

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

---

**PARTICIPACIÓN DEL INGENIERO BIOMÉDICO EN EL  
EQUIPAMIENTO DEL CENTRO DE CÁNCER ABC**

**CENTRO MÉDICO ABC**

INFORME TÉCNICO DE LA OPCIÓN CURRICULAR EN LA MODALIDAD DE:

**ESTANCIA INDUSTRIAL**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

INGENIERO BIOMÉDICO

PRESENTA:

**FAJARDO ARÉVALO ALICIA**

ASESOR EXTERNO: Ing. ANDRÉS MADRIGAL GÓMEZ

ASESOR INTERNO: Ing. VÍCTOR GONZÁLEZ PASCUAL



## Índice

<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>2</b>
1.1 HISTORIA DEL CENTRO MÉDICO ABC. ....	2
1.2 ORGANIGRAMA DEL DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA. ....	4
1.3 MISIÓN, VISIÓN, VALORES. ....	5
1.4 UBICACIÓN .....	6
<b>2. JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>6</b>
<b>3. OBJETIVO</b> .....	<b>7</b>
3.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	7
<b>4. MARCO TEÓRICO</b> .....	<b>7</b>
4.1 RADIOTERAPIA Y CÁNCER .....	7
4.2 ACCELERADORES LINEALES.....	9
4.2.1 Principios de funcionamiento .....	11
4.2.2 Radioterapia de intensidad modulada IMRT.....	16
4.2.3 Comisión Nacional de Seguridad nuclear y Salvaguardias (CNSNS).....	17
<b>5. METODOLOGÍA</b> .....	<b>21</b>
5.1 CRONOGRAMA GENERAL DE ACTIVIDADES CENTRO DE CÁNCER ABC.....	22
<b>6. DESARROLLO</b> .....	<b>23</b>
6.1 CONSTRUCCIÓN ARQUITECTÓNICA. ....	23
6.2 ACCELERADOR LINEAL ELEKTA SYNERGY CON XVI DELIBERY SYSTEM.....	25
6.2.1 Especificaciones de Instalación .....	25
6.2.2 Construcción del bunker .....	35
6.2.3 Licencias .....	40
6.2.4 Pruebas de aceptación .....	43
6.2.5 Mantenimiento del LINAC .....	45
6.3 SIMULADOR CT .....	46
6.3.1 Especificaciones de instalación .....	47
6.3.2. Protocolo de comunicación DICOM Y DICOM RT.....	50
6.4 EQUIPO BIOMÉDICO .....	53
6.4.1 Localización de equipo .....	53
6.4.2 Preparaciones Arquitectónicas.....	53
6.5 ACTIVIDADES ANEXAS EN EL DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA .....	53
<b>7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b> .....	<b>55</b>
<b>8. CONCLUSIONES</b> .....	<b>60</b>
<b>9. RECOMENDACIÓN PARA ESTANCIAS FUTURAS</b> .....	<b>60</b>
<b>10. REFERENCIAS</b> .....	<b>61</b>
<b>11. GLOSARIO</b> .....	<b>62</b>
<b>12. ANEXOS</b> .....	<b>64</b>

## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 Historia del Centro Médico ABC.

La historia del Centro Médico ABC es una cadena de acontecimientos que lo han posicionado como la Institución líder en el ámbito de la medicina privada de nuestro país.

Los orígenes del Centro Médico ABC datan de 1886 cuando el 22 de febrero el Embajador de Estados Unidos y la Junta Directiva de la Sociedad Americana de Beneficencia colocaron la primera piedra del Hospital Americano en la calle de Gabino Barreda No. 34, en la colonia San Rafael, el cual abrió sus puertas el 12 de diciembre de ese mismo año. Esto fue posible gracias a importantes donativos de diversos filántropos que creyeron en este noble proyecto de salud.

El proceso de modernización del país implicaba inversión extranjera, iniciativa que hizo que llegaran a territorio mexicano muchos hombres emprendedores, como el ingeniero inglés Weetman Pearson, Lord Cowdray.

En 1911, la esposa de Pearson, Annie Cass Pearson (Lady Cowdray), enfermera de profesión, fundó The Lady Cowdray District Nurses Association en una casa ubicada en lo que ahora es la calle de Antonio Caso y Serapio Rendón. Al poco tiempo estas instalaciones resultaron insuficientes, por lo que en 1919 Lord Cowdray donó una cantidad para la compra de un terreno de 33,000 m<sup>2</sup> en la calle de Mariano Escobedo, en la colonia Polanco, donde se construyó el Sanatorio Cowdray, el cual fue inaugurado el 11 de noviembre de 1923, conocido posteriormente como Hospital Inglés.

El 4 de julio de 1941 se fusionan el Hospital Americano y el Sanatorio Cowdray para dar origen a The American British Cowdray Hospital, I.A.P., conocido hoy como el **Centro Médico ABC**.

En 1952 se fundó la Asociación Médica con el fin de promover el desarrollo académico y las actividades de educación médica continua. Actualmente la Asociación Médica se encuentra conformada por alrededor de 850 de los más prestigiados especialistas del país.

En 1954 y 1956 se crearon, respectivamente, las Escuelas de Terapia Física y Rehabilitación y Enfermería, cuya contribución en la formación de personal altamente calificado en estas áreas ha sido fundamental para el desarrollo de la enseñanza en el ámbito médico.

Debido a que las instalaciones en Mariano Escobedo eran ya insuficientes, el Patronato decidió en 1957 vender las viejas instalaciones del Hospital y aceptar el donativo del Sr. S. Bolling Wright, quien aportó un terreno de 13,000 m<sup>2</sup> en la calle de Observatorio, en Tacubaya.

Ese mismo año se creó el Departamento de Enseñanza e Investigación Médica que más tarde se convirtió en la Clínica de Beneficencia Amistad Británico Mexicana (Brimex ABC), la cual inició su labor atendiendo gratuitamente a personas de escasos recursos que viven en la zona aledaña a las instalaciones de la Institución.

El 7 de enero de 1997, la Institución se convirtió en un centro de especialidades médicas denominado Centro Médico ABC.

En mayo de 2001 iniciamos la construcción del Centro Médico ABC Santa Fe, con la que se complementan los servicios que actualmente ofrece la unidad de Observatorio al crear áreas especializadas de excelencia en cáncer, cardiovascular, neurociencias y servicios a la mujer entre otros.

Con la edificación de este proyecto, nuestra Institución agrega un capítulo más a su historia de éxito forjada a través de los años por patronos, directivos, médicos, empleados, voluntarios y donantes que desde hace más de un siglo han impulsado su crecimiento y desarrollo.



Figura 1.  
Edificios al paso del tiempo

## 1.2 Organigrama del departamento de Ingeniería Biomédica.

El departamento de ingeniería biomédica del Centro Médico ABC depende de la subdirección de Ingeniería y Mantenimiento la cual a su vez depende directamente de la dirección general del Centro Médico.

El departamento consta de dos líderes, un Jefe de departamento y un supervisor, estos se encargan de organizar el departamento, después están los Ingenieros Biomédicos que se asignan a cada área del hospital.

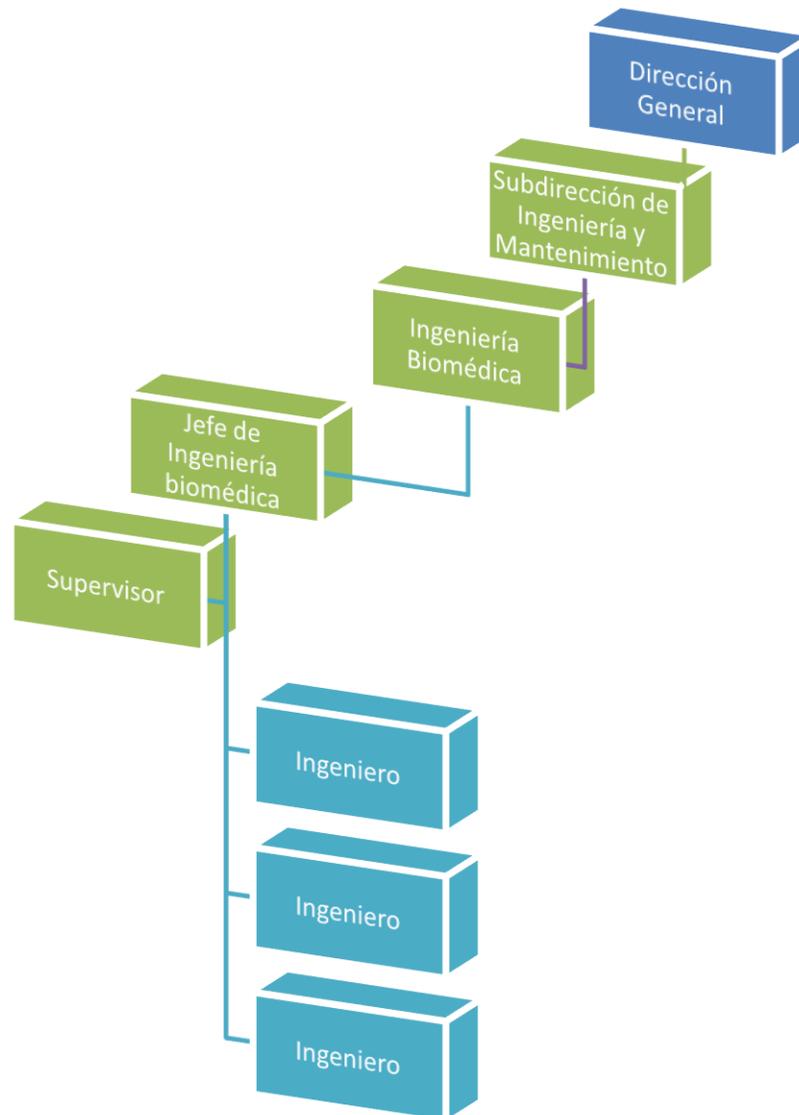


Figura 2. Organigrama del departamento de Ingeniería Biomédica

### 1.3 Misión, Visión, Valores.

#### Misión

The American British Cowdray Medical Center I.A.P. es una institución de asistencia privada dedicada al logro de la excelencia en la promoción, restauración y preservación de la salud.

-  Brinda un servicio seguro y de calidad caracterizado por una orientación al paciente.
-  Proporciona servicios médicos de alta especialidad y medicina general para todos nuestros pacientes.
-  Forma profesionales de la salud altamente calificados a través de instancias docentes diversificadas.
-  Desarrolla programas de salud pública en comunidades de escasos recursos.

#### Visión

Ser reconocido como el sistema de salud líder de México y América Latina por:

-  Los pacientes y sus familias, por su efectividad en promover, mantener y restaurar la salud, por la calidad del servicio y calidez de su atención.
-  Los médicos y la comunidad científica, por ser el mejor lugar en el país para ejercer la profesión médica, y por su capacidad de desarrollar nuevos profesionales con alto grado de especialización y ética.
-  Sus empleados, por ser un lugar para trabajar que cuenta con un ambiente de compromiso con el alto desempeño, la colaboración y el desarrollo profesional.
-  La sociedad, debido a la innovación, profundidad y amplitud de sus servicios médicos, así como el impacto oficial que su programa de salud publica tiene en comunidades de escasos recursos.

#### Valores

-  Orientación al cliente
-  Calidez
-  Ética
-  Profesionalismo
-  Trabajo en equipo
-  Compromiso con el Centro Medico ABC

## 1.4 Ubicación

### Sur 136 No. 116 Col. Las Américas

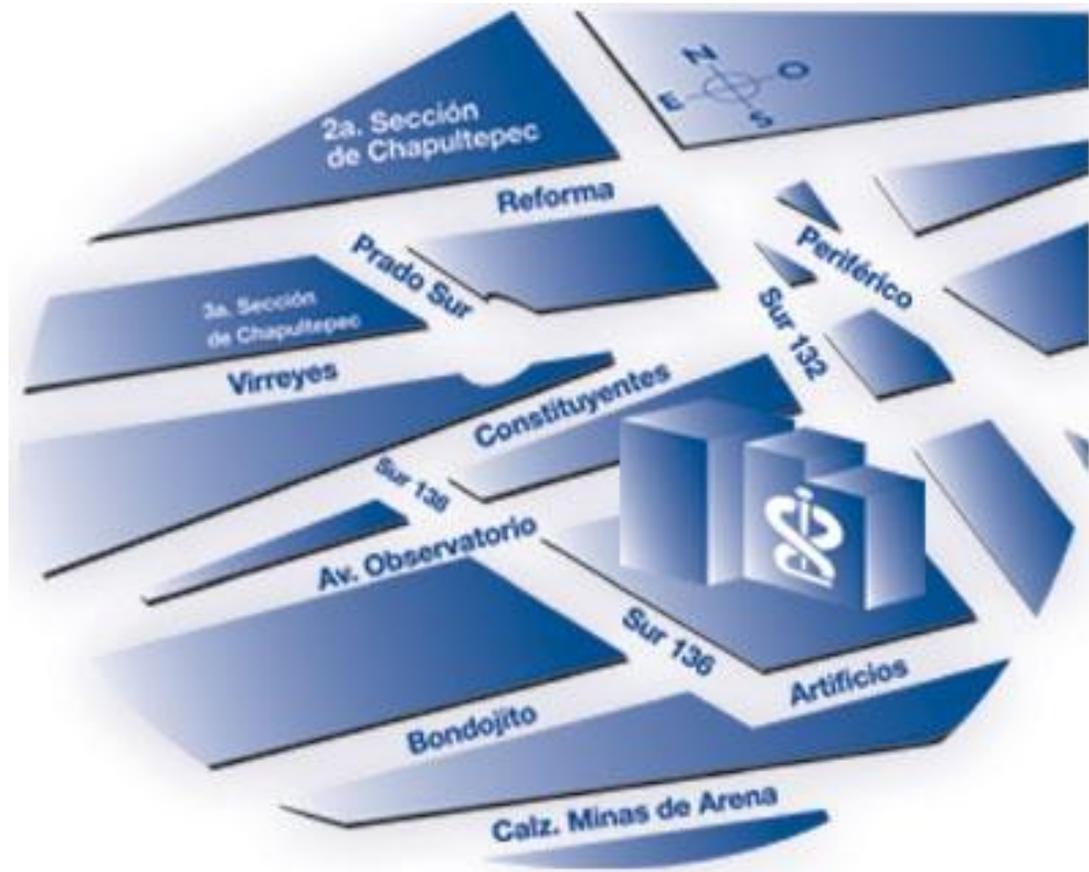


Figura 3. Ubicación del hospital

## 2. JUSTIFICACIÓN

En nuestro país, más de cincuenta mil personas mueren de cáncer cada año. El Distrito Federal es la entidad con mayor incidencia, tres veces la del promedio nacional. La creciente incidencia de esta enfermedad en la población mexicana ha fomentado un incremento en la demanda de servicios para diagnóstico y tratamiento. Al colaborar directamente en un proyecto de carácter integral donde diversas áreas de la ingeniería están involucradas pretendo adquirir conocimiento en base a la normativa y su comparación con este proyecto y experiencia para su posterior aplicación en campo laboral y/o empresarial como ingeniero biomédico.

### 3. OBJETIVO

Realizar el seguimiento y documentación de los procedimientos necesarios para la construcción y puesta en marcha de un centro de especialidad médica.

#### 3.1 Objetivos específicos

Llevar acabo el comparativo de los requerimientos de las normas para la utilización, Instalación y mantenimiento de equipo de radioterapia contra el equipamiento real.

Dar seguimiento a los equipos a instalar en el centro de especialidad, en cuanto a distribución y cotización.

