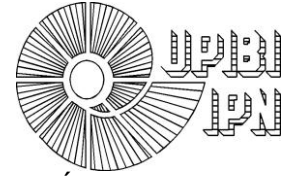




INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL



UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

---

**“CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA  
TERMOLUMINISCENTE PARA EL ÁREA DE  
RADIOTERAPIA EN EL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO”**

INFORME TÉCNICO DE LA OPCIÓN CURRICULAR EN LA MODALIDAD DE:  
**ESTANCIA HOSPITALARIA**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
INGENIERO BIOMÉDICO**

PRESENTA:

**KAREN EGUIARTE DE LA ROSA**

**SONIA BERENICE PÉREZ RAMOS**

DIRECTOR INTERNO: DR. JORGE ISAAC CHAIREZ ORIA

DIRECTOR EXTERNO: FÍS. DANIEL RAYMUNDO RUESGA VÁZQUEZ

México, D. F. a 29 de noviembre de 2012



México D. F. a 22 de noviembre del 2012.

Of. No. PTIII-Biomédica-007/2012B

**EGUIARTE DE LA ROSA KAREN**  
**ALUMNA DEL PROYECTO TERMINAL III**  
**DEL OCTAVO NIVEL DE LA CARRERA DE**  
**INGENIERÍA BIOMÉDICA**  
**Presente**

Comunico a Usted que, como resultado de la evaluación por parte de la Academia de Opción Curricular, con fecha 22 de noviembre del 2012, ha quedado registrada su actividad a realizar en el Proyecto Terminal en la modalidad "ESTANCIA HOSPITALARIA" en el "Hospital General de México" desarrollando el trabajo titulado: "Construcción de un Sistema de Dosimetría Termoluminiscente para el Área de Radioterapia en el Hospital General de México", bajo la dirección interna del Dr. Jorge Isaac Chairez Oria y la dirección externa del Fís. Daniel Raymundo Ruesga Vázquez.

De cumplir con las condiciones que abajo se indican, acreditará la Opción Curricular de Titulación. Así mismo, me permito recordarle que dicha actividad deberá concluir en el octavo nivel con la entrega del informe técnico final, de conformidad con los lineamientos que para tal fin ha establecido la academia mencionada.

#### CONDICIONES

1. Permanecer en la misma modalidad en el Proyecto Terminal I, II y III
2. Obtener una calificación igual o superior a 8.0 en Proyecto Terminal I, Proyecto terminal II y en Proyecto Terminal III
3. Cumplir con el 90% de asistencia a las actividades asignadas y en la asignatura
4. Cumplir con los demás requisitos que se fijan en el programa de estudios de la asignatura

Sin otro particular por el momento, le envío un cordial saludo.

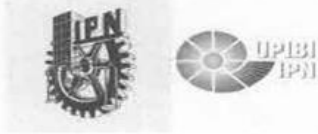
ATENTAMENTE

DRA. MARIA GUADALUPE RAMIREZ SOTELO  
PROFESOR DE LA ASIGNATURA PROYECTO  
TERMINAL III.

Vo Bo

M. EN C. ENRIQUE HERNÁNDEZ GARCÍA  
JEFE DE LA CARRERA DE INGENIERÍA  
BIOMÉDICA

ccp Expediente de Proyecto Terminal  
Archivo



México D. F. a 22 de noviembre del 2012.  
Of. No. PTIII-Biomédica-006/2012B  
**PÉREZ RAMOS SONIA BERENICE**  
**ALUMNA DEL PROYECTO TERMINAL III**  
**DEL OCTAVO NIVEL DE LA CARRERA DE**  
**INGENIERÍA BIOMÉDICA**  
**Presente**

Comunico a Usted que, como resultado de la evaluación por parte de la Academia de Opción Curricular, con fecha 22 de noviembre del 2012, ha quedado registrada su actividad a realizar en el Proyecto Terminal en la modalidad "ESTANCIA HOSPITALARIA" en el "Hospital General de México" desarrollando el trabajo titulado: "Construcción de un Sistema de Dosimetría Termoluminiscente para el Área de Radioterapia en el Hospital General de México", bajo la dirección interna del Dr. Jorge Isaac Chairez Oria y la dirección externa del Fís. Daniel Raymundo Ruesga Vázquez.

De cumplir con las condiciones que abajo se indican, acreditará la Opción Curricular de Titulación. Así mismo, me permito recordarle que dicha actividad deberá concluir en el octavo nivel con la entrega del informe técnico final, de conformidad con los lineamientos que para tal fin ha establecido la academia mencionada.

#### CONDICIONES

1. Permanecer en la misma modalidad en el Proyecto Terminal I, II y III
2. Obtener una calificación igual o superior a 8.0 en Proyecto Terminal I, Proyecto terminal II y en Proyecto Terminal III
3. Cumplir con el 90% de asistencia a las actividades asignadas y en la asignatura
4. Cumplir con los demás requisitos que se fijan en el programa de estudios de la asignatura

Sin otro particular por el momento, le envío un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**

**DRA. MARIA GUADALUPE RAMIREZ SOTELO**  
**PROFESOR DE LA ASIGNATURA PROYECTO**  
**TERMINAL III.**

**Vo Bo**

**M. EN C. ENRIQUE HERNÁNDEZ GARCÍA**  
**JEFE DE LA CARRERA DE INGENIERÍA**  
**BIOMÉDICA**

ccp Expediente de Proyecto Terminal  
Archivo



**DRA. MARÍA GUADALUPE RAMIREZ SOTELO  
COORDINADORA DE PROYECTO TERMINAL III**

Los abajo firmantes designados por el Comité de Proyecto Terminal como miembros del jurado calificador del Informe final titulado "Construcción de un Sistema de Dosimetría Termoluminiscente para el Área de Radioterapia en el Hospital General de México", que presenta la C. Karen Eguiarte De la Rosa de la carrera de Ingeniería Biomédica, informamos que después de haber revisado cuidadosamente el informe escrito, consideramos que reúne las características que se requieren para su impresión y aspirar a la aprobación del Proyecto Terminal III.

NOMBRE

FIRMA

FIS. DANIEL RAYMUNDO RUESGA VÁZQUEZ  
ASESOR EXTERNO

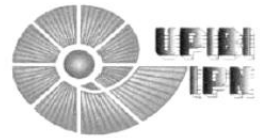
DR. JORGE ISAAC CHAIREZ ORIA  
ASESOR INTERNO

M. EN C. YOLANDA DE LAS MERCEDES GÓMEZ Y GÓMEZ  
EVALUADOR

Se extiende la presente a los 29 días del mes de noviembre del año 2012.



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL  
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA**



**DRA. MARÍA GUADALUPE RAMIREZ SOTELO  
COORDINADORA DE PROYECTO TERMINAL III**

Los abajo firmantes designados por el Comité de Proyecto Terminal como miembros del jurado calificador del Informe final titulado "Construcción de un Sistema de Dosimetría Termoluminiscente para el Área de Radioterapia en el Hospital General de México", que presenta la C. Sonia Berenice Pérez Ramos de la carrera de Ingeniería Biomédica, informamos que después de haber revisado cuidadosamente el informe escrito, consideramos que reúne las características que se requieren para su impresión y aspirar a la aprobación del Proyecto Terminal III.

NOMBRE

FIRMA

FIS. DANIEL RAYMUNDO RUESGA VÁZQUEZ  
ASESOR EXTERNO

DR. JORGE ISAAC CHAIREZ ORIA  
ASESOR INTERNO

M. EN C. YOLANDA DE LAS MERCEDES GÓMEZ Y GÓMEZ  
EVALUADOR

Se extiende la presente a los 29 días del mes de noviembre del año 2012.

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi madre que siempre me ha apoyado y de quien aprendí que un problema nunca es tan grande como para rendirse.

A mi hermana que siempre ha sido un ejemplo a seguir y sé que puedo contar con ella en cualquier momento. Gracias por traer al mundo a una pequeña nena que me ha brindado grandes alegrías y ha hecho la realización de este proyecto más sencilla.

A mi abue con quien crecí y que ahora que está en el cielo espero esté orgullosa de que cada una de sus enseñanzas han dado frutos.

A mis tíos especialmente a mi tío Mario, a mi Nino y a mi tía Irma que han confiado en mí y me han brindado todo el apoyo posible para llegar a ser toda una profesionalista.

A mis amigos que han estado ahí apoyándome y brindándome grandes momentos de alegría, especialmente a mi compañera de proyecto y amiga Berenice que a pesar de todo hizo que el trabajo se hiciera más ameno, a Sergio que con sus ocurrencias hizo que los momentos de tensión se relajaran. A mis grandes amigos Salisa y Jorge que desde los inicios de la carrera han estado conmigo en las buenas y en las malas. A mi amiga Diana que siempre me ha animado para alcanzar nuevas metas, y a mis amigos Enrique, Damaris, Sharit, Fernando, Natanael que han sido de gran apoyo en los momentos difíciles, en general a cada uno de mis amigos y compañeros que han sido parte de mi formación y que hicieron que la carrera fuera tan agradable.

A mis profesores que gracias a cada uno de ellos, he podido concluir esta etapa con gran satisfacción y con la ilusión de poner en práctica cada una de sus enseñanzas.

Al Dr. Isaac Chairez por su apoyo, paciencia y ayuda en la realización del proyecto.

Al Fís. Daniel Ruesga por su motivación para la realización del proyecto.

A cada una de las personas que ha sido parte de mi vida y me han dejado grandes enseñanzas.

Karen Eguiarte De la Rosa

## **AGRADECIMIENTOS**

Saber que fuiste el ser más fiel en mi camino me lleva a expresar mis mejores sentimientos por tu larga compañía en el trayecto de mi estancia en UPIBI fuiste cada respiro de salvación y fortaleza, nunca me abandonaste y confiaste fielmente en mí, quisiera poder abrazarte y darte tantas gracias por que fuiste la inspiración enmarcada en el rostro de mi familia, amigos, y en el mundo entero, cuando quise abandonarlo todo me impulsaste de una forma tan singular que nadie podría ver ni imaginar, estabas ahí y sin dudar me ayudaste.

A mi mamá por ser una de las personas más solidarias que conozco, gracias por los valores inculcados y el apoyo que me brindaste a pesar de que te fue difícil gracias por todas aquellas veces de insomnio en las que me acompañaste, y que siempre estuviste al pendiente, te amo mami.

A mi madre porque me apoyo cuando más lo necesite fielmente reconociendo mi esfuerzo, gracias madre por ser unos de los seres que han iluminado mi camino con la esencia y el amor de una hermoso ángel.

A mi padre porque es difícil encontrar a alguien que tenga la satisfacción de tener un papa tan genial como el mío que te entienda y te oriente, gracias papa por confiar en mí siempre, así como yo confié en ti.

Mis hermanos Erik, Nancy, Lupe, Raquel, Sergio, Marcela, Misael, Hugo, Serena, Saúl, que siempre confiaron y creyeron en mí y eso me impulso a no defraudarlos y al mismo tiempo impulsarlos a salir adelante y ser mejores cada día no solo personalmente si no espiritualmente a mis casi hermanos Andrés, Noemí, Cynthia, Nadis, Laura espero siempre cuente con ustedes ya que ustedes contarán incondicionalmente conmigo los quiero.

A mis profesores:

Dr. Jorge Isaac Chairez que a pesar de todo el trabajo que tenía siempre estuvo al pendiente de nosotras, y lo reconocí como una persona sabia y paciente que siempre sabe escuchar muchas gracias.

Fis. Daniel Raymundo Ruesga que nos impulso a desarrollar el proyecto, con ese gran animo y alegria que lo distingue muchas gracias.

Para mis amigos Biomédicos que estuvieron a mi lado en este proyecto se quedaron en mi vida, especialmente a mi estricta y generosa Karen que en este año de trabajo me enseñó, me oriento, y me alegro la vida con su singular risa gracias. Para mi genial amiga Jacqueline, a mi tierna Citlali, mi risueña Mareline, y mi amable y carismática Linda, sin olvidar a mis dude Susana e Ilse, así como mi pequeños amigos Alejandro y Adrian (tacho) que siempre me alimentaron cuando tuve hambre y me cobijaron cuando tuve frio y que siempre me echaron ánimos y no desconfiaron de mí a pesar de que me costaba trabajo sabían que lo lograría.

Para mis amigos de Ingeniería en Alimentos Alejandra, Dulce, Edna, mi hermana Azu, Karen, Iris, Mariana, Vico, que estuvieron en mis inicios en UPIBI que me apoyaron en cada fracaso y triunfo gracias, claro está que no olvido a los de Ingeniería Ambiental mi inseparable Andrés (Sugar), Dulce, Kore, Miranda, Luisa, y mi gran amigo Uriel a quien admiro por su gran desempeño, los de Biotecnología especialmente a mis hermosas amigas con las que conté siempre en mi soledad Mildred, Marlem, Selene, Jessica y por ultimo los Mecatrónicos de UPIITA mis amigos locos que me hicieron madurar Julio (yoyo), Didi, gayo, Luis, Ale, Aarón, y a todos aquellos que me faltaron pero que siempre me brindaron su mano para seguir adelante gracias.

Sonia Berenice Pérez Ramos



# CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE PARA EL ÁREA DE RADIOTERAPIA EN EL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO

Karen Eguarte De la Rosa, Sonia Berenice Pérez Ramos, Dr. Jorge Isaac Chairez Oria\*, Fis. Daniel Raymundo Ruesga Vázquez\*. isaac\_chairez@yahoo.com, druesga@yahoo.com.mx

Palabras clave: Ingeniería Biomédica, Mantenimientos, Radiación, Cáncer, Dosimetría, Termoluminiscencia

## Introducción.

El Hospital General de México es una institución de asistencia pública de cuarto nivel perteneciente a la Secretaría de Salud de México, cuenta con más de 40 especialidades [1]. Además cuenta con un departamento de Ingeniería Biomédica, en donde se realizan mantenimientos preventivos, correctivos y predictivos con el fin de optimizar el uso del equipo aplicando normas para lograr un control de calidad y la certificación [2].

Entre las áreas donde hubo intervención del departamento de Ingeniería Biomédica fue en la unidad de oncología en el área de radioterapia donde se desarrolló un sistema de dosimetría termoluminiscente [3] para medir la radiación ionizante que recibe un paciente de dicha área, ya que, en la actualidad no se cuenta con un equipo de este tipo y el exceso de radiación puede causar efectos biológicos provocando serias complicaciones al paciente que se encuentra en tratamiento contra el cáncer [4].

## Metodología.

Para el desarrollo del sistema de dosimetría termoluminiscente se diseñaron tres sistemas: el sistema detector de iluminancia, el sistema generador de iluminancia y el sistema de medición de la señal.

El detector de iluminancia consta de 4 fotodiodos en paralelo desarrollado para reducir el efecto de variaciones de alta frecuencia en la generación de luz por el efecto de termoluminiscencia.

El sistema generador de iluminancia consta de un dispositivo térmico que es una resistencia cerámica y el sistema eléctrico que es una etapa para generar pulso y la etapa de potencia requerida para calentar controladamente la resistencia cerámica.

Finalmente el sistema de medición de la señal consta de una interfaz gráfica donde se realizan las mediciones de la temperatura y la dosis en un sistema de cómputo visualizando la respuesta del detector de iluminancia.

## Resultados y discusión.

En el detector de iluminancia se obtuvo una respuesta logarítmica, tal como lo establece el fotodiodo utilizado (Figura 1).

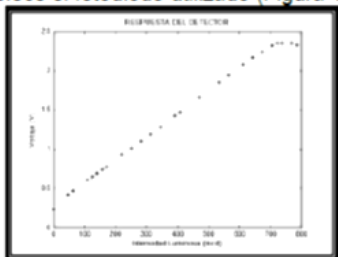


Figura 1. Respuesta del Detector de Iluminancia a 950 lx como máximo

En el sistema generador de iluminancia se obtuvo una respuesta no lineal, a pesar de ello, es útil para obtener la señal del SiO<sub>2</sub> requerida para medir la dosis (Figura 2).

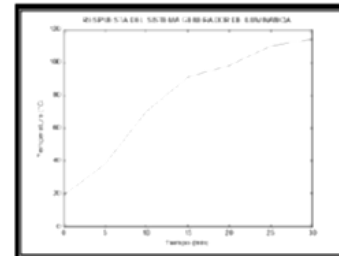


Figura 2. Respuesta del Sistema Generador de Iluminancia a 115W

Para el sistema de dosimetría termoluminiscente se ensambla cada subsistema para obtener la siguiente respuesta (Figura 3).

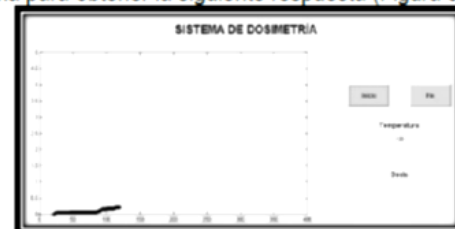


Figura 3. Respuesta del Sistema de Dosimetría Termoluminiscente con los Subsistemas Ensamblados

## Conclusiones y perspectivas.

El establecer programas de mantenimiento preventivo es necesario, para conservar la salud y que el hospital obtenga la certificación.

La planificación es necesaria para el mantenimiento, elaborando calendarios de limpieza, organizar y dirigir al personal por medio de organigramas detallados.

Al realizar las actividades de un Ingeniero Biomédico, se identifican problemáticas dentro de un hospital, como en el área de radioterapia, donde se desarrolló un sistema de dosimetría termoluminiscente.

El desarrollo de dicho sistema tuvo varias complicaciones, sin embargo, se logró obtener la respuesta deseada para medir sin problema la cantidad de dosis recibida por el paciente.

## Referencias.

1. Secretaría de Salud de México. (2010). Hospital General de México: Área Médica consultado en Junio 2012 en: [http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/area\\_medica/unidades.html](http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/area_medica/unidades.html)
2. Consejo de Salubridad General (2010). Programa de Certificación 2010, México consultado en Noviembre de 2012 en: <http://www.csg.salud.gob.mx/contenidos/certificacion2010/hospital>
3. Ruesga Vázquez, Daniel. (2006). Estudio de la fibra óptica comercial de SiO<sub>2</sub> en polvo como material termoluminiscente, Tesis en Física, UNAM, México, D.F.
4. Núñez, Margarita. (2008). Efectos Biológicos de las Radiaciones: Dosimetría Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Montevideo, Uruguay.

## ÍNDICE DE CONTENIDO

|       |  |    |
|-------|--|----|
| 1.    | INTRODUCCIÓN.....  | 1  |
| 1.1   | DESCRIPCIÓN HOSPITAL.....  | 1  |
| 1.2   | UBICACIÓN.....   | 1  |
| 1.3   | HISTORIA.....  | 2  |
| 1.4   | MISIÓN.....  | 5  |
| 1.5   | VISIÓN.....  | 5  |
| 1.6   | ORGANIGRAMA GENERAL.....   | 5  |
| 1.7   | ORGANIGRAMA INGENIERÍA BIOMÉDICA.....                            | 6  |
| 2.    | ESTANCIA HOSPITALARIA.....                                       | 8  |
| 2.1   | CERTIFICACIÓN.....   | 8  |
| 2.1.1 | INSCRIPCIÓN Y AUTOEVALUACIÓN.....                                | 8  |
|       | <i>Mantenimiento Preventivo.....</i>                             | 10 |
|       | <i>Ejemplo sobre un Esquema de Mantenimiento Preventivo.....</i> | 12 |
|       | <i>Mantenimiento Correctivo.....</i>                             | 23 |
|       | <i>Mantenimiento en el Área de Radioterapia.....</i>             | 28 |
| 2.1.2 | AUDITORIA.....   | 31 |
| 2.2   | CAPACITACIÓN.....  | 32 |
| 2.3   | SERVICIO DE ONCOLOGÍA.....                                       | 33 |
| 3.    | PROYECTO DE INVESTIGACIÓN.....                                   | 36 |
| 3.1   | MARCO TEÓRICO.....   | 36 |
| 3.1.1 | RADIACIÓN IONIZANTE.....   | 36 |
| 3.1.2 | CÁNCER.....  | 40 |
| 3.1.3 | RADIOTERAPIA.....  | 41 |
| 3.1.4 | LÍMITE DE DOSIS.....   | 42 |
| 3.1.5 | DETECCIÓN DE LA RADIACIÓN.....                                   | 43 |
| 3.1.6 | DOSIMETRÍA.....  | 46 |
| 3.1.7 | TERMOLUMINISCENCIA.....  | 49 |
|       | SUPUESTO.....  | 54 |
|       | ALCANCE.....   | 54 |
|       | OBJETIVO GENERAL.....  | 54 |
|       | OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....                                       | 54 |
| 3.2   | METODOLOGÍA.....   | 55 |

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

|   |    |
|---|----|
| 3.2.1 CONSTRUCCIÓN DEL SOPORTE PARA LA FIBRA ÓPTICA ..... | 55 |
| 3.2.2 DETECTOR DE ILUMINANCIA .....                       | 56 |
| 3.2.3 SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA .....              | 58 |
| 3.2.4 SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA SEÑAL .....               | 61 |
| 3.3 RESULTADOS .....                                      | 66 |
| 3.3.1 SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA .....           | 66 |
| 3.3.2 SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA .....              | 69 |
| 3.3.3 SISTEMA DE LA MEDICIÓN DE LA SEÑAL .....            | 75 |
| CONCLUSIONES.....   | 80 |
| REFERENCIAS .....   | 82 |
| ANEXO 1 .....   | 85 |
| ANEXO 2.....  | 87 |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|   |    |
|---|----|
| <b>FIGURA 1.</b> UBICACIÓN DEL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO .....   | 2  |
| <b>FIGURA 2.</b> ORGANIGRAMA GENERAL DEL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO .....   | 6  |
| <b>FIGURA 3.</b> ORGANIGRAMA DEL DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA .....   | 7  |
| <b>FIGURA 4.</b> ESQUEMA DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO .....  | 22 |
| <b>FIGURA 5.</b> ESQUEMA DE MANTENIMIENTO CORRECTIVO.....   | 29 |
| <b>FIGURA 6.</b> ORGANIGRAMA DEL ÁREA DE ONCOLOGÍA DEL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO ....                                | 34 |
| <b>FIGURA 7.</b> CLASIFICACIÓN DE LOS EFECTOS BIOLÓGICOS SEGÚN NÚÑEZ (2008).....                                      | 39 |
| <b>FIGURA 8.</b> DETECTOR DE IONIZACIÓN DE GAS .....  | 44 |
| <b>FIGURA 9.</b> AMPLITUD DEL IMPULSO O CARGA COLECTADA EN FUNCIÓN DE LA TENSIÓN<br>APLICADA.....                     | 44 |
| <b>FIGURA 10.</b> CORTE ESQUEMÁTICO DE UN DETECTOR DE CENTELLEO .....   | 46 |
| <b>FIGURA 11.</b> DOSÍMETRO CÁMARA DE IONIZACIÓN .....  | 47 |
| <b>FIGURA 12.</b> DOSÍMETRO DE PELÍCULA .....   | 48 |
| <b>FIGURA 13.</b> DOSÍMETRO TERMOLUMINISCENTE .....   | 49 |
| <b>FIGURA 14.</b> SISTEMA DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE .....   | 49 |
| <b>FIGURA 15.</b> ESQUEMA SIMPLIFICADO DEL MODELO DE BANDAS DE ENERGÍA DEL PROCESO DE<br>TERMOLUMINISCENCIA.....      | 51 |
| <b>FIGURA 16.</b> CURVA DE BRILLO (FLUORURO DE LITIO).....  | 52 |
| <b>FIGURA 17.</b> DIAGRAMA DE BLOQUES DE COMPONENTES DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA<br>TERMOLUMINISCENTE .....           | 55 |
| <b>FIGURA 18.</b> ESQUEMA DEL SOPORTE DE LA FIBRA ÓPTICA.....   | 56 |
| <b>FIGURA 19.</b> ESQUEMA DEL CONVERTIDOR DE CORRIENTE A VOLTAJE.....   | 57 |
| <b>FIGURA 20.</b> ESQUEMA DEL CIRCUITO QUE PROMEDIA LA SEÑAL DE LA RESPUESTA DE LOS 4<br>FOTODIODOS .....             | 58 |
| <b>FIGURA 21.</b> RESISTENCIA CERÁMICA DE 20 $\Omega$ .....   | 58 |
| <b>FIGURA 22.</b> ESQUEMA DEL SISTEMA ELÉCTRICO GENERADOR DE ILUMINANCIA .....  | 59 |
| <b>FIGURA 23.</b> ESQUEMA DE LA ETAPA GENERADORA DE PULSOS DEL SISTEMA ELÉCTRICO DEL<br>GENERADOR DE ILUMINANCIA..... | 60 |
| <b>FIGURA 24.</b> ESQUEMA DE LA ETAPA DE POTENCIA DEL SISTEMA ELÉCTRICO DEL GENERADOR<br>DE ILUMINANCIA.....          | 60 |

|   |    |
|---|----|
| <b>FIGURA 25.</b> FORMA DE CONTROLAR LA POTENCIA .....  | 61 |
| <b>FIGURA 26.</b> DIAGRAMA DE FLUJO PARA GENERAR LOS PULSOS POR CRUCE POR CERO .....                        | 62 |
| <b>FIGURA 27.</b> DIAGRAMA DE FLUJO PARA EL ENVÍO DE DATOS AL EQUIPO DE CÓMPUTO.....                        | 63 |
| <b>FIGURA 28.</b> ESQUEMA DEL SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA SEÑAL.....  | 64 |
| <b>FIGURA 29.</b> DIAGRAMA DE FLUJO PARA GENERAR LA INTERFAZ GRÁFICA.....                                   | 65 |
| <b>FIGURA 30.</b> VISUALIZACIÓN DE LA INTERFAZ GRÁFICA.....   | 64 |
| <b>FIGURA 31.</b> CIRCUITO DEL SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA .....                                    | 66 |
| <b>FIGURA 32.</b> CIRCUITO PARA MODIFICAR LA INTENSIDAD LUMINOSA Y VISUALIZAR EL CICLO ÚTIL EN LA LCD ..... | 66 |
| <b>FIGURA 33.</b> CAMBIO DE LA INTENSIDAD DE LUZ .....  | 67 |
| <b>FIGURA 34.</b> COMPARACIÓN ENTRE PWM Y EL VOLTAJE DE SALIDA DEL SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA..... | 67 |
| <b>FIGURA 35.</b> RESPUESTA GRÁFICA DEL SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA .....                           | 69 |
| <b>FIGURA 36.</b> SEÑAL DE ENTRADA Y SALIDA DEL GENERADOR DE PULSOS CON CRUCE POR CERO A 0.5V .....         | 71 |
| <b>FIGURA 37.</b> VISUALIZACIÓN DE LA ALTA POTENCIA GENERADA POR EL SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA .....  | 71 |
| <b>FIGURA 38.</b> SEÑAL DE ENTRADA Y SALIDA DEL GENERADOR DE PULSOS CON CRUCE POR CERO A 3.4V .....         | 72 |
| <b>FIGURA 39.</b> VISUALIZACIÓN DE BAJA POTENCIA GENERADA POR EL SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA .....     | 72 |
| <b>FIGURA 40.</b> RESPUESTA GRÁFICA DEL SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA.....                               | 73 |
| <b>FIGURA 41.</b> RESPUESTA DEL SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA SEÑAL.....  | 75 |
| <b>FIGURA 42.</b> CIRCUITO DEL SISTEMA DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE .....                                | 78 |
| <b>FIGURA 43.</b> DOSÍMETRO TERMOLUMINISCENTE (SiO <sub>2</sub> ) .....                                     | 79 |
| <b>FIGURA 44.</b> SISTEMA DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE .....   | 79 |

## ÍNDICE DE TABLAS

|   |    |
|---|----|
| <b>TABLA 1.</b> EQUIPO AL QUE SE LE BRINDÓ MANTENIMIENTO CORRECTIVO .....   | 27 |
| <b>TABLA 2.</b> ALCANCE DEL ACELERADOR LINEAL VARIAN CLINAC .....   | 30 |
| <b>TABLA 3.</b> RESPUESTA DEL SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA A TRAVÉS DE LA<br>INTENSIDAD LUMINOSA OBTENIDA A PARTIR DEL PWM DEL LED ..... | 68 |

## **1. INTRODUCCIÓN**

En este capítulo se hace una breve descripción del Hospital General de México que consiste en conocer la ubicación del lugar, las áreas con las que cuenta, su historia, así como su visión, misión y el organigrama general.

