

**UNIVERSIDAD DON BOSCO  
FACULTAD DE INGENIERIA  
ESCUELA DE INGENIERIA BIOMÉDICA**



**PROYECTO:**

“ESTUDIO DE FACTIBILIDAD Y COMPARACION EN EL USO  
DE TECNOLOGIA  
DESTINADA PARA TELETERAPIA.”

**PRESENTADO POR:**

LUIS OSIRIS MIRA MOLINA LUISA  
CAROLINA MONTOYA PEÑA

CIUDADELA DON BOSCO, ENERO 2005

## INDICE

Contenido.	Pág.
Introducción	vi
Objetivos	viii
CAPITULO 1.	
1 FISILOGIA DE LA CELULA.	1
1.1 COMPOSICIÓN QUÍMICA.	1
1.2 PARTES DE LA CÉLULA.	1
1.2.1 Superficie celular.	1
1.2.2 El núcleo.	2
1.2.3 Citoplasma y citosol.	2
1.2.4 Citoesqueleto.	2
1.2.5 Mitocondrias y cloroplastos	2
1.2.6 Membranas internas.	3
1.3 CICLO CELULAR O DIVISIÓN DE LAS CÉLULAS.	3
1.3.1 Interfase.	4
1.3.2 Mitosis.	4
1.3.3 Citocinesis .	4
1.4 PRINCIPIOS DE LA BIOLOGÍA DEL CÁNCER.	4
1.4.1 Las células tumorales tienen una estructura celular alterada.	5
1.4.2 Las células tumorales muestran interacciones alteradas con las células vecinas.	6
1.4.3 Las células tumorales deben eludir la vigilancia inmune.	6
1.4.4 Las células tumorales poseen un metabolismo anormal.	6
1.4.5 Las células tumorales son capaces de invadir y producir metástasis.	7
CAPITULO 2.	
2 RADIOTERAPIA.	9
2.1 FUNCIONAMIENTO DE LOS SERVICIOS DE TELETERAPIA EN EL PAÍS.	9
2.1.1 Historia.	9
2.2 BASES FÍSICAS DE LA RADIOTERAPIA.	20
2.3 BASES BIOLÓGICAS DE LA RADIOTERAPIA.	22
2.3.1 Reparación y Repoblación.	24

2.3.2	Dosis, tiempo y fraccionamiento.	25
2.4	MODALIDADES DE LA RADIOTERAPIA.	26
2.4.1	La Teleterapia .	26
2.4.2	La Braquiterapia.	27
2.5	ETAPAS DEL TRATAMIENTO CON TELETERAPIA.	28
2.5.1	Planificación.	31
2.5.2	Inicio del Tratamiento por el Físico.	32
2.5.3	Realización de Placas Verificadoras Semanales Y Fin Del Tratamiento.	32
2.6	TERAPIAS UTILIZADAS EN TELETERAPIA PARA EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER.	33
2.6.1	Terapia Superficial.	34
2.6.2	Terapia de Ortovoltaje o Terapia Profunda.	35
2.6.3	Terapia de Supervoltaje.	36
2.6.4	Terapia de Megavoltaje.	36
2.7	EQUIPOS DE TELETERAPIA PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER.	37
2.7.1	La Unidad de Cobalto-60.	37
2.7.2	Acelerador Lineal.	43
2.7.3	Comparación entre la máquina de $^{60}\text{Co}$ y el acelerador lineal.	55
2.8	PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD.	56
2.8.1	Elementos de un Programa de Garantía de Calidad.	57
2.8.2	Requisitos Mínimos en Teleterapia.	59
2.8.3	Garantía de Calidad de los Equipos de Teleterapia.	62
2.8.4	Garantía de Calidad en Sistemas Computarizados de planificación.	65
2.8.5	Garantía de Calidad de los Instrumentos de Medida.	66
2.8.6	Equipo Auxiliar para la puesta en marcha del protocolo de calidad.	67
2.8.7	Aspectos Específicos de un Programa de Garantía de Calidad.	75
2.9	EVALUACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD DEL INSTITUTO DEL CÁNCER DE EL SALVADOR.	136

## CAPITULO 3.

3	TECNOLOGÍAS UTILIZADAS EN LA PLANIFICACION DEL TRATAMIENTO DE TELETERAPIA.	139
3.1	PROCESO DE PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO.	139
3.2	DESCRIPCIÓN DE LA TECNOLOGÍA DENTRO DE LA CADENA DE PROCEDIMIENTOS EN LA PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO.	141
3.2.1	Localización.	141
3.2.2	Selección y Cálculo de la distribución de dosis.	147
3.2.3	Simulación.	147
3.3	SISTEMA DE PLANIFICACIÓN COMPUTARIZADO PARA TELETERAPIA.	148
3.3.1	Principios de operación.	149
3.3.2	Red.	154
3.3.3	Etapas de desarrollo.	154
3.4	SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MANUAL.	155
3.4.1	Distribuciones Isodosicas.	156
3.4.2	Gráfico de Isodosis.	156
3.4.3	Combinación de campos de radiación.	158
3.5	COMPARACIÓN ENTRE MÉTODOS DE PLANIFICACIÓN MANUAL Y PLANIFICACIÓN POR MEDIO DE COMPUTADORAS.	159
3.5.1	Limitaciones de la planificación manual o convencional.	164
3.6	SIMULACIÓN DEL TRATAMIENTO.	165
3.6.1	Posicionamiento del paciente.	167
3.6.2	Sistemas de simulación en teleterapia.	169
3.7	DESCRIPCIÓN DE LA TECNOLOGÍA UTILIZADA ACTUALMENTE EN EL PAÍS.	174
3.7.1	THERATRON 780C	175
3.7.2	THERATRON 80	186
3.7.3	Tecnología de simulación en el país	191
3.7.4	Especificaciones del Simulador de Tratamientos de Teleterapia.	197
3.8	PROCESO DE PLANIFICACIÓN LLEVADO A CABO EN EL INSTITUTO DEL CÁNCER DE EL SALVADOR.	199
3.9	DIAGNOSTICO DE LA SITUACION ACTUAL EN EL SALVADOR	201

## CAPITULO 4.

4	COMPARACION ENTRE EL ACELERADOR LINEAL Y 60Co.	203
4.1	Ventajas	207
4.2	Desventajas	209
4.3	Costo de mantenimiento para las instituciones.	212
4.3.1	Mantenimiento.	212
4.3.1.1	Mantenimiento preventivo del equipo de terapia con 60Co.	214
4.3.1.2	Mantenimiento de la mesa de tratamiento del equipo de terapia con 60Co.	216
4.3.1.3	Mantenimiento preventivo del acelerador lineal.	219
4.3.1.4	Mantenimiento del colimador multihojas.	222
4.3.1.5	Mantenimiento de la mesa de tratamiento del Acelerador Lineal.	224
4.4	Análisis de la relación beneficio-costo para la máquina de 60Co y el Acelerador Lineal.	225
4.4.1	Selección de plazo de vida útil.	226
4.4.2	Selección de tasa de interés.	226
4.4.3	Costo de puesta en marcha de los equipos.	227
4.4.4	Costo de los contratos de mantenimiento externo.	228
4.4.5	Costos por imprevistos.	228
4.4.6	Costo de consumo eléctrico.	229
4.4.7	Pérdidas por tiempo de mantenimiento.	231
4.4.8	Beneficios obtenidos.	233
4.4.9	Valor de salvamento del equipo al final de la vida útil.	234
4.4.10	Análisis del valor actual neto (VAN) para el cálculo de la relación beneficio-costo.	234
4.5	Impacto Social.	242

## CAPITULO 5.

5	REQUISITOS GENERALES DE UN SERVICIO DE TELETERAPIA CON UN ACELERADOR LINEAL.	245
5.1	Requisitos generales de la instalación.	245
5.2	Requisitos del cuarto de tratamiento.	250
5.3	Diseño de Barreras.	255
5.3.1	Métodos de Cálculo.	255
5.3.2	Materiales de las Barreras.	261

5.3.3	Espesor de las Barreras.	262
5.3.4	Longitud de la Barrera Primaria.	266
5.3.5	Diseño del Laberinto.	269
5.4	Cálculo de Barreras para un LINAC de 18 MeV.	277
5.5	Cálculo de barreras para una equipo de tratamiento con $^{60}\text{Co}$ .	289
5.6	Evaluación de las instalaciones del LINAC del Hospital de Oncología del ISSS.	295
5.7	Diseño prototipo de las instalaciones de un LINAC médico.	300
Conclusiones		303
Recomendaciones		307
Bibliografía		310
Glosario		312
Anexos		314

## INTRODUCCIÓN

El tratamiento de un tumor mediante radiaciones ionizantes es un proceso continuo con etapas bien diferenciadas. Estas incluyen el diagnóstico y la localización del tumor, la decisión sobre la estrategia de tratamiento, la planificación y el cálculo de dosis absorbida, la administración del tratamiento, la verificación de la dosis impartida, y finalmente la evaluación de resultados; a lo largo de todos estos procesos están involucradas muchas tecnologías que ayudan a minimizar errores en los tratamientos y a proteger los tejidos sanos de las radiaciones ionizantes.

No se busca abordarlas todas pero si dar a conocer a todo aquel interesado en este tema sobre la importancia que estas han tomado con el alto índice de crecimiento de los casos de canceres, se busca introducirlos en el mundo de la teleterapia primero abordando toda la parte teórica; en el capítulo 1 se presenta cómo funciona la célula y de cómo estas mutan a células cancerosas, todo esto con el fin de poder entender como es que las radiaciones contribuyen a la mejora y muchas veces a la curación de este padecimiento.

A lo largo del capítulo 2 se describen tecnologías que están involucradas en este complejo proceso, pero se enfocará la atención en explicar lo que son los equipos de tratamiento con  $^{60}\text{Co}$  y los aceleradores lineales, se explica cuales son sus componentes y sus principios de funcionamiento, además se aborda un tópico importante para que un servicio de teleterapia funcione y sea seguro, este es un programa de garantía de calidad explicando cuales serían los lineamientos generales que se deben cumplir.

Dejando en el capítulo 3 el proceso de planificación de tratamiento en donde se realiza una explicación detallada de la importancia de esta etapa y de cómo se lleva a cabo; y de cuales son las ventajas y desventajas de usar un método manual y un método computarizado y su interrelación. A continuación se presenta la descripción de los equipos de teleterapia con los que se cuentan en el instituto del cáncer y el hospital de oncología; al finalizar se realiza un diagnóstico de la situación actual de la teleterapia en el país.

Como etapa final del estudio, se presentan las ventajas y desventajas del acelerador lineal y el equipo de terapia con  $^{60}\text{Co}$ , así como también se hace el estudio de la relación beneficio-costo, mostrando los ingresos y egresos con los que se incurre con cada uno de los equipos en estudio. A la vez se hace una evaluación del impacto social, debido a la instalación de la máquina seleccionada, como resultado del análisis económico y cualitativo de cada uno de los equipos.

Ya teniendo definido el equipo más factible para su instalación, se procede a definir los requisitos de las instalaciones que albergarán a la máquina en cuestión, en esta parte se incluyen los requerimientos eléctricos, ambientales y arquitectónicos para un departamento de teleterapia. Además, se presenta el método de cálculo de barreras, una descripción de los materiales comúnmente utilizados en las barreras y un ejemplo de cálculo de barreras para un acelerador lineal y un equipo de terapia con cobalto-60. Con la información recopilada de los requisitos de instalaciones y barreras, se procede a hacer una evaluación de las instalaciones con las que cuenta el Hospital de Oncología del ISSS. Se finaliza con la presentación del diseño prototipo de un departamento de teleterapia, basándose en las normativas de las instalaciones y el método de cálculo de barreras.

Como resultado de la investigación hecha a lo largo del estudio, se incluyen al final del documento las conclusiones y recomendaciones, para mejorar la calidad del servicio de teleterapia en el país.

## OBJETIVOS

### OBJETIVO GENERAL

Evaluar la calidad de la tecnología existente en los servicios de teleterapia del Instituto del Cáncer de El Salvador y del Hospital de Oncología del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, estudiando la conveniencia de utilizar en un futuro nuevas y mejores tecnologías, para brindar tratamientos de manera efectiva y con menores efectos secundarios en la salud de los pacientes, para mejorar su calidad de vida.

### OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Proveer los lineamientos generales para efectuar un programa de garantía de calidad en el servicio de teleterapia, asegurando así el buen funcionamiento de las tecnologías en el servicio.
2. Determinar el equipo mínimo auxiliar con que debe contar la puesta en marcha del protocolo de control de calidad de los equipos de teleterapia.
3. Determinar la conveniencia en cuanto a eficiencia entre los equipos de cobaltoterapia y el acelerador lineal en función de los beneficios obtenidos tanto en pacientes como en las instituciones que cuenten con el servicio de teleterapia en el país.
4. Establecer los requisitos mínimos de funcionamiento eléctrico, ambiental y arquitectónico para un servicio de teleterapia y compararlo con un diseño ya implementado.

# **CAPITULO 1.**

## **1 FISILOGIA DE LA CELULA.**

La célula, es sin lugar a duda la unidad básica de la vida, está se caracteriza por una compleja estructura en la que tienen lugar las reacciones bioquímicas fundamentales para los procesos vitales y la sustentación de su propia existencia. Las investigaciones realizadas por los científicos a través de los siglos permitieron corroborar todo esto, mediante el desarrollo de una "teoría celular". Esta teoría dice que: "todos los organismos vivos están compuestos de una o más células" y que estas células son las unidades más pequeñas que pueden llamarse "vivas".

### **1.1 Composición Química.**

En los organismos vivos no hay nada que contradiga las leyes de la química y la física. El 99% del peso de una célula está dominado por 6 elementos químicos: carbono, hidrógeno, nitrógeno, oxígeno, fósforo y azufre. El agua representa el 70% del peso de una célula, y gran parte de las reacciones intracelulares tienen lugar en el medio acuoso y en un intervalo de temperaturas pequeño. La química de los seres vivos, está dominada por moléculas de carbono. Está dominada y coordinada por polímeros de gran tamaño (macromoléculas), moléculas formadas por encadenamiento de moléculas orgánicas pequeñas que se encuentran libres en el citoplasma celular.

### **1.2 Partes de la célula.**

Se explica cada uno de los componentes que conforman la célula y además se muestra en la figura 1.1 un esquema detallando la ubicación de cada uno de estos.

#### **1.2.1 Superficie celular.**

El contenido de todas las células vivas está rodeado por una membrana delgada llamada membrana plasmática, o celular, que marca el límite entre el contenido celular y el medio externo. La membrana plasmática es una película continua formada por una doble capa de moléculas de lípidos y proteínas, de entre 4 y 5

nanómetros (nm) de espesor y actúa como una barrera selectiva reguladora de la composición química de la célula.

### **1.2.2 El núcleo.**

El órgano más notable en casi todas las células; está rodeado de forma característica por una membrana, es esférico y mide unas 5-8  $\mu\text{m}$  de diámetro. Dentro del núcleo, las moléculas de ADN y proteínas están organizadas en cromosomas que suelen aparecer dispuestos en pares idénticos. El ADN del interior de cada cromosoma es una molécula única muy larga, que aparece enrollada, y que contiene secuencias lineales de genes. Éstos encierran a su vez instrucciones codificadas para la construcción de las moléculas de proteínas y ARN necesarias para producir una copia funcional de la célula.

### **1.2.3 Citoplasma y citosol.**

El citoplasma comprende todo el volumen de la célula, salvo el núcleo. En él tienen lugar la mayor parte de las reacciones metabólicas de la célula. Está compuesto por el citosol, una solución acuosa concentrada que engloba numerosas estructuras especializadas y orgánulos.

### **1.2.4 Citoesqueleto.**

El citoesqueleto es una red de filamentos proteicos del citosol que ocupa el interior de todas las células animales y vegetales. Actúa como soporte para la organización de la célula y la fijación de orgánulos y enzimas. También es responsable de muchos de los movimientos celulares.

### **1.2.5 Mitocondrias y cloroplastos**

Las mitocondrias son uno de los orgánulos más notables del citoplasma; contienen su propio ADN y se encuentran en casi todas las células. La célula necesita energía para crecer y multiplicarse, y las mitocondrias aportan casi toda esta energía realizando las últimas etapas de la descomposición de las moléculas de los alimentos.

### 1.2.6 Membranas internas.

El citoplasma contiene también muchos otros orgánulos envueltos por una membrana única que desempeñan funciones diversas. Los más importantes son el retículo endoplasmático, el aparato de Golgi, los lisosomas y los peroxisomas.

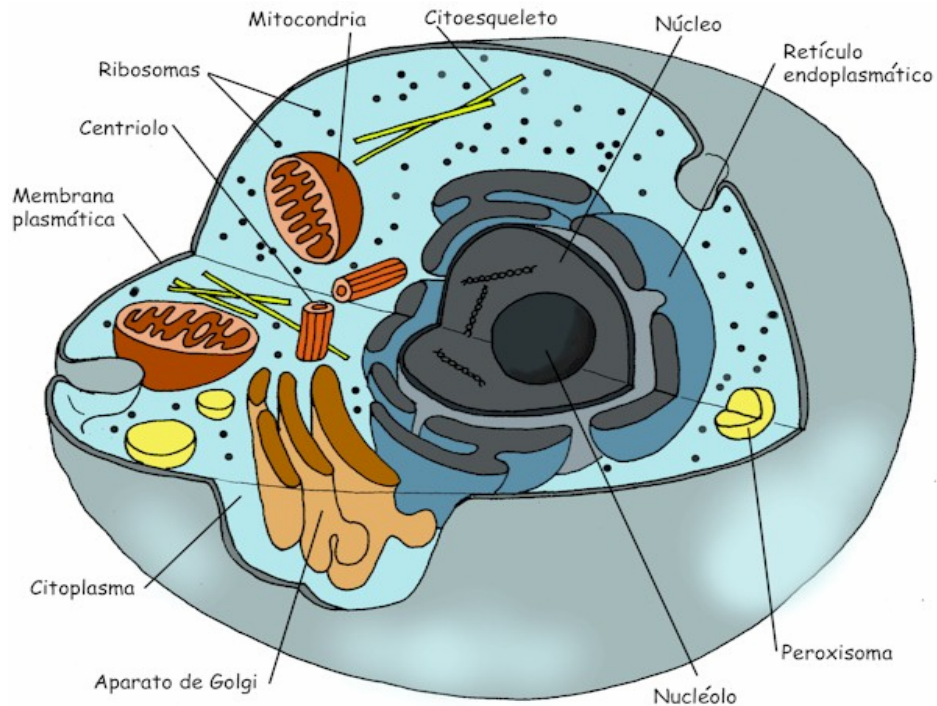


Figura 1.1. Célula eucariota con todas sus partes.

### 1.3 Ciclo celular o división de las células.

Se define como ciclo celular a la secuencia cíclica de procesos en la vida de una célula que conserva la capacidad de dividirse. Consiste de interfase, mitosis y citocinesis.

Tal como lo expresa la teoría celular: *todas las células se forman a partir de células preexistentes*. El crecimiento y desarrollo de los organismos vivos depende del crecimiento y multiplicación de sus células, cuando una célula se divide la

información genética contenida en su ADN debe duplicarse de manera precisa y luego las copias se transmiten a cada célula hija.

### 1.3.1 Interfase.

La vida de las células transita por dos etapas que se alternan cíclicamente: **interfase** y **división**, la interfase se subdivide en tres períodos **G1**, **S** y **G2**.

- **G1**: (G por gap: intervalo) en esta fase tienen lugar las actividades de la célula: secreción, conducción, endocitosis, etc.
- **S: fase de síntesis o replicación del ADN**, comienza cuando la célula adquiere el tamaño suficiente y el ATP necesario.
- **G2**: es el tiempo que transcurre entre la duplicación del ADN y el inicio de la mitosis.

### 1.3.2 Mitosis.

La mitosis es el proceso de formación de dos células idénticas (generalmente) por replicación y división de los cromosomas de la original que da como resultado una "copia" de la misma.

### 1.3.3 Citocinesis .

La citocinesis es el proceso de separación de las células formadas. En tanto la mitosis es la división del núcleo en la citocinesis ocurre la división y la relocalización de los plástidos, Golgi y citoplasma en cada nueva célula. Se reestablece el citoesqueleto.

## 1.4 Principios de la biología del cáncer.

En general se puede decir que la **célula normal pasa a convertirse en una célula cancerosa** debido a un cambio o mutación en el ADN. A veces esas células, cuya

carga genética ha cambiado, mueren o son eliminadas en los ganglios linfáticos. Pero, otras veces, siguen con vida y se reproducen.

Las células cancerosas tienen un aspecto diferente, bien porque su forma ha cambiado o porque contengan núcleos más grandes o más pequeños. Estas células son **incapaces de realizar las funciones** que corresponden a las células pertenecientes a ese tejido.

Generalmente se multiplican muy rápidamente, porque les falta un mecanismo de control del crecimiento. Con frecuencia, son inmaduras debido a que se multiplican de una forma muy rápida y no tienen tiempo suficiente para crecer plenamente antes de dividirse. Al formarse un gran número de células cancerosas, se **amontonan, presionan o bloquean a otros órganos** y les impiden realizar su trabajo.

Como no se limitan al espacio originario donde se forman, y se extienden a otras zonas, se dicen que son invasivas.

Tienden a **emigrar a otros lugares**, a través de la sangre o de la linfa. Las células que se encargan de la defensa del organismo suelen destruirlas, así separadas, pero si sobreviven pueden producir un nuevo crecimiento en un lugar diferente, metástasis, y dañar a otros órganos.

#### **1.4.1 Las células tumorales tienen una estructura celular alterada.**

En general, el estudio de cortes histológicos con el microscopio permite diferenciar las células tumorales de sus homologas normales. En muchos casos, el diagnóstico de malignidad se basa en el aspecto de células neoplásicas aisladas; los citólogos utilizan las características de aumento del tamaño del núcleo, incremento del cociente núcleo: citoplasma, distribución irregular de la cromatina y presencia de nucléolos prominentes para formular un diagnóstico.

#### **1.4.2 Las células tumorales muestran interacciones alteradas con las células vecinas.**

Las células de los tejidos normales tienen un patrón de crecimiento ordenado, que se caracteriza por sus relaciones regulares, predecibles, con las células vecinas.

Las células tumorales han escapado a los controles que normalmente regulan el crecimiento ordenado del tejido. En el organismo, forman masas tumorales que desplazan a los tejidos normales contiguos.

#### **1.4.3 Las células tumorales deben eludir la vigilancia inmune.**

Según un modelo de desarrollo de tumores en el hombre, todas las personas desarrollan múltiples células transformadas a lo largo de sus vidas, pero el sistema inmune las reconoce como extrañas y las destruye con uno u otro de sus componentes. Los que proponen este modelo de vigilancia inmune señalan que algunas neoplasias despiertan una respuesta linfocítica y que la gravedad clínica de estos tumores es inversamente proporcional al grado de participación linfocítica.

#### **1.4.4 Las células tumorales poseen un metabolismo anormal.**

Las células tumorales presentan numerosísimas diferencias metabólicas con respecto a sus homologas normales. Tienden a mostrar actividades metabólicas simplificadas y aumento de la síntesis de las sustancias necesarias para la división celular.

Las mayores velocidades de metabolismo y crecimiento del tumor en expansión suponen un aumento de las necesidades de nutrientes contenidos en la sangre.

#### **1.4.5 Las células tumorales son capaces de invadir y producir metástasis.**

La invasión del tejido adyacente y las metástasis a órganos distantes son las características más fatídicas del tumor maligno. Sin ellas, la extirpación quirúrgica bastaría para controlar la mayor parte de las neoplasias. La capacidad de metastatizar es un fenómeno complejo que requiere, al menos, los siguientes pasos:

- 1) Invasión por las células tumorales de las estructuras adyacentes, como las membranas basales;
- 2) paso hacia la sangre o los vasos linfáticos con liberación de células tumorales hacia la circulación (intravasación);
- 3) supervivencia de las células tumorales en la sangre circulante y superación de la vigilancia inmune;
- 4) escape de la circulación (extravasación), y
- 5) implantación en un tejido extraño con formación de un nuevo foco tumoral.



## **CAPITULO 2.**

### **2 RADIOTERAPIA.**

La radioterapia es una parte fundamental en el tratamiento de las enfermedades neoplásicas. Consigue por sí sola la curación tumoral, la supresión o paliación de los síntomas producidos por el cáncer y, en combinación con otros tratamientos (cirugía y/o quimioterapia) la mejoría en los resultados terapéuticos.

El tratamiento radioterápico consiste en la administración de una dosis de radiación ionizante medida con precisión a un volumen tumoral previamente definido procurando que los tejidos sanos circundantes reciban la mínima dosis posible de radiación. El mecanismo íntimo de la acción de estas radiaciones ionizantes es la fragmentación (rotura) del Acido Desoxirribonucleico (ADN) de la célula tumoral provocando la pérdida de su función y la muerte celular. Estas lesiones se producen en todas las células existentes dentro de un campo de tratamiento pero las células sanas se recuperan mejor y en menos tiempo que las células tumorales.

#### **2.1 Funcionamiento de los servicios de teleterapia en el país.**

##### **2.1.1 Historia.<sup>1</sup>**

La radioterapia se utiliza como tratamiento hace ya más de un siglo. En 1895 Wilhem G. Röntgen descubre los rayos X y tres años más tarde Marie Curie define las propiedades del radio, es decir, su capacidad para emitir partículas radiactivas, lo que le reporta un premio Nobel. Estos descubrimientos convierten a estos dos personajes en los padres de ésta técnica.

---

<sup>1</sup> Tomada del Libro: Infante Díaz, Salvador (1964). Cáncer en El Salvador. San Salvador: Ministerio de Educación. El Salvador, 1964. Disponible en: Biblioteca Central UES - Colección Nacional.

El primer informe de una curación a través de radioterapia data de 1899 y es en 1922 cuando la Oncología se establece como disciplina médica. Desde ese momento, la radioterapia, al igual que el resto de las técnicas utilizadas para tratar el cáncer, ha evolucionado mucho. La aparición en 1953 del acelerador lineal -un aparato que emite radiaciones-, y el uso del cobalto son dos de los grandes pasos que ha dado la ciencia en este terreno.

En nuestro país la teleterapia se conoce como tal Desde que el Dr. Emilio Álvarez inició en 1876 el tratamiento quirúrgico del cáncer de la piel por medio de resecciones y autoplastias, este era el único método que se usaba en el Hospital General de San Salvador y después en el Hospital Rosales.

A principios del presente siglo la Prensa Médica Mundial comenzó a publicar los sorprendentes resultados obtenidos en el tratamiento del cáncer de la piel por medio de aplicaciones de Rayos X. A sugerencia del Dr. Tomás G. Palomo, Jefe del Primer Servicio de Cirugía, el Director del Hospital Dr. Francisco G. de Machón hizo las gestiones del caso, logrando que el Poder Ejecutivo hiciera las erogaciones necesarias para poder comprar los aparatos de un "Gabinete de Electroterapia."

El Dr. Tomás G. Palomo en un viaje que hizo a Europa fue el encargado de comprar estos aparatos, unos en Francia y otros en Nueva York. Es así como en 1906 se fundó el Gabinete de Electroterapia del Hospital Rosales, nombrándose como Jefe del mismo al Dr. Alfonso Quiñónez Molina. El Gabinete contó con 3 fuentes de Rayos para aplicaciones de radioterapia, las cuales describe el Dr. David Escalante en su tesis:

"LA MAQUINA ESTÁTICA, LA BOBINA RÜHMKORFF y el APARATO DE LA CASA GAIFFE para rayos X y corrientes de alta frecuencia."

La máquina estática, compuesta de doce partes de platos de ebonita sin sectores, es actuada por la corriente alternativa de la ciudad, mediante un motor eléctrico de un caballo de fuerza. El número de vueltas que da cada plato es de 800 a 900 por minuto.

Esta máquina tiene muchas ventajas sobre las otras fuentes de rayos. La complicación de transformadores y reóstatos no intervienen en ella; la chispa evita mucho el desgaste total de los globos; los accidentes reprochados a la bobina, tales como eritemas y mortificación de tejidos, no se producen con esta máquina, que permite una radioscopia más perfecta.

Desgraciadamente tiene muchos otros defectos que han impedido que su uso sustituya por completo al de las bobinas. Una máquina colocada en condiciones favorables a su buen funcionamiento, se carga muy raramente sin ayuda; el estado higrométrico del aire ejerce sobre ella influencia enorme, y en tiempo húmedo o tempestuoso se experimenta verdadera dificultad para hacerla funcionar; el polvo y la oxidación de las superficies metálicas también impiden su funcionamiento.

La bobina es de uno de los modelos construidos por la casa Radiguet y Massiot, y da una chispa de 45 cents. La interrupción de la corriente la produce el interruptor electrolítico de Wehnelt.

La otra fuente radiógena es el aparato Gaiffe. Es un mueble de bonito aspecto. Su interior está dividido en dos pisos. En el inferior están colocados el transformador y cuatro condensadores, en el piso superior hay otros cuatro condensadores, dos resistencias líquidas y un frasco con cloruro de calcio para absorber el vapor de agua; encima del mueble, cuya cubierta es de mármol, están colocados un

reostato, un voltímetro, un amperímetro, las válvulas, el espinterómetro, un miliamperímetro y el estallador de alta frecuencia.

Después de instalar este equipo y hacer algunos ensayos preliminares el Dr. Alfonso Quiñónez Molina, encargado del Gabinete, decidió tratar el primer epiteloma de la piel por medio de los Rayos X.

Se trataba de un paciente de 50 años de edad que entró al Segundo Servicio de Cirugía del Hospital quejándose de una especie de úlcera situada en el lado izquierdo de la nariz, de dos centímetros de largo por uno y medio de ancho y con prurito intenso. Refiere el enfermo que le comenzó bajo forma de una mancha hace diez años, la cual se transformó en una especie de lunar y hace solamente tres años que se le empezó a ulcerar. Examen anatomopatológico: Epiteloma tubulado perlado. Después de someterse a las aplicaciones en este gabinete el enfermo salió completamente curado. *Por primera vez se había curado un paciente con cáncer por medio de la teleterapia en El Salvador.*

Con el éxito obtenido en este paciente se comenzaron a tratar otros pacientes con resultados similares. El método que se usaba era el siguiente:

El aparato de Gaiffe era el preferido para las aplicaciones de larga duración, porque si es verdad que no evita tanto el desgaste de los tubos, como la máquina estática, tampoco los destruye como la bobina, y además tiene las siguientes ventajas:

1<sup>a</sup>) siempre está listo para funcionar (sin previa excitación); 2<sup>a</sup>) no es necesario estarlo limpiando, puesto que todo va encerrado en un pupitre de bonito aspecto y está abrigado del polvo y de la humedad; 3<sup>a</sup>) no produce ruido y es muy aseado puesto que está desprovisto de interruptores; 4<sup>a</sup>) casi no exige ningún cuidado para su manejo.

La cantidad de rayos absorbida ha sido calculada por el radiocronómetro de Sabouraud et Noiré y el de Benoist, además del tiempo que dura cada sesión. Esto en las aplicaciones hechas en la máquina estática o en la bobina.

Estas aplicaciones hechas en el aparato de Gaiffe, además de las medidas anteriores se anota la marcada por el miliamperímetro de Gaiffe y el espinterómetro de que está provisto este aparato, de modo que las aplicaciones hechas en él son dosificadas con mucha mayor exactitud.

Los globos empleados han sido solamente de dos clases: el simple tubo de Müller con anticátodo enfriado y el tubo Cabaud con osmoregulador Villard.

En el año siguiente de 1907 se decidió emplear las aplicaciones de Rayos X para tratar casos de rinoescleroma. Además de dedicarse a tratar pacientes en el Hospital Rosales, el Dr. Arturo Reyes se esforzó por emprender una campaña de propaganda contra el cáncer, para lo cual tradujo e hizo imprimir por su cuenta hojas sueltas y carteles con leyendas instructivas que él había visto en Francia donde, después de la Gran Guerra, tomó un incremento formidable la lucha contra esta plaga social. Hizo repartir estas hojas sueltas y carteles entre casi todos los ambientes sociales; pero sus nobles esfuerzos se estrellaron ante la indiferencia desconsoladora, hasta cierto punto inhumana, con que fueron recibidos. De aquí que se dedicó desde entonces a trabajar silenciosamente en su Servicio, al que mejoró constantemente.

A instancias suyas se construyó el primer pabellón del servicio de cancerosos para mujeres en el año de 1930, que contaba con 14 camas.

En 1934 logró al fin que la Dirección del Hospital Rosales fundara el primer consultorio externo para el diagnóstico precoz del cáncer.

En 1935, es decir 10 años después de que había iniciado sus labores el Dr. Reyes, había tratado en su Servicio 534 casos de cáncer.

Le corresponde pues al Dr. Arturo Reyes el derecho de llamársele el padre de la radium-terapia en El Salvador. Muy alto fue el precio que pagó el Dr. Reyes por curar a los enfermos con este material radioactivo; como otros mártires de la ciencia, falleció en el año de 1942 a causa de Leucemia

Aunque como lo hemos relatado, el Dr. Arturo Reyes fue el primero en iniciar una propaganda contra el Cáncer en El Salvador, es al Dr. Alonso Velasco a quien le cabe el honor de haber comenzado en forma ordenada la organización de la Liga Nacional Anticancerosa. Siendo el Dr. Velasco Presidente de la Sociedad de Beneficencia Pública, en la Sesión del 11 de septiembre de 1935 hizo la moción de que se iniciara una campaña anticancerosa auspiciada por aquella Institución y que se fundara además un dispensario anticanceroso. Cual si viniese a corresponder a sus patrióticos y humanitarios anhelos la moción fue aprobada por unanimidad por la Directiva, dándosele un voto de aplauso por la brillante iniciativa. En esa misma sesión se nombró una comisión compuesta por el mismo doctor Velasco y los doctores Carlos González Bonilla y Arturo Reyes, para que se hiciera la propaganda en el desarrollo de esta loable acción.

La comisión así nombrada envió con fecha 31 de enero de 1936 atenta invitación a 80 médicos de esta capital para que asistieran a una reunión en la cual se organizaría la Liga Nacional Anticancerosa. De los 80 invitados concurrieron únicamente 35, Se designó una comisión integrada por los doctores Arturo R. Reyes, Carlos González Bonilla y Alonso Velasco para que presentaran el plan por desarrollar.

Es indispensable formar ante todo un grupo dirigente encargado de la parte científica y consecuentemente integrado por médicos, tanto de los de esta capital que bondadosamente quieran prestar su valiosa ayuda, como del resto del país que en idénticas condiciones deseen trabajar en el lugar de su residencia. Como los miembros de la sociedad en general pueden aportar ayuda en diversas formas, se admitirán gustosamente comerciantes, profesionales, militares, agricultores, señoras, señoritas y en fin, toda persona de buena voluntad que manifieste su deseo de incorporarse a esta agrupación que llevará el nombre de "LIGA NACIONAL ANTI-CANCEROSA". Hay que crear también un comité central constituido por especialistas que tengan relación directa con el diagnóstico y tratamiento del cáncer, así como por uno o más médicos de méritos relevantes y delegaciones departamentales integradas por médicos y personas particulares pertenecientes a la Liga.

El Dr. Velasco hizo una amplia exposición de cómo debería llevarse a cabo la campaña nacional contra el cáncer, siguiendo los conceptos aceptados y puestos en práctica con éxito en otros países. Hizo hincapié en que era necesario comprar un aparato de radioterapia profunda y radium.

Abiertas las discusiones, hubo diversos pareceres. Unos pedían que se procediera con calma, no precipitándose a nombrar una Junta Directiva, tanto más cuanto que existía la Comisión nombrada; otros que fuera el Consejo Central Directivo el que nombrara la misma Junta, con asistencia de todos los concurrentes. El Dr. Velasco pidió que aquella misma noche quedase fundada la Liga Nacional Anticancerosa. Hecha la votación, fue aprobada por unanimidad de votos la fundación inmediata de la Liga; sin embargo, hubo pareceres hasta de que fuese la misma Junta Directiva de la Sociedad la que dirigiese la Liga, asesorada por un Comité asesor. El Dr. Muñoz Barillas concretó en forma de moción el criterio seguido ya por el Consejo Supremo de la Cruz Roja Salvadoreña, que había

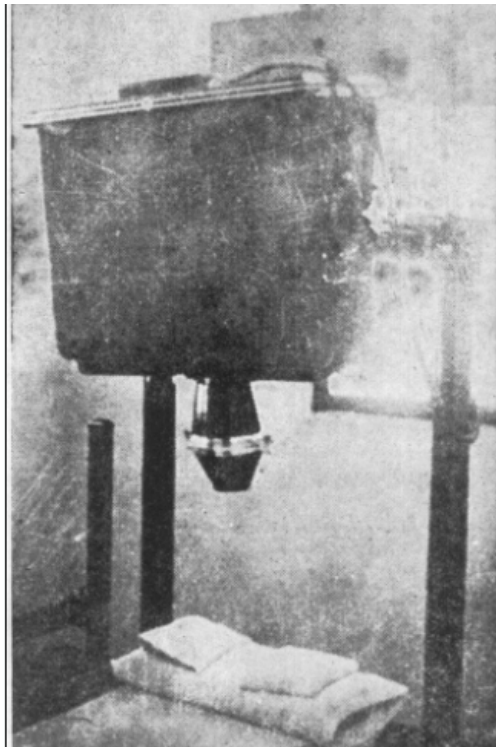
creado ya y dirigía la Liga Nacional Antituberculosa; propuso además el nombramiento de tres comisiones, finanzas, propaganda y acción social y técnica. En vista del informe rendido, con fecha 7 de febrero el Consejo dispuso lo siguiente: 1° Encargarse él mismo de la dirección y administración de los trabajos pro-campaña anticancerosa; 2° nombrar una comisión definitiva, compuesta por los doctores Alonso V. Velasco, Carlos González Bonilla y Víctor M. Noubleau, más el doctor Arturo R. Reyes como colaborador técnico; 3° facultar a la precitada comisión para que diera principio a los trabajos, debiendo dar cuenta al Consejo; y 4° nombrar otras comisiones, como sigue: *De Propaganda y Acción Social, de Finanzas y de Comisiones Técnicas*.

En la sesión del 25 de marzo fue electo encargado de la propaganda, por unanimidad, el doctor Manuel Zúñiga Idiáquez, y a moción del Dr. Velasco se designaron en 13 cabeceras departamentales y 12 ciudades más, muchas personas para que organizaran la propaganda, libres de solicitar la cooperación de otras que ellas estimaran idóneas, pero siempre bajo la dirección inmediata del Comité Central.

En la sesión del 29 de mayo se dio cuenta de los primeros dos donativos, enviados por dos españoles; y de la elaboración de dos carteles, en número de 8.000 ejemplares cada uno, propios para colocarlos en lugares públicos en todo el país. El 1° de julio hizo moción el Secretario doctor Noubleau, en el sentido de que se compraran 100 miligramos de Radium y un aparato de Rayos X con capacidad para terapia profunda. Se dispuso destinar (J); 10.000 para la compra de Radium y en cuanto al aparato esperar prudencialmente. El vocal Dr. Novoa mocionó para que se enviara a un médico a estudiar el cáncer, su tratamiento y la orientación de la lucha anticancerosa, señalando La Habana, centro preferible para realizar tales estudios, etc. Aprobada la moción fue electo para tal fin por unanimidad el Dr. Ricardo Posada h., autorizándonos a la vez al suscrito presidente para fijar las

bases del contrato correspondiente y al síndico Dr. César Cierra para que lo celebrara a nombre del Consejo.

Durante el año de 1937 la Liga Nacional Anticancerosa se mantuvo en constante trabajo, publicándose carteles, en el cual se solicitaba ayuda para la compra de 100 mgm. de Radium y un aparato de Radioterapia profunda. Es admirable cómo el empuje de estas personas hizo que se lograra comprar ese año lo que se solicitaba y es así que a principios del año de 1938 ya se encontraba instalado en el Hospital Rosales el aparato de Radioterapia profunda (Figura 2.1) y se habían comprado también los 100 mgm. de Radium.