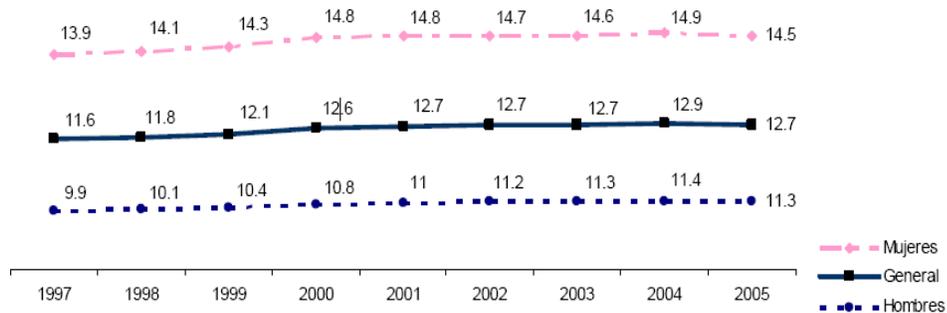
Instalar los equipos electromédicos en el edificio del Centro de Cáncer ABC.

Desarrollar habilidades para la administración equipo médico dentro del departamento de Ingeniería Biomédica.

### 4. MARCO TEÓRICO

#### 4.1 Radioterapia y Cáncer

Datos estadísticos promedios de defunciones por cáncer en los años según genero y de manera general, datos publicados por el INEGI 1997-2005



Nota: El porcentaje está en relación con el total de defunciones registradas en cada año, en general y por sexo.  
Fuente: INEGI. Estadísticas Vitales, 1997-2005.

Figura 4. Datos estadísticos de muertes por cáncer en México

La radioterapia es un tratamiento local efectivo contra el cáncer. Puede ser el único que se proponga en algunos tipos de cáncer, o bien combinarse con cirugía (extirpación del tejido canceroso) y quimioterapia (administración de medicamentos). En algunos casos, la radioterapia no se utiliza como tratamiento curativo, sino para evitar

el dolor, inflamación, sangrado o el crecimiento del tumor que pudiera oprimir órganos vitales.

La radioterapia puede ser externa o interna. La primera se efectúa con aparatos especiales que envían la radiación directamente a la zona en donde se localiza el tumor, aplicándose desde cierta distancia del paciente. En cambio, en la radioterapia interna se utiliza algún material radiactivo que se introduce en la zona afectada mediante un procedimiento técnico especializado.

 INTERNA: Braquiterapia (semillas Cs, Ir, I131)

 EXTERNA: Acelerador Lineal y Bombas de Cobalto.

### *Proceso de radioterapia*



Figura 5. Esquema de los pasos del tratamiento con radioterapia.

## 4.2 Aceleradores lineales

El acelerador lineal también llamado LINAC (linear accelerator) es un tipo de acelerador que le proporciona a la partícula subatómica cargada pequeños incrementos de energía cuando pasa a través de una secuencia de campos eléctricos alternos.

radioterapeutas manejan el acelerador lineal y administran la radioterapia diaria a los pacientes.



Mientras que el generador de Van de Graaff proporciona energía a la partícula en una sola etapa, el acelerador lineal y el ciclotrón proporcionan energía a la partícula en pequeñas cantidades que se van sumando.

El acelerador lineal, fue propuesto en 1924 por el físico sueco Gustaf Ising. El ingeniero noruego Rolf Wideröe construyó la primera máquina de esta clase, que aceleraba iones de potasio hasta una energía de 50.000 eV.

Durante la Segunda Guerra Mundial se construyeron potentes osciladores de radio frecuencia, necesarios para los radares de la época. Después se usaron para crear aceleradores lineales para protones que trabajaban a una frecuencia de 200 MHz, mientras que los aceleradores de electrones trabajan a una frecuencia de 3000 MHz.

El acelerador lineal de protones diseñado por el físico Luis Álvarez en 1946, tenía 875 m de largo y aceleraba protones hasta alcanzar una energía de 800 MeV (800 millones). El acelerador lineal de la universidad de Stanford es el más largo entre los aceleradores de electrones, mide 3.2 km de longitud y proporciona una energía de 50 GeV (50 billones).

En la industria y en la medicina se usan pequeños aceleradores lineales, bien sea de protones o de electrones.

El acelerador lineal (LINAC) es el aparato que se usa más comúnmente para dar radioterapia de haz externo a enfermos con cáncer. Se puede usar también para la radiocirugía estereotáctica con resultados similares a los obtenidos con el uso del bisturí de rayos gamma en el cerebro, y para tratar áreas fuera del cerebro. Suministra

una dosis uniforme de rayos X de alta energía a la región del tumor; estos rayos X pueden destruir las células cancerosas sin afectar los tejidos circundantes normales. El acelerador lineal se usa también para dar radioterapia de intensidad modulada (IMRT). El acelerador lineal utiliza microondas similares a las de un radar para acelerar los electrones en la parte del acelerador llamada "guía de ondas", y luego permite que estos electrones choquen contra un blanco de metal pesado. Como resultado de estos choques, los rayos X de alta energía se dispersan alejándose del blanco, y una parte de estos rayos X se recoge y conforma para formar un haz que corresponde con el tumor del paciente. El haz sale de una parte del acelerador llamada gantry, que rota alrededor del paciente, que está recostado sobre una camilla de tratamiento móvil; se usan rayos láser para asegurar que el paciente esté en la posición correcta. La radiación se puede administrar al tumor desde cualquier ángulo rotando el gantry y moviendo la camilla.

#### *Quién maneja el aparato*

El radioncólogo del paciente prescribe el volumen y la dosis del tratamiento. El radiofísico médico y el dosimetrista determinan cómo suministrar la dosis prescrita y calculan el tiempo necesario para que el acelerador lineal suministre esa dosis. Los radioterapeutas manejan el acelerador lineal y administran la radioterapia diaria a los pacientes.

#### *Seguridad*

La seguridad del paciente es muy importante. Durante el tratamiento el radioterapeuta vigila constantemente al paciente a través de un monitor de televisión de circuito cerrado. Además, en la sala de tratamiento hay un micrófono para que el paciente hable con el terapeuta si fuera necesario. De forma regular se ven las películas de entrada (radiografías tomadas con el haz de tratamiento) para cerciorarse de que la posición del haz es la planificada originalmente.

El acelerador lineal se encuentra en una sala con paredes de plomo y concreto para impedir el escape de los rayos X de alta energía. El radioterapeuta debe encender el acelerador desde fuera de la sala de tratamiento. Debido a que el acelerador emite radiación sólo cuando está encendido, es bajo el riesgo de una exposición accidental. De hecho, se le permite a las mujeres embarazadas a manejar los aceleradores lineales.

Las máquinas de radiación modernas tienen sistemas de verificación internos que dan mayor seguridad de que la máquina no se encenderá hasta que se hayan cumplido todos los requisitos de tratamiento prescritos por el médico. Cuando la verificación está completa, la máquina se enciende para dar el tratamiento.

El control de calidad del acelerador lineal también es muy importante. Hay varios sistemas incorporados en el acelerador para que no suministre una dosis más alta que la prescrita por el radioncólogo. Todas las mañanas, antes de iniciar los tratamientos, el radioterapeuta utiliza un aparato llamado "tracker" para cerciorarse de que la intensidad de la radiación es uniforme en todo el haz. Además, el radiofísico revisa de forma más minuciosa el haz del acelerador de forma semanal y mensual.

#### 4.2.1 Principios de funcionamiento

Principios de operación [3]: Los Aceleradores Lineales consisten en cuatro componentes importantes; *un modulador, un cañón de electrones, una fuente de poder de radio frecuencia (RF), y un acelerador guía* (Véase la figura 6). El haz de electrones producido por un acelerador lineal puede ser usado para tratamiento o puede ser dirigido hacia un objetivo metálico para producir rayos x.

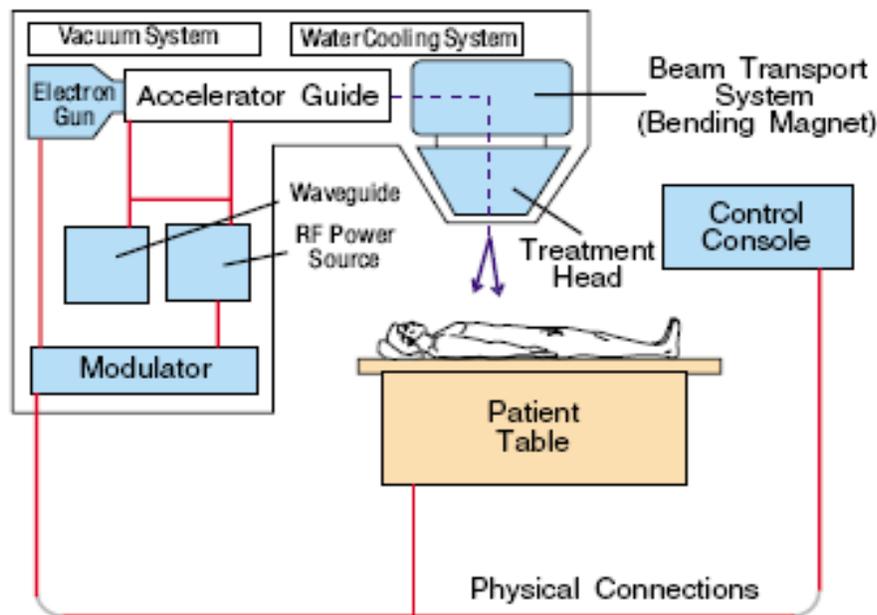


Figura 6. Componentes típicos de un LINAC [3]

El modulador amplifica el suministro de voltaje de CA, lo rectifica a voltaje de CD, y produce pulsos de alto voltaje de CD que son utilizados para alimentar el cañón de electrones y la fuente de poder de Radio Frecuencia. Cables de alto voltaje conectan

eléctricamente el cañón de electrones y la fuente de poder de Radio Frecuencia al modulador, el cual puede estar situado en el gantry.

El cañón de electrones inyecta electrones en el acelerador guía en pulsos de duración, velocidad y posición apropiados para maximizar la aceleración. El cañón de electrones puede ser unido al acelerador guía por medio de un reborde sellado por vacío, el cual permite que el reemplazo del cañón de electrones sea sencillo. En los diseños donde el cañón de electrones está unido permanentemente, todo el acelerador debe ser reemplazado cuando el filamento del cañón se consume.

La fuente de poder de Radio Frecuencia, ya sea un magnetrón o un klystrón, suministra ondas electromagnéticas de alta frecuencia (3.000 MHz), las cuales aceleran los electrones inyectados del cañón de electrones a través del acelerador guía.

Generalmente, un magnetrón (un generador de microondas con cavidades de RF dispuestas en círculo) es usado en aceleradores de baja y media energía, y un klystron (un tubo amplificador de electrones con cavidades de RF dispuestas en línea recta) es usado en aceleradores de alta energía.

En un magnetrón, electrones generados por un cátodo caliente bajo las fuerzas combinadas de un campo eléctrico y uno magnético producen energía en forma de microondas. En un Klystron, el haz de electrones interactúa con microondas, las cuales modulan la velocidad del haz para concentrar los electrones en grupos. Los Klystrons requieren una potencia Radio Frecuencia baja y son más costosos que los magnetrones porque poseen un sistema de circuitos (circuitería) especializado, proveen mayor potencia, y tienen un mayor tiempo de vida. Los magnetrones, que son dispositivos auto oscilantes, deben ser sintonizados para igualar la frecuencia del sistema de RF porque estos generan la potencia incorrecta si otros componentes del sistema tienen frecuencias ligeramente diferentes. Sin embargo, para aplicaciones de baja energía, las inestabilidades de la frecuencia son pequeñas, y los magnetrones tienen una mejor relación costo-beneficio que los klystrons (los magnetrones son más eficientes en relación con su costo, que los Klystrons).

Las microondas son transportadas al acelerador guía, por una guía de ondas, un tubo metálico hueco cerrado en ambos extremos por ventanas cerámicas que son transparentes para las microondas. La guía de ondas es llenada con un gas presurizado. El acelerador guía, acelera los electrones a la energía deseada.

Hay disponibles dos tipos de guías de onda fija y la de onda ambulante. Aunque muy diferentes, ambas requieren el uso de bombas de vacío iónicas que mantengan una presión interna de  $10^{-7}$  torr,  $10^{-10}$  torr ( $10^{-5}$  a  $10^{-8}$  Pa), para remover cualquier molécula de gas que pudiera interactuar con el cañón de electrones y causar una falla en su disparo. (Falla del cañón).

El acelerador guía de onda fija, es llamado así porque el campo eléctrico acelerador oscila en su sitio dentro del tubo, el cual es sellado en cada extremo para reflejar la energía de la microonda, incrementando de este modo la intensidad de la onda entrante. En el acelerador de onda viajera, la longitud del acelerador es directamente proporcional a la energía de aceleración producida, cada cavidad es resonante y desarrolla un campo eléctrico oscilante que se mueve a través del tubo transportando los electrones, parecido como las olas transportan a los surfistas. La potencia de RF es suministrada directamente al acelerador de onda ambulante, en lugar de hacerlo a través de la guía de ondas. Después de que las ondas de RF han pasado a través del acelerador guía, la potencia residual es absorbida por una carga o suministrada de nuevo al acelerador.

Para una potencia de Radio Frecuencia dada y para el mismo requerimiento máximo de energía, los aceleradores guía de onda ambulante, son significativamente más largos que los aceleradores guía de onda fija. Debido a que los aceleradores guía de onda fija son más compactos, a menudo pueden ser montados verticalmente en el cabezal de rayos X. Las unidades de onda viajera de alta energía, las cuales requieren longitudes de 2.5 metros o más, incrementa la longitud total del acelerador y puede requerir cuartos para tratamiento más grandes. Después de que los electrones son acelerados, estos son dirigidos por un imán (bending magnet: juego de magnetos que doblan literalmente el haz dirigiéndolo al Target) para producir radiación para el tratamiento. La mayoría de los sistemas usan imán acromático de  $270^\circ$  para posicionar el haz. Algunos aceleradores de baja energía tienen un diseño recto de lado a lado; el acelerador guía es lo suficientemente corto para ser montado

verticalmente en el cabezal de tratamiento y dirigir el haz con un imán no es requerido (véase figura 7).

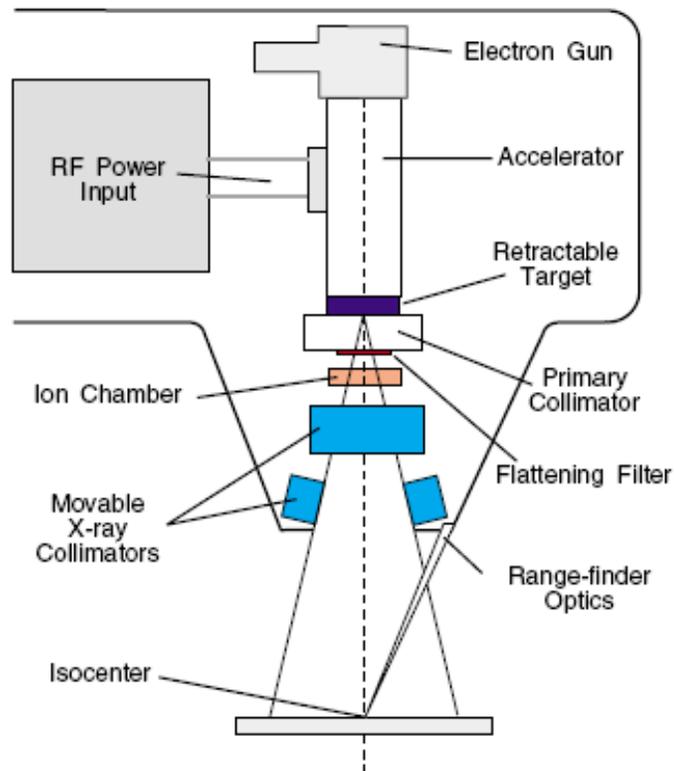


Figura 7. Diseño recto de lado a lado del cabezal de tratamiento. [3]

El haz de electrones de alta energía es dirigido hacia un blanco de tungsteno para producir fotones para terapia o usado para tratamientos directos con electrones. Ya que el haz de fotones producido por el blanco de tungsteno es más intenso en su centro, un filtro, usualmente hecho de cable es suministrado para modificar la distribución de la intensidad del haz para uso clínico. Para unidades de baja energía, un material con número de atómico alto ( $Z$ ) es usado a menudo, para unidades de alta energía, se usa un filtro con número atómico bajo

Para un tratamiento de haz de electrones, dicho haz es distribuido sobre el área de tratamiento mediante el uso de una lámina metálica delgada (0.5 mm) interrumpiendo el haz, la cual dispersa los electrones lateralmente tras el impacto, moviendo el haz de electrones en un patrón sobre el área de tratamiento también se distribuye el haz sobre dicha área. Alternativamente, un campo magnético variable puede ser utilizado para desviar los electrones en un patrón sin el uso de un material de bloqueo.