### **1.1 DESCRIPCIÓN HOSPITAL**

El Hospital General de México es una institución de asistencia pública de cuarto nivel perteneciente a la Secretaría de Salud de México. Esta instalación forma parte de una red de seis hospitales que prestan salud pública en la zona central del país.

El Hospital General de México cuenta con más de 40 especialidades, en las que se encuentran otorrinolaringología, oftalmología, hematología, audiología y foniatría, urología, nefrología, ortopedia, gastroenterología, cirugía plástica, dermatología, geriatría, oncología, gineco-obstetricia, terapia médica intensiva, anestesiología, quirófano central, clínica del dolor, laboratorio, radiología e imagenología, cirugía general, medicina interna, alergia e inmunología, patología, genética, consulta externa, medicina preventiva, urgencias, banco de sangre, medicina física y rehabilitación, neurología y neurocirugía, reumatología, estomatología, endocrinología, salud mental, infectología, neumología, medicina experimental, cardiología, pediatría, y farmacología clínica (Secretaría de Salud, 2010).

### **1.2 UBICACIÓN**

El Hospital General de México (Figura 1) se encuentra ubicado en la calle Dr. Balmis No.148, Col. Doctores, Delegación Cuauhtémoc, C. P. 06726, México, D. F. (Secretaría de Salud, 2010).

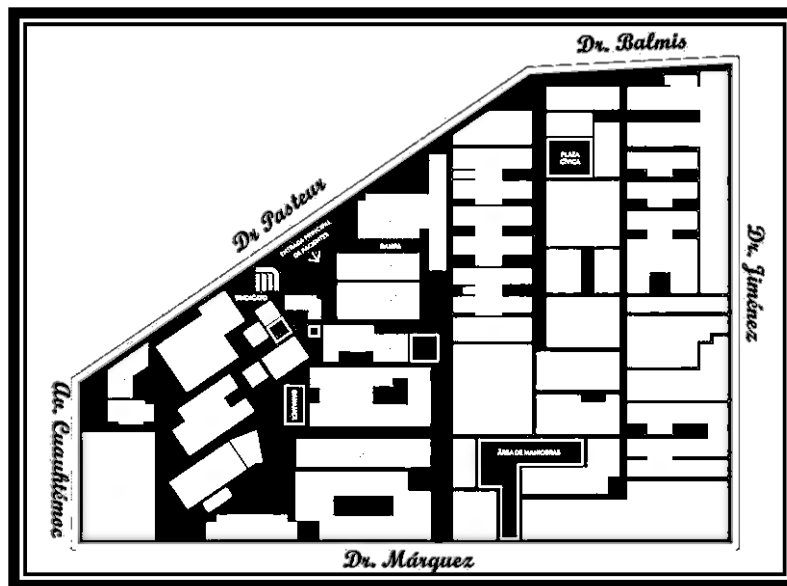


FIGURA 1. UBICACIÓN DEL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO  
(Secretaría de Salud, 2010)

### 1.3 HISTORIA

El Hospital General de México fue inaugurado el 5 de febrero de 1905 por el Presidente Porfirio Díaz, con la presencia del Dr. Liceaga y su primer director, el Dr. Fernando López. La Institución desde sus inicios, funcionó como establecimiento de beneficencia a cargo del Poder Ejecutivo de la Secretaría de Estado y Gobernación para la asistencia gratuita de enfermos indigentes sin importar edad, sexo, raza, nacionalidad ni creencias religiosas, principios que a la fecha perduran y motivan el trabajo que se desarrolla en el Hospital.

En 1917 inició su gestión el Doctor Genaro Escalona, quien reordena el nosocomio, implantando una reglamentación para el quirófano y la programación de operaciones. De 1921 a 1924 el Doctor Cleofas Padilla mejora la Institución en los departamentos de distinción o pensionistas, en el de niños, además de reorganizar y reglamentar los servicios de enfermería y practicantes.

En 1924, el Doctor Genaro Escalona asume la dirección del Hospital, iniciando así, una de las etapas más florecientes del establecimiento de la medicina en México; durante su gestión rompe con los moldes establecidos, eleva el nivel hospitalario e impulsa decididamente la investigación científica.



UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

Los pabellones destinados a cada una de las ramas principales de la medicina fueron dirigidos por médicos creadores de los institutos de especialidades que funcionan en la actualidad, como por ejemplo Cardiología, Enfermedades de la Vías Urinarias y del Aparato Digestivo, a cargo de los doctores Ignacio Chávez, Aquilino Villanueva y Abraham Ayala González.

En 1937 el Doctor Ignacio Chávez fue nombrado director del hospital y comenzó una campaña de promoción para reforzar e institucionalizar los cursos para médicos ya graduados.

En 1939 inició su periodo de gestión el Doctor Aquilino Villanueva, quien junto con el Doctor Gustavo Baz al frente de la Secretaría de Asistencia, habrían de mantener la efervescencia científica que a la fecha es una de las características más importantes de la institución.

En 1943 se creó la Secretaría de Salubridad y Asistencia con la fusión de la Secretaría de Asistencia Pública y el Departamento de Salubridad con base en el decreto del 18 de octubre de 1943, dependiendo el Hospital General de México de dicha dependencia.

En 1946, bajo el mando del Doctor Abraham Ayala González se impulsó a la enseñanza médica con la creación de una oficina de enseñanza e investigaciones médicas, perfeccionó además los programas de estudio, y logró la permanencia de médicos de base los domingos, lo que introdujo el concepto de Institución que trabaja las 24 horas los 365 días del año.

De 1948 a 1950 varios de los médicos especialistas del Hospital General de México son transferidos a los nuevos Institutos Nacionales de Salud en reconocimiento a su amplia historia de excelencia médica. Durante la década de los sesentas, el hospital recibió por primera vez recursos para su remodelación, logrando con esto mantener el nivel de excelencia en el servicio que le caracterizaba hacia sus usuarios.

En 1970, el Doctor Héctor Abelardo Rodríguez Martínez plantea la creación de un Museo de Anatomía Patológica, el cual, actualmente cuenta con 700 piezas, algunas únicas en el mundo y otras peculiares, como por ejemplo el hígado del General Lázaro Cárdenas,

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

cedido por la familia después de la autopsia practicada por el Doctor Jorge Albores Saavedra, titular de la unidad de anatomía patológica.

De 1974 a 1984 destaca la participación del Dr. Francisco Higuera Ballesteros, quien se distinguió como conciliador y buen negociador político, ejemplificado por la cordial relación que mantuvo con el sindicato y que alejó la posibilidad de surgimiento de problemas laborales.

Durante su gestión, se desarrollaron ampliamente todas las especialidades médicas, se fundó la clínica del dolor; en oftalmología el Doctor Juan Heatley fabricó para uso en el Hospital un oftalmoscopio estereoscópico, mucho antes de recibir del extranjero modelos comerciales; en gastroenterología se sumaron los servicios de esofagología, coloproctología y gastroenterología medico-quirúrgica y finalmente Urología se subdividió en tres sectores básicos, oncología urológica, cirugía reconstructiva y litiasis.

Bajo la dirección del Doctor José Kuthy Porter, en 1985 el Hospital General de México enfrentó una de las pruebas más duras de su existencia, el terremoto que se registró en la Ciudad de México destruyó la unidad de Ginecobstetricia y la Residencia de los Médicos, además de incontables pérdidas humanas entre pacientes, médicos, residentes y enfermeras. Hasta antes de septiembre de ese año se contaba con 1700 camas. Como consecuencia del sismo el Hospital sufrió daños considerables quedando reducida su capacidad a 1,178 camas censables. Un año después se adecuó un jardín en el lugar donde estuvieran los edificios derrumbados.

A partir de 1986 se consolidaron los cambios estructurales de la organización médica del hospital, cuando la Dirección General se apoyó en cuatro áreas, tres de carácter médico y una de índole administrativa. El fortalecimiento de la estructura interna del hospital, motiva que el 11 de Mayo de 1995, se crea el Hospital General de México como organismo Descentralizado del Gobierno Federal con personalidad jurídica y patrimonio propios, durante la gestión del Doctor Juan Ramón de la Fuente como Secretario de Salud y Presidente de la Junta de Gobierno de la Institución.

En Octubre de 1995 un nuevo sismo ocasiona la reducción en el número de camas a 1,008 e inutiliza la planta física de los servicios de Cardiología, Cirugía Cardiovascular y

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

Cirugía Plástica y Reconstructiva. El 1° de Mayo de 1997 y como consecuencia de la descentralización, se autorizó la propuesta de modificación estructural del Hospital General de México por la Secretaría de Hacienda y Crédito Público (Secretaría de Salud, 2010).

#### **1.4 MISIÓN**

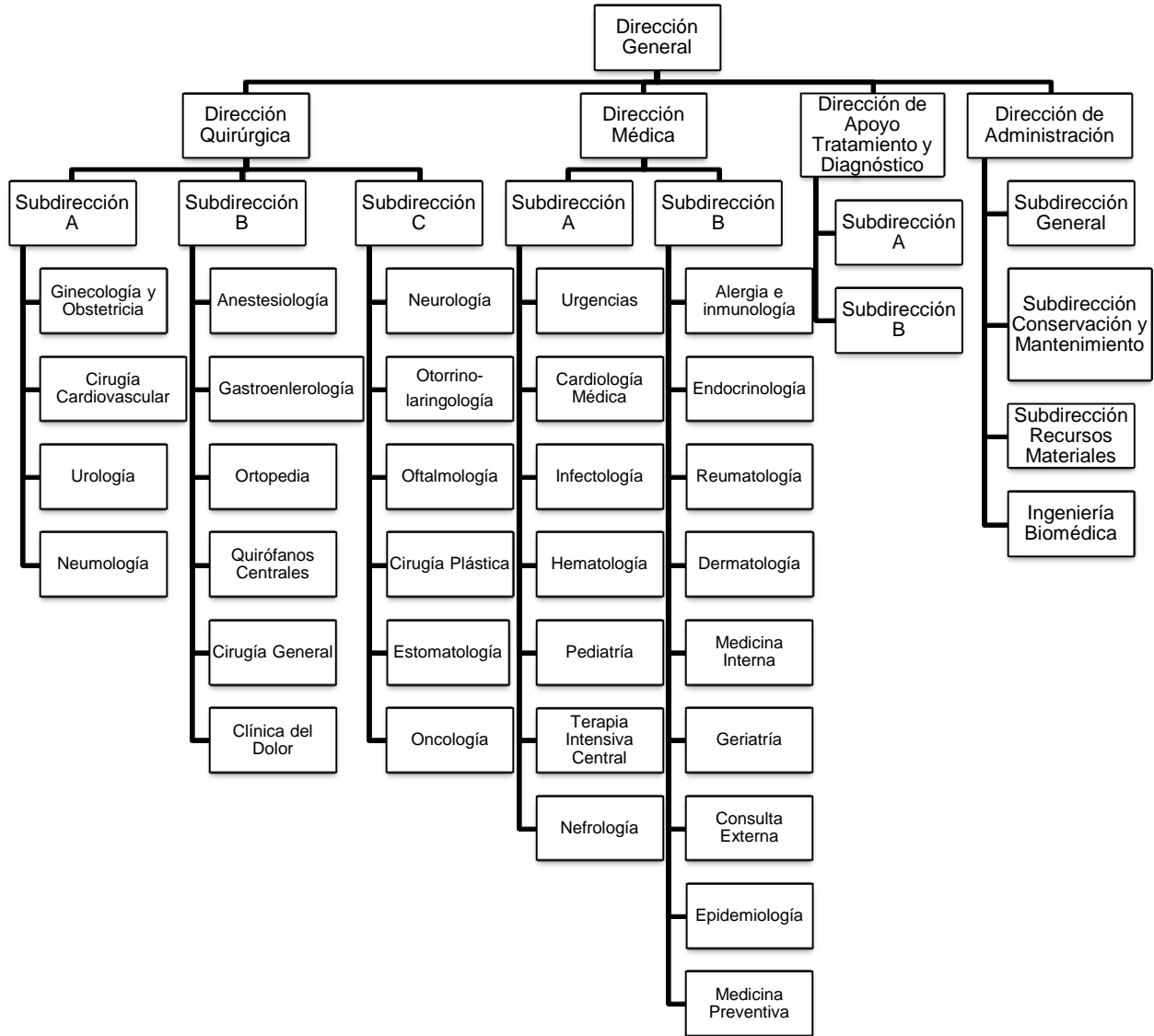
Hospital Regional de la zona centro del país que proporciona servicios de salud de alta especialidad con gran calidad y calidez, en las especialidades médicas, quirúrgicas y de apoyo al diagnóstico y tratamiento, por lo que tiene el reconocimiento de la sociedad mexicana. Hospital formador de recursos humanos de excelencia para la salud del país y a nivel internacional. Realiza investigación de alto nivel cuyos resultados se difunden en publicaciones científicas de impacto internacional, se preocupa por sus recursos humanos capacitándolos formando equipos como una necesidad de las actividades humanas (Secretaría de Salud, 2010).

#### **1.5 VISIÓN**

Ser un centro hospitalario con reconocimiento nacional y de referencia internacional, generador de modelos e atención en las especialidades médicas, en la enseñanza de la medicina y en proyectos de investigación con alto rigor científico. Participante en las políticas sectoriales, principalmente en el Seguro Popular y del Fondo Directo de Gastos Catastróficos en Salud y apoyando la formación de recursos humanos de alta calidad y de modelos de atención a la salud, que impacte en los indicadores básicos de salud, con aportaciones para la disminución de los problemas relacionados con el rezago social y que propicie el ataque oportuno a los factores casuales de los problemas emergentes, debiéndose mantener a la vanguardia (Secretaría de Salud, 2010).

#### **1.6 ORGANIGRAMA GENERAL**

El Hospital General de México cuenta con diversas especialidades que se encuentran organizadas en la dirección médica, la dirección de apoyo a tratamiento y diagnóstico y la dirección quirúrgica, en donde se encuentra oncología (Figura 2).

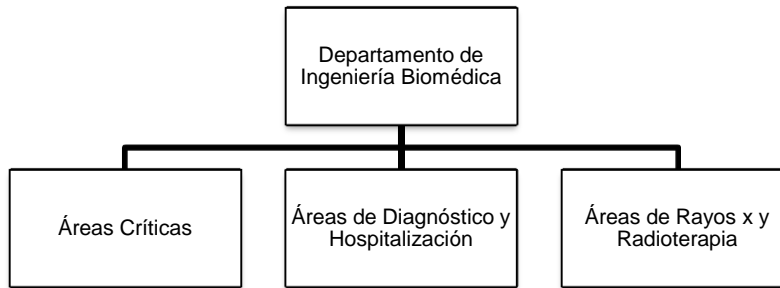


**FIGURA 2. ORGANIGRAMA GENERAL DEL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO**  
(Secretaría de Salud, 2010)

### 1.7 ORGANIGRAMA INGENIERÍA BIOMÉDICA

En el departamento de Ingeniería Biomédica se cuenta con 3 diferentes áreas (Figura 3), en donde, se requieren ingenieros y técnicos que apoyen en la parte administrativa, así como en el diseño y electrónica de los equipos médicos.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA



**FIGURA 3. ORGANIGRAMA DEL DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA DEL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO**  
(Secretaría de Salud, 2010)

## **2. ESTANCIA HOSPITALARIA**

La Dirección de Administración coordina el departamento de Ingeniería Biomédica en donde se desarrollo, creo, innovo e implementación de rutinas de mantenimiento, capacitación del personal de los servicios para mejorar el uso que se dan a los equipos médicos, se realizaron mantenimientos preventivos, correctivos y predictivos con el fin de agilizar y optimizar su uso para el beneficio de los usuarios, se establecieron y aplicaron normas en el departamento de ingeniería biomédica para lograr un control de calidad y la certificación.

### **2.1 CERTIFICACIÓN**

El Hospital fue sometido a un proceso de certificación con tres fases, a través de las cuales el Consejo de Salubridad General evalúa el cumplimiento de estándares de calidad y seguridad del paciente en la estructura, procesos y resultados. Dichas fases son:

- Inscripción y Autoevaluación.
- Auditoría.
- Dictamen.

#### **2.1.1 INSCRIPCIÓN Y AUTOEVALUACIÓN**

La inscripción son características que se deben de tomar en cuenta para participar en la acreditación como hospital de calidad (Consejo de Salubridad General, 2010).

- Contar con las Licencias Sanitarias, Avisos de Funcionamiento y Avisos de Responsables Sanitarios que correspondan a los servicios que brinda.
- No tener procedimientos administrativos abiertos con la Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios o con las áreas de regulación sanitaria de las entidades federativas.
- En el caso específico de los hospitales de la Secretaría de Salud y de los Servicios Estatales de Salud que no cuenten con una Certificación previa, deberán aprobar en primer lugar la Acreditación como prestadores de servicios de salud que atienden a los beneficiarios del Sistema de Protección Social en Salud.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- Los hospitales de alta complejidad clasificados así por la Coordinación General de Protección Civil de la Secretaría de Gobernación deben con al menos una evaluación interinstitucional de la lista de verificación.
- La certificación se realiza para la mejora continua de la calidad de los servicios de atención médica y de la seguridad que se brinda a los pacientes, además de impulsar a las a mantener ventajas competitivas para alcanzar, sostener y mejorar su posición en el entorno y dentro del mismo hospital.

La Autoevaluación contempla aquellos elementos que debe cumplir un hospital en función de lo dispuesto en la Ley General de Salud y sus Reglamentos, en las Normas Oficiales Mexicanas y en los Estándares para la Certificación de Hospitales vigentes los estándares para la Autoevaluación especifican los requisitos de personal, estructura y equipamiento, así como los planes, políticas, procedimientos y sistemas de información que son obligatorios para los hospitales que incursionen en el proceso de certificación. Los estándares considerados en la Autoevaluación incluyen los mínimos indispensables para el inicio y mantenimiento del sistema de gestión de un hospital (Consejo de Salubridad General, 2010).

Dentro de las auditorias entra la autoevaluación que es la participan los mantenimientos previos a esta pues es lo que se evaluara así como que se tengan instalaciones seguras e higiénicas, tratando de mejorar la calidad de la atención integral de la salud. Este compromiso con la sociedad, en general, y con el paciente en particular, impone un reto así como una obligación para todos los servicios involucrados en el área de la salud en este caso el departamento de Biomédica; de entre los cuales no escapa el servicio de conservación y mantenimiento que debe brindarse a las instalaciones físicas y equipos, ya sea en la unidad de salud del hospital especializado de cuarto nivel. Por esta razón, todo Ingeniero Biomédico, debe tener el conociendo los beneficios que produce implementar un adecuado programa de Mantenimiento Preventivo Planificado (PMP) debe apoyar y propiciar las condiciones para ejecutar un programa de calidad, especialmente con el ahorro significativo que se puede alcanzar.

Entre los beneficios alcanzados al desarrollar un programa de mantenimiento por período de tiempo se cuentan:

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- Prevención de fallas en los equipos o instalaciones, con lo que se evita paros y gastos imprevistos.
- Reducción del replazó de equipos durante su vida útil.
- Reducción de la cantidad de repuestos de reserva.
- El buen estado de los equipos e instalaciones durante su vida útil.
- Utilización planificada del recurso humano.

De lo anterior se desprende la necesidad de definir claramente el concepto particular que este hospital utiliza para crear sus programas de mantenimiento preventivo y correctivo.

***Mantenimiento Preventivo***

El mantenimiento preventivo se realizó con una serie de inspecciones (de funcionamiento y seguridad), ajustes, reparaciones, análisis, limpieza, lubricación, calibración, que deben llevarse a cabo en forma periódica en base a un plan y a una demanda del operario o usuario, su propósito es prever las fallas manteniendo los en completa operación a los niveles y eficiencia óptimos.

Con este tipo de mantenimiento se inspeccionaron los equipos y se detectaron las fallas en su fase inicial, y se corrigieron en el momento oportuno. Con una buena organización del mantenimiento preventivo, se obtiene experiencias en la determinación de causas de las fallas repetitivas o del tiempo de operación seguro de un equipo, además se llega a conocer puntos débiles de los equipos. Sin excluir el mantenimiento que a diario debe realizar el operador del equipo (limpieza de sensores, limpieza externa, procedimientos de autocalibración, etc.).

Entre los beneficios que se lograron al desarrollar un mantenimiento preventivo programado (MPP), periódicamente son:

- Confiabilidad, los equipos operan en mejores condiciones de seguridad, ya que se conoce su estado, y sus condiciones de funcionamiento, esto es de suma importancia para el servicio que presta a un Hospital.
- Disminuye el tiempo muerto, reduce el tiempo de fuera de uso de equipos.



UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- Los equipos a instalaciones tendrán una vida útil mayor que la que tendrían sin mantenimiento preventivo.
- Disminución costo de reparación.
- Debido a una programación de actividades la carga de trabajo para el personal de mantenimiento es uniforme y equitativa.

Aplicar un programa de mantenimiento preventivo planificado, es una decisión delicada, y de suma importancia para el bienestar del paciente y de la vida útil del equipo por ello se consideró la frecuencia con la cual se realizaban.

Rutinas con frecuencia demasiado altas en algunos casos como mantenimiento correctivo ocasionaron que:

- Decrece la vida útil del equipo
- No son efectivas económicamente

Rutina con incidencia de equipo baja:

- La precisión del mismo.
- La seguridad que este brinda al operador y al paciente confiabilidad del equipo

Algunos de los puntos que se tomaron en cuenta por lo cual se quiere reducir la frecuencia de incidencia del equipo son:

- Reducir el riesgo de dañar pacientes, operadores o visitantes.
- Minimizar el tiempo fuera de funcionamiento.
- Evitar reparaciones excesivamente costosas al proveer mantenimiento a intervalos periódicos.
- Producir un ahorro al prolongar la vida útil de un equipo, de modo que el gasto en mantenimiento durante su vida útil sea menor que la adquisición de uno nuevo.
- Corregir problemas de operación menores, antes que ellos resulten en fallas mayores del sistema o resultados imprecisos.
- Cumplir con códigos, estándares, y regulaciones, o las recomendaciones rigurosas de los fabricantes en ocasiones presentes en los manuales de usuario.

### ***Ejemplo sobre un Esquema de Mantenimiento Preventivo***

Se muestra un programa de mantenimiento preventivo programado (MPP) en el cual se describe el funcionamiento del oxímetro de pulso y que hacer para prevenir fallas en el equipo.

#### *Generalidades y Descripción del Oxímetro de Pulso*

El oxímetro de pulso es, probablemente, uno de los mejores monitores, ya que, brinda información no solo de la saturación de la hemoglobina, sino también de la frecuencia y ritmo del pulso periférico. La medida de la saturación de la hemoglobina (Hb) con el uso del pulsioxímetro se ha convertido en una práctica común en muchas áreas de la medicina clínica, incluyendo la anestesia, de la terapia respiratoria, del cuidado intensivo y de la investigación de pacientes con problemas cardiopulmonares.

El pulso oximétrico a menudo se considera la quinta muestra vital, después del ritmo cardíaco, la presión arterial, temperatura y frecuencia respiratoria. Sirve como herramienta importante para el asistente sanitario proporcionando control continuo de la saturación arterial del oxígeno del paciente críticamente enfermo ( $\text{SaO}_2$ ), calculando una estimación del  $\text{SaO}_2$  mediante un algoritmo y visualizando una lectura de esta valoración. Como se apuntó anteriormente, los principios de la oximetría están basados en la absorción espectro-fotométrica de longitudes de onda específicas de la luz por la sangre.

Entre las características más importantes que encontramos sobre el oxímetro tenemos:

- Es un monitor no invasivo, ya que su sensor se coloca sobre la piel y no penetra al cuerpo.
- Nos da una lectura confiable de la saturación de oxígeno, y medida de la frecuencia del pulso cardíaco en cualquier paciente, desde neonatos a adultos.
- Es totalmente portátil y ligero.
- Utilizan batería interna recargable
- Posee alarmas ajustables tanto para el pulso cardíaco, como para la saturación de oxígeno.

El oxímetro tiene un sensor en donde se emplea:

- La fuente luminosa: diodos emisores de luz (LED) roja e infrarroja.
- Fotodetector: dispositivo electrónico generalmente un fototransistor que produce una corriente eléctrica proporcional a la intensidad de la luz incidente.

El funcionamiento del sensor óptico está determinado porque la absorción de la sangre a una cierta longitud de onda es dependiente de la saturación de oxihemoglobina. Al recibir la cantidad de luz que no fue absorbida en un receptor diametralmente opuesto al emisor, se puede conocer la cantidad de luz absorbida por el lugar donde se encuentra el sensor, que es en la mayor parte absorbida por la sangre. Aquí se presenta un problema, la sangre y por lo tanto la  $SpO_2$  es pulsátil, entonces no se puede determinar si la variación de la medida es debido a una variación de la variable misma o debido a la pulsatilidad del flujo sanguíneo.

#### 1. Diagnóstico del equipo de oxímetros

Como era necesario tener información real del estado de dichos equipos, se hizo una revisión de la situación en que se encuentra actualmente el equipo, en el departamento de pediatría del Hospital General de México.

#### 2. Registro de oxímetros

Para conocer el número de oxímetros que hay registrados, se hizo necesario consultar el inventario de equipo médico.

#### 3. Condiciones de los oxímetros

El porcentaje de oxímetros que están funcionando actualmente en el Hospital General de México, no es suficiente para el gran flujo de pacientes que se reciben, por lo tanto es necesario que se realice su respectivo mantenimiento, para que así, los equipos que están funcionando puedan soportar el uso intensivo que reciben, ya que al terminar con un paciente inmediatamente se usan para otro, además se deben reparar los que están en mal estado.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

Entonces, fue necesario analizar las causas más frecuentes de falla de los Oxímetros para poder repararlos y brindar un buen servicio oportuno.

#### 4. Esquema de mantenimiento

Si se presenta cualquier falla el oxímetro y ya no se utiliza, se envía al departamento de Ingeniería Biomédica a que se realice un servicio de mantenimiento correctivo. Las razones por las cuales puede fallar pueden ser diversas, entre ellas, tenemos el tiempo de vida útil del mismo, su promedio de utilización se acorta, pero por lo general, es por mala manipulación del sensor o por la falta de limpieza en el oxímetro por parte del usuario.

Para el oxímetro las rutinas de mantenimiento fueron de frecuencia alta, principalmente para limpieza, y otras de frecuencia baja para mantenimiento interno e inspecciones minuciosas .en los sensores.

Debido a la importancia del mantenimiento preventivo en la prolongación de la vida útil de los equipos, y en el mantenimiento de su funcionamiento adecuado, se deben estructurar minuciosamente los pasos que debe poseer una rutina de mantenimiento. Estos pasos son los que constituyen la base de las rutinas para el equipo.

##### *Rutina Diaria de Mantenimiento*

Esta rutina fue una rutina de preparación y limpieza. Realizada por el operador del equipo (enfermera) la cual es capacitada.

##### Descripción

- Verificación de la limpieza del equipo en general.
- Inspección de accesorios, indicadores de funcionamiento.
- Verificación de parámetros de funcionamiento, alarmas, etc.

##### Procedimiento

- Apagar el equipo, luego desconectarlo de la red eléctrica, mientras se hace la limpieza.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- Inspeccionar la limpieza en general del oxímetro. Limpiar toda la superficie exterior de oxímetro, frotando el trozo de tela humedecido previamente con agua y jabón líquido, así como también el exterior del sensor y el cable, sin jalarlo bruscamente. Tener cuidado de que la tela esté solamente húmeda para no escurrir agua en el interior del equipo.
- Verificar que los cables tanto de suministro de energía, como el del sensor, estén bien colocados.
- Conectar nuevamente el oxímetro, enciéndalo, verificar el buen funcionamiento del equipo incluyendo parámetros establecidos del sensor y alarmas, hacer correcciones si se necesita.