*Figura 2.1 Primer aparato de teleterapia en El Salvador*

A principios del mismo 1938 regresó de Cuba el Dr. Ricardo Posada, quien inició con todo entusiasmo la asistencia de los enfermos cancerosos en el pabellón de Cancerología que la Beneficencia tenía en el Hospital Rosales y, cosa más importante, comenzó a publicar desde esa fecha muchos artículos encaminados a

contribuir en la lucha contra el cáncer que la Liga Nacional Anticancerosa había iniciado.

En la última sesión de este V CONGRESO MEDICO CENTROAMERICANO celebrado el 12 de noviembre de 1938 se estableció entre los acuerdos, sugerencias, recomendaciones y proyectos, lo siguiente:

En los años siguientes el Dr. Ricardo Posada continuó su campaña de la lucha anticancerosa, la cual culminó cuando en el año de 1941 publicó el libro intitulado "Diagnóstico Precoz del Cáncer" en el cual el Dr. Posada hacía la siguiente advertencia :

"Si El Salvador logra, con el esfuerzo unido y desinteresado de sus hombres de ciencia, disminuir la mortalidad del cáncer y reducir al mínimum su morbilidad, no sólo sería un país mucho más rico, sino que también aparecerá como un alto exponente de la civilización, y en consecuencia, merecerá mayor respeto y benevolencia de los demás pueblos de la tierra."

El Dr. Posada continuó luchando durante los años siguientes en su campaña contra el cáncer hasta el año de 1950, en que presentó a la Asamblea Nacional Legislativa solicitud para la creación del Instituto Salvadoreño del Cáncer, el cual se encargaría no solamente de dirigir el tratamiento de los cancerosos, sino también de organizar la campaña divulgativa contra el mal. Esta petición fue rechazada y el Dr. Posada tuvo que conformarse con ver que de nada había servido todo el esfuerzo que él había hecho para hacer conciencia del problema en El Salvador.

Durante los últimos 12 años ya nadie se volvió a acordar de organizar una liga nacional contra el cáncer, en nuestro país hasta que se lanza un nuevo proyecto, que consistía en El Instituto del Cáncer de El Salvador fue un proyecto impulsado por el "Dr. Narciso Díaz Bazán", el cual dio inicio en Marzo de 1969 e inaugurado

el 15 de Enero de 1971 por el Presidente de la Republica General Fidel Sánchez Hernández en compañía de una delegación extranjera.

En 1976 se inicio lo que se llamo la segunda etapa la que finalizo en 1978, curiosamente es la que en la actualidad se encuentra funcionando, mas no así la primera etapa. Con el tiempo la institución ha ido contando poco a poco con atención a pacientes por medio de sus diferentes servicios como:

- Clínica de detección y prevención del cáncer del cuello uterino.
- Consulta Oncológica con sus diferentes especialidades.
- Servicio de quimioterapia
- Departamento de ultrasonografía.
- Departamento de mamografía.
- Departamento de rayos X y simulación en telecobalto terapia.

Siendo este ultimo el que en un principio fue operado por la Sra. de Quintanilla quien se encargaba de tomar placas de localización pero sin magnificación.

Con el ingreso de las Licdas. Ada Ramírez e Isabel (año 2001) se iniciaron ciertos procedimientos de campos para tratamientos a piel, como también con ayuda de ambas se inicio la realización de contornos con yeso a los pacientes en coordinación con el encargado del Departamento de Física Lic. Manuel Oliverio Barahona quien se encargaba de verificar las profundidades de los contornos para posteriormente realizar la dosimetría.

El 22 de Agosto de 2002 se realizo la primera placa radiografiita con técnica Isocéntrica, los encargados de implementar esta técnica fueron el Físico William Alexander Reyes con la colaboración de la Licda. Gloria Barrientos en coordinación con el medico radioterapeuta Santiago Orellana. Desde esta fecha fue que en el Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán” se han ido dando trascendentales cambios todo con el objetivo de dar mejor tratamiento a los pacientes que son atendidos en este centro Oncológico.

## 2.2 Bases físicas de la radioterapia.

Las radiaciones ionizantes utilizadas en la radioterapia abarcan tanto las “ondas” electromagnéticas como las radiaciones de partículas. Para comprender los efectos biológicos de estas radiaciones, es necesario tener un conocimiento básico de lo que ellas son en realidad, cómo se producen y cómo reaccionan con los tejidos. Las ondas electromagnéticas forman parte de un amplio espectro que incluye las ondas de radio, las microondas, la luz visible, los rayos X y los rayos gamma. En la radioterapia se emplean rayos X o rayos gamma. Ambos tipos de radiación tienen las mismas propiedades generales y difieren solo en la fuente de que proceden y en la energía que tienen. Los rayos X se producen cuando las partículas con carga energética (generalmente electrones) chocan contra un blanco y reaccionan con los núcleos atómicos o con los electrones de las órbitas. Los rayos gamma se producen por desintegración de los núcleos inestables de los elementos radiactivos. Los rayos X y los rayos gamma se representan por conveniencia como partículas llamadas “fotones”, utilizando la física cuántica. La energía de un fotón (E) se determina mediante la relación:

$$E = h\nu$$

En la que “ $h$ ”<sup>2</sup> es la constante de proporcionalidad conocida como constante de Planck y “ $\nu$ ” es la frecuencia de la onda. Así, pues, sustituyendo la frecuencia, la ecuación se convierte en:

$$E = h \cdot \left( \frac{c}{\lambda} \right)$$

Donde “ $c$ ”<sup>3</sup> es la velocidad de la luz y  $\lambda$  es la longitud de onda.

---

<sup>2</sup> Constante Planck ( $h = 6.626 \times 10^{-34}$  J.s) en honor a su creador Max Plank un físico alemán cuya especialización en termodinámica le condujo al estudio de la radiación térmica y al descubrimiento de la cuantización de la energía.

<sup>3</sup> Constante de la velocidad de la luz ( $c \approx 3.00 \times 10^8$  m/s).

La radiación puede ser directa o indirectamente ionizante. Las partículas con carga ejercen efecto ionizante directo. Si tienen la energía suficiente, pueden alterar en forma directa la estructura atómica o molecular del material que atraviesan y producir en él cambios químicos y biológicos. Las radiaciones electromagnéticas y los neutrones tienen efecto ionizante indirecto. Cuando son absorbidos por el tejido, ceden su energía para producir partículas con carga y movimiento rápido, que a su vez son las que causan su lesión.

En los tejidos, las radiaciones gamma y los rayos X pueden interactuar de distintas maneras. Así, pueden producir distribución coherente, efectos fotoeléctricos, efectos de Compton, formación de pares y fotodesintegración. La reacción predominante dependerá de la energía de la radiación utilizada. Con las energías habitualmente empleadas en radioterapia, la reacción predominante es el efecto Compton, en el que un fotón reacciona con un electrón débilmente unido a la órbita. Parte de la energía del fotón incidente se transfiere al electrón en forma de energía cinética. Este electrón Compton puede, a su vez, reaccionar con otros electrones del tejido adyacente. La energía restante es transportada por otro fotón, menos energético que el fotón original. La probabilidad de que se produzcan interacciones de tipo Compton es básicamente independiente del número atómico del tejido diana y depende sobre todo de la densidad de electrones de este tejido. Así pues, la cantidad de radiación absorbida es aproximadamente igual cuando el blanco es un hueso como cuando es un tejido blando. Por el contrario los rayos X diagnósticos tienen menos energía y reaccionan mediante efectos fotoeléctricos. Estos efectos fotoeléctricos dependen en gran medida del número atómico y, por tanto, el hueso y los tejidos blandos adquieren aspectos muy distintos en las radiografías diagnósticas.

En general, la radioterapia se administra en una de dos formas. Cuando la distancia entre la fuente de la radiación y el blanco es corta, se utiliza el término

*braquiterapia*. Esta técnica permite que la dosis disminuya rápidamente en la vecindad del volumen diana, como puede predecirse de la ley de la inversa de los cuadrados que es:

$$I \propto 1/d^2$$

En la que “*I*” es la intensidad y “*d*”, la distancia desde la fuente. Cuando la fuente de radiación se encuentra a cierta distancia de la diana (generalmente 80 a 100 cm), se utiliza el término *teleterapia*. Esta técnica permite administrar dosis más uniformes en todo el volumen a tratar.

### **2.3 Bases biológicas de la radioterapia.**

La radiobiología es el estudio de la acción de las radiaciones ionizantes en los organismos vivos. La energía de la radiación se deposita en toda la célula sin verse interferida por las estructuras intracelulares. En general, se cree que el ADN es la diana de la lesión mortal. Además, la afectación de las membranas celular y de los microtúbulos pueden ser mecanismos adicionales de destrucción.

La radiación lesiona la molécula del ADN por mecanismos directos e indirectos. Cuando la célula absorbe alguna forma de radiación, esta puede actuar directamente sobre una estructura intracelular crítica y causar lesión biológica. Aproximadamente un tercio de la lesión puede deberse a la interacción directa del electrón con la molécula diana. Los dos tercios restantes se deberán a la acción indirecta, en la que el electrón reacciona con el agua (que forma aproximadamente el 70% de casi todas las células) y produce radicales hidroxilos, que a su vez reaccionan con la molécula diana. Hay varias sustancias que modifican la supervivencia y, por tanto, la efectividad de los radicales hidroxilos. Las moléculas con electrones de afinidad, como los nitroimidazoles, prolongan la vida de estos radicales e incrementan el efecto de la radiación (radiosensibilización). Los depuradores de radicales libres, como las moléculas sulfhídrico, acortan la vida de estos radicales y reducen los efectos de la radiación (radioprotección).

La lesión real del ADN adopta distintas formas. Puede haber pérdida o cambio de una base, ruptura de los enlaces de hidrógeno entre las cadenas del ADN, dimerización, formación de enlaces cruzados, o roturas de una cadena o de la doble cadena. En el nivel cromosómico, las anomalías posradiación se deben habitualmente a roturas cromosómicas y errores en la reunión de los cromosomas después de la replicación. Todos estos cambios exigirán la presencia de dos acontecimientos nocivos distintos y por tanto podrían depender del cuadrado de la dosis. La segregación incorrecta del ADN con lesión cromosómica durante la mitosis es la causa más probable de la muerte celular mitótica inducida por la radiación.

La evolución de los fenómenos que participan en la lesión biológica debida a la radiación es muy variable. El proceso físico de absorción de la radiación se produce en aproximadamente  $10^{-15}$  segundos. Los radicales hidroxilos persisten durante alrededor de  $10^{-5}$  segundos, período durante el que pueden causar lesiones. Los intervalos entre la lesión física y la aparición de la lesión biológica no son homogéneos. Si la lesión tiene lugar en una zona no esencial de la célula, puede no haber efecto biológico mensurable alguno. Si se produce un daño letal, tal vez se exprese horas o días más tarde, cuando la célula intente dividirse. Si se trata de una lesión oncogénica, la expresión puede aparecer hasta  $\geq 40$  años después. Por último, si se trata de una mutación, sobre todo de una mutación recesiva, quizá no se exprese durante muchas generaciones.

La dosis de radiación se cuantifica a través de la cantidad de energía absorbida por unidad de masa. La unidad internacional es el gray (Gy) que se define como un joule por kilogramo. Otra unidad más antigua es el rad, que es igual a 0.01 Gy ó 1 centigray (cGy).

### **2.3.1 Reparación y Repoblación.**

Cuando las diferentes células se ven expuestas a una dosis de radiación, responden de distintas maneras. En primer lugar, si no se produce lesión alguna de una región crítica de la célula, esta no se verá afectada. En segundo lugar, si se produce una lesión suficiente en un lugar crítico, la célula morirá en una de sus divisiones posteriores (daño letal). Por último, las células pueden sufrir lesiones subletales que serán reparadas si esa célula dispone del tiempo, la energía y los nutrientes suficientes. Esta reparación de las lesiones subletales es la razón por la cual las células pueden tolerar dosis totales de radiación más altas cuando esta se administra en múltiples fracciones pequeñas. Los tejidos de reparación lenta, como la médula espinal, tienden a responder también lentamente (en el plazo de 6 a 8 horas), pero esta reparación es prácticamente completa. Por el contrario, en los tejidos de reparación rápida, como la piel, las mucosas y la médula ósea, se producen en muchos casos reparaciones incompletas. Este efecto podría deberse a la continua necesidad de división que experimentan estas células, que podría producir la fijación de la lesión más que su reparación.

Las células normales y las tumorales pueden dividirse durante la teleterapia fraccionada. La repoblación es beneficiosa porque reduce la lesión global del tejido. En un tumor dado, el tratamiento con un agente citotóxico (como la teleterapia) puede hacer que las células se dividan con más rapidez que antes del tratamiento. Este fenómeno se conoce como repoblación acelerada. Debido a este fenómeno, la radioterapia debería completarse lo antes posible una vez iniciada. Se deduce asimismo que es mejor demorar el comienzo del tratamiento que sufrir retrasos una vez que este se ha iniciado. Por último, durante una teleterapia fraccionada prolongada, las últimas fracciones de la dosis serán menos efectivas que las primeras, porque los clonógenos supervivientes estarán experimentando una repoblación acelerada.

### **2.3.2 Dosis, tiempo y fraccionamiento.**

Las consideraciones de proporción dosis-tiempo constituyen una función compleja que expresa la mutua dependencia de la dosis total, el tiempo y el número de tratamientos en la producción de un efecto biológico en un volumen tisular dado. Este efecto se basa en las cuatro erres de la radiobiología: reparación de las lesiones subletales, repoblación de las células entre fracciones, redistribución de las células a lo largo del ciclo celular y reoxigenación después de una o más fracciones de radiación. Prácticamente, el fraccionamiento de la dosis conserva el tejido normal permitiéndole reparar las lesiones subletales y conseguir la repoblación de sus células entre fracciones. Al mismo tiempo, incrementa la lesión de las células tumorales por reoxigenación de las células hipóxicas y redistribución de las células hacia las fases más sensibles del ciclo celular.

No todas las células y tejidos son igualmente sensibles o vulnerables a las radiaciones. Las células más activas y que crecen con mayor rapidez, tienden a ser las más radiosensibles en un tejido cualquiera, así como las que son menos especializadas. Por esta razón, los tejidos se agrupan según su sensibilidad, en orden de radiosensibilidad: Tejido linfático, especialmente los linfocitos; tejido hematopoyético, productor de glóbulos blancos y plaquetas; tejido epitelial del tracto digestivo; tejido gonadal, los testículos son más sensibles que los ovarios; el folículo piloso, raíz del cabello; células endoteliales de los vasos sanguíneos y el peritoneo; epitelio del hígado y suprarrenales; otros tejidos: óseo, muscular y sistema nervioso.

## **2.4 Modalidades de la radioterapia.**

### **2.4.1 La Teleterapia .**

La teleterapia consiste en la irradiación de un volumen de tejidos situado a una determinada profundidad por debajo de la piel, mediante la incidencia de uno o varios haces de radiación.

Las características de la teleterapia en relación con la braquiterapia son las siguientes:

- La distribución de dosis en el espacio no es tan concentrada, pero puede hacerse mucho más homogénea que en la braquiterapia.
- La distribución de dosis en el tiempo también tiene un esquema completamente distinto que en braquiterapia, mientras que en ésta se da una dosis de forma continua a lo largo de unas cuantas horas o días, a una tasa no demasiado alta -de unos 50 cGy/hora-, en teleterapia se proporciona una dosis a una tasa bastante más alta, de unos 100 ó 200 cGy/min., pero se distribuye a lo largo de un ritmo de una a tres sesiones de duración de uno a cinco minutos, durante varias semanas.

Esta clase de fraccionamiento favorece la recuperación biológica de los tejidos, así como la oxigenación de células tumorales hipóxicas, proceso que tiene lugar en los periodos intersecciones.

Los volúmenes irradiados con teleterapia son, en general, mayores que los que se irradian con braquiterapia. La irradiación con teleterapia cubre volúmenes que van desde unos cuantos  $\text{cm}^3$  hasta la irradiación del cuerpo completo.

La distribución de dosis dentro de los tejidos, para los tratamientos de teleterapia, es una función de la clase de radiación X, gamma o  $e^-$  (electrones), n (neutrones), p (protones), etc.; de la energía de la radiación; de la distancia fuente-tejido; del

tamaño de los campos empleados; de las características del equipo que produce la radiación, y de la técnica empleada, entre otros.

Los haces de radiación de teleterapia se atenúan cuando entran en los tejidos, dando el máximo en la piel, o a unos milímetros o centímetros por debajo de ella a medida que la energía de la radiación crece.

Las ventajas de la radiación de alta energía frente a la de energía media son evidentes, pero también hay límites en la alta energía. Durante los años 60 se desarrollaron aceleradores de electrones circulares y lineales que producían haces de fotones de 40 MeV y de electrones de 30 MeV; hoy se ha demostrado que estas energías tan altas no proporcionan ventajas frente a los haces de 10 a 20 MeV de fotones y, a cambio, los equipos son más sofisticados y mucho más costosos; por tanto, en la actualidad, no se fabrican aceleradores de más de 20 ó 25 MeV de fotones. También han dejado de fabricarse los betatrones para usos médicos ya, que se ha demostrado que los aceleradores lineales son más versátiles.

#### **2.4.2 La Braquiterapia.**

La braquiterapia es un tratamiento por radiación dentro del paciente, lo más cerca posible del cáncer. La radiación se administra dentro del cuerpo con isótopos (elementos químicos), como alambres, semillas o varillas. Se suele utilizar en el tratamiento del cáncer cervical, uterino, vaginal o rectal, así como el del cáncer de ojo y de determinados cánceres de cuello y cabeza. No obstante, la terapia puede utilizarse también para tratar muchos otros cánceres.

Existen dos tipos de braquiterapia:

- Tratamiento intracavitario - se colocan recipientes que contienen fuentes radioactivas en el tumor o cerca de éste a través de las cavidades del cuerpo, como la vagina, el útero o la tráquea.
- Tratamiento intersticial - las fuentes radioactivas solas se colocan en el tumor y pueden permanecer en el paciente para siempre.

Según la localización de la braquiterapia:

1) Braquiterapia endocavitaria o endoluminal: En este tipo se introducen unos dispositivos que tienen la forma de la cavidad del órgano a tratar, como son cilindros vaginales, colpostatos, sondas endouterinas, endoesofágicas, endobronquiales, etc.

2) Braquiterapia intersticial: En este tipo se introducen unas agujas huecas a través del área tumoral. Estas agujas pueden hacer de guía para la introducción posterior de tubos huecos de plástico por la que circulará la fuente radiactiva.

3) Braquiterapia de contacto superficial: En este tipo los tubos están en contacto, generalmente con la piel, adoptando su forma y sujetos con moldes de cera. Se ha utilizado para epitelomas de nariz y resto de la cara.

## **2.5 Etapas del Tratamiento con Teleterapia.**

El tratamiento del cáncer con teleterapia inicia después de un largo y exhaustivo proceso de identificación de la patología; es el médico oncólogo el encargado de efectuar un examen físico y analizar los estudios previos que lleva el paciente, puede ser necesario efectuar más estudios diagnósticos, como placas radiográficas, tomografía axial computada, biopsias, análisis bioquímicos, etc. En base a todos estos estudios realizados, determina el tamaño y localización del tumor, el grado de diferenciación de las células neoplásicas, la invasión a tejidos vecinos, la pérdida o no de funcionalidad del órgano comprometido, la presencia o no de metástasis y la existencia o no de ganglios linfáticos comprometidos. De esta manera, se establece el estadio del cáncer. Luego se decide a través de un comité integrado por médicos oncólogos, radioterapeutas, cirujanos, patólogos,

etc. cual es la mejor estrategia terapéutica a seguir para cada paciente, según su diagnóstico, escogiendo ya sea tratamientos de quimioterapia, cirugía, radioterapia o tratamientos combinados.

Si se indica realizar Radioterapia externa o teleterapia, debe previamente efectuarse una planificación de la técnica particular a utilizar con cada paciente. En esta etapa de análisis y decisión, llamada también como preplanificación, interviene el médico radioterapeuta y el físico médico; ellos deciden, entre otras cosas, la dosis total a entregar, el fraccionamiento óptimo, las incidencias y las energías que deberán tener los haces de rayos o electrones.

En general, para cada localización del tumor, existe más de una técnica de tratamiento mediante teleterapia. Algunas son más efectivas que otras, sin embargo no todos los centros adoptan estas técnicas; entre los motivos de esta decisión se encuentran: las técnicas que demandan más tiempo, más controles y mayores esfuerzos humanos y tecnológicos.

La siguiente etapa es la simulación del tratamiento, que es como un ensayo, durante el cual se ubica al paciente en la posición que deberá tener durante el tratamiento (un promedio de 30 días hábiles). Es decir, en la posición en la cual el tumor que se quiere tratar, se encuentra "alineado" con el haz de tratamiento, independientemente del ángulo desde el que se lo irradie.

En la Sala de Simulación se encuentra el equipo simulador y una camilla. Ambos dispositivos poseen los mismos movimientos que la camilla y el equipo donde se realizará el tratamiento. El equipo simulador sirve para ubicar la región a tratar, permite además establecer el tamaño de los campos de tratamiento y el ángulo de incidencia, lo cual queda registrado en las placas radiográficas "simuladoras". Sobre estas placas, posteriormente, se marcarán las zonas a proteger mediante

bloques que atenúan la radiación. La simulación dura menos de una hora, sin embargo el tratamiento dura típicamente 30 días. Por lo tanto, debe garantizarse que el paciente adopte la misma posición que durante la simulación: de manera de siempre irradiar la zona que se quiere tratar. De ahí la importancia de llevar un registro bien documentado, valiéndose de:

- Una "hoja de marcación", en la cual se anotan las incidencias del haz, los tamaños del campo, distancias, ángulos, posicionamiento. También se registran las características dosimétricas como: la energía a utilizar en cada incidencia, la dosis diaria y la dosis total.
- las placas simuladoras que indican la incidencia y tamaño del campo de tratamiento y sobre las que, posteriormente, se marcarán los bloques de protección.
- las marcas de tinta y tatuajes sobre la piel del paciente indicando los límites del campo y la ubicación de los láseres localizadores.
- en el caso del rostro, utilizar máscaras individuales para posicionamiento del paciente, que elimina las marcas rojas, porque se marca la máscara y no la piel del paciente, fotografías para visualizar el posicionamiento del paciente, el uso de dispositivos de fijación y los detalles de la zona de tratamiento.

Luego de la simulación, es conveniente realizar una tomografía computada de simulación en la zona a tratar. Esta tomografía no es lo mismo que una tomografía diagnóstica. Se ubica al paciente en la misma posición, sobre camilla plana y rígida, con los mismos dispositivos que se utilizaron durante la simulación y marcadores radiopacos en la piel sobre las marcas de la simulación. Al alinear al paciente así posicionado, con los láseres del tomógrafo se puede saber cuál corte corresponde con el centro de los campos de radioterapia, cuál con los extremos, etc. El tomógrafo de simulación tiene una calibración diaria de las densidades electrónicas y un control de calidad más extenso que los tomógrafos comunes.

Los cortes tomográficos se transmiten al planificador, para que éste pueda efectuar los cálculos de dosis teniendo en cuenta las diferentes profundidades y densidades de los tejidos del paciente que el haz deberá atravesar para llegar al tumor.

### **2.5.1 Planificación.**

La planificación de tratamientos es un proceso que involucra la determinación de los parámetros considerados óptimos para obtener una dosis homogénea del tumor y una dosis mínima en los tejidos sanos vecinos. Estos parámetros incluyen el volumen que se desea irradiar (target), las estructuras limitadas en dosis, el volumen total que recibirá irradiación, la dosis prescrita, el fraccionamiento de la dosis, la posición del paciente, el tipo de máquina utilizada para el tratamiento.

La planificación es realizada por el dosimetrista, el médico y el físico. En esta etapa se determinan los parámetros definitivos del tratamiento: número, tamaño e incidencia de los campos, energía de los fotones y/o electrones, utilización o no de filtros en cuñas. Como resultado de este proceso se obtiene la distribución de dosis y el tiempo de irradiación de cada campo. El plan definitivo debe ser aprobado y firmado por el físico y el médico.

Dentro de la planificación del tratamiento se pueden definir, conociendo la ubicación y la extensión del tumor, dos volúmenes:

- \* Volumen del Tumor Macroscópico (Gross Tumor Volume - GIV)

- \* Volumen del Tumor Clínico (Clinical Tumor Volume - CTV)

Durante el proceso se pueden definir además otros volúmenes:

- \* Volumen de Planificación (Planning Target Volume - PTV)

- \* Órganos de riesgo

Ya como resultado de la planificación del tratamiento, se pueden describir los volúmenes:

- \* Volumen Tratado (Treated Volume)

\* Volumen Irradiado (Irradiated Volume)

### **2.5.2 Inicio del Tratamiento por el Físico.**

Inmediatamente después que el paciente es ubicado en la posición de tratamiento, es necesaria una segunda aprobación para iniciar el tratamiento. En este caso, la aprobación es responsabilidad del físico, quien verifica todo lo registrado en la carpeta técnica. Verifica, por ejemplo: el posicionamiento del paciente, las distancias de la fuente de rayos hasta la piel, la concordancia del campo lumínico con las marcas en piel trazadas durante la simulación, la concordancia de los láseres con las líneas en piel, chequea que las dosis a entregar por cada incidencia (anotadas en la "hoja de tratamiento" de la "Carpeta Técnica") correspondan a las dosis calculadas por el planificador para esa incidencia (impresas en el "plan de tratamiento" y calculadas a mano para corroborar a su vez el cálculo del planificador de dosis), etc.

### **2.5.3 Realización de Placas Verificadoras Semanales Y Fin Del Tratamiento.**

Este control, es quizás uno de los más importantes, ya que incluso la coincidencia del campo lumínico y de los láseres con las marcas en piel puede no ser suficiente para asegurar que se está irradiando la zona que se quiere irradiar y se está protegiendo la zona que se quiere proteger; por lo tanto es necesario contar con un medio apropiado para asegurar esto. Las placas verificadoras, como ya lo señalamos, permiten relacionar el campo radiante con todas las estructuras anatómicas del paciente, y en última instancia permiten comprobar la repetibilidad del posicionamiento a lo largo del tratamiento.

Los médicos deben realizar un seguimiento del estado de salud del paciente, para lo cual una vez a la semana efectuarán un examen clínico de todos los pacientes. No obstante, cada vez que el paciente así lo requiera puede solicitar una consulta

con cualquiera de los médicos. Es obligatorio la realización de exámenes de sangre y otros análisis específicos.

En los meses posteriores a la finalización del tratamiento, se seguirá la evaluación del paciente; esta tarea llevada a cabo por los médicos de la institución se prolongará por años.

## **2.6 Terapias Utilizadas en Teleterapia para el Tratamiento del Cáncer.**

El objetivo específico en tratamientos con radiaciones como la teleterapia, es el poder dar tratamientos con los mínimos márgenes de errores en la radiación de tejidos, dosis, tiempo y profundidad de radiación adecuadas; para conseguir tal fin, el personal involucrado durante todo el proceso del tratamiento, debe valerse de una serie de procedimientos y métodos que garanticen un buen resultado, además de contar con la instrumentación y los equipos necesarios para poder garantizar un tratamiento efectivo.

Las importantes mejoras tecnológicas observadas, como fueron los aparatos de megavoltage (unidades de cobalto60 y aceleradores lineales), paralelo al inicio en la utilización de los modernos sistemas de dosimetría clínica y de planificación de tratamientos combinando fotones y electrones de diferentes energías, demuestran los grandes avances en la calidad del tratamiento. En las dos últimas décadas se han introducido dos nuevos grupos de avances que han permitido dar un paso más en la sofisticación de los tratamientos radioterápicos. En primer lugar la aparición de nuevas técnicas de imagen, que nos permiten delimitar con mayor precisión la localización del tumor, sus áreas potenciales de expansión de enfermedad subclínica y los órganos a riesgo dentro los campos de tratamiento radioterapéutico, y en segundo lugar el desarrollo de mejores sistemas de planificación de tratamiento en las tres dimensiones del espacio (3D) basados en complejos sistemas informáticos de cálculo, todo ello unido a la disponibilidad de nuevas tecnologías más precisas en la administración de los haces de irradiación.

Este conjunto de nuevas aportaciones nos permite, en definitiva, administrar una mayor dosis total de irradiación con una distribución espacial ajustada (conformada) de forma muy precisa al volumen tumoral, respetando los órganos sanos en la vecindad.

### **2.6.1 Terapia Superficial.**

El término *terapia superficial* se aplica al tratamiento con rayos-X producidos a potenciales entre el rango de 50 a 150 kV. Los tratamientos superficiales son aplicados usualmente con la ayuda de aplicadores o conos adheridles al diafragma de la máquina. La SSD (distancia fuente-piel) se encuentra típicamente entre los rangos de 15 y 20 cm. La máquina es usualmente operada a corrientes de tubo de 5 a 8 mA.

Como se ve en la Figura 2.2 línea c, un haz superficial de la calidad mostrada es útil para irradiar tumores confinados alrededor de los 5 mm de profundidad (~90% dosis profunda). Más allá de esta profundidad, el decaimiento de la dosis es demasiado severa para llevar una adecuada dosis profunda sin una considerable sobredosis de la piel superficial.

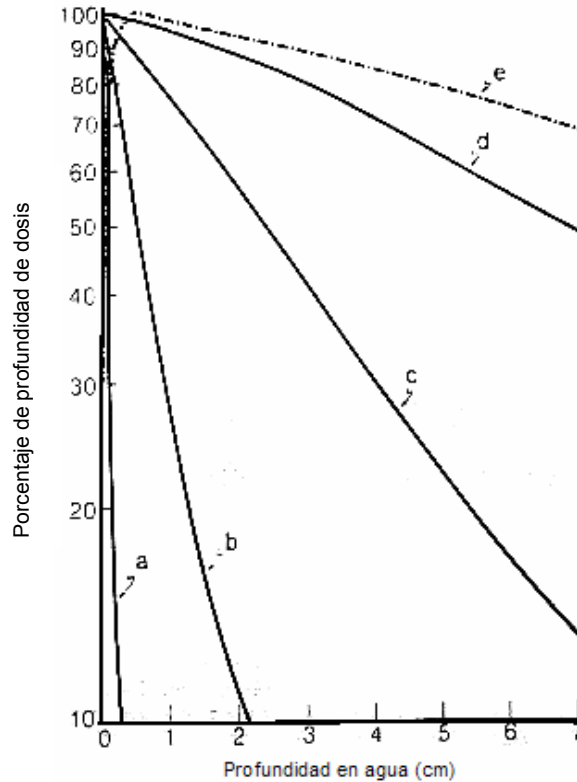


Figura 2.2. Curva de profundidad de dosis o tejidos suaves para diferentes haces.

### 2.6.2 Terapia de Ortovoltaje o Terapia Profunda.

El término terapia de ortovoltaje, o terapia profunda, es usada para describir el tratamiento con rayos-X producidos a potenciales entre los rangos de 150 a 500 kV. La mayoría de los equipos de ortovoltajes son operados desde 200 a 300 kV y entre 10 y 20 mA. Aunque se pueden usar conos para colimar el haz en el tamaño deseado, un diafragma móvil, consistente en placas de plomo, permite un ajuste constante del tamaño del campo. La SSD es usualmente colocada a 50 cm.

En la Figura 2.2 línea d se muestra la curva de dosis profunda para un haz de ortovoltaje moderadamente filtrado. La dosis máxima ocurre cerca de la superficie de la piel, con el 90% de ese valor ocurre a una profundidad de más o menos 2 cm. De este modo, con un tratamiento de un solo campo, la dosis adecuada no puede ser administrada a un tumor más allá de esta profundidad. De cualquier

modo, incrementando la filtración del haz y combinando dos o más haces dirigidos hacia el tumor desde diferentes direcciones, uno de ellos puede entregar una mayor dosis a tumores profundos. Hay muchas limitaciones para el uso de haces de ortovoltaje en el tratamiento de lesiones más profundas de 2 a 3 cm. La más grande limitación es la dosis de la piel, la cual llega a ser demasiada cuando se administran las dosis adecuadas a los tumores situados profundamente.

### **2.6.3 Terapia de Supervoltaje.**

La terapia de rayos-X en el rango de 500 a 1000 kV ha sido designado como terapia de alto voltaje o terapia de supervoltaje. En la búsqueda de haces de rayos-X de mayor energía, se logró un progreso considerable durante la época de la posguerra con el desarrollo de máquinas de mayor voltaje. El mayor problema en ese tiempo fue instalar el transformador de alto voltaje. Se volvió aparente que los sistemas de transformadores convencionales no eran adecuados para producir potenciales mucho mayores a 300 kVp.

### **2.6.4 Terapia de Megavoltaje.**

Los haces de rayos-X con energías de 1 MV o mayores pueden ser clasificados como haces de megavoltaje. Aunque el término se aplica estrictamente a los haces de rayos-X, los haces de rayos  $\gamma$  (gamma) producidos por radionucleidos son también comúnmente incluidas en esta categoría si su energía es de 1 MV o mayores. Ejemplos de máquinas clínicas de megavoltaje son aceleradores tales como el generador de Van de Graff, el acelerador lineal, betatrón y microtrón, y la teleterapia con unidades de rayos  $\gamma$  como el cobalto-60.

## 2.7 Equipos de teleterapia para el tratamiento de cáncer.

### 2.7.1 La Unidad de Cobalto-60.

Los radionucleidos tales como radio-226, cesio-137, y cobalto-60 han sido usados como fuentes de rayos  $\gamma$  (gamma) para teleterapia. Estos rayos  $\gamma$  son emitidos desde los radionucleidos mientras estos experimentan desintegración radioactiva. De todos los radionucleidos, el  $\text{Co}^{60}$  ha probado ser el más adecuado para la radioterapia de haz externo. Las razones de esta decisión sobre el radio y el cesio son la alta actividad específica posible (curies<sup>4</sup> por gramo), la elevada transmisión de radiación por curie y la alta energía de fotón promedio. Estas características para los tres radionucleidos son comparadas en la Tabla 2.1. Además, el radio es mucho más caro y tiene una gran autoabsorción de su radiación en comparación con el cesio o el cobalto.

**Tabla 2.1.** Características de fuentes para teleterapia<sup>5</sup>

Radionucleido	Vida Media (Años)	Energía de Rayos $\gamma$ MeV	Valor de $\Gamma^*$ $\left(\frac{Rm^2}{Ci-h}\right)$	Actividad específica alcanzada en la práctica
Radio-226	1622	0.83 (prom.)	0.825	~0.98
Cesio-137	30.0	0.66	0.326	~50
Cobalto-60	5.26	1.17, 1.33	1.30	~200

\* Entre mayor el valor de  $\Gamma$ , mayor será la razón de exposición o la salida por curie de la fuente de teleterapia

#### 2.7.1.1 La Fuente.

La fuente de  $\text{Co}^{60}$  es producida mediante irradiar al  $^{59}\text{Co}$ , ordinario y estable, con neutrones en un reactor. La reacción nuclear puede ser representada por  $^{59}\text{Co}(n,\gamma)\text{Co}^{60}$ .

<sup>4</sup> Curie: es una unidad de medida de la radioactividad, correspondiente a  $3.7 \times 10^{10}$  desintegraciones por segundo.

<sup>5</sup> Tabla tomada del libro: The Physics of Radiation Therapy. Faiz M. Khan. Tercera Edición año 2003.

La fuente de  $^{60}\text{Co}$ , usualmente en la forma de un cilindro sólido, o paletas, esta contenido dentro de una cápsula de acero inoxidable y sellada con soldadura. Esta cápsula es colocada dentro de otra cápsula de acero la cual es nuevamente sellada por medio de soldadura. La doble soldadura es necesaria para prevenir cualquier fuga de material radioactivo.

La fuente de  $^{60}\text{Co}$  decae en  $^{60}\text{Ni}$  con la emisión de partículas  $\beta$  ( $E_{\text{máx}}=0.32$  MeV) y dos fotones por desintegración con energías de 1.17 y 1.33 MeV. Estos rayos  $\gamma$  constituyen el haz útil para el tratamiento. Las partículas  $\beta$  son absorbidas en el metal cobalto y las cápsulas de acero inoxidable resultando en la emisión de rayos-X bremsstrahlung y una pequeña cantidad de rayos-X característicos. Sin embargo, estos rayos-X de energía promedio de alrededor de 0.1 MeV no contribuyen apreciablemente a la dosis en el paciente debido a que son fuertemente atenuados en el material de la fuente y la cápsula. Los otros “contaminantes” para el haz de tratamiento son los rayos  $\gamma$  de baja energía producidos por la interacción de la radiación  $\gamma$  primaria con la fuente misma, la cápsula circundante, el housing de la fuente y el sistema de colimación. Los componentes de dispersión del haz contribuyen significativamente (~10%) a la intensidad total del haz. Todas estas interacciones secundarias de este modo, hasta cierto punto, resulta en una heterogeneidad del haz. Además, se producen electrones debido a estas interacciones y constituye lo que es usualmente referido como la *contaminación de electrones* del haz de fotones.

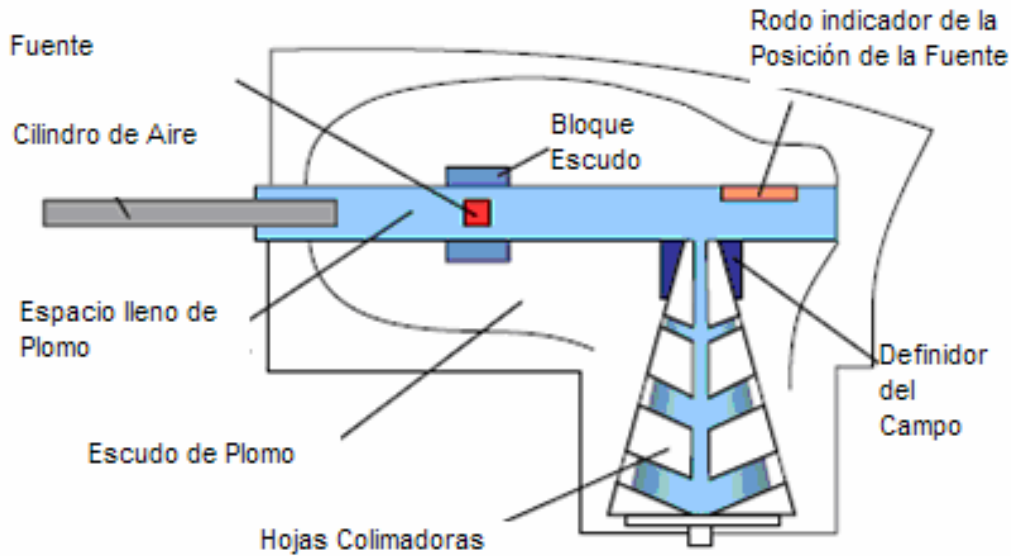


Figura 2.3. Diseño básico de un cabezal de tratamiento de una unidad de cobaltoterapia

Una fuente típica de  $\text{Co}^{60}$  para teleterapia es un cilindro entre 1.0 a 2.0 cm de diámetro y es posicionada en la unidad de cobalto con el área circular dirigida hacia el paciente. El hecho de que la fuente de radiación no es una fuente puntual complica la geometría del haz y da como resultado lo que se conoce como *penumbra geométrica*.

### 2.7.1.2 El Housing de la Fuente.

El housing para la fuente es llamado el *cabezal de la fuente* (Fig. 2.3). Esta consiste de una armazón de acero lleno de plomo para propósitos de protección y un dispositivo para llevar la fuente al frente de una abertura en el cabezal del cual el haz útil emerge. También, se provee de una manga de aleación de metal pesado para formar una protección primaria adicional cuando la fuente esta en la posición de *apagado*.