Todos los aceleradores lineales tienen un sistema de dosificación en el cabezal de tratamiento que limita la radiación a la dosis programada. El sistema incorpora un sistema dual de cámara de ionización, la cual debe ser aislada contra fluctuaciones de temperatura y presión, el funcionamiento de esta cámara debe ser revisada frecuentemente.

La mayoría de los sistemas de dosimetría son capaces de detectar asimetrías en el haz de tratamiento y entonces detener la radiación si la asimetría excede un valor previamente programado.

Algunos aceleradores lineales pueden volver a posicionar el haz después de que una asimetría es detectada. Algunos sistemas también cuentan con un sistema de circuitos de posicionamiento del haz para compensar automáticamente cambios en el ángulo o posición del haz causado por rotación del soporte o el colimador.

El haz de radiación es formado por los colimadores, los cuales son bloques móviles de material que define el campo de tratamiento. Un campo de luz proyectado en el paciente esboza el área a ser irradiada.

Colimadores de mordaza ajustable están disponibles en la mayoría de las unidades. Adicionalmente, colimadores especiales de tamaño específico para tratamiento con haz de electrones son suspendidos debajo del sistema fijo del colimador, y otros bloques no empotrados o cuñas moldeadoras pueden ser colocados debajo de las charolas del colimador para adaptar más la forma del haz a las especificaciones deseadas.

El ensamble completo del colimador rota sobre un eje que pasa por el centro del campo de tratamiento y el isocentro (el punto espacial donde el eje de rotación del colimador intercepta el eje del soporte).

La mayoría de fabricantes de aceleradores lineales ofrecen colimadores multihoja. Los colimadores multihoja usan múltiples láminas delgadas (hasta 120), las cuales son motorizadas individualmente, para definir el campo de tratamiento. Este colimador controlado por computadora facilita la modificación del campo de tratamiento y reemplaza los bloques lead hechos a medida para muchos tratamientos y permite campos más personalizados para usar.

Un *sistema de enfriamiento* (CHILLER) por medio de agua de circuito cerrado elimina el calor producido por todo el sistema acelerador. En particular, el target de tungsteno utilizado en la producción de rayos x se calienta excepcionalmente durante el funcionamiento y se deteriorará si no es enfriado adecuadamente. En unidades con blancos situados dentro de la cámara, una quemadura a lo largo del objetivo también causa que el vacío en el acelerador guía se deteriore.

Los componentes de un acelerador lineal son empacados y apilados en bases movibles. Las fuentes de alimentación de CD y microondas se encuentran usualmente en el gantry. El acelerador, target, colimador, y sistemas de dosimetría se encuentran usualmente en la base, mientras que la mayoría de las máquinas de alta energía tienen gabinetes separados para el modulador y la fuente de poder de Radio Frecuencia.

*Los aceleradores lineales son clasificados de acuerdo con su nivel de energía.*

Las unidades de energía baja produce 4 o 6 millones de volts (MV) fotones; las unidades de energía media produce fotones de 8 a 10 MV y haces de electrones de 8 a 15 millones de electrón volts (MeV); y los aceleradores lineales de energía alta produce fotones entre los 15 y 25 MV y tienen energías de electrón que oscilan entre 4 y 22 MeV. La mayoría de los aceleradores lineales son unidades de energía dual ofreciendo un haz de baja energía a 6MV y un haz de energía alta de al menos 10 MV, o son unidades multienergía ofertando un rango de energías de fotón y electrón.

#### **4.2.2 Radioterapia de intensidad modulada IMRT**

Qué es la radioterapia de intensidad modulada y cómo se usa: La radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés,) es una modalidad avanzada de radioterapia de alta precisión que utiliza aceleradores para administrar dosis de radiación precisas a un tumor maligno o áreas específicas dentro del tumor. La IMRT permite que la dosis de radiación se conforme con mayor precisión a la forma tridimensional (3-D) del tumor mediante la modulación (control) de la intensidad del haz de radiación. La IMRT también hace posible enfocar dosis más altas en regiones dentro de; tumor, al tiempo que se minimiza la exposición a la radiación en las estructuras críticas circundantes normales.

El tratamiento se planifica cuidadosamente con la ayuda de imágenes tridimensionales de tomografía axial computarizada (TAC) del paciente junto con cálculos

computarizados de dosis para determinar el patrón de intensidad de dosis que mejor se adapte a la forma del tumor. Típicamente una combinación de varios campos de intensidad modulada provenientes de distintas direcciones de haz produce una dosis de irradiación individualizada que aumenta al máximo la dosis al tumor, pero también protege los tejidos normales adyacentes.

Actualmente la IMRT se usa en gran parte para tratar el cáncer de próstata, cabeza y cuello, y el sistema nervioso central. La IMRT se ha usado también en situaciones limitadas para tratar cáncer de mama, tiroides y pulmón, así como tumores ginecológicos, y ciertos tipos de sarcomas.

#### 4.2.3 Comisión Nacional de Seguridad nuclear y Salvaguardias (CNSNS)



*¿Quién es la CNSNS?*

1979 El 26 de enero se publica en el Diario Oficial de la Federación, la Ley Reglamentaria del Artículo 27 Constitucional en Materia Nuclear, que crea, entre otros organismos, a la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias, como órgano desconcentrado dependiente de la Secretaría de Patrimonio y Fomento Industrial, con el objeto principal de aplicar las normas de seguridad nuclear, física, radiológica y salvaguardias, para que el funcionamiento de las instalaciones nucleares radiactivas y de laboratorios se lleven a cabo con la máxima seguridad para los habitantes del país.

La Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS) es un órgano desconcentrado de la Secretaría de Energía, con funciones asignadas por la Ley Reglamentaria del Artículo 27 Constitucional en Materia Nuclear que la crea, además de responder a compromisos y requerimientos internacionales en las áreas de seguridad nuclear, radiológica.

Esta Comisión cuenta con personal especializado para atender las necesidades de las diferentes áreas de seguridad nuclear y radiológica que surjan en el país, considerando las múltiples aplicaciones de energía nuclear que se hacen en el mismo,

particularmente en lo que atañe a una central núcleo eléctrica, igualmente para dar respuesta a la demanda de los usuarios de material radiactivo y nuclear; así como responder rápidamente ante cualquier emergencia nuclear o radiactiva que ocurra en el país.

**Misión.** Asegurar que las actividades en donde se involucren materiales nucleares, radiactivos y fuentes de radiación ionizante, se lleven al cabo exclusivamente con fines pacíficos y con la máxima seguridad para la población y el ambiente, considerando los desarrollos tecnológicos actuales.

**Visión.** Ser un órgano regulador con cabal autonomía en las decisiones técnicas, y de excelencia reconocida en el ámbito nacional e internacional, con base a la capacidad técnica y moral de su personal.

### **Objetivos.**

-  Garantizar y mejorar el nivel de seguridad de las instalaciones nucleares y radiactivas.
-  Mantener y mejorar la capacidad técnica de los recursos humanos y materiales de la CNSNS, para enfrentar los problemas presentes y futuros de seguridad.
-  Asegurar que las decisiones técnicas de la CNSNS cuenten con la independencia y los atributos de calidad para garantizar la seguridad.
-  Establecer una estructura organizacional y salarial flexible y moderna, con una gestión de recursos que permita regular la seguridad en el país, acorde con el desarrollo de la industria nuclear.
-  Desarrollar la normativa nacional requerida por la evolución tecnológica de la industria nuclear.

### 4.3 CT Simulador

#### 4.3.1 Principio de funcionamiento [7].

El físico inglés Godfrey N. Hounsfield explicó el principio de la tomografía computarizada en 1968 al publicar la patente de este equipo su principio básico consiste en una exposición de un haz colimado de Rayos X en sentido axial a el paciente registrado por un detector colocado más allá del mismo, repitiendo en múltiples ángulos de la circunferencia para lograr una reconstrucción espacial después de complicadas operaciones matemáticas solo posibles en un tiempo razonable con ayuda de una computadora.

Desde 1972 en el hospital Morley de Inglaterra se instaló el primer tomógrafo computado comercial, desde esa fecha hasta el momento la evolución tecnológica ha avanzando desde ese primer tomógrafo de un solo detector que obtenía cada uno de los cortes en 4 minutos, hasta la actualizada en donde en 2 minutos se explora la totalidad del cuerpo humano con infinidad de cortes.

No importando la tecnología usada un tomógrafo computarizado esta compuesto básicamente en tres sistemas:

##### *Sistema de recolección de datos.*

Comprende los dispositivos que exploran y recogen la información primaria, consta de un generador de alta tensión que suministra la energía necesaria para el tubo de rayos X que se encuentra oculto, junto con los detectores en un estativo llamado gantry que es la porción del equipo en donde entra y sale el paciente durante el estudio, una camilla empotrada al gantry en donde el paciente se recuesta durante la exploración.

En cuanto se inicia el estudio un haz colimado de radiación se le envía al paciente pasa a través de este como en los rayos X convencionales y la radiación que atraviesa es captada por los detectores en sus diferentes perfiles de intensidad, estos detectores los cuales actualmente son cámaras de gas (xenón) presurizado, son transductores que cambian la información que se reciben en forma de fotones a una señal electrónica que envía al sistema de procesamiento de datos.

### *Sistema de procesamiento de datos*

Esta constituido por un preamplificador que amplifica la señal eléctrica enviada por los detectores, un convertidor analógico-digital que convierte esta señal en números los cuales son enviados a la computadora, esta almacena todos los datos para reconstruir una imagen en base a los cálculos efectuados de los valores recibidos, la imagen se reconstruye en base a no menos de 250,000 ecuaciones se configura en una cuadrícula llamada matriz cuyas dimensiones son variables dependiendo de cada equipo inicialmente se realizaron con matrices de 80x 80 (renglones por columnas) que constituían 6400 cuadros, cada cuadro es llamado píxel que representa a la vez un punto en el monitor, en la actualidad la mayoría de los equipos nacionales crean matrices de 512 x 512.

### *Sistema de visualización y archivo.*

Es manejado por su totalidad por la computadora la cual guarda su información en su disco duro y puede ser visualizada en el monitor de la misma o puede ser impresa en formatos especiales fotográficos.

La imagen se forma gracias a que cada valor de atenuación tiene un tono de gris diferente en cada escala preestablecida. El valor de atenuación es la representación en una escala de la capacidad que tiene cada parte del sujeto a explorar para atenuar la radiación, se le conoce también como coeficiente de atenuación y en honor a su descubridor se les denomina unidades Hounsfield las cuales se abrevian UH y se representan en números enteros.

El total de la escala es variable de acuerdo a cada equipo, sin embargo se acepta que en una escala que va del -1000 al 1000 el -1000 se representa con el aire y el 1000 el metal pasando por el 0 que es el agua. Toda esta escala se puede observar en un monitor otorgándole un tono de gris diferente, sin embargo el ojo humano solo puede distinguir 20 tonos de gris por lo que deberemos variar la escala para poder visualizar solo ciertas partes de la escala que nos sean de interés para poder observar estos tejidos situación sumamente importante ya que la calidad de la imagen no depende de los valores preestablecidos en un programa de computadora sino que depende de la adecuación que se haga a los ojos del examinador de la patología demostrada en el corte correspondiente a cada paciente.

## 5. METODOLOGÍA

Las actividades efectuadas en la estancia hospitalaria en el Centro Médico ABC son diversas siendo la principal la descripción y documentación del Equipamiento del Centro de Cáncer ABC, a continuación se da una breve reseña de estas:

### EQUIPAMIENTO DE CENTRO DE CÁNCER ABC

Para la realización de este punto se efectuó una revisión del marco teórico del funcionamiento de los equipos.

Se realizó una comparativa de los requerimientos necesarios, con las normas oficiales mexicanas y lo realizado por la constructora.

NOM-033-NUCL-1999 Ver anexo 1

NOM-002-SSA2-1993 Ver anexo 2

Esto a fin de verificar que las instalaciones para los equipos, cumplieran los requerimientos señalados por los proveedores en las guías mecánicas emitidas por los fabricantes de los equipos, y cumplan también lo estipulado en la normatividad ya señalada.

La cotización del equipo médico necesario para cada área del centro de cáncer formado por los servicios de radioterapia, quimioterapia, procedimientos menores, consultorios según las necesidades planteadas por el personal médico, la ubicación, instalación según las respectivas guías mecánicas de los equipos.

### GESTIÓN DE POLÍTICAS Y PROCEDIMIENTOS

El Centro Médico ABC cuenta actualmente con un nuevo sistema de gestión de información dirigido a políticas y procedimientos clasificados por servicios médicos y áreas del hospital llamado NORMA CONTROL, con este sistema se pretende agilizar las consultas de los documentos en el momento que se requiera.

Se traslado el antiguo formato de los documentos al nuevo formato del sistema donde todos los servicios tendrán acceso a la documentación.

### **5.1 Cronograma general de actividades Centro de Cáncer ABC**

Este cronograma nos muestra los tiempos de inicio y termino de las actividades a realizar durante un año, tiempo que duró la construcción del edificio, desde la lista de equipo a instalar hasta la pre-operación del centro de cáncer, Indica también al responsable de dicha actividad, en este punto se puede verificar que el proyecto tiene un carácter integral en el cual participan varias áreas de la ingeniería. Ver Anexo 13

## 6. DESARROLLO

### 6.1 Construcción Arquitectónica.

En este punto se realizó un comparativo de la norma oficial mexicana NOM-002-SSA2-1993 "Para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria del servicio de radioterapia." Se muestra una lista de verificación realizada (ver tabla 1) con los puntos importantes de consideración en la construcción para este efecto nos auxiliaremos de una parte del plano de la planta baja (PB) del Centro de Cáncer.

<u>PUNTO</u>	<u>APLICACIÓN</u>	<u>DESCRIPCIÓN</u>
7.4	<b>Instalaciones</b>	Fácil limpieza Muros, techos y plafón con materiales lisos
7.7	<b>Sala de espera</b>	Ubicación inmediata al servicio Su espacio es de 8 lugares por consultorio La intensidad de luminarias debe tener min 70 luxes Sistema de seguridad contra incendio Sistema de ventilación 17.3 m <sup>3</sup> por persona
7.1	<b>Cuarto de teleterapia</b>	Ubicación accesible Considerara superficie mínima de 20 m <sup>2</sup> Espacio independiente para control de mando Claros en pasillos de 1.3 m mínimo 200 luxes en iluminación Sistema de acondicionamiento

Tabla 1. Lista de verificación de instalaciones.

A continuación se hace mención a las instalaciones según los puntos de la norma, para mejor comprensión ver anexo 3 y 4.

Punto 7.4 Los techos son de plafón y materiales liso en paredes para su fácil acceso y limpieza.

Punto 7.7 La cantidad de lugares en sala de espera es de 8 por consultorio, la planta baja cuenta con 4 consultorios donde se encuentra el área de radioterapia, esto es, que debe contar con 32 lugares disponibles, acceso inmediato al área de radioterapia en este caso el bunker del acelerador lineal, ventilación adecuada y sistema contra

incendios, todos estos requerimientos por norma se cumplen y se puede observar en los planos del edificio teniendo este con 39 lugares para 4 consultorios.