*Rutina Mensual de Mantenimiento*

- Inspección en la limpieza y desinfección general del oxímetro cada 30 días, incluyendo los cables.
- Limpieza profunda del sensor.
- Inspección de los cables y sus respectivos conectores
- Tiempo horas-hombres (hrs)

Materiales y herramientas

- 50 cm de tela Trozo de tela
- Manual de usuario
- Técnicos en equipo médicos
- Espuma limpiadora
- Alcohol isotrópico
- Limpiador de contactos eléctricos

Los aspectos que se tomaron en cuenta para evaluar son: humedad, presencia de polvo, seguridad de la instalación y temperatura. Cualquier anomalía o no cumplimiento de estas condiciones con lo establecido, debe ser notificado como observación en la rutina, o inmediatamente dependiendo de la situación, y siguiendo el procedimiento especificado.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

**Humedad:** La humedad del ambiente en el que trabaja el equipo, no debe ser mayor a la que especifica el fabricante. Si no se cuenta con esta información, o con los medios adecuados de medición, se puede evaluar por sus efectos, por ejemplo oxidación de la carcasa, levantamiento de pintura de paredes o del equipo, etc.

**Polvo:** Los equipos electrónicos, se ven afectados en su funcionamiento y en la duración de su vida útil, por la presencia de polvo en su sistema. Se revisa que no haya una presencia excesiva de polvo en el ambiente, visualizando el equipo y los alrededores del mismo.

**Seguridad de la instalación:** Una instalación de un equipo insegura, ofrece un peligro potencial tanto al equipo mismo, como a las personas. Al revisar que la instalación del equipo ofrezca seguridad, ya sea que esté montado sobre una superficie, instalado en la pared, o sobre una superficie móvil. Además se verifica que la instalación eléctrica a la que este está conectado, se encuentre polarizada, protegida con medios de desconexión apropiados, y que no permita la producción de cortocircuitos o falsos contactos por movimientos mecánicos normales. Esto implica el tomacorriente, y subtablero de protección distribución más cercano.

**Temperatura:** La luz solar directa o la temperatura excesiva pueden dañar el equipo, o alterar su funcionamiento. Se verifica cual es la temperatura permitida por el fabricante, si este dato no está disponible, se corrobora que el equipo no esté en exposición directa al sol y que la temperatura no sea mayor a la del ambiente.

La limpieza del oxímetro se llevó a cabo con la espuma limpiadora. Se rocía de forma uniforme la espuma sobre la superficie del equipo, cuidando que no penetre en las tarjetas electrónicas, se debe esperar un minuto antes de retirar con el trapo la espuma. Para limpiar los cables, tanto el del sensor como el de suministro de energía, se rocía espuma en el trapo o y luego frote los cables, teniendo cuidado de no hacerlo demasiado fuerte.

Para la limpieza del sensor, no se le debe sumergir en un líquido. No debe utilizar productos de limpieza abrasivos o cáusticos en los sensores. Como ayuda para limpiar el sensor, se retira el muelle de la parte inferior del sensor y se mueve hacia atrás. Para que

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

no se dañe el muelle, se debe desengancharlo de la parte inferior antes de abrir el sensor hasta alcanzar un ángulo de 90°.

Se limpia el transmisor y el detector del sensor con una tela suave impregnado con alcohol isopropílico. Debe asegurarse de retirar todos los residuos del esparadrapo. No debe utilizar productos líquidos ni sprays en el sensor. Debe dejarse que el sensor se seque antes de volver a utilizarlo.

Examinar o reconocer el equipo, partes o accesorios que se encuentran a la vista, sin necesidad de quitar partes, tapas, etc., tales como cordón eléctrico, conector de alimentación, para detectar signos de corrosión, impactos físicos, desgastes, vibración, sobrecalentamiento, fatiga, roturas, partes faltantes, o cualquier signo que obligue a sustituir las partes afectadas o a tomar alguna acción pertinente al mantenimiento preventivo o correctivo. Esta actividad podría conllevar de ser necesario, la puesta en funcionamiento de un equipo o de una parte de éste, para comprobar los signos mencionados.

Se revisa el aspecto físico general del equipo y sus componentes, para detectar posibles impactos físicos, maltratos, corrosión en la carcasa o levantamiento de pintura, cualquier otro daño físico.

La revisión de los componente eléctricos incluye revisar que el cordón de alimentación se encuentre íntegro, sin dobleces ni roturas, o cualquier signo de deterioro de aislamiento, el tomacorriente deberá ser adecuado al tipo y potencia demandada por el equipo y debe hacer buen contacto con la toma de pared. También se deben revisar que los cables para paciente se encuentren íntegros, sin dobleces ni roturas.

- Rociar el limpiador de contactos en los conectores del sensor.
- Verificar la carga de la batería interna del oxímetro.
- Oxímetro de pulso como en el cable de corriente eléctrica.
- Hacer una nueva limpieza con una pieza de tela suave impregnado de alcohol isopropílico.

*Rutina Semestral de Mantenimiento*

- Inspección del sistema de alimentación principal.
- Inspección del estado de limpieza interna, polvo, humedad, en las tarjetas electrónicas.
- Inspección interna, sobrecalentamientos, soldaduras rotas, soldaduras frías.
- Calibración de alarmas.
- Pruebas funcionales.
- Revisión de seguridad eléctrica.

Se realiza una inspección en el cable de tomacorriente de energía, el cual, debe estar íntegro sin dobleces ni roturas. La clavija debe tener una conexión de tierra física y deberá tener un buen contacto con el tomacorriente de la pared. Se deben hacer mediciones para confirmar que la conexión a tierra esté entre los valores especificados para una buena tierra física. Si tiene un fusible externo deberá revisarse si se encuentra en buenas condiciones. Eliminar cualquier vestigio de suciedad, desechos, polvo, moho, hongos, etc., en las tarjetas electrónicas y en la parte interna.

Para esto se destapa la cubierta del oxímetro, primero eliminamos todo el polvo que se encuentre dentro de la cubierta y en las tarjetas, usando el aire comprimido. Ya con toda la superficie libre de polvo, se rocía limpia contactos uniformemente sobre las tarjetas a una distancia aproximada de 15 centímetros. Luego con un cepillo de dientes se procede a remover los residuos que no se hayan eliminado, y se vuelve a rociar el limpia contactos, se usa el aire comprimido para secar la placa, y se limpian los conectores de la tarjeta.

Con alcohol isopropílico y un trozo de tela se limpia la parte interna de la cubierta. Se examina o reconoce las partes internas del equipo y sus componentes, para detectar signos de corrosión, impactos físicos, desgastes, vibración, sobrecalentamiento, fatiga, roturas, partes faltantes, o cualquier signo que obligue a sustituir las partes afectadas, tomar alguna acción pertinente al mantenimiento preventivo o correctivo.

Esta actividad podría conllevar de ser necesario, la puesta en funcionamiento del equipo. Se debe revisar los componentes eléctricos, para determinar falta o deterioro del



aislamiento, de los cables internos, conectores etc., que no hayan sido verificados en la revisión externa del equipo, revisando cuando sea necesario, el adecuado funcionamiento de estos con el multímetro.

Uno de los aspectos más importantes es el chequeo de componentes electrónicos, tanto tarjetas como circuitos integrados, es inspeccionar de manera visual y táctil el posible sobrecalentamiento de estos.

Se verifica si las alarmas están entre los parámetros especificados, de no estarlo se procederá a cambiar los parámetros, del mismo modo, hay que verificar si el sensor conectado está de acuerdo con las especificaciones de peso y edad de los niños a los cuales se está monitoreando con el oxímetro, de no ser así, se debe cambiar inmediatamente el sensor, poner en funcionamiento el equipo y realizar la medición de los parámetros correspondientes.

Checar el funcionamiento completo del oxímetro, haciendo pruebas con el sensor desconectado, sin conectar al paciente, y estimar las diferencias que se obtienen, y checar disparos de alarmas.

Además de estos chequeos, se pueden hacer las pruebas con un simulador, el problema es el costo adicional para el hospital, pero con este se puede tener más confianza de las lectoras que se realizan, el simulador nos da ciertos valores estandarizados de SpO<sub>2</sub> y de pulso cardíaco, para hacer la comparación con la medida desplegada en la pantalla. Finalmente se debe hacer las pruebas de seguridad eléctrica que dependerán de los estándares para cada marca de oxímetro.

#### *Control de Mantenimiento*

Se llevó un control de la ejecución de las rutinas de mantenimiento respectivas y las fechas que se realizaron por equipo. Para ello, fue indispensable tomar nota de todos los procesos que se realizaron para luego archivarlos en una base de datos. Al tomar nota de los procesos realizados se usaron los formatos de control de mantenimiento.

*Formatos para el Control de Mantenimiento*

Los formatos de control de mantenimiento son hojas impresas de donde el técnico se guía sobre los procesos que debe efectuar, para el plan de mantenimiento preventivo programado (MPP). Se usaron varios formatos debido a que algunos de los equipos se encuentran en contrato con empresas que brindan servicios de mantenimiento.

*Formato de Rutina de Mantenimiento Preventivo*

Este formato es la guía para la ejecución de acciones técnicas de los procedimientos propios del mantenimiento preventivo sobre los oxímetros de pulso con el objeto de obtener la máxima eficiencia y producción del equipamiento existente.

El técnico de mantenimiento, se encarga de ejecutarla y de registrar la información necesaria en el formato en donde las partes que se llenan son:

- Nombre del Hospital
- Marca y Modelo del equipo
- Número de serie
- Servicio en que se encuentran
- Ambiente
- Numero de inventario técnico
- Número de Identificación
- Registro de pasos de rutina

Este formato adicionalmente contiene lo siguiente:

- Frecuencia con que se ejecuta la rutina.
- Pasos de la operación de mantenimiento.
- Casillas, que deben ser marcadas con un chequeo, cada vez que se ejecutan los pasos del mantenimiento. Cada formato está diseñado para utilizarse varias veces.

El Registro de datos detalla la siguiente información:

- Fecha de realización

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- Código del técnico
- Firma del técnico
- El tiempo de ejecución comprende desde el momento en que se inicia la rutina, hasta que se termina de ejecutar la misma (incluye prueba de seguridad eléctrica). Para efectos de programación, se deben considerar los tiempos de preparación de material, herramienta y repuestos necesarios para la ejecución de la rutina.

*Material*

En cada rutina se incorpora una lista de materiales gastables, repuestos, herramientas y equipos, mínimos que un técnico necesita para realizarla. Esto no limita que para casos especiales se necesiten otros materiales.

En el formato de cada rutina se incluye un espacio para que cada vez que sea ejecutada la rutina, se escriban las observaciones pertinentes sobre el estado y funcionamiento del equipo.

*Formato de Solicitud y Orden de Mantenimiento*

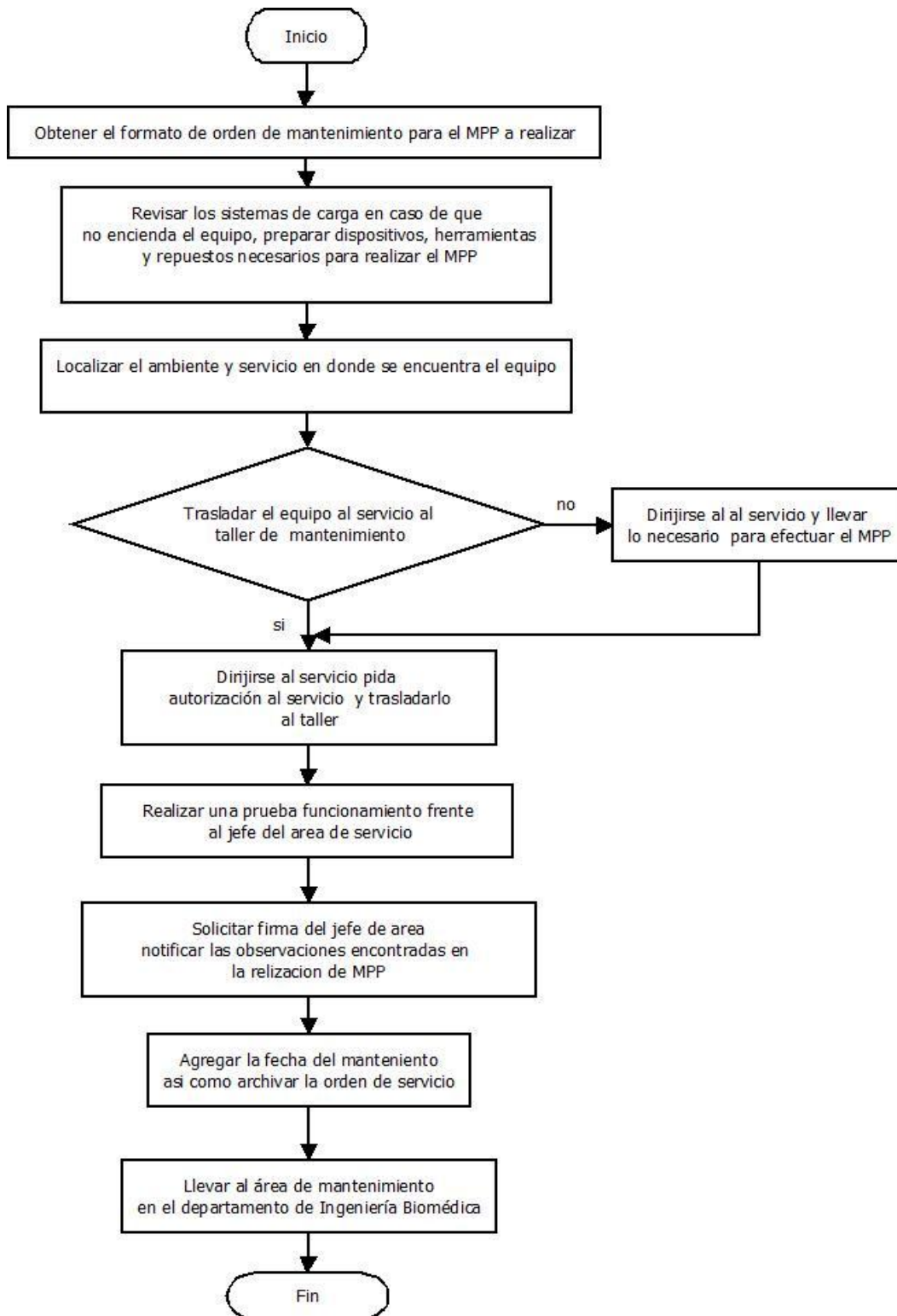
Es un documento básico que se utiliza para el control y programación de las actividades del departamento de mantenimiento y el manejo técnico y administrativo. El jefe del servicio solicita, elabora y la hace llegar al jefe de mantenimiento, el cual la revisa y decide si amerita una orden de trabajo.

Formato de orden de trabajo es el documento a través del cual se lleva control del trabajo de mantenimiento y se contabiliza los costos ocasionados por el mismo. El encargado de ejecutarla es el técnico designado, quien es responsable de registrar toda información que sea requerida en dicha orden.

*Control Anual de Mantenimiento Preventivo*

Se registran todas las actividades del mantenimiento preventivo en la que se detallan frecuencia y tiempos para su ejecución.

El siguiente diagrama a bloques (Figura 4) muestra de forma resumida la estructura del sistema de mantenimiento preventivo.



**FIGURA 4. ESQUEMA DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO**  
(Galindo, 2008)

### ***Mantenimiento Correctivo***

El mantenimiento correctivo es aquel que debe llevarse a cabo cada cierto tiempo en el equipo se encuentra en detenido por alguna falla (Consejo de Salubridad General, 2011). El periodo de mantenimiento depende de diversos factores: la cantidad de horas diarias de operación, el tipo de actividad (aplicaciones) que se ejecutan, el ambiente donde se encuentra instalado (si hay polvo, calor, etc.), el estado general (si es un equipo nuevo o muy usado), y el resultado obtenido en el último mantenimiento.

Los mantenimientos son programados para las Áreas Críticas, Áreas de Diagnóstico y Hospitalización y Áreas de Rayos x y Radioterapia en los cuales los mayores índices de reincidencia en fallas son debido a que tiene una mayor frecuencia de uso según los registros. En general, las dificultades que presentaron son a la ruptura del enchufe, o de sensores. Por ello es importante agilizar las forma de mantenimiento realizando rutinas de mantenimiento o encomendadas para cada área. En el plan de mantenimiento, se utilizaron hojas de servicio cada vez que se realizó un mantenimiento preventivo a un equipo médico.

El registro de los equipos es importante para llevar a cabo un mantenimiento ya que se toma como un control de reincidencia que beneficia en el orden en el cual se están realizando los eventos de tención. Esta información se utiliza para evitar una futura falla del equipo gracias a datos obtenidos. Para desarrollar este esquema de mantenimiento predictivo incipiente, después de cada visita realizada a algún servicio dentro del hospital se registró la fecha y el tipo fallo que se atendió, a que unidad pertenece, así como el número de folio del equipo.

El registro del equipo se obtiene a través de la base de datos y del inventario del equipo médico, funcional y no funcional. Se contó con la base de datos integrada del inventario funcional del equipo médico antes de proceder a la elaboración del programa anual de mantenimiento preventivo de equipo médico. Este sistema de planeación ayudo a mejorar la estructura del sistema de mantenimiento anualizado.

El mantenimiento correctivo se realiza para solucionar fallas o anomalías detectadas y que requerían de una solución urgente o planificada.

Ventajas que se consideraron

- Reducción de costos y aumento de la disponibilidad de la red, lo cual posibilita una planificación de los trabajos, así como una revisión de los medios necesarios.
- Evitar accidentes.
- Evitar incidentes y aumentar la seguridad para las personas.
- Eliminar desperdicios.
- Reporte de anomalías presentadas, donde se detallan las posibles soluciones y recomendaciones técnicas ofrecidas para contrarrestar el impacto generado.

El mantenimiento correctivo implica según el Consejo de Salubridad General, 2011

Tiempo de detección. Es el tiempo que transcurre entre el origen del problema y su detección. Hay una relación entre el tiempo de detección y el tiempo de resolución total: cuanto antes se detecte la falla, en general, habrá causado menos daño y será más fácil y más económica su reparación. Es posible reducir este tiempo si se desarrollan sistemas que permitan detectar fallos en su fase inicial, como inspecciones rutinarias diarias, como mantenimientos preventivos, o en su defecto el cambio de dispositivos ya anunciados en mantenimientos predictivos y así comprobar los parámetros de funcionamiento.

Tiempo de comunicación. Es el tiempo que transcurre entre la detección del problema y localización del equipo de mantenimiento. Este periodo se ve muy afectado por los sistemas de información y de comunicación con el personal de mantenimiento y con sus responsables. Una buena organización de mantenimiento hará que este tiempo sea muy corto, incluso despreciable en el total de tiempo transcurrido. Para reducir este tiempo, debe existir un sistema de comunicación ágil, que implique al menor número de personas posible, y debe disponerse de medios que permitan comunicarse con el personal de mantenimiento.

Tiempo de espera. Tiempo que transcurre desde la comunicación de la falla hasta el inicio de la reparación. Incluye el tiempo de espera hasta disponer de operarios que puedan atender la incidencia, los trámites necesarios para poder intervenir como solicitud de servicio u hoja de servicio.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

El traslado del personal desde donde se encuentre hasta el lugar donde se ha producido el incidente. Este tiempo se ve afectado por varios factores. Es posible reducir este tiempo si se dispone de una plantilla adecuadamente dimensionada, si se dispone de un sistema ágil de gestión de órdenes y de obtención de permisos de trabajo, y si la distancia del taller hasta los equipos es mínima.

Diagnóstico de falla. Es el tiempo necesario para que el operario de mantenimiento determine que está ocurriendo en el equipo y como solucionarlo. Este tiempo se ve afectado por varios factores: formación y experiencia del personal, y por la calidad de la documentación técnica disponible (manuales de uso).

Acopio de herramientas y medios técnicos necesarios. Una vez determinado que hay que hacer, el personal encargado de la reparación puede necesitar un tiempo para situar en el lugar de intervención los medios que necesite. Este tiempo suele verse afectado por la distancia de los talleres o lugares de almacenamiento de la herramienta al lugar de intervención, por la previsión de los operarios a la hora de llevar consigo la herramienta que creen puedan necesitar cuando se les comunica la necesidad de intervención y por la cantidad de medios disponibles.

Acopio de repuestos y materiales. Es el tiempo que transcurre hasta la llegada del material que se necesita para realizar la intervención. Incluye el tiempo necesario para localizar el repuesto en el almacén (en el caso de tenerlo en stock), realizar los pedidos pertinentes (en caso de no tenerlo), para que el proveedor los sitúe en el área, para acondicionarlos (en caso de que haya que realizar algún trabajo previo), para verificar que alcanzan sus especificaciones y para situarlos en el lugar de utilización.

Reparación de la avería. Es el tiempo necesario para solucionar el problema surgido, de manera que el equipo quede en disposición para producir.

Pruebas funcionales. Es el tiempo necesario para comprobar que el equipo ha quedado adecuadamente reparado. El tiempo empleado en realizar pruebas funcionales suele ser una buena inversión: si un equipo no entra en servicio hasta que no se ha comprobado que alcanza todas sus especificaciones, el número de órdenes de trabajo disminuye. Para optimizar este tiempo es conveniente determinar cuáles son las mínimas pruebas que se

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

deben realizar para comprobar que el equipo ha quedado en perfectas condiciones, y redactar protocolos o procedimientos en que se detalle claramente que pruebas es necesario realizar y como llevarlas a cabo.

Puesta en servicio. Es el tiempo que transcurre entre la solución completa de la falla y la puesta en servicio del equipo. Está afectado por la rapidez y agilidad de las comunicaciones.

Redacción de informes. El sistema documental de mantenimiento debe recoger al menos los incidentes más relevantes, con un análisis en el que se detallen los síntomas, la causa, la solución y las medidas preventivas adoptadas.

Es fácil entender que en el tiempo total hasta la resolución del incidente o avería, el tiempo de reparación puede ser muy pequeño en comparación con el tiempo total.

La gestión de Mantenimiento influye decisivamente en este tiempo: al menos 7 de los 10 tiempos anteriores se ven afectados por la organización del mantenimiento correctivo.

A continuación se hace una descripción simplificada de algunos de los mantenimientos planeados para la atención de equipos que regularmente presentan fallas por uso o desgaste de piezas (Tabla 1).

Se realizó mantenimiento correctivo al esfigmomanómetro de presión para sustituir los que eran de mercurio, pero como estos nuevos no tenían donde colocar el brazalete se les acoplo una canasta a más de 80 esfigmomanómetros y se fijó el tripie para evitar su movimiento. Se calibro el reloj de los esfigmomanómetros para evitar malos datos que pudieran poner en peligro la integridad del paciente al dar malos datos de presión baja y alta.

Para verificar la calidad del proceso realizado, se llevó un control de mantenimiento en laboratorios centrales De la misma forma se superviso el mantenimiento correctivo de 50 microscopio ópticos. Estos son solo algunos ejemplos simples de los mantenimientos que se realizaban sin un plan de acción bien definido.



**TABLA 1. EQUIPO AL QUE SE LE BRINDÓ MANTENIMIENTO CORRECTIVO**

| <b>EQUIPO</b>                   | <b>REFACCIONES</b>  | <b>CONSUMIBLES</b>               | <b>DESCRIPCIÓN</b>  |
|---------------------------------|---|----------------------------------|---|
| <b>ELECTROCARDÍOGRAFO (ECG)</b> | Sensor de saturación de oxígeno                                   | Electrodos (neonatales, adultos) | Calibración del equipo por medio de un simulador, así como reparación o cambio del sensor |
| <b>OXÍMETROS</b>                | Ruptura del sensor o cable de alimentación                        | sensor                           | Cambio del sensor   |
| <b>CUNAS DE CALOR RADIANTE</b>  | Resistencia   | No aplica                        | No alcanzaba la temperatura indicada  |
| <b>ENDOSCOPIOS</b>              | Foco de iluminación   | No aplica                        | No hacia contacto el foco   |
| <b>RAYOS X MÓVILES</b>          | Ruptura del cable de alimentación                                 |                                  | Filtro sucio evitaba que encendiera el equipo (se procede a un mantenimiento)             |
| <b>MICROSCOPIOS ÓPTICOS</b>     | Cambio de refacciones para el circuito de iluminación de la lente |                                  | Se diseña un circuito modulador de luz  |
| <b>ESFIGMOMANÓMETROS</b>        | Ruptura de perilla, brazalete,                                    | No aplica                        | Se calibra el reloj, se adapta una canastilla para depositar refacciones                  |

A partir del diagnóstico realizado sobre la metodología utilizada para realizar el mantenimiento se decidió definir un esquema más adecuado de trabajo en este sentido. A partir de esto, se muestra un ejemplo más detallado del esquema de mantenimiento.

El ejemplo anterior se utiliza para mostrar las condiciones del mantenimiento correctivo e incluso predictivo de equipo básico asociado a casi cualquier hospital de segundo o tercer nivel. El siguiente diagrama a bloques (Figura 5) muestra de forma resumida la estructura del sistema de mantenimiento correctivo.

### ***Mantenimiento en el Área de Radioterapia***

El área de terapia por radiaciones asociado a la sección de oncología cuenta con dos aceleradores lineales. Las unidades médicas las seleccionarán de acuerdo a sus necesidades, marca y modelo. Las marcas que se utilizan en el Hospital General son Acelerador Varian y Elekta.

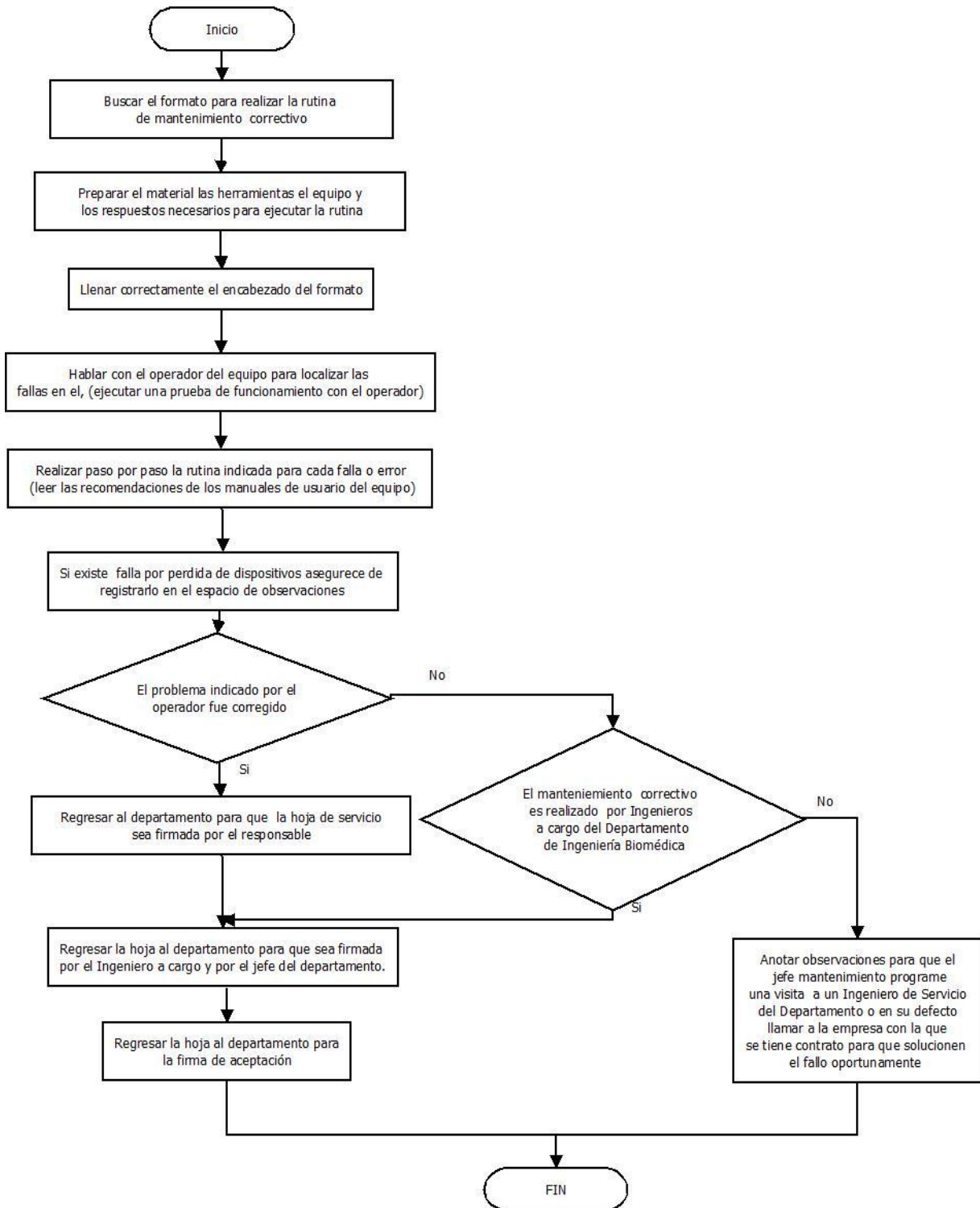
El Acelerador Lineal Varian Clinac 1800 dispone de dos tipos de haces diferentes de radiaciones:

- Rayos X (Fotones) de 18 MV de energía.
- Electrones en cinco opciones de energía: 4, 9, 12, 16 y 20 MeV.