Un cierto número de métodos han sido desarrollados para mover la fuente de la posición de *apagado* a la de *encendido*. Se pueden mencionar brevemente cuatro

diferentes mecanismos: (a) la fuente es montada en una rueda giratoria dentro del cabezal de la fuente para llevar a la fuente desde la posición de apagado a la posición de encendido; (b) la fuente montada en un cajón de metal pesado más su habilidad de deslizarse horizontalmente a través de un agujero corredizo a través del cabezal de la fuente — en la posición de encendido la fuente es dirigida hacia la apertura para el haz de tratamiento y en la posición de apagado la fuente se mueve hasta la posición de la localización de la protección y una fuente de luz montada sobre el mismo cajón ocupa la posición de encendido de la fuente; (c) se le permite al mercurio que fluya dentro del espacio inmediatamente debajo de la fuente para cortar el haz; (d) la fuente es colocada en frente de la apertura y el haz puede ser encendido o apagado por un obturador consistente de unas aberturas de metal pesado. Todos los mecanismos anteriormente mencionados incorporan una función de seguridad en la cual la fuente regresa automáticamente a la posición de apagado en caso de una falla de potencia.

### **2.7.1.3 Colimación del Haz y la Penumbra.**

Un sistema colimador está diseñado para variar el tamaño y forma de un haz para adecuarse a los requerimientos individuales. La más simple forma de un diafragma continuamente ajustable consiste de dos pares de bloques de metal pesado. Cada par puede ser movido independientemente para obtener un cuadrado de un campo de forma rectangular. Algunos colimadores son del tipo multiveleta, múltiples bloques que controlan el tamaño del haz. En cualquier caso, si la superficie interna de los bloques es construida paralela al eje central del haz, la radiación pasará a través de los bordes de los bloques colimadores resultando en lo que se conoce como *penumbra de transmisión*. La extensión de esta penumbra será más pronunciada para las aberturas mayores de los colimadores debido a la mayor oblicuidad de los rayos en los bordes de los bloques. Este efecto ha sido minimizado en algunos diseños adecuando los bloques colimadores haciendo que la superficie interna de estos quede siempre paralela al borde del haz. En estos

colimadores, los bloques son articulados en la parte superior del housing del colimador de este modo la pendiente de los bloques coincide con el ángulo incluido del haz. Aunque la penumbra de transmisión puede ser minimizada con tales arreglos, ésta no puede ser removida completamente para todos los tamaños de campo.

El término *penumbra*, en sentido general, significa la región, al borde de un haz de radiación, sobre el cual la tasa de dosis cambia rápidamente en función de la distancia del eje del haz. La penumbra de transmisión, mencionada anteriormente, es la región irradiada por fotones la cual es transmitida a través del borde del bloque colimador.

Otro tipo de penumbra, conocida como la *penumbra geométrica*, se ilustra en la Figura 2.4. La anchura geométrica de la penumbra ( $P_d$ ) a cualquier profundidad ( $d$ ) desde la superficie del paciente puede ser determinada, considerando triángulos semejantes  $ABC$  y  $DEC$ . De la geometría, obtenemos

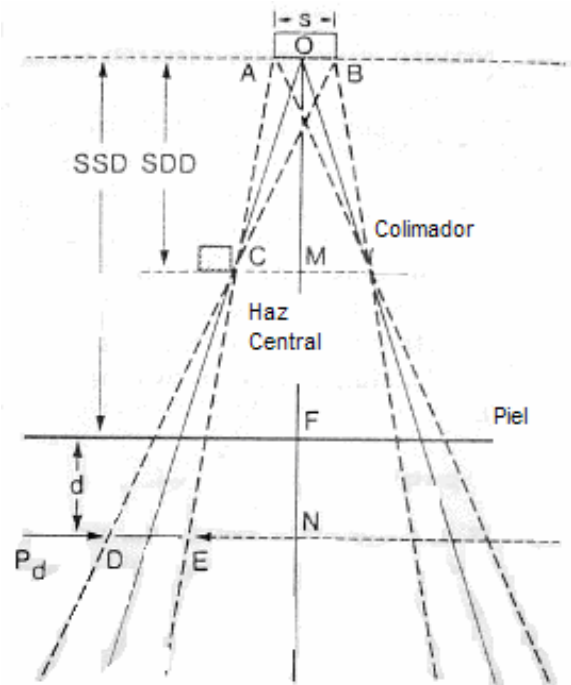


Figura 2.4. Diagrama para el cálculo de la penumbra geométrica.

$$\frac{DE}{AB} = \frac{CE}{CA} = \frac{CD}{CB} = \frac{MN}{OM} = \frac{OF + FN - OM}{OM} \quad (2.1)$$

Si  $AB=s$ , el diámetro de la fuente,  $OM=SDD$ , la distancia de la fuente al diafragma,  $OF=SSD$ , la distancia de la fuente a la superficie, entonces de la ecuación de arriba, la penumbra (DE) a la profundidad  $d$  esta dada por

$$P_d = \frac{s(SSD + d - SDD)}{SDD} \quad (2.2)$$

La penumbra en la superficie puede ser calculada sustituyendo  $d = 0$  en la ecuación 2.2.

Como lo indica la ecuación 2.2, la anchura de la penumbra incrementa con el incremento en el diámetro de la fuente, SSD, y profundidad pero decae con un incremento en SDD. La penumbra geométrica, sin embargo, es independiente del tamaño del campo mientras el movimiento del diafragma sea en un solo plano, la SDD se mantiene constante con el incremento en el tamaño del campo.

Debido a que la SDD es un parámetro importante en la determinación de la anchura de la penumbra, esta distancia puede ser incrementada por unos *trimmers de penumbra*. Estos trimmers consisten de barras de metal pesado para atenuar el haz en la región de la penumbra, de este modo se “afilan” los bordes del campo. La penumbra, sin embargo, no es eliminada completamente pero se reduce debido a que la SDD se incrementa con los trimmers. La nueva SDD es igual a la distancia de la fuente al trimmer. Una forma alternativa de reducir la penumbra es el uso de bloques secundarios, situados cerca del paciente, para redefinir o dar forma al haz. Estos bloques no deberían ser colocados más cercanos al paciente de 15 ó 20 cm debido a la excesiva contaminación de electrones producidos por la bandeja transportadora del bloque.

El efecto combinado de penumbras de transmisión y geométrica da como resultado una región en donde la dosis varía en los bordes del campo. Un perfil de la dosis del haz medido a través del haz en el aire a una distancia dada de la fuente debería mostrar dosimétricamente la extensión de la penumbra. No obstante, a una profundidad del paciente la variación de la dosis en la frontera del campo es una función no solo de las penumbras geométricas y transmisión sino también de la radiación dispersa producida por el paciente. Así, dosimétricamente, el término anchura de la *penumbra física* ha sido definida como la distancia lateral entre dos curvas isodósicas<sup>6</sup> específicas a una profundidad específica.

### 2.7.2 Acelerador Lineal.

El acelerador lineal o conocido por sus siglas en inglés como LINAC (fig. 2.5) es un dispositivo que usa ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas, como electrones de alta energía, a través de un tubo lineal. El haz de electrones de alta energía por sí mismo puede ser usado para dar tratamiento a tumores superficiales, o pueden ser dirigidos hacia un blanco para producir rayos-X para el tratamiento de tumores situados más profundamente.



Figura 2.5. Acelerador lineal.

---

<sup>6</sup> Una curva isodósica es una línea que pasa a través de puntos de igual dosis.

Hay muchos tipos de diseños de aceleradores lineales, pero los que se usan en radioterapia aceleran electrones por medio de ondas electromagnéticas tanto estacionarias como en movimiento a frecuencias en la región de las microondas (~3000 MHz). La diferencia entre los aceleradores que utilizan ondas en movimiento u ondas estacionarias, radica en el diseño de la estructura del acelerador.

Por otra parte, la estructura de la onda estacionaria provee una reflexión máxima de las ondas en ambas terminaciones de la estructura, así que la combinación de las ondas en movimiento frontal y en reversa dará un incremento a las ondas estacionarias. En el diseño de la onda estacionaria, la potencia de microondas es acoplada dentro de la estructura por medio de las cavidades de acoplamiento lateral, en vez de, a través de la apertura del haz.

Tal diseño tiende a ser más eficiente que los diseños de onda en movimiento debido a que las cavidades de transporte del haz y las cavidades de transporte pueden ser optimizadas independientemente.

La Figura 2.4 es un diagrama en bloques de un acelerador lineal médico mostrando la mayoría de componentes y sistemas auxiliares. Una *fuentes* provee potencia DC al *modulador*, el cual incluye la *red de formación del pulso* y un tubo interruptor conocido como *tiratrón de hidrógeno (hydrogen thyratron)*.

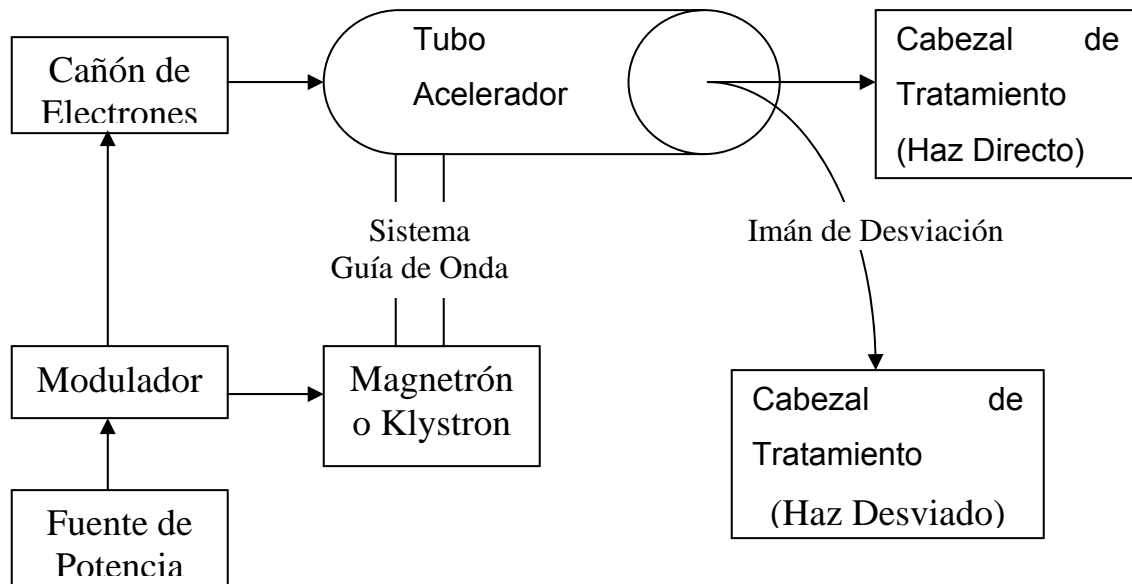


Figura 2.4. Un diagrama de bloques de un acelerador lineal médico típico.

Los pulsos de alto voltaje de la sección del modulador son por pocos microsegundos pulsos DC. Estos pulsos son entregados al magnetron o klystron<sup>7</sup> y simultáneamente al cañón de electrones. Los pulsos de microondas producidos en el magnetron o klystron son inyectados dentro del tubo acelerador o estructura por medio de un sistema de guía de onda. En el instante adecuado los electrones, producidos por un *cañón de electrones*, son también inyectados por pulso dentro de la *estructura del acelerador*.

La estructura del acelerador consiste de un tubo de cobre con su interior dividido por discos de cobre o diafragmas de apertura y espacio variante. Esta sección es evacuada hacia un gran vacío, como se representa en la figura 2.6. Como los electrones son inyectados dentro de la estructura del acelerador con una energía inicial de alrededor de 50 keV, los electrones interactúan con el campo

<sup>7</sup> Magnetron y klystron, ambos son dispositivos para producir microondas. Mientras que el magnetron es generalmente menos caro que el klystron, éste último tiene un lapso de vida más largo. Además, el klystron es capaz de entregar niveles más grandes de potencia requeridos para aceleradores de alta energía y son preferidos cuando el haz de energía se acerca o sobrepasa los 20 MeV.

electromagnético de las microondas. Los electrones ganan energía del campo eléctrico sinusoidal debido a un proceso de aceleración similar al de un surfer.

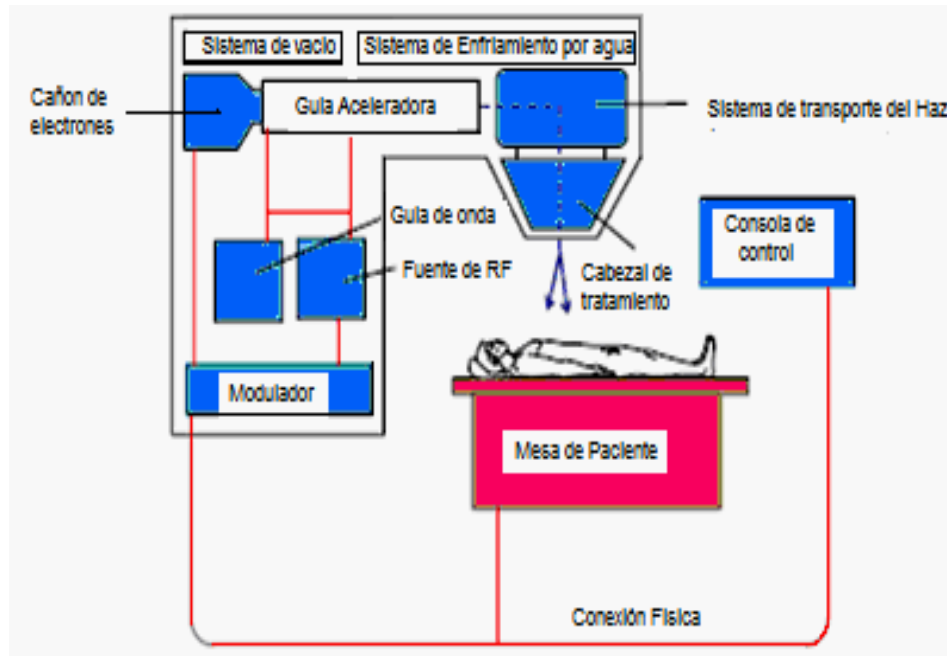


Figura 2.6. Componentes típicos de un linac.

Como los electrones de alta energía emergen de la ventana de salida de la estructura del acelerador, estos se encuentran en un haz en forma de lápiz de alrededor de 3 mm de diámetro. En los LINACS de baja energía (hasta 6 MV) con un tubo acelerador relativamente corto, se les permite a los electrones chocar de frente contra un blanco para producir rayos-X. En los LINACS de alta energía, no obstante, la estructura del acelerador es demasiado larga y, por lo tanto, es colocado horizontalmente o con un ángulo con respecto a la horizontal. Los electrones son entonces dirigidos a través de un ángulo adecuado (usualmente alrededor de  $90^\circ$  o  $270^\circ$ ) entre la estructura del acelerador y el objetivo. La precisión del haz de electrones es realizada por el *sistema de transporte del haz* consistente de unos imanes de desviación, bobinas de enfoque, y otros componentes.

### 2.7.2.1 El Magnetron.

El magnetron es un dispositivo que produce microondas. Funciona como un oscilador de alta potencia, generando pulsos de microonda de varios microsegundos de duración y con una tasa de repetición de varios cientos de pulsos por segundo. La frecuencia de las microondas en cada pulso es de alrededor de 3000 MHz.

El magnetron es de construcción cilíndrica, tiene un cátodo central y un ánodo exterior con cavidades resonantes unidas a una sola pieza de cobre (Fig. 2.7). El espacio entre el ánodo y el cátodo está desocupado. El cátodo es calentado por medio de un filamento interno y los electrones son generados por emisión termoiónica. Un campo magnético estático se aplica perpendicularmente al plano de la sección transversal de las cavidades y un campo eléctrico DC pulsante se aplica entre el cátodo y el ánodo. Los electrones emitidos desde el cátodo son acelerados hacia el ánodo por la acción del campo eléctrico DC pulsante. Bajo la influencia simultánea del campo magnético, los electrones se mueven en espirales complejas hacia las cavidades resonantes, energía radiante en la forma de microondas. Los pulsos de microondas generados son conducidos a la estructura del acelerador a través de la guía de onda.

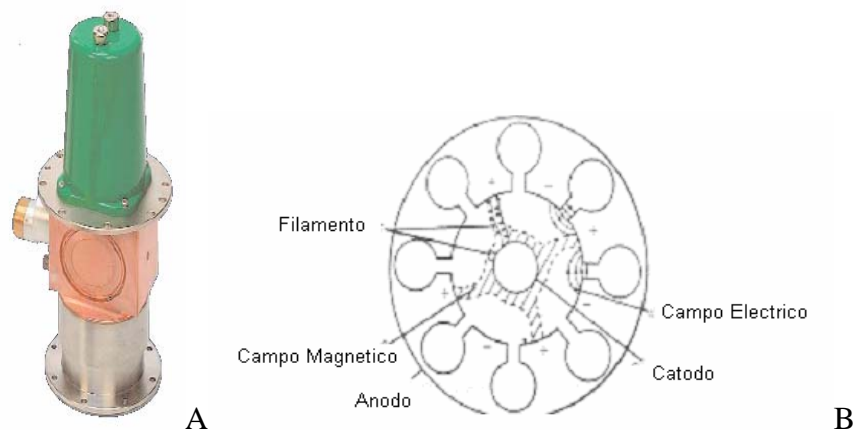


Figura 2.7. A muestran un magnetron. B, es un diagrama de la sección transversal que muestra el principio de operación del magnetron.

Típicamente, el magnetrón opera a una potencia de salida de 2 MW pico, para dar potencia a LINACS de baja energía (6 MV o menos). Aunque la mayoría de los LINACS de alta energía usan klystrones, los aceleradores de energía tan alta como de 25 MeV han sido diseñados para usar magnetrones de alrededor de 5 MW de potencia.

### **2.7.2.2 El Klystron.**

El klystron no es un generador de microondas pero es más un amplificador de microondas. Necesita ser manejado por un oscilador de microondas de baja potencia.

La Figura 2.8 muestra un dibujo de la sección transversal de un klystron elemental de dos cavidades. Los electrones producidos por el cátodo son acelerados por un pulso de voltaje negativo dentro de la primera cavidad, llamada la cavidad colectora, la cual es energizada por microondas de baja potencia. Las microondas crean un campo eléctrico alternante a través de la cavidad. La velocidad de los electrones se hace variar por la acción de este campo eléctrico debido a un proceso conocido como modulación de la velocidad. Algunos electrones ven incrementada su velocidad mientras que otros son desacelerados y algunos otros no son afectados. Esto da como resultado grupos de electrones a la velocidad modulada del haz pasando a través de un campo libre en el tubo de flujo.

Cuando los grupos de electrones llegan a la cavidad recibidora (ver Fig. 2.8), estos electrones inducen cargas al final de estas cavidades y es por ello que generan un campo eléctrico retardado. Los electrones experimentan una desaceleración, y por el principio de conservación de energía, la energía cinética de los electrones se convierte en microondas de alta potencia.

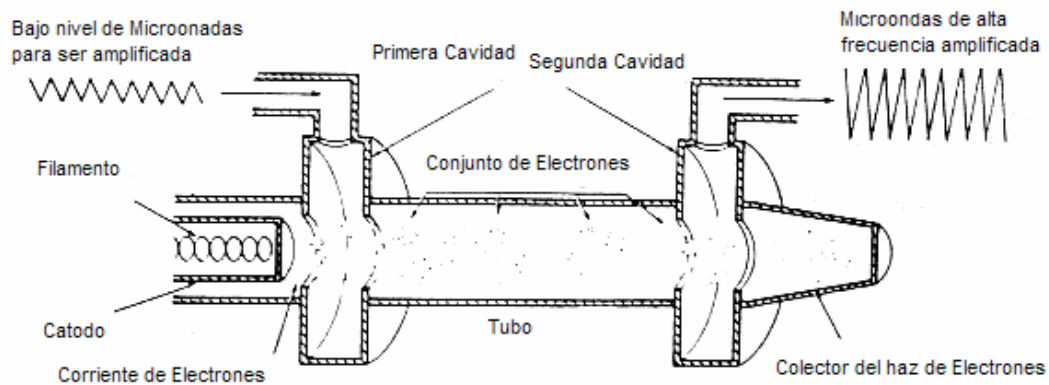


Figura 2.8. Dibujo de la sección transversal de un klystron de dos cavidades.

### 2.7.2.3 El Haz de Rayos-X del LINAC.

Los rayos-X Bremsstrahlung son producidos cuando los electrones se hacen incidir en un blanco constituido por un material de alta impedancia como el tungsteno. El blanco es enfriado con agua y es lo suficientemente grueso como para absorber la mayoría de los electrones incidentes. Como resultado de la interacción bremsstrahlung, la energía del electrón se convierte a energía en el espectro de los rayos-X con una energía máxima igual a la energía del electrón incidente. La energía promedio de los fotones del haz es aproximadamente una tercera parte de la energía máxima.

Queda a criterio de los fabricantes diseñar sus aceleradores lineales con ambas modalidades, tratamiento por electrones o rayos-X. Por ejemplo, la unidad Varian Clinac 18 produce haces de electrones con energías de 6, 9, 12, 15, y 18 MeV y energía de rayos-X de 10 MV. Es de hacer notar que el haz de electrones es diseñado en mega-electrón voltios porque es extremadamente monoenergético antes de incidir en la superficie del paciente. El haz de rayos-X, por el contrario, es heterogéneo en energía y es designado en megavoltios, como si el haz fuese producido aplicando ese voltaje a través de un tubo de rayos-X.

#### **2.7.2.4 El Haz de Electrones.**

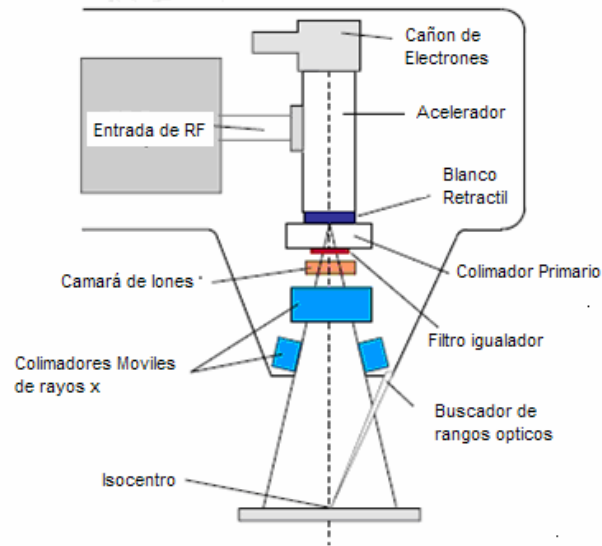
Como se mencionó anteriormente, el haz de electrones, cuando sale de la ventana del tubo del acelerador es como un lápiz delgado que tiene un diámetro de 3 mm aproximadamente. En el modo electrón de un LINAC, este haz, en vez de golpear el blanco, se hace golpear contra una capa esparcidora de electrones con el fin de propagar el haz así como también obtener un flujo uniforme de electrones a través del campo de tratamiento. La capa esparcidora consiste de una capa metálica delgada, usualmente de plomo. El grosor de esta capa es tal que la mayoría de los electrones son esparcidos en vez de sufrir el fenómeno bremsstrahlung. Sin embargo, una pequeña fracción de la energía total queda convertida en bremsstrahlung y aparece como una contaminación de rayos-X del haz de electrones.

En algunos LINACS, el ensanchamiento del haz de electrones es realizado por un escaneo electromagnético del haz lápiz de electrones sobre una gran área. Aunque esto minimiza la contaminación de rayos-X, algunos rayos-X siguen siendo producidos por electrones golpeando las paredes del colimador u otros materiales de número atómico elevado en el sistema de colimación de electrones.

#### **2.7.2.5 Cabezal de Tratamiento.**

El cabezal de tratamiento (Fig. 2.9) consiste de un armazón grueso de material protector de alta densidad como plomo, tungsteno, o aleación de plomo-tungsteno. Consta de un blanco de rayos-X, la placa esparcidora, el filtro igualador (flattening filter), la cámara de iones, el colimador fijo y móvil, y el sistema de luz localizador.

A



B

C

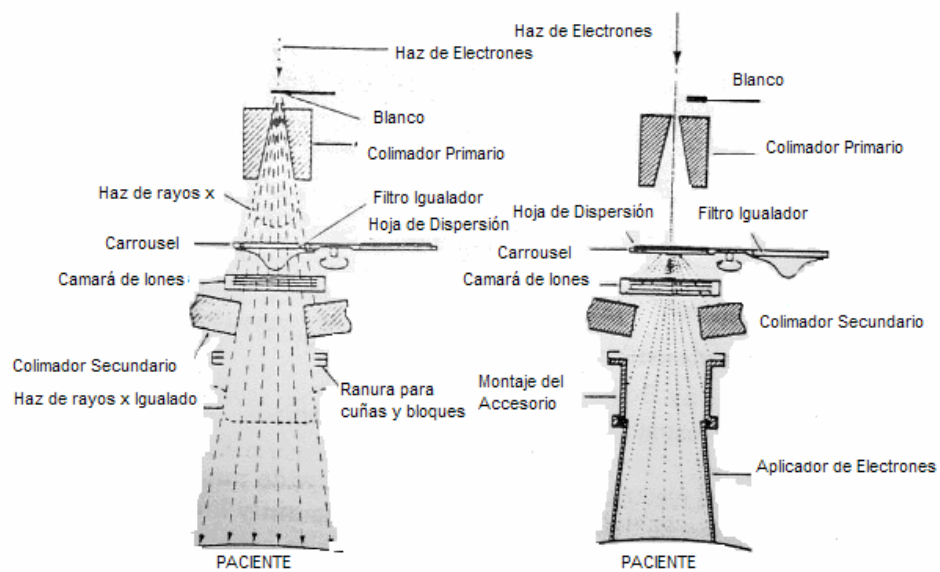


Figura 2.9.A, Componentes del cabezal de tratamiento. Figura 2.8 B, modo de terapia con rayos-X. Figura 2.8 C, modo de terapia de electrones.

### 2.7.2.6 El Blanco y el Filtro Igualador

Para hacer la intensidad del haz uniforme a través del campo, un filtro igualador (flattening filter), es insertado en el haz (Fig. 2.8a). Este filtro esta hecho

usualmente de plomo, aunque también se puede usar o recomendar el tungsteno, uranio, acero, aluminio o alguna combinación de estos materiales.

#### **2.7.2.7 Colimación del Haz y Monitorización.**

El haz de tratamiento es inicialmente colimado por un colimador primario fijo localizado inmediatamente después del blanco de rayos-X. En el caso de los rayos-X, el haz colimado pasa a través del filtro igualador (flattening filter). En el modo de electrón, el filtro es apartado del camino del haz (Fig. 2.8b).

El haz de rayos-X filtrado o el haz de electrones se hace incidir en las cámaras de monitorización de la dosis. El sistema de monitorización consiste de varias cámaras de iones o de una sola cámara con muchas placas.

La función de la cámara de iones es la de monitorear la tasa de dosis, la dosis íntegra, y la simetría del campo. Ya que las cámaras están en un campo de radiación de alta intensidad y el haz es pulsátil. Es importante asegurarse que la eficiencia del total de iones de las cámaras se mantenga constante con los cambios en la tasa de dosis. Se tiende a aplicar voltajes en el rango de 300 a 1000 V a través de los electrodos de la cámara, dependiendo del diseño de la cámara. Al contrario de las cámaras de calibración del haz, las cámaras de monitorización en el cabezal de tratamiento usualmente están selladas, así que su respuesta no es influenciada por la temperatura y presión del exterior. Después de pasar a través de las cámaras de iones, el haz es posteriormente colimado por un *colimador de rayos-X móvil*. Este colimador consiste dos pares de bloques de plomo o tungsteno las cuales proveen de un abertura rectangular desde  $0 \times 0$  hasta el tamaño máximo del campo ( $40 \times 40$  cm o un poco menos) proyectado a una distancia estándar como 100 cm de la fuente de rayos-X. Los bloques colimadores son obligados a moverse de tal modo que el borde del bloque esta siempre a lo largo de una línea radial pasando a través del blanco.

La definición del tamaño del campo es proveído por un *sistema de luz localizador* en el cabezal de tratamiento. Una combinación de espejo y fuente de luz localizados en el espacio entre las cámaras y se proyecta un haz de luz como si fuese emitido desde el punto focal de rayos-X. De este modo el campo de luz es congruente con el campo de radiación.

Mientras que los sistemas de colimación de rayos-X de la mayoría de los LINACS médicos son similares, los *sistemas de colimación de electrones* varían ampliamente. Debido a que los electrones se dispersan fácilmente en el aire, la colimación del haz debe ser hecha cerca de la superficie de la piel del paciente. Existe una dispersión considerable de electrones desde la superficie del colimador. La tasa de dosis puede cambiar en un factor de dos o tres cuando las aberturas del colimador son abiertas hasta los límites máximos del tamaño del campo. Si los electrones fuesen colimados por las mismas aberturas, las mismas que se usan para los rayos-X, existiría una necesidad extremadamente severa sobre la ganancia de las aberturas, debido a que la salida más crítica depende del área superficial del colimador. Este problema ha sido resuelto manteniendo el colimador de rayos-X totalmente abierto y añadiendo un colimador auxiliar para electrones en la forma de trimmers extendidos sobre la superficie de la piel. En otros sistemas, el colimador auxiliar de electrones consiste de un arreglo de conos añadidos de varios tamaños.

Cabe mencionar que debido a la dispersión de electrones la distribución de dosis en un campo de electrones es influenciado significativamente por el sistema de colimación proveído con la máquina.

### 2.7.2.8 Gantry.

La mayoría de los aceleradores lineales que se producen actualmente son contruidos de tal forma que la fuente de radiación se puede hacer rotar sobre un eje horizontal (Fig. 2.10). Mientras el gantry rota, el eje del colimador (aparentemente coincidente con el eje central del haz) se mueve en el plano vertical. El punto de intersección del eje del colimador y el eje de rotación del gantry es conocido como isocentro.

La montura isocéntrica de las máquinas de radiación tiene ventajas sobre las unidades que sólo se mueven hacia arriba y abajo. Las unidades más recientes no son adecuadas para técnicas de tratamiento isocéntrico en las cuales los haces son dirigidos desde diferentes direcciones pero interceptan en el mismo punto, el isocentro, situado dentro del paciente. No obstante, las unidades no isocéntricas usualmente son de montura giratoria; el cabezal de tratamiento puede ser girado o rotado en cualquier dirección mientras que el gantry puede moverse hacia arriba o hacia abajo. Aunque estas unidades no son tan flexibles, estas son más simples mecánicamente, más confiables, y menos caras que los modelos isocéntricos.



Figura 2.10. Fotografía de un acelerador lineal, isocéntricamente montado.

### 2.7.3 Comparación entre la máquina de $^{60}\text{Co}$ y el acelerador lineal.

Después de efectuar un estudio de la tecnología actual con la que se dispone para realizar los tratamientos en teleterapia, se presenta la siguiente tabla comparativa (Tabla 2.2) donde se presentan algunas de las características que ambas tecnologías poseen en común.

Este punto se analizará con más detalle en el capítulo 4, tomando en cuenta las variables económicas y los beneficios obtenidos en pacientes.

<b>Tabla 2.2.</b> Tabla comparativa entre características del equipo de tratamiento con $^{60}\text{Co}$ y el acelerador lineal. <sup>8</sup>		
	EQUIPO DE $^{60}\text{Co}$	LINAC
Fuente de radiación	Fuente natural que su energía decae con el tiempo	Dispositivos electrónicos que aceleran las partículas
	Nivel de energía óptimo de 1.25 MeV	Niveles de energía ajustables, alcanza hasta los 20 MeV.
	Exposición perenne resguardada por una estructura masiva con una abertura para permitir el uso del haz emergente.	Exposición se da solamente cuando el equipo esta conectado y es activado por el radiotecnólogo.
Colimadores	Posee un colimador fijo (delimitador primario) y un conjunto de bloques móviles que se desplazan simétricamente.	Posee colimador multihojas que se amoldan a la forma irregular del tumor
	Uso de cuñas de plomo o sistemas de protección para delimitar mejor la zona a radiar.	Las múltiples hojas son manejadas por su propio motor, que permiten amoldarse a la forma del tumor protegiendo los órganos críticos sin necesidad de usar sistemas de protección

<sup>8</sup> Elaborada en base a la investigación hecha a lo largo del estudio.

Tratamientos	Mejores resultados en tumores superficiales, ya que son tratamientos con poco nivel de penetrabilidad.	Se puede aplicar en cualquier tipo de tumor. Sin embargo precisa de una cuidadosa selección de pacientes con tumores localizados, muy determinados, para un mejor rendimiento.
	Puede ser combinada con otros tipos de tratamientos.	Puede ser combinado con otros tipos de tratamientos.
	Siempre existe exposición en el tejido sano.	Se resguarda los tejidos sanos de la exposición.
	Incómodos y largos por el uso de mecanismos de protección e inmovilización	Siempre se requiere de mecanismos de inmovilización
Mantenimiento	Menor costo de mantenimiento	Alto costo económico, por los diferentes dispositivos que lo componen requiere más pruebas.
	Poseen sus protocolos de mantenimiento y aseguramiento de la calidad	Poseen sus protocolos de mantenimiento y aseguramiento de la calidad.

## 2.8 Programa de Garantía de Calidad.

La calidad de un tratamiento de teleterapia esta íntimamente ligada a factores que pueden clasificarse como clínicos, tales como el diagnóstico, la localización del tumor, la estrategia de tratamiento escogida y la continua reevaluación de dicho tratamiento; otros son dosimétricos o físicos, tales como la incertidumbre en el cálculo de la dosis, su optimización y su verificación, la idoneidad de los equipos para proporcionar un haz de radiación consistente con la planificación del tratamiento; otros están, finalmente, relacionados con la aplicación práctica del tratamiento de teleterapia y con el manejo del paciente. Es por lo tanto claro que si se desea analizar la calidad de la teleterapia, debe entenderse que los tres aspectos, médico, físico o dosimétrico y de aplicación práctica, necesitan tenerse en cuenta de una manera combinada. Esto significa que numerosas acciones de los oncólogos radioterapeutas, los físicos médicos y los técnicos en teleterapia

deben realizarse de forma conjunta y que el nivel de conocimientos de cada uno de ellos afectará significativamente la calidad del tratamiento.

Es por esta razón que se debe hablar de un programa de garantía de calidad como parte integral de un estudio de tecnologías, en el que se busca garantizar tratamientos aceptables para sus pacientes, y de cómo una vez establecido un nivel de calidad en una institución, éste pueda mantenerse constante en el tiempo, o mejor aún más en base a la experiencia adquirida.

La "calidad" en teleterapia puede definirse como el conjunto de rasgos distintivos o características del proceso de la teleterapia que repercuten en su capacidad para satisfacer las necesidades declaradas o implícitas del cuidado del paciente.

Las medidas que se tomen para asegurar la calidad de un tratamiento de teleterapia proporcionan de forma implícita protección para el paciente y reducen la posibilidad de exposiciones accidentales. Por lo tanto, la protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de la calidad del tratamiento de teleterapia.

### **2.8.1 Elementos de un Programa de Garantía de Calidad.**

La institución debe desarrollar un programa escrito de su sistema de garantía de calidad en teleterapia (manual de garantía de calidad). Este debe detallar los controles de calidad, incluyendo las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada de las personas responsables de cada acción. El manual debe ser revisado periódicamente por el grupo responsable, y presentado a las autoridades del centro.

- **Apoyo institucional**

La dirección de la institución oncológica debe proveer los medios suficientes, tanto estructurales como materiales, para mejorar la calidad del cuidado del paciente. Los procesos de garantía de calidad deben ser implementados en colaboración entre las diferentes disciplinas y la administración del hospital. Dentro del centro de radioterapia la coordinación entre administradores y oncólogos radioterapeutas, físicos médicos, técnicos en teleterapia, e ingenieros de mantenimiento es crucial. Las autoridades competentes deben tomar acciones explícitas tales como:

- a) Declarar su compromiso con los principios de la Garantía de Calidad y señalar un responsable de establecer las líneas generales de un programa de garantía de calidad. Se sugiere la creación de un Comité de Garantía de Calidad formado por profesionales de las distintas categorías.
- b) Asignar recursos de personal, equipamiento de medición, entrenamiento en el uso de los equipos y en los detalles del programa de calidad, así como facilitar la disponibilidad de las unidades de tratamiento para realizar controles.

- **Equipo de Garantía de Calidad.**

Los componentes más importante del programa de garantía de calidad en teleterapia son el trabajo en equipo y el compromiso del Jefe Clínico aceptando el programa. Debe establecerse un equipo de garantía de calidad integrado por oncólogos radioterapeutas, físicos médicos, técnicos en radioterapia en general, enfermeras y personal administrativo. Para cada miembro del equipo deben facilitarse descripciones por escrito de las responsabilidades y acciones a tomar cuando un resultado esta fuera de los límites de tolerancia, así como proporcionar entrenamiento adecuado para ejecutar las responsabilidades.

- **Auditoria del Programa.**

Una auditoria de calidad es un análisis y evaluación sistemáticos del programa de Garantía de Calidad para determinar si las actividades y resultados del mismo satisfacen los objetivos con que se creó. Es importante resaltar que esta auditoria debe ser llevada a cabo por profesionales no pertenecientes a la institución, con la colaboración del personal de la misma.

Cuando se trate de verificar resultados de los procesos de medida y controles de calidad, deberán utilizarse instrumentos de medición y metodología independientes de aquellos que se usan en la institución.

- **Comité de Garantía de Calidad.**

Cuando en la institución se constituya un Comité de Garantía de Calidad (CGC), éste debería tener las atribuciones de un ente deliberador, responsabilidades asignadas, y poseer la autoridad y el apoyo para realizar sus funciones.

El CGC debe representar las diferentes disciplinas que participan en el proceso de teleterapia. Como mínimo debería tener un miembro de cada una de las áreas profesionales. Los miembros del Comité deberían ser designados por la autoridad superior de la institución, que también tiene que ser miembro del Comité. Se recomienda que éste tenga un número razonable de miembros para permitir fluidez en el proceso de deliberación y toma de decisiones.

### **2.8.2 Requisitos Mínimos en Teleterapia.**

Hay un conjunto de requisitos mínimos que toda institución oncológica debe satisfacer para alcanzar un nivel aceptable de calidad. Mientras es cierto que cada institución debe tomar sus propias decisiones en términos de personal, equipo, procedimientos y políticas, hay unos requerimientos básicos por debajo de los cuales ninguna institución debería considerarse aceptable. Estos requisitos mínimos deben considerar la disponibilidad de instalaciones y equipos adecuados, incluyendo unidades de tratamiento y producción de imágenes, de

equipos medidores de radiación, de sistemas de planificación de tratamiento, y niveles de personal profesional cualificado.

- **Personal.**

La cantidad de profesionales en cada especialidad y el número de horas de trabajo por semana debe estar relacionado con el volumen de pacientes tratados y las unidades de tratamiento disponibles, incluyendo la unidad de simulación o de producción de imágenes, y la sofisticación de los tratamientos. En distintas publicaciones se han sugerido criterios aproximados para establecer el número de profesionales necesarios en teleterapia, pero últimamente el criterio debe basarse en que todo el personal pueda cumplir sus obligaciones sin afectar negativamente los resultados del tratamiento del paciente.

Es preciso resaltar la gran importancia de la comunicación entre los distintos profesionales. Todo el personal debe ser entrenado adecuadamente cada vez que se inicie una nueva técnica o protocolo de tratamiento. También debe ser informado de cambios significativos en las características-dosimétricas de los equipos como resultado de reparaciones o alteraciones, cambios de protocolos de calibración, o correcciones resultantes tras la detección de un error en cualquier procedimiento. Los cambios en las rutinas de procedimiento deben llevarse a cabo sólo cuando se hayan analizado todas las consecuencias del cambio, y todas las personas involucradas hayan sido informadas. Las instrucciones y la comunicación de información debe hacerse por escrito, especificando las decisiones tomadas, las personas responsables de llevar a cabo acciones relacionadas con el cambio y los detalles de las acciones a tomar.

- **Equipamiento.**

El equipo utilizado en teleterapia ha alcanzado en la actualidad niveles de desarrollo muy avanzados, aunque parece lógico suponer que no todos los avances

están al alcance de todas las instituciones. Sin embargo, hay un conjunto de elementos que resultan necesarios, de manera ineludible, en cualquier institución:

Unidades de tratamiento adecuadas para el tipo de tratamientos ofrecidos por la institución, con un programa eficiente de mantenimiento y reparación. Estas unidades deben haber pasado por pruebas de aceptación, y haberse realizado en ellas todas las mediciones necesarias para su utilización clínica, proceso que denominamos aquí "puesta en servicio",

- a) Sistema de localización y simulación
- b) Sistema de planificación de tratamientos, con aceptación y puesta en servicio.
- c) Accesorios modificadores del haz (cuñas, bloques, etc.).
- d) Sistemas de colocación, alineamiento, inmovilización y protección del paciente.
- e) Equipos de dosimetría absoluta (por ej., cámaras de ionización y electrómetro) y relativa (placas radiográficas, densitómetro, etc.) para la realización de controles de calidad.