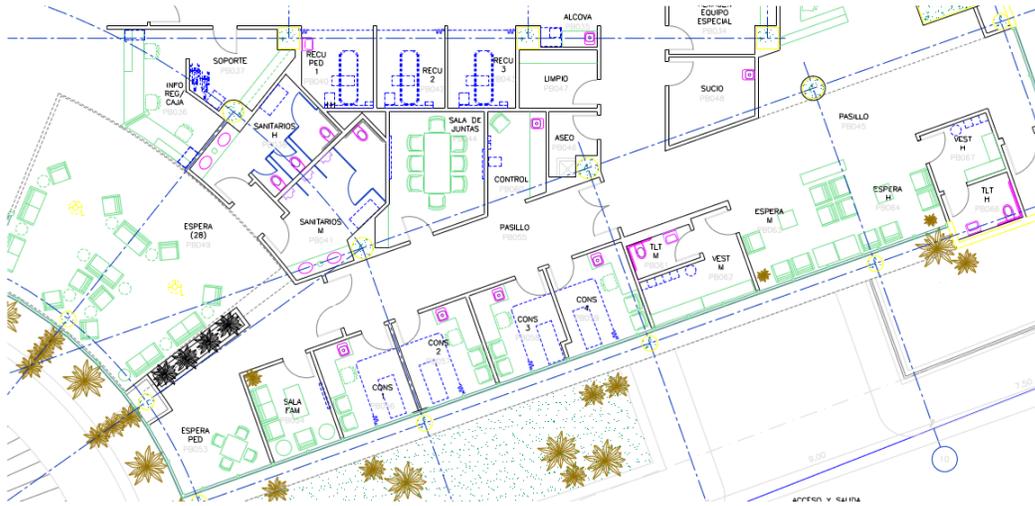


Figura 8. Parte de la planta baja ubicación de los consultorios, salas de espera, baños, vestidores, recuperación, para detalle ver anexo 3.

Punto 7.1 El cuarto de teleterapia en este caso el bunker del acelerador lineal deberá contar con:

La ubicación accesible, inmediatamente hacia los consultorios, el área del bunker es mayor a los 20 m<sup>2</sup> y el claro en los pasillos considerablemente mayor a 1.3 m, cuanta con una iluminación adecuada y aire acondicionado.

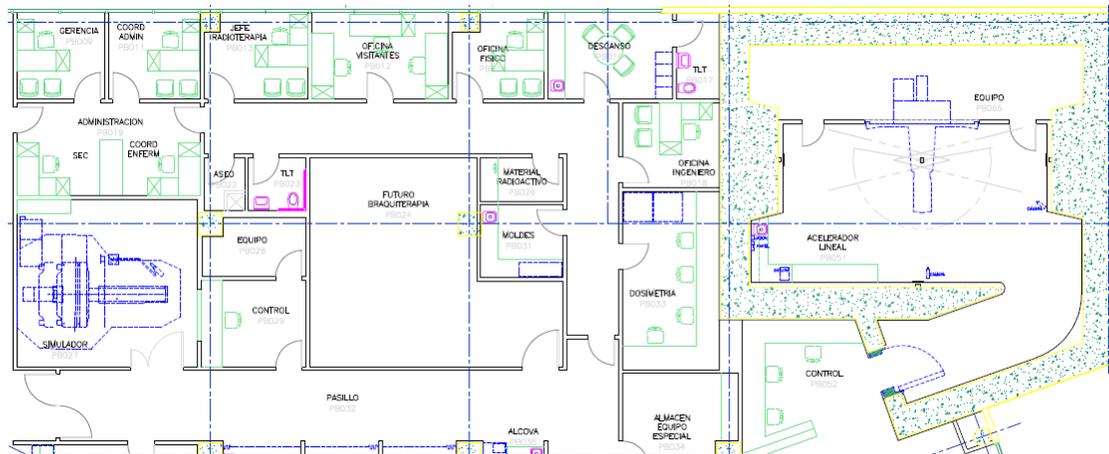


Figura 9. Parte de la planta baja ubicación del acelerador lineal, simulador (CT), para detalle ver anexo 4.

## 6.2 Acelerador lineal ELEKTA SYNERGY con XVI DELIBERY SYSTEM

Este es el modelo de acelerador lineal elegido para el centro de cáncer, este es el primer acelerador en México con la siguiente tecnología.

La nueva generación de aceleradores de Elekta Synergy™ Incorporan un sistema de adquisición de imágenes volumétricas en tiempo real, para obtener imágenes de CT 3D y poder visualizar los órganos internos del paciente durante la sesión de tratamiento.

La denominación XVI (X-ray Volume Imaging) responde a la conveniencia de diferenciar esta técnica de adquisición de imagen de la habitual en cualquier escáner (TAC) moderno: XVI no explora al paciente con un haz limitado que “barre” el objetivo para luego reconstruir “cortes” que se superponen para formar un volumen; si no que adquiere de una sola vez el volumen completo con un haz cónico de radiación que asegura resolución isotrópica, es decir, idéntica a las tres direcciones espaciales.

### 6.2.1 Especificaciones de Instalación

En esta sección se presentan las guías mecánicas del equipo Elekta Synergy, las especificaciones necesarias para su instalación, y mantenimiento en óptimas condiciones de funcionamiento.

Los componentes clave en específico del acelerador son:

-  El gantry
-  La fasia
-  El brazo o cabezal
-  La mesa
-  Los laser

Todas las preparaciones se deberán hacer antes de la instalación de el equipo, la guía mecánica proporcionada por AEESA empresa representante de Elekta en México, tienen especificado a quien corresponde suministrar lo necesario en tiempo, esto es, las tareas a realizar quedan entre: Elekta (AEESA en México), Abitat (la constructora), y el CMABC (el cliente), para este efecto debe haber una comunicación entre los tres encargados de manera constante y directa.

El *isocentro* es muy importante en las instalaciones del acelerador, nos asegura que el tratamiento se suministre en el mismo punto que en la simulación, se cuenta con 3 laser estos están posicionados como se muestra en la figura 10, con la finalidad de que el isocentro del acelerador lineal coincida con el del simulador.

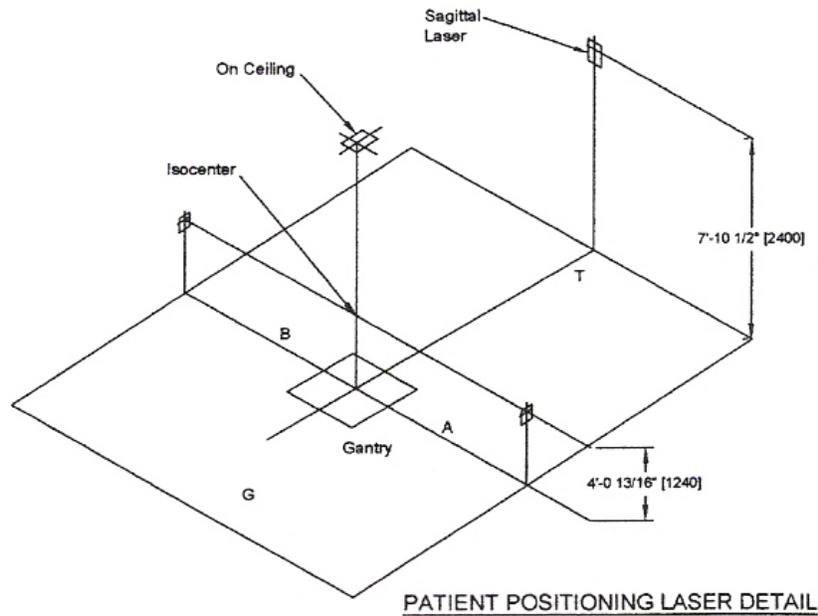


Figura 10. Posición de los laser para el isocentro [5]

La lista a continuación mostrada nos indica las tareas que corresponden a cada una de las partes:

No. En guía	Descripción	Suministrado e Instalado
1	Sistema de entrega de plataforma	Elekta
2	Sistema de apoyo exacto al paciente	Elekta
3	Gabinete de interface	Elekta
4	Desktop para el control de la interfaz del gabinete	Elekta
5	Desktop para el sistema de control	Elekta
6	Módulo de interfaz eléctrica	Elekta
7	Service terminal box assembly	Elekta
8	PCDU (Power Cond. Distribution Unit)	Abitat (instalado)
9	laser x3	Elekta
10	laser red	Elekta
11	Cámara CCTV	CMABC, Abitat (instalado)
12	Monitor CCTV	CMABC, Abitat (instalado)
13	Cilindro de N2	CMABC
14	Cilindro de gas SF6	CMABC
15	IVIEW centro de impresión	Elekta
16	Procesamiento de imagen IVIEW GT/XVI	Elekta
17	Modem de datos	Elekta
18	Sistema de intercomunicación	Elekta
19	Caja de terminal de interfaz de cliente	Abitat (instalado)
20	Generador de rayos X (XVI)	Elekta
21	Monitor, teclado y mouse en cuarto	Elekta
22	Chiller (sistema de aire acondicionado)	Abitat (instalado)
23	opcional	
24	opcional	

Tabla 2. muestra la responsabilidad de cada parte dentro de la instalación del acelerador lineal para ubicación de los componentes [5]. Ver Anexo 5

### Instalación Eléctrica

Se tiene el (PCDU Power Cond. Distribution Unit) para alimentar el acelerador lineal este esta directamente alimentado por una subestación (ver anexo 6).

La subestación cuenta con dos trasformadores, uno de ellos exclusivo para el Acelerador lineal y el otro para el edificio en general.



Figura 11 Subestación eléctrica y elementos que la integran

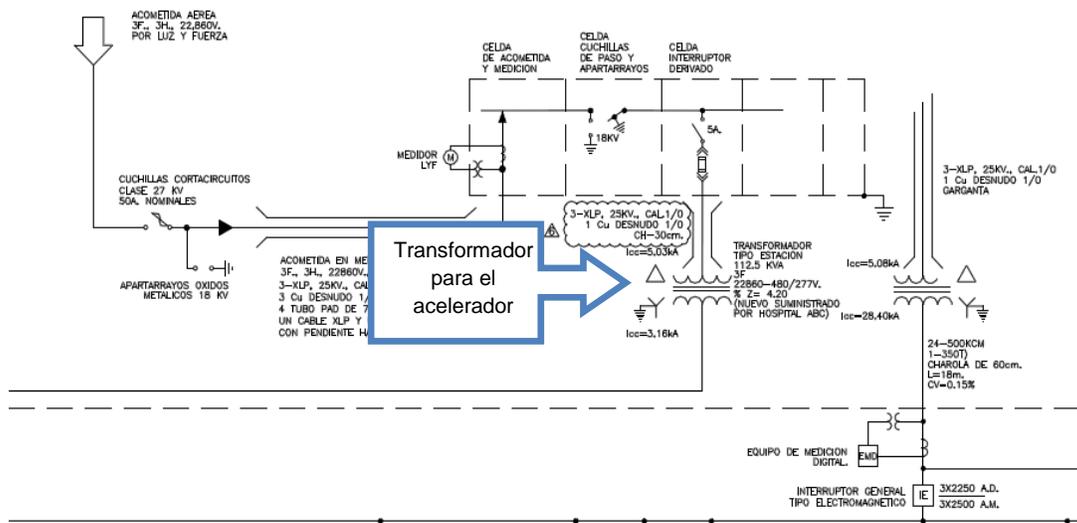


Figura 12. Diagrama unifilar parte de las subestación y especificaciones del trasformador [8]. Ver anexo 6.

Punto	Detalle
Fases	3
Frecuencia	60Hz
Acabado	Gris ANSI 61
Gabinete	Servicio interior Nema 1
Tipo de acoplamiento	Subestación con gargantas de alta y baja tensión
Sobreelevación de Tensión	150°C sobre la ambiental considerando maximos 40°C, con aislamiento para soporte térmico de 220°C
Derivaciones	4 Derivaciones 2 arriba y 2 debajo de la tensión nominal primaria
Conexión	Delta-Estrella
Material	Cobre-Cobre
Capacidad	112.5 KVA
Devanado Primario	23 KV
Devanado Secundario	480/254 V

Tabla 3. Características del transformador [8].



Imagen 13. PCDU

*Configuración de la línea para alimentar al PCDU*

Punto	Detalle
Configuración de la línea	3 Fases, 3 vivos, 1 tierra, conexión estrella
Voltaje nominal de la línea	480 o 240 a 60 Hz
Variaciones en la línea	más- menos 6%
Variaciones en la frecuencia	más- menos 1%
Impedancia de la tierra	0.1 Ohms a 60 HZ

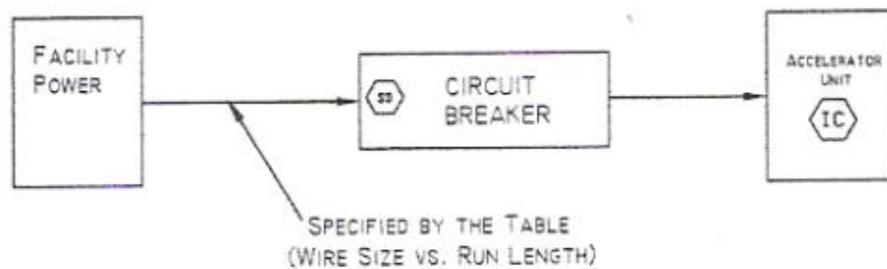
Tabla 4. Requerimientos para el PCDU [5]. Ver anexo 7

*Interruptores conectados a la PCDU*



*Figura 14 interruptores del PCDU*

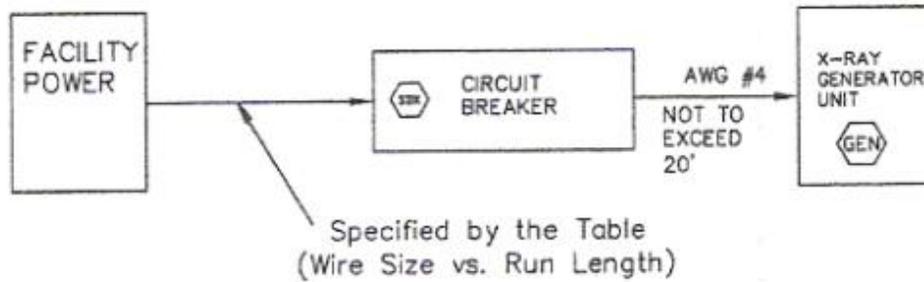
*Configuración de la conexión PCDU-LINAC*



Punto	Detalle
Capacidad del transformador	45KVA
Interruptor del cto. Primario	3 polos a 40 Amp y 480 VAC
Interruptor del cto. Secundario	3 polos a 100 Amp 415 VAC
Máxima demanda	16KVA (stand-by)
	24 KVA (imagen)
	36KVA (disparo)

Figura 15. configuración y valores de la conexión PCDU-LINAC [8].

**Configuración de la conexión PCDU-Generador de rayos X (XVI)**



Punto	Detalle
Alimentación de entrada	480 Volts
Interruptor del cto. Primario	3 polos a 70 Amp y 480 VAC
Demanda máxima	38.8 KVA
Consumo en stand-by	500 W

Figura 16. configuración y valores de la conexión PCDU-generador de rayos X [8].

**Instalaciones hidráulicas**

El LINAC por su principio de funcionamiento y el calentamiento que se tienen en este equipo necesita un equipo auxiliar que ayude a mantener la temperatura en un rango de 15°C a 22°C esta función la desempeña el CHILLER un sistema de aire acondicionado a base de agua, este se instala después de que el LINAC esta instalado, los detalles de la instalación se aprecian en el Anexo 8. Este equipo debe ser instalado en el cuarto de equipo del LINAC. Debe tener medidores de presión en las líneas de entrada y salida, medidores de temperatura en las entradas, Las válvulas de entrada y retorno permanecen cerradas hasta que son abiertas cuando se alimenta el LINAC, Lleva un filtro que puede ser instalado fuera del cuarto de tratamiento.