Los Rayos X (fotones) son producidos en el Acelerador Lineal por aceleración de electrones a través de un gran campo electromagnético que hace que estos alcancen velocidades del orden del 99,5% de la velocidad de la luz. Luego de esta aceleración se proyectan contra un blanco, generalmente de cobre, en los que su energía se convierte en Rayos X o fotones (Consejo de Salubridad General, 2011).

- Optima Relación Dosis-Tumor/Dosis-Tejidos Circundantes.
- Mínima Radiación Dispersa.
- Mayores Tamaños de Campos.

Tratamiento con Electrones: todos los aceleradores lineales son equipos emisores de Fotones, pero algunos, disponen de la opción de emitir electrones como haz terapéutico.



**FIGURA 5. ESQUEMA DE MANTENIMIENTO CORRECTIVO**  
(Galindo, 2008)

En estos casos, el haz es generado de la misma manera que el caso de los fotones, pero permitiendo la salida de los electrones acelerados para ser empleados en terapéutica.

Estos electrones, que son partículas cargadas, sufren una fuerte interacción con los tejidos vivos, lo que hace muy intensa su absorción. Esto determina que el haz que penetra en el paciente sea rápidamente frenado, de modo que más allá de algunos centímetros de profundidad, no existe prácticamente dosis alguna en los tejidos subyacentes. Su empleo terapéutico es entonces específico en lesiones de pocos centímetros de profundidad. Cuanto mayor sea la energía de los Electrones, mayor es su alcance terapéutico (Tabla 2).

**TABLA 2. ALCANCE DEL ACELERADOR LINEAL VARIAN CLINAC**

| ENERGÍA | ALCANCE |
|---------|---------|
| 6 MeV   | 2 cm    |
| 9 MeV   | 3 cm    |
| 12 MeV  | 4 cm    |
| 16 MeV  | 5.5 cm  |
| 20 MeV  | 7 cm    |

Hasta la introducción de Elekta Synergy®, la entrega del tratamiento de la radioterapia tuvo que asumir la localización del blanco basada en los datos históricos que podrían ser de una semana o más a la hora del tratamiento. Las últimas técnicas de la radioterapia, tales como radioterapia modulada en intensidad (IMRT), se basan en minimizar al máximo la irradiación inadvertida en el tejido sano. Esto alternadamente requiere que los márgenes puestos alrededor del tumor estén reducidos al mínimo, así la precisión y la exactitud de apuntar son críticas para tener éxito (Consejo de Salubridad General, 2011).

Elekta proporciona ya el iViewGT, un sistema portal de imágenes, sin embargo, para los blancos rodeados por los órganos críticos, tales sistemas confían en los marcadores sustitutos implantados dentro de tumores para determinar su localización, pues las imágenes portales no se pueden utilizar para distinguir entre los tejidos suaves.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

El segundo acelerador es de alta dosis. Este es un equipo de teleterapia de alto rendimiento, para tratamiento del cáncer por radiación externa. Acelerador lineal de doble energía para tratamientos de radioterapia, para terapia con Rayos “X” y electrones.

Operación

Por personal especializado y de acuerdo al manual de operación

Mantenimiento

- Preventivo.
- Correctivo por personal calificado

**2.1.2 AUDITORIA**

El esquema de mantenimiento generado en el departamento de Ingeniería Biomédica asociado al conjunto de procedimientos desarrollados a partir de este esquema que permitió el desarrollo de un modelo de auditoría. Esta fase las ventajas competitivas que adquiere un establecimiento al certificarse, son las siguientes:

- Demuestra que se cumplen estándares que tienen como referencia la seguridad de los pacientes, la calidad de la atención, la seguridad hospitalaria, la normatividad vigente.
- Evidencia el compromiso con la mejora continua que se tiene con el paciente, su familia, el personal de la unidad y la sociedad.
- Refuerza su imagen institucional, ya que la certificación al ser una evaluación externa, demuestra a los pacientes, familiares, médicos y a la ciudadanía que su organización trabaja con estándares de la más alta calidad.
- Prueba que su hospital es competitivo internacionalmente.
- Preferentemente será considerado para la asignación de personal en formación.

Dentro del proceso de calidad generado en el departamento de Ingeniería Biomédica se integró un programa de capacitación para el personal. Esto permitirá incrementar la penetración del esquema de trabajo planeado en todo el personal del área de Ingeniería Biomédica. De la misma forma, se desarrolló un programa complementario de

capacitación para el personal médico y de enfermería del hospital sobre el uso y cuidado del equipo médico (Consejo de Salubridad General, 2011).

## 2.2 CAPACITACIÓN

Se colaboró en capacitación de personal, en el uso de equipo médico, planes de emergencia contra catástrofes naturales para adquirir conocimientos técnicos, teóricos y prácticos que van a contribuir al desarrollo del desempeño de una actividad.

Al ser los hospitales entidades económicas destinadas a ofrecer al público usuario productos o bienes, el hospital, se requiere del correcto funcionamiento y contar con una capacitación efectiva que permite aprovechar los recursos con los que se disponen, de esto dependerá a correcta administración de los elementos y recursos con que se cuenta.

La determinación de necesidades de capacitación es la parte medular del proceso capacitador que permite conocer las deficiencias existentes del hospital a fin de establecer los objetivos y acciones a considerar en el plan. Para indicar por que se realizan los planes se consideran los siguientes puntos:

- Normas de rendimiento, utilización de máquinas y equipos.
- Aumento en la tasa de accidentes, rotación de personal, ausentismo, desperdicio.
- Aumento en demoras, disputas, quejas de servicios, problemas de reclutamiento.
- Tiempo demasiado prolongado para ejecutar los trabajos o para la utilización de máquinas y equipo.

La capacitación presenta para las unidades productivas uno de los medios más efectivos para asegurar la formación permanente de sus recursos humanos respecto a las funciones laborales que se deben desempeñar en el puesto de trabajo que ocupan y se prevé la conservación de los recursos materiales.

Si bien es cierto que la capacitación no es el único camino por medio del cual se garantiza el correcto cumplimiento de tareas y actividades, si se manifiesta como un instrumento que enseña, desarrolla sistemáticamente y coloca en circunstancias de competencia a cualquier persona. Bajo este marco, la capacitación se busca básicamente para:

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- Promover el desarrollo integral del personal, y como consecuencia el desarrollo de la organización.
- Propiciar y fortalecer el conocimiento técnico necesario para el mejor desempeño de las actividades laborales.

### **2.3 SERVICIO DE ONCOLOGÍA**

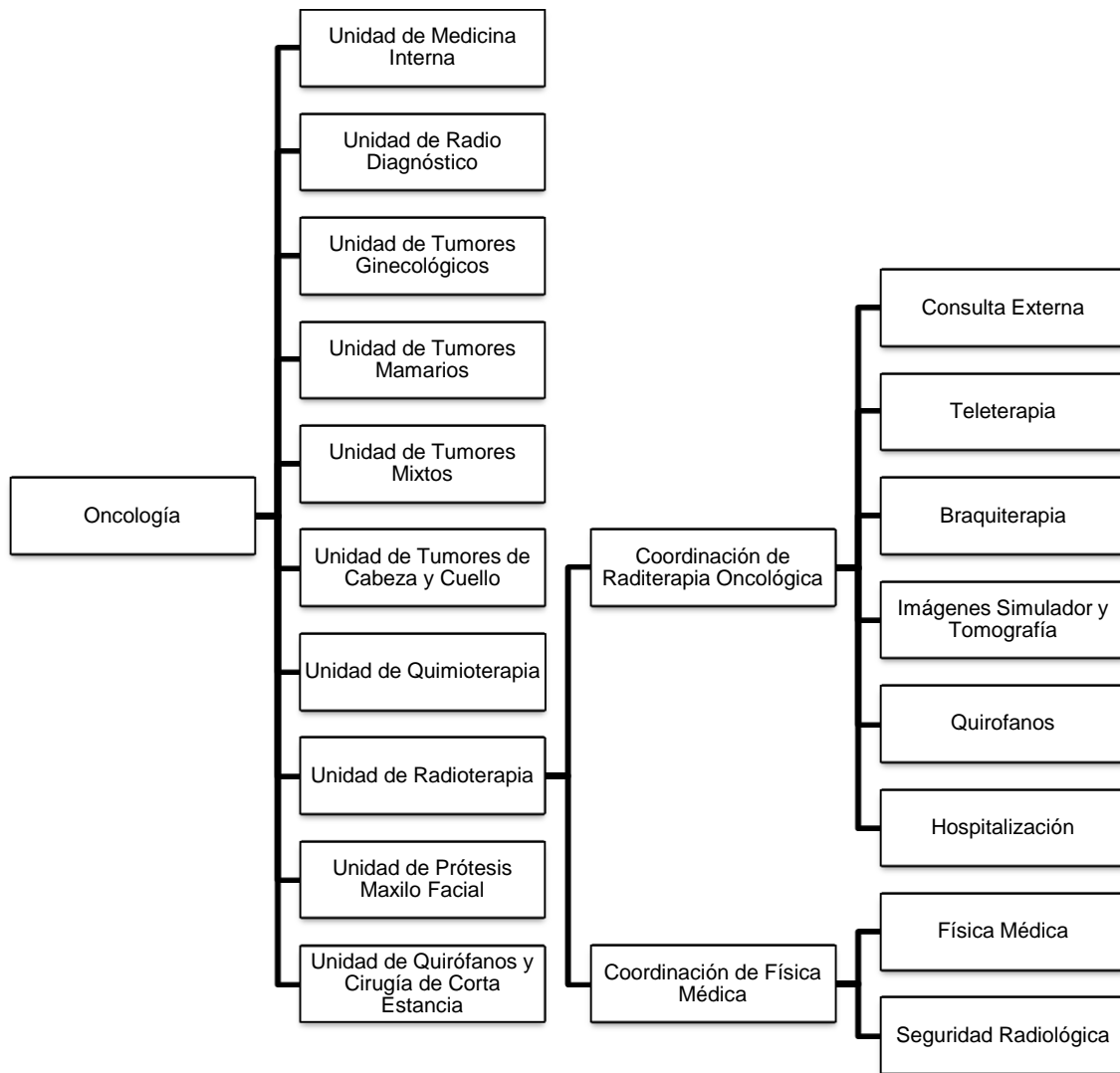
Derivado de la interacción con el servicio de oncología, se detectó la oportunidad para desarrollar un proyecto asociado al departamento de Ingeniería Biomédica. Tal proyecto consiste en el desarrollo de un analizador de radiación, que comúnmente se determina dosímetro. En esta sección se da una descripción del problema que fue planteado para ser desarrollado en conjunto con el servicio de oncología.

El área de oncología se encuentra dividida en diversas unidades (Figura 6), entre ellas está la unidad de radioterapia, la cual está dividida en la coordinación de radioterapia oncológica y la coordinación de física médica donde está ubicada la seguridad radiológica.

El objetivo del área es coordinar las actividades relacionadas con el tratamiento y control de los pacientes con neoplasias malignas o benignas a base de radiaciones ionizantes, en apego a la NOM-002-SSA2-1993, para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria del servicio de radioterapia, así como participar en las actividades académicas, de investigación y de docencia de la especialidad, además de participar en la capacitación de médicos residentes en radioterapia (Secretaría de Salud, 2010).

El área de radioterapia cuenta con equipos médicos para el tratamiento del paciente con cáncer. En esta área se ha reconocido que un Ingeniero Biomédico es de utilidad debido a que sabe cómo actuar cuando surgen problemas que ponen en peligro la vida de una persona para que sea determinada precozmente una enfermedad por medio de equipos médicos de diagnóstico, tratamiento y de soporte de vida.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA



**FIGURA 6. ORGANIGRAMA DEL ÁREA DE ONCOLOGÍA DEL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO**  
(Secretaría de Salud, 2010)

El Ingeniero Biomédico juega un papel importante dentro del ámbito hospitalario con sentido de responsabilidad que conlleva a aplicar actitudes y valores que contribuyan al desarrollo tecnológico, de la investigación así como incrementar la eficiencia de los procesos en atención a la salud, mediante la conjunción de las áreas médicas, las ciencias exactas, la administración y la conservación hospitalaria (CENETEC, 2010).

Como habilidades de un ingeniero biomédico se conocen la selección, transformación y conservación de materiales de naturaleza diversa como prótesis, órtesis, accesorios usados en el proceso de atención a la salud, así como conservar las unidades físicas de atención a la salud en beneficio a toda la comunidad.



Una de las habilidades esenciales para la evolución tecnológica en un hospital es el diseño y construcción de equipo e instrumentación médica, que fue aplicada para el área de Radioterapia en el Hospital General de México, diseñando un sistema de dosimetría termoluminiscente, ya que no hay forma de verificar en el momento la dosis aplicada al paciente que está siendo tratado de cáncer, una enfermedad que puede producirse por la radiación.

### **3. PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

#### **3.1 MARCO TEÓRICO**

La radiación consiste en la propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas a través del vacío o de un medio material. La radiación propagada en forma de ondas electromagnéticas (rayos UV, rayos gamma, rayos X, etc.) se llama radiación electromagnética, mientras que la radiación corpuscular es la radiación transmitida en forma de partículas subatómicas (partículas  $\alpha$ , neutrones, etc.) que se mueven a gran velocidad en un medio o el vacío, con apreciable transporte de energía (Cherry y Duxbury, 2009). La radiación es energía en movimiento por medio de partículas cargadas como átomos, núcleos de átomos, electrones, protones, y neutrones, cuando se trasladan de un lugar a otro son radiación en donde pueden intervenir partículas nucleares con elementos como el uranio y el polonio a estos tipos de radiación se les llama partículas alfa (dos protones y dos neutrones juntos) y partículas beta (electrones) que son emitidas de modo espontáneo por núcleos atómicos, a velocidades cercanas a la luz. La energía de radiación no debe ser transportada solamente por una partícula puede ser en forma de una onda que forman parte de la radiación electromagnética que a su vez incluye luz visible, rayos x, rayos gamma y luz ultravioleta.

Si la radiación transporta energía suficiente como para provocar ionización en el medio que atraviesa, se dice que es una radiación ionizante.

##### **3.1.1 RADIACIÓN IONIZANTE**

La radiación ionizante es la energía necesaria para arrancar electrones de los átomos. Cuando un átomo queda con un exceso de carga eléctrica, ya sea positiva o negativa, se dice que se ha convertido en un ión (positivo o negativo). Las radiaciones ionizantes pueden provocar reacciones y cambios químicos con el material con el cual interaccionan. Por ejemplo, son capaces de romper los enlaces químicos de las moléculas o generar cambios genéticos en células reproductoras.

Las partículas alfa son conjuntos de dos protones y dos neutrones, es decir, el núcleo de un átomo de helio, eyectadas del núcleo de un átomo radiactivo. La emisión de este tipo

de radiación ocurre en general en átomos de elementos muy pesados, como el uranio, el torio o el radio. El núcleo de estos átomos tiene bastantes más neutrones que protones y eso los hace inestables. Al emitir una partícula alfa, el átomo cambia la composición de su núcleo, y queda transformado en otro con dos protones y dos neutrones menos. Esto se conoce como transmutación de los elementos. Así por ejemplo, cuando el uranio 238 cuyo número atómico ( $Z =$  número de protones en el núcleo) es de 92, emite una partícula alfa, queda transmutado en un átomo de torio 234, cuyo número atómico es de 90.

La característica de estas partículas al ser muy pesadas, tienen doble carga positiva que les hace interactuar con casi cualquier otra partícula con que se encuentre incluyendo los átomos que constituyen el aire (cuando penetra en un centímetro de aire puede producir hasta 30.000 pares de iones), causando numerosas ionizaciones en una distancia corta.

En la radiación beta, las partículas beta tienen una carga negativa y una masa muy pequeña, por ello reaccionan menos frecuentemente con la materia que las alfa pero su poder de penetración es mayor que en estas (casi 100 veces más penetrantes). Son frenadas por metros de aire, una lámina de aluminio o unos cm. de agua.

Este tipo de radiación se origina en un proceso de reorganización nuclear en que el núcleo emite un electrón, junto con una partícula no usual, casi sin masa, denominada antineutrino que se lleva algo de la energía perdida por el núcleo. Como la radiactividad alfa, la beta tiene lugar en átomos ricos en neutrones, y suelen ser elementos producidos en reacciones nucleares naturales, y más a menudo, en las plantas de energía nuclear. Cuando un núcleo expulsa una partícula beta, un neutrón es transformado en un protón. El núcleo aumenta así en una unidad su número atómico,  $Z$ , y por tanto, se transmuta en el elemento siguiente de la Tabla Periódica de los Elementos.

Si una partícula beta se acerca a un núcleo atómico, desvía su trayectoria y pierde parte de su energía (se "frena"). La energía que ha perdido se transforma en rayos X. Este proceso recibe el nombre de "Radiación de Frenado".

La radiación gamma suele tener su origen en el núcleo excitado generalmente, tras emitir una partícula alfa o beta, el núcleo tiene todavía un exceso de energía, que es eliminado como ondas electromagnéticas de elevada frecuencia. Los rayos gamma no poseen carga

ni masa; por tanto, la emisión de rayos gamma por parte de un núcleo no conlleva cambios en su estructura, pero interaccionan con la materia colisionando con las capas electrónicas de los átomos con los que se cruzan provocando la pérdida de una determinada cantidad de energía radiante con lo cual pueden atravesar grandes distancias, Su energía es variable, pero en general pueden atravesar cientos de metros en el aire, y son detenidas solamente por capas grandes de hormigón, plomo o agua.

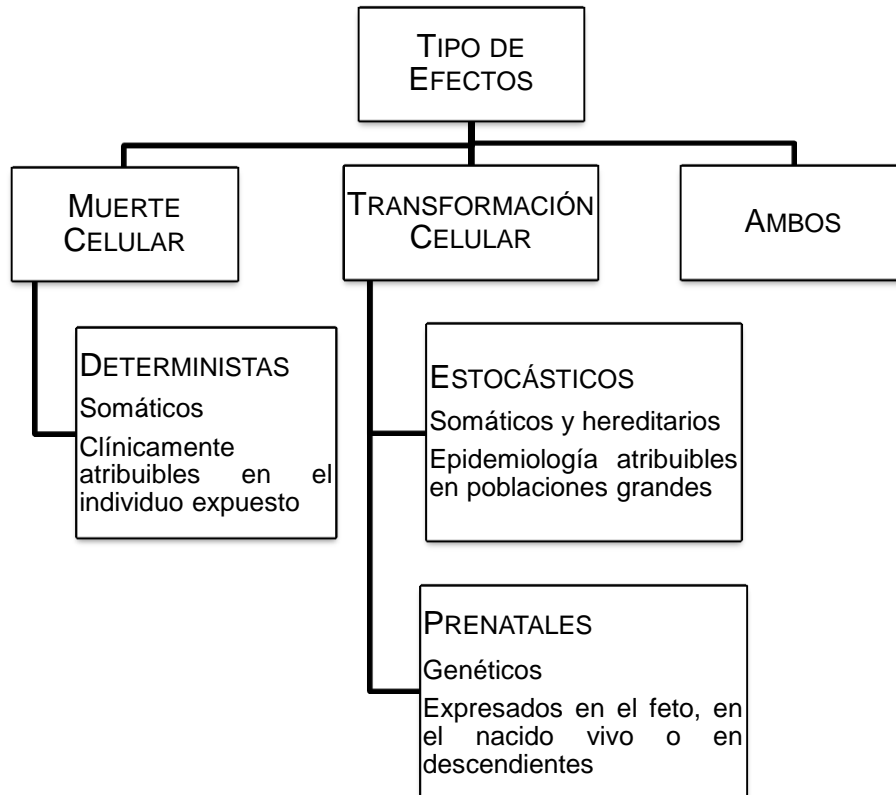
Con la emisión de estos rayos, el núcleo compensa el estado inestable que sigue a los procesos alfa y beta. La partícula alfa o beta primaria y su rayo gamma asociado se emiten casi simultáneamente. Sin embargo, se conocen algunos casos de emisión alfa o beta pura, es decir, procesos alfa o beta no acompañados de rayos gamma; también se conocen algunos isótopos que emiten rayos gamma de forma pura. Esta emisión gamma pura tiene lugar cuando un isótopo existe en dos formas diferentes, los llamados isómeros nucleares, con el mismo número atómico y número másico pero distintas energías. La emisión de rayos gamma acompaña a la transición del isómero de mayor energía a la forma de menor energía.

Aunque no hay átomos radiactivos que sean emisores gamma puros, algunos son emisores muy importantes, como el Tecnecio 99, utilizado en Medicina Nuclear, y el Cesio 137, que se usa sobre todo para la calibración de los instrumentos de medición de radiactividad que puede producir efectos biológicos (Rickards y Cameras, 2003).

### ***Efectos Biológicos***

El efecto nocivo de niveles bajos de radiación en la salud humana ha sido extensamente estudiado. Los datos epidemiológicos provenientes de poblaciones expuestas a explosiones atómicas, a exposición médica (diagnóstico y terapia) y a exposición ocupacional son temas en constante revisión.

Dependiendo de muchos parámetros complejos, cuando la radiación ionizante transfiere energía a un sistema biológico, provocará uno o más resultados finales. La incidencia general y/o la severidad del resultado final estarán relacionadas con la dosis absorbida por el sistema. Para organismos complejos como el humano, hay dos tipos de efectos relacionados con la dosis: somáticos y genéticos (Figura 7).



**FIGURA 7. CLASIFICACIÓN DE LOS EFECTOS BIOLÓGICOS SEGÚN NÚÑEZ (2008)**

*Los efectos biológicos se clasifican por muerte celular y transformación celular.*

El daño somático se refiere al daño ocurrido en los tejidos del individuo irradiado, mientras que el daño genético se refiere al daño que afectará las generaciones futuras.

Los efectos somáticos involucran primariamente a las células diploides. El efecto somático se manifestará en el individuo que absorbe la dosis de radiación, pudiendo clasificarse en dos tipos: efectos de relativa certeza (efectos determinísticos) y los que ocurren al azar o estocásticos (efectos no determinísticos).

- Los efectos determinísticos involucran altas dosis sobre porciones grandes del cuerpo. Éstos se caracterizan por tener un umbral de dosis por debajo de la cual no se observa ningún efecto, un corto período de latencia y una severidad que depende de la dosis. Los efectos determinísticos se pueden categorizar en efectos tempranos y tardíos.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- Los efectos tempranos ocurren dentro del primer año de la exposición y están relacionados con el número de células muertas, la reparación del daño producido y la tasa de recambio de la línea celular irradiada. Algunos ejemplos incluyen el eritema, la caída del pelo, la neumonitis radica y la enfermedad de radiación. Los efectos determinísticos tempranos pueden ser alterados fraccionando la dosis o administrándola en una infusión continua pero lentamente; en general un tejido puede soportar una dosis mucho mayor si ésta es fraccionada.
- Los efectos tardíos ocurren luego del año de recibida la dosis, están relacionados con el daño inicial producido por la dosis y el deterioro debido a los mecanismos de reparación. Algunos ejemplos incluyen la queratosis, la fibrosis pulmonar y las cataratas. Los efectos determinísticos tardíos son menos influenciados por fraccionamiento de la dosis y serán proporcionales a la dosis total.
- Los efectos estocásticos ocurren cuando la célula es modificada por daño a su ADN pero permanece viable, en tanto que el daño puede eventualmente ser expresado a través de la proliferación celular. Cualquier acortamiento del promedio de vida por exposición a bajas dosis es atribuible a desarrollo de cáncer. El riesgo de cáncer (más que las enfermedades hereditarias severas) es la preocupación principal de los sistemas de protección radiológica para el personal y los pacientes.

### 3.1.2 CÁNCER

El cáncer es una enfermedad en la cual las células anormales se dividen sin control y pueden invadir otros tejidos. Las células cancerosas pueden diseminarse a otras partes del cuerpo por el sistema sanguíneo y por el sistema linfático (Tamayo, 2003)

#### *Etapas del Cáncer*

Según Argilés (1998), el cáncer se divide en etapas, dependiendo su avance, de la siguiente manera:

- Etapa 0 o carcinoma in situ: el cáncer se encuentra en su estadio inicial.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- Etapa I: el tumor se ha diseminado por el tejido interno, pero no ha afectado a la pared muscular.
- Etapa II: los músculos están afectados por el cáncer.
- Etapa III: el cáncer se ha extendido a la pared muscular al tejido que la rodea e incluso a los órganos cercanos. El médico puede palpar una inflamación después de la extracción del tumor.
- Etapa IV: las células cancerosas se han diseminado a otras zonas del cuerpo más lejanas, como los pulmones, el esqueleto o el hígado.
- Recurrente: se produce cuando la enfermedad vuelve a aparecer cuando ya ha sido tratada. Puede aparecer en el mismo sitio o en otra parte del cuerpo.

### ***Tipos de Cáncer***

Los tipos de cáncer se pueden agrupar en categorías más amplias. Las categorías principales de cáncer según Argilés (1998) son:

- Carcinoma: cáncer que empieza en la piel o en tejidos que revisten o cubren los órganos internos.
- Sarcoma: cáncer que empieza en hueso, en cartílago, grasa, músculo, vasos sanguíneos u otro tejido conjuntivo o de sostén.
- Leucemia: cáncer que empieza en el tejido en el que se forma la sangre, como la médula ósea, y causa que se produzcan grandes cantidades de células sanguíneas anormales y que entren en la sangre.
- Linfoma y mieloma: cánceres que empiezan en las células del sistema inmunitario.
- Cánceres del sistema nervioso central: cánceres que empiezan en los tejidos del cerebro y de la médula espinal.

### **3.1.3 RADIOTERAPIA**

A veces la radioterapia es el único tratamiento que el paciente con cáncer necesita, y a veces es sólo una parte del tratamiento. Por ejemplo, el cáncer de próstata y de laringe a menudo se trata únicamente con radioterapia, pero una mujer con cáncer de mama podría necesitar ser tratada con cirugía, radioterapia y quimioterapia (Richards y Camera, 1995).

A veces el objetivo es retardar lo más posible el crecimiento del cáncer. En otros casos, el objetivo es reducir los síntomas causados por los tumores al crecer, mejorando la calidad de vida. Cuando la radioterapia se administra con este propósito se llama tratamiento paliativo. En estos casos la radioterapia sirve para reducir el tamaño de los tumores que interfieren con la calidad de vida, por ejemplo un tumor pulmonar que causa dificultad para respirar por compresión del árbol traqueo bronquial.