Es importante señalar que el concepto de "puesta en servicio" se corresponde con el inglés *commissioning*, y es un proceso posterior al de "aceptación" de una máquina de terapia. En la aceptación se llevan a cabo mediciones para garantizar que las características de la máquina suministrada por el fabricante se corresponden verdaderamente con la unidad que se pretende comprar; se verifican entonces solamente unos pocos parámetros. Las mediciones de puesta en servicio son un proceso exhaustivo donde se obtienen los datos dosimétricos para todas las configuraciones posibles de tratamiento en la instalación, su introducción en el sistema manual o computarizado de planificación de tratamientos, la preparación de procedimientos operacionales, y el entrenamiento del personal en la operación del nuevo equipo y en el uso de los datos. Las mediciones de puesta en servicio constituyen el conjunto de medidas de referencia con las que se compararán los controles de calidad de cada equipo de teleterapia.

Cada institución debe tener medios para garantizar que la calidad del servicio de teleterapia que ofrece se mantiene dentro de límites admitidos internacionalmente, y que dispone de los mecanismos necesarios para corregir desviaciones que puedan ir en detrimento del paciente. Deben existir también mecanismos adecuados de retro-alimentación para que la experiencia adquirida pueda utilizarse tanto para corregir deficiencias como para mejorar distintos aspectos del proceso. Estos procesos constituyen la base de un programa de garantía de calidad en teleterapia. La responsabilidad para el desarrollo de un programa de garantía de calidad en radioterapia descansa en la propia institución, y los administradores, jefes de servicios médicos y profesionales en las distintas áreas, comparten las responsabilidades de su ejecución.

### **2.8.3 Garantía de Calidad de los Equipos de Teleterapia.**

#### **2.8.3.1 Generalidades.**

La Garantía de Calidad de los equipos empleados en teleterapia es en primer lugar una evaluación continua de sus características funcionales. Estas características influyen en última instancia en la exactitud geométrica y dosimétrica de las dosis aplicadas a los pacientes.

El comportamiento funcional de estos equipos puede variar abruptamente debido a desperfectos electrónicos, fallos de componentes o roturas mecánicas, o pueden cambiar lentamente debido al deterioro y envejecimiento de sus componentes. Por lo tanto, se destacan dos requerimientos esenciales: deben realizarse mediciones de CC periódicamente en todos los equipos, incluyendo a los controles de calidad de los propios instrumentos de medición; debe existir un monitoreo sistemático del mantenimiento preventivo y de las correcciones del comportamiento de los equipos de tratamiento y de medición.

El fin de estos procedimientos es garantizar que las características funcionales, definidas a partir de los parámetros físicos establecidos durante la puesta en servicio del equipamiento, no presenten discrepancias significativas.

Aunque el programa de GC del equipamiento en teleterapia es sobre todo un trabajo de grupo y las responsabilidades de ejecución debe ser dividida entre todo el personal involucrado, pero se recomienda que la responsabilidad global de dicho programa sea asignada al físico médico.

El programa de GC debe basarse en una investigación general de los parámetros del estado de referencia definidos durante las pruebas de aceptación y puesta en servicio del equipamiento para su uso clínico. Estos procedimientos deben llevarse a cabo con vistas a comprobar las especificaciones del fabricante, así como establecer los valores de funcionamiento en el estado de referencia del equipo nuevo, reforzado o que ha sufrido una reparación vital. Una vez que se han establecido los estándares básicos, debe elaborarse un protocolo para la realización de las pruebas periódicas de GC con vistas a monitorear los valores funcionales de referencia.

### **2.8.3.2 Frecuencia de las pruebas en unidades de $^{60}\text{Co}$ .**

Las pruebas a realizar se clasifican con una frecuencia diaria, mensual y anual (en el caso de las unidades de  $^{60}\text{Co}$  se recomienda que semanalmente se verifique la posición de la fuente, en lugar del control diario de la dosis de referencia para en caso de los aceleradores).

Las pruebas diarias incluyen aquellas que pudieran afectar seriamente la colocación del paciente y con ello la ubicación del campo de irradiación y los volúmenes blanco (telémetros, láseres, etc.); así mismo, las dosis al paciente (constancia del rendimiento absoluto o tasa de dosis absorbida de referencia, en

el caso de aceleradores), y aspectos de seguridad. Estas pruebas deberán ser ejecutadas preferiblemente por el técnico radioterapeuta, registradas por éste en el libro de incidencias del equipo y revisadas diariamente por el físico médico.

Las pruebas mensuales pretenden verificar parámetros cuyas variaciones puedan llevar efectos menores en el paciente o que tiene menor probabilidad de variación a lo largo del mes (por ejemplo, congruencia del campo de luz y radiación, homogeneidad y planitud del perfil del haz). Durante estas revisiones mensuales el físico deberá comprobar con mayor nivel de exactitud algunos de los aspectos verificados por el técnico radioterapeuta durante las pruebas diarias.

Las pruebas anuales incluyen la verificación de la constancia de parámetros determinados durante la puesta en servicio del equipo, así como el chequeo más detallado de parámetros controlados mensualmente (por ejemplo, dependencia de la dosis de referencia de la posición del brazo, coincidencia del isocentro mecánico y radiante, etc.)

Si un control cuidadoso y extendido demostrase que un parámetro no cambia significativamente, pudiera reducirse la frecuencia de ejecución de la prueba correspondiente. Aunque es difícil de recomendar durante que periodo de tiempo debe monitorearse un parámetro antes de decidir reducir su frecuencia de chequeo (el caso opuesto es obvio), es prudente que los registros del proceso de GC deban ser establecidos durante un periodo apreciable del comportamiento del equipo (por ejemplo, un año o más) así como que se determine las posibles implicaciones clínicas de cualquier modificación en la frecuencia de chequeo.

### **2.8.3.3 Frecuencia de las pruebas en Aceleradores Lineales.**

El Programa de Garantía de calidad para aceleradores de uso médico requiere un número mayor de pruebas que en las unidades de  $^{60}\text{Co}$ . Sumado a esto, las nuevas generaciones de máquinas, controladas por computadoras, necesitan verificaciones adicionales y específicas. Debido a que la filosofía de diseño varía con cada fabricante, resulta difícil recomendar un procedimiento general para establecer controles en este sentido, por lo que éstos deberían ser llevados a cabo siguiendo las especificaciones del fabricante.

Para los aceleradores que permiten el movimiento independiente de las mandíbulas del colimador, debe realizarse el alineamiento mecánico de cada mandíbula independientemente. Algunos aceleradores incluyen cuñas dinámicas, colimadores de multihojas, sistemas para imágenes, etc. El Programa de GC para estos aceleradores deberá incluir el control periódico de estas posibilidades, verificando en cada caso que las características de referencias se conserven.

### **2.8.4 Garantía de Calidad en Sistemas Computarizados de planificación.**

Los sistemas computarizados de planificación cubren un amplio rango de aplicaciones. Por la variedad y grado de complejidad de estos sistemas, durante su puesta en servicio y GC se deben tener en cuenta un gran número de consideraciones. Los sistemas de planificación de teleterapia incluyen: el cálculo de las distribuciones relativas de dosis para cada equipo, energía y modalidad de tratamiento; la suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces; el cálculo de las unidades del monitor (tiempo) para una determinada dosis prescrita, siempre y cuando hayan sido introducidos correctamente los datos de calibración en el sistema de planificación, los datos de salida, que deben ser claros y precisos e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica.

Se recomienda que los sistemas de planificación pasen por un riguroso proceso de control que incluya pruebas de aceptación y puesta en servicio y que se establezca e implemente un programa de GC de los mismos. Los sistemas de planificación de tratamientos deben ser comprobados con parámetros típicos empleados en la institución y con una periodicidad dada.

### **2.8.5 Garantía de Calidad de los Instrumentos de Medida.**

La GC de los instrumentos de medida reviste tanta importancia como la de los equipos de tratamiento en sí, por lo que debe formar parte del programa de GC integral.

- **Equipos de medición para haces de fotones y electrones.**

Los sistemas basados en cámaras de ionización continúan siendo los preferidos para la realización de las calibraciones dosimétricas de estos haces; generalmente son clasificados, según sus características y funciones, de la forma siguiente:

- *Referencia local.*

Debe ser un sistema dosimétrico formado por un electrómetro y una cámara de ionización (preferiblemente tipo Farmer«con pared de grafito»).

Este instrumento será el que se reservará para la calibración del haz aplicando un Protocolo de Dosimetría, así como para la calibración de instrumentos de campo.

- *Instrumento de Campo.*

Es un sistema dosimétrico igual que el anterior, aunque se suele preferir una cámara de ionización tipo Farmer con pared de plástico, por ser más resistente. Se aplica para todas las mediciones que no sean de rendimiento absoluto (factores de campo, de filtros en cuñas, bandejas, mediciones de perfiles, chequeo de constancia de otros parámetros dosimétricos, etc.).

- *Redundancia.*

Se recomienda en todos los casos establecer un sistema redundante de comprobación de los instrumentos dosimétricos, con vistas a asegurar que éstos

mantienen sus factores de calibración. En caso de no existir una fuente de referencia, es fundamental disponer de al menos dos sistemas dosimétricos independientes. El método de redundancia basado en la disposición de dos sistemas dosimétricos independientes brinda mayor fiabilidad que el basado en una fuente de referencia, de manera que será siempre aconsejable establecer intercomparaciones sistemáticas empleando sistemas dosimétricos de otras instituciones.

## **2.8.6 Equipo Auxiliar para la puesta en marcha del protocolo de calidad.**

### **2.8.6.1 Equipo de Dosimetría.**

Por lo general, se compone de un electrómetro (con frecuencia calibrado por separado en cargas o corrientes por unidad de la escala) y una o más cámaras de ionización cada una de las cuales se destina a un fin distinto (p. ej. a calidades de radiación diferentes).

- **Cámara de ionización.**

Debería ser posible utilizar una misma cámara de ionización para rayos X de 100 kV a 300 kV (rayos X de energía media), radiación gamma de  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ , rayos X de alta energía y electrones con  $E > 10$  MeV. Si la cámara ha de utilizarse para rayos X de energía media (HVL entre 2 mm de Al y 3 mm de Cu), la variación de su respuesta en aire expresada en unidades de división de escala o de carga, según la magnitud que mida el electrómetro, no deberá exceder de  $\pm 2\%$  en este rango de espesores de semirreducción. Esto puede conseguirse si el espesor de la pared de la cámara es inferior a 1 mm, y si la pared de la cámara es de material "equivalente a aire". Para calibrar una cámara de estas características, en el seno de aire y con radiación gamma de  $^{60}\text{Co}$ , se le ha de añadir una caperuza de equilibrio. El espesor de la pared más la caperuza debe estar entonces comprendido entre 4 mm y 6 mm.

Para efectuar mediciones en estas calidades de radiación es muy conveniente utilizar una cámara cilíndrica (tipo dedal), ya que es robusta y fácil de usar para mediciones en un maniquí de agua. El volumen de la cámara debe quedar comprendido entre  $0,1 \text{ cm}^3$  y  $1 \text{ cm}^3$ , aproximadamente. Este rango de tamaños es un compromiso entre la necesidad de contar con suficiente sensibilidad y la capacidad de medir la dosis en un punto. Estos requisitos se cumplen en las cámaras cilíndricas con un diámetro interno que es preferible no supere los 7 mm y una longitud interna de no más de 25 mm. En el uso, la cámara debe alinearse de forma tal que la fluencia de la radiación sea uniforme en toda la sección transversal de la cámara. Por lo tanto, esta longitud de la cámara impondría un umbral para el tamaño del campo en que pueden efectuarse mediciones.

La construcción de la cámara debe ser lo más homogénea posible, pero hay que reconocer que, por motivos de orden técnico, lo más probable es que el electrodo central sea de un material distinto del de las paredes; en realidad, la elección de todos estos materiales puede desempeñar un papel importante en lo que respecta a asegurar que la respuesta frente a la radiación sea plana.

A continuación se presentan dos tablas donde se plasman las características o criterios necesarios en el diseño de las cámaras de ionización. En la Tabla 2.3 se dan las recomendaciones relativas al diseño de cámaras de ionización y en la Tabla 2.4 las características de ciertas cámaras de ionización usadas para dosimetría en radioterapia.

<b>Tabla 2.3. RECOMENDACIONES RELATIVAS AL DISEÑO DE CAMARAS DE IONIZACION.<sup>9</sup></b>							
Calidad del Haz	Rayos X de energía baja	Rayos X de energía media	Rayos gamma de Cs-137 Rayos gamma de Co-60	Rayos X de alta energía	Eo≤5MeV	5MeV≤Eo≤10MeV	Eo≥10MeV
Forma de la cámara	Plano Paralela	Cilíndrica	Cilíndrica	Cilíndrica	Plano-paralela	Plano paralela o cilíndrica	Cilíndrica
ventana o pared frontal	membrana delgada	0.05 g / cm <sup>2</sup>	0.05 g / cm <sup>2</sup>	0.05 g / cm <sup>2</sup>	1 mm	0.05 g / cm <sup>2</sup>	0.05 g / cm <sup>2</sup>
Electrodo colector	Diam ≤ 20 mm	Diam ≤ 2 mm	Diam ≤ 2 mm	Diam ≤ 2 mm	Diam ≤ 20 mm	Diam ≤ 2 mm	Diam ≤ 2 mm
Anchura de la guarda	≥ 3 mm	N/A	N/A	N/A	≥ 3 mm	N/A	N/A
Diámetro interno de la cavidad	N/A	≤ 7 mm	≤ 7 mm	≤ 7 mm	N/A	≤ 4 mm	≤ 7 mm
Longitud interna de la cavidad	N/A	≤ 25 mm	≤ 25 mm	≤ 25 mm	N/A	≤ 25 mm	≤ 25 mm
Material	N/A	N/A	Vease <sup>10</sup>	Vease <sup>10</sup>	N/A	Vease <sup>10</sup>	Vease <sup>10</sup>
Límite de variación de la respuesta	±2%	±2%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

<sup>9</sup> Tabla tomada de <http://europa.eu.int/abc/obj/treaties/es/estr39g.htm>

<sup>10</sup> Preferentemente con un solo material, de bajo número atómico, en la pared, ventanas y electrodo central.

**Tabla 2.4** CARACTERISTICAS DE CIERTAS CAMARAS DE IONIZACION USADAS PARA DOSIMETRIA.<sup>11</sup>

	Longitud interna (mm)	Radio interno (mm)	Material de pared	$I_{wall}$ g.cm <sup>-2</sup>	Material caperuza	$I_{cap}$ g.cm <sup>-2</sup>
CAPINTEC 0.07 cm <sup>3</sup> PR-05P minicámara	6.0	2.0	C-552	0.210	Poliestireno	0.568
CAPINTEC 0.14 cm <sup>3</sup> PR-05 minicámara	12.0	2.0	C-552	0.210	Poliestireno	0.568
CAPINTEC 0.65 cm <sup>3</sup> PR-06C tipo farmer	22.0	3.2	C-552	0.050	C-552	0.924
CAPINTEC 0.65 cm <sup>3</sup> PR-06C tipo farmer	22.0	3.2	C-552	0.050	Plexiglás	0.539
EXRADIN 0.5 cm <sup>3</sup> Al (caperuza 2 mm)	9.7	4.7	0.552	0.182	C-552	0.356
EXRADIN 0.5 cm <sup>3</sup> Al (caperuza 4 mm)	9.7	4.7	0.552	0.182	C-552	0.712
FAR WEST TECH 0.1 cm <sup>3</sup> IC-18	9.5	2.3	A-150	0.183	A-150	0.386
NE 0.60 cm <sup>3</sup> Farmer 2505/3, 3A	24.0	3.15	Grafito	0.065	Plexiglas	0.551
NE 0.60 cm <sup>3</sup> Farmer 2505/A	24.0	2.95	Nylon 66	0.063	Plexiglas	0,545

No es necesario que la pared de la cámara y la caperuza compensadora sean del mismo material, pero es esencial que se conozca la composición de ambas. También es necesario que la cavidad de aire no esté herméticamente cerrada. Debe diseñarse de modo tal que su presión se equilibre rápidamente con la del exterior.

Para las mediciones en haces de electrones con energías inferiores a  $E_0 = 10$  MeV, se recomienda utilizar cámaras plano-paralelas, que han de utilizarse forzosamente para energías con valores de  $E_0$  menores de 5 MeV. Para  $5 \text{ MeV} < E_0 < 10 \text{ MeV}$  pueden utilizarse cámaras cilíndricas con un radio de menos de 2 mm en lugar de cámaras plano-paralelas, pero en ese caso puede ocurrir que la incertidumbre aumente en un 1-2%.

<sup>11</sup> Tabla tomada de <http://europa.eu.int/abc/obj/treaties/es/estr39g.htm>

Por otra parte, las cámaras plano-paralelas pueden utilizarse también para valores de  $E_0$  superiores a 10 MeV. La ventana frontal debe ser delgada (preferentemente  $< 1$  mm) y el material que rodee la cavidad debe ser lo más "equivalente al agua" posible (es decir, con poderes de frenado de colisión y poderes másicos de dispersión lineales similares a los del agua. La distancia entre placas de la cámara debe ser inferior a unos 2 mm, y el diámetro del electrodo colector debe ser inferior a unos 20 mm. El electrodo colector debe estar rodeado por un electrodo de guarda. Es necesario que la cámara no muestre un efecto de polaridad y también es deseable que la cámara sea sumergible en agua.

Por lo general, las cámaras de ionización destinadas a medir rayos X de baja energía poseen una ventana de entrada consistente en una membrana delgada o en una malla a través de la cual la radiación penetra en el volumen activo (cámaras de ventana delgada). Para estas cámaras, la variación de la respuesta quedará normalmente dentro de un límite de  $\pm 2\%$  en un rango de espesores de semirreducción de 0,05 a 2 mm de Al, lo que corresponde a rayos X generados por tensiones del tubo de entre 12 kV y unos 70 kV. La práctica consiste generalmente en calibrar estas cámaras juntamente con un maniquí, ya que así no hay que hacer correcciones por retrodispersión.

- **Electrómetros**

La carga (o corriente) inducida en una cámara de ionización es sumamente pequeña y ha de medirse con un dispositivo de medición de cargas muy sensible y que tenga una impedancia de entrada muy elevada ( $> 10^{14} \Omega$ ), conocido con el nombre de electrómetro. Estos instrumentos son delicados y han de manejarse con cuidado. Lo ideal es que el electrómetro esté dotado de una escala digital y que pueda alcanzar una resolución de cuatro cifras o 0,1%. El cambio de la respuesta debido a la falta de estabilidad a largo plazo no debe pasar de  $\pm 0,5\%$  en un año. Se pueden calibrar por separado el electrómetro y la cámara de ionización. En algunos casos en que el electrómetro forma parte integrante del sistema

dosimétrico hay que calibrar como una unidad la cámara de ionización y el electrómetro.

Debería ser posible (al menos si se utiliza la cámara en haces pulsados) variar el voltaje aplicado a la cámara a fin de determinar la eficiencia de colección de iones e invertir la polaridad para que pueda determinarse el efecto de polaridad de la cámara de ionización.

- **Maniqués**

Como medio de referencia para las mediciones de dosis absorbida en haces tanto de fotones como de electrones, se recomienda el agua. Se pueden utilizar como maniqués sólidos placas de materiales plásticos, tales como poliestireno, acrílicos y "agua sólida", pero la determinación de la dosis debe referirse siempre al agua. Hay que tener sumo cuidado con los maniqués de material plástico no conductor (en particular si se hacen de bloques macizos), porque varias investigaciones han puesto de manifiesto que puede producirse acumulación de una carga, principalmente en el caso de haces de electrones. Esto origina en torno a la cámara un campo eléctrico muy considerable que dirige el flujo de electrones hacia la cavidad, ocasionando un aumento de la señal. Este efecto puede causar un error de varias unidades por ciento; por consiguiente, las mediciones para determinación de dosis absorbida deben hacerse siempre, o al menos para haces de electrones, en agua o en material plástico conductor.

Las dimensiones del maniquí deben ser tales que, con el mayor tamaño de campo utilizable, se cuente con un margen de 5 cm. en cada uno de los cuatro lados a la profundidad de medición. Debe contarse también con un margen de 5 cm. más allá de la profundidad de medición máxima. En la tabla 2.5 se resumen los requisitos de equipo auxiliar mínimo con que deben contar las áreas de teleterapia.

<b>Tabla 2.5.</b> Equipo auxiliar mínimo con que debe contar el departamento de teleterapia para el control de calidad. <sup>12</sup>			
<b>EQUIPO BASICO</b>	<sup>60</sup> Co	<b>LINAC FOTONES</b>	<b>LINAC ELECTRONES</b>
1. Cámara de ionización tipo farmer, 0.6 cm <sup>3</sup> aprox., paredes de material plástico, caperuza para CO <sup>60</sup> , cable de 10 m. con su extensión, conectores para el cable de extensión. Calibrada en un laboratorio estándar de dosimetría.	X	X	X
2. Fuente radioactiva para verificación de la estabilidad de las cámaras cilíndricas	X	X	X
3. Cámara de ionización cilíndrica de 0.1 – 0.3 cm <sup>3</sup> aproximadamente, 10 m cable.	X	X	X
4. Cámara tipo plana-paralela para dosimetría de electrones			X
5. Electrómetro compatible con las cámaras de ionización anteriores, calibrado o contrastado en un laboratorio estándar de dosimetría	X	X	X
6. Electrómetro adicional con voltaje de colección variable (cociente de V1/V2≥3) y polaridad reversible		X	X
7. Maniquí de agua para calibración de 20x20x10 cm <sup>3</sup> aprox., paredes de PMMA, con alojamiento para cámaras de ionización a una profundidad fija.	X	X	

<sup>12</sup> Elaborada en base a la investigación hecha a lo largo del estudio.

8. Maniquí de agua para calibración de 30x40x40 cm <sup>3</sup> aprox, con paredes de PMMA, con alojamiento o soporte para cámaras de ionización, sistema manual o automático para ubicación de las cámaras		X	X
9. Barómetro (escala mínima de 0.5 mHg), preferiblemente de tipo aneroide o digital, calibrado o contrastado.	X	X	X
10. Termómetro(escala mínima 0.25 °C), calibrado o contrastado	X	X	X
11. Densitometro para medida de densidad optica de placas radiograficas, con lector manual y sistemas de coordenadas. Requiere acceso a revelador de placas.	X		
12. Densitometro para medida de densidad optica de placas radiograficas, con lector automatico y sistemas de coordenadas. Requiere acceso a revelador de placas.		X	X
13. Analizador de campo de radiación para medida de curvas de isodosis tanque de agua de 50x50x40 cm <sup>3</sup> aprox., con mecanismo manual o motorizado para el movimiento vertical de instrumentos de medición.		X	X

## **2.8.7 Aspectos Específicos de un Programa de Garantía de Calidad.**

### **A. El personal en teleterapia**

#### **A.1. El oncólogo**

Juega un papel muy importante, ya que es el responsable en última instancia del tratamiento del paciente, y tiene a su cargo la consulta, la prescripción de dosis y el tratamiento, la supervisión del paciente durante el tratamiento y los informes del tratamiento de cada paciente. Su presencia en la clínica es necesaria en todo momento mientras los pacientes estén siendo tratados. Esta es una especialidad médica donde el profesional debe haber recibido entrenamiento en un programa de residencia acreditado que incluya formación académica, rotaciones clínicas y que otorgue un título de especialista similar al de otras especialidades médicas.

Algunas de las responsabilidades mas importantes incluyen:

- a) Consulta.
- b) Establecimiento del plan de tratamiento.
- c) Aplicación del tratamiento.
- d) Evaluación del paciente durante el tratamiento.
- e) Informe del tratamiento.
- f) Evaluación del seguimiento.
- g) Seguridad del paciente.

#### **A.2. El físico médico**

El candidato a físico médico deberá tener un grado universitario superior en ciencias (preferiblemente físicas) o ingeniería que incluya asignaturas de física nuclear e interacción de la radiación con la materia al nivel académico de una licenciatura.

Sus responsabilidades principales son las siguientes:

- a) Calibración de equipo de teleterapia.

- b) Especificaciones de los equipos de teleterapia para realización de compra.
- c) Realizar pruebas de aceptación en los equipos.
- d) Medidas y análisis de datos.
- e) Tabulación de datos para uso clínico.
- f) Establecimiento de procedimientos de cálculo dosimétricos.
- g) Planificación de tratamientos.
- h) Responsabilidad principal en la ejecución del Programa de Garantía de Calidad.
- i) Supervisión del mantenimiento de los equipos.
- j) Enseñanza al resto del personal en teleterapia.

### **A.3. El técnico en radioterapia**

El técnico en radioterapia es el profesional con la misión de suministrar al paciente el tratamiento de radiación, bajo la supervisión del oncólogo radioterapeuta o, en casos apropiados, del físico médico.

Dependiendo de las características de la institución oncológica, los técnicos en radioterapia pueden desempeñar funciones en diversas áreas, y estas incluyen la participación en los diversos procedimientos de garantía de calidad en cada una de las áreas. En general, las tareas más importantes son las que se dan a continuación.

#### **1. En la ejecución del tratamiento**

- a) Suministra el tratamiento al paciente de acuerdo con la prescripción clínica y la planificación del tratamiento.
- b) Mantiene el expediente del paciente en lo relativo a su tratamiento.
- c) Observa la evolución clínica del paciente, detecta signos tempranos de complicaciones y decide cuando un tratamiento debe ser pospuesto hasta consultar con el oncólogo radioterapeuta.
- d) Provee cuidado al paciente durante su tratamiento.
- e) Participa en el seguimiento de los pacientes tras la finalización del tratamiento.
- f) Colabora en la preparación del expediente de tratamiento del paciente.

## 2. En las unidades de tratamiento

- a) Conoce el funcionamiento y el uso de los equipos y los accesorios, así como sus límites de seguridad.
- b) Detecta problemas de funcionamiento de los equipos y los reporta al supervisor.
- c) Conoce y aplica las regulaciones vigentes de radioprotección, detecta riesgos de irradiación innecesaria y contribuye a la radioprotección del público y del paciente.
- d) Asiste en los procedimientos de garantía de calidad.

## 3. En la planificación del tratamiento

- a) Entiende los diferentes métodos de tratamiento y los protocolos clínicos utilizados en la institución.
- b) Se encarga de los aspectos técnicos de la localización y simulación del tratamiento.
- c) Planifica los tratamientos de radioterapia bajo la supervisión del físico médico.
- d) Calcula y verifica unidades de monitor o tiempos de irradiación bajo la supervisión del físico médico.
- e) Utiliza y construye accesorios de inmovilización y de colocación del paciente, moldes, etc.
- f) Asiste en la preparación de fuentes de braquiterapia.

### **A.4. El dosimetrista**

En la mayoría de los casos el dosimetrista se ocupa de aspectos físicos de la radioterapia. Bajo la supervisión directa del físico médico, participa en actividades tales como la calibración del haz y controles de calidad de las unidades de tratamiento, o de la planificación de tratamientos incluyendo su participación en los procedimientos de localización, simulación e irradiación llevados a cabo por el técnico en radioterapia. Cuando el dosimetrista no existe, en instituciones pequeñas estas actividades las realiza el físico médico con la ayuda de técnicos en radioterapia; si la institución dispone de más personal las tareas las realiza un físico en formación o auxiliar.

En general, las tareas más importantes son las que se dan a continuación.

1. Planificación de tratamientos y cálculo de dosis.

- a) Participa en el proceso de simulación.
- b) Realiza cálculos manuales o computarizados de dosis.
- c) Genera el plan de tratamiento, incluyendo curvas de isodosis usando los datos de la localización o de la simulación, imágenes de CT, MRI, etc.
- d) Presenta los planes para su aprobación al físico medico y al oncólogo radioterapeuta.
- e) Documenta el plan de tratamiento y lo transfiere a los técnicos en radioterapia.
- f) Se asegura que el plan de tratamiento se incluye en el expediente clínico del paciente.
- g) Participa en la revisión de los expedientes de cada paciente.

2. Medidas en los haces de radiación.

- a) Realiza la calibración de los haces de las unidades de tratamiento.
- b) Se ocupa de los controles de calidad de los equipos.
- c) Realiza medidas clínicas especiales.

Debe quedar claro que bajo ningún concepto la planificación del tratamiento de radioterapia puede estar bajo la responsabilidad del dosimetrista, sin la supervisión de un físico médico. El papel del dosimetrista en este aspecto es asistir al físico médico, no sustituirlo. El oncólogo radioterapeuta debe comprender que mantener al físico médico ajeno al proceso de planificación no es apropiado, ya que un sistema computarizado de planificación requiere de la entrada de datos físicos y revisión de los procedimientos y algoritmos que deben ser evaluados y verificados por un especialista en física médica, tal y como el oncólogo consulta a otras especialidades médicas para el diagnóstico y tratamiento de un paciente.

#### **A.5. Oficial de Protección Radiológica**

- a) Verificar que toda persona que realiza tareas en el recinto de irradiación posea la calificación requerida para el trabajo a efectuar según corresponda.
- b) Asegurar que la operación del equipo se realice al menos con la presencia de la dotación mínima de personal.
- c) Comunicar a la autoridad reguladora en forma fehaciente e inmediata su renuncia o ausencia temporal como responsable.
- d) Implantar las actividades y tareas establecidas en el sistema de la calidad.
- e) Informar a la Autoridad Reguladora cuando el titular del permiso no provee los medios necesarios para garantizar la seguridad radiológica de la instalación.

## B. Equipo mínimo necesario para la realización de las pruebas de GC en radioterapia

Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en radioterapia con haces externos.<sup>13</sup>

Equipo básico	<sup>60</sup> Co	Tipo de unidad	
		LINAC sólo fotones	LINAC con electrones
1. Cámara de ionización de tipo Farmer, 0.6 cm <sup>3</sup> aprox., paredes de material plástico, caperuza para <sup>60</sup> Co, cable de 10 m, extensión adicional de cable de 10 m, conectores para el cable de extensión. CALIBRADA en un Laboratorio Estándar de Dosimetría.	X	X	X
2. <i>Equipo adicional, referencia local:</i> Cámara de ionización de tipo Farmer, 0.6 cm <sup>3</sup> aprox., paredes de grafito, electrodo central de aluminio, caperuza para <sup>60</sup> Co, cable de 10m. CALIBRADA en un Laboratorio Estándar de Dosimetría.	X	X	X
3. Fuente radioactiva para verificación de la estabilidad de las cámaras cilíndricas 1 y 2.	X	X	X
4. Cámara de ionización cilíndrica de 0.1-0.3 cm <sup>3</sup> aprox., 10 m cable (máx. diámetro del electrodo central 1 mm).	X	X	X
5. Cámara tipo plano-paralela para dosimetría de electrones (mín. anillo de guarda 4 mm).			X
6. Electrómetro compatible con las cámaras de ionización anteriores, calibrado o contrastado en un Laboratorio Estándar de Dosimetría.	X	X	X
7. Electrómetro adicional con voltaje de colección variable (cociente V1/V2 igual o mayor que 3) y polaridad reversible (+/-).		X	X
8. Maniquí de agua para calibración y verificaciones, de 20 × 20 × 10 cm <sup>3</sup> aprox., paredes de PMMA, con alojamiento para cámaras de ionización 1 y 2 a una profundidad fija.	X	X	
9. Maniquí de agua para calibración, de 30 × 40 × 40 cm <sup>3</sup> aprox., paredes de PMMA, con alojamiento o soportes para cámaras de ionización 1, 2, 4 y 5; sistema manual o automático para ubicación de las cámaras.		X	X
10. Barómetro (escala mínima 1 hPa ó 0.5 mm Hg), pref. de tipo aneroide o digital, calibrado o contrastado.	X	X	X
11. Termómetro (escala mínima 0.25 grados C), calibrado o contrastado.	X	X	X
12. Densitómetro para medida de densidad óptica (DO) de placas radiográficas, con lector manual y sistema de coordenadas. Film-strip calibrado en DO para verificación de la escala del instrumento. Requiere acceso a revelador de placas.	X		
13. Densitómetro para medida de densidad óptica (DO) de placas radiográficas, con lector automático y sistema de coordenadas. Film-strip calibrado en DO para verificación de la escala del instrumento. Requiere acceso a revelador de placas.		X	X
14. Analizador de campo de radiación para medida de curvas de isodosis, tanque de agua de 50 × 50 × 40 cm <sup>3</sup> aprox., con mecanismo manual o motorizado para el movimiento vertical de instrumentos de medición.		X	X

<sup>13</sup> La X indica la necesidad de disponer del equipo bajo consideración para la unidad de tratamiento indicada.

Equipo complementario	<sup>60</sup> Co	Tipo de unidad	
		LINAC sólo fotones	LINAC con electrones
1. Nivel de agua de precisión	X	X	X
2. Pie de Rey, regla de metal	X	X	X
3. Multímetro (volt, ohm)	X	X	X
4. Sistema TLD (para verificación y dosimetría "in-vivo")		X	X
5. Matriz de diodos o cámaras de ionización para controles diarios de GC en aceleradores		X	X

## C. Procedimientos para la realización de los controles de calidad de las unidades de <sup>60</sup>Co

### C.1. Pruebas a los sistemas de seguridad

#### C.1.1. Indicador de condición de la fuente

La operabilidad de indicadores de posición dentro/fuera (off/on) en la consola, la puerta y en el equipo debe ser verificada visualmente. El sistema de vigilancia del paciente debe ser usado para verificar el indicador de posición en el equipo.

#### C.1.2. Monitor (alarma) de radiaciones

En cada bunker de <sup>60</sup>Co debe existir un monitor estacionario de radiaciones que posea un sistema de alimentación confiable (baterías) para los casos de corte de la energía eléctrica. Se debe verificar que éste produzca la señal correspondiente (luminosa o sonora) mientras dure la irradiación.

### **C.1.3. Sistema de visualización del paciente**

Verificar que el sistema de vídeo y audio de la sala de irradiación funcionan correctamente. En caso de existir sistemas pasivos (espejos, visores, etc.) se debe comprobar que permitan una visión clara y completa del paciente.

### **C.1.4. Sistema de parada de emergencia**

Verificar que la irradiación se interrumpe cuando se activa el sistema correspondiente (abriendo la puerta o atravesando la entrada del búnker, presionando el interruptor en la consola, etc.).

### **C.1.5. Sistema de retorno de la fuente**

El movimiento de la fuente debe ser rápido y suave (con facilidad) para cualquier posición del brazo y del cabezal . El técnico radioterapeuta deberá observar diariamente la estabilidad del tiempo de desplazamiento de la fuente hasta la posición de irradiación y viceversa; si este tiempo aumenta de forma significativa puede indicar que el mecanismo de desplazamiento de la fuente requiere mantenimiento. Se recomienda la suma de los tiempos de salida y retorno de la fuente no supere los 5 segundos, y que cada uno por separado no sea mayor de 3 segundos<sup>14</sup>.

La unidad debe disponer de una barra u otro sistema similar que permita el retorno manual de la fuente en caso de trabarse ésta durante su recorrido de retorno. Se debe verificar que dicho accesorio se encuentra disponible en la entrada de la sala de irradiación.

---

<sup>14</sup> Criterio tomado de: INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Particular requirements for the safety of gamma beam therapy equipment, Publ. IEC-601-2-11 (1993) Geneva.

### C.1.6 Contaminación y fugas del cabezal

Tome un pedazo de algodón o gasa de la superficie interna y de los bloques superiores del sistema de colimación. El pedazo de algodón o gasa debe ser evaluado con un contador calibrado en unidades de actividad (G.M., centelleo, proporcional); se considerará que la fuente no tiene fugas si la actividad del paño es  $<18.5$  Bq.

*Fugas desde el cabezal:* se deben hacer mediciones de la tasa de exposición en 14 puntos diferentes alrededor del cabezal (ver figura 2.11) a 1 m de la fuente en posición de guardada (off) y con el mayor tamaño de campo; la lectura promedio no debe exceder  $20 \mu\text{Gy/h}$  ( $2 \text{ mR/h}$ ) en un área promediada no mayor a  $100 \text{ cm}^2$ ; por otra parte se recomienda que ningún punto supere los  $100 \mu\text{Gy/h}$  ( $10 \text{ mR/h}$ ). A 5 cm de la superficie del cabezal no debe pasar de  $200 \mu\text{Gy/h}$  ( $20 \text{ mR/h}$ ) en un área promediada no mayor a  $10 \text{ cm}^2$ ; por otra parte se recomienda que ningún punto supere los  $1000 \mu\text{Gy/h}$  ( $100 \text{ mR/h}$ )<sup>15</sup>. El instrumento empleado para esto debe ser capaz de medir tasas de exposición en el rango de  $2 \mu\text{Gy/h}$  ( $0.2 \text{ mR/h}$ ) a  $2 \text{ mGy/h}$  ( $0.2 \text{ R/h}$ ) con una incertidumbre  $<20\%$ .

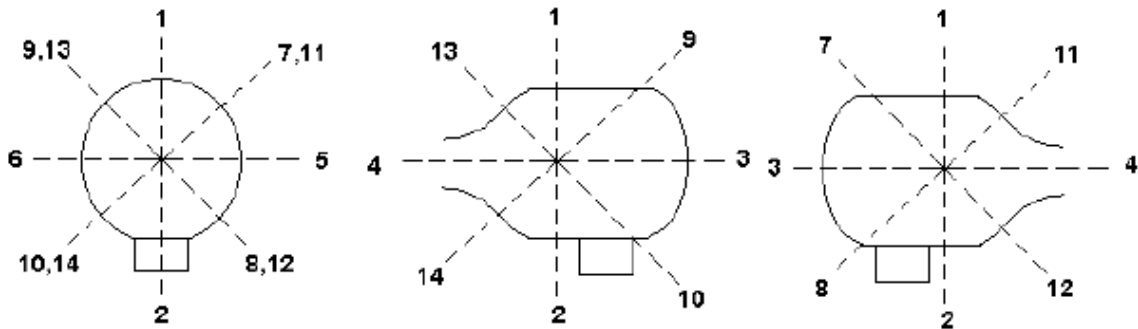


Fig. 2.11. Mediciones del nivel de radiación con la fuente en posición guardada.

<sup>15</sup> Criterio tomado de: CODE OF FEDERAL REGULATIONS, CFR 10, Apend. 35.641 (1995) USA.

## **C.2 Pruebas mecánicas**

Diariamente el técnico radioterapeuta debe comprobar que el equipo realiza adecuadamente todos sus movimientos mecánicos. El colimador debe rotar en varias posiciones del brazo para demostrar que los rodamientos permiten el movimiento suave y continuo, sin oscilaciones. Si hay problemas deben ser resueltos antes de continuar. Debe comprobar además la correspondencia del telémetro con el puntero mecánico. Resulta útil tener una plantilla con el dibujo de un campo de 10x10 cm y su centro, con ella puede controlarse la coincidencia con el campo luminoso así como el retículo, a la distancia establecida. Debe verificar que los indicadores de distancia (láseres) coinciden en el isocentro, mediante el uso del puntero mecánico.

### **C.2.1 Verificación de los indicadores angulares**

Deben controlarse las escalas de rotación correspondientes a los movimientos del brazo y el colimador. Con un nivel verificar la coincidencia de las escalas (mecánicas y electrónicas, en el equipo y la consola) del brazo al menos en las dos posiciones verticales y horizontales (0, 180°, 90° y 270°).

Con el brazo nivelado en posición horizontal (90° ó 270°), introduciendo el nivel en un lado del colimador, verificar las escalas angulares de éste (mecánicas y electrónicas).