Los requerimientos para la calidad en el agua son: flujo de 8 GPM (36.33LPM), presión máxima del agua dentro del acelerador de 60 PSI con una temperatura a la entrada de 11°F.

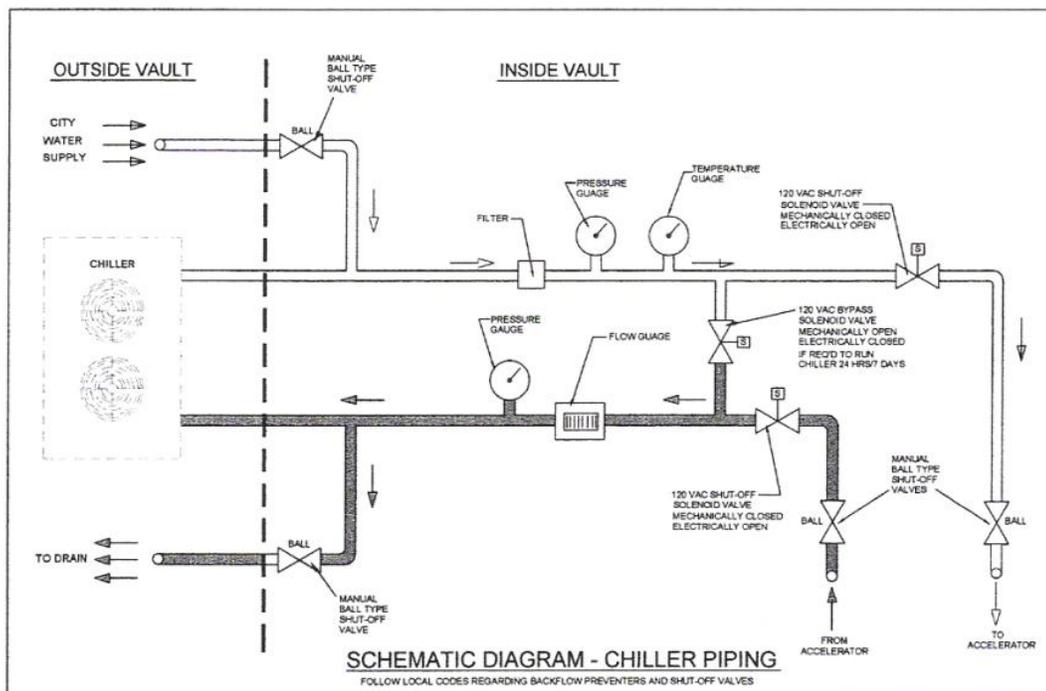


Figura 17 Instalaciones hidráulicas [5].

### *Puerta del bunker*

La puerta del bunker fue instalada por NELCO para detalle de instalación ver el anexo 9.

La puerta se instaló antes de que se diera inicio a la instalación del LINAC, NELCO se encargó de la instalación del control.



Figura 18. Arriba llegada de la puerta, abajo a la izquierda el control de la puerta a la derecha la puerta instalada.





## 6.2.2 Construcción del bunker

### Memoria de cálculo

Cálculos para el blindaje de un Acelerador Lineal Elekta synergy instalado en el Centro Médico ABC.

Condiciones Generales:

La dosis absorbida =  $E/m=Gy$

1. El acelerador tiene 3 energías de fotones 6, 10 y 18 MV, y 4,6, 9,12, 18 MeV para electrones.
2. Se considera concreto con densidad de 2.35 gr/cc.
3. Se consideran los siguientes valores de CDR (capa decireductora) para 18 MV.

	<b>CDR1</b>	<b>CDRe</b>
Concreto	47 cm	43 cm
Plomo	5.6 cm	XXX

Tabla 5. Valores de las capas decireductoras

CDR1= Primera capa decireductora.

CDRe= subsecuentes capas decireductoras.

4. Se considera que se podrán tratar 5 pacientes máximos por hora por lo que una jornada de 8 horas se podrán atender 40 pacientes.
5. Se considera que se suministrarán 250 cGy por paciente por sesión.
6. En un día para 40 pacientes por 250 cGy nos da una dosis absorbida de 10 000 cGy.
7. Para una semana donde se trabajan 5 días la dosis absorbida es de 50 000cGy
8. El NCRP No. 51 (National Council on Radiation Protection and Measurements) establece una carga de trabajo de 50 000 cGy/sem que equivalen a 500 000 mGy/sem.
9. Para áreas controladas se considera un límite semanal de 0.1 mGy/sem para POE (Personal Ocupalmente Expuesto), y de 0.02 mGy/sem para público.
10. Considerando la posibilidad de un uso importante de la técnica de IMRT a los espesores se les agregarán  $0.4CDR=0.4(43)=17.2cm$  aproximadamente 18 cm.

Se considera para el cálculo de las paredes la colindancia con las áreas esta información nos proporciona el tipo de límite en base al tipo de área y si en esta se encuentra POE (Personal Ocupacionalmente Expuesto) o es un área pública así como poder determinar el factor de uso, y el factor de ocupación.

Por límite en una semana para POE se tiene una dosis absorbida de 0.1 mGy/sem y público 0.02 mGy/sem estos datos se tomaron del Reglamento General de Seguridad Nuclear.

El factor de uso se toma con el siguiente criterio:

*1 para uso diario del equipo.*

*½ el uso es periódico*

*¼ el uso es esporádico*

El factor de ocupación lo tomaremos como 1

Colindancias ubicadas en el plano del pre-proyecto.

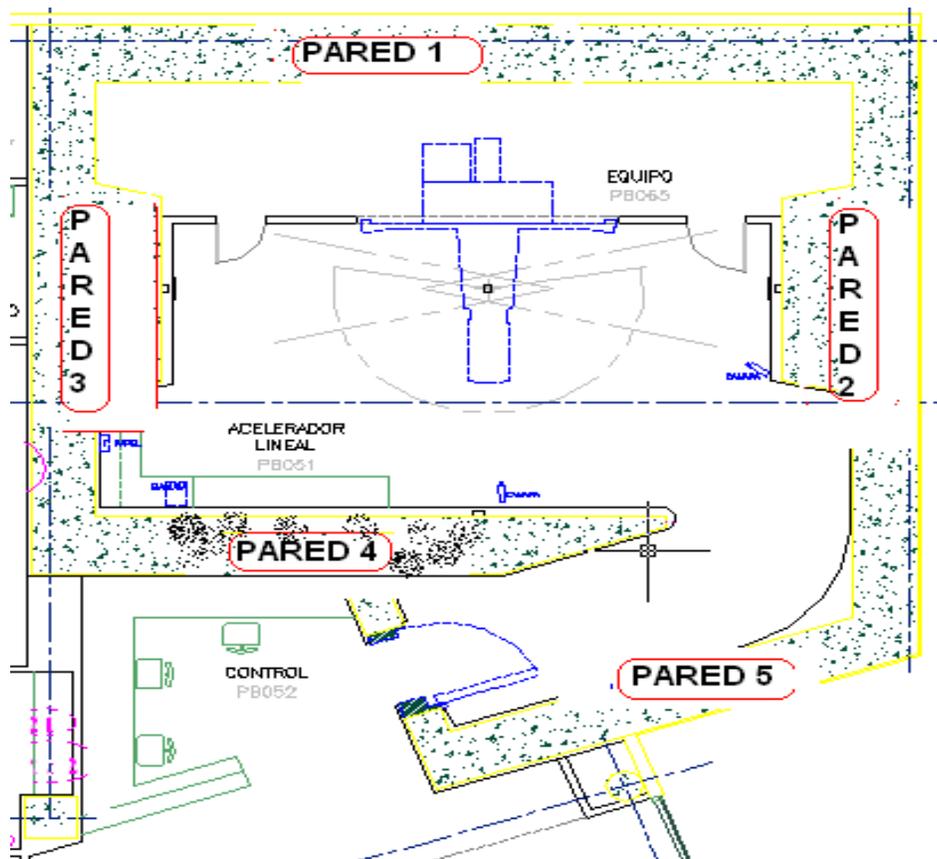


Figura 20. Ubicación de paredes en el bunker.

El análisis en base a qué colinda con cada muro es de carácter importante para saber que factores de ocupación y uso, así como el factor límite para POE o público en mGy/sem:

*Pared 1* colinda con estacionamiento.

*Pared 2* colinda con estacionamiento.

*Pared 3* colinda con: colinda con dosimetría equipo del acelerador y baño.

*Pared 4* colinda con: colinda con áreas de control y forma parte del laberinto de acceso a la terapia.

*Pared 5* colinda con: jardín.

*Techo* colinda con auditorio.

*Piso* colinda con cisterna.

En la figura x podemos ver como se comporta la radiación, la protección primaria se toma como si el haz incidiera en esa parte, la protección secundaria se toma para los haces que no inciden de manera directa.

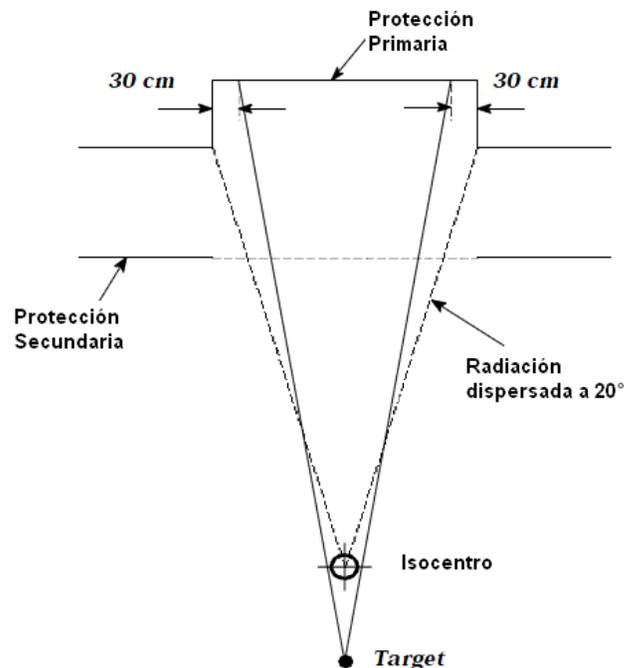


Figura 21. Se muestra la radiación y las protecciones, figura tomada de la NCRP 49.

La fórmula para el cálculo de las barreras primaria es la siguiente:

$$B = \frac{Pd^2}{WUT}$$

El cálculo para Radiación de fuga se hace por medio de la relación:

$$B_L = \frac{10^3 P d^2}{WT}$$

Donde:

P = el límite de dosis semanal en mGy/sem

W = la carga de trabajo en mGy/ sem

T = Factor de Ocupación.

d= Distancia de la fuente al punto del calculo.

B= Factor de transmisión por radiación primaria.

BL= Factor de transmisión por radiación de fuga.

El número N de CDR se calcula por la relación:

$$N = \log \frac{1}{B}$$

El espesor S de la barrera primaria será:

$$S = CDR_1 + (N - 1)CDR_e$$

El espesor de la barrera secundaria será:

$$N = \log \frac{1}{B_L}$$
$$S = CDR_1 + (N - 1)CDR_e$$

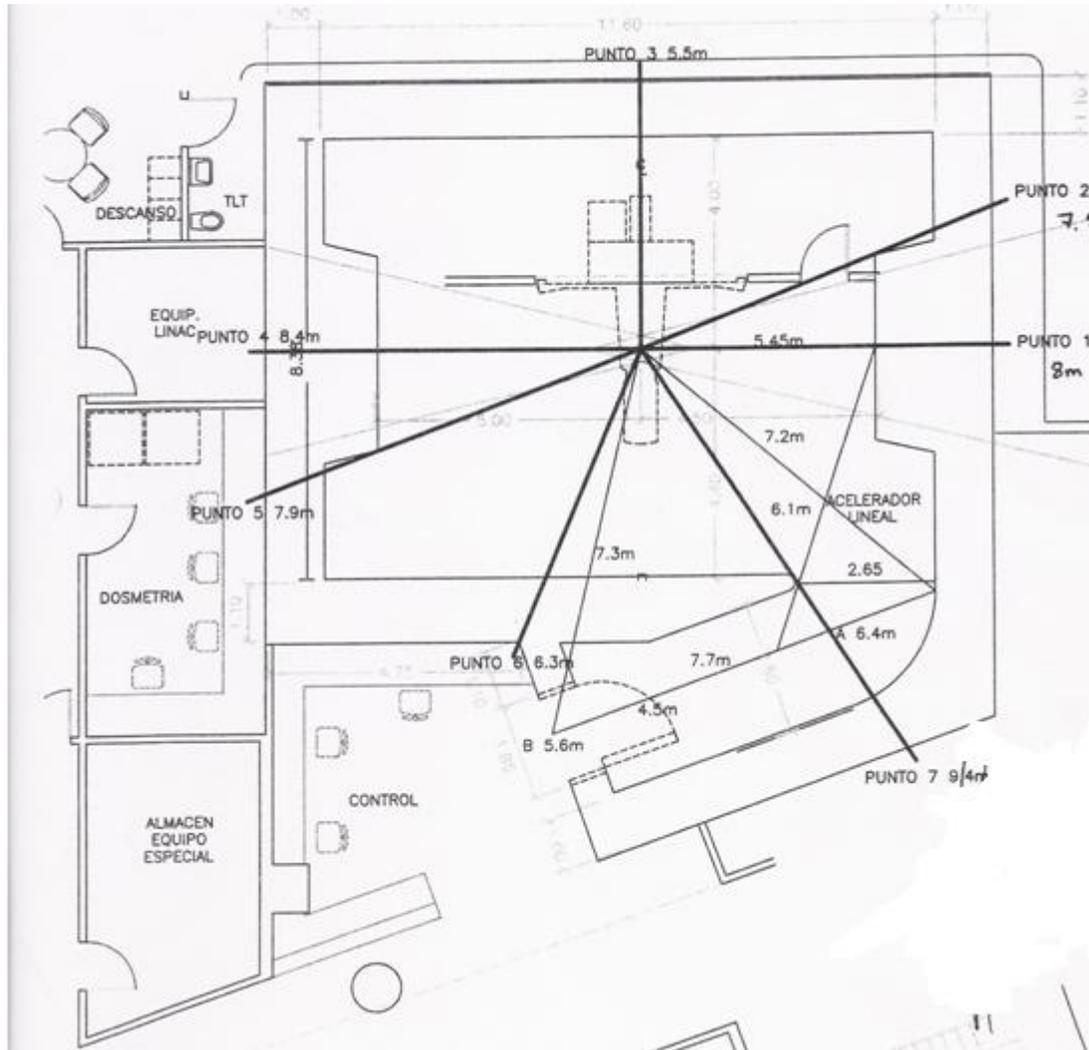


Figura 22. Distancias marcadas en plano: del isocentro a los puntos de las diferentes paredes

Tabla de resultados de los cálculos realizados con los factores de uso y ocupación apropiados, es decir, la elección de ellos fue en base a la colindancia de las paredes.