La radioterapia tiene como objetivo suministrar suficiente radiación al cuerpo para matar las células cancerosas al mismo tiempo que se evita el daño de los tejidos sanos. Esto se puede hacer de varias maneras; según la ubicación, el tamaño y el tipo de cáncer, se puede usar una o varias técnicas. La radioterapia se puede administrar de dos formas: externa o internamente (Cherry et Duxbury, 2009).

En la radioterapia de haz externo, el personal de radioterapia usa una máquina para dirigir al cáncer rayos X de alta energía. La radioterapia interna o braquiterapia consiste en colocar fuentes radioactivas (como por ejemplo, semillas radioactivas) dentro del cuerpo.

La radioterapia además de destruir células cancerígenas, también puede dañar a las células normales, para evitarlo, se hace una planificación para conocer la cantidad de dosis requerida.

#### **3.1.4 LÍMITE DE DOSIS**

La dosis absorbida mide la cantidad de energía depositada en cada gramo de materia irradiada. La unidad más conocida es el rad, y corresponde a cien ergs depositada en un gramo de materia. La cantidad de energía contenida en ergs es sumamente pequeña dentro de nuestra vida cotidiana. Si midiéramos la cantidad de energía calórica que llega del sol a un cuadrado de un centímetro de nuestra piel, la energía recibida cada segundo es diez mil veces mayor que la energía de 100 ergs. Es una comparación que se hace para indicar que la cantidad de energía que se deposita dentro de un gramo de materia al ser irradiada con una dosis de rad es muy pequeña. Sin embargo la dosis dentro de una escala molecular o celular, que es la dosis del rad puede tener consecuencias importantes.



Para evaluar de modo intuitivo si una dosis puede causar un efecto grande o pequeño es útil saber que, en un extremo si una persona se expone de cuerpo entero a una radiación de 600 rads, es probable que muera mientras que otro lado recibimos cada año dos décimas de rad (0.2 rad) es una unidad de uso corriente y la unidad que mide la dosis absorbida es el Gray igual a 100 rads.

Para un mejor manejo de la radiación se cuenta con organismos como la comisión internacional de protección radiológica (CIPR) que es establecido para recomendar prácticas seguras sobre el uso de radiación como es la cuantificación de la dosis.

La cantidad de dosis absorbida puede ser detectada y cuantificada por medio de instrumentos como detectores de radiación y dosímetros.

### **3.1.5 DETECCIÓN DE LA RADIACIÓN**

La detección de la radiación está basada en el conocimiento de la interacción de las radiaciones con la materia, ya que las radiaciones depositan energía en los materiales, principalmente a través de la ionización y excitación de sus átomos.

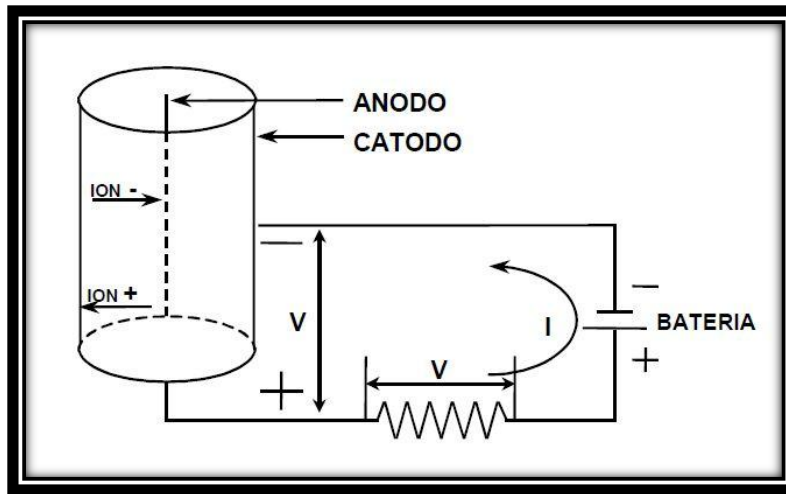
#### ***Tipos de Detectores de Radiación***

Los detectores de radiación pueden clasificarse en detectores de ionización de gas, semiconductores y de centelleo, según el tipo de fenómeno físico involucrado en el proceso de conversión de la energía del campo en una señal inteligible.

#### ***Detectores de Ionización de Gas***

Los detectores gaseosos están básicamente constituidos por un recinto conteniendo un gas, sometido a un campo eléctrico producido por una diferencia de potencial aplicada entre dos electrodos (Figura 8).

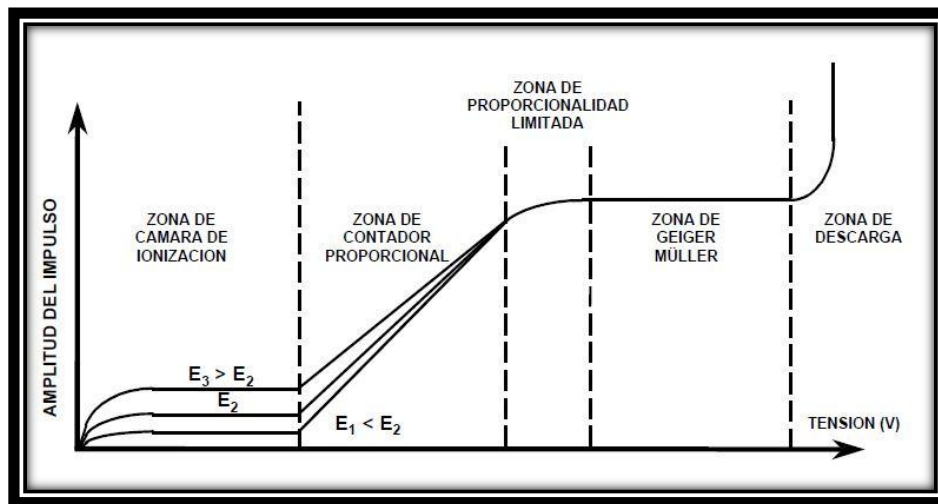
Cuando dicho dispositivo se expone a un campo de radiación, la interacción de las partículas ionizantes con el gas que llena el recinto o con el material de sus paredes hace que se generen pares de iones (uno de carga eléctrica positiva y otro de carga eléctrica negativa). Estos iones, en presencia del campo eléctrico, se aceleran en dirección a los electrodos polarizados eléctricamente con signo contrario.



**FIGURA 8. DETECTOR DE IONIZACIÓN DE GAS**

*Se generan pares de iones que se aceleran en dirección a los electrodos polarizados eléctricamente.*

Los detectores gaseosos como la Cámara de Ionización, el Contador Proporcional y el detector Geiger Müller (Figura 9) se basan en la recolección directa de la ionización producida por una partícula al atravesar un gas encerrado entre dos electrodos sometidos a una diferencia de potencial.



**FIGURA 9. AMPLITUD DEL IMPULSO O CARGA COLECTADA EN FUNCIÓN DE LA TENSIÓN APLICADA**

*Se divide en 5 zonas, la zona de cámara de ionización, zona de contador proporcional, zona de proporcionalidad limitada, zona de Geiger-Müller, y zona de descarga.*

### *Detectores semiconductores*

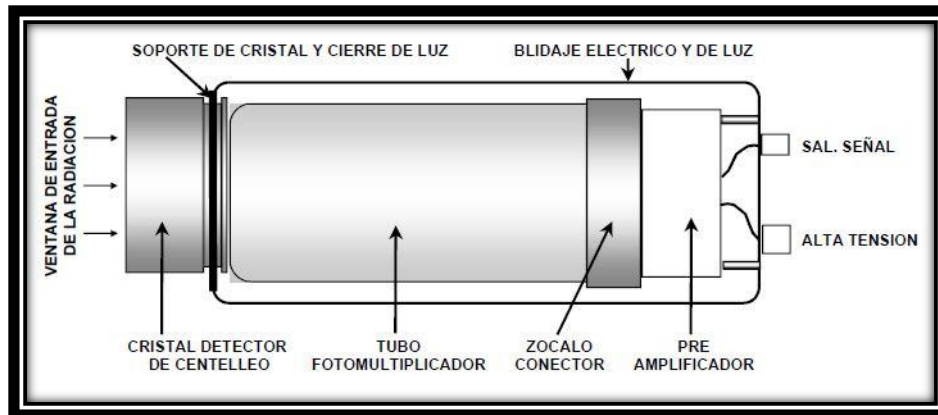
El principio de funcionamiento de los detectores semiconductores puede asemejarse al de la cámara de ionización, donde el medio ionizable, en vez de un gas, consiste en un semiconductor (Ge o Si) de alta resistividad. La alta resistividad se alcanza mediante la formación de zonas del material exentas de portadores libres (zonas de carga espacial), las que se logran mediante métodos que son característicos de los diversos semiconductores que a continuación se detallan.

La detección de las radiaciones ionizantes a partir de los destellos luminosos que estas producen en ciertos materiales, es uno de los métodos más antiguos, pero continúa siendo aún muy utilizado en contaje y en espectrometría.

### *Detectores de centelleo*

En el detector de centelleo aprovecha el hecho de que la radiación produce pequeños destellos luminosos en ciertos sólidos. Esta luz se recoge y transforma en un pulso eléctrico. Cuando una partícula ionizante incide en un material, puede interactuar de acuerdo al mecanismo que corresponda al tipo de partículas, a su energía y al material de que se trate, produciendo partículas cargadas que se mueven en su interior. En ciertos materiales, denominados centelladores, pequeña fracción de la energía cinética de las partículas secundarias es convertida en energía luminosa; el resto se transfiere al medio como calor o como vibraciones de su red cristalina. La fracción de la energía que se convierte en luz (definida como eficiencia de centelleo) depende de la naturaleza de la partícula y de su energía.

Un detector de centelleo está constituido por el conjunto centellador-tubo fotomultiplicador, ópticamente acoplados entre sí. Dicho acoplamiento debe asegurar una eficiente transmisión de la radiación luminosa desde el centellador hacia el fotomultiplicador (Figura 10), a la vez que se debe asegurar que no ingrese luz proveniente del exterior.



**FIGURA 10. CORTE ESQUEMÁTICO DE UN DETECTOR DE CENTELLEO**

*Cuenta con un cristal de centelleo, un tubo fotomultiplicador y un pre amplificador para obtener la señal de salida en voltaje.*

### 3.1.6 DOSIMETRÍA

La Dosimetría de radiación es el cálculo de la dosis absorbida en tejidos y materia como resultado de la exposición a la radiación ionizante, tanto de manera directa como indirecta. Es una subespecialidad científica, en el campo de la física de la salud y la física médica, la cual se enfoca en el cálculo de las dosis internas y externas de la radiación ionizante. Esta radiación es medida con dispositivos llamados dosímetros.

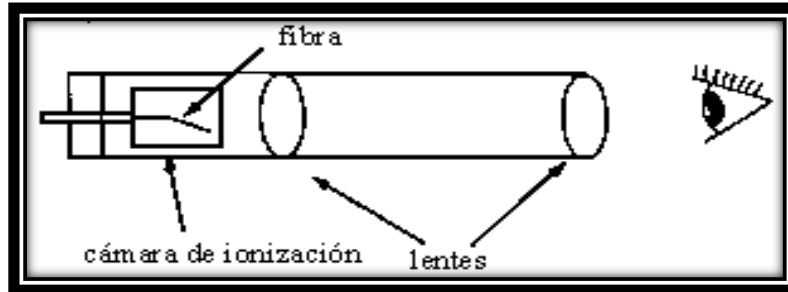
#### ***Tipos de Dosímetros***

Los dosímetros más comúnmente empleados son los de película fotográfica, las cámaras de ionización de bolsillo y los termoluminiscentes (Rickard et Camera, 1995).

#### ***Dosímetro de cámara de ionización de bolsillo***

La cámara de ionización de bolsillo es un dispositivo del tamaño de un lapicero que contiene una pequeña cámara de ionización en la que el ánodo tiene una sección fija y una móvil, que es una fibra de cuarzo metalizada (Figura 11). Antes de usarse se conecta momentáneamente a un cargador, en el que se le aplica un voltaje, y la fibra se separa de la parte fija por repulsión electrostática, quedando lista la cámara para ser usada. Luego, cada vez que le llega una radiación que produce ionización, los electrones que llegan al ánodo lo van descargando y la fibra se acerca nuevamente a la parte fija. El desplazamiento de la fibra depende de la exposición, y se puede observar directamente

con una lente en el otro extremo del dosímetro. Se ve la fibra sobre una escala calibrada en unidades de exposición; la escala que se usa frecuentemente va de 0 a 200 mR.



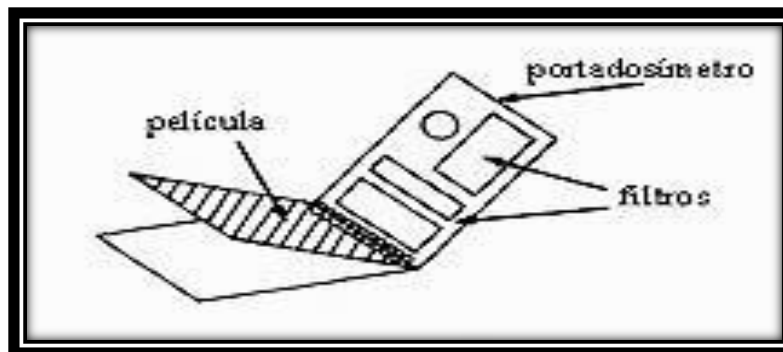
**FIGURA 11. DOSÍMETRO CÁMARA DE IONIZACIÓN TOMADO DE RICKARD Y CAMERA (1995)**  
 Contiene una cámara de ionización y en el ánodo se tiene una sección fija y una móvil, al aplicar voltaje la parte móvil se separa de la fija así se contabiliza la radiación.

Las cámaras de ionización de bolsillo tienen la ventaja de que se puede tener la lectura de la exposición inmediatamente después de recibirla. En cambio, no son de registro permanente. Su costo es más alto que el de las películas fotográficas, pero se pueden usar repetidas veces. Son sensibles a golpes y otros maltratos.

#### *Dosímetro de película*

Los dosímetros de película aprovechan el hecho de que la radiación vela las películas fotográficas, como sucede en las radiografías. La emulsión fotográfica contiene granos de bromuro de plata (AgBr), y al pasar por ella una radiación deja a su paso iones de bromo y de plata suspendidos en la emulsión, como imagen latente. Cuando se revela la película aparecen los granos de plata metálica. El oscurecimiento se mide después con un densitómetro óptico, que mide la transmisión de luz, y de allí se deduce la dosis recibida.

Como el oscurecimiento depende también del tipo y de la energía de la radiación recibida, en el portadosímetro, que generalmente es un receptáculo de plástico, se incluyen filtros en forma de pequeñas placas de elementos que absorben radiación, como plomo, cadmio, cobre o aluminio (Figura 12). Del ennegrecimiento relativo de las zonas con filtro y sin filtro se puede deducir algo sobre estas cantidades. Hay instituciones y compañías privadas que ofrecen el servicio de revelado y medida de dosis en dosímetros de película.



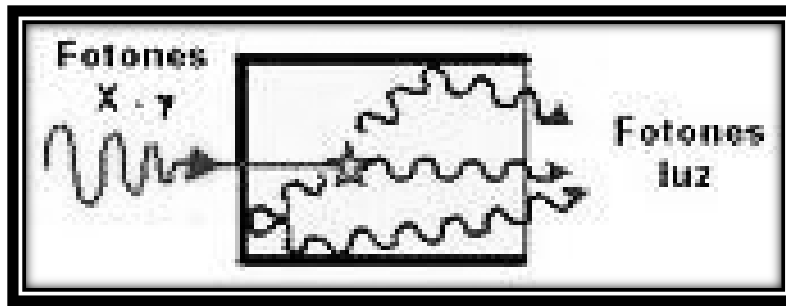
**FIGURA 12. DOSÍMETRO DE PELÍCULA TOMADO DE RICKARD Y CAMERA (1995)**

*Al pasar radiación se queda iones de bromo de plata en la película y al revelarse aparecen granos de plata metálica. El oscurecimiento se mide con un densitómetro óptico.*

Los dosímetros de película son de bajo costo, sencillos de usar y resistentes al uso diario. Son sensibles a la luz y a la humedad. Permiten tener un registro permanente de la dosis acumulada, generalmente en periodos de un mes. Como la información sobre la dosis se recibe un tiempo después de recibida la exposición, son útiles especialmente para llevar el historial de exposición del personal. Sólo se pueden usar una vez.

#### *Dosímetro termoluminiscente*

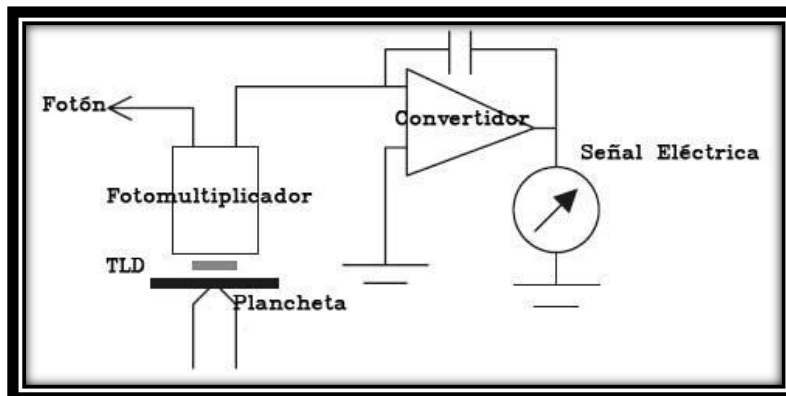
Los detectores termoluminiscentes (TLD, en inglés) son detectores pasivos e integradores que permiten realizar la determinación de dosis y discriminar las componentes de distintos campos de radiación. El fundamento de su uso está basado en el fenómeno de luminiscencia. En los dosímetros termoluminiscentes se utiliza principalmente, el fluoruro de litio (LiF) o el fluoruro de calcio (CaF<sub>2</sub>), que al recibir radiación muchos de los electrones producidos quedan atrapados en niveles de energía de larga vida, generalmente debidos a defectos en la red cristalina. Cuando posteriormente son calentados estos cristales, los electrones atrapados vuelven a caer a sus estados originales, al mismo tiempo emitiendo luz. La cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis acumulada desde la última vez que se calentó (Figura 13). Se mide con un fotomultiplicador.



**FIGURA 13. DOSÍMETRO TERMOLUMINISCENTE TOMADO DE RICKARD Y CAMERA (1995).**

*Se utiliza fluoruro de litio o fluoruro de calcio, los electrones al recibir radiación quedan atrapados en niveles de energía altos cuando regresan a su estado basal emiten luz.*

Estos dosímetros son de costo moderado, resistentes y pueden ser usados varias veces. Son más precisos que los de placa fotográfica, pero se requiere de un sistema de dosimetría para efectuar las lecturas (Figura 14), las cuales no son inmediatas.



**FIGURA 14. SISTEMA DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE TOMADO DE PODGORSK (2005).**

*Se utiliza una plancheta que calienta el material Termoluminiscente (TLD), al alcanzar cierta temperatura el TLD emite fotones que con el fotomultiplicador se van a amplificar para convertirlos en señal eléctrica.*

### 3.1.7 TERMOLUMINISCENCIA

La termoluminiscencia (TL) es la emisión de luz de un aislante o semiconductor cuando este es calentado. El fenómeno de TL puede ser descrito como una muestra sólida, usualmente de material aislante, es excitado al ser irradiado por radiación ionizante a una temperatura dada. El material es calentado a una temperatura elevada gradualmente y la emisión de luz es registrada como función de la temperatura y a la radiación. El fundamento está basado en el fenómeno de luminiscencia (Ruesga, 2006).

### ***Fenómeno de Luminiscencia***

La luminiscencia es el proceso de emisión de radiación óptica de un material por causas no térmicas, que presentan algunas sustancias dieléctricas o semiconductoras en determinadas condiciones de excitación. Los medios de excitación, en el fenómeno general de la luminiscencia, son diversos, por ejemplo:

- Fotoluminiscencia producida por la interacción de fotones ópticos (ultravioletas, visible, infrarrojo)
- Termoluminiscencia originada por movimientos mecánicos
- Quimioluminiscencia debida a la entrega a la red de energía que surge de las reacciones químicas
- Electroluminiscencia originada por la energía transmitida por un campo eléctrico.

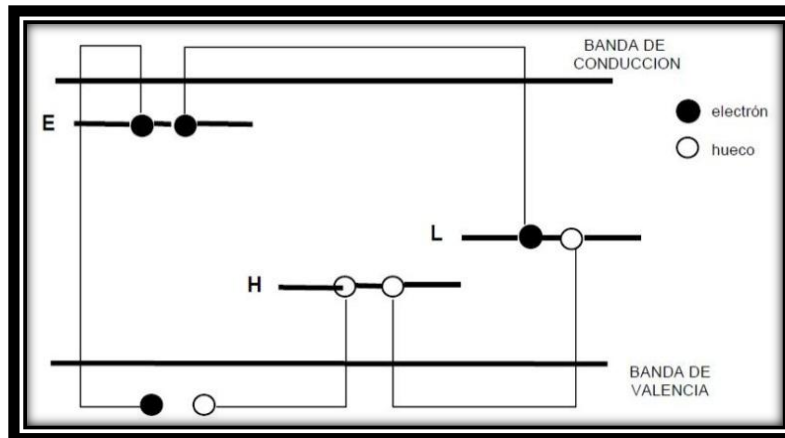
En la luminiscencia se distinguen dos subclases: la fluorescencia y la fosforescencia. Su distinción se realiza en general en función de su cinética de decremento, rápida para la fluorescencia con ocurrencia de la emisión en tiempos del orden de  $<10$  ns y lenta para la fosforescencia  $>10$  ns.

La excitación luminiscente involucra la transferencia de energía a los electrones y su desplazamiento aún nivel más alto de energía. La transición de electrones directamente de un estado meta-estable (Trampa) al estado fundamental está prohibida. La fosforescencia es fuertemente dependiente de la temperatura, el sistema vuelve al equilibrio con una entrega adicional de energía. La termoluminiscencia se puede interpretar como una fosforescencia acelerada por el aumento de la temperatura.

### ***Modelo Luminiscencia simplificado***

En una red inorgánica cristalina perfecta (SiO) los niveles electrónicos de energía atómicos son ensanchados dentro de una serie continua de bandas de energía permitidas separadas por regiones de energía prohibida. La banda llena superior se llama banda de valencia y está separada por varios eV de la banda más baja sin llenar llamada banda de conducción (Figura 15). La población electrónica de estas zonas y el ancho de las mismas determinan propiedades fundamentales para los sólidos.





**FIGURA 15. ESQUEMA SIMPLIFICADO DEL MODELO DE BANDAS DE ENERGÍA DEL PROCESO DE TERMOLUMINISCENCIA**

*En una estructura cristalina (SiO) la radiación ionizante excita un electrón fuera de la banda de valencia a la banda de conducción dejando una vacancia en la banda de valencia llamado agujero ó huecos. Los electrones y agujeros son libres para moverse independientemente a través de sus respectivas bandas y son llamados portadores de carga.*

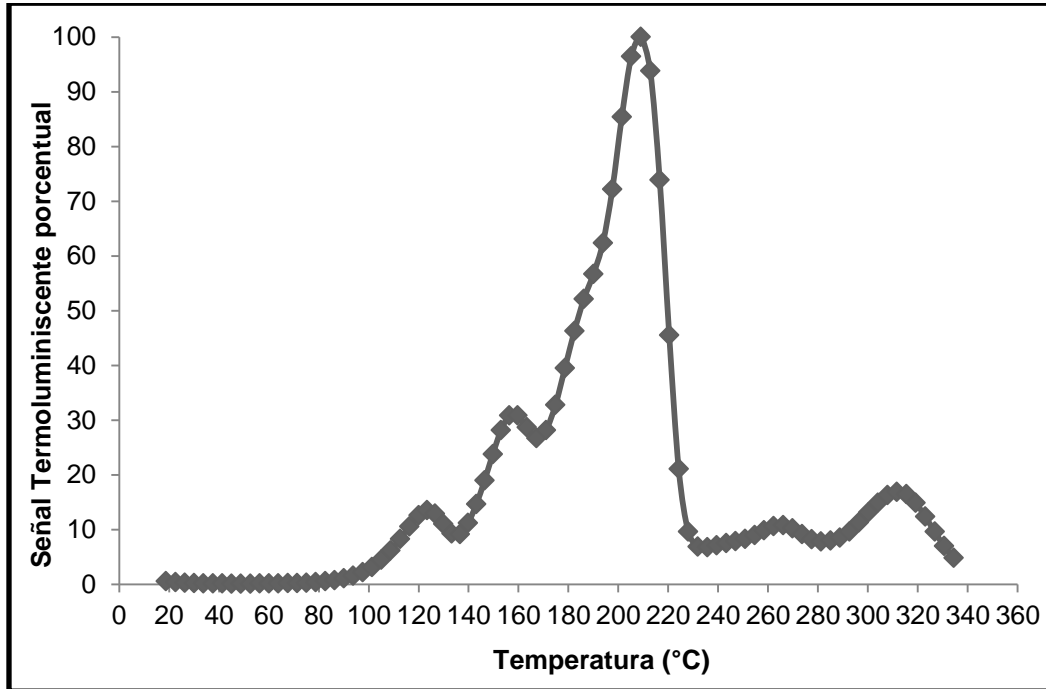
#### *Proceso de luminiscencia*

En un cristal real, la banda prohibida contiene un conjunto discreto de niveles metaestables aceptores y donadores. Estos niveles son generados por las imperfecciones intrínsecas del material o mediante la presencia de impurezas llamadas activadores. En este caso, las radiaciones ionizantes generan pares de agujeros o huecos (h) y electrones (e-) que se trasladan por las bandas de valencia y conducción. La mayoría vuelve en forma inmediata al estado fundamental; este proceso puede estar acompañado o no por emisión de luz, (la gran mayoría de las recombinaciones son no radiactivas), pero una fracción es capturada en los niveles trampa E (o H).

Según la profundidad del nivel de energía de estas trampas, los portadores pueden liberarse con alguna facilidad a temperatura ambiente o permanecer en ellas durante un tiempo considerable. Los electrones liberados pueden recombinarse con los huecos en centros de luminiscencia L, y el exceso de energía se irradia como fotones visibles o cercanos al visible. Cuando se eleva la temperatura de la muestra, aumenta la probabilidad de escape y recombinación.

Para cada nivel trampa (a partir de una cierta temperatura) ocurre una liberación significativa de portadores de carga. Ello se refleja en la aparición de picos en la intensidad TL emitida en función de la temperatura de la muestra. Esta curva se la conoce como curva de brillo (Figura 16). En la misma se incluyen todas las longitudes de onda

emitidas por la muestra. Si se grafica la intensidad total de la luz entregada en función de la longitud de onda, se obtiene la curva de emisión espectral.



**FIGURA 16. CURVA DE BRILLO (FLUORURO DE LITIO) BASADO EN RUESGA, 2006**

*TL integrada en función de la temperatura de calentamiento del material TL. La curva presenta uno o varios 5 máximos (picos de TL) como consecuencia de los procesos de recombinación de portadores de carga liberados térmicamente*

Considerando los aspectos anteriores y considerando que el cáncer, es una de las principales causas de mortalidad, ocupando el tercer lugar de muerte en México durante el 2010 con un 12% (INEGI, 2011), siendo el resultado de la interacción de factores genéticos y externos (físicos, químicos y biológicos) que producen la degeneración de las células, con lo que se originan lesiones precancerosas y finalmente tumores malignos.

Además, sabiendo que los tumores pueden ser tratados por medio de radioterapia externa o interna suministrando suficiente radiación al cuerpo para matar las células cancerosas al mismo tiempo que se evita el daño de los tejidos sanos. Siendo el 70% del cáncer curable (Red de Acceso, 2012), cuando se detecta a tiempo y se determina el tratamiento requerido según el tipo de cáncer y las características del paciente.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

El tratamiento general de radioterapia se da cinco días por semana durante cinco semanas. Esto permite administrar la radiación necesaria para esterilizar las células cancerosas, y darle tiempo de recuperación a las células sanas.