### **C.2.2 Telémetro (mecánico y luminoso)**

Todo equipo debería tener un telémetro luminoso, en caso de no poseerlo, el telémetro mecánico debe diseñarse de tal manera que no represente riesgo para el paciente. Debe comprobarse la firmeza del telémetro mecánico y del soporte de la luz del telémetro luminoso. La imagen definida por la luz del puntero luminoso debe ser bien definida.

Las lecturas de distancias deben verificarse para el intervalo de uso (generalmente  $DFI^{16} \pm 15$  cm o de acuerdo a las especificaciones del fabricante). Si no se dispone de un dispositivo específico para controlar las distancias proporcionadas por el telémetro, puede utilizarse una depósito de acrílico, colocándola sobre la camilla de manera que una cara quede en posición vertical (nivelándola) y enfrentada a la escala del telémetro. Con el brazo en posición vertical se hace que el retículo coincida con el borde externo de dicha cara. Se sube o baja la camilla de manera que en la cara incida el intervalo que se va medir. A esa cara se adhiere un papel (puede pegarse directamente una cinta de papel) y se marca la escala del telémetro. Se compara con una regla milimetrada y se registran los resultados.

### **C.2.3 Puntero mecánico**

Es conveniente que el fabricante proporcione el dato de la distancia de la fuente a la parte exterior del diafragma; luego, con la ayuda de una cinta métrica se puede medir la distancia desde éste hasta el plano para el cual se quiere conocer la  $DFS^{17}$ .

Preferiblemente se debe construir un puntero en "T" de longitud igual a la distancia entre la DFI y el final del sistema de diafragma; actualmente casi todos los fabricantes ofrecen punteros mecánicos, por lo que es mucho más fácil verificar el indicador luminoso de distancia. Se empleará sólo para la comprobación del telémetro. Debe guardarse en un lugar donde no sufra golpes ni tensiones. Cada vez que se use debe verificarse su integridad física.

### **C.2.4 Horizontalidad y desplazamiento vertical de la camilla**

Se emplea un nivel de burbuja, desplazándose la camilla en diferentes sentidos (longitudinal, lateral, rotación); el movimiento vertical se comprueba con ayuda de una plomada que sirva de referencia respecto a un punto en el extremo de la camilla, verificando si éste no se aparta de la plomada dentro de la tolerancia especificada. Estas pruebas deben realizarse con y sin peso sobre la camilla.

---

<sup>16</sup> Distancia Foco Isocentro

<sup>17</sup> Distancia Foco Superficie

### **C.2.5 Centrado del retículo con el haz luminoso y de radiación**

En los controles mensuales y anuales, el físico médico debe comprobar el centrado y alineación del retículo y el haz luminoso con respecto al eje mecánico y estos a su vez con el eje de radiación.

#### *Alineación del haz luminoso y retículo:*

El eje de rotación del colimador y el centro del campo luminoso deben ser congruentes dentro de la tolerancia especificada para todos los rangos de movimientos mecánicos. La imagen del retículo debe proyectarse a lo largo de este eje. Para ello se compara el centro del campo luminoso con el centro del retículo (o el centro mecánico), las aristas del campo deben ser simétricas a este centro y perpendiculares entre si. El centro del retículo debe caer en el centro mecánico (ver más adelante); si hay alguna incongruencia entre el campo de luz y el centro mecánico, generalmente se ajusta primero la posición de la fuente de luz, antes de proceder al ajuste final del retículo. Para la comprobación de la verticalidad del haz luminoso esta prueba se repite bajando la camilla hasta al menos DFI +20 cm (debe garantizarse previamente el desplazamiento vertical de la camilla), verificándose que el desplazamiento de la imagen del centro del retículo se mantenga dentro de la tolerancia especificada.

#### *Alineación del eje mecánico del colimador.*

Al cerrar las mandíbulas del sistema de colimación, estas deben mantener simetría respecto al eje de la estructura mecánica del mismo durante su rotación. Esto puede verificarse con un puntero mecánico que pueda ser "atrapado" por las cuatro mandíbulas del sistema, de manera que apunte hacia el isocentro. Al rotar el colimador se podrá comprobar si existe algún desajuste entre las mandíbulas y el eje del colimador. Si el fabricante de la unidad no ofrece este tipo de puntero, el mismo puede ser construido sin dificultades por el usuario; no obstante, si no fuese recomendable atrapar un puntero por las características particulares del colimador (por ejemplo, por existir laminas de plástico conteniendo el retículo o con fines de protección), la comprobación de la simetría de las mandíbulas puede ser llevada a cabo indirectamente asegurando la simetría del campo de luz, como

se describe en el punto anterior. Hay que asegurarse que no hay movimiento de oscilación cuando se rota el colimador; tampoco debe haber angulaciones en los cojinetes que lo soportan, esto garantiza un solo eje de rotación del sistema y a su vez, si estas angulaciones están presentes, suman una incertidumbre en la definición del isocentro.

*Alineación del eje de radiación:*

Esta prueba puede realizarse tomando varias radiografías del haz a diferentes distancias de la fuente; para esto es necesario referir todas las placas a un mismo punto (por ejemplo, el centro del retículo, determinado en el punto anterior. Las películas irradiadas son rastreadas con un densitómetro en dos direcciones perpendiculares, con vistas a localizar el centro del campo de radiación; estos centros son graficados con el fin de determinar si existe alguna tendencia de desplazamiento respecto al punto de referencia escogido.

La prueba puede realizarse también utilizando un maniquí rastreador automatizado.

## **C.2.6 Coincidencia de campos de luz-radiación**

*Simetría de los campos de luz y radiación:*

La luz del campo y el 50% de la línea de penumbra del campo de radiaciones deben coincidir a la profundidad del máximo de dosis en un rango de 3 mm para cada lado del campo 10 × 10 cm. Se irradian dos películas a la distancia nominal de tratamiento rotando los colimadores 180° entre exposiciones; las películas deben cubrirse con una lamina de plástico o acrílico de 5 mm de espesor; luego se comprueba la congruencia de los ejes de los campos de luz y radiación. Estas congruencias y simetrías deben ser verificadas en todo el rango de posiciones del colimador y el Brazo, para lo cual se emplean películas empaquetadas (“ready-pack”) ubicadas en el isocentro y perpendiculares al eje del campo de luz. Se deben realizar marcas sobre las películas que denoten el eje y bordes del haz de luz. El borde del campo se define generalmente como la línea del 50% de la dosis en el centro del haz. El ancho total a la mitad de la altura del campo de radiación

se mide generalmente en base a la Densidad Óptica (DO), para lo cual es necesario que ésta se encuentre en el rango de linealidad con la dosis. Por lo general se debe obtener entre 2.5 y 3.5 de DO en la placa, lo que implica que si se emplean placas de rayos X de diagnóstico comunes se deben impartir entre 0.04-0.05 Gy en cada irradiación, aunque es más recomendable emplear películas radiográficas de verificación (por ejemplo Kodak X-OMAT-V o equivalente), con las cuales las dosis pueden ser de alrededor de 0.2-1 Gy.

*Congruencia de tamaños de campos de luz y radiación:*

Una forma más rápida y sencilla para determinar el tamaño del campo de radiación puede consistir en irradiar una parte de la película de verificación a una dosis total (0.8-1.0 Gy) y otra área de la película a la mitad de esta dosis, con vistas a determinar la DO correspondiente al 50% de dosis. Para campos de 10 × 10 cm, se recomienda emplear películas de 25 × 30cm o mayores, separando las áreas expuestas a dosis total y dosis mitad lo más posible, para evitar alteración del velo; en ambas irradiaciones se debe cubrir la película con la lámina de 5 mm de plástico para el equilibrio electrónico. Sólo es necesario marcar los bordes del campo irradiado a la dosis total. Una vez revelada, el área irradiada a la dosis total es evaluada midiendo la DO en la zona central de ésta, y luego buscando la posición de la DO correspondiente a la dosis mitad en la zona central del área expuesta al 50% de dosis. Durante la aceptación del equipo esta prueba debe realizarse para todo el rango de tamaños de campos y a diferentes DFS. Debe verificarse además la congruencia de estos tamaños con los reportados por los indicadores digitales y/o mecánicos.

### **C.2.7 Verificación de la posición de la fuente**

A diferencia de los aceleradores lineales, donde se recomienda la comprobación diaria de la constancia de la dosis de referencia, en el caso de las máquinas de Cobalto se propone la verificación semanal de la posición de la fuente, ya que una

incorrecta ubicación de la misma puede conllevar a cambios significativos en la uniformidad del haz y la tasa de dosis de referencia.

Una forma rápida y sencilla de realizar esta prueba es mediante una radiografía de control, verificando que los bordes del campo de radiación (50% de DO) se mantengan simétricos respecto al centro del retículo, dentro de la tolerancia especificada para esta prueba.

Si no se dispone de un densitómetro adecuado se puede emplear otro método<sup>18</sup> para comprobar la posición de la fuente, que consiste en fijar un detector (cámara de ionización de 0.1-0.3 cm<sup>3</sup> o diodo) solidario al colimador, en el borde del campo, a aproximadamente DFI; se aumenta el tamaño del campo hasta que el detector se encuentre bien dentro del campo y se registra la lectura en aire. Se procede a ir cerrando el campo hasta que la lectura (tasa) alcance el 50% del valor inicial; sin mover el detector respecto al colimador, este último se rota (90°, 180° y 270°) de su posición inicial y se repite la medición de la kerma. Si la fuente está adecuadamente ubicada en el eje central, la segunda lectura no debe diferenciarse significativamente de la primera (por ejemplo, para un equipo con una penumbra de 12 mm para el 80%-20% en  $d_{max}$ , las lecturas no deben diferenciarse en  $\pm 15\%$ ). Esta forma de comprobar la posición de la fuente, por su complejidad, no podría realizarse en la frecuencia semanal propuesta.

### **C.2.8 Indicadores de tamaños de campos**

Se debe comprobar que los tamaños de los campos indicados por la escala del colimador se corresponden con los del campo luminoso. Se emplea una plantilla donde se han trazado previamente cuadrados con tamaños de campos típicos (5, 10, 15, 20, 30 cm, etc.). Se verificará la escala para diferentes DFS.

---

<sup>18</sup> Tomado de: HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION, A suggested procedure for the mechanical alignment of telegamma and megavoltage x-ray beam units, HPA Report No. 3, London (1970).

### **C.2.9 Constancia de posición de la fuente efectiva**

En muchos algoritmos de cálculo de dosis en paciente se emplea la ley del inverso del cuadrado de la distancia para el cálculo a distancias mayores de DFI, por lo que es necesario conocer la posición de la posición efectiva (virtual) de la fuente. Para esto se realizan mediciones en aire ( $M_i$ ) a diferentes Distancias fuente-cámara ( $DFC_i$ ); se procede a obtener un gráfico de  $1/M_i^{1/2}$  vs  $DFC_i$ , cuya extrapolación con el eje DFC permite estimar la posición de la fuente efectiva. Se recomienda que  $DFC_i \geq DFI$ .

### **C.2.10 Posición del isocentro mecánico**

La posición del isocentro mecánico (intersección ideal de los ejes de rotación del colimador, brazo y camilla) debe ser determinado para todos los rangos de rotación del colimador, brazo y camilla. Generalmente la tolerancia se especifica como una cota superior del diámetro de la esfera que contiene el punto de intersección para todas las orientaciones de la unidad. Se coloca un puntero sobre el colimador y otro sobre la camilla, este último debe marcar el centro de la figura que se forma cuando se gira el colimador y el brazo (y viceversa, para cuando se rota la camilla). El centro de esta figura es el isocentro mecánico; el isocentro mecánico rara vez se encuentra en el primer intento, es decir, esta prueba requiere varias aproximaciones hasta lograr que el puntero que rota junto con el colimador no se aparte del puntero que está situado sobre la camilla (fijo) en más de la tolerancia especificada, después se verifica que el eje luminoso pase por este punto usando la luz del campo y verificando que la cruz del retículo tiene su centro en la punta del puntero fijo para cualquier posición del brazo y del colimador. En ese punto se verifica que el telémetro indique la DFI.

La camilla de tratamiento debe rotar alrededor de un eje coincidente con el eje de rotación del colimador dentro de la tolerancia especificada. Para esto se puede colocar un papel adherido a la camilla, con el brazo en posición vertical, poner la camilla en  $0^\circ$ , subirla a DFI, marcar el cruce, soltar

el freno de rotación de la camilla, rotarla 90° en sentido horario, marcar el cruce. Proceder de la misma manera en sentido antihorario.

Una causa de la incongruencia en la posición del isocentro puede deberse a una inclinación del cabezal.

### **C.2.11 Corrección de la inclinación del cabezal**

Se coloca el brazo en cero. Con el cabezal hacia abajo (cero grados), se determina la línea en que está contenido el rayo central; luego con el cabezal hacia arriba (brazo a 180 grados) se repite el procedimiento. Cualquier desplazamiento en el plano perpendicular al eje del brazo se corrige rotando el cabezal hasta que estos ejes sean colineales. Una vez que se encuentra en la posición correcta, se repite el punto anterior.

### **C.2.12 Posición del Isocentro de radiación**

#### *Colimador*

Colocar el brazo en posición vertical, cerrar un par de mandíbulas del colimador (dejar el otro abierto). Poner una película de verificación sobre el encordado de la camilla (con las láminas correspondientes para el equilibrio electrónico) a DFI. Impresionar la película varias veces para distintos ángulos de colimador (por ejemplo: 0, 120° y 240°). Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Repetir el procedimiento para el otro par de mandíbulas del colimador.

#### *Brazo*

Colocar el Brazo en posición vertical, cerrar un par de lados del colimador (dejar el otro abierto). Poner una placa de rayos X de manera que quede perpendicular a la camilla y que contenga al eje central del haz para todas las posiciones del brazo. Se puede adherir la placa a alguna de las caras de una cuba de acrílico, nivelar dicha cara. Hacer coincidir la proyección de un pelo del cruce con el canto de la

placa, y acomodar la camilla de manera que DFI quede aproximadamente en la mitad de la placa. Impresionar la placa varias veces para distintos ángulos de brazo, evitando que haya superposición. Marcar cuidadosamente con una aguja, la posición del cruce luminoso a DFI. Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Repetir el procedimiento para el otro par de mandíbulas del colimador.

### *Camilla*

Colocar el brazo en posición vertical, cerrar un par de lados del colimador (dejar el otro abierto). Poner una película de verificación sobre el encordado de la camilla (con las láminas correspondientes para el equilibrio electrónico) a DFI. Impresionar la película varias veces para distintos ángulos camilla, evitando que haya superposición. Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada.

### **C.2.13 Posición de los láseres**

Debe verificarse que los láseres se cruzan en el isocentro dentro de la tolerancia especificada. Debe comprobarse además la alineación del láser sagital, desplazando la camilla en sentido ascendente y descendente, en todo su rango de trabajo; el láser no debe desplazarse respecto a la marca longitudinal en una plantilla colocada sobre la camilla en más de 2 mm. También se debe verificar la alineación de los láseres laterales (transversales y coronales), para lo cual se puede emplear una hoja de papel blanco, la cual se sostiene verticalmente y se mueve en sentido horizontal en todo el ancho de la camilla; debe observarse que los láseres contrapuestos se intercepten dentro de la tolerancia especificada.

Si se produce un desajuste de los láseres o luces de localización, se debe ubicar primeramente el isocentro mecánico por alguno de los procedimientos antes descritos. Una vez hecho esto, se colocarán los láseres de manera que se crucen en este punto. Se ajustará la horizontalidad y verticalidad de los láseres con las

imágenes que proyectan en las paredes contrapuestas, empleando nivel de burbuja y plomadas; es recomendable realizar marcas indelebles sobre estas paredes, las cuales pueden facilitar posteriormente el reajuste de los láseres.

#### **C.2.14 Escalas de la camilla**

*Escala vertical de la camilla:* Se coloca la parte superior de la camilla a la altura del isocentro y debe leerse cero en la escala. *Escala lateral de la camilla:* Con el isocentro en el centro de la parte superior de la camilla la escala debe marcar cero.

#### **C.2.15 Intensidad del campo de luz**

Se recomienda que la intensidad del campo luminoso se corresponda con las especificaciones del fabricante y dentro de un 10% del valor medido durante las pruebas de aceptación (preferiblemente no menor que 40 Lux).

Para su evaluación se sugiere seguir el siguiente procedimiento: colocar un campo de 10 × 10 cm, encender la luz del campo y apagar todas las luces de la sala de tratamiento. Se procede a colocar un fotómetro calibrado (con apertura de 1 mm o menor) en el centro de cada cuadrante del campo de luz, a la DFI, y se mide la intensidad de luz en cada uno, calculando el valor promedio para los cuatro cuadrantes. Si la intensidad de luz es inferior al valor esperado en más de un 10%, se debe proceder a limpiar el espejo, y si es necesario, considerar el reemplazo de éste o incluso de la fuente de luz.

### **C.3 Pruebas dosimétricas**

#### **C.3.1 Temporizador**

*Reproducibilidad:* El técnico radioterapeuta debe verificar diariamente la reproducibilidad y estabilidad del temporizador de la unidad de tratamiento. Para

esto se puede emplear un cronómetro manual, controlando, por ejemplo, que todos los días 1 min. del temporizador corresponda al mismo tiempo del cronómetro.

Anualmente el físico médico debe realizar esta prueba para diferentes tiempos de irradiación.

*Corrección por el tiempo efectivo de irradiación:* Existe un error en la medición de la tasa de dosis absorbida en las unidades de  $^{60}\text{Co}$  debido al efecto de entrada-salida de la fuente. Para su determinación se pueden emplear varios métodos, entre los que tenemos:

- *Método de irradiación múltiple:*

Este método se emplea especialmente con sistemas dosimétricos de no buena linealidad.

Se procede a coleccionar una lectura  $M_1$  para un único tiempo  $t_1$ ; luego, manteniendo la cámara en la misma posición se realizan  $n$  lecturas para un tiempo  $t_n$  tal que  $t_1 = nt_n$  (por ejemplo, si se toma  $t_1 = 1$  min. y  $n = 3$ , se tiene que  $t_n = 20$  seg.), siendo entonces  $M_n$  la suma de las  $n$  lecturas.

Se puede demostrar que el error de entrada-salida de la fuente se puede obtener como:

$$\varepsilon = \frac{t_1(M_1 - M_n)}{nM_1 - M_n}$$

- *Método de ajuste lineal:*

Este método se emplea especialmente con sistemas dosimétricos de buena o excelente linealidad.

Se empleará un dosímetro en modo de integración de cargas, usando tiempos de máquina en el intervalo de uso clínico. Se realiza la representación gráfica de las lecturas  $M_i$  (obtenidas para idénticas condiciones de temperatura y presión) contra los tiempos de irradiación  $t_i$  (medidos con el temporizador de la unidad de tratamiento); a partir del ajuste de estos datos por mínimos cuadrados, se obtiene la recta:

$$M_i = m t_i + b$$

Para  $M_i = 0$ , se obtiene el error de entrada-salida como

$$\epsilon = -b/m$$

- *Método basado en el cronómetro incorporado al electrómetro:*

Con el haz abierto (irradiando) fijar en el electrómetro un tiempo de colección  $t_E$  y determinar la tasa efectiva de lectura como:

$$R = M / t_E$$

Con el haz cerrado, fijar un tiempo de máquina  $t_{maq}$  igual a  $t_E$  empleado antes; iniciar la y detener la medición en base al temporizador de la unidad de Co, de manera que la tasa efectiva de lectura se podrá expresar entonces como:

$$R = M_{maq} / (t_{maq} - \epsilon)$$

De donde se deduce que

$$\epsilon = t_{maq} - M_{maq}/R$$

Para reducir la incertidumbre de  $\epsilon$  con este método, se deben realizar repetidas medidas (3 a 5) de  $R$  y de  $M_{maq}$ .

Para la determinación del tiempo de tratamiento por campo (o “tiempo de máquina”) el valor de  $\epsilon$  determinado por alguno de los métodos anteriores debe sumarse con su signo al tiempo calculado (manual o por ordenador) a partir de la tasa de dosis de referencia.<sup>19</sup>

*Linealidad:* Un procedimiento para determinar la no linealidad del temporizador se basa en coleccionar una serie de lecturas  $M_i$  empleando un dosímetro en modo de integración de cargas, para diferentes tiempos de máquina ( $t_{maq,i}$ ) en el intervalo de uso clínico. Se determina el tiempo efectivo de irradiación en cada caso:

$$t_{ef,i} = t_{maq,i} - \epsilon$$

Se determinan entonces las tasas de lectura corregidas para el tiempo efectivo de irradiación:

$$R_i = M_i / t_{ef,i} \text{ y su valor promedio } R_{ave}$$

Se calculan los valores:

$$\alpha_i = (1 - R_{ave}/R_i) \times 100$$

---

<sup>19</sup> Esta expresión aparece en otras referencias con el orden del denominador invertido, por lo que cambiaría el signo del resultado, de manera que en tal caso esta corrección se utilizaría en sentido inverso al sugerido en el presente documento. Algunos sistemas computarizados de planificación permiten realizar internamente esta corrección, por lo que es importante conocer la forma en que es empleado este error por el programa.

La no linealidad se establece entonces como el mayor valor de  $\alpha_i$

### **C.3.2 Tasa de dosis absorbida de referencia**

Se recomienda que la tasa de dosis de referencia en agua de la unidad se determine empleando el Protocolo de Calibración del OIEA. Se sugiere además, la implementación de los cálculos computarizados con vistas a minimizar los errores de cálculo y de interpolación de los datos necesarios<sup>20</sup>.

Las medidas para la determinación de la tasa de dosis de referencia deben realizarse empleando el tiempo programado en el temporizador de la unidad de tratamiento, corregido para obtener el tiempo efectivo de irradiación.

*Constancia:* La tasa de dosis de referencia medida debe compararse (corregida por decaimiento) con la obtenida durante la puesta en servicio de la unidad, y su discrepancia no debe superar la tolerancia especificada.

*Reproducibilidad:* Debe determinarse la desviación estándar relativa ( $\sigma_{n-1}$ ) de la tasa de dosis de referencia mediante varias medidas empleando el temporizador de la unidad. Previamente debe determinarse la influencia de las fluctuaciones intrínsecas del propio sistema de medición, para lo cual puede emplearse una fuente de referencia ( $^{90}\text{Sr}$ ). La reproducibilidad de la tasa de dosis debe ser inferior que la tolerancia especificada; en caso contrario, esto puede ser un indicio de fluctuaciones en el posicionamiento de la fuente durante repetidos procesos de entrada-salida de ésta.

### **C.3.3 Constancia de planitud y simetría**

*Planitud:* Se puede especificar como la variación porcentual máxima permisible de la dosis dentro del 80% del FWHM<sup>21</sup> del perfil del campo en un plano transversal al eje del haz a una profundidad definida o acordada (por ejemplo 10 cm,  $d_{\text{máx}}$ );

---

<sup>20</sup> Por ejemplo, se podrían utilizar las hojas de cálculo desarrolladas por la Sección de Dosimetría y Física Médica del OIEA. Estas son una implementación computarizada de los Formularios de los Protocolos TRS-277 (incluyendo los cambios recomendados en su 2da edición, 1997) y TRS-381.

<sup>21</sup> ancho total a la mitad de la altura del perfil de dosis (W50%)

generalmente se escogen los planos principales que contiene al eje del colimador (in-plane, cross-plane). La planitud se puede medir en un maniquí de agua con sistema de rastreo automatizado, o de plástico mediante películas de verificación, para lo cual es necesario disponer de un densitómetro con posibilidades de rastreo, así como conocer la característica sensitométrica de las películas empleadas. Una forma de definir la planitud puede ser:

$$P = (D_{\max} - D_{\min})100\% / (D_{\max} + D_{\min})$$

donde  $D_{\max}$  y  $D_{\min}$  son las dosis máxima y mínima, respectivamente, dentro del área del 80% del FWHM del campo.

*Simetría:* Los resultados del rastreo anterior se pueden utilizar para la determinación de la simetría del haz, que generalmente se define como la desviación porcentual máxima entre la dosis a ambos lados del campo en el 80% de su ancho total, es decir:

$$S = (D_{80\%}^i - D_{80\%}^d) / D_{\text{eje}} \times 100\%$$

donde  $D_{80\%}^i$  -  $D_{80\%}^d$  son las dosis en el lado izquierdo y derecho del 80% del ancho total respectivamente.

La planitud, así como la simetría del haz deben medirse en perfiles ortogonales sobre el plano transversal al eje del campo y preferiblemente para varios ángulos del brazo. La constancia de estos parámetros significa que no debe permitirse un incremento absoluto mayor que la tolerancia especificada en alguno de estos parámetros, respecto a sus valores en el estado de referencia inicial de la unidad, o en su defecto, a partir de las cartas de perfiles de dosis del fabricante. Por ejemplo, si en el estado de referencia inicial la simetría fuera de 0.5% y la tolerancia especificada para su constancia de 2%, entonces podría aceptarse una asimetría de hasta 2.5%.

*Penumbra:* Se puede obtener a partir de una película radiográfica o de verificación, o mediante un maniquí de agua con rastreador automático. Se suele definir como la distancia lateral entre el 80% y el 20% de la dosis en el eje del haz, a cada lado de éste y a la profundidad del máximo de dosis.

### C.3.4 Factores de campo

La verificación de los factores de campo debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad; se recomienda que sean medidos en maniquí, a la profundidad de referencia (para  $^{60}\text{Co}$ , 5 cm) y para varios campos que cubran el rango de uso (por ejemplo, 5 × 5, 10 × 10, 20 × 20 y 30 × 30 cm). Para campos cuadrados de lado  $\leq 5$  cm, deben emplearse cámaras de pequeño volumen (0.1-0.3 cm<sup>3</sup>).

En el caso de haces de  $^{60}\text{Co}$ , si no se dispone de un maniquí de agua con las dimensiones adecuadas, los factores de campo pudieran medirse en aire, con la cámara colocada a la DFS de interés, con caperuza de equilibrio. En este caso, el factor del campo cuadrado de lado  $i$ , calculado para el máximo de dosis en maniquí, se puede determinar como la combinación del factor de dispersión en el colimador ( $F_{col}$ ) y el factor de maniquí (NPSF):

$$FC = \frac{(R)_i}{(R)_{ref}} \times \frac{(PSF)_i}{(PSF)_{ref}} = F_{col} \times NPSF$$

donde:

R: es la lectura en aire de la cámara para el campo dado

PSF: Es el factor de dispersión en el máximo para el campo dado.

Los subíndices  $i$  y  $ref.$  corresponden al campo de lado  $i$  y el 10 × 10 cm, respectivamente.

### C.3.5 Verificación de factores de cuñas y bandejas

La verificación de los factores de cuña debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad. Antes de realizar las mediciones, debe controlarse que cada cuña calce perfectamente en su posición (no tenga juego) y quede enclavada allí aún moviendo el brazo y/o el colimador. Debe verificarse que en cada cuña esté inscripta su identificación y las dimensiones máximas del campo para el cual la cuña puede usarse. Deben verificarse los factores para todas las cuñas disponibles, teniendo en cuenta las

diferentes orientaciones (preferiblemente  $90^\circ$  y  $270^\circ$  de colimador y brazo). Si la variación máxima del factor es  $<2\%$ , puede emplearse el valor promedio para todas las orientaciones de la cuña; de lo contrario debe revisarse el mecanismo de sujeción del filtro y de no ser soluble este problema se emplearan diferentes factores para cada orientación. De igual manera, si la dependencia del factor respecto al tamaño del campo es  $<1\%$ , se puede emplear el valor promediado.

*Bandeja porta-bloqueadores:* El factor de atenuación de ésta se determina de manera similar, para el campo de referencia ( $10 \times 10$  cm) y para cada tipo de bandeja disponible. Si se emplean bandejas ranuradas o barrenadas, el factor se obtiene promediando las medidas para varias posiciones del colimador con la bandeja.

### **C.3.6 Perfiles de campos**

Estas mediciones se realizan generalmente en función de las exigencias o necesidades de datos de entrada del sistema de planificación computarizada disponible, durante el proceso de puesta en servicio de la unidad. Para ello es recomendable emplear un maniquí rastreador automatizado ("beam analyzer").

## C.4 Formulario para calcular la dosis absorbida en agua en las condiciones de referencia usando haces de fotones de $^{60}\text{Co}$ <sup>22</sup>

Fecha: 07-Oct.-99

- 1.- Unidad de radioterapia: THERATRON 80  
Tamaño de campo:  $10 \times 10$  cm a la Distancia Fuente-Superficie:  $DFS = \underline{80}$  cm.
- 2.- Equipamiento dosimétrico:  
Cámara de Ionización:  
Modelo y número de serie: PTW30002 C/C Farmer, No. 152;  
Radio interno:  $r_{int} = \underline{3.05}$  mm  
Material de la pared: Grafito  
Espesor de la pared:  $t_{wall} = \underline{0.079}$  g/cm<sup>2</sup>  
Electrómetro: PTW UNIDOS T10002, No. 20106  
Maniquí: PTW 4322, No. 094  
Profundidad en agua del punto de referencia de medición,  $z_{ref} = \underline{5.0}$  cm
- 3.- Factor de calibración (Kerma en aire) :

$$N_K = \underline{4.623 \times 10^{-2}} \text{ Gy/div.}, \text{ dado a } P_0 = \underline{101.3} \text{ kPa}, T_0 = \underline{20} \text{ }^\circ\text{C}$$

Factor de calibración de Dosis Absorbida en aire:

$$N_{D,air} = N_K k_{att} k_m (1-g) = \underline{4.5262 \times 10^{-2}} \text{ Gy/div.}$$

$$k_{att} k_m = \underline{0.982}$$

$$(1-g) = 0.997$$

Tensión de polarización : 400 V

- 4.- Corrección de la lectura del electrómetro:

$$\text{Lectura por unidad de tiempo : } M_u^0 = \underline{12.86} \text{ div./min}$$

Temperatura  $T = \underline{22.2}$  °C y presión  $P = \underline{89.36}$  kPa al momento de la medición.

$$p_{TP} = (P_0/P)[(273.15 + T)/(273.15 + T_0)] = \underline{1.142}$$

$$\text{Lectura corregida: } M_u = M_u^0 p_{TP} = \underline{14.69} \text{ div./min}$$

- 5.- Dosis Absorbida en agua:

Factor de Perturbación:

$$P_{wall} = [\alpha s_{wall,air} (\mu_{en}/\rho)_{w,wall} + (1-\alpha) s_{w,air}] / s_{w,air} = \underline{0.990}$$

Fración de ionización por electrones generados en la pared:

$$\alpha = 1 - \exp(-11.88 t_{wall}) = \underline{0.609}$$

Razón de poderes de frenado pared/aire:

$$s_{wall,air} = \underline{1.002}$$

Razón de coeficientes de absorción agua/pared:

$$(\mu_{en}/\rho)_{w,wall} = \underline{1.113}$$

Razón de poderes de frenado agua/aire:

$$s_{w,air} = \underline{1.133}$$

Dosis Absorbida en agua en el punto de Referencia de medición:

$$D_w(z_{ref}) = M_u N_{D,air} s_{w,air} P_{wall} P_{dis} = \underline{0.7368} \text{ Gy/min}$$

Factor de corrección por desplazamiento del punto efectivo de medida:

$$P_{dis} = 1 - 0.004 r_{int} = \underline{0.988}$$

$$\% \text{ de dosis a la profundidad de referencia a DFS: } (PDD_{z_{ref}}) = \underline{78.8\%}$$

Dosis Absorbida en agua en la profundidad del máximo de dosis:

$$D_w(z_{max}) = \underline{0.935} \text{ Gy/min}$$

Realizado por: \_\_\_\_\_

<sup>22</sup> Adaptado de: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277, 2nd Ed., IAEA, Vienna (1997).

### C.5 Formulario para el control DIARIO de la unidad de <sup>60</sup>Co

Equipo: \_\_\_\_\_

Día

Prueba															
<i>Indicador de posición de la fuente</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Consola															
Equipo															
Puerta															
Monitor de Radiaciones															
<i>Sistema de parada de Emergencia</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Puerta (funcional, s/n)															
Consola (funcional, s/n)															
Sistema anti-colisión (funcional, s/n)															
<i>Sistema de retorno de fuente</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Retorno manual (disponible s/n)															
<i>Temporizador (Reproducibile)</i>															
Movimiento del brazo															
Movimiento del colimador															
Movimiento del cabezal															
Movimiento de la camilla															
Telémetro															
Indicador del campo luminoso															
Indicadores de posición (láseres)															
Posición de la fuente (SEMANTAL)		--	--	--	--		--	--	--	--		--	--	--	--
Realizado por (iniciales del Técnico)															
Revisado por (iniciales del Físico)															
Observaciones															

## C.6 Formulario para el control MENSUAL de la unidad de $^{60}\text{Co}$

FECHA: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_.

EQUIPO: \_\_\_\_\_.

- SEGURIDAD

1. Pulsadores de corte de energía eléctrica

Posición: \_\_\_\_\_

Posición: \_\_\_\_\_

Posición: \_\_\_\_\_

2. Enclavamiento de cuñas

cuña 15°

cuña 30°

cuña 45°

cuña 60°

3. Enclavamiento de bandejas:

Observaciones: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

- ASPECTOS MECANICOS

1. Indicadores angulares del brazo

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador mecánico
0°		
90°		
180°		
270°		

2. Indicadores angulares del colimador

Nivel	Indicador mecánico
0°	
90°	
-90° (270°)	

3. Centrado del retículo

desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

4. Isocentro mecánico

diámetro: \_\_\_\_\_ mm

5. Telémetro

rango: \_\_\_\_\_ desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

6. Coincidencia del puntero mecánico con el telémetro

diferencia: \_\_\_\_\_ mm

7. Láser de techo: \_\_\_\_\_

8. Láser Lateral (270°): \_\_\_\_\_ Láser Lateral (90°): \_\_\_\_\_

9. Intensidad de luz del campo:  (\_\_\_\_ Lux)

10. Paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso  
diferencia entre diagonales: \_\_\_\_\_%

11.- Verticalidad del haz luminoso  
desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

12 . Tamaños de campo

Campo [cm × cm] (nominal)	Medición	
	largo	ancho
5 × 5		
10 × 10		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

13. Escalas de la camilla

Escala vertical: \_\_\_\_\_ mm      Escala transversal: \_\_\_\_\_ mm

Escala longitudinal: \_\_\_\_\_ mm      Escala angular : \_\_\_\_\_°

14.-Coincidencia de campos de luz-radiación

w50% (FWHM) : \_\_\_\_\_ mm      diferencia: \_\_\_\_\_ mm

desplazamiento del centro del campo: \_\_\_\_\_ mm

Observaciones: \_\_\_\_\_

• ASPECTOS DOSIMETRICOS:

15.- Tasa de dosis de referencia medida: \_\_\_\_\_ Gy/min.      diferencia: \_\_\_\_\_%.

16.- Simetría: \_\_\_\_\_%      diferencia absoluta: \_\_\_\_\_%

Planitud: \_\_\_\_\_%      diferencia absoluta: \_\_\_\_\_%

Observaciones: \_\_\_\_\_

Realizado por: \_\_\_\_\_

## C.7 Formulario para el control ANUAL de la unidad de $^{60}\text{Co}$

FECHA: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_.

EQUIPO: \_\_\_\_\_.

- **SEGURIDAD**

1. Enclavamientos (de acuerdo a especificaciones de fabricante controlar los sistemas de advertencias, límites para alarmas, etc.):

2. Radiación de Fuga del cabezal:

Dist. (cm)	Puntos de medición <sup>a</sup>														Promedio
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
5															
100															

<sup>a</sup> Según FIG. 1

3. Contaminación del colimador:

Actividad del frotis: \_\_\_\_ Bq

- **ASPECTOS MECANICOS**

- |  |                          |
|--|--------------------------|
| 1. Rotación del colimador                    | diámetro: _____ mm       |
| 2. Rotación del brazo                        | diámetro: _____ mm       |
| 3. Rotación de la camilla                    | diámetro: _____ mm       |
| 4. Coincidencia de los tres ejes de rotación | diámetro: _____ mm       |
| 5. Verticalidad de la camilla                | desplazamiento: _____ mm |

- **ASPECTOS DOSIMETRICOS:**

1. Tasa de dosis de referencia

medida: \_\_\_\_\_ Gy/min. diferencia: \_\_\_\_ %.

Reproducibilidad: \_\_\_\_ %

Dependencia del ángulo del brazo:

Angulo	Valor medido	% <sup>a</sup>
90°		
180°		
270°		

<sup>a</sup> Respecto a la posición de referencia del brazo (0°)

2. Isocentro Radiante

- |  |                          |
|--|--------------------------|
| Rotación del colimador, mandíbulas superiores cerradas | diámetro: _____ mm       |
| Rotación del colimador, mandíbulas inferiores cerradas | diámetro: _____ mm       |
| Rotación del brazo                                     | diámetro: _____ mm       |
| Rotación de la camilla                                 | diámetro: _____ mm       |
| Coincidencia entre isocentro radiante y mecánico       | desplazamiento: _____ mm |

3. Factores de Campo:

Tamaño	Factor de Campo	Discrep. %
5 × 5		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

4. Factores de transmisión de accesorios:

a) Cuñas:

	<i>Factor de cuña</i>	Discrep. %
Cuña		
Cuña		
Cuña		
Cuña		
Cuña		
Cuña		

b) Bandejas porta-bloqueos:

	Factor de bandeja	Discrep. %
Bandeja		
Bandeja		
Bandeja		
Bandeja		

5. Temporizador

Reproducibilidad: \_\_\_\_\_ %

Linealidad: \_\_\_\_\_ %

Corrección por tiempo efectivo de irradiación:  $\varepsilon =$  \_\_\_\_\_

6. Uniformidad del haz con el giro del brazo

Angulo	Simetría/Planitud	Discrep. % <sup>a</sup>
0°	/	Referencia
90°	/	
180°	/	
270°	/	

<sup>a</sup> Respecto a la posición de referencia del brazo (0°)

Observaciones: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Realizado por: \_\_\_\_\_

## **D. Procedimientos para la realización de controles de calidad de los aceleradores lineales**

### **D.1 Pruebas a los sistemas de seguridad**

#### **D.1.1 Luces de advertencia**

- En el equipo de tratamiento, en la puerta de la sala de tratamiento y en el panel de control: la luz debe ser verde cuando el equipo está listo para irradiar, cambiar a rojo mientras dura la irradiación.
- Verificar que todas las luces del panel de control funcionen.
- Verificar que se encienden las luces correspondiente al modo de irradiación seleccionado, y permanezcan encendidas durante la irradiación.

#### **D.1.2 Mecanismos de seguridad**

- Verificar que el sistema de video y audio de la sala de irradiación funcionan correctamente.
- Verificar funcionamiento de sistemas anti-colisión.
- Verificar que la camilla sube hasta un tope y baja también hasta un tope.
- Verificar que la irradiación se interrumpe cuando se abre la puerta de acceso y que al cerrarla no continúa la irradiación.
- Verificar que oprimiendo la tecla de apagado (off) del panel de controles se interrumpe la irradiación.
- Verificar el corte de energía eléctrica cuando se oprimen los botones de seguridad dentro de la sala de tratamiento (en paredes, modulador, etc.).
- Verificar que se habilite la irradiación luego de haber “re-seleccionado” las unidades de monitor correspondientes.
- Verificar que corte cuando transcurren las unidades de monitor programadas.
- Verificar que ambas monitoras indiquen la misma lectura, y que luego de cesar la irradiación ambas lecturas permanecen indicadas.

- Cuando el acelerador puede irradiar tanto en modo fotones como electrones, verificar que tenga un mecanismo de seguridad funcionando para evitar irradiación de electrones sin los accesorios (conos) correspondientes y viceversa.
- Verificar que ante falta de suministro eléctrico, las unidades de monitor entregadas permanecen visibles al menos durante veinte minutos o poseer un contador mecánico que muestre las unidades entregadas. En este último caso es necesario controlar la correspondencia entre el contador electrónico y mecánico.
- Verificar que cada accesorio que se coloca queda firme e inmóvil incluso para diferentes orientaciones tanto del brazo como del colimador.
- Verificar que la irradiación solo es posible colocando el código o el conector del accesorio correspondiente.
- Verificar que la posición de los colimadores de rayos X sea la correspondiente para cada cono de electrones y para cada energía.
- Verificar que no permite irradiar para un campo mayor que el campo máximo permitido para cada cuña.
- Verificar que en aquellos casos en que es necesario desplazar parte de los conos para que el telémetro sea visible, no sea posible la irradiación si esta no se retornó a su posición en el cono.
- Verificar la independencia de las cámaras monitoras y el temporizador.
- Verificación de mecanismos de alarmas: de manera conjunta con el ingeniero de mantenimiento pueden hacerse algunos controles provocando situaciones de manera de verificar el funcionamiento del sistema de alarmas. Esta tarea debe ser llevada a cabo durante una parada programada del equipo.