Pared	Tipo de barrera	Espesor Final
1	Primaria	210 cm de concreto
2	Secundaria	110 cm de concreto más 15 cm de plomo
3	Primaria	200 cm de concreto
4	Secundaria	110 cm de concreto más 6 cm de plomo
5	Secundaria	100 cm de concreto y en el fondo del laberinto 100 cm de concreto
Techo	Primaria	240 cm de concreto

Tabla 6. Espesores finales en base a la memoria analítica de cálculo del CMABC

### 6.2.3 Licencias

La CNSNS tiene un catalogo de permisos con su respectivo detalle ver Anexo 10, en base a este catalogo se busco los permisos:

-  De importación. **CNSN-00-002-A**
-  De construcción. **CNSN-00-010**
-  De operación. **CNSN-00-011-A**

En esta sección se muestran los diferentes formatos y su respectivo costo, en estos formatos se solicitan datos como:

#### Datos del responsable

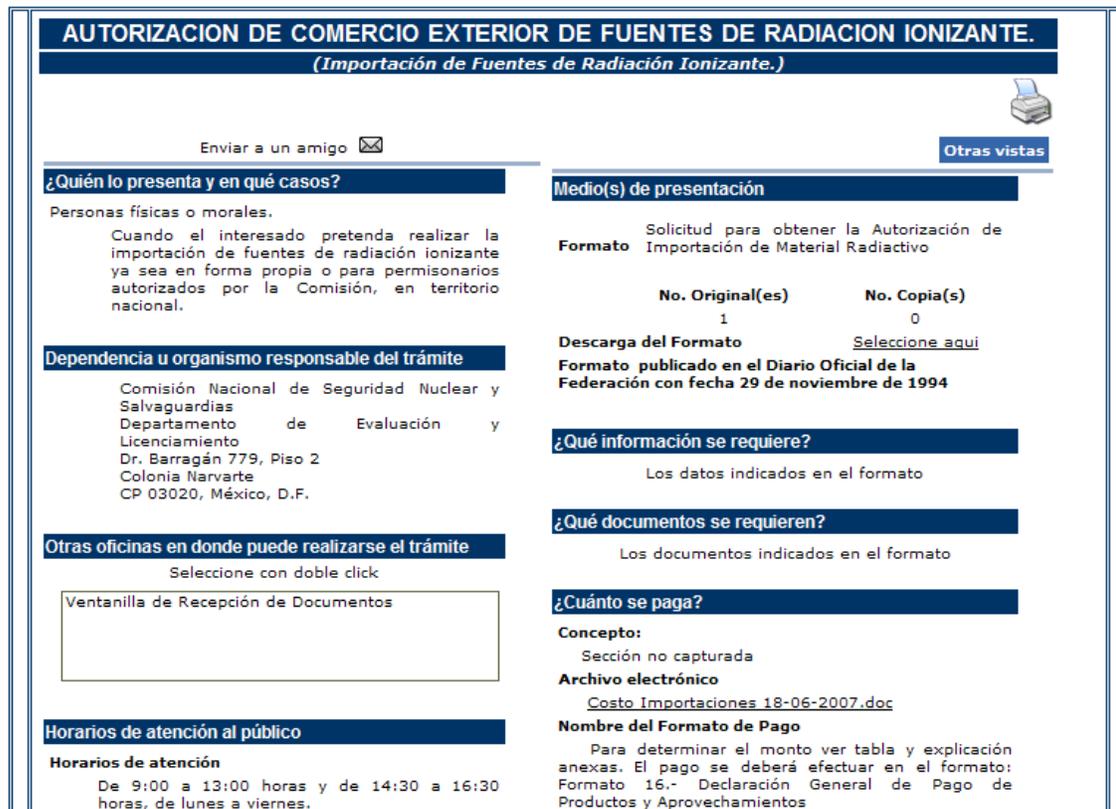
Nombre

Cargo

Correo electrónico

Dirección y teléfonos

Horarios de atención



The screenshot displays a web form titled "AUTORIZACION DE COMERCIO EXTERIOR DE FUENTES DE RADIACION IONIZANTE. (Importación de Fuentes de Radiación Ionizante.)". The form is organized into several sections:

- ¿Quién lo presenta y en qué casos?**: Specifies "Personas físicas o morales" and provides details on when an interested party can apply for importation authorization.
- Dependencia u organismo responsable del trámite**: Lists the "Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias" and its address in Mexico City.
- Otras oficinas en donde puede realizarse el trámite**: Includes a section for "Ventanilla de Recepción de Documentos".
- Horarios de atención al público**: States "Horarios de atención De 9:00 a 13:00 horas y de 14:30 a 16:30 horas, de lunes a viernes."
- Medio(s) de presentación**: Details the "Formato" (Solicitud para obtener la Autorización de Importación de Material Radiactivo) and provides a table for "No. Original(es)" (1) and "No. Copia(s)" (0).
- ¿Qué información se requiere?**: States "Los datos indicados en el formato".
- ¿Qué documentos se requieren?**: States "Los documentos indicados en el formato".
- ¿Cuánto se paga?**: Includes a "Concepto" (Sección no capturada), "Archivo electrónico" (Costo Importaciones 18-06-2007.doc), and "Nombre del Formato de Pago" (Para determinar el monto ver tabla y explicación anexas).

Figura 23 Imagen del sitio electrónico de la CNSNS para describir el tipo de permiso ver el Anexo 10.

**PERMISO DE CONSTRUCCION PARA UNA INSTALACION RADIATIVA.**

 [Otras vistas](#)

[Enviar a un amigo](#) 

**¿Quién lo presenta y en qué casos?**

Personas físicas o morales  
Cuando pretendan construir en territorio nacional instalaciones radiactivas, en la que se vayan a realizar prácticas que involucren fuentes de radiación ionizante.

**Dependencia u organismo responsable del trámite**

Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias  
Departamento de Evaluación y Licenciamiento  
Dr. Barragán 779, Piso 2  
Colonia Narvarte  
CP 03020, México, D.F.

**Otras oficinas en donde puede realizarse el trámite**

Seleccione con doble click

Ventanilla de Recepción de Documentos

**Horarios de atención al público**

**Horarios de atención**  
De 9:00 a 13:00 horas y de 14:30 a 16:30 horas de lunes a viernes

**Tipo de Resolución**

Permiso

**Medio(s) de presentación**

Escrito libre	No. Original(es)	No. Copia(s)
	1	0

**¿Qué información se requiere?**

I.- Los datos relativos al nombre, denominación o razón social de quien realice el trámite y, en su caso, el de su representante legal, y la clave del Registro Federal de Contribuyentes del promovente, así como el domicilio y nombre de la persona o personas autorizadas para recibir notificaciones, el órgano a quien se dirige el trámite, y el lugar y fecha de emisión del escrito correspondiente. El señalamiento de números de teléfono, fax y correo electrónico es opcional.

[Ver más \( 5 Información \)](#)

**¿Qué documentos se requieren?**

I. Los documentos que acrediten la existencia de la persona moral, la personalidad del representante legal que realice el trámite. Además, debe entregarse, en su caso, el comprobante de pago de derechos o aprovechamientos correspondiente

No. Original(es)	No. Copia(s)
1	0

[Ver más \( 6 Documentos \)](#)

Figura 24 Imagen del sitio electrónico de la CNSNS para describir el tipo de permiso, para detalle de formato y costo ver el Anexo 10.

Para el permiso de operación de fuentes radiactivas ionizantes se tienen tres tipos de formatos: A, B, C, de nuestro interés es solo el tipo I-A tomando en cuenta la siguiente definición según el Reglamento General de Seguridad Radiológica.

Artículo 98. Para los efectos de este Reglamento, las instalaciones radiactivas se clasifican en:

*Tipo I.-* Aquéllas en las que se producen, fabrican, almacenan o usan fuentes selladas o dispositivos generadores de radiación ionizante; en las que se extrae o procesa mineral radiactivo, o en las que se tratan, acondicionan o almacenan desechos radiactivos de niveles bajo e intermedio.

*Tipo II.-* Aquéllas en las que se producen, fabrican, almacenan o usan fuentes abiertas. De nuestro interés son solo las de tipo I.

Artículo 99. Atendiendo a la magnitud del riesgo relacionado con las operaciones en que se involucren fuentes de radiación, las instalaciones a que se refiere el Tipo I del Artículo 98, se clasifican a su vez en tres grupos: A, B y C.

*Artículo 100. Se consideran como instalaciones **Tipo I-A:** aquéllas que tengan instalados irradiadores en los que las fuentes salen del blindaje durante su operación o aceleradores de partículas con energías iguales o mayores a 10 MeV; minas y plantas de tratamiento de minerales radiactivos, sus presas de jales y las zonas de trabajo asociadas a ellas y los almacenes temporales o definitivos de desechos radiactivos de niveles bajo o intermedio. Quedan comprendidos en este tipo de instalaciones los lugares en donde se realicen trabajos de radiografía industrial con equipo portátil, ya sea a base de material radiactivo o de Rayos X. Así mismo, quedan comprendidos en esta clasificación los lugares en donde se realicen estudios geofísicos de pozos en los que la fuente de radiación salga de su contenedor, y los lugares de permanencia de pacientes con aplicaciones de Braquiterapia.*

*Artículo 101. Se consideran como instalaciones **Tipo I-B:** aquéllas que alojen unidades de teleterapia, de Braquiterapia, de Rayos X con fines terapéuticos, irradiadores en los que las fuentes no salen del blindaje durante su operación o aceleradores de partículas con energías menores de 10 MeV. Pertenecen a este tipo, las instalaciones fijas en las que se realicen trabajos de radiografía industrial, ya sea con material radiactivo o con Rayos X.*

*Artículo 102. Se consideran como instalaciones **Tipo I-C:** aquéllas en las que se hagan uso de aplicadores oftálmicos, medidores de espesor, densidad o nivel, o eliminadores y medidores de electricidad estática.*



Figura 25 Fotografía de la construcción

**LICENCIAS DE OPERACION DE INSTALACIONES RADIATIVAS.**  
*(Licencias de Operación de Instalaciones Radiactivas Tipo A.)*

Enviar a un amigo

**¿Quién lo presenta y en qué casos?**  
Personas físicas y morales que estendebidamente acreditados  
Personas físicas o morales que pretendan utilizar u operar fuentes de radiación ionizanteo equipos que las contengan.  
[Ver más \( 2 Casos \)](#)

**Dependencia u organismo responsable del trámite**  
Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias  
Departamento de Evaluación y Licenciamiento  
Dr. Barragán 779, Piso 2  
Colonia Narvarte  
CP 03020, México, D.F.

**Otras oficinas en donde puede realizarse el trámite**  
Seleccione con doble click

**Horarios de atención al público**  
Horarios de atención  
De 9:00 a 13:00 horas y de 14:30 a 16:30

**Medio(s) de presentación**  
SOLICITUD DE LICENCIA DE OPERACIÓN DE INSTALACIONES RADIATIVAS TIPO A  
**Formato**  
No. Original(es) 1 No. Copia(s) 0  
Descarga del Formato [Seleccione aqui](#)  
Formato publicado en el Diario Oficial de la Federación con fecha 14 de marzo de 2008

**¿Qué información se requiere?**  
Los datos indicados en el formato

**¿Qué documentos se requieren?**  
Los documentos indicados en el formato

**¿Cuánto se paga?**  
**Concepto:** Licencia de Operación Tipo-A  
**Monto** \$31,246.00  
**Archivo electrónico** [Costo Licencias de Operación del 18-06-2007.doc](#)  
**Nombre del Formato de Pago**  
Para determinar el monto ver tabla y explicación

Figura 26 Imagen del sitio electrónico de la CNSNS para describir el tipo de permiso I-A, para detalle de formato y costo ver el Anexo 10

## 6.2.4 Pruebas de aceptación

Las diferentes pruebas de aceptación para el equipo las realizaron los físicos médicos encargados del proyecto, se hicieron estas pruebas en base a los requerimientos de la CNSNS esto se realiza para obtener el permiso de operación del Acelerador Lineal. De conformidad con la NOM-033-NUCL-1999 en su punto:

4.1 El equipo generador de radiación ionizante, en forma de acelerador lineal de uso médico, al momento de iniciar operaciones y previo a su uso clínico debe:

4.1.1 Cumplir las pruebas de aceptación que demuestren que el equipo satisface las especificaciones del contrato de compra, las especificaciones del fabricante, así como los requisitos normativos establecidos.

Algunas de estas pruebas se realizan con agua, esto debido a que dicha sustancia tiene una densidad de 1 y es lo más parecido al cuerpo humano ya que estamos compuestos en la gran mayoría por agua.

La calibración del LINAC es una prueba muy importante se hacen varias mediciones con diferentes disparos del Acelerador para corroborar que se tenga una geometría del haz correcta. Esto de acuerdo con la norma NOM-033-NUCL-1999 en el punto:

4.3 De la calibración de los aceleradores lineales. Con la finalidad de determinar la dosis absorbida en agua y confirmar que los haces de radiación producidos por el acelerador lineal tienen una geometría adecuada, se deben realizar las siguientes verificaciones y calibraciones de acuerdo a protocolos reconocidos por la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias.

4.3.1 Antes de iniciar operaciones por primera vez, cumpliendo lo indicado en 4.1.1.



Figura 27 Pruebas de aceptación

Los rangos aceptables para dichas pruebas se encuentran en el apéndice D de la NOM-033-NUCL-1999 Ver anexo 1.

## 6.2.5 Mantenimiento del LINAC

De conformidad con el punto en la norma:

4.2 De la verificación y mantenimiento periódico de los aceleradores lineales.

4.2.1 El acelerador lineal debe ser verificado en sus componentes y dispositivos de seguridad de acuerdo con las especificaciones del fabricante, a fin de garantizar su funcionamiento adecuado. En especial deben cuidarse aquellos componentes que utilicen como aislantes materiales sensibles a la radiación.

4.2.1 Cada seis meses, en aquellos casos en los que aplique, los detectores de humo, monitores de ozono, monitores de área de radiación o de radiactividad, interruptores de emergencia y dispositivos de seguridad similares deben ser probados para garantizar que funcionan adecuadamente.

4.2.3 Conforme a lo especificado por el fabricante y de acuerdo al comportamiento operacional del equipo, se deben realizar mantenimientos preventivos al LINAC para verificar el funcionamiento adecuado de cada uno de los sistemas del equipo y, en su caso, realizar los ajustes y correcciones que procedan, debiéndose observar las recomendaciones que para tal efecto establezca el fabricante.

El mantenimiento debe llevarse a cabo de manera diaria, mensual y anual de acuerdo a lo especificado por la norma en los puntos (ver anexo 1):

4.3.2 Diariamente de acuerdo al Apéndice A

4.3.3 Mensualmente de acuerdo al Apéndice B

4.3.4. Anualmente de acuerdo al Apéndice C

### 6.3 Simulador CT

El CT elegido como simulador para el área de radioterapia fue el modelo LightSpeed® RT 16 de GE entre otras cosas por las siguientes características:

-  El primer escáner de CT multicortes de abertura amplia de la industria
-  Rendimiento superior
-  Mayor libertad de colocación
-  Más posibilidades de planificación de tratamiento
-  Amplias aberturas de 80 cm.
-  Detalles más pequeños para un trazado de contornos preciso
-  Estabilidad de la mesa

La abertura de 80 cm del estativo de LightSpeed RT 16 ofrece total flexibilidad y libertad para colocar a los pacientes correctamente para realizar estudios clínicos que podrían resultar complicados por ejemplo para pacientes obesos o cáncer de mama. La amplia cobertura ofrecida por el campo de visión variable de 65 cm aumenta la capacidad de visualización de la anatomía del paciente, de forma que permite desarrollar planes de dosis con más facilidad y precisión.

Un generador de 100-kW y el tubo de rayos X Performix® suministra la capacidad de mA más alta de los tubos de rayos X del mercado - desde 440mA hasta 800 mA, confiere al LightSpeed RT 16 la capacidad para facilitar la gestión de estudios 4D y optimizar la dosis, la calidad de imagen y el rendimiento incluso en el caso de pacientes corpulentos.

Esta capacidad ofrece al usuario gran potencial para:

-  Examinar a pacientes obesos
-  Adquirir imágenes de estructuras más pequeñas y ver los detalles ampliados
-  Obtener velocidades de rotación del estativo superiores para exploraciones rutinarias de 0.8 a 0.5 segundos.