Por lo anterior, se debe verificar la dosis que recibe el paciente, ya que la radiación tiene efectos biológicos que provocan la mutación del ADN que pueden conducir a la muerte de la célula mutada, o impedir que esta tenga descendencia.

Lo anterior puede ocurrir como resultado de la necrosis celular (es decir, su muerte patológica como consecuencia de un daño irreversible causado por la radiación), de una apoptosis celular (es decir, la autodestrucción programada de la célula) o del impedimento de la reproducción celular normal. Provocando que surjan quemaduras, daños en tejido sano o hasta cáncer en zonas sanas por la falta de control de la dosis de radiación recibida del paciente.

La dosis suministrada a los pacientes se verifica a través de dosímetros, siendo los más usados los termoluminiscentes porque se pueden utilizar varias veces, su volumen es de  $9\text{mm}^3$ , aunque para conocer la dosis recibida es necesario introducir el dosímetro en un sistema de lectura, los cuales tienen un costo mayor a \$100,000.

Por esta razón se busca realizar un sistema de dosimetría con un costo no mayor a \$10,000, donde el Hospital General de México pueda tener acceso sin necesidad de grandes traslados que aumenten el tiempo de verificación de la dosis de 120,000 personas diagnosticadas con cáncer (Red de Acceso, 2012), en espera del tratamiento de radioterapia.

La persistencia de la señal termoluminiscente por largos períodos permite la medición en el momento conveniente, luego de la irradiación.

Se pueden obtener precisiones mejores al 3% para dosis en el rango de 0.1 mGy a 10 Gy (suficiente en la mayoría de las aplicaciones de radioterapia). Además son insensibles a la mayoría de los agentes ambientales como humedad, luz, la mayoría de los vapores etc.

### **SUPUESTO**

El sistema de dosimetría que utiliza el principio de termoluminiscencia detecta la cantidad de dosis a la que están expuestos los pacientes con tratamiento de radioterapia.

### **ALCANCE**

El alcance es aplicativo, ya que, se pretende utilizar el sistema de dosimetría para las mediciones de dosis requeridas en el hospital verificando que la aplicación de la dosis sea la correcta, evitando daños posteriores a la dosis de radiación a la que están expuestos los pacientes.

El sistema a desarrollar deberá entonces poder generar el principio de termoluminiscencia sobre unas muestras donde se ha adquirido un nivel de radiación suficientemente alto para poder ser detectado por un fotodetector simple.

### **OBJETIVO GENERAL**

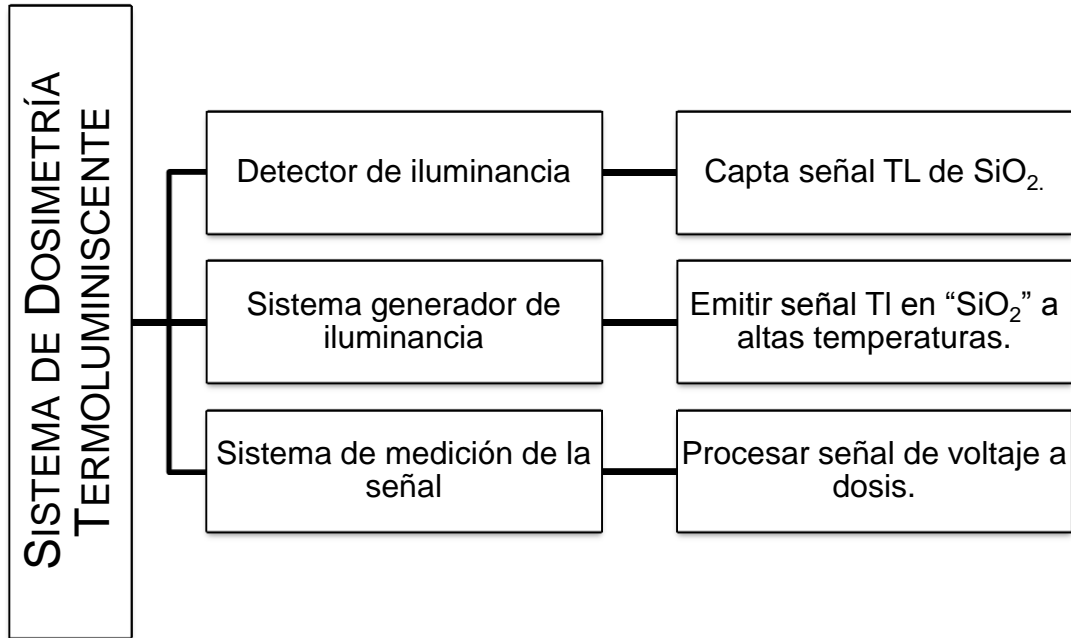
Construir un sistema de dosimetría para medir la dosis de radiación suministrada a pacientes en el área de radioterapia basado en el principio de termoluminiscencia.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Diseñar un sistema de detección de iluminancia para captar la señal TL del óxido de silicio.
- Diseñar un sistema de generación de iluminancia para manipular y generar la señal TL en el material óxido de silicio a temperaturas altas.
- Diseñar un sistema de medición de la señal TL del óxido de silicio.
- Construir un prototipo del sistema de dosimetría, que incluye a los sistemas de detección de iluminancia, de generación de iluminancia y de medición de la señal de TL de óxido de silicio.

### 3.2 METODOLOGÍA

En este capítulo, se muestra el proceso para realizar cada una de las etapas que conforman el sistema de dosimetría que son: detector de iluminancia, sistema generador de iluminancia, sistema de medición de la señal (Figura 17).



**FIGURA 17. DIAGRAMA DE BLOQUES DE COMPONENTES DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE BASADO EN RIVERA MONTALVO (1997).**

*El sistema de dosimetría consta de 3 subsistemas (Detector de iluminancia, sistema generador de iluminancia y de un sistema de medición de la señal) para la obtención de la señal TL del SiO<sub>2</sub>.*

#### 3.2.1 CONSTRUCCIÓN DEL SOPORTE PARA LA FIBRA ÓPTICA

El soporte de la fibra óptica, es una caja en forma de cubo de 1000cm<sup>3</sup> hecha de acero (Figura 18), resiste altas temperaturas sin embargo sufre cierta oxidación, por ello, se le ha puesto una pintura en aerosol color negra que resiste temperaturas de hasta 650°C. En la parte interna contiene una resistencia tubular en forma de "M". Este esquema servirá para inducir el proceso de termoluminiscencia.

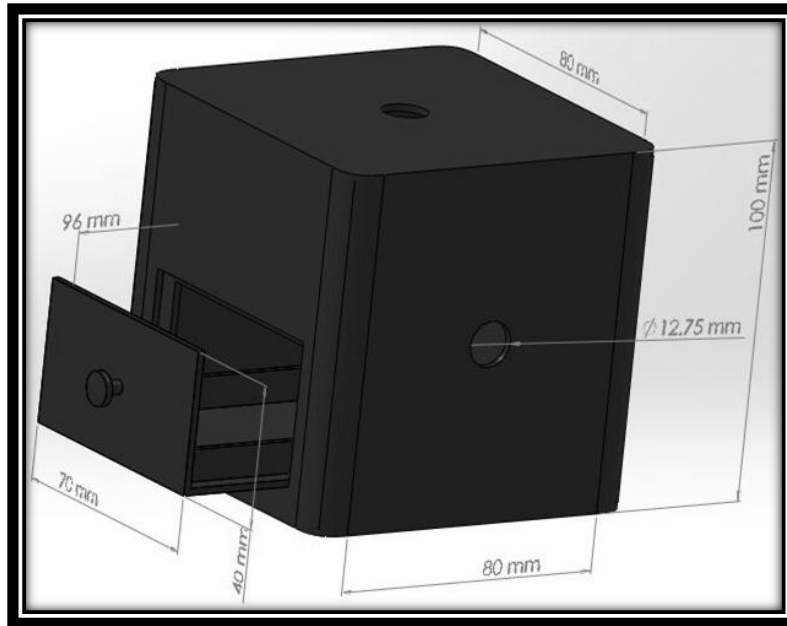


FIGURA 18. ESQUEMA DEL SOPORTE DE LA FIBRA ÓPTICA

### 3.2.2 DETECTOR DE ILUMINANCIA

Se desarrolló un sistema de detección optoelectrónico basado en un sistema en paralelo de fotodiodos. Este sistema en paralelo fue desarrollado para reducir el efecto de variaciones de alta frecuencia en la generación de luz por el efecto de termoluminiscencia.

#### *Fotodiodo*

Un detector de iluminancia consta principalmente de 4 sensores detectores de luz, en este caso, es un fotodiodo BPW34 elegido así por su rango de  $\lambda$  de 430nm a 1100nm y su tiempo de respuesta de 100ns.

Se requirió un convertidor de corriente a voltaje (Figura 19) con un amplificador TL081 para el manejo de la respuesta y a sensibilidad del fotodiodo.

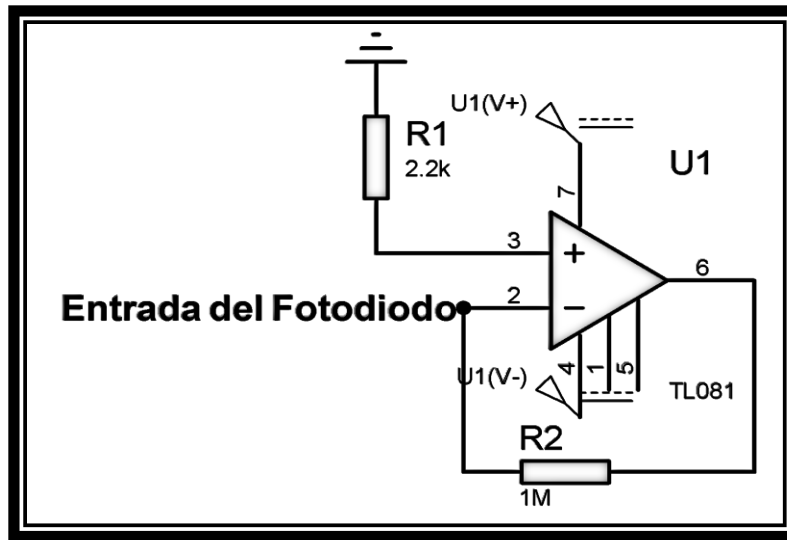


FIGURA 19. ESQUEMA DEL CONVERTIDOR DE CORRIENTE A VOLTAJE

La respuesta del fotodiodo BPW34 se expresa con la siguiente ecuación:

$$I_{FD} = K(\log_{10}(E_A))$$

Donde:

- $I_{FD}$ =La corriente del fotodiodo
- $K$ =La pendiente de la respuesta del fotodiodo que es de  $0.0011 \frac{\mu A}{lx}$
- $E_A$ = La iluminancia

Se obtiene una corriente máxima del fotodiodo de  $0.0032 \mu A$  y se requiere un voltaje de salida de 0V a 5V para utilizarlo en un microcontrolador, para ello, se utiliza el convertidor de corriente a voltaje obteniendo la siguiente ecuación:

$$V_o = I_{FD} * R_f$$

Donde:

- $V_o$ =Voltaje de salida
- $I_{FD}$ =La corriente del fotodiodo que es de  $0.0032 \frac{\mu A}{lx}$
- $R_f$ = La resistencia de ganancia, la cual es de  $1M\Omega$

**Circuito para adecuar la señal**

Se realizó un promedio de las 4 señales de los fotodiodos para obtener únicamente una señal de respuesta. Para ello, se utilizó un circuito que promedia la señal con un amplificador TL081 y una resistencia de retroalimentación negativa de  $\frac{1}{4}$  las resistencias de entrada, como se muestra en la Figura 20.

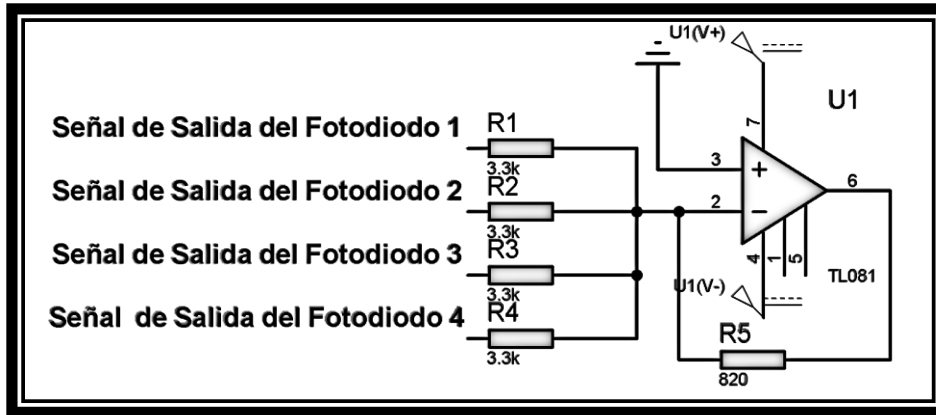


FIGURA 20. ESQUEMA DEL CIRCUITO QUE PROMEDIA LA SEÑAL DE LA RESPUESTA DE LOS 4 FOTODIODOS

**3.2.3 SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA**

**Dispositivo Térmico**

Se utiliza una resistencia cerámica de  $20\Omega$  (Figura 21) por la cual va a circular una corriente de 2.5A para calentar hasta  $400^{\circ}\text{C}$ .

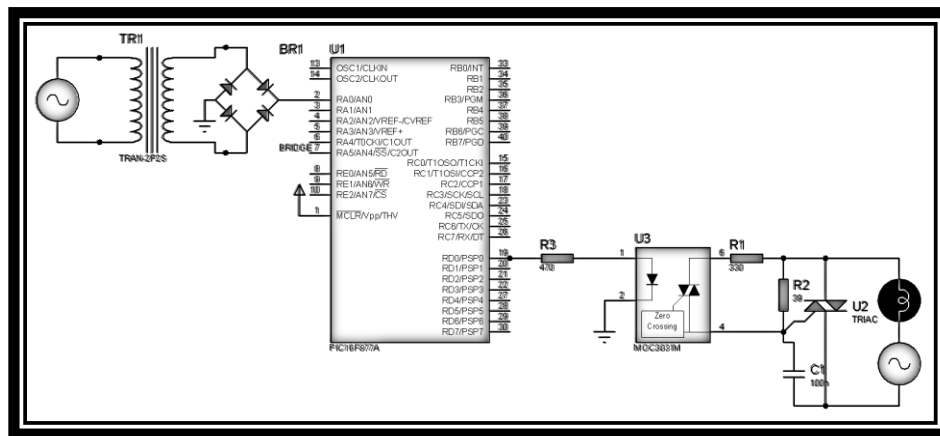


FIGURA 21. RESISTENCIA CERÁMICA DE  $20\Omega$



**Sistema eléctrico**

El sistema eléctrico consta de una etapa de cruce por cero generador de pulso que inicia la etapa de potencia (Figura 22). En el lado derecho de la figura se observa el circuito de detección de cruce por cero para lograr la regulación de la potencia entregada por el dispositivo desarrollado. El dispositivo ubicado a la derecha es un sistema de regulación de voltaje de corriente alterna basado en un sistema optoelectrónico basado en un optodiac. El dispositivo electrónico asociado al microcontrolador es el elemento central para la regulación de la señal de control sobre el dimmer.



**FIGURA 22. ESQUEMA DEL SISTEMA ELÉCTRICO GENERADOR DE ILUMINANCIA**

Se realizó un detector de cruce por cero por medio de un transformador de 4.5V y un rectificador de onda completa para 1A, la señal ingresa al microcontrolador 16F877A por la entrada 1 del convertidor analógico-digital (ADC), como se muestra en la Figura 23. El detector de cruce por cero se basó en la determinación del voltaje que ingresó al ADC cuando este se acerca a cero.

Se realizó un programa en el microcontrolador para generar pulsos dependiendo el voltaje que ingresa por la segunda entrada ADC cambiando el voltaje por un retardo en milisegundos, siendo su máximo rango de 0 a 7600 milisegundos. Esta relación se asocia al concepto de control por fase de un sistema oscilatorio tipo senoidal. Este es uno de los esquemas más conocidos para regular el voltaje de entrada a la resistencia de calentamiento. Tales condiciones de regulación de voltaje son necesarias considerando

que debe incrementarse la temperatura del sistema de regulación térmica gradualmente y en forma incremental siguiendo un perfil pre-programado.

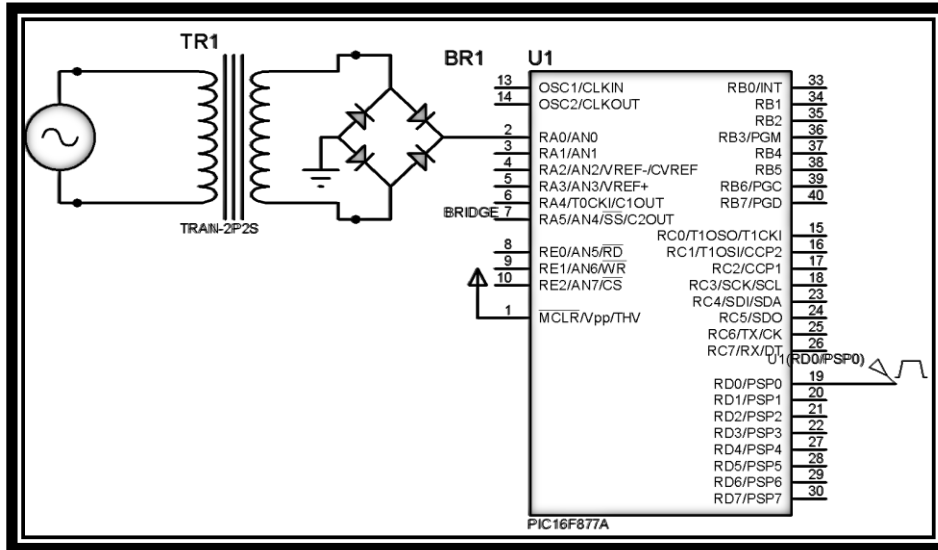


FIGURA 23. ESQUEMA DE LA ETAPA GENERADORA DE PULSOS DEL SISTEMA ELÉCTRICO DEL GENERADOR DE ILUMINANCIA

Se utilizó un circuito óptico MOC3041, para aislar el circuito de la etapa de potencia, este circuito activa un triac Q4006, el cual permite encender la resistencia (Figura 24), controlando la potencia que va a calentar la resistencia (Figura 25).

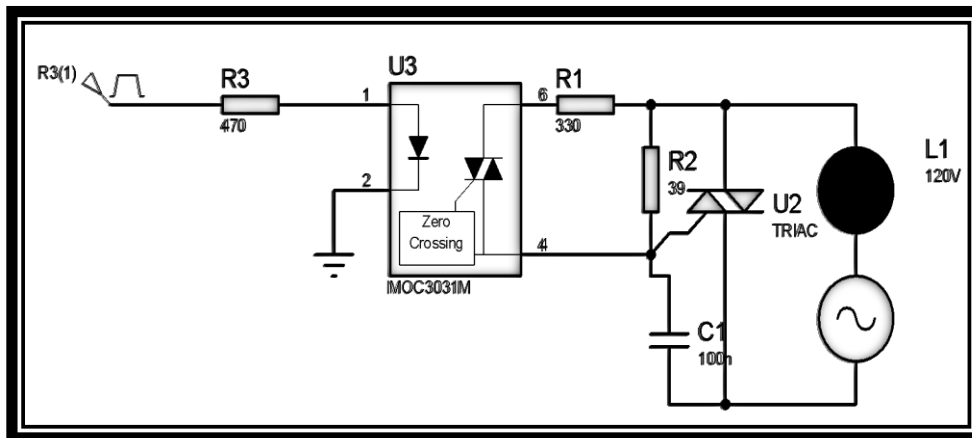
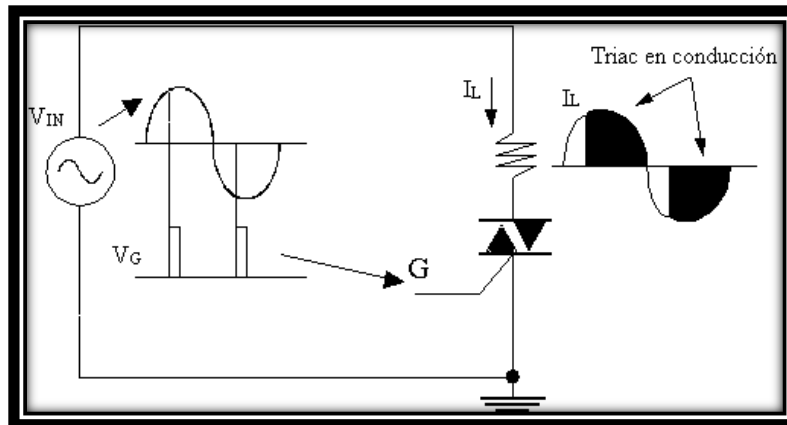


FIGURA 24. ESQUEMA DE LA ETAPA DE POTENCIA DEL SISTEMA ELÉCTRICO DEL GENERADOR DE ILUMINANCIA



**FIGURA 25. FORMA DE CONTROLAR LA POTENCIA**

*El Triac sirve como un interruptor, ya que en la compuerta (G) va a entrar un pulso que lo enciende y lo apaga, al estar encendido va a conducir la corriente ( $I_r$ ) del Voltaje de Entrada ( $V_{in}$ ).*

El siguiente diagrama (Figura 26) da una descripción simplificada del método utilizado para realizar la detección del cruce por cero, la generación de la señal para regular el sistema del dimmer, etc.

### 3.2.4 SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA SEÑAL

Se realizó una interfaz entre el microcontrolador 16F877A y el programa Matlab versión 2010. Dicha interfaz permite realizar las mediciones de la temperatura en un sistema de cómputo.

Para ello, se utiliza el FT232 para transmitir sincronamente la señal del detector de iluminancia (Figura 28).

El siguiente diagrama (Figura 27) muestra la estructura básica del programa realizado en el microcontrolador para poder realizar la transmisión de los datos hacía el equipo de cómputo.

En Matlab, se realizó una interfaz, la cual cuenta con un botón de inicio para enviar un carácter al microcontrolador que inicia la generación de pulsos que encienden el sistema generador de iluminancia, una vez que la resistencia alcanza la temperatura deseada se envían los datos obtenidos de la señal del detector de iluminancia y se muestra gráficamente.

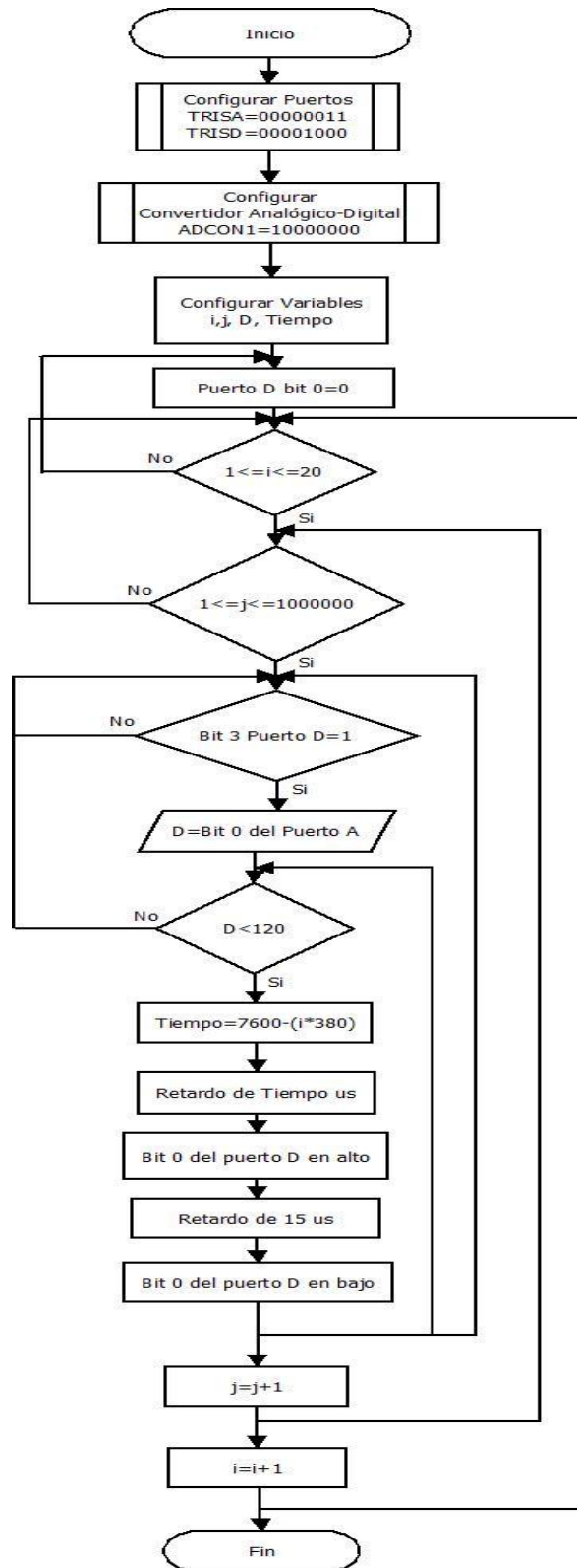


FIGURA 26. DIAGRAMA DE FLUJO PARA GENERAR LOS PULSOS POR CRUCE POR CERO

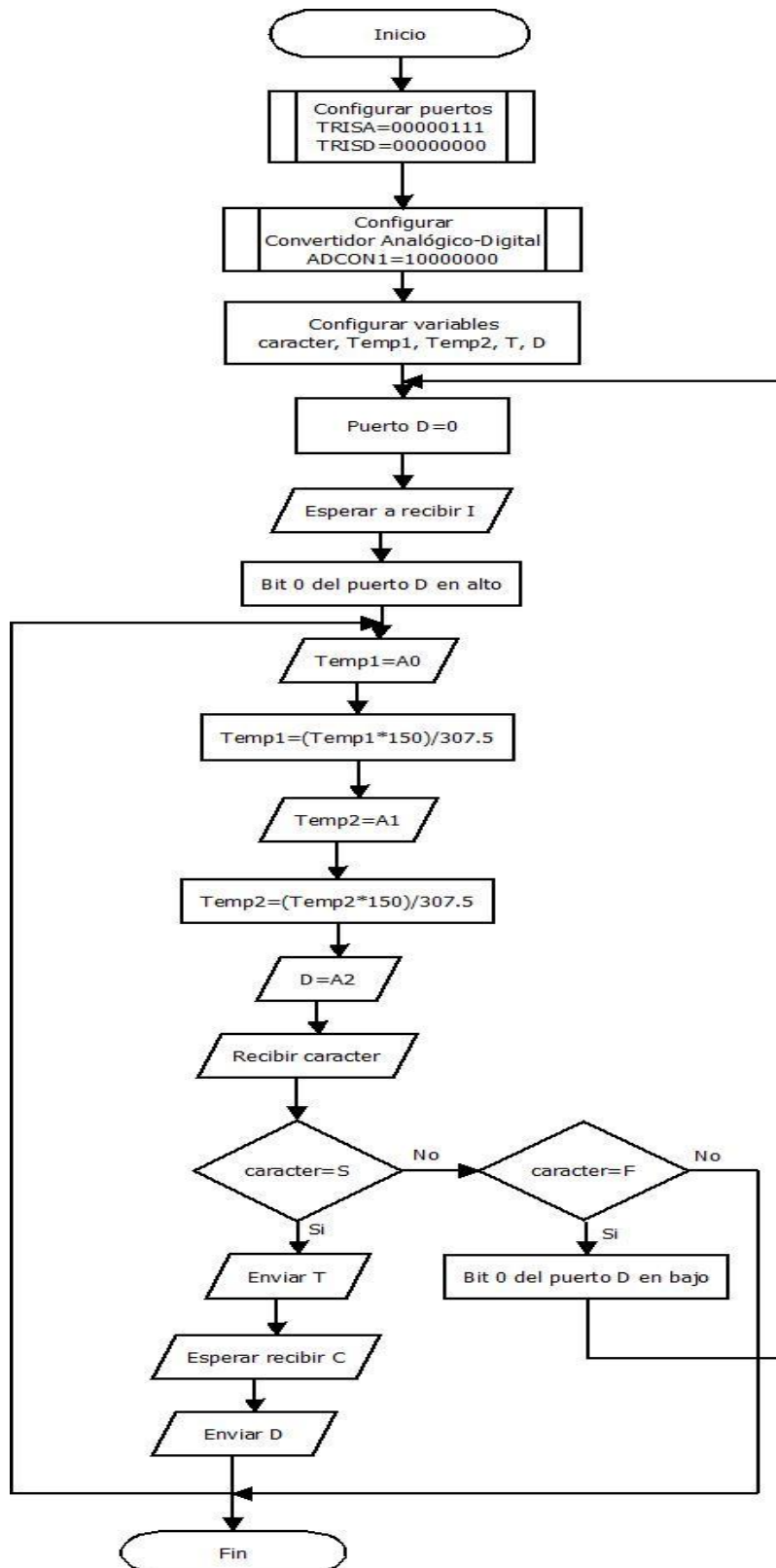


FIGURA 27. DIAGRAMA DE FLUJO PARA EL ENVÍO DE DATOS AL EQUIPO DE CÓMPUTO

Cuando finaliza el envío, en la interfaz se muestra la dosis de radiación detectada que es proporcional a la iluminancia. Para salir de la interfaz se pulsa un botón de fin (Figura 30).