## **D.2 Pruebas mecánicas**

### **D.2.1 Telémetro**

Las lecturas de distancias deben ser claras y dentro de la tolerancia especificada en el rango de uso ( en general  $DFI \pm 20$  cm).

Procedimiento: Ver C.2.2 y C.2.3.

### **D.2.2 Horizontalidad y verticalidad de la camilla**

Ver C.2.4.

### **D.2.3 Centrado del retículo con el haz luminoso y de radiación**

Ver C.2.5.

### **D.2.4 Posición del isocentro mecánico**

Ver C.2.10.

Otro procedimiento puede ser el siguiente: Se fija un lápiz con punta larga y muy afilada (o con una varilla de acero, delgada, diámetro  $\approx 5$ mm y 10cm de largo, con punta larga y afilada), en un extremo de la camilla, o en un borde de la misma sacando el encordado. Con el brazo en posición vertical, se hace coincidir la proyección de la punta del lápiz, con la proyección del retículo (se coloca una cartulina o plástico blanco para ver las proyecciones). Se rota el brazo a la posición horizontal y se acomoda el lápiz con la proyección del retículo. Se debe encontrar una posición intermedia para el lápiz, de manera que rotando el brazo en las cuatro posiciones (las dos verticales y las dos horizontales) la diferencia entre las proyecciones del retículo y del lápiz sean menores que la tolerancia especificada. Controlar que en esa posición del lápiz el telémetro debe indicar la DFI.

## **D.2.5 Indicadores de tamaños de campos**

Ver C.2.8.

## **D.2.6 Limitadores del haz de electrones**

Los limitadores del haz de electrones deben quedar fijos de manera que el campo luminoso sea simétrico.

Procedimiento: Con el brazo en posición vertical, poner sucesivamente los distintos conos en uso. Colocar sobre la camilla papel milimetrado a DFI y medir las distancias desde el cruce hasta los lados del campo.

## **D.2.7 Coincidencia de campo luminoso y de radiación**

Ver C.2.6.

Un procedimiento más específico se describe a continuación.

Procedimiento: Colocar el brazo en posición vertical, poner una placa para rayos X encima de la camilla (poner una bandeja de acrílico sobre el encordado y sobre ella la placa), a DFI. Seleccionar un tamaño de campo (sugerido: 15 cm × 10 cm). Marcar con una aguja, los cuatro bordes y marcar también dos orientaciones así como la angulación del colimador para poder reconocer luego la posición de la placa y la dirección de la posible asimetría. Impresionar la placa. Una vez revelada, unir los puntos marcados con la aguja (correspondiente al campo lumínico), establecer las diferencias con el haz radiante mediante densitometría, identificando la línea del 50% de dosis. Identificar la placa escribiendo con tinta indeleble la fecha, equipo, energía. Archivar la placa.

*Correspondencia radiante entre campos paralelos y opuestos.*

Se recomienda que la diferencia entre los bordes de dos campos opuestos y paralelos sea menor o igual a 2 mm.

Procedimiento: Colocar el brazo en posición vertical, poner una placa para rayos X encima de la camilla (poner una bandeja de acrílico sobre el encordado y sobre ella la placa), a DFI. Seleccionar un tamaño de campo (sugerido: 15 cm × 10 cm).

Colocar una bandeja (en el potabandejas del equipo) con un plomo de manera que cubra la mitad del campo. Exponer la placa. Rotar el brazo 180°, exponer la película pero con el plomo cubriendo la otra mitad del campo. Examinar la diferencia y comparar con la tolerancia especificada.

#### **D.2.8 Posición del isocentro de radiación**

Ver C.2.12.

#### **D.2.9 Posición de los láseres**

Ver C.2.13.

#### **D.2.10 Escalas de la camilla**

Ver C.2.14.

### **D.3 Pruebas dosimétricas**

#### **D.3.1 Constancia de la dosis de referencia**

Se recomienda que diariamente el técnico radioterapeuta verifique la constancia de la dosis de referencia para las calidades de los haces de fotones, así como para una diferente de electrones, de manera que todas las calidades de electrones sean comprobadas en el curso de la semana.

Mensualmente el físico médico debe verificar esta constancia para todas las calidades de fotones y electrones, empleando para ello un sistema de medición más preciso que el usado en las pruebas diarias, así como los Protocolos de calibración del OIEA. Se recomienda además, la implementación de los cálculos

computarizados con vistas a minimizar los errores de cálculo y de interpolación de los datos necesarios<sup>23</sup>.

### **D.3.2 Haces de fotones**

#### **D.3.2.1 Constancia de planitud y simetría**

Ver C.3.3.

#### **D.3.2.2 Constancia de calidad del haz**

El índice de calidad del haz de fotones, J20/J10, debe permanecer dentro del porcentaje de tolerancia especificado, respecto al valor determinado en el estado de referencia inicial.

Procedimiento: Se pueden tomar las lecturas en agua, a 10 y 20 cm de profundidad manteniendo la DFS constante, para un campo de referencia (10 × 10 cm a DFS=DFI), con una cámara de ionización. El cociente debe coincidir con el cociente de PDD<sub>20,10</sub> obtenido durante la puesta en servicio del equipo.

#### **D.3.2.3 Control de cámaras monitoras**

Constancia del factor de calibración de la cámara monitora: La relación entre las unidades de la cámara monitora y la dosis debe ser estable dentro de un 2%.

Procedimiento: Establecer una referencia para cada haz de fotones a los efectos de verificar su constancia en el tiempo.

Por ejemplo:  $L^* = \langle L \rangle p_{TP}$

Donde  $\langle L \rangle$  es la lectura promedio proveniente de un electrómetro cuando la cámara es colocada a 5cm de profundidad en un maniquí de agua, tamaño de campo 10 cm × 10 cm, DFS = 100 cm, y  $P_{TP}$  es la corrección por presión y

---

<sup>23</sup> Por ejemplo, se podrían utilizar las hojas de cálculo desarrolladas por la Sección de Dosimetría y Física Médica del OIEA. Estas son una implementación computarizada de los Formularios de los Protocolos TRS-277 (incluyendo los cambios recomendados en su 2da edición, 1997) y TRS-381.

temperatura. Para cada tipo de haz este producto es proporcional a la dosis absorbida. A los efectos de cuantificar las fluctuaciones se debería tomar como referencia, para cada energía, el valor de dosis absorbida en las mismas condiciones, calculado haciendo uso de la calibración del equipo, dividiendo este valor por

$$N_{D,air}, S_{w,air}, P_{wall}, \text{ o sea: } REF = D_w / (N_{D,air} S_{w,air} P_{wall})$$

Estos valores denominados de referencia, deben estar registrados, junto con las características del dosímetro empleado.

*Reproducibilidad:* La dispersión relativa ( $\sigma/\langle L \rangle$ ) de las lecturas tomadas con el dosímetro debe ser 0.5%.

*Procedimiento:* se puede considerar la dispersión de las lecturas registradas en el punto anterior.

*Linealidad:* La relación entre las unidades de monitor (UM) y la lectura promedio del dosímetro ( $\langle L \rangle$ ) debe ser lineal.

*Procedimiento:* Seguir lo recomendado en el título C.3.1, usando la misma configuración anterior, variando las unidades de monitor, en el rango de uso.

*Dependencia con la tasa de dosis:* La respuesta de la cámara monitora debería ser independiente de la tasa de dosis usada ( $\leq 1\%$ ), si esto no es así, la cámara monitora deberá ser calibrada para cada tasa de dosis que se utilice.

#### **D.3.2.4 Factores de campo**

La verificación de los Factores de Campo debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la Puesta en Servicio de la unidad; se recomienda que sean medidos en maniquí, a la profundidad de referencia y para varios campos que cubran el rango de uso (por ejemplo,  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$  y  $30 \times 30$  cm). Para campos cuadrados de lado  $\leq 5$  cm, deben emplearse cámaras de pequeño volumen ( $0.02-0.03 \text{ cm}^3$ ).

Se recomienda revisar además los factores de dispersión en el colimador (Fcol) y en maniquí (NPSF), comparándolos con los valores obtenidos durante la puesta en servicio de la unidad.

#### **D.3.2.5 Verificación de factores de cuñas**

Los factores de cada cuña deben ser verificados y la diferencia relativa respecto al valor del estado de referencia debe ser menor que la tolerancia especificada.

Procedimiento: Ver C.3.5

#### **D.3.2.6 Verificación de factores de bandeja**

Los factores de atenuación cada bandeja deben ser verificados y la diferencia relativa respecto al valor del estado de referencia debe ser menor que la tolerancia especificada.

Procedimiento: Ver C.3.5

#### **D.3.2.7 Parámetros sobre el eje del haz. Perfiles de campos**

Los factores PDD, TMR o TPR deben ser revisados, comparándolos con sus valores obtenidos durante la puesta en servicio de la unidad. La verificación debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad. Se recomienda que sean medidos para varios campos que cubran el rango de uso (por ejemplo, 5 × 5, 10 × 10, 20 × 20 y 30 × 30 cm).

Para campos cuadrados de lado  $\leq 5$  cm, deben emplearse cámaras de pequeño volumen (0.1-0.3 cm<sup>3</sup>).

En el caso del PDD, se recomienda seguir el mismo procedimiento que se utilizó para determinarlo, seleccionando para ello tres tamaños de campo que cubran el rango utilizado y dos profundidades. Sugerencia: 5 cm × 5cm, 10 cm × 10 cm, 20 cm × 20 cm. Las profundidades deben ser seleccionadas de acuerdo a la calidad del haz, pero en general podría usarse 5 cm y 10 cm. Si no se colecta la

información mediante un barrido en profundidad, pueden verificarse de la siguiente manera: tomar cocientes de lecturas a dos profundidades para diferentes tamaños de campo y comparar este cociente con los cocientes de los PDD tabulados a la correspondiente DFS.

*Perfiles en profundidad:* Estas mediciones se realizan generalmente en función de las exigencias o necesidades de datos de entrada del sistema de planificación computarizada disponible, durante el proceso de puesta en servicio de la unidad. Para ello es recomendable emplear un maniquí rastreador automatizado ("beam analyzer").

### **D.3.3 Haces de electrones**

#### **D.3.3.1 Constancia de planitud y simetría**

Ver C.3.3.

#### **D.3.3.2 Constancia de calidad del haz**

La verificación del índice de calidad del haz de electrones debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la Puesta en Servicio de la unidad.

Para verificar la constancia de la calidad de los haces de electrones, se puede proceder de la siguiente manera: medir el cociente de ionizaciones ( $J_1$  y  $J_2$ ) a dos profundidades diferentes:  $J_1$  a la profundidad del máximo y  $J_2$  a una profundidad correspondiente al 50% aproximadamente ( $\pm 10\%$ ) del máximo. Las variaciones del cociente  $J_2/J_1$  deben estar dentro del 4% de los valores establecidos durante la puesta en servicio de la unidad. A los efectos de realizar chequeos periódicos, por simplicidad estas mediciones pueden realizarse en plásticos (en capas), para ello es necesario establecer una correspondencia con los valores de  $J_2/J_1$  medidos en agua cuando se realizó la puesta en servicio, determinando un valor de referencia

para  $J_2/J_1$  medido en plástico. En adelante se controla que el cociente en plástico se corresponda con la referencia establecida.

#### **D.3.3.3 Constancia del factor de calibración de la cámara monitora.**

Aplicar el procedimiento descrito para los fotones en el apartado D.3.2.3.

## D.4 Formulario para el control DIARIO del acelerador

Equipo: \_\_\_\_\_

Día

Prueba															
<b>Seguridad</b>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Test luces de consola															
Luces en puerta															
Luces de irradiacion en consola															
<b>Sistemas de visualizacion</b>															
<b>Sistema de parada de Emergencia</b>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Puerta															
Consola															
Sistema anti-colisión															
<b>Programación</b>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Interrupción por UM															
Verificación de ambas monitoras															
<b>Mecánicos</b>															
Movimiento del brazo															
Movimiento del colimador															
Movimiento del cabezal															
Movimientos de camilla															
Telémetro															
Láseres															
Tamaño de campo															
Centrado del retículo															
<b>Dosimétricos</b>															
Ctte. Fotones _____ MV															
Ctte. Fotones _____ MV															
Ctte. Electrones _____ MeV															
Ctte. Electrones _____ MeV															
Ctte. Electrones _____ MeV															
Ctte. Electrones _____ MeV															
<b>Realizado por (iniciales del Técnico):</b>															
<b>Revisado por (iniciales del Físico) :</b>															
<b>Observaciones</b>															

## D.5 Formulario para el control MENSUAL del acelerador

EQUIPO: \_\_\_\_\_ . FECHA: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_.

- SEGURIDAD

1. Control de códigos de conos :

Cono	Código	
6×6	_____	<input type="checkbox"/>
10×10	_____	<input type="checkbox"/>
15×15	_____	<input type="checkbox"/>
20×20	_____	<input type="checkbox"/>
25×25	_____	<input type="checkbox"/>

2. Control de códigos de cuñas:

Cuña	Posición	
15°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
30°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
45°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
60°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>

Observaciones: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

- ASPECTOS MECANICOS:

1. Indicadores angulares del brazo:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
180°			
270°			

2. Indicadores angulares del colimador:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
-90° (270°)			

3. Isocentro mecánico

diámetro: \_\_\_\_\_ mm

4. Centrado del retículo:

desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

5. Coincidencia de bordes del campo:

desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

6. Tamaños de campo:

Campo [cm×cm] (nominal)	Indicador equipo		Indicador consola		Medición	
	largo	ancho	largo	ancho	largo	ancho
5×5						
10×10						
15×15						
20×20						
30×30						

7. Verticalidad de camilla:

rango: \_\_\_\_\_ desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

8. Isocentro de camilla:

desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

9. Telémetro:

rango: \_\_\_\_\_ desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

10. Coincidencia de campo de luz-radiación:

w50% (FWHM) : \_\_\_\_\_ mm diferencia: \_\_\_\_\_ mm

desplazamiento del centro del campo: \_\_\_\_\_ mm

11. Coincidencia del puntero mecánico con el telémetro óptico:

diferencia: \_\_\_\_\_ mm

12. Láser de techo: \_\_\_\_\_

13. Láser Lateral (270°): \_\_\_\_\_ Láser Lateral (90°): \_\_\_\_\_

Observaciones: \_\_\_\_\_

• DOSIMETRICOS:

HACES DE FOTONES

- Energía Nominal: \_\_\_\_\_  
Dosis de Referencia Medida: \_\_\_\_\_ Gy/UM \_\_\_\_\_ %  
Calidad (PDD 20/10): \_\_\_\_\_ %  
Simetría: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %  
Planitud: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %
- Energía Nominal: \_\_\_\_\_  
Dosis de Referencia Medida: \_\_\_\_\_ Gy/UM \_\_\_\_\_ %  
Calidad (PDD 20/10): \_\_\_\_\_ %  
Simetría: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %  
Planitud: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %

## HACES DE ELECTRONES

- Energía Nominal: \_\_\_\_\_  
Dosis de Referencia Medida: \_\_\_\_\_ Gy/UM \_\_\_\_\_ %  
Calidad (J2/J1= \_\_\_\_\_): \_\_\_\_\_ %  
Simetría: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %  
Planitud: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %
- Energía Nominal: \_\_\_\_\_  
Dosis de Referencia Medida: \_\_\_\_\_ Gy/UM \_\_\_\_\_ %  
Calidad (J2/J1= \_\_\_\_\_): \_\_\_\_\_ %  
Simetría: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %  
Planitud: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %
- Energía Nominal: \_\_\_\_\_  
Dosis de Referencia Medida: \_\_\_\_\_ Gy/UM \_\_\_\_\_ %  
Calidad (J2/J1= \_\_\_\_\_): \_\_\_\_\_ %  
Simetría: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %  
Planitud: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %
- Energía Nominal: \_\_\_\_\_  
Dosis de Referencia Medida: \_\_\_\_\_ Gy/UM \_\_\_\_\_ %  
Calidad (J2/J1= \_\_\_\_\_): \_\_\_\_\_ %  
Simetría: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %  
Planitud: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %
- Energía Nominal: \_\_\_\_\_  
Dosis de Referencia Medida: \_\_\_\_\_ Gy/UM \_\_\_\_\_ %  
Calidad (J2/J1= \_\_\_\_\_): \_\_\_\_\_ %  
Simetría: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %  
Planitud: \_\_\_\_\_ % \_\_\_\_\_ %

*(Nota: Repetir para cada energía disponible de electrones)*

## D.6 Formulario para el control ANUAL del acelerador

FECHA: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_.

EQUIPO: \_\_\_\_\_ .

- **SEGURIDAD**

1. Enclavamientos (de acuerdo a especificaciones de fabricante controlar los sistemas de advertencias, límites para alarmas, etc.):

- **ASPECTOS MECANICOS**

1. Rotación del colimador	diámetro:	_____ mm
2. Rotación del brazo	diámetro:	_____ mm
3. Rotación de la camilla	diámetro:	_____ mm
4. Coincidencia de los tres ejes de rotación	diámetro:	_____ mm
5. Verticalidad de la camilla	desplazamiento:	_____ mm

- **ASPECTOS DOSIMETRICOS**

1. Isocentro Radiante

Rotación del colimador, mandíbulas superiores cerradas	diámetro:	_____ mm
Rotación del colimador, mandíbulas inferiores cerradas	diámetro:	_____ mm
Rotación del brazo	diámetro:	_____ mm
Rotación de la camilla	diámetro:	_____ mm
Coincidencia entre isocentro radiante y mecánico	desplazamiento:	_____ mm

2. Factores de Campo

a) Fotones: \_\_\_\_\_ MV

Tamaño	Factor de Campo	Discrep. %
5 × 5		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

b) Fotones: \_\_\_\_\_ MV

Tamaño	Factor de Campo	Discrep. %
5 × 5		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

c) Electrones:

Factor de Cono	___ MeV	% <sup>a</sup>	___ MeV	% <sup>a</sup>	___ MeV	% <sup>a</sup>	___ MeV	% <sup>a</sup>	___ MeV	% <sup>a</sup>
4×4										
6×6										
15×15										
20×20										
25×25										

<sup>a</sup> Expresar aquí las discrepancias del parámetro medido respecto a su valor en el estado de referencia inicial.

3. Factores de transmisión de accesorios

a) Cuñas:

	<i>Factor de cuña</i>	Discrep. %
Cuña		
Cuña		
Cuña		
Cuña		
Cuña		
Cuña		

b) Bandejas porta-bloqueos:

	<i>Factor de bandeja</i>	Discrep. %
Bandeja		
Bandeja		
Bandeja		
Bandeja		

4. Factores sobre el eje

a) Fotones: \_\_\_\_\_ MV

<i>Campo→</i>	<i>PDD</i>						<i>TMR (TPR)</i>					
	10 × 10	% <sup>a</sup>	15 × 15	% <sup>a</sup>	20 × 20	% <sup>a</sup>	10 × 10	% <sup>a</sup>	15 × 15	% <sup>a</sup>	20 × 20	% <sup>a</sup>
<i>Prof</i>												
5 cm												
10 cm												
20 cm												

Nota: Repetir para todas las calidades de fotones

b) Electrones: \_\_\_\_\_ MeV

<i>Cono→</i>	<i>PDD</i>					
	6 × 6	% <sup>a</sup>	10 × 10	% <sup>a</sup>	20 × 20	% <sup>a</sup>
<i>Prof</i>						
___ cm						
___ cm						
___ cm						

Nota: Repetir para todas las calidades de electrones

5. Constancia de la dosis de referencia y parámetros fuera del eje (simetría y planitud) con el ángulo del brazo.

a) Brazo en posición vertical y hacia abajo (0°).

	Fotones		Electrones		
	MV	MV	MeV	MeV	MeV
Dosis de Referencia	_____ (____ %)	_____ (____ %)	_____ (____ %)	_____ (____ %)	_____ (____ %)
Simetría:	_____ %	_____ %	_____ %	_____ %	_____ %
Planitud:	_____ %	_____ %	_____ %	_____ %	_____ %

(Nota: Repetir la tabla anterior para 90°, 180° y 270° del brazo)

6. Control de las cámaras monitoras

	Fotones		Electrones		
	MV	MV	MeV	MeV	MeV
Factor de calibración	_____ (____ %)	_____ (____ %)	_____ (____ %)	_____ (____ %)	_____ (____ %)
Reproducibilidad	_____ %	_____ %	_____ %	_____ %	_____ %
Linealidad	_____ %	_____ %	_____ %	_____ %	_____ %
Variación con tasa:					
Mínima tasa	_____ % <sup>a</sup>	_____ % <sup>a</sup>	_____ % <sup>a</sup>	_____ % <sup>a</sup>	_____ % <sup>a</sup>
Usual tasa					
Máxima tasa	_____ % <sup>a</sup>	_____ % <sup>a</sup>	_____ % <sup>a</sup>	_____ % <sup>a</sup>	_____ % <sup>a</sup>

<sup>a</sup> Variación relativa de la respuesta de las cámaras monitoras respecto a la tasa de dosis usual.

Realizado por: \_\_\_\_\_

## **E Procedimientos para la realización de los controles de calidad de los simuladores de tratamientos**

### **E.1 Pruebas a los sistemas de seguridad**

#### **E.1.1 Luces de advertencia**

Verificar que las luces correspondientes en el control del equipo y en la puerta de acceso a la sala funcionan adecuadamente al emitir radiación o en ausencia de ella. Tanto para toma de placas como para fluoroscopia.

#### **E.1.2 Interruptor de radiación en la puerta de acceso a la sala**

Verificar que el equipo no puede emitir rayos X si la puerta se encuentra abierta y que se suspende la emisión de radiación al abrir la puerta.

#### **E.1.3 Interruptores de emergencia**

- Verificar que todos los movimientos del simulador se inhabilitan al accionar el interruptor de emergencia del control manual de movimientos.
- Verificar que los movimientos de la mesa se inhabilitan al accionar el interruptor de emergencia colocado en la mesa de colocación del paciente.
- Verificar que todos los movimientos del simulador se inhabilitan al accionar el interruptor de emergencia del control principal del simulador.

#### **E.1.4 Sistemas anti-colisión**

Los sistemas anti-colisión normalmente se encuentran localizados en:

- El cabezal de la unidad
- Bandeja para protecciones
- Porta chasis

- Base del intensificador de imagen.

Verificar que cualquier movimiento de la unidad se interrumpe cuando se acciona manualmente cada uno de estos interruptores. En algunos simuladores el movimiento horizontal de la mesa queda libre.

## **E.2 Pruebas mecánicas**

Diariamente el técnico del simulador debe realizar una serie de controles mecánicos, tal como fueron descritos en el apartado C.2. A continuación se describen las pruebas mecánicas que deben ser realizadas por el físico médico a la unidad.

### **E.2.1 Verificación de los indicadores angulares**

Ver Apartado C.2.1.

### **E.2.2 Telémetro**

Debe comprobarse la estabilidad del soporte de la luz del telémetro luminoso. La imagen definida por la luz del puntero luminoso debe ser nítida. Es esencial que el fabricante proporcione el dato de la distancia de la fuente a la parte exterior del diafragma; con la ayuda de una cinta métrica se puede medir esta distancia y determinar así el plano para el cual se quiere conocer la DFS.

Las lecturas de distancias deben verificarse para el intervalo de uso (de acuerdo a las especificaciones del fabricante). Para esto ver apartado C.2.2.

### **E.2.3 Distancias foco-isocentro (DFI)**

Colocar el brazo de giro en la posición  $DFI = 100$  cm (según el indicador mecánico y/o electrónico), y corroborar que a la distancia especificada por el fabricante, se encuentra el isocentro del equipo. En esa posición, el telémetro debe indicar

100cm. Bajar el brazo 20cm (verificar la escala mecánica en el brazo con una cinta milimetrada, comprobando que la indicación de los 80cm se encuentra a 20 cm de la correspondiente a 100 cm); controlar que la indicación electrónica corresponda a 80 cm. El telémetro en esa posición debe indicar 80 cm. Luego se procede a verificar la linealidad del telémetro, de acuerdo a lo descrito en el apartado C.2.2, para ambas Distancias Foco-Isocentro.

#### **E.2.4 Horizontalidad y desplazamiento vertical de la camilla**

Ver apartado C.2.4.

#### **E.2.5 Tamaño del campo luminoso**

Proceder como se describe en el apartado C.2.8, controlando la correspondencia entre los indicadores mecánicos y/o luminosos, y el tamaño de campo del haz de luz, tanto con el brazo colocado a 100 cm como con el brazo a 80 cm<sup>24</sup>.

#### **E.2.6 Centrado del retículo**

Proceder como en el apartado C.2.5.

#### **E.2.7 Coincidencia de campo luminoso y de radiación**

Colocar el brazo del simulador en posición vertical a DFI = 100 cm, ubicar una placa para rayos X encima de la camilla, a DFS=100cm. Seleccionar un tamaño de campo (sugerido: 10 × 10 cm). Marcar con una aguja los cuatro bordes, y marcar también dos orientaciones para reconocer luego la posición de la placa. Impresionar la placa. Una vez revelada, unir los puntos marcados con la aguja (correspondiente al campo de luz) y establecer las diferencias con el haz radiante.

---

<sup>24</sup> Si los tamaños de campo están definidos con alambres, es necesario verificar que en cualquier posición del brazo, éstos conservan su posición.

Repetir el procedimiento para DFI = 100 cm y DFS = 100 cm. Identificar las placas escribiendo con tinta indeleble las fechas y equipo. Archivar las placas.

También se puede verificar mediante fluoroscopia, empleando para ello un dispositivo (lámina de plástico) con marcadores radio-opacos indicando en centro y esquinas del campo de referencia; o simplemente poner marcadores radio-opacos (esferas de plomo de pequeño diámetro) adheridas a una hoja de papel donde previamente se haya dibujado el campo luminoso que se desea controlar y su centro. El marcador central sirve para controlar por radioscopia el isocentro radiante: rotando el colimador, el brazo y la camilla.

En ambos casos se aplican las mismas tolerancias especificadas al efecto.

### **E.2.8 Distancia foco- película**

Se rota la mesa, de tal forma que el campo de luz y la escala del telémetro óptico incidan sobre la superficie del intensificador de imagen. Colocando una DFI = 100 cm, se procede a leer la distancia foco-película señalada por los indicadores (mecánicos y/o electrónicos) del simulador, así como la distancia proyectada por el telémetro sobre la rejilla del intensificador de imagen. La distancia señalada por el monitor deberá ser igual a la marcada por el telémetro más la distancia de la superficie de la rejilla a la película (este dato deberá estar en las especificaciones del simulador).

Repetir el procedimiento para DFI = 80 cm.

## **E.3 Chequeos radiográficos**

### **E.3.1 Consistencia de la tasa de exposición (radiografía)**

El propósito de esta prueba es verificar que la exposición en el modo de radiografía permanece constante para disparos consecutivos que se hacen con los mismos factores de kV, mA y tiempo.

*Procedimiento:*

- 1.- Coloque una cámara de ionización en la parte superior del de la mesa a una DFS de 100 cm.
- 2.- Coloque un campo de  $12 \times 12$  cm, centrando la parte activa de la cámara de ionización con el centro del campo luminoso.
- 3.- Seleccione 60 kV y 125 mAs en el control del equipo.
- 4.- Haga 3 exposiciones y calcule el promedio de las lecturas.
- 5.- Cada lectura individual no deberá tener una desviación del promedio mayor al 5%.
- 6.- Repita los pasos 3 a 5 para una técnica de 90 kV con 40mAs y para 125 kV con 125 mAs.
- 7.- Calcule el factor de variación; este no deberá exceder el 5%.

A su vez es recomendable que el promedio de la tasa de exposición en cada caso no difiera en más del 5% del valor obtenido para el estado de referencia inicial del equipo.

### **E.3.2 Reproducibilidad de la tasa de exposición (radiografía)**

El propósito de esta prueba es verificar que la exposición en el modo de radiografía tiene una respuesta reproducible para repetidos disparos que se hacen con los mismos factores de kV, mA y tiempo de exposición.

#### *Procedimiento:*

- 1.- Coloque una cámara de ionización en la parte superior del de la mesa a una DFS de 100 cm.
- 2.- Coloque un campo de  $12 \times 12$  cm, centrando la parte activa de la cámara de ionización con el centro del campo luminoso.
- 3.- Seleccione 60 kV y 125 mAs en el control del equipo.
- 4.- Haga la exposición y registre la tasa de exposición obtenida.
- 5.- Modifique todos los valores de los controles y vuelva a las estaciones de kV y mAs iniciales.
- 6.- Haga una segunda exposición y registre el valor obtenido.

- 7.- Repita el punto 5 y 6.
- 8.- Calcule el promedio de las lecturas.
- 9.- Calcule el coeficiente de variación.
- 10.- El coeficiente de variación no deberá exceder el 5%.
- 11.- Cada lectura individual no deberá tener una desviación del promedio mayor al 5%.
- 12.- Repita los pasos del 4 al 9 para una técnica de 90 kV con 40mAs y para 125 kV con 125 mAs.

A su vez es recomendable que el promedio de la tasa de exposición en cada caso no difiera en más del 5% del valor obtenido para el estado de referencia inicial del equipo

### **E.3.3 Linealidad de la tasa de exposición (radiografía)**

El propósito de esta prueba es verificar que la exposición en el modo de radiografía tiene una respuesta lineal para disparos consecutivos que se hacen con los mismos factores de kV y tiempo de exposición pero para valores crecientes de mAs.

#### *Procedimiento:*

- 1.- Coloque una cámara de ionización en la parte superior del de la mesa a una DFS de 100 cm.
- 2.- Coloque un campo de 12 × 12cm, centrando la parte activa de la cámara de ionización con el centro del campo luminoso.
- 3.- Seleccione 60 kV y 10 mAs en el control del equipo.
- 4.- Realice una exposición y registre el valor obtenido..
- 5.- Incremente el mAs a 50 mAs, realice una exposición y registre el valor obtenido.
- 6.- Repita el punto 5 pero esta vez incrementando el mAs a 100.
- 7.- Normalice la exposición por cada mAs respectivo.
- 8.- Calcule el promedio de las lecturas.
- 9.- Calcule el coeficiente de variación.

10.- El coeficiente de variación no deberá exceder el 5%.

11.- Repita los pasos del 3 al 9 para una técnica de 90 kV y para 125 kV.

A su vez es recomendable que el promedio de la tasa de exposición en cada caso no difiera en más del  $\pm 5\%$  del valor obtenido para el estado de referencia inicial del equipo.

#### **E.3.4 Consistencia de la tasa de exposición (fluoroscopia)**

Se recomienda que en el modo de fluoroscopia no se exceda una tasa de exposición de 10 R/min. para cualquier técnica. Para verificar esto sería conveniente disponer de los siguientes accesorios:

- 10 láminas de aluminio de aproximadamente 6 mm de espesor cada una.
- aditamento para medir resolución.

##### *Procedimiento:*

1.- Coloque una cámara de ionización para rayos X a una DFS de 85cm, con retrodispersión. Seleccione en el electrómetro el modo de tasa de exposición y la escala adecuada.

2.- Escoja un tamaño de campo que cubra uniformemente el área activa de la cámara, pero no mucho mayor, y céntrala con el haz luminoso.

3.- Coloque el aditamento para medir resolución del haz, sobre la mesa y a una DFS= 100cm

4.- Opere el simulador en la forma de Control Automático de "intensidad" (brillo) y con la mayor ganancia.

5.- Inicie la exposición con fluoroscopia y observe la resolución. Permita que se estabilice el equipo de medición por 10 seg. Anote la tasa de exposición, kV y mA. Restablezca el equipo de medición después de cada lectura.

6.- Coloque 2 hojas de aluminio sobre el aditamento para medir resolución y repita el paso 5.

7.- Repita el paso 6 con el resto de las láminas, de dos en dos (4, 6, 8 y 10 láminas). La imagen debe mantener la misma intensidad independientemente del espesor colocado. Anote para cada caso la tasa de exposición.

8.- Repita el paso 6 con una lámina de 3 mm de Pb; no se deberá observar ninguna imagen. Anote la tasa de dosis.

9.- Si la tasa de exposición en los puntos 5, 6 ó 7 supera los 100 mGy/min., el equipo no debe ser utilizado clínicamente y se sugiere sea revisado para encontrar la causa del problema.

### **E.3.5 Resolución de alto contraste en fluoroscopia**

Una característica importante del sistema de fluoroscopia es su resolución de alto contraste, para lo cual se utiliza un objeto de prueba de alto contraste que contiene 8 mallas de cobre de diferente espesor y numeradas. La resolución se evalúa en términos de la malla más pequeña que se logre distinguir en la imagen mostrada en el monitor y en una placa de la misma.

#### *Procedimiento:*

- 1.- Coloque el sistema sobre la superficie del intensificador de imagen
- 2.- Opere el simulador en el modo de fluoroscopia y una intensificación de imagen normal (9") en el mínimo kV y aproximadamente 1 mA.
- 3.- Mida la resolución en términos de la malla más fina que se pueda distinguir en el centro y en los bordes de la imagen del objeto de prueba y registre esta lectura en los datos de resolución del sistema.
- 4.- Tome una placa de dicha imagen.
- 5.- En la imagen obtenida en la película mida la resolución en términos de la malla más fina que se pueda distinguir en el centro y en los bordes de la imagen del objeto de prueba y registre esta lectura en los datos de resolución del sistema.  
La medida se realiza cada vez que se instala un nuevo sistema de fluoroscopia para tener una base de comparación del sistema, así como para comparar diferentes equipos del departamento.
- 6.- Si se nota una pérdida de resolución de alto contraste se deberá contactar al servicio de mantenimiento para encontrar la causa y realizar los ajustes necesarios.

### **E.3.6 Resolución de bajo contraste en fluoroscopia**

Una característica importante del sistema de fluoroscopia es su resolución de bajo contraste, para lo cual se utiliza un objeto de prueba de bajo contraste para evaluar dicha resolución. La resolución se evalúa en términos del grupo de objetos de baja resolución más pequeño que se logre distinguir en la imagen mostrada en el monitor y en la placa de la misma.

#### *Procedimiento:*

- 1.- Coloque el objeto de prueba para resolución de bajo contraste sobre la superficie del intensificador de imagen
- 2.- Opere el simulador en el modo de fluoroscopia y una intensificación de imagen normal (9") en el mínimo kV y aproximadamente 1 mA.
- 3.- Mida la resolución en términos del grupo más pequeño de objetos de baja resolución que se pueda distinguir en la imagen mostrada en el monitor y registre esta lectura en los datos de resolución del sistema.
- 4.- Tome una placa de dicha imagen.
- 5.- En la imagen obtenida en la película mida la resolución en términos del grupo más pequeño de objetos que se pueda distinguir en el centro y en los bordes de la imagen del objeto de prueba y registre esta lectura en los datos de resolución del sistema. La medida se realiza cada vez que se instala un nuevo sistema de fluoroscopia para tener una base de comparación del sistema, así como para comparar diferentes equipos del departamento.
- 6.- Si se nota una pérdida de resolución de bajo contraste se deberá contactar al servicio de mantenimiento para encontrar la causa y realizar los ajustes necesarios.

## E.4 Formulario para el control DIARIO del simulador

Equipo: \_\_\_\_\_

Día

Prueba <sup>a</sup>															
<b>Seguridad</b>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Luces en puertas															
Luces de irradiación en consola															
<b>Sistemas de visualización</b>															
<b>Sistema de parada de Emergencia</b>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Puerta															
Consola															
Sistema anti-colisión															
<b>Mecánicos</b>															
Movimientos del brazo															
Movimientos del colimador															
Movimientos del cabezal															
Movimientos de camilla															
Telémetro															
Láseres															
Tamaño de campo															
Centrado del retículo															
<b>Realizado por (iniciales del Técnico)</b>															
<b>Revisado por (iniciales del Físico) <sup>b</sup></b>															
<b>Observaciones</b>															

<sup>a</sup> En todos los casos colocar S cuando todo funciona correctamente o esta en tolerancia.

<sup>b</sup> El físico revisará semanalmente, o cuando se reporten problemas.

## E.5 Formulario para el control MENSUAL del simulador

FECHA: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_.

EQUIPO: \_\_\_\_\_

- ASPECTOS MECANICOS:

1. Indicadores angulares del brazo:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
180°			
270°			

2. Indicadores angulares del colimador:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
-90° (270°)			

3. Centrado del retículo:

desplazamiento: \_\_\_\_ mm

4. Isocentro Mecánico:

diámetro: \_\_\_\_ mm

5. Telémetro:

rango: \_\_\_\_\_ desplazamiento: \_\_\_\_ mm

6. Indicador Distancia Foco-Isocentro

DFI (nominal)	Mecánico	Electrónico
100 cm	_____	_____
80 cm	_____	_____

7. Indicador Distancia Foco-Película:

DFI	Mecánico	Electrónico
100 cm	_____	_____
80 cm	_____	_____

8. Láseres:

Láser de techo: \_\_\_\_ Láser Lateral (270°): \_\_\_\_ Láser Lateral (90°): \_\_\_\_

9. Intensidad de luz del campo:

10. Paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso:  
diferencia entre diagonales: \_\_\_\_\_%

11. Verticalidad del haz luminoso:  
desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

12. Tamaños de campo:

Campo [cm×cm] (nominal)	Indicador equipo		Indicador consola		Medición	
	largo	ancho	largo	ancho	largo	ancho
5 × 5						
10 × 10						
15 × 15						
20 × 20						
30 × 30						

13. Escalas de la camilla:

Escala Vertical: \_\_\_\_\_ mm    Escala lateral: \_\_\_\_\_ mm    Escala longitudinal: \_\_\_\_\_ mm

Escala Angular : < \_\_\_\_\_°.

14. Horizontalidad de la camilla:

desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

15. Verticalidad de camilla:

rango: \_\_\_\_\_    desplazamiento: \_\_\_\_\_ mm

16. Enclavamiento y centrado de bandejas:

17. Calidad de la imagen fluoroscópica:

18. Coincidencia de campo de luz-radiación:

w50% (FWHM) : \_\_\_\_\_ mm    diferencia: \_\_\_\_\_ mm

desplazamiento del centro del campo: \_\_\_\_\_ mm

Observaciones: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Realizado por: \_\_\_\_\_

## E.6 Formulario para el control ANUAL del simulador

FECHA: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_.

EQUIPO: \_\_\_\_\_.

- ASPECTOS MECANICOS

- |  |                 |          |
|--|-----------------|----------|
| 1. Rotación del colimador                    | diámetro:       | _____ mm |
| 2. Rotación del brazo                        | diámetro:       | _____ mm |
| 3. Rotación de la camilla                    | diámetro:       | _____ mm |
| 4. Coincidencia de los tres ejes de rotación | diámetro:       | _____ mm |
| 5. Verticalidad de la camilla                | desplazamiento: | _____ mm |

- ASPECTOS RADIOGRAFICOS:

1. Tasa de exposición (radiografía): \_\_\_\_\_.
2. Tasa de exposición (fluoroscopia): \_\_\_\_\_.
3. Calibración de kV y mAs: \_\_\_\_\_.
4. Resolución de alto y bajo contraste: \_\_\_\_\_.