### 6.3.1 Especificaciones de instalación

Se realizó una lista de verificación de los componentes del CT esto para una revisión a las preparaciones antes de su instalación, la siguiente tabla muestra en detalle:

Punto en guía	Descripción
60	Repisa para accesorios
61	Mesa de estación de trabajo
64	Ventana con vidrio emplomado
65	Luz de advertencia de RX
66	Abertura de la puerta
1	soporte
2	Área nivelada para el gantry
3	Soportes de laser
CTT	Rastreador CT
OC	consola del operador
PM	PDU
SEO	Paro de emergencia
WL	luz de advertencia
A1	Interruptores principales
CL	Laser de posicionamiento de paciente
CLC	Laser consola de control
KP	Keypad
WCL	luz de advertencia
A1 > SEO	Interruptores principales-paro de emergencia
A1 > PM	Interruptores principales-PDU
480-v >A1	UPS-Interruptores principales
PDU>WCL	PDU- Luz de advertencia
WL>WLC	Luz de advertencia-luz de advertencia
CL>CL	Laser a Laser de posicionamiento de paciente
CL>CLC	Laser-laser consola de control

Tabla 7. Componentes a verificar en el simulador detalle en Anexo 11

*Instalación eléctrica*

La siguiente tabla muestra las conexiones entre los diferentes elementos del simulador, así como el número de cables, el código de colores, esto es suministrado e instalado por el contratista.

Cableado desde-hasta	Detalle	Cantidad, color
A1 > SEO	Interruptores principales-paro de emergencia	1 negro, 1 blanco, 1 verde
A1 > PM	Interruptores principales-PDU	3 negros, 1 verde
480-v >A1	UPS-Interruptores principales	1 negros, 1 blanco, 1 verde
PM>WCL	PDU- Luz de advertencia	1 negros, 1 blanco, 1 verde
WL>WLC	Luz de advertencia-luz de advertencia	2 negros, 1 rojo, 1 blanco
CL>CL	Laser a Laser de posicionamiento de paciente	sin especificación
CL>CLC	Laser-laser consola de control	sin especificación

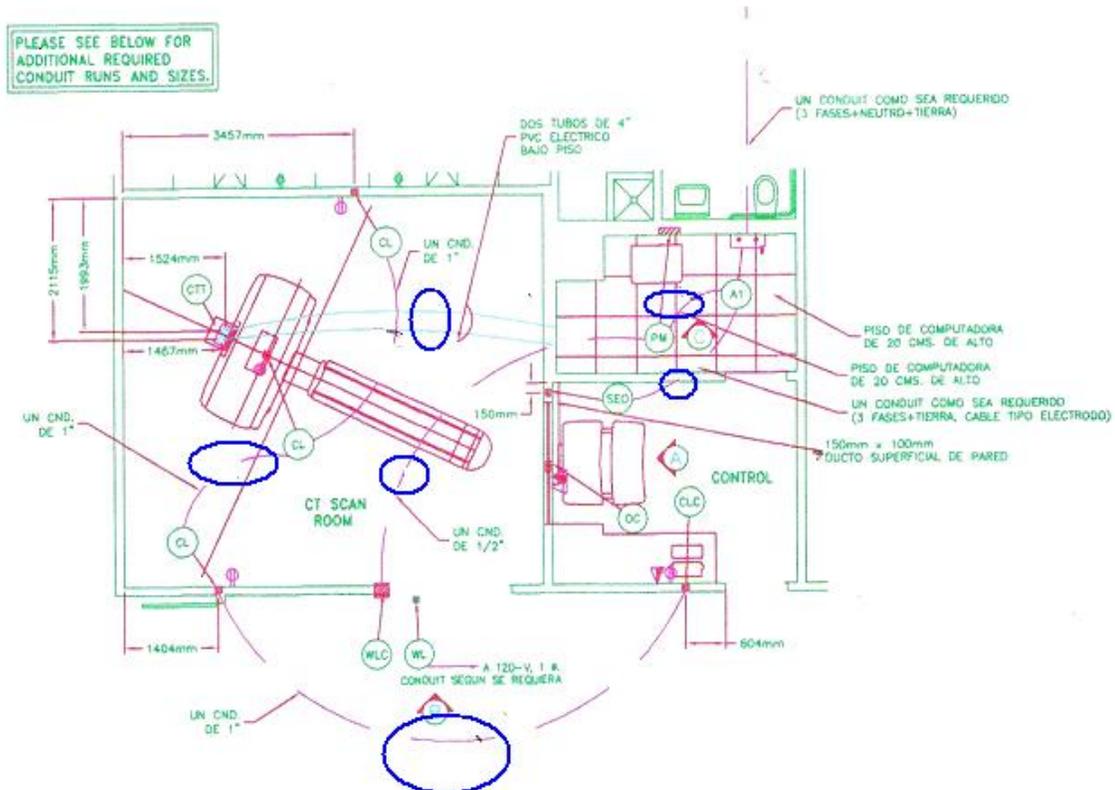
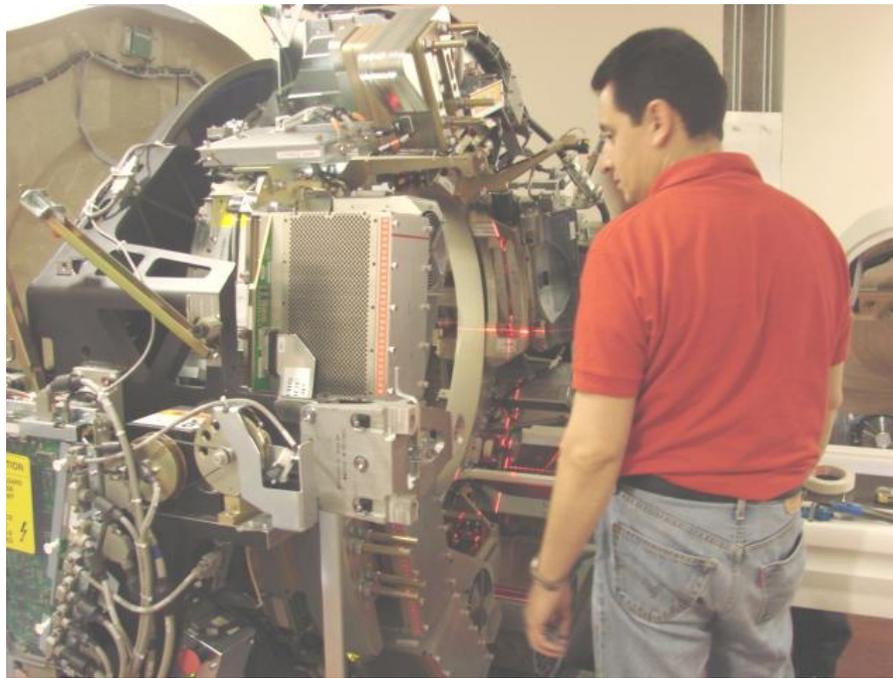
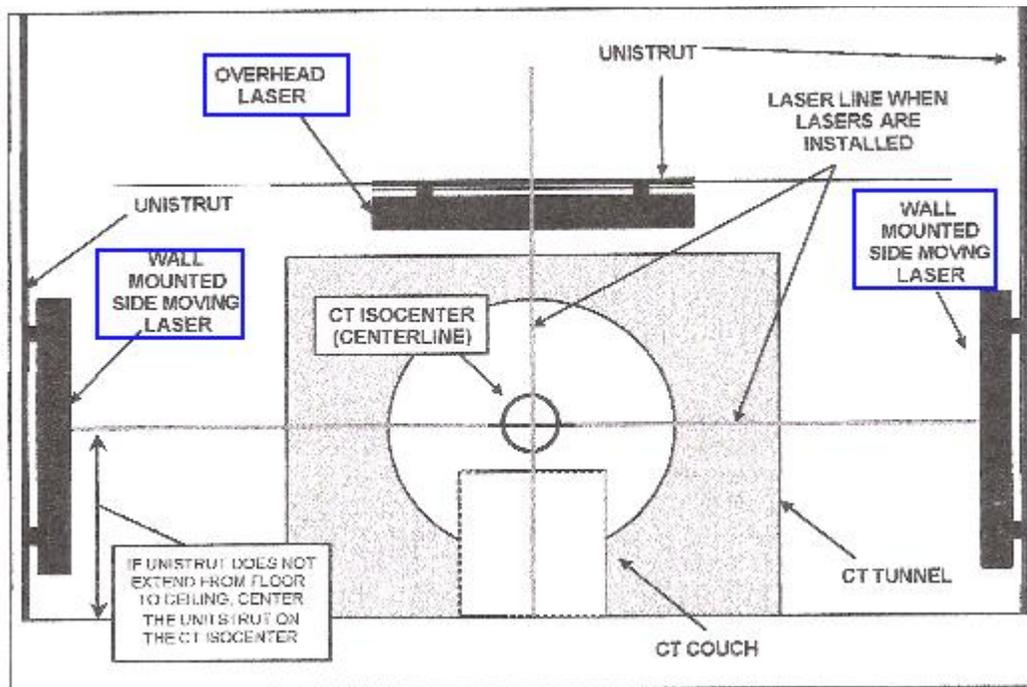


Figura 28 Parte de la guía mecánica que muestra las conexiones de la tabla.



En la instalación de este equipo se cuenta con tres laser los cuales indicaran el isocentro.



Figura

Figura 29 Ubicación de los 3 laser en el cuarto del simulador

Para ver las características de los soportes para laser ver el Anexo 11.

### 6.3.2. Protocolo de comunicación DICOM Y DICOM RT

¿Qué es DICOM?

DICOM es un acrónimo que proviene de: Comunicación Digital de Imágenes en Medicina.

*Una breve historia*

ACR/NEMA hizo varios intentos a finales de los 80's y a principios de los 90's para producir un estándar para transferir información de imágenes médicas entre diferentes tipos de equipamiento en el ambiente del diagnóstico.



DICOM is an acronym from:  
Digital  
Imaging  
COmmunication in  
Medicine

Muchos cambios fueron hechos al estándar para alojar los siempre crecientes requerimientos de el equipo y prácticas de diagnóstico, la tecnología mejorada usada para networking e informática, y las primeras experiencias con la ACR/NEMA estándar. El actual lanzamiento, DICOM Versión 3.0 (1993), soporta muchas diferentes modalidades de generación de imágenes para diagnóstico; incluye CR, MR, CT, Nuclear Medicine, Ultrasonido, Rayos x, Angiografía, y una modalidad especial llamada "Captura Secundaria". DICOM 3 proporciona:

Una especificación para transferir imágenes médicas e información relacionada entre computadoras.

Énfasis en el uso de comunicaciones estándar existentes.

**DICOM RT** es el nombre popular para la extensión del estándar DICOM 3.0 el cual maneja la modalidad de Radioterapia. Fue desarrollada para extender el actual estándar DICOM 3.0 para incluir la modalidad RT, en lugar de producir un estándar completamente nuevo.

¿Por que necesitamos DICOM?

DICOM nos ofrece una forma estandarizada de direccionar muchos de los requerimientos generales de comunicación dentro del entorno de la asistencia sanitaria y podría ser el método de comunicación principal. El uso de interfaces patentadas podría ser reservado solo:

- En donde no exista un estándar reconocido internacionalmente para ese propósito.
- Para lograr un desempeño que no sería posible usando un estándar internacional.
- Para mantener compatibilidad con equipamiento antiguo.

### Perspectiva general de DICOM

Toda la información es agrupada bajo una identidad de paciente única. Un estudio generalmente contiene una o más series las cuales, a su vez, contienen una o más imágenes. Las imágenes en una serie usualmente consistirán de una o más imágenes tomadas de una sola modalidad como CT o MR.

Para cada modalidad, atributos específicos y útiles definen características o cualidades que a menudo son agrupadas juntas y referidas como un “objeto”

Los atributos pueden ser:

- Preceptivos
- Solo requeridos bajo ciertas condiciones
- Completamente opcionales

Para que dos sistemas transfieran información ambos sistemas deben soportar la misma modalidad de objeto.

La definición de que dato debe ser transferido, para ser recibido y ser utilizable al final de la recepción, debe ser compatible.

Una declaración de DICOM define que

- Modalidad
- Servicio
- Protocolos de red (p. ej. TCP/IP)

Son soportados y define cómo cada uno es usado por la aplicación. Esto es requerido para determinar si toda la información esencial es proporcionada, retenida o usada correctamente y para determinar teóricamente si dos dispositivos pueden transferir información con precisión.

El sistema que provee la información debe tener implementados los servicios para transmisión (el servicio clase usuario) y el sistema para recepción debe tener implementado los servicios de recepción y almacenamiento (el servicio clase fuente (de información)).

Es muy usual que dos dispositivos sean capaces de transferir información en una dirección, pero no en la otra. Un ejemplo de esto es que la mayoría de dispositivos CT pueden mandar imágenes CT a un sistema para planeación de tratamiento aunque pocos sistemas para planeación de tratamiento pueden mandar imágenes de regreso al dispositivo CT.

Cinco objetos nuevos definen la modalidad RT

-  Imagen RT
-  Dosis RT
-  Conjunto de estructuras
-  Plan RT
-  Registro de tratamiento RT (borrador)

Los primeros cuatro han sido publicados como complemento 11 del estándar; el registro de tratamiento RT (Complemento 29) está por ser publicado dentro de poco. Imagen RT.

Su alcance incluye todas las imágenes RT, DRRs, imágenes portal, imágenes de simulador y radiogramas.

#### *Plan RT*

Su alcance es la información geométrica y dosimétrica para el procedimiento de tratamiento con haz externo Braquiterapia.

#### *Dosis RT*

Su alcance es la distribución total de dosis del sistema de planeación; punto de la dosis, curvas de isodosis y/e histogramas del volumen de la dosis.

#### *Registro del tratamiento RT*

Su alcance/potencial/ámbito es registrar toda la información de la sesión de tratamiento.

#### *Conjunto de estructuras RT*

Su alcance son las estructuras relacionadas con los pacientes identificados de la información del diagnóstico, CT, simulación virtual y tratamiento.

## 6.4 EQUIPO BIOMÉDICO

Para la elección del equipo que se instaló en el Centro de Cáncer primero se tomó parecer a la comunidad médica que compete a este centro, Ingeniería Biomédica se encargó de la cotización de los equipos en base a las características especificadas por el cuerpo médico, posteriormente se eligió el mejor equipo en base a este criterio: seguridad al paciente, homologación con equipos similares preexistentes en la institución, soporte local postventa,

### 6.4.1 Localización de equipo

El departamento de Ingeniería Biomédica se encargó de la ubicación así como del enlace de comunicación con Abitat (constructora) para las preparaciones necesarias para la instalación del equipo en su respectivo sitio. Se realizó una lista por piso y ubicación en habitación de cada equipo ver anexo 14 esto para un mayor control de ambas partes.

### 6.4.2 Preparaciones Arquitectónicas

Para hacer mención a las preparaciones de los equipos instalados en las áreas de: procedimientos menores y consultorios, en la primera se instaló una lámpara quirúrgica, una tarja y una lámpara de exploración se dio seguimiento a su instalación e Ingeniería Biomédica se encargó de elaborar guías Mecánicas de estos equipos con el propósito de orientar a Abitat y realizara las acciones pertinentes antes de la instalación. Ver anexo 15 de las guías de mecánicas de los siguientes equipos.

-  Lámpara Polaris (procedimientos menores)
-  Tarja sencilla (procedimientos menores)
-  Lámpara Examiner (cuarto de curaciones)
-  Negatoscopios (para consultorios)

## 6.5 Actividades Anexas en el Departamento de Ingeniería Biomédica

El departamento de ingeniería biomédica para su organización en cuanto a equipo adquirió un software llamado INFOBIOMED el cual se encarga de llevar la base de datos de las ordenes de servicio de todos los equipos con que cuenta el hospital, este

sistema es útil para llevar un control de los equipos e ingenieros que realizan el mantenimiento del mismo, realiza reportes por diferentes indicadores para el control de calidad del departamento como por ejemplo:

- Por equipo
- Por tipo de trabajo
- Por centro de costo (o servicio clínico)
- Por Ingeniero



Figura 30. Ejemplo de grafico resultante del número de orden de servicio por equipo en un mes.