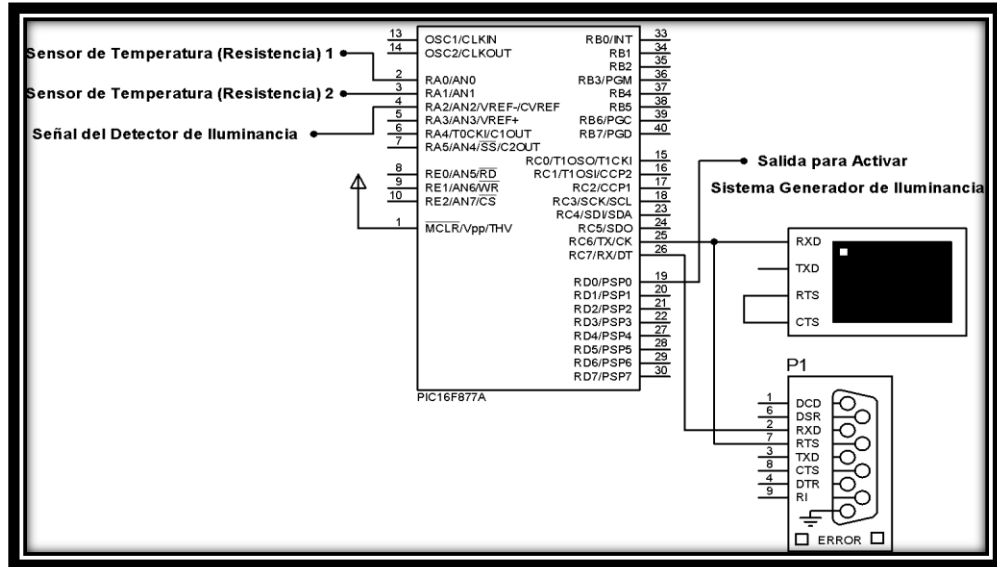


FIGURA 28. ESQUEMA DEL SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA SEÑAL

El siguiente diagrama (Figura 29) muestra el pseudocódigo del sistema de software utilizado para generar la interfaz gráfica.

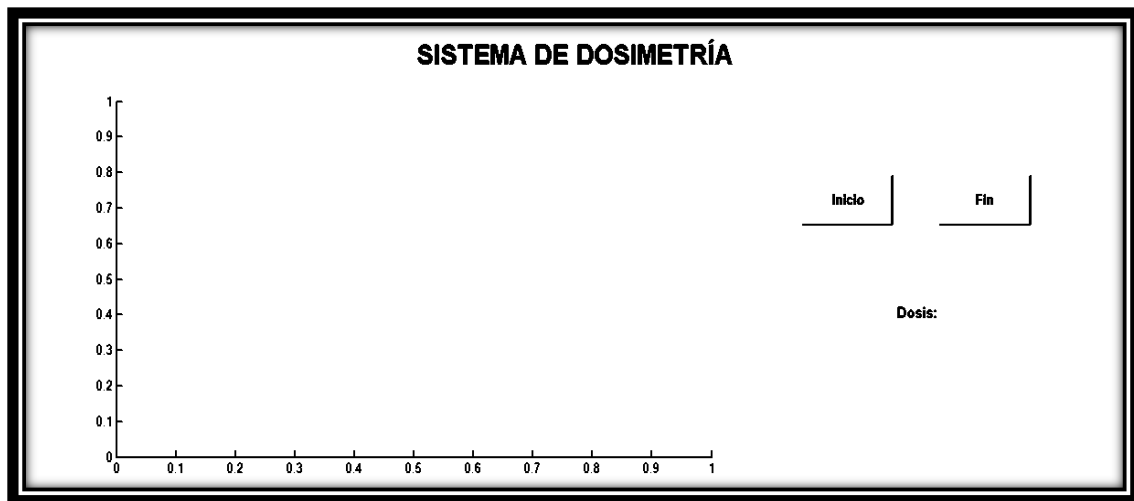


FIGURA 29. VISUALIZACIÓN DE LA INTERFAZ GRÁFICA

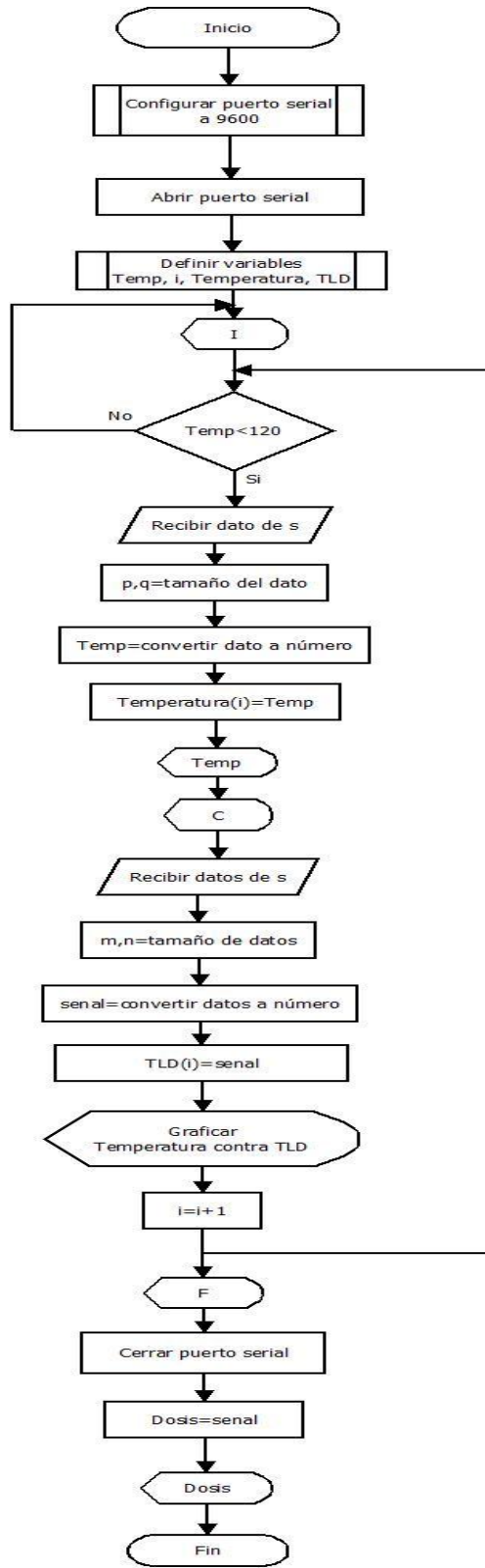


FIGURA 30. DIAGRAMA DE FLUJO PARA GENERAR LA INTERFAZ GRÁFICA

### 3.3 RESULTADOS

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos en cada subsistema del sistema de dosimetría, así como el resultado final del sistema completo.

#### 3.3.1 SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA

Para obtener la respuesta del sistema de detección de iluminación (Figura 31) se realizó un circuito para cambiar la intensidad de luz de un led azul ultra brillante por medio de PWM y una LCD de 2x16 donde se visualizó el ciclo útil (Figura 32). A través de este sistema se pudo conocer la intensidad luminosa (Figura 33) y compararla con el voltaje final del sistema (Figura 34), los valores obtenidos del detector al cambiar la intensidad de la luz se muestran en Tabla 3 y en la Figura 35.

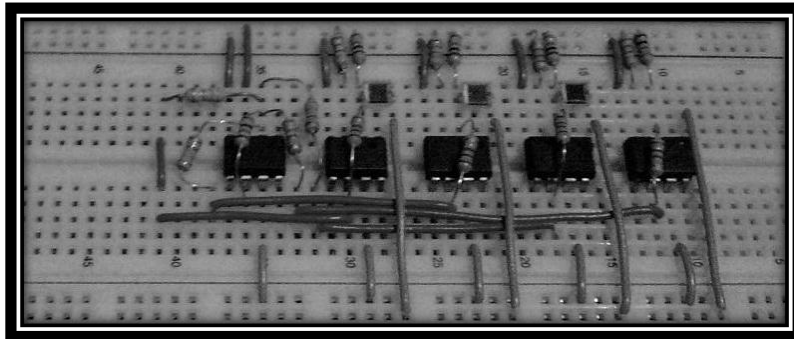


FIGURA 31. CIRCUITO DEL SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA

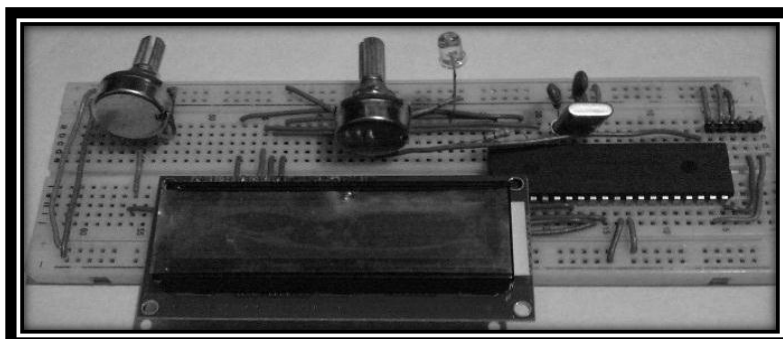


FIGURA 32. CIRCUITO PARA MODIFICAR LA INTENSIDAD LUMINOSA Y VISUALIZAR EL CICLO ÚTIL EN LA LCD



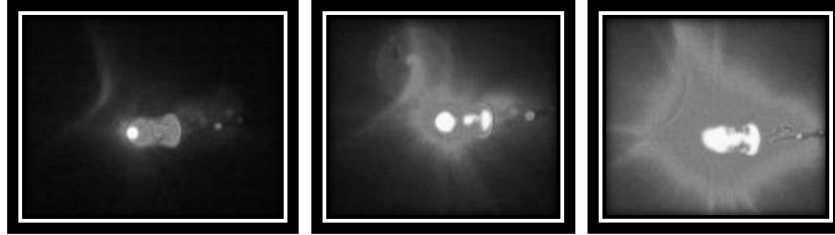


FIGURA 33. CAMBIO DE LA INTENSIDAD DE LUZ

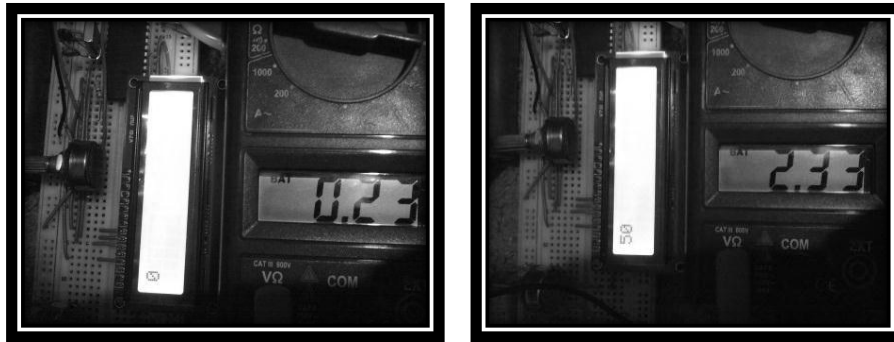


FIGURA 34. COMPARACIÓN ENTRE PWM Y EL VOLTAJE DE SALIDA DEL SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA

La intensidad luminosa se obtiene a partir del PWM del Led, con la siguiente ecuación:

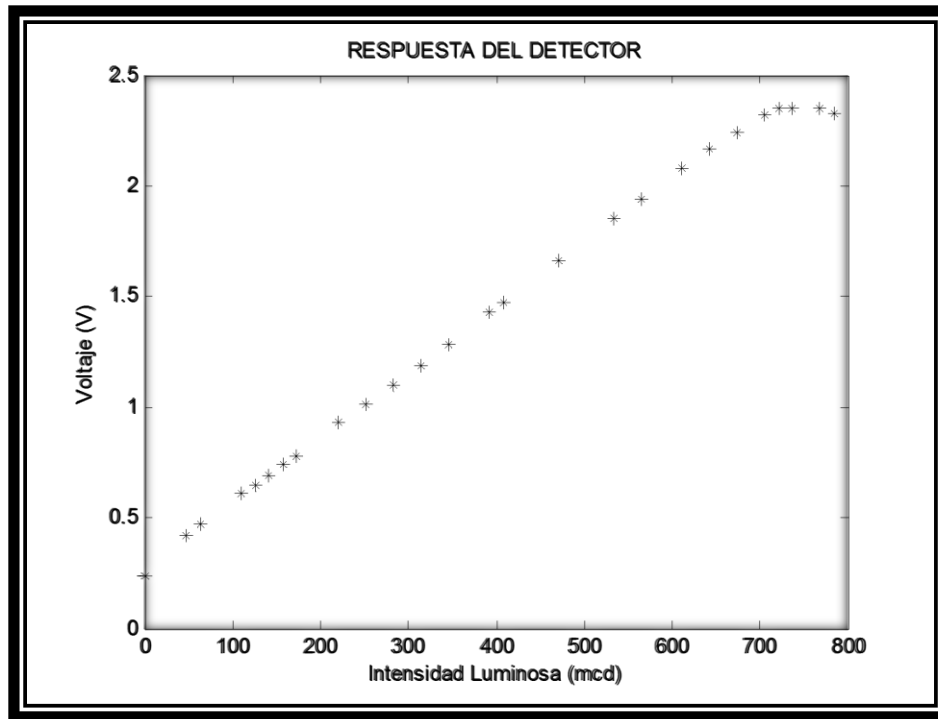
$$I_L = \frac{\text{Ciclo útil PWM}}{\text{Ciclo útil máximo}} (I_{L \text{ máxima LED}})$$

Dónde:

- $I_L$ = Intensidad luminosa que se quiere conocer
- Ciclo útil PWM=al ciclo útil en el cual se está manejando el LED
- Ciclo útil máximo es de 255
- $I_{L \text{ máximo LED}}$ = Intensidad máxima que emite el LED, que es de 950 lx

**TABLA 3. RESPUESTA DEL SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA A TRAVÉS DE LA INTENSIDAD LUMINOSA OBTENIDA A PARTIR DEL PWM DEL LED**

| <b>CICLO ÚTIL PWM</b> | <b>RELACIÓN CICLO ÚTIL (%)</b> | <b>INTENSIDAD LUMINOSA(LX)</b> | <b>VOLTAJE DEL DETECTOR (V)</b> |
|-----------------------|--------------------------------|--------------------------------|---------------------------------|
| 0                     | 0.00                           | 0.00                           | 0.24                            |
| 3                     | 1.18                           | 10.59                          | 0.42                            |
| 4                     | 1.57                           | 14.12                          | 0.47                            |
| 7                     | 2.75                           | 24.71                          | 0.61                            |
| 8                     | 3.14                           | 28.24                          | 0.65                            |
| 9                     | 3.53                           | 31.76                          | 0.69                            |
| 10                    | 3.92                           | 35.29                          | 0.74                            |
| 11                    | 4.31                           | 38.82                          | 0.78                            |
| 14                    | 5.49                           | 49.41                          | 0.93                            |
| 16                    | 6.27                           | 56.47                          | 1.01                            |
| 18                    | 7.06                           | 63.53                          | 1.10                            |
| 20                    | 7.84                           | 70.59                          | 1.19                            |
| 22                    | 8.63                           | 77.65                          | 1.28                            |
| 25                    | 9.80                           | 88.24                          | 1.43                            |
| 26                    | 10.20                          | 91.76                          | 1.47                            |
| 30                    | 11.76                          | 105.88                         | 1.66                            |
| 34                    | 13.33                          | 120.00                         | 1.85                            |
| 36                    | 14.12                          | 127.06                         | 1.94                            |
| 39                    | 15.29                          | 137.65                         | 2.08                            |
| 41                    | 16.08                          | 144.71                         | 2.17                            |
| 43                    | 16.86                          | 151.76                         | 2.24                            |
| 45                    | 17.65                          | 158.82                         | 2.32                            |
| 46                    | 18.04                          | 162.35                         | 2.35                            |
| 47                    | 18.43                          | 165.88                         | 2.35                            |
| 49                    | 19.22                          | 172.94                         | 2.35                            |
| 50                    | 19.61                          | 176.47                         | 2.33                            |



**FIGURA 35. RESPUESTA GRÁFICA DEL SISTEMA DE DETECCIÓN DE ILUMINANCIA**

Se gráfica el voltaje obtenido en el detector contra la intensidad luminosa calculada por medio del ciclo útil del PWM

### 3.3.2 SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA

El programa del microcontrolador para generar los pulsos que activan el moc 3041, realizado en lenguaje basic en el compilador protón se muestra a continuación:

1. **Device 16F877A**
2. **Config** XT\_OSC , WDT\_OFF , PWRTE\_ON , BODEN\_OFF , LVP\_OFF , CP\_OFF , DEBUG\_OFF
3. **XTAL** 4 *'Oscilador*
4. **Declare** ADIN\_RES 10 *'Resultado de 10 bits*
5. **Declare** ADIN\_TAD FRC *'Oscilador interno*
6. **Declare** ADIN\_STIME 50 *'Tiempo de muestra*
7. **TRISA**=%00000011 *'Configurar bit0 y bit1 del puerto A como entrada*
8. **TRISD**=%00001000 *'Configurar puerto D como salida*
9. **ADCON1**=%10000000 *'Configurar puerto A como analógico*
10. **PORTD**=%00000000

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

```

11. Dim i As Word           'Configurar variables
12. Dim j As Word
13. Dim D As Word
14. Dim Tiempo As Word

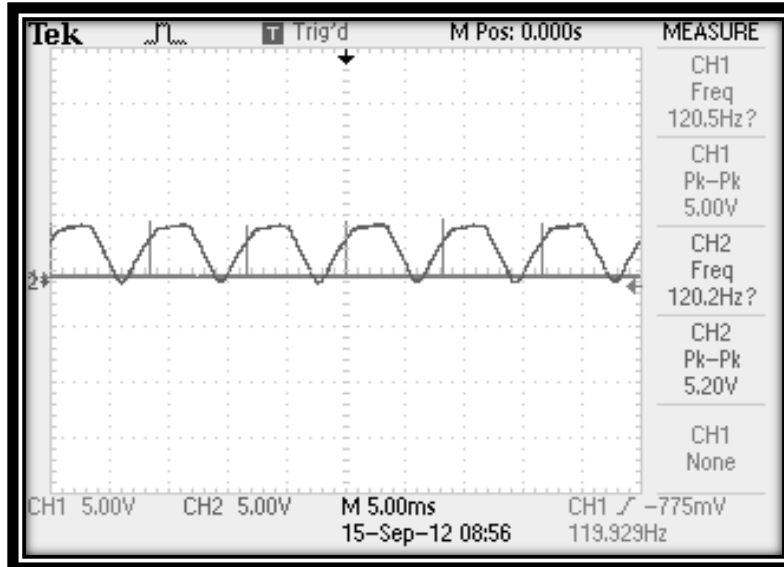
15. Pulso:                 'Rutina Pulso (Sistema Generador de
    Iluminancia)
16. Low PORTD.0           'Poner en bajo el bit 0 del puerto D
17. For i=1 To 20 Step 1   'Inicio del ciclo de cambio del pulso
18. For j=1 To 1000000 Step 1 'Inicio del ciclo de la permanencia del
    pulso
19. While PORTD.3=0 :Wend   'Condición para que comience a
    generarse el pulso
20. D=ADIn 0              'Leer datos de A0 (Señal rectificada
    de transformador)
21. If D<120 Then         'Condición para activar pulso
22. Tiempo=7600-(i*380)   'Convertir datos a Tiempo
23. DelayUS Tiempo        'Retardo según el Tiempo
24. High PORTD.0          'Poner en alto bit 0 del puerto D
25. DelayUS 15            'Tiempo en alto del pulso
26. Low PORTD.0           'Poner en bajo bit 0 del puerto D
27. EndIf                'Terminar condición
28. Next                  'Finalizar ciclo de permanencia del
    pulso
29. Next                  'Finalizar ciclo de cambio de pulso
30. GoTo Pulso           'Reiniciar rutina
31. End                  'Finalizar rutina

```

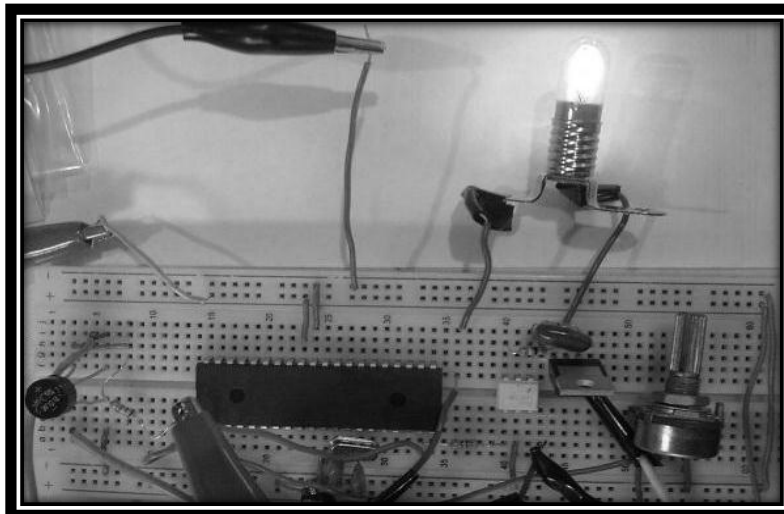
De la línea 1 a la 3 se realiza la configuración del microcontrolador 16F877A para que trabaje con un oscilador de 4MHz. De la línea 4 a la 6 se configura el convertidor analógico digital a 10 bits, de la 7 a la 10 se configuran los puertos que se van a utilizar como entrada o salida, de la 11 a la 14 se configuran las variables que se requieren para el programa. De la 15 a la 31 se realiza el programa como un ciclo infinito, dentro de este se genera el pulso y para que lo pueda generar en la línea 19 se coloca esta condición que es para determinar el cruce por cero y como el voltaje del transformador no siempre pasa por cero, se determina a 120bits que es igual a 500mV, el pulso generado se encuentra de la línea 23 a la 26. Finalmente para que el proceso sea automático, se utilizan los ciclos For que aparecen en la línea 17 y 18.

Para visualizar de forma controlada la ejecución del programa, se utilizó un potenciómetro conectado en el convertidor analógico-digital del microcontrolador y dependiendo el

voltaje es la posición del pulso, así se visualizó en el osciloscopio y físicamente en el circuito de potencia. Para una mayor potencia (Figura 37) generada en la resistencia, en este caso, se utilizó un foco para visualizar el funcionamiento del sistema individualmente sin una retroalimentación, se utilizó un voltaje de 0.5V del potenciómetro como se muestra en la Figura 36.

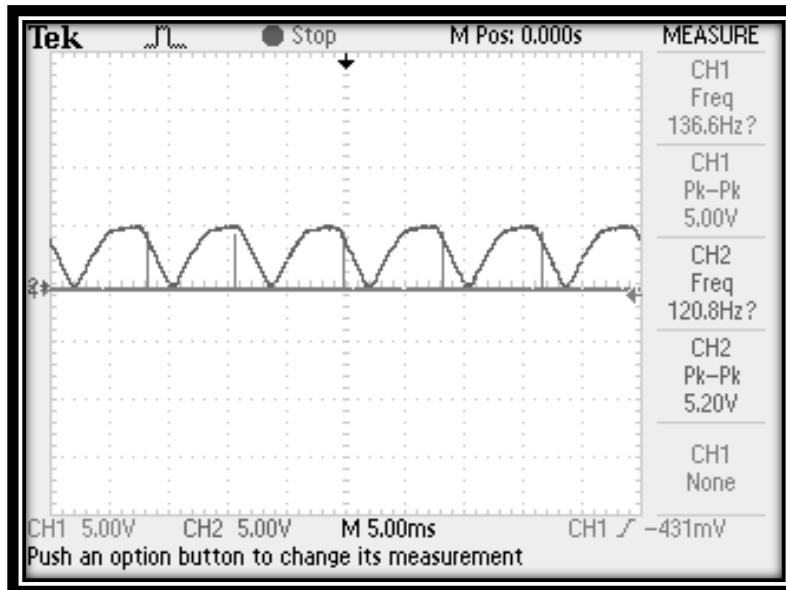


**FIGURA 36. SEÑAL DE ENTRADA Y SALIDA DEL GENERADOR DE PULSOS CON CRUCE POR CERO A 0.5V**  
 CH1 Pulso generado por el microcontrolador cuando la entrada 2 al microcontrolador es de 0.5V, CH2 señal de entrada al microcontrolador sin automatizar el proceso.

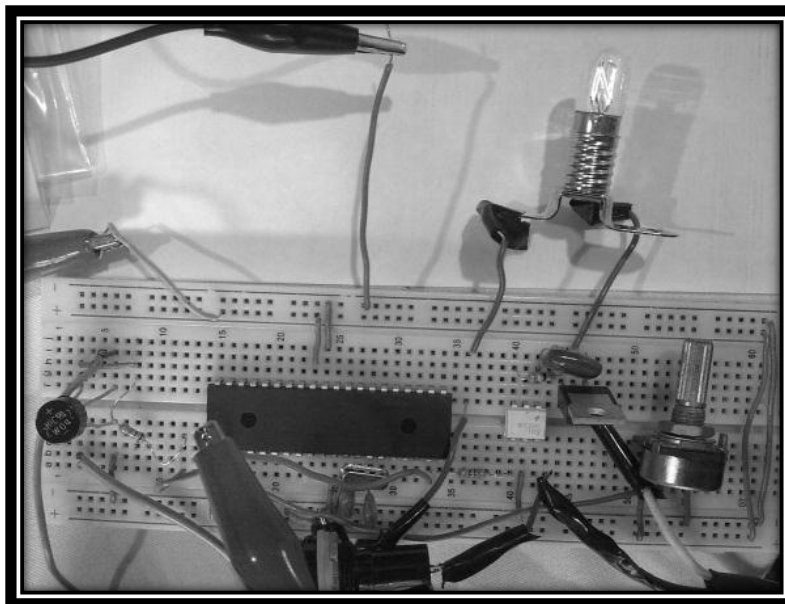


**FIGURA 37. VISUALIZACIÓN DE LA ALTA POTENCIA GENERADA POR EL SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA**

Para una menor potencia (Figura 39), en este caso se utiliza un voltaje mayor de 3.4V para que el tiempo que va desde el cruce por cero hasta el siguiente cruce sea de 5.2ms, como se visualiza en la Figura 38.