Observaciones: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

*Realizado por:* \_\_\_\_\_

## **2.9 Evaluación del programa de garantía de calidad del Instituto del Cáncer de El Salvador.**

En base a las observaciones hechas por medio de las visitas realizadas al Instituto del Cáncer de El Salvador y entrevistas realizadas al personal del departamento de física de dicha institución, se tienen los siguientes datos relacionados con la implementación de un programa de garantía de calidad:

- Existe una propuesta para el nombramiento de un oficial de protección radiológica en dicha institución, debido a que ha transcurrido más de un año sin ningún profesional designado en dicho puesto.
- Con la designación del oficial de protección radiológica se pretende a echar a andar el programa de garantía de calidad como tal. Además, se pretende mejorar las técnicas utilizadas para la inmovilización, técnicas de protección, se proyecta realizar las pruebas de rutinas diarias, mensuales y semestrales que se mencionan en los requisitos de un programa de garantía de calidad en teleterapia.
- En el departamento de física existen 4 físicos contratados a medio tiempo, los cuales son responsables y están entrenados para realizar los cálculos de dosis.
- Por el momento se realizan aspectos de planificación del tratamiento, aunque no se cuenta con un equipo de simulación, se utilizan los equipos de rayos X y la guía de luz de las máquinas de cobalto; de igual forma se llevan a cabo procesos de localización y posicionamiento del paciente.

Tomando como base los puntos anteriores, y después de un análisis de los procesos que se realizan en el instituto del cáncer, teniendo los criterios mostrados en la tabla 2.6, y a pesar de no existir un programa de garantía de calidad implementado, se puede decir que se cumplen un 38% de los aspectos que exigen las instituciones que norman los procesos en teleterapia.

**Tabla 2.6.** Evaluación del programa de garantía de calidad en el instituto del cáncer de El Salvador.<sup>25</sup>

ELEMENTOS	CRITERIOS EVALUADOS	% ASIGNADOS	% GANADO
APOYO INSTITUCIONAL	Proveer los medios suficientes tanto estructurales como materiales para el programa de garantía de calidad	10%	3%
	Se señala un responsable de establecer líneas generales del programa de Garantía de Calidad	5%	4%
	Asigna el Recurso Humano, equipamiento de medición, entrenamiento en el uso de equipo y en los detalles del Programa de Garantía de Calidad.	10%	6%
EQUIPO DE GARANTIA DE CALIDAD	Trabajo en Equipo y el compromiso del Jefe Clínico	5%	3%
	El equipo de Garantía de Calidad esta integrado por oncólogos radioterapeutas, físicos médicos, radiotecnólogos, enfermeras y personal administrativo	5%	2%
	Para cada miembro existen descripciones por escrito de las responsabilidades y acciones.	5%	0%
	Entrenamiento adecuado para ejecutar las diferentes responsabilidades.	10%	4%
AUDITORIA DEL PROGRAMA	Satisface los objetivos con que se creo	10%	3%
	Se lleva a cabo por profesionales no pertenecientes a la institución con la colaboración de la misma.	5%	5%
	Los resultados son conocidos por el equipo de garantía	5%	3%
	Para verificar los resultados de los procesos de medida y controles de calidad se utilizan instrumentos de medición y metodología independiente de aquellos que se usan en la institución	5%	5%
COMITÉ DE GARANTIA DE CALIDAD	Representa las diferentes disciplinas que participan en el proceso	5%	0%
	Los representantes son escogidos por la autoridad superior	5%	0%
	La autoridad superior forma parte del comité de Garantía de Calidad	5%	0%
	Controla el Programa de Garantía de Calidad y asegura que todos los componentes se ejecuten	5%	0%
	Los resultados son documentados adecuadamente llevando un registro de las políticas que aseguren la calidad del cuidado al paciente	5%	0%
	<b>TOTAL</b>	<b>100%</b>	<b>38%</b>

<sup>25</sup> Elaborada en base a la investigación hecha a lo largo del estudio.



## **CAPITULO 3.**

### **3 TECNOLOGÍAS UTILIZADAS EN LA PLANIFICACION DEL TRATAMIENTO DE TELETERAPIA.**

En el sentido general, la planificación del tratamiento radioterapéutico se refiere a todos los procesos que intervienen en la determinación del procedimiento con el que debe ser tratado el paciente.

Sin embargo, en la práctica, la planificación de un tratamiento se considera a menudo únicamente con el proceso de introducción en un sistema de cálculo (ordenador) de los datos del paciente y de los campos de irradiación, junto con el consiguiente proceso de cálculo de la distribución de dosis que se obtendría si se irradiase con dicha configuración de haces y el posterior proceso de optimización.

De acuerdo a una definición más amplia de lo que supone la planificación y el cálculo del tratamiento teleterapéutico, consideraremos que en esta se incluye los siguientes procesos, la adquisición de datos anatómicos y su uso para determinar los volúmenes de interés en la anatomía del paciente, la disposición de los haces y el cálculo y optimización de las distribuciones de dosis, la verificación de los datos dosimétricos y del posicionamiento diario así como de la reproducibilidad del tratamiento y la incertidumbres en la realización del mismo.

#### **3.1 Proceso de planificación del tratamiento.**

El proceso de planificación del tratamiento comienza con la adquisición de los datos del paciente y continúa a través de la planificación, la implementación del plan y la verificación del tratamiento. En este proceso es sumamente importante la interacción entre el físico médico, el dosimetrista y el oncólogo radioterapeuta, jugando un papel muy importante el uso de programas de computación así como de computadoras y otros periféricos para la planificación gráfica del tratamiento.

Existen tres tipos distintos en la planificación de un tratamiento:

- (1) La planificación no gráfica, empleada fundamentalmente en campos simples y en campos opuestos paralelos. En este caso se calculan las unidades monitoras (tiempo) para aplicar la dosis prescrita a un punto en el eje central, empleando generalmente los PDD<sup>26</sup> en eje central, los TPR<sup>27</sup>, así como las tablas de tasa de dosis del haz. La estimación de la zona de tratamiento se realiza a partir de radiografías convencionales. Estas a menudo no muestra claramente la extensión del tumor, no siendo posible determinar con precisión (en tres dimensiones) su forma ni definir la posición de las estructuras sensibles u órganos de interés. Por otro lado, la extensión del tumor se determina solo anatómicamente, ya que no es posible correlacionar las radiografías con imágenes funcionales.
  
- (2) La planificación con representación gráfica es empleada en gran número de pacientes. En este método el volumen de tratamiento se define a partir de un plano de corte transversal de la Tomografía Computarizada (TAC) o a partir de placas ortogonales de simulación que corresponde a la posición del centro de haces. El contorno del paciente se obtiene mediante el uso de implementos mecánicos (por ejemplo cintas de plomo, contornímetros, simulador de tratamiento) o con el empleo de la TAC. El diseño del arreglo de campos y el cálculo de las distribuciones de dosis se realiza utilizando un sistema de planificación computarizado; el tamaño de los campos se decide como en el proceso expuesto anteriormente. Seguidamente el oncólogo radioterapeuta prescribe la dosis en un punto o en un volumen. Las limitaciones de la planificación convencional suponen limitaciones en los tratamientos, en los que solo es posible proporcionar campos de

---

<sup>26</sup> PDD = Porcentaje de Dosis en Profundidad.

<sup>27</sup> TPR = Razón Piel-Phantom.

irradiación con un determinado número de posiciones angulares situadas sobre una única circunferencia de giro, definiendo campos coplanares.

- (3) La planificación de tratamientos en 3D se diferencia de las arriba mencionadas en que el volumen blanco, los volúmenes de tejido normal y las superficies de los contornos son obtenidas directamente de la TAC. Es muy significativo el hecho de que además del diseño de los campos (angulaciones), el tamaño y forma de éstos se define a partir de la Proyección Visual del Haz (PVH), en lugar de emplear las radiografías de simulación. Más aún, los sistemas 3D son capaces de producir radiografías por reconstrucción digital de los datos de la TAC. Es posible prescribir la dosis en un punto, en una curva de isodosis, una superficie de isodosis o un nivel de dosis en un histograma de dosis volumen (HDV). El termino “tridimensional” , en el campo de la planificación de tratamientos, puede emplearse para referirse a diferentes aspectos: a la descripción tridimensional de la anatomía del paciente, al cálculo de la dosis sobre una matriz tridimensional de puntos, a la visualización 3D mediante técnicas de representación gráfica de sólidos de la información manejada por el sistema de planificación, etc.

### **3.2 Descripción de la tecnología dentro de la cadena de procedimientos en la Planificación del tratamiento.**

Para poder analizar las características y uso de los diferentes tipos de sistemas de planificación y cálculo del tratamiento, se plantea conforme a la cadena de procedimientos que se realizan para la planificación.

#### **3.2.1 Localización.**

Estos datos incluyen contorno del cuerpo, perfil, y la densidad de las estructuras internas relevantes, localización y extensión del volumen a irradiar. La adquisición

de estos datos es necesaria ya sea que los cálculos dosimétricos se hagan manualmente o con una computadora.

Para delimitar con cierto grado de aproximación la extensión de la zona anatómica a tratar, o incluso condicionar la posición del tratamiento (y por tanto la inmovilización), haciendo uso de contrastes o marcadores radio opacos, en algunos casos es conveniente disponer de un sistema que permita la simulación del tratamiento con un haz de rayos X (simulador convencional). Este equipo, que dispone de una mesa de iguales características que la mesa de tratamiento (tanto en dimensiones como en posibilidad de giros, desplazamientos, inserciones, sujeción de dispositivos de inmovilización, etc.), permite la realización tanto de escopía como de placas convencionales con un haz de rayos X. Por otro lado estos equipos, al reproducir las condiciones geométricas de las unidades de tratamiento, posibilitan el análisis de posibles colisiones, giros, etc. Normalmente las salas donde se ubican disponen además de elementos auxiliares para el posicionamiento, usualmente sistemas láser, de iguales características a los utilizados en las salas de tratamiento.

### **3.2.1.1 Contornos del cuerpo.**

En esta etapa inicial, el médico especialista en Oncología Radioterápica, ayudado por personal técnico determina la zona anatómica a tratar y la posición de tratamiento, estableciendo, si fuese el caso, el uso de los dispositivos de inmovilización necesarios para cada situación particular. Estos pueden consistir en máscaras termoplásticas, colchones de vacío, retractores de hombros, dispositivos belly-board, etc.

El más común y simple de los aparatos es un alambre de soldadura o un alambre de plomo introducido en plástico. Otro tipo de dispositivo simple consiste en un arreglo de varillas, las puntas están hechas para tocar la piel del paciente y

entonces situarla sobre una hoja de papel con fines de obtener el dibujo del contorno. Se han obtenido recientemente métodos ópticos y ultrasónicos para obtener la información del contorno. La tomografía computarizada (CT) también puede ser usada para obtener los contornos transversales además de la información de la estructura interna.

Los siguientes puntos deben de considerarse al momento de marcar el contorno:

- a) El contorno del paciente tiene que ser obtenido con el paciente en la misma posición usada en el tratamiento actual.
- b) Se debe indicar una línea que represente la superficie de la mesa en el contorno así esta línea horizontal puede ser usada como referencia para los ángulos del haz.
- c) Las marcas importantes de huesos así como también los puntos de entrada del haz, si existen, tienen que ser indicadas sobre el contorno.
- d) Los chequeos del contorno son recomendados durante el curso del tratamiento si se espera que el contorno cambie debido a una reducción del volumen del tumor o un cambio en el peso del paciente.
- e) Si el grosor del cuerpo varia significativamente con el campo de tratamiento, los contornos deben ser determinados en más de un plano.

### **3.2.1.2 Estructuras internas.**

La localización de las estructuras internas para la planificación del tratamiento debería proveer información acerca del tamaño y localización de las inhomogeneidades de los órganos críticos.

Los siguientes aparatos son usados para la localización de estructuras internas.

#### **3.2.1.2.1 Tomografía computarizada.**

La principal desventaja de la tomografía transversal convencional es la presencia de imágenes borrosas resultantes de estructuras fuera del plano de interés. En CT

(Fig. 3.1.), los rayos-X usados para reconstruir la imagen entran solo en la capa bajo examinación, así los planos que no se desean son completamente omitidos. Básicamente, un haz delgado de rayos-X escanea a través del paciente en sincronía con un detector de radiación en el lado opuesto del paciente.

La información de la CT es útil en dos aspectos de la planificación del tratamiento: (a) delineación del volumen a irradiar y las estructuras circundantes en relación al contorno externo; y (b) proveer datos cuantitativos para las correcciones de heterogeneidad del tejido. Desde un punto de vista práctico, el primer aspecto es más importante que el segundo.

Hay varios sistemas computarizados comercialmente disponibles para la planificación del tratamiento que permiten mostrar y usar las imágenes de CT para la planificación del tratamiento. Una vez que las imágenes de CT se han producido, los datos pueden ser transferidos a la computadora de la planificación de tratamiento.



*Figura 3.1 Tomografía Computarizada*

Algunas de las consideraciones para obtener scans de CT en la planificación del tratamiento son. (a) Debe ser usada una superficie de mesa plana. (b) Un diámetro grande de apertura del CT puede ser usado para acomodar posiciones inusuales de brazos y otras configuraciones del cuerpo encontradas en radioterapia. (c) Se debe tener cuidado con los dispositivos de inmovilización ya que pueden causar artefactos. (d) El posicionamiento del paciente, nivelación, e inmovilización debe ser hecha en consideración de la técnica de tratamiento esperada o simulación si es hecha antes de la CT. (e) Las marcas del contorno externo pueden ser delineadas usando, usando marcadores radioopacos como catéteres de plástico. (f) La escala de la imagen debe ser adecuada en ambas direcciones X y Y.

#### **3.2.1.2.2 Imágenes por resonancia magnética (MRI).**

Está puede ser usada para escanear directamente los planos axial, sagital, coronal, u oblicuo. Esto hace posible obtener vistas óptimas para mejorar la interpretación del diagnóstico o la delineación del blanco para teleterapia. Otras ventajas sobre la CT, incluye el no uso de radiaciones ionizantes, mayor contraste, y mejores imágenes de tumores de tejido suave.



*Figura 3.2 Resonancia Magnética*

Algunas desventajas respecto a la CT incluyen menor resolución espacial; incapacidad de tomar imágenes de huesos o calcificaciones; mayor tiempo para la adquisición de las imágenes, debido a esto se incrementa la probabilidad de artefactos por movimiento; problemas técnicos por interferencia magnética por objetos metálicos.

La física básica de MRI (fig. 3.2) envuelve un fenómeno conocido como la resonancia magnética nuclear (NMR). Es una resonancia de transición entre los estados del spin nuclear de ciertos núcleos atómicos cuando están sujetos a una señal de radiofrecuencia (RF) de una frecuencia específica en presencia de un campo magnético externo.

#### **3.2.1.2.3 Ultrasonido.**

Los procedimientos ultrasónicos no involucran radiación ionizante, es menos costoso, y en algunos casos, proporciona datos de utilidad comparable.

### **3.2.1.3 Determinación de Volúmenes.**

Utilizando un equipo denominado Sistema de Planificación y cálculo (SPC), el médico especialista en oncología radioterápica, manipula las imágenes digitalizadas de forma adecuada, con la ayuda de técnicos en radioterapia, con el soporte de reconstrucciones coronales o sagitales, proceden a delimitar los volúmenes de interés sobre las imágenes.

Es el TAC el mas adecuado instrumento de obtener la imagen digitalizada ya que posee información sobre las densidades electrónicas de los distintos tejidos, necesaria par la realización del cálculo de las distribuciones de dosis, en el caso de utilizar otras modalidades de imagen para la delimitación de volúmenes, y tras el correspondiente proceso de fusión, los volúmenes deben trasladarse idealmente a las imágenes de TAC. Una vez delimitados los volúmenes de interés se debe proceder a la realización de la prescripción del tratamiento.

### **3.2.2 Selección y Cálculo de la distribución de dosis.**

El primer paso para el establecimiento de un plan de tratamiento con el sistema de planificación y cálculo consiste en determinar los diferentes campos de irradiación, definidos por sus orientaciones y conformaciones de haz, de modo que se pueda conseguir una distribución de dosis homogénea sobre los volúmenes delimitados.

### **3.2.3 Simulación.**

Antes de la administración del tratamiento es necesario realizar una verificación del mismo sobre el propio paciente, dado que para el diseño del tratamiento y el correspondiente cálculo de las distribuciones de dosis se han manejado datos obtenidos de un TAC realizada al paciente en unas determinadas condiciones y ha transcurrido cierto tiempo.

La comprobación o simulación del tratamiento se hace básicamente en torno a parámetros geométricos y anatómicos. Mediante los geométricos se comprueba principalmente que todas las distancias propuestas por el sistema de planificación y cálculo coinciden con las determinadas sobre el paciente. Respecto a los anatómicos, además de aquellos que se pueden verificar a simple vista, se suele recurrir a la realización de placas radiográficas comparándolas a continuación con las obtenidas en el sistema de planificación y cálculo.

Esta etapa puede llevarse a cabo utilizando la propia unidad de tratamiento dotándola de un sistema de imagen ya sea una placa radiográfica o un sistema electrónico de adquisición de imagen (Electronic Portal Imaging Device, EPID); o bien recurriendo al simulador convencional, unidad de características análogas a las de las unidades de tratamiento, que emplea un haz de rayos x de energía en el orden del radiodiagnóstico permitiendo la obtención de imágenes de gran calidad.

### **3.3 Sistema de planificación computarizado para teleterapia.**

La planificación de teleterapia a través de computadoras permite al médico, al físico, al dosimetrista y al tecnólogo el optimizar la entrega de la teleterapia en el tratamiento del cáncer y enfermedades afines. Estos sistemas calculan la óptima estrategia para entregar una dosis de radiación prescrita a un volumen de tratamiento definido mientras se minimizan las exposiciones a los otros órganos. Las computadoras para la planificación de radiocirugías calculan las dosis de radiación y las áreas “target” para procedimientos de radiocirugía estereotáctica.

Los cálculos de ultra-rápidas computadoras permiten rápidos, planes de tratamiento individualizados que maximizan las dosis de radiación a tumores y minimizan aquellos al tejido saludable, controlando localmente y erradicando la enfermedad mucho más efectivamente que en años previos. Los cálculos a través

de computadoras también reducen la posibilidad de error humano y permite la planificación de tratamientos más creativos. Los cálculos para teleterapia iniciales, realizados a mano, eran tediosos y propensos a errores ya que la inmensa mayoría de ellos utilizaban el cálculo de dosis de un solo punto.

Las computadoras para teleterapia pueden calcular dosis de múltiples puntos o distribuciones de dosis, en tiempos significativamente menores; tomando en cuenta irregularidades de forma del paciente e inhomogeneidades de tejidos con características de atenuación de radiación variada; y combinar distribuciones de dosis haz-externo y braquiterapia. La planificación de tratamientos por computadora son esenciales en el procesamiento de información extensiva acerca de la morfología del paciente proveída por la Tomografía Computarizada (CT), Imágenes de Resonancia Magnética (MRI), Tomografía por Emisión de Positrones (PET), y escaneo por ultrasonido (US). Otros usos incluyen el registro de información médica y datos demográficos del paciente y registro de tumores, control y monitoreo de los parámetros del equipo, y aplicaciones generales de computo.

### **3.3.1 Principios de operación.**

Los principales componentes de los sistemas para planificación de tratamientos son la computadora, los algoritmos de cálculos de dosis y los programas, equipos de entrada y salida de gráficos e imágenes (despliegue e impresión). Los sistemas de planificación de teleterapia utilizan computadoras capaces de realizar multiplicaciones de punto flotante con una alta precisión en menos de un nanosegundo. La mayoría utilizan drives de disco duro, discos compactos regrabables (CD-Rs), y/o tapes magnéticos como medio para almacenar los programas, datos del equipo y datos del paciente. Mientras se ejecutan, los programas son cargados en la memoria principal de la computadora. Los programas permiten al usuario escoger los cálculos apropiados e introducir la

información necesitada para realizarlos. Los datos y los archivos de textos permanecen accesibles para ediciones posteriores.

Las computadoras para planificación de tratamientos ejecutan dos tipos básicos de cálculos: haz-externo y braquiterapia. Los cálculos de haz-externo realizan diferentes funciones. La más común determina los seteos tiempo/dosis del haz para planes simples, seteos del colimador multihojas (MLC), y configuraciones de filtrado. Tales cálculos, los cuales involucran solamente datos de tabla y manipulación aritmética, puede eliminar los errores aritméticos y revisar la validez de los datos ingresados. Los haces utilizados para irradiar un tumor son generalmente irregulares en su forma debido al plomo a los bloques Cerrobend o al colimador multihojas MLC utilizado para resguardar las estructuras anatómicas saludables.

Ellos requieren cálculos más complejos. Los algoritmos para planeación de tratamientos de haces de fotones están basados en “transportmodels” analíticos de fotones. Sistemas de planificación de tratamientos, comercialmente disponibles, en tres dimensiones (3-D) usan algoritmos que rastrean la radiación primaria y dispersa en espacio tridimensional mientras toman en cuenta las inhomogeneidades del tejido. Más avanzados algoritmos planeadores en 3-D están por ser desarrollados..

En algunos casos, múltiples haces son dirigidos al tumor en un patrón de “fuego cruzado”. Tal técnica requiere de cálculos de distribución de dosis a través de una sección “cruzada” del paciente, y algoritmos diseñados para realizar este cálculo usan datos de imágenes CT y MR que permiten desplegar las imágenes multiplanares de las estructuras anatómicas deseadas y aquellas circundantes del volumen de tratamiento y permite la evaluación de la distribución de la radiación en una vista 3-D.

El uso de haces de electrones en teleterapia de haz externo requiere de algoritmos más intrincados y que consumen más tiempo para cálculos disimétricos más precisos durante la planificación del tratamiento. Mientras mayores interacciones de alta energía de los fotones se realizan en el cuerpo humano más interacciones Compton y por lo tanto requiere correcciones de densidad de electrones para compensar las inhomogeneidades de tejidos, los electrones interactúan con los tejidos a través vasto número de procesos físicos diferentes, dependiendo de los tejidos involucrados, pulmón, músculo, hueso, etc. Los algoritmos para el manejo de estos complejos efectos dosimétricos por inhomogeneidades, comúnmente llamados cálculos Monte Carlo, están disponibles para la planificación de tratamientos de haces de electrones.

Para la planificación del tratamiento, cada algoritmo de computación debe combinar la información que describa el haz de tratamiento y/o la fuente radioactiva con información individualizada del paciente. La información del equipo incluye datos de factor de atenuación tal como profundidad de dosis; relación tejido-aire o tejido-phantom; factores de intensidad del haz que describan la variación del tamaño del campo de la intensidad del haz; factores de los artefactos de tratamiento tales como la aplicación de arreglos (trays), cuñas (wedges) y colimadores multihojas MLC; y características geométricas de los artefactos utilizados, distancia fuente-eje de rotación, limitación de tamaño del campo, relación de dosis. Esta información es usualmente almacenada en la computadora en forma de archivos de datos, accedidos cuando el cálculo está siendo realizado. La información de la fuente radioactiva incluye su construcción, actividad, y factor de decaimiento para cada fuente individual. La información del paciente incluye datos demográficos, como nombre, número de identificación, médico planeador del tratamiento, fecha y enfermedad; datos de conformación del paciente tal como la distancia fuente-piel; e información de localización de bloques individualizados.

Entrada de datos directa de imágenes CT (forma del área del cuerpo del paciente a recibir teleterapia) es también utilizada para adquisición de información.

Algunos sistemas pueden utilizar información, de igual manera, de estudios de resonancia magnética. Datos CT y MRI son registrados de películas digitalizadas, de imágenes guardadas en tapes magnéticos, floppy disks o CD-Rs; o bien desde una conexión a red. Muchos sistemas de planificación 3-D de teleterapias ofrecen planificación basada en BEV (beam's-eye-view-based), los cuales pueden el tumor y los volúmenes de tejido saludable para mejorar la entrega de dosis, y el despliegue de vistas de la sala, el cuál facilita el posicionamiento del haz isocéntrico y la evaluación de tratamientos con múltiples haces en relación a la posición del gantry y la mesa.

Algunos sistemas de tratamiento son capaces de realizar una planificación en 3-D, en los cuales una alta dosis de radiación es más precisamente dirigida sobre el blanco (usualmente con múltiples haces de radiación); en otras palabras, la distribución de la dosis de radiación se concentra en el volumen blanco, y la dosis en el tejido normal circundante es minimizada. Muchos sistemas también ofrecen algoritmos para el tratamiento o optimización de la dosis basados en los principios de la radiobiología que mejoran la distribución de la dosis sobre un volumen blanco y proteger los órganos y tejido normal circundante.

Los MLC's y las cuñas, usadas en aceleradores lineales, ayudan a proporcionar la teleterapia más efectivamente. Durante la entrega de radiación, el MLC minimiza la anchura del colimador y previene la radiación de fuga, permitiéndole al técnico acercarse más a la dosis de radiación para los tumores de forma irregular. Adicionalmente, las cuñas dinámicas compensan la diferencia entre el grosor del cuerpo y las formas.

Algunos fabricantes también ofrecen planificación inversa. En la planificación de teleterapia tradicional, el técnico decide cómo será entregada la radiación, y el sistema de planificación muestra los resultados esperados. En la planificación inversa, el técnico introduce cuáles resultados son esperados, y el sistema muestra la configuración necesaria para lograr tal fin. Esto reduce el tiempo de planificación y permite planes más optimizados para ser desarrollados.

Adicionalmente, la simulación virtual puede ser usada para probar planes de teleterapia mientras se minimiza la exposición del paciente. Se realiza un scan de CT al paciente y posteriormente esta información se guarda. La computadora de planificación puede probar para determinar el método más efectivo de tratamiento con los datos del paciente.

Últimamente se ha desarrollado la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), la IMRT usa imágenes por computadora para reconstruir el área del tumor. Usando ecuaciones matemáticas, la computadora crea un plan de tratamiento basándose en los datos del tamaño del tumor, forma y localización. El software de la computadora calcula que forma de haz y tiempo de exposición son necesarios para entregar la dosis correcta al tumor. Luego, el plan de tratamiento se envía al acelerador lineal, en donde un MLC permite que la radiación sea entregada en diferentes ángulos. Esto permite que se entregue una alta dosis de radiación al tumor y minimiza la irradiación de los tejidos sanos circundantes.

La IMRT toma dos formas: alto-y-disparo y dinámica. En la IMRT de alto-y-disparo el armazón de radiación es alineado, se da la dosis, y el armazón es reposicionado. El proceso se repite hasta que se completa el plan. En la IMRT dinámica, la radiación se entrega y la armazón es realineada continuamente desde el principio hasta el fin.

### **3.3.2 Red.**

Integrar los sistemas de planificación con otros sistemas mejora la eficiencia. Uniendo las computadoras de la planificación del tratamiento, estaciones de trabajo de grabación y verificación, y sistemas de imágenes digitales en una red de área local (LAN) es muy útil en los departamentos de teleterapia con múltiples equipos de tratamiento y simulación porque esto permite el acceso a todos los datos de los pacientes en tratamiento en cada estación de trabajo. También se debe de contar con una interface de comunicación para redes médica, como lo es DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), así como también passwords y códigos de acceso para mantener la seguridad de los sistemas.

Adicionalmente, el almacenamiento de imágenes y sistemas de comunicación (PACS) permiten guardar y recuperar las imágenes en formato digital. Los PACS permiten que las imágenes en teleterapia sean transmitidas a las estaciones en la red y analizadas por el personal apropiado. Incorporar a la teleterapia estos sistemas puede mejorar en mucho el tiempo del diagnóstico y tratamiento debido a que se ahorraría el tiempo utilizado en el proceso de toma y revelado de placas radiográficas y el transporte de estas.

### **3.3.3 Etapa de desarrollo.**

La investigación actual se enfoca en la planificación de tratamiento inversa, nuevos algoritmos para inhomogeneidades, y los cálculos para las técnicas de haces de electrones. El uso de datos de diferentes fuentes (CT, MRI, PET, etc.) para mejorar la definición de los volúmenes blancos y tejidos normales en 3-D. Se esta haciendo énfasis en desarrollar algoritmos y técnicas para brindar radiación al tejido blanco con un mínimo de radiación al tejido sano circundante.

Algunos fabricantes están expandiendo el nivel de integración de los sistemas de planificación con la combinación de CT's y sus sistemas de planificación. La

inclusión de tales dispositivos con los sistemas de planificación pueden incrementar la eficiencia en teleterapia haciendo los dispositivos más accesibles al técnico en turno. También hay un interés en híbridos de CT y PET, en los cuales un sólo scanner realice ambas funciones. Los fabricantes también están tratando de integrar los sistemas de planificación con la de tratamiento, pero actualmente estos siguen separados.

### **3.4 Sistema de planificación manual.**

El sistema se basa en calcular el tiempo de la exposición necesaria para el tratamiento dependiendo de la región del campo que se va a radiar, es allí donde se debe medir el tamaño del campo para definir el centro del campo, se le hace un tatuaje al paciente, se le hace un control del diámetro del paciente por donde va a entrar el campo, para determinar la profundidad del tumor, se le toman dos radiografías una antero posterior y otra lateral y entonces el médico puede determinar la profundidad del tumor a través de una medición de las radiografías y usando un valor de magnificación que dependerá de la distancia fuente película.

Entonces con el tamaño del campo y del tumor el médico decide la dosis de radiación que quiere entregarle al paciente se saca por medio de unas tablas isodósicas que por medio de las profundidades y dosis se interpolan y se llega al tiempo deseado de exposiciones.

Lo que se intenta implementar ahora es ingresar todos los datos de las tablas a la memoria de la computadora y de esta manera teniendo ya los campos moderados y la profundidad, el programa de ya el dato del tiempo y así se calcula para cada uno de los campos necesarios. Para variar la distribución de dosis se utilizan protecciones, para que la dosis sea uniforme.

### **3.4.1 Distribuciones Isodosicas.**

La distribución de la profundidad de dosis del eje central por sí sola no es suficiente para caracterizar un haz de radiación el cual produce una distribución de dosis en un volumen tridimensional. Para representar variación volumétrica o plana en la dosis absorbida, las distribuciones son descritas en la forma de *curvas isodósicas*, las cuales son líneas pasando a través de puntos de igual dosis. Las curvas son usualmente dibujadas a intervalos regulares de dosis absorbida y expresadas como un porcentaje de la dosis en un punto de referencia. De este modo las curvas isodósicas representan niveles de la dosis absorbida en la misma manera que las isotermas son usadas para el calor y las isobaras, para presión.

### **3.4.2 Gráfico de Isodosis.**

Un *gráfico de isodosis* para un haz dado consiste de una familia de curvas isodósicas usualmente dibujadas a incrementos iguales de porcentaje de dosis profunda, representando la variación en dosis como una función de profundidad y distancia transversal desde el eje central. Los valores de dosis profunda de las curvas son normalizadas en ambas formas, en el punto de dosis máxima sobre el eje central o a una distancia fija a lo largo del eje central en el medio irradiado. Los gráficos en la primera categoría son aplicables cuando el paciente es tratado a una distancia fuente-superficie (SSD) constante sin tener en cuenta la dirección del haz. En la segunda categoría, las curvas isodósicas son normalizadas a cierta profundidad más allá de la profundidad de máxima dosis, correspondiente al eje de rotación de una unidad de terapia isocéntrica. Este tipo de representación es especialmente útil en la terapia de rotación pero también puede ser usada para tratamientos de isocentro estacionario.

La examinación de gráficas isodósicas revela algunas propiedades generales de distribuciones de dosis de rayos-X y rayos  $\gamma$  (gamma).

1. La dosis a cualquier profundidad es mayor en el eje central del haz y decrece gradualmente hacia los límites del haz, con la excepción de algunos haces de rayos-X producidos por LINAC los cuales presentan áreas de alta dosis cerca de la superficie en la periferia del campo.
2. Cerca de las fronteras del haz (la región de penumbra), la tasa de dosis decae rápidamente como una función de la distancia lateral desde el eje central. El ancho de la penumbra geométrica, la cual existe dentro y fuera de los límites del haz, depende del tamaño de la fuente, la distancia desde la fuente, y la distancia de fuente a diafragma.
3. Cerca del límite del haz, la caída del haz es causada no sólo por la penumbra geométrica sino también por la dispersión lateral reducida. Por lo tanto, la penumbra geométrica no es la mejor medición de la intensidad del haz cerca de los bordes. En vez debe utilizarse el término *penumbra física*. El ancho de la *penumbra física* es definido como la distancia lateral entre dos curvas isodósicas específicas a una profundidad específica.
4. Fuera de los límites geométricos del haz y la penumbra, la variación de dosis es el resultado de la dispersión lateral desde el campo, la filtración y la dispersión desde el sistema colimador. Más allá de la zona del colimador, la distribución de dosis es gobernada por la dispersión lateral del medio y la filtración del cabezal de la máquina.

Las gráficas isodósicas pueden ser medidas por medio de cámaras de ionización, detectores de estado sólido, o películas radiográficas. De estas el método de la cámara de ionización es el más confiable.

Entre los parámetros que afectan la distribución de isodosis de un solo haz están la calidad del haz, tamaño de la fuente, colimación del haz, tamaño del campo, SSD, y la distancia fuente-diafragma (SDD).

### **3.4.3 Combinación de campos de radiación.**

El tratamiento con un solo haz se usa cuando el tumor es superficial. Los siguientes criterios son tomados para el tratamiento con un solo haz: (a) la distribución de la dosis en el volumen del tumor es razonablemente uniforme; (b) la dosis máxima en los tejidos en el haz no es excesiva; (c) las estructuras críticas en el haz no reciben dosis cercanas o sobre la tolerancia.

Para la mayoría de tumores, se requiere la combinación de dos o más haces para obtener una distribución aceptable de la dosis en el tumor y los tejidos circundantes a este.

#### **3.4.3.1 Campos opuestos y paralelos.**

La combinación más simple de dos campos es un par de campos dirigidos sobre el mismo eje desde lados opuestos del volumen a tratar. Las ventajas de este método es su simplicidad y reproducibilidad, dosis homogéneas al tumor y menores probabilidades de pérdida geométrica. Una desventaja es la excesiva dosis al tejido normal y órganos críticos sobre y debajo del tumor.

#### **3.4.3.2 Campos múltiples.**

Uno de los más importantes objetivos de la planificación del tratamiento es la de entregar la dosis máxima al tumor y una dosis mínima a los tejidos circundantes.

Una de las estrategias útiles para alcanzar estas metas son (a) usando campos de tamaño apropiado; (b) incrementando el número de campos; (c) seleccionando las direcciones de los haces adecuadamente; (d) ajustando los pesos de los haces (la

contribución de dosis de campos individuales); (e) usando energía apropiada para cada haz; (f) usando modificadores de haz como compensadores.

Aunque los campos múltiples pueden proveer una buena distribución, hay algunas limitaciones clínicas y técnicas a estos métodos, que se abordarán más adelante cuando hablemos de las desventajas de los diferentes métodos.

### **3.5 Comparación entre métodos de planificación manual y planificación por medio de computadoras.**

A diferencia de la planificación convencional, basada en la clasificación de pacientes comparables y la estandarización de técnicas, la planificación y cálculo tridimensional del tratamiento se basa en el manejo de forma individualizada de los volúmenes blancos y de la anatomía de los pacientes, definidos de forma precisa mediante imágenes 3D.

El término “tridimensional”, en el campo de la planificación de tratamientos, puede emplearse para referirse a diferentes aspectos: a la descripción tridimensional de la anatomía del paciente, al cálculo de la dosis sobre una matriz tridimensional de puntos, a la visualización 3D mediante técnicas de representación gráfica de sólidos de la información manejada por el sistema de planificación, etc.

El término “planificación y cálculo tridimensional o 3D” se entenderá como la capacidad de determinar distribuciones tridimensionales de dosis empleando información anatómica precisa del paciente.

Aunque sea posible conformar cada campo en dos dimensiones usando una abertura diseñada de acuerdo a la perspectiva de haz, el control sobre la distribución de la dosis a lo largo del eje de cada haz es limitado, pues esta es función no solo de la forma del campo de entrada, de la energía inicial del haz y de la profundidad del punto de interés, sino también de la densidad de los tejidos

atravesados y por tanto de sus heterogeneidades. Por ello, para el cálculo preciso de las distribuciones de dosis, los algoritmos emplean la información sobre densidad electrónica proporcionada por la TAC.

El cálculo de la dosis ha de hacerse sobre una matriz de puntos 3D cubriendo todo el volumen de interés del paciente, y debe tener en cuenta de un modo preciso (en 3D) los siguientes efectos:

- forma de la superficie del paciente,
- orientación y forma de los haces de irradiación,
- divergencia de los haces,
- densidad electrónica de los tejidos involucrados y su efecto sobre el haz primario,
- efecto de la difusión y de los modificadores de haz.

Los algoritmos de cálculo de dosis empleados en los primeros sistemas de planificación y cálculo 3D (SPC3D) se basan en correcciones a parametrizaciones de distribuciones de dosis medidas en maniquís de agua.

Estos métodos demasiado simplistas están siendo reemplazados por métodos de cálculo de dosis de nueva generación que emplean algoritmos de convolución de energía depositada que describen la distribución de dosis asociada a puntos de interacción de fotones individuales. Para ello emplean métodos de simulación Monte Carlo de procesos de interacción en un maniquí de los fotones primarios monoenergéticos y de la propagación de los fotones dispersados o secundarios y de las partículas cargadas generadas. Los valores obtenidos de energía local depositada son tabulados y almacenados para ser utilizados en los métodos de convolución.

De acuerdo a la descripción del procedimiento de planificación y cálculo 3D del tratamiento radioterápico realizada (resumido en la Tabla 3.1 mostrada a continuación), es posible definir las características necesarias para clasificar un sistema de planificación y cálculo como 3D.

Para que el procedimiento de planificación empleado pueda ser considerado como un procedimiento de planificación y cálculo 3D del tratamiento radioterápico, éste procedimiento debe incluir:

- disponibilidad de uso de un SPC 3D,
- delimitación de volúmenes 3D,
- optimización de la distribución de dosis, con la intención de alcanzar el mayor grado de homogeneidad posible, empleando HDV y distribuciones de dosis 2D y 3D,
- verificación y representación del plan de tratamiento empleando DRR.

Por otro lado, para que un sistema de planificación y cálculo pueda ser considerado como capacitado para realizar planificación y cálculo 3D, este sistema debe disponer de las siguientes características:

- visualización 3D,
- expansión 3D,
- perspectiva BEV,
- algoritmo 3D de cálculo de dosis,
- algoritmo 3D de corrección de heterogeneidad,
- representación de HDV y DRR.

**Tabla 3.1.** Principales pasos de la secuencia de procedimiento de planificación y cálculo 3D del tratamiento radioterápico y características de los sistemas de planificación y cálculo 3D.<sup>28</sup>

<b>Pasos del procedimiento de planificación 3D</b>	<b>Característica del SPC3D</b>
Producción de imágenes de reconstrucción 3D de alta resolución a partir de imágenes tomografías consecutivas (de TC, RMN,...)	Visualización 3D
Definición de la forma, localización y la marcación del volumen blanco (CTV) y de los volúmenes a proteger	Expansión 3D de volúmenes GTV
Diseño de mapas de dosis mediante perspectiva beam's-eyeview (BEV)	Visualización BEV
Definición de conformaciones de campo para cada puerta de entrada, empleando puertas de entrada no coplanares.	Manejo de haces no coplanares
Cálculo tridimensional de distribuciones de dosis	Algoritmo 3D de cálculo de dosis
Cálculo de dosis teniendo en cuenta la distribución de la misma en función de la heterogeneidad de los tejidos en 3 dimensiones	Algoritmo 3D de corrección de heterogeneidad
Selección del plan terapéutico en base a la representación de isodosis volumétricas y de los histogramas dosis-volumen (HDV)	Representación 3D de HDV
Verificación del plan seleccionado mediante imágenes DRR <sup>29</sup> .	Representación de DRR

<sup>28</sup> Tabla tomada del texto: Iglesias Lago A. Planificadores 3D y simulación virtual del tratamiento. Supervivencia asociada a su aplicación. Santiago de Compostela : Servicio Galego de Saúde, Axencia de Avaliación de Tecnoloxías Sanitarias de Galicia, avalia-t; 2003. Serie Avaliación de tecnoloxías. Investigación avaliativa : IA2003/01

<sup>29</sup> DRR: Digitally Reconstructed Radiography.