Este tipo de reportes permite saber la situación del departamento así como su rendimiento.

### *Gestión de políticas y procedimientos*

Para la gestión de políticas y procedimientos del departamento se contaba con un impreso de estos documentos, sin embargo, para que este tipo de documentos tenga un alcance optimo el hospital adquirió un software llamado NORMA CONTROL en este se realiza la captura de los documentos y por medio de la Intranet del hospital una ves capturado se manda a los diferentes departamentos que deben dar su aprobación ya que este es aprobado se publica en este mismo portal para que cada servicio clínico pueda consultar las diferentes políticas y procedimientos de alcance a su servicio.

El departamento de calidad del hospital se encargo de realizar la capacitación para el manejo de este software así como su administración y solo el encargado asignado por

ese departamento tiene la facultad de dar acceso a los usuarios que se encargaran de la gestión de los documentos de sus respectivos servicios clínicos o departamentos.

### *Calendarios de mantenimiento*

El departamento de Ingeniería Biomédica cuenta con un inventario en electrónico que almacena toda la información de los equipos que se encuentran en el hospital por ejemplo:

-  Ubicación
-  Características
-  Calendario de mantenimiento
-  Ingeniero Asignado para su seguimiento

Este software lo administra el supervisor de Ingeniería Biomedica quien se encarga de asignar tareas a los ingenieros por mes según el calendario de mantenimiento de sus Servicios Clínicos asignados, una vez realizado el mantenimiento y teniendo la orden de servicio de este se procede a cambiar una clave en este archivo el cual toma como realizado el mantenimiento y hace un grafico en base a las ordenes realizadas por ingeniero, esto permite llevar un para mejor control de realización de mantenimientos en tiempo y de productividad del ingeniero.

## **7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

El acelerador lineal instalado en el instituto es el primero de su género en el país, la Radio terapia de intensidad modulada (IMRT) nos asegura una protección mayor al paciente al no dañar tejido sano cercano al área de tratamiento, debido a que con IMRT la proporción de dosis al tejido normal respecto a la dosis al tumor se reduce al mínimo se puede administrar dosis de radiación más altas y eficaces y sin peligro a los tumores con menos efectos secundarios en comparación con las técnicas de radioterapia convencional. La IMRT también tiene el potencial de reducir la toxicidad del tratamiento. Al adquirir equipo médico en una institución de atención a la salud se debe puntualizar en la seguridad al paciente, y un servicio de calidad. Por esto es importante llevar un control de los procedimientos dentro de la construcción y equipamiento, documentar y verificar con las normativas.



Figura 31 A la izquierda el acelerador lineal a su término y puesta en marcha, a la derecha el simulador CT con paciente.

La verificación de las instalaciones eléctricas, hidráulicas, etc., así como las normas que se llevo a efecto por parte de las diferentes ingenierías involucradas en el proyecto y pruebas de aceptación realizadas para la CNSNS llevaron a la correcta instalación y puesta en marcha del equipo completo para el área de radioterapia y el Centro de Cáncer ABC. Este se inauguro en el mes de Noviembre del año 2008, tras un año de construcción.

La verificación efectuada conforme a la norma *NOM-002-SSA2-1993* para analizar y corroborar que la construcción arquitectónica cumpliera con esta, arrojó resultados satisfactorios, este tipo de consideraciones deben ser tomadas en cuenta por la constructora al desarrollar el proyecto arquitectónico, sin embargo, le compete al ingeniero asignado por el departamento de Ingeniería biomédica como especialista en equipo médico ser el enlace entre los proveedores de los equipos y la constructora para que en conjunto se concrete con instalaciones seguras y de calidad.

En este proyecto tiene un gran peso la seguridad radiológica, es un aspecto muy regulado por las diferentes normativas mexicanas y el Reglamento General de

seguridad Radiológica de la Comisión Nacional de seguridad Nuclear y Salvaguardias, los cálculos que a continuación se presentan son un ejemplo de esta seguridad ya que

se basan en factores dirigidos a la protección de Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) y público en general, las formulas que se utilizan se encuentran en el CNRP (National Council on Radiation Protection and Measurements) No. 49

El cálculo del área del bunker puede variar si se desea una mayor seguridad, elevando los factores de ocupación y uso a 1, para fines comparativos y demostrar como varía este cálculo con respecto a los factores de antes mencionados se realizó este cálculo con las siguientes consideraciones:

Factor de uso =1

Factor de ocupación =1

Carga de trabajo =600 000 mGy/sem

Limites de dosis absorbida para POE =0.1 mGy/sem

Limites de dosis absorbida para público= 0.02 mGy/sem

Tomando el nivel de energía mayor del acelerador = 18 MV

Se aumentara por IMRT 18 cm al cálculo final de cada espesor.

Se tomara una capadecireductora de 47 cm en el primer impacto y 43 cm para el segundo.

Utilizando las formulas anteriormente señaladas tenemos para:

*Pared 1.* Barrera primaria colinda con estacionamiento en donde se considera limite público, T =U=1, d =8 m. Se realizara el primer calculo mostrando paso a paso los subsecuentes se mostraran en resultado.

$$B = \frac{Pd^2}{WUT}$$

$$B = \frac{0.02 \text{ m} \frac{\text{Gy}}{\text{sem}} (8^2) \text{ m}}{\left(600000 \frac{\text{mGy}}{\text{sem}}\right) (1)(1)}$$

$$B = \frac{1.28 \text{ mGy} (m)}{\left(600000 \frac{\text{mGy}}{\text{sem}}\right)}$$

$$B = 2.13 \times 10^{-6} \text{ m}$$

$$N = \log \left( \frac{1}{2.13 \times 10^{-6}} \right)$$
$$N = \log (468750)$$

$$N=5.67$$

$$S = CDR_1 + (N - 1)CDR_e$$
$$S = 0.47 + (5.67 - 1)0.43$$
$$S = 2.47 + 18 = 2.65mts$$

**El ancho de la barrera primaria tendrá 265 cm de concreto.**

En contrapunto con la memoria analítica y la tabla 6 mostrada la cual arroja un resultado de 210 cm, la diferencia es de 55 cm considerando una mayor protección con los factores al límite.

Pared 2: Barrera secundaria colinda con estacionamiento, se considera público 0.02 mGy/sem d=5.5 m.

Pared 3: Barrera primaria colinda con equipo de acelerador, dosimetría y baño, se considera POE 0.02 mGy/sem d=8.4 m.

Pared 4: Barrera secundaria forma parte del laberinto de entrada y colinda con área de control se considera POE con una d=6.3 m.

Pared 5: Barrera secundaria colinda con jardín, se considera público con una d= 9.4 m

Pared	Tipo de barrera	Espesor Final memoria analítica	Espesor Final con factores propuestos	Diferencia
1	Primaria	210 cm de concreto	265 cm de concreto	55 cm
2	Secundaria	110 cm de concreto	117 cm de concreto	17 cm
3	Primaria	200 cm de concreto	276 cm de concreto	76 cm
4	Secundaria	110 cm de concreto	115 cm de concreto	5 cm
5	Secundaria	100 cm de concreto	216 cm de concreto	116 cm

Tabla 8. Valores calculados para parámetros mayores en seguridad

Como se muestra en la tabla la diferencia en el espesor con estas consideraciones se eleva, en algunos casos debido a que se tienen las mismas consideraciones no hay variación significativa, es el caso de las paredes 2 y 4, sin embargo para las demás si existe una diferencia notoria esta definitivamente nos aseguraría un protección mayor, sin embargo el inconveniente al elevarse el espesor es que también se eleva la cantidad de material utilizado para su construcción lo que significaría un costo extra por pared. Este caso se pondría a consideración de la institución que quiera construir, la

factibilidad económica de construir con cálculos utilizando los límites superiores de los factores antes mencionados.

Para el equipamiento del centro en cuanto a equipo médico en general se utiliza el mismo criterio de seguridad al paciente, sin embargo, en este tipo de equipo se puede hacer una reingeniería.

Equipos que los servicios clínicos no utilicen y puedan ser requeridos en otro sitio, si cumplen con los requisitos necesarios se pueden reutilizar.

Cuando es conveniente realizar un acondicionamiento de equipo contra una compra de equipo nuevo. Esto depende mucho de la condición del equipo:

Conviene hacer un acondicionamiento cuando:

-  El equipo sigue vigente por el proveedor, es decir, que aun se encuentran las refacciones para su acondicionamiento.
-  Cuando el costo del acondicionamiento es menor al 75 por ciento del costo de un equipo nuevo.
-  Cuando ha cumplido todas las pruebas de seguridad.

#### *Software Norma control.*

La conveniencia de usar este tipo de herramientas para gestionar los documentos de un departamento en este caso en particular Políticas y Procedimientos es que fue diseñado para que todo el personal tuviera acceso a ellos y consultar de un manera más eficaz, sin embargo el inconveniente de este software es que se tiene acceso solo con una cuenta de correo que solo tienen los jefes de área esto obliga a hacer copias en papel para el personal subordinado, en este caso pierde el sentido la herramienta informática, al volver al recurso del papel para difundir la información, una solución sería que se diera un correo por área a la que todo el personal del área tuviera acceso, es importante hacer encuestas del funcionamiento y utilidad de estas herramientas al personal para tener una retroalimentación y mejora continua.

#### *Indicadores*

En el manejo de calendario de mantenimiento y administración de órdenes de servicio el departamento tiene un control eficiente, de este tipo de información se pueden tener indicadores que ayuden al departamento a mostrar de manera grafica o estadística la eficiencia del departamento, de los equipos y el personal.

## 8. CONCLUSIONES

En base a lo descrito anteriormente se pudo concretar el trabajo, la instalación del LINAC se realizó en tiempo y forma en base a las normativas y marco legal. En experiencia personal pude corroborar que el departamento de Ingeniería Biomédica debe aplicar los conocimientos tanto de ingeniería como administración para lograr un proyecto integral. Por otro lado el ingeniero biomédico tiene un amplio campo de investigación y desarrollo en el área de radioterapia.

El acondicionamiento de equipo médico es una buena opción si se toman en cuenta los criterios para asegurar su correcto funcionamiento.

Al trabajar para garantizar la seguridad del paciente en todo momento se obtiene una mejor selección de equipo y se cumple con la normativa.

El uso de indicadores en el departamento agiliza el procesamiento de información que nos ayudara a mejorar la atención al paciente por medio de los equipos como ingenieros biomédicos.

## 9. RECOMENDACIÓN PARA ESTANCIAS FUTURAS

Dentro del ámbito hospitalario existen muchas actividades por abarcar para un ingeniero biomédico no solo de mantenimientos, en esta estancia me pude dar cuenta que los conocimientos ingenieriles pueden ser aplicables a desarrollos de proyectos de forma integral.

El área de radioterapia es en mi punto de vista un área muy interesante que desafortunadamente como ingenieros biomédicos no abarcamos de una manera amplia, esta mas bien les compete a los físicos médicos, no por falta de conocimiento de nuestra parte si no mas bien de interés, mi recomendación es que se acerquen a instituciones con este tipo de servicio, se preparen y documenten acerca de este tipo de tecnología para que nuestra carrera tenga más incursión en el campo de la radioterapia.

## 10. REFERENCIAS

- [1] NOM-033-NUCL-1999 “Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia, Aceleradores Lineales.”
- [2] NOM-002-SSA2-1993 “Para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria del servicio de radioterapia.”
- [3] Helathcare products HPCS comparison system
- [4] Fernando Palao, **ELEKTA SYNERGY**: la nueva generación de aceleradores que habilita técnicas de radioterapia guiada por imagen (IGRT) para la mejora cualitativa de los tratamientos, Congreso SEFM, Pamplona 2005.
- [5] Elekta Inc., Guías Mecánicas Synergy.
- [6] GE Helthcare Guías Mecánicas Lightseepd RT16
- [7] Dr. Carlos González Pimentel, Tomografía Computarizada.  
<http://www.svri.org.mx/svri/publico/tc/Tomografia.htm>
- [8] Reglamento General de Seguridad Radiológica
- [9] Planos del Centro de Cáncer ABC elaborados por HKS.

## 11. GLOSARIO

*Dispositivo Generador De Radiación Ionizante:* Es el equipo que produce radiación ionizante en forma controlada.

*Dosis Absorbida:* La energía depositada por la radiación ionizante en la materia. Técnicamente, la dosis absorbida,  $D$ , se define como el cociente de  $dE$  entre  $dm$ , donde  $dE$  es la energía promedio depositada por la radiación ionizante en una masa  $dm$ . La unidad es el gray (Gy), donde:  $Gy = Jkg^{-1}$  ( $1 \text{ rad} = 10^{-2} Jkg^{-1}$ ).

*Equivalente De Dosis:* Con fines de protección radiológica se ha encontrado conveniente introducir una magnitud física que correlaciona la dosis absorbida con los efectos deletéreos más importantes de la exposición a la radiación, en particular con los efectos estocásticos tardíos. El equivalente de dosis es la cantidad que resulta de la ecuación:  $H = DQN$ , donde  $D$  es la dosis absorbida en Gy,  $Q$  es el factor de calidad y  $N$  es el producto de todos los demás factores modificantes, tomándose por ahora un valor para  $N$  igual a la unidad. El nombre especial para la unidad de equivalente de dosis es el sievert (Sv). El rem puede ser usado temporalmente.

*Fuentes De Radiación Ionizante:* Cualquier dispositivo o material que emita radiación ionizante en forma cuantificable.

*Fuente Sellada:* Todo material radiactivo permanentemente incorporado a un material encerrado en una cápsula hermética, con resistencia mecánica suficiente para impedir el escape del radioisótopo o la dispersión de la sustancia radiactiva, en las condiciones previsibles de utilización y desgaste.

*Inspección:* El examen de las condiciones de seguridad física y radiológica de una instalación radiactiva, sus sistemas, equipos y la aplicación de los procedimientos de operación, documentos y registros.

*Personal Ocupacionalmente Expuesto:* Aquel que en ejercicio y con motivo de su ocupación está expuesto a radiación ionizante o a la incorporación de material radiactivo. Quedan excluidos los trabajadores que ocasionalmente en el curso de su trabajo puedan estar expuestos a este tipo de radiación, siempre que el equivalente de dosis efectivo anual que reciban no exceda el límite establecido en este Reglamento para el público.

*Radiación Ionizante:* Toda radiación electromagnética o corpuscular capaz de producir iones, directa o indirectamente, debido a su interacción con la materia.

*Verificación:* La revisión y examen de la información proporcionada a la Comisión con motivo de las actividades reguladas por este Reglamento y de acciones correctivas derivadas de las deficiencias o anomalías que como consecuencia de las inspecciones o auditorías se hubieren encontrado.

## 12. ANEXOS

<b>ANEXO 1</b>	NOM-033-NUCL-1999
<b>ANEXO 2</b>	NOM-002-SSA2-1993
<b>ANEXO 3</b>	Plano planta baja (consultorios)
<b>ANEXO 4</b>	Plano planta baja (bunker)
<b>ANEXO 5</b>	Guía Elekta ubicación de elementos del acelerador
<b>ANEXO 6</b>	Diagrama unifilar de la subestación
<b>ANEXO 7</b>	Guía de la configuración eléctrica de la PCDU
<b>ANEXO 8</b>	Guía de instalación hidráulica chiller-acelerador
<b>ANEXO 9</b>	Guía de puerta del bunker
<b>ANEXO 10</b>	Formato de permisos de la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias
<b>ANEXO 11</b>	Guía de instalación del simulador CT
<b>ANEXO 12</b>	Guías soportes de laser para simulador CT
<b>ANEXO 13</b>	Cronograma de actividades del Centro de Cáncer ABC
<b>ANEXO 14</b>	Ubicación del equipo por cuarto (lista PB, plano)
<b>ANEXO 15</b>	Equipo tercer nivel, guías (procedimientos menores y cuarto de curaciones).