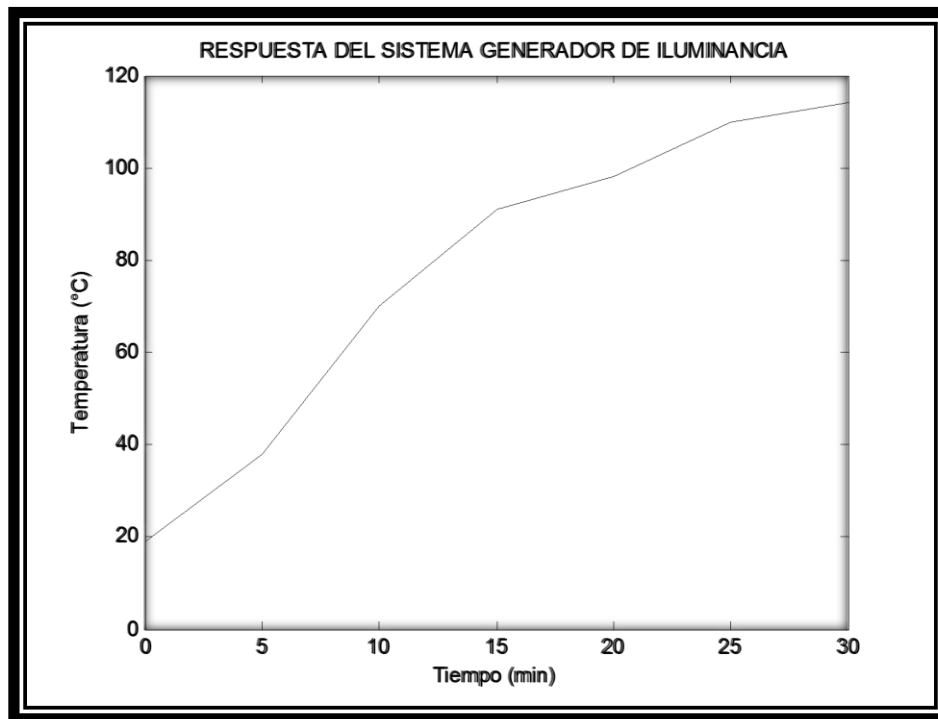


**FIGURA 38. SEÑAL DE ENTRADA Y SALIDA DEL GENERADOR DE PULSOS CON CRUCE POR CERO A 3.4V**  
 CH1 Pulso generado por el microcontrolador cuando la entrada 2 al microcontrolador es de 3.4V, CH2 señal de entrada al microcontrolador sin automatizar el proceso.



**FIGURA 39. VISUALIZACIÓN DE BAJA POTENCIA GENERADA POR EL SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA**

Al funcionar el sistema, se automatizó y se conectó directo a la resistencia, la cual, por la potencia tan alta, su tiempo de calentamiento resultó ser no mayor a 5 minutos, lo cual, no ayuda a que se visualice la luz emitida por el material ( $\text{SiO}_2$ ), por lo cual, se utilizó un transformador de 120V a 48V para disminuir la potencia de la resistencia de 720W a 115W y aumentar el tiempo en que se caliente la resistencia, como se muestra en la siguiente gráfica (Figura 40).



**FIGURA 40. RESPUESTA GRÁFICA DEL SISTEMA GENERADOR DE ILUMINANCIA**

*Se muestra el comportamiento de la resistencia del sistema generador de luminancia graficando tiempo contra temperatura*

El siguiente código es utilizado para desarrollar el programa del microcontrolador del sistema de dosimetría para la comunicación síncrona a la computadora, realizado en lenguaje basic en el compilador protón:

1. **Device** 16F877A
2. **Config** HS\_OSC , WDT\_OFF , PWRTE\_ON , BODEN\_OFF , LVP\_OFF , CP\_OFF , DEBUG\_OFF
3. **XTAL** 20 'Oscilador
4. **Declare** ADIN\_RES 10 'Resultado de 10 bits

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

```

5.  Declare ADIN_TAD FRC           'Oscilador interno
6.  Declare ADIN_STIME 50         'Tiempo de muestra
7.  Declare HSERIAL_BAUD 9600     'Velocidad de envío de datos

8.  TRISA=%00000111               'Configurar A0, A1 y A2 como entrada
9.  TRISD=%00000000               'Configurar puerto D
10. ADCON1=%10000000              'Configurar puerto A como analógico

11. Dim caracter As Byte       'Configurar variables
12. Dim Temp1 As Float
13. Dim Temp2 As Float
14. Dim T As Float
15. Dim D As Float

16. Detector:                   'Rutina del sistema de detección de
    iluminancia
17. PORTD=0                       'Poner en bajo el puerto D
18. HSerIn [Wait ("I")]         'Esperar recibir una I
19. High PORTD.0                 'Poner en alto el bit0 del puerto D
20. Temperatura:               'Subrutina del sistema de temperatura
21. Temp1=ADIn 0                 'Leer el bit0 del puerto A
22. Temp1=(Temp1*150)/307.5       'Convertir bits a dato temperatura
23. Temp2=ADIn 1                 'Leer el bit1 del puerto A
24. Temp2=(Temp2*150)/307.5       'Convertir bits a dato temperatura
25. T=(Temp1+Temp2)/2             'Promediar temperatura
26. D=ADIn 2                     'Leer el bit2 del puerto A
27. HSerIn [caracter]           'Recibir caracter
28. If caracter="S" Then       'Condición para enviar datos de
    temperatura y detector
29. HSerOut ["T=", DEC4 T, 10, 13] 'Envío de datos de la temperatura
30. HSerIn [Wait ("C")]         'Esperar recibir una C
31. HSerOut ["D=", DEC4 D, 10, 13] 'Envío de datos del detector
32. GoTo Temperatura            'Regresar a subrutina del sistema
    de temperatura
33. ElseIf caracter="F" Then   'Condición para finalizar envío de
    datos
34. Low PORTD.0                 'Poner en bajo el bit0 del puerto D
35. GoTo Detector              'Regresar a rutina del sistema de
    detección de iluminancia
36. EndIf                       'Finalizar condiciones
37. End                          'Finalizar rutina

```

De la línea 1 a la 3 se configura el microcontrolador 16F877A para que trabaje con un oscilador de 20MHz. De la línea 4 a la 6 se configura el convertidor analógico-digital a 10 bits, en la línea 7 se configura el puerto serial a una velocidad de 9600bps, de la línea 8 a



la 10 se configurar los puertos que se van a utilizar, ya sea como entrada o salida, de la 11 a la 15 se configurar las variables requeridas para el programa y de la línea 16 a la 37 se realiza el programa para la detección de la iluminancia, el cual contiene una subrutina para la medición de la temperatura que comienza en la línea 20, en donde se convierte el número de bits al valor correspondiente de la temperatura para controlar el encendido y apagado del sistema generador de iluminancia y la señal del detector que se obtiene en la línea 26 se envía directamente a la computadora para medir la dosis. Finalmente el envío de los datos se realiza en la línea 29 y 31 de forma síncrona a través de la recepción de los datos que se encuentra en la línea 27.

### 3.3.3 SISTEMA DE LA MEDICIÓN DE LA SEÑAL

Para visualizar la respuesta del detector de iluminancia se realiza la comunicación serial entre el microcontrolador y el equipo de cómputo, además se mide la temperatura que se va visualizando en la ventana de la gráfica debajo del título de temperatura y se grafica la salida del detector contra temperatura (Figura 41). Al finalizar el proceso para generar la iluminancia, se muestra la dosis obtenida del SiO<sub>2</sub>.

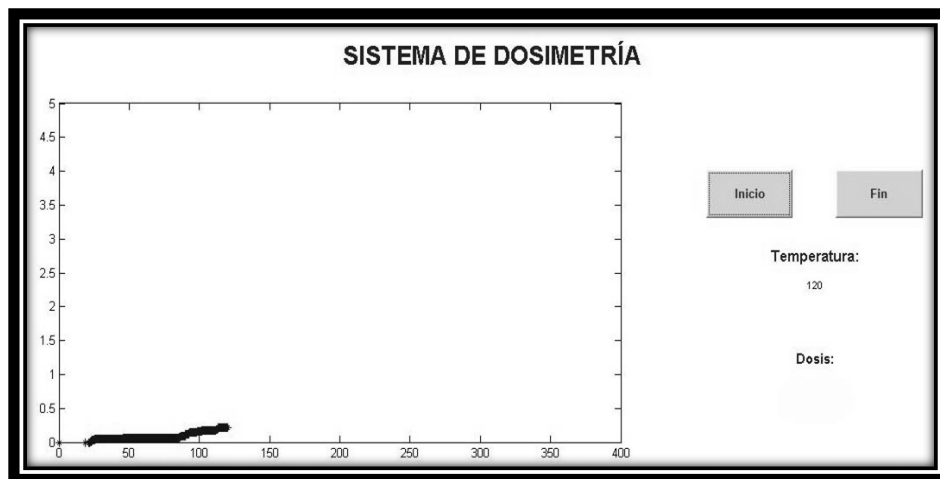


FIGURA 41. RESPUESTA DEL SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA SEÑAL

El siguiente código es utilizado para desarrollar el programa de la interfaz gráfica del sistema de dosimetría para la comunicación síncrona con el microcontrolador, realizado en Matlab versión 2010:

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

```

1. function varargout = Interfaz(varargin)
2. gui_Singleton = 1;
3. gui_State = struct('gui_Name',      mfilename, ...
4. 'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
5. 'gui_OpeningFcn', @Interfaz_OpeningFcn, ...
6. 'gui_OutputFcn',  @Interfaz_OutputFcn, ...
7. 'gui_LayoutFcn',  [] , ...
8. 'gui_Callback',   []);
9. if nargin && ischar(varargin{1})
10. gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
11. end

12. if nargout
13. [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
14. else
15. gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
16. end
17. % Código de la configuración inicial de la interfaz

18. % Ejecutar antes de que sea visible la interfaz
19. function Interfaz_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
20. handles.output = hObject;
21. guidata(hObject, handles);
22. clc                                %Borrar
23. clear all                            %Limpiar todo

24. % Ejecutar al presionar el botón de Inicio.
25. function Inicio_Callback(hObject, eventdata, handles)
26. s=serial('COM9','BAUD',9600,'Terminator','LF/CR');      %Identificar
    puerto serial

27. fopen(s);                            %Abrir puerto serial
28. Temperatura=zeros(1,5000); %Definir vector Temperatura
29. Temp=0;                               %Definir variable Temp
30. i=1;                                  %Variable de conteo que aumenta según dato
    recibido
31. TLD=zeros(1,5000); %Definir vector TLD
32. fprintf(s,'%s','I') %Enviar I
33. pause(2);                             %Pausa de 2 segundos
34. while Temp<120; %Definir duración de la comunicación serial
35. fprintf(s,'%s','S') %Enviar S
36. dato=fscanf(s); %Recibir dato del puerto serial

```

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

```

37. [p,q]=size(dato);    %Obtener tamaño de dato
38. Temp=str2num(dato(3:q));%Convertir dato a número, eliminando la T=
    que envia el microcontrolador
39. Temperatura(i)=Temp;    %Guardar datos en Temperatura
40. set(handles.RdeT,'String',[10 num2str(Temp)]); %Mostrar Temperatura
41. fprintf(s,'%s','C')    %Enviar C
42. datos=fscanf(s);    %Recibir datos del puerto serial
43. [m,n]=size(datos);    %Obtener tamaño de datos
44. senal=str2num(datos(3:n));    %Convertir datos a número eliminando la
    D= que envía el microcontrolador
45. senal=(senal*5)/1023 %Convertir señal en bits a voltaje
46. TLD(i)=senal;    %Guardar datos en TLD
47. axes(handles.axes1); %Definir en que eje se van a graficar los datos
48. plot(Temperatura,TLD,'*')%Graficar datos
49. axis([0 400 0 5]);    %Definir límites de los ejes
50. pause(0.00001);    %Definir pausa para alcanzar a visualizar cada
    dato graficado
51. i=i+1;    %Aumentar contador
52. end    %Finalizar ciclo
53. fprintf(s,'%s','F')    %Enviar F
54. fclose(s);    %Cerrar puerto serial
55. delete(s)    %Borrar puerto serial
56. clear s    %Limpiar puerto serial
57. dosis=senal;    %Definir relación dosis a iluminancia
58. set(handles.RdeDosis,'String',[10 num2str(dosis)]); %Mostrar dosis

59. % Ejecutar al presionar el botón de Fin.
60. function Fin_Callback(hObject, eventdata, handles)
61. close all    %Cerrar todo

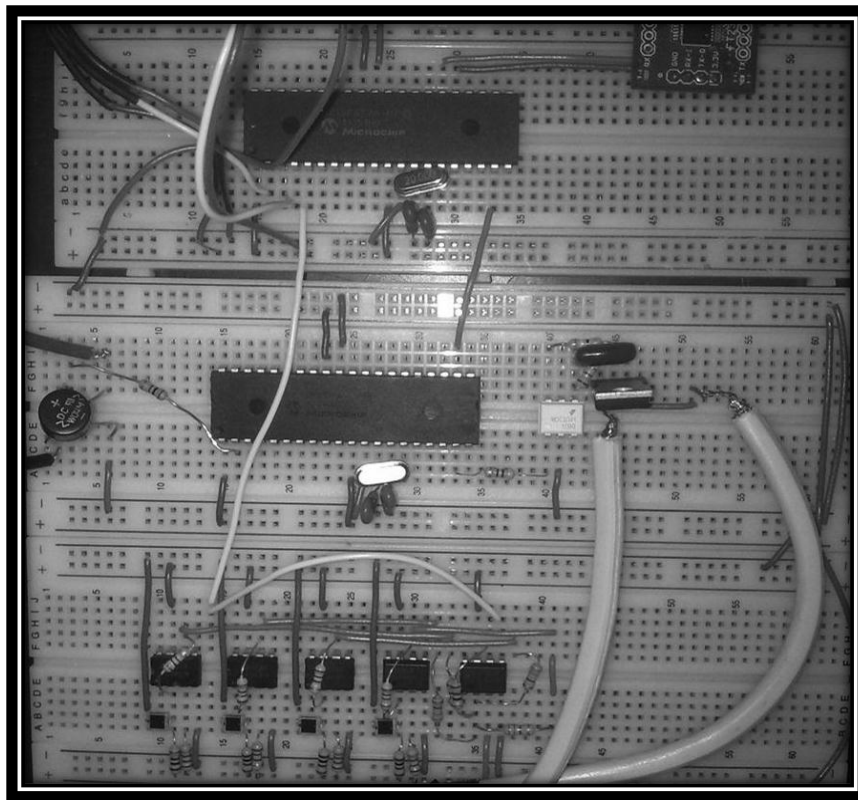
```

De la línea 1 a la 23 se configura la interfaz para iniciarla y limpiar datos antes de ser visible. De la línea 25 a la 58 se escriben las acciones que se realizarán al presionar el botón de Inicio, dentro de estas acciones en la línea 32 se envía al microcontrolador una I y si la variable Temp es menor a 120 se va accionar el envío y recepción de datos, esta condición se encuentra en la línea 34.

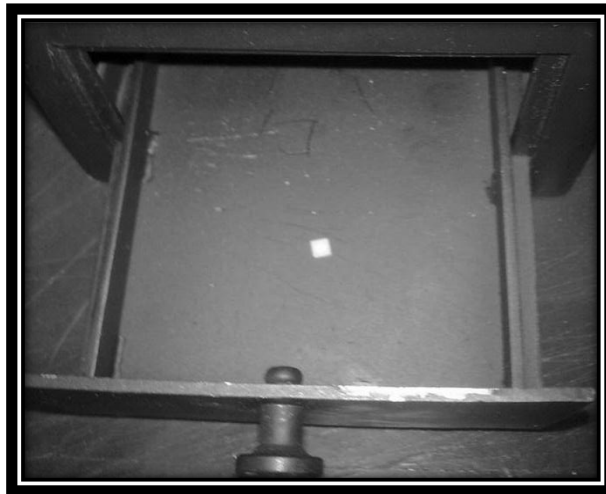
La recepción de los datos de la temperatura se encuentra en la línea 36 y se muestra el dato en la línea 40. En la línea 42 se tiene la recepción de los datos del detector y una vez convertidos los datos a número se convierten a voltaje que posteriormente serán

guardados y se grafican como se observa en la línea 48. Cuando la condición no se cumple se cierra el ciclo enviando una F al microcontrolador que es la línea 53 para finalizar el proceso del generador de iluminancia y se cierra el puerto en la línea 54. Finalmente se convierte el dato del detector a dosis y se muestra en la interfaz en la línea 58, que es propósito principal del sistema.

Para poder visualizar la señal se requiere de ensamblar los 3 sistemas (Figura 42) que generan el sistema de dosimetría termoluminiscente (Figura 44), donde el funcionamiento es adecuado para las condiciones requeridas por el  $\text{SiO}_2$  que fue utilizado como dosímetro (Figura 43).

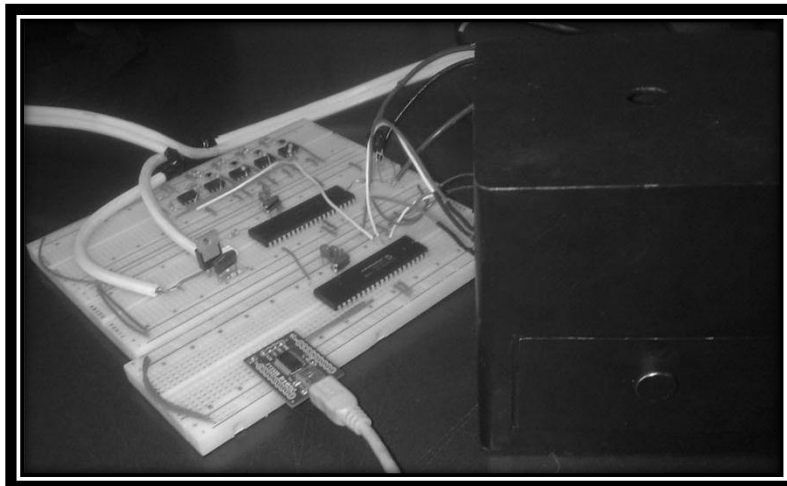


**FIGURA 42. CIRCUITO DEL SISTEMA DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE**



**FIGURA 43. DOSÍMETRO TERMOLUMINISCENTE ( $\text{SiO}_2$ )**

*Se coloca el  $\text{SiO}_2$  en el sistema de dosimetría para comenzar el proceso de detección de dosis.*



**FIGURA 44. SISTEMA DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE**

## **CONCLUSIONES**

El Hospital General de México atiende más de 120,000 pacientes en promedio, debido a sus más de cuarenta especialidades, lo que provoca una alta demanda del equipo. Debido a esto, es necesario que el tiempo muerto por condiciones de mantenimiento de los equipos deba reducirse.

El establecer programas de mantenimiento preventivo es necesario, debido a que el hospital es una institución cuyo objetivo es conservar la salud con un alto nivel de calidad ofreciendo un servicio oportuno y de alto valor agregado.

La planificación es necesaria para el mantenimiento, ya que cada rutina de limpieza y mantenimiento, debe estar debidamente planificada, esto se logra elaborando calendarios de limpieza, con la frecuencia adecuada, además de organizar y dirigir al personal por medio de organigramas detallados.

Al realizar las actividades de un Ingeniero Biomédico, se pueden identificar diversas problemáticas dentro de un hospital, como ocurrió, en este caso, en el área de radioterapia, donde se procedió a desarrollar la solución de un problema específico.

Durante el desarrollo del sistema de dosimetría termoluminiscente, se tuvieron varias complicaciones, desde la realización del detector de iluminancia, ya que, se hicieron pruebas con varios sensores con sus respectivos circuitos para acondicionar la señal, sin obtener una respuesta óptima hasta que se decidió trabajar con el fotodiodo BPW34 por su sensibilidad y su velocidad, utilizando el convertidor de corriente a voltaje para mejorar su respuesta.

Existieron inconvenientes con el sistema generador de iluminancia, ya que, se hicieron varias modificaciones del diseño para el soporte de la fibra óptica. Otro problema de este sistema fue el dispositivo térmico, ya que se dificultó la obtención de la resistencia cerámica que trabajara a suficientes Watts para alcanzar la temperatura deseada. También se tuvo problemas con la interferencia que producía la luz emitida por la resistencia cerámica, así como la corrosión del material del soporte de la fibra óptica, por

lo cual, se decidió utilizar una pintura en aerosol capaz de soportar temperaturas de hasta 650°C.

Cada sistema por separado funcionó de manera adecuada, ya que el detector de iluminancia tuvo una respuesta logarítmica como era lo que se esperaba por el tipo de sensor que se utilizó.

En el caso del sistema generador de iluminancia no se tuvo la respuesta esperada, ya que no es lineal y los cambios no son controlados, sin embargo es lo suficientemente estable como para lograr que el SiO<sub>2</sub> emita luz y pueda ser captada por el detector, aunque el tiempo de lectura no es el esperado debido al ser utilizado, además que entre una lectura y otra se tiene que esperar a que el sistema se enfríe, por lo cual, es necesario un sistema de enfriamiento que optimice el trabajo en la medición de las muestras.

Finalmente el ensamble del sistema de dosimetría funciona adecuadamente para medir la dosis recibida por el paciente, ya que se solucionaron todo tipo de interferencias que afectaban la respuesta del equipo.

## REFERENCIAS

- ✓ Secretaría de Salud de México. (2010). Hospital General de México: área médica consultado en Junio 2012 en:  
[http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/area\\_medica/unidades.html](http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/area_medica/unidades.html)
- ✓ Secretaría de Salud de México. (2010). Hospital General de México: Mapa de Ubicación consultado en Septiembre 2012 en:  
[http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/mapa\\_ubicacion.html](http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/mapa_ubicacion.html)
- ✓ Secretaría de Salud de México. (2010). Hospital General de México: Misión y Visión y Valores consultado en Octubre 2012 en:  
[http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/dirgral/mis\\_vis\\_valores.html](http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/dirgral/mis_vis_valores.html)
- ✓ Secretaría de Salud de México. (2010). Hospital General de México: Antecedentes Históricos consultado en Junio 2012 en:  
<http://www.hgm.salud.gob.mx/interior/dirgral/antecedentes1.html>
- ✓ Secretaría de Salud de México. (2010). Hospital General de México: Manual Oncología consultado en Septiembre 2012 en:  
<http://201.161.5.235/pdf/manuales/organi/dirquirur/ManOrgOncologiaSellado.pdf>
- ✓ Consejo de Salubridad General (2010). Programa de Certificación 2010, México consultado en Noviembre de 2012 en:  
<http://www.csg.salud.gob.mx/contenidos/certificacion2010/hospitales>
- ✓ Consejo de Salubridad General (2011). Radioterapia. Cuadro básico y catálogo de instrumental y equipo médico, México.
- ✓ Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (2010). Administración del Departamento de Ingeniería Biomédica 2010 consultado en Noviembre 2012 en :  
[www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/Curso\\_I\\_Clinica07/13ADMN\\_DEPTO\\_IB](http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/Curso_I_Clinica07/13ADMN_DEPTO_IB)



UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- ✓ Galindo Paredes, Sergio. (2008). Diseño e implementación de un programa de mantenimiento preventivo y calibración para los oxímetros utilizados en el departamento de pediatría, Tesis en Ingeniería en Electrónica, Universidad de San Carlos, Guatemala.
- ✓ Ruesga Vázquez, Daniel. (2006). Estudio de la fibra óptica comercial de SiO<sub>2</sub> en polvo como material termoluminiscente, Tesis en Física, UNAM, México, D.F.
- ✓ Ruiz Pérez, Tamayo. (2003). Cáncer en México, Ed. Colegio Nacional, México.
- ✓ Rickard Campbell, Jorge y Camera Ross, Ricardo. (1995). Radiaciones II: El manejo de radiaciones nucleares, Ed. Fondo de cultura económica, México.
- ✓ Brandan, María Ester y Díaz Perches, Rodolfo. (1995). La Radiación al Servicio de la Vida, Ed. Fondo de cultura económica, México.
- ✓ Cherry, Pam y Duxbury, Angela. (2009) Practical Radioterapy, Ed.Wiley-Blackwell, Inglaterra.
- ✓ Núñez, Margarita. (2008). Efectos Biológicos de las Radiaciones: Dosimetría Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Montevideo, Uruguay.
- ✓ Argilés, Joseph. (1998). El Cáncer y su Prevención, Ed. Universitat de Barcelona, España.
- ✓ Rickards, C., J. (1986) La Radiación: Reto y Realidades, FCE.
- ✓ Connolly, T. J. (1983) Fundamentos de ingeniería nuclear, Limusa.
- ✓ E.B. Podgorsak. (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook por Teachers and Students, Ed. IAEA, Austria.

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

- ✓ INEGI. (2011). Estadísticas de Causas de Defunción 2010 consultado en Septiembre de 2012 en:  
<http://www.inegi.org.mx/Sistemas/temasV2/Default.aspx?s=est&c=17484>
  
- ✓ Red de Acceso. (2012). Estadísticas de Cáncer en México consultado en Septiembre de 2012 en:  
<http://reddeacceso.org/2012/02/10/estadisticas-de-cancer-en-mexico/>

## ANEXO 1

Cálculo para el diseño del detector de iluminancia:

Utilizando la siguiente ecuación que es la corriente que pasa por el fotodiodo:

$$I_{FD} = K(\log_{10}(E_A))$$

Donde K es igual a  $0.0011 \frac{\mu A}{lx}$

Suponiendo que la iluminancia ( $E_A$ ) máxima que se genera es la misma que la generada por un led ultra brillante que es igual a 9000 mcd.

La conversión de mcd a lx es la siguiente:

$$1000mcd = 1lx/m$$

Por lo tanto, 9000mcd es igual a:

$$9000mcd = 9lx \cdot m$$

Pero en nuestro caso la iluminancia se genera a una distancia de 10cm que es la medida del soporte de la fibra óptica, por lo tanto, esto es igual a  $900lx \cdot cm$

De esta forma la corriente máxima es igual a:

$$I_{FD} = 1.1 \frac{\mu A}{lx} (\log_{10}(900lx))$$

$$I_{FD} = 3.2\mu A$$

Se requiere un voltaje de salida de 0V a 5V para utilizarlo en un microcontrolador, para ello, se utiliza el convertidor de corriente a voltaje obteniendo la siguiente ecuación:

$$V_o = I_{FD} * R_f$$

Por lo tanto, para tener un rango que no exceda los 5V, se va a utilizar un voltaje de salida de 3.3V, para ello, la resistencia de retroalimentación será igual a:

$$R_f = \frac{V_o}{I_{FD}}$$

$$R_f = \frac{3.3V}{3.2\mu A}$$

$$R_f = 1.03M\Omega$$

Se utiliza  $1M\Omega$  para convertir la corriente del fotodiodo a un voltaje medible, dentro del rango requerido, y como la entrada utilizada es la negativa, por lo tanto, el voltaje obtenido equivale a  $-3.2V$ .

Lo mismo ocurre con los demás fotodiodos y se realiza un promedio para obtener la respuesta final sin interferencias.

Para el cálculo del promedio de los fotodiodos se calcula con la siguiente ecuación:

$$V_o = -\frac{R_f}{R_i}(V_1 + V_2 + V_3 + V_4)$$

Para promediar los 4 voltajes de los fotodiodos, la resistencia  $R_i$  debe ser 4 veces mayor que  $R_f$  y como se eligió una  $R_i$  de  $3.3k\Omega$ , por lo tanto, se tiene que la resistencia de retroalimentación es igual a:

$$R_f = \frac{3.3k\Omega}{4} = 825\Omega$$

Por lo cual, se utiliza una resistencia de  $820\Omega$ .

## ANEXO 2

La gráfica de la respuesta del detector tiene una tendencia logarítmica y se tiene la siguiente ecuación:

$$V_o = 0.7808 \ln(\%E_A) - 0.4302$$

A través de esta ecuación se tiene que el voltaje máximo sería igual a:

$$V_o = 0.7808 \ln(100\%) - 0.4302$$

$$V_o = 3.17V$$

Por lo tanto, se tiene un porcentaje de error del 2.6%, el cual, puede deberse a que los valores de resistencias utilizados no son exactos al cálculo obtenido, por ello, la respuesta varía.