**Tabla 3.2.** Tabla comparativa entre la planificación manual del tratamiento y la planificación por software.<sup>30</sup>

<b>Características</b>	<b>Técnica Manual</b>	<b>Software</b>
Campos Simples	X	X
Campos Múltiples	X	X
Utiliza CT o MRI		X
Facilita el acceso a la información de datos del paciente, correcciones y arreglos		X
Las mediciones del contorno del cuerpo del paciente son más exactas y en menor tiempo		X
Las localizaciones de las estructuras internas es más precisa		X
Rapidez en los planes de tratamiento individualizados que maximizan la dosis de radiación a tumores y se minimizan en aquellos tejidos saludables		X
Reducen la posibilidad de error humano y permite la planificación de tratamientos más efectivos		X
Se toma en cuenta las irregularidades de forma del paciente y las heterogeneidades de los tejidos		X
Maneja información extensiva acerca de la morfología del paciente		X
Los datos y los archivos de texto permanecen accesibles (centralizados) para ediciones posteriores		X
Rastrean la dispersión primaria y dispersa en espacio tridimensional		X
Maneja tratamientos combinados de distorsión de haz externos, braquiterapia, radiocirugía		X
Ofrecen planificación inversa		X
Se pueden implementar estaciones de trabajo, grabación, verificación y sistemas de imágenes digitales en una red de área local (LAN)		X
Más económico por mantenimiento	X	
Más fácil de manejar	X	
Errores de programación		X
Pobre documentación y limitaciones del diseño		X

<sup>30</sup> Elaborada en base a la investigación hecha a lo largo del estudio.

### **3.5.1 Limitaciones de la planificación manual o convencional.**

En el proceso de planificación manual, la estimación de la zona de tratamiento se realiza a partir de radiografías convencionales. Estas a menudo no muestran claramente la extensión del tumor, y no es posible determinar con precisión su forma, ni definir la posición de las estructuras sensibles u órganos de interés. Por otro lado, la extensión del tumor se determina solo anatómicamente, ya que no es posible correlacionar las radiografías con imágenes funcionales.

Las limitaciones de la planificación convencional suponen restricciones en los tratamientos, en los que solo es posible proporcionar campos de irradiación con un determinado número de posiciones angulares situadas sobre una única circunferencia de giro, definiendo campos coplanares.

#### **3.5.1.1 Incapacidad para planificar tratamientos con haces no coplanares**

El empleo de unos pocos campos, siempre axialmente coplanares, limitan la posibilidad de conformar la distribución de la dosis alrededor del blanco planificado, siendo el volumen irradiado con valores altos de dosis siempre mayor que el volumen de planificación, afectando a menudo a órganos de riesgo.

El uso de campos no coplanares es posible girando la mesa de tratamiento y calculando la distribución de dosis en más de un plano, pero esto complica y alarga enormemente el proceso de planificación con planificadores convencionales, en el caso que se contemple esta posibilidad.

#### **3.5.1.2 Deficiencia en el cálculo de dosis.**

La mayor deficiencia en el cálculo de la dosis en la planificación convencional, es el hecho de que se considera que a lo largo del eje axial de los campos de irradiación el paciente es uniforme, lo cual introduce errores en el cálculo de la distribución de dosis.

Esto se debe a que el cálculo de dosis en planos se basa en algoritmos simples, y a la dificultad de determinar con precisión las heterogeneidades en el paciente, por

lo que los valores de dosis calculados no tienen en cuenta los cambios de densidad en los tejidos ni la naturaleza 3D de la superficie del cuerpo.

### **3.5.1.3 Falta de instrumentos efectivos para la valoración de planes alternativos.**

La distribución de dosis se representa como un conjunto de curvas de isodosis en un solo plano, y la selección del plan óptimo se hace a partir de una inspección visual de las distintas distribuciones de dosis y se toma en base a criterios de experiencia previa.

Por otro lado, no se dispone de instrumentos para la especificación y la verificación de la precisión en cuanto a la administración del tratamiento.

Pero la limitación más seria estriba en el hecho de que no es posible conocer con precisión cual es el valor de la dosis administrada a la totalidad del volumen irradiado y que no se emplean métodos cuantitativos para conocer los valores de dosis mínima, máxima y total en el tumor.

## **3.6 Simulación del tratamiento.**

Un simulador de tratamiento (Fig.3.3) es un aparato que usa un tubo de rayos-X de diagnóstico pero duplica una unidad de tratamiento de radiación en términos de sus propiedades geométricas, mecánicas, y ópticas. La función principal de un simulador es la de mostrar los campos de tratamiento así el volumen blanco puede ser rodeado correctamente sin entregar radiación excesiva a los tejidos normales circundantes.

Las especificaciones del simulador de tratamiento tienen que coincidir lo mayor posible a las de la unidad de tratamiento.



*Figura 3.3 Simulador de Tratamientos*

La necesidad de simuladores surge debido a cuatro factores. (a) Relación geométrica entre el haz de radiación y la anatomía externa e interna del paciente la cual no puede ser reproducida por una unidad de rayos-X ordinaria. (b) Aunque la localización del campo puede ser alcanzada directamente con una máquina de terapia por medio de una película, la calidad radiográfica es pobre debido a la alta energía del haz, y para cobalto-60, también por el gran tamaño de la fuente. (c) La localización del campo es un proceso que consume tiempo que, si se lleva a cabo en el cuarto de tratamiento, puede utilizar una máquina de terapia por un tiempo muy largo lo cual se prohíbe. (d) Problemas imprevistos con la localización del paciente o la técnica de tratamiento pueden ser solucionados durante la simulación, de este modo se conserva el tiempo en el cuarto de tratamiento.

El cuarto de simulación esta incrementando su rol de un cuarto de planificación del tratamiento.

La fabricación y pruebas de las barreras individuales pueden ser verificadas con un simulador. Para facilitar dichas mediciones, los simuladores modernos están equipados con algunos accesorios tales como rayos láser, marcador de contorno.

Algunos simuladores tienen una función de tomografía en la cual la imagen del intensificador de imagen es analizada y reconstruida usando ya sea procesos de reconstrucción análoga o digital.

Un excitante desarrollo en el área de la simulación se ha desarrollado con la conversión de un CT a un simulador. Un dispositivo comercial conocido como CT-SIM usa un CT para localizar los campos de tratamiento utilizando los escaneos de CT del paciente. Un programa de computadora, específicamente escrito para simuladores, posiciona automáticamente el sillón del paciente y define por medio de láser los escaneos y los campos de tratamiento. El programa provee la distribución del contorno externo y las estructuras críticas, muestra la distribución de isodosis y repasa los múltiples planos de tratamiento.

### **3.6.1 Posicionamiento del paciente.**

La disponibilidad de máquinas de tratamiento isocéntrico, simuladores, escáneres CT, y computadoras han hecho posible alcanzar un alto grado de precisión en teleterapia.

#### **3.6.1.1 Lineamientos generales.**

1. Si es posible técnicamente, los tratamientos deben de ser colocados isocéntricamente. La principal ventaja de la técnica isocéntrica sobre la técnica SSD es que el paciente no es movido entre campos.
2. La posición de isocentro puede ser establecida usando el simulador de tratamiento.

3. Para definir correctamente la posición del paciente, no se deben usar cojines o similares sobre la tabla del simulador o la del tratamiento.
4. Para tratamiento de cabeza o cuello se deben eliminar las almohadas. La cabeza puede descansar en una superficie rígida.
5. Tanto como sea posible, el paciente debería ser tratado en posición boca arriba.
6. Para tratamientos de cabeza y cuello, la extensión de la barbilla debe ser definida anatómicamente.
7. Durante la simulación así como también el tratamiento, la profundidad del isocentro debe ser definida por la colocación de la SSD o midiendo la distancia de entre la superficie de la mesa y el eje del haz lateral.
8. Para técnicas isocéntricas, los tamaños de campos tienen que ser definidas en el isocentro el cual estará, en la mayoría de los casos, en el centro del volumen de tratamiento y no en la superficie de la piel.

### **3.6.1.2 El método XYZ del arreglo isocéntrico.**

#### **3.6.1.2.1 Procedimiento de simulación.**

1. El paciente es posicionado en el sillón simulador siguiendo los lineamientos generales.
2. El paciente es nivelado usando los laceres laterales y el haz de láser sagital para definir el eje sagital del paciente.
3. Los campos de tratamiento son simulados usando radiografías anteriores y laterales y el isocentro se establece en base al plan de tratamiento.
4. Un punto anatómico de referencia se escoge sobre el eje sagital, en alguna parte en el vecindario del área de tratamiento, para representar una marca anatómica estable.
5. Las coordenadas del isocentro de tratamiento son representadas por (X, Y, y Z) donde X es la distancia lateral y Y es la distancia longitudinal (a lo largo del

eje del paciente) del isocentro desde el punto de referencia y  $Z$  es la distancia desde la superficie de la mesa hasta el isocentro.

#### **3.6.1.2.2 Arreglo del tratamiento.**

1. Posicionar y nivelar al paciente en el sillón de tratamiento como en la simulación.
2. Con el gantry vertical, colocar el eje central en el punto de referencia anatómica y marcarlo con tinta.
3. Mover el sillón, arriba y abajo para obtener la distancia  $Z$  usando el láser lateral; lateralmente a través de  $X$  y longitudinalmente a través de  $Y$ . Rotar el gantry a través del ángulo  $\theta$ . Esto da el eje central requerido del campo y la localización del isocentro.
4. Hacer chequeos secundarios correspondientes al diagrama de campo tales como la SSD, localización de los bordes del campo, etc.
5. Para el arreglo isocéntrico, otros campos son posicionados simplemente rotando el gantry y posicionándolo en los ángulos deseados.

Una ventaja potencial de este método es que los parámetros  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ , y  $\theta$  pueden ser controlados por computadora, dando así la reducción del tiempo del arreglo y minimizando los errores humanos.

Inclusive manualmente, el método XYZ puede economizar grandemente el tiempo del arreglo así como también incrementar la precisión.

#### **3.6.2 Sistemas de simulación en teleterapia.**

Un sistema de simulación en teleterapia duplica los movimientos de una unidad de teleterapia para delinear, por imágenes radiográficas, fluoroscópicas o CT el sitio y volumen del tumor a ser tratado. Los dos objetivos principales de la planificación de terapia por radiación son definir el volumen del tumor (la región donde se

encuentra el tumor y el tejido circundante que se consideran estar en riesgo) y para desarrollar una técnica de tratamiento que entregue dosis homogéneas de radiación al tumor mientras se minimiza la dosis al tejido normal circundante. Un sistema de simulación en teleterapia puede localizar al tumor y duplicar el posicionamiento del paciente con exactitud para una unidad de teleterapia específica.

Combinando tecnologías de radiología terapéutica y de diagnóstico, un sistema de simulación mimetiza los movimientos de un acelerador lineal o una unidad de cobaltoterapia. Sin embargo, en vez de emitir radiación de alta energía, este provee imágenes para determinar, documentar, y marcar externamente el área a ser tratada. Una vez el campo de radiación se establece, las áreas de los órganos a ser excluidos de la radiación de tratamiento pueden ser delineadas.

Antes del primer tratamiento, la posición del paciente es verificada en la unidad de radioterapia en sí. Aunque, revelen sólo definiciones vagas de las densidades de los tejidos, se requieren películas para asegurar la replicación exacta del posicionamiento, tamaño del campo, y dirección del haz.

Los sistemas de simulación basados en CT usan una CT con hardware y software especializados para la simulación en teleterapia y la delineación del campo de tratamiento. Usualmente, el scanner esta en red con la estación de trabajo de la planificación del tratamiento. Estos sistemas son llamados también simuladores virtuales porque permiten marcar al paciente sin la necesidad de generar un plan de tratamiento. En la simulación basada en CT, el tumor es delineado en los cortes de CT, el volumen blanco se determina usando una computadora de planificación de tratamiento, y se selecciona el campo de tratamiento. Así, imágenes, planificación de tratamiento, la determinación del campo de tratamiento, y la marcación del paciente se puede realizar en una sola sesión. Los sistemas

basados en CT son usados también para la verificación de los márgenes del tumor y la anatomía circundante, la búsqueda de la regresión del tumor post tratamiento, y el análisis 3-D para los colimadores de multihoja y la radioterapia conformal.

### **3.6.2.1 Principios de operación**

#### **Simuladores de teleterapia radiográficos / fluoroscópicos (R/F).**

Los simuladores en teleterapia rotan 360° alrededor del paciente para definir el volumen del tumor y navegar en el isocentro, el punto específico de rotación que se mantiene constante a través de la simulación del tratamiento. La altura del isocentro esta en un rango típico de 120 a 127 cm. La mayoría de los simuladores usan un sistema de láser Clase II para demarcar el isocentro. Una vez el volumen del tumor ha sido delineado y posicionado en el isocentro, este puede ser irradiado desde cualquier ángulo, y la irradiación a órganos sanos se puede evitar.

El simulador de tiene que disponer de los movimientos básicos de una unidad de tratamiento, evitar colisiones mientras rote en 360°, incorporar sistemas de toma de imágenes, y mantener ciertas tolerancias mecánicas.

El simulador esta compuesto de un sistema de rayos-x y un sistema mecánico que sea capaz de realizar seis movimientos principales: rotación del gantry, ajuste de la distancia del foco al eje (FAD), rotación del colimador, traslación del intensificador de imagen (lateral, longitudinal y radial), traslación de la mesa (vertical, longitudinal y lateral), y rotación de la mesa (alrededor del isocentro).

#### **3.6.2.2 El sistema de rayos-x.**

El sistema de rayos-x consiste de un generador de rayos-x, el tubo de rayos-x, y el intensificador de imagen. El generador de rayos-x modifica el voltaje y corriente (mA) que llega a él para proveer al tubo de rayos-x con la potencia necesaria para

producir un haz de rayos-x. Los generadores monofásicos y trifásicos, ambos, están disponibles para el uso de simuladores; los generadores monofásicos debe proveer 600 mA a 90kVp (kilovoltios pico), y los generadores trifásicos deben proveer una corriente de 600 mA a 80 kVp. Las ventajas de los generadores trifásicos incluyen mayores corrientes de tubo a tiempos de exposición cortos, casi a potenciales constantes, kVp efectivo alto, y menos tensión en los cables y menor ondulación (forma de onda del voltaje). Sin embargo, los generadores trifásicos no ofrecen ventaja en fluoroscopia, debido a una corriente monofásica es usada inclusive cuando se dispone de un generador trifásico.

#### **3.6.2.2.1 El sistema mecánico.**

El sistema mecánico del simulador incluye el colimador, gantry, mesa y controles, El colimador está localizado en el tubo de rayos-x y consiste de un diafragma de plomo o metal móvil que bloquea el haz de rayos-x, por lo tanto limitando y dando forma al campo de tratamiento para evitar irradiar el área saludable. La rotación del colimador de al menos 90° debe estar disponible para facilitar la simulación de la mitad del campo bloqueado para igualar el campo de las unidades de terapia.

La mesa del simulador o sillón es usualmente motorizado y tiene dos velocidades variables en todos los movimientos excepto por el de rotación alrededor del pedestal. Los movimientos lateral, longitudinal y vertical son motorizados y pueden ser controlados ya sea desde el simulador o del cual de control remoto. El sillón es montado de tal forma que se puede rotar y mover verticalmente alrededor el isocentro.

El sillón del paciente debe ser idéntico al de la unidad de tratamiento para garantizar el adecuado posicionamiento. Los accesorios del sillón, tales como descansa brazos o cabecera, deberían también ser similares a los de las unidades de tratamiento. Además, la mesa debe ser radiotransparente para así no degradar la imagen producida.

Los dispositivos de anticolisión son usados para salvaguardar el equipo y proteger al paciente de lesiones. Sin estos dispositivos, las colisiones son muy probables entre las partes del equipo.

### **3.6.2.3 Sistemas de simulación basados en CT.**

La simulación de CT puede ser llevada a cabo usando un simulador de teleterapia convencional añadiendo una computadora para la reconstrucción de la imagen y almacenamiento de datos, y dependiendo del fabricante, reemplazando el intensificador con un detector de estado sólido. Los datos del CT son usados para localizar el volumen blanco y reconstruir imágenes desde la perspectiva del haz. Sin embargo, el desempeño de un simulador modificado no será comparable al desempeño de un sistema de simulación basado propiamente en un CT; tiempos de escaneo, tiempos de reconstrucción, y la resolución de la imagen son mejorados por un escáner CT en espiral.

El hardware y software de los CT varía entre fabricantes. El sistema de marcado de láser usa diodos Clase II o láseres helio-neon (He-Ne).

Debido a que la terapia de radiación es administrada con el paciente en un sillón de tratamiento plano, el escaneo CT se realiza con el paciente acostado en la posición plana del tratamiento. Los datos adquiridos en CT son transferidos por medio de una red a la estación de trabajo para el análisis de imágenes y reconstrucción de imágenes 3-D. Estas imágenes se utilizan para localizar el volumen blanco con mayor exactitud desde la perspectiva del haz de radiación.

### **3.7 Descripción de la Tecnología Utilizada Actualmente en el País.**

Las unidades de telecobaltoterapia, o unidades de cobalto, han sido las máquinas más empleadas en radioterapia por muchos años, a raíz de su gran confiabilidad y aceptable porcentaje de dosis a profundidad; aunque este porcentaje es menor al ideal en algunos casos. Estas máquinas pueden ser usadas para tratar la mayoría de las localizaciones tumorales. Para el tratamiento de lesiones más profundas es necesario recurrir a técnicas más sofisticadas o complejas, pero pueden ser tratadas también con estas máquinas. Las unidades de cobaltoterapia aun siguen siendo usadas en clínicas modernas, particularmente para lesiones de cabeza y cuello y tumores de mama, y a la vez son una alternativa para los países en vías de desarrollo, por sus mínimos requerimientos para su mantenimiento y su confiabilidad.

El desarrollo de poderosas fuentes de cobalto 60 en Canadá en 1951 permitió la introducción de este isótopo para unidades de teleterapia.

Actualmente en el país, estas fuentes de cobalto-60, son las que se utilizan para dar tratamientos a todas las lesiones tumorales; en las únicas dos instituciones que cuentan con este servicio en el país.

El sistema de salud de nuestro país esta organizado de la siguiente manera: (a) sector público, (b) seguro social, y (c) instituciones privadas. De las cuales es el seguro social el cual brinda cobertura al 15% de la población salvadoreña y el 85% restante se divide entre el sector privado y público.

Dentro del sistema de salud del país, el servicio de teleterapia es proporcionado por una institución del seguro social que es el Hospital de Oncología, y otra institución privada que es el Instituto del Cáncer de El Salvador, que se reconoce

como una institución sin fines de lucro y que presta servicios a las instituciones de salud pública como al Hospital Nacional Rosales.

Comparando ambas instituciones, se puede mencionar que el Instituto del Cáncer de El Salvador, posee una mayor demanda de tratamientos, que el Hospital de Oncología del Seguro Social; por lo que este cuenta con dos unidades para cubrir esta demanda, las cuales son: THERATRON 780C (Figura 3.4) y THERATRON 80.



*Figura 3.4. Imagen de una unidad de cobalto, Theratron 780C del Instituto del Cáncer.*

### **3.7.1 THERATRON 780C**

El Theratron 780C (figuras 3.5 y 3.6) es una máquina de las marcas y modelos más completas como unidades de teleterapia y consiste en una fuente de  $^{60}\text{Co}$ , el ensamble del cabezal y el gantry rotatorio, colimador ajustable, mesa de tratamiento, control manual electrónico y consola de control.

Durante el posicionamiento del paciente, todos los movimientos del sistema son ejecutados desde el control manual en la sala de tratamiento o desde la unidad de controles instalada. La consola de control está localizada fuera de la sala de tratamiento. En adición a un panel para la selección de los parámetros de tratamiento, su alarma característica y sistemas de enclavamiento. Un control de interruptores para el suministro de energía a la unidad.

El Theratron 780C puede ser operado en los siguientes modos de tratamiento:

- Terapia fija (FIX)
- Terapia rotacional (con el haz en movimiento, ROT)
- Terapia a saltos (SKIP)
- Terapia en arco (ARC)

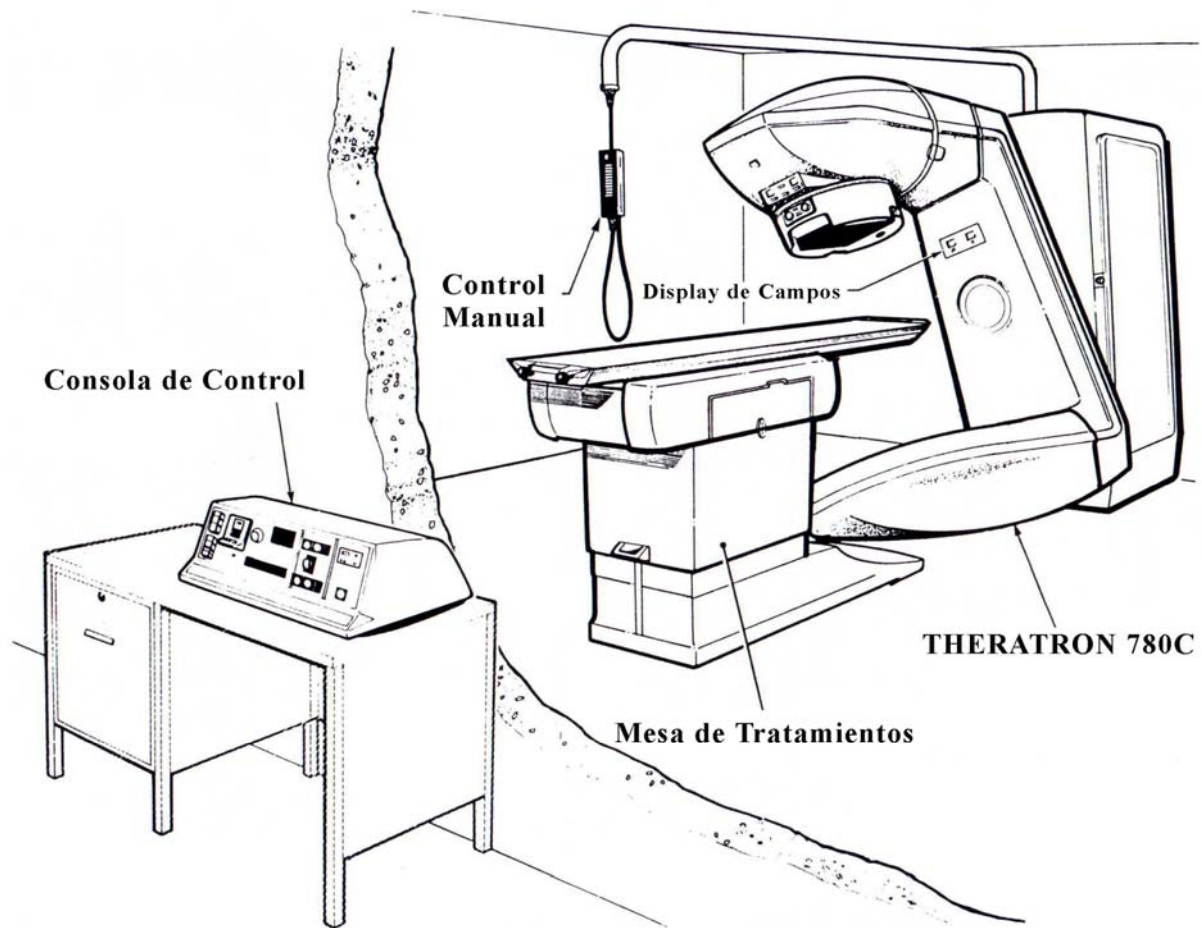


Fig. 3.5. Sistema del Theratron 780C.

Una unidad de cobaltoterapia es compleja, es una máquina de precisión que puede incorporar más de 10 distintos movimientos (*traslación y rotación*), independientemente a los de abertura y cierre. Uno de los problemas que enfrentan los fabricantes de equipos para radioterapia es que, a raíz de que los movimientos deben ser identificables y reproducibles con alta precisión; cada uno de ellos requiere una escala, ya sea con indicadores mecánicos o electrónicos, a modo de asegurar una precisa reproducibilidad de las posiciones que adopta el equipo en cada movimiento.

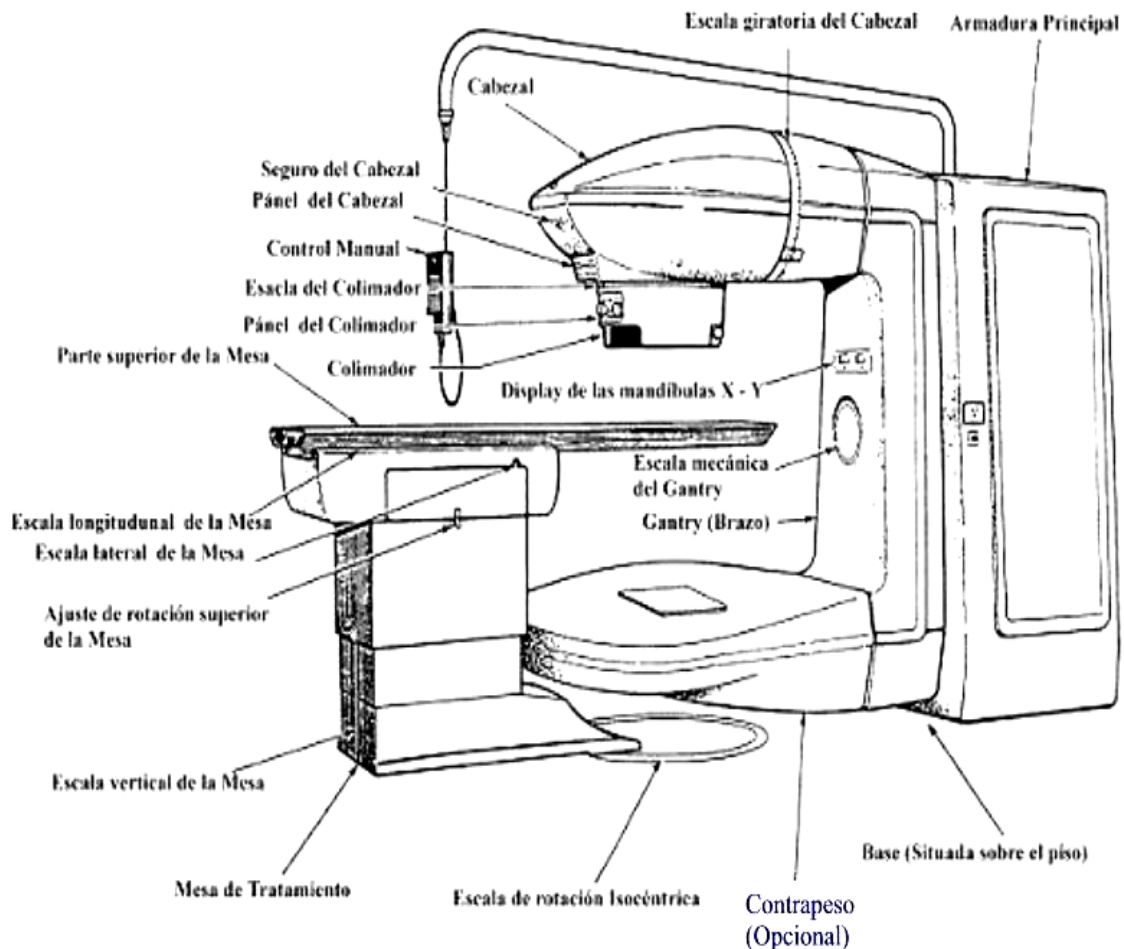


Fig. 3.6. Unidad de Telecobaltoterapia THERATRON 780C. Se detallan sus principales componentes

### Forma de la Fuente de $^{60}\text{Co}$ .

La fuente de  $^{60}\text{Co}$  consiste en un doble encapsulado cilíndrico, diseñado para soportar estrés mecánico y térmico, lleno con discos o pelotitas de 1.0 mm de diámetro del isótopo radiactivo; el doble encapsulado es necesario para prevenir el escape de material radiactivo (figura 3.7). Una fuente típica tiene una forma cilíndrica con un diámetro de 1.0 a 1.5 cm de diámetro y de 2.0 a 3.0 cm de largo. El isótopo radiactivo de  $^{60}\text{Co}$  es primeramente un emisor beta que decae a un

estado excitado del  $^{60}\text{Ni}$  emitiendo radiación gamma, cuya vida media es de 5.28 años. A diferencia de los aceleradores y cualquier otra máquina que opere eléctricamente, el  $^{60}\text{Co}$  siempre está emitiendo radiación por lo que debe estar protegida cuando el equipo esta apagado.

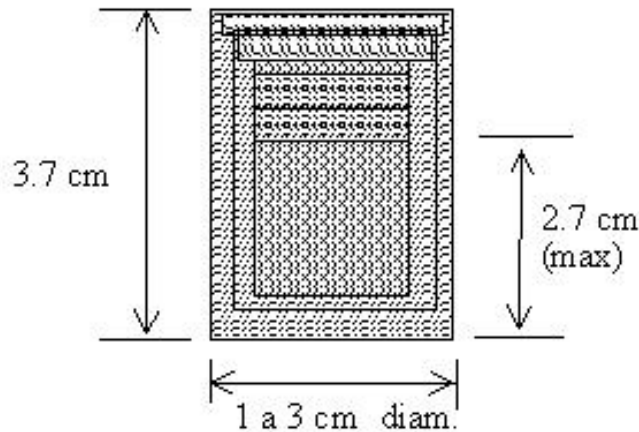


Fig. 3.7. Cápsula típica para fuentes de  $^{60}\text{Co}$

### El Cabezal.

La fuente radiactiva de una unidad de cobalto está alojada en un contenedor protector llamado cabezal (figura 3.8), que reduce la tasa de exposición a la radiación a un nivel relativamente bajo (según normas internacionales de radioprotección) en todos los puntos alrededor de éste. El cabezal contiene el sistema obturador del haz útil y un colimador ajustable para controlar el tamaño y forma del haz.

Los materiales que forman el cabezal debe tener altos número atómico ( $Z$ ) y densidad ( $\rho$ ), cumpliendo las condiciones de blindaje exigidas. Los materiales comúnmente elegidos son: Plomo ( $Pb$ ) con  $Z = 82$  y  $\rho = 11.34 \text{ g/cm}^3$ , tungsteno ( $W$ ) con  $Z = 74$  y  $\rho = 19.30 \text{ g/cm}^3$ , uranio natural ( $U$ ) con  $Z = 92$ ,  $\rho = 18.70 \text{ g/cm}^3$ .

El factor determinante para la atenuación de los fotones de rayos gamma es la densidad y no depende demasiado del valor Z.

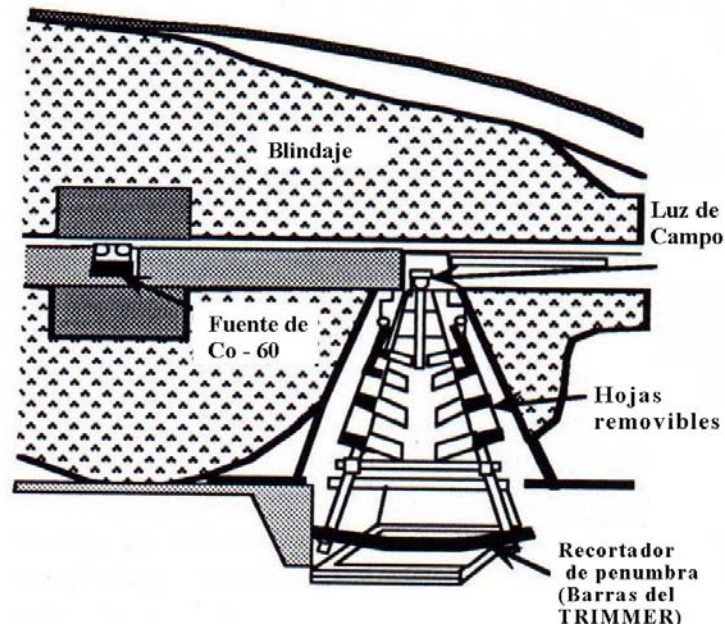


Fig.3.8. Diagrama simplificado del cabezal de un equipo de  $^{60}\text{Co}$

### Mecanismo Obturador.

A diferencia de otras máquinas que operan eléctricamente (aceleradores y rayos X), una fuente de  $^{60}\text{Co}$  emite radiación constantemente, así, la fuente debe estar protegida cuando la máquina esta en la posición de apagado.

Las máquinas de isótopos poseen un contenedor hecho de plomo en el cual se aloja la fuente cerca del centro y, esta provisto de una abertura que permita la salida de radiación controlada cuando la máquina está en la posición de encendido (ON). Existen varios mecanismos para llevar la fuente a las posiciones de encendido y apagado (figura 3.9). En un arreglo, la fuente es montada en una rueda en sí misma un buen escudo para la radiación, la cual puede rotar  $180^\circ$  para

acarrear la fuente entre las dos posiciones (figura 3.9b). En otro arreglo, la fuente es colocada en un cajón en el que la fuente desliza horizontalmente entre las posiciones de encendido y apagado (figura 3.9a) que es el sistema que utiliza el Theratron 780C.

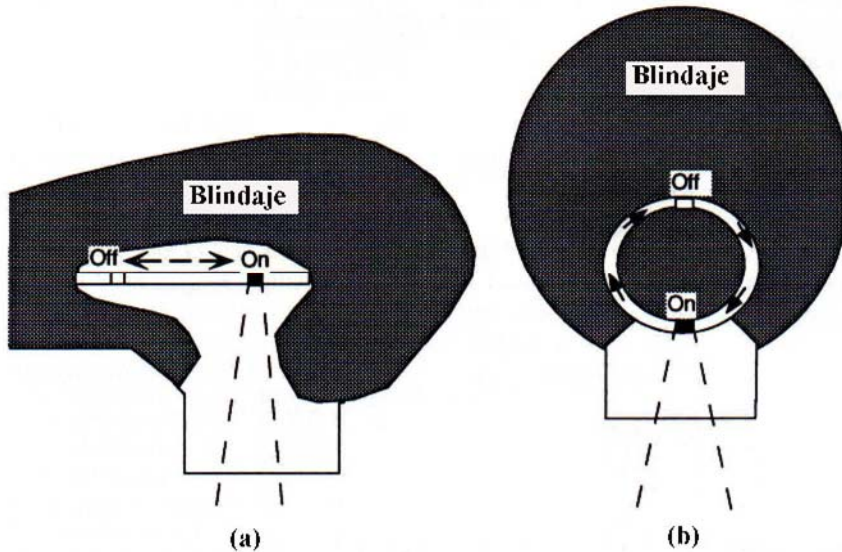


Fig. 3.9. Dos formas de llevar la fuente a la posición de "encendido" y "apagado"

### Colimador.

El colimador sirve para delimitar, conformar y dirigir el haz útil; consiste en una superficie fija (delimitador primario) y otra parte móvil constituida por un conjunto de bloques de tungsteno o uranio que se desplazan simétricamente hacia o desde el eje del haz. De este modo, se pueden formar haces de sección cuadrada o rectangular en un rango de, usualmente,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  a  $35 \times 35 \text{ cm}^2$  para una distancia de 80 cm desde la fuente.

En la práctica, el colimador debe atenuar el haz primario a menos del 1 % de su valor en el eje central, esto se consigue logrando que la zona de transición o penumbra sea lo más estrecha posible.

### Luz de Campo e Indicador Óptico de Distancia (ODI)

El cabezal también incorpora, además del colimador, dos sistemas ópticos (figura 3.10) indispensables para el posicionamiento del paciente a tratar, a saber: *El sistema iluminador de campo (luz de campo)*, que muestra el tamaño, forma y posición del campo radiante sobre la piel del paciente, es decir, simula con luz el haz de radiación. *El Indicador óptico de distancia (ODI) o telémetro (puntero luminoso)*, sistema que proyecta una escala para indicar con precisión la distancia fuente superficie (DFS)

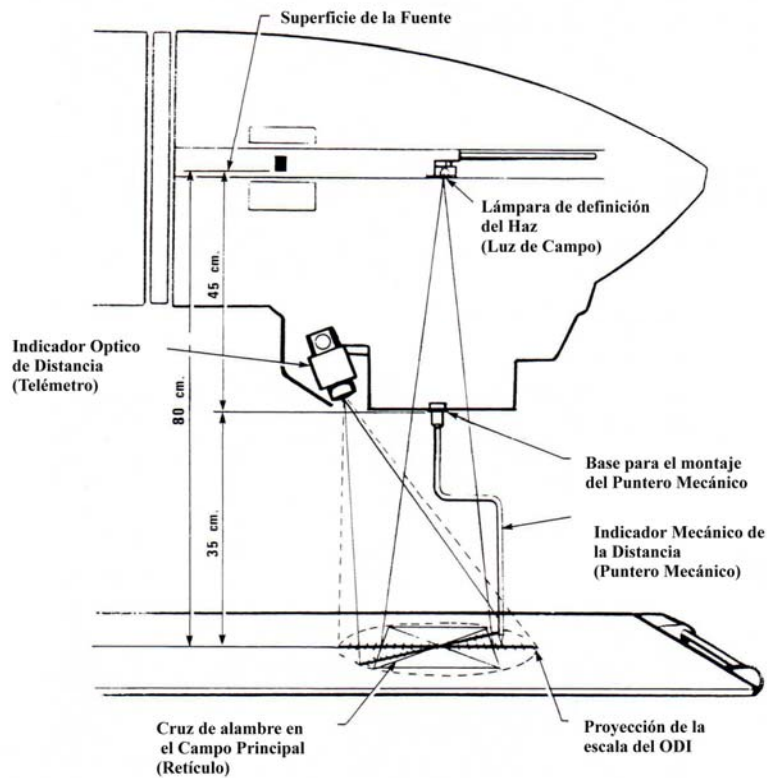


Fig. 3.10. Sistemas lumínicos y puntero mecánico del THERATRON 780C.

El iluminador de campo consiste en una lámpara con un pequeño filamento ubicada en una posición tal que simula la posición frontal de la fuente de cobalto. Uno de los más importantes controles a realizar en una unidad de cobalto es la relación entre el campo luminoso y el campo radiante. Usualmente no es difícil ajustar las escalas mecánicas o indicadores para que correspondan exactamente con el campo visual, el problema está en ajustar la congruencia entre el campo luminoso y el radiante. La mayoría de los fabricantes de equipos de cobalto especifican tolerancias permitidas para las distintas discrepancias; sin embargo, no existen límites universalmente aceptados, y los físicos se guían por recomendaciones de las distintas asociaciones nacionales o internacionales (*HPA*<sup>31</sup>, *AAPM*<sup>32</sup>, *IAEA*<sup>33</sup>, *etc.*)

### **Contrapeso.**

En el gantry, el cabezal está contrabalanceado por un peso sobre el extremo opuesto. El contrapeso (ver figura 3.6) no es más que un escudo hecho de plomo, y es un contrabalanceador estilo péndulo. El escudo se usa normalmente cuando el espesor de la pared de la sala de tratamiento no absorbe adecuadamente la salida directa del haz de radiación en todas las direcciones. El contrapeso absorbe gran parte del haz primario y de la radiación dispersada por el paciente.

### **Armazón Principal, Gantry y Base.**

El armazón principal contiene el sistema de rotación del gantry, el compresor de aire y el tanque de almacenamiento, el panel eléctrico principal y las tarjetas de archivos del circuito impresas en el sistema del tablero de control. Estos son todos accesibles a través de largas cubiertas (tapas) en los lados del armazón principal.

---

<sup>31</sup> HPA: Health Protection Agency

<sup>32</sup> AAPM: American Association of Physicists in Medicine

<sup>33</sup> IAEA: International Atomic Energy Agency

El sistema de rotación del gantry acelerará el gantry rápidamente a la velocidad deseada y lo frenará para que pare rápidamente bajo condiciones normales de operación. La unidad entera está montada sobre una base de acero colocada bajo el nivel del suelo. Esto apoya y alinea el armazón principal y la mesa.

### **Mesa de Tratamiento.**

La mesa está soportada por la armadura de la base y tiene cinco movimientos:

- ↻ *Rotación isocéntrica* alrededor de un eje a través del isocentro (escala ubicada en el piso),
- ↻ *Vertical*,
- ↻ *Lateral*,
- ↻ *Longitudinal* y,
- ↻ *Rotación de la parte superior de la mesa* alrededor de un eje a través de la columna vertical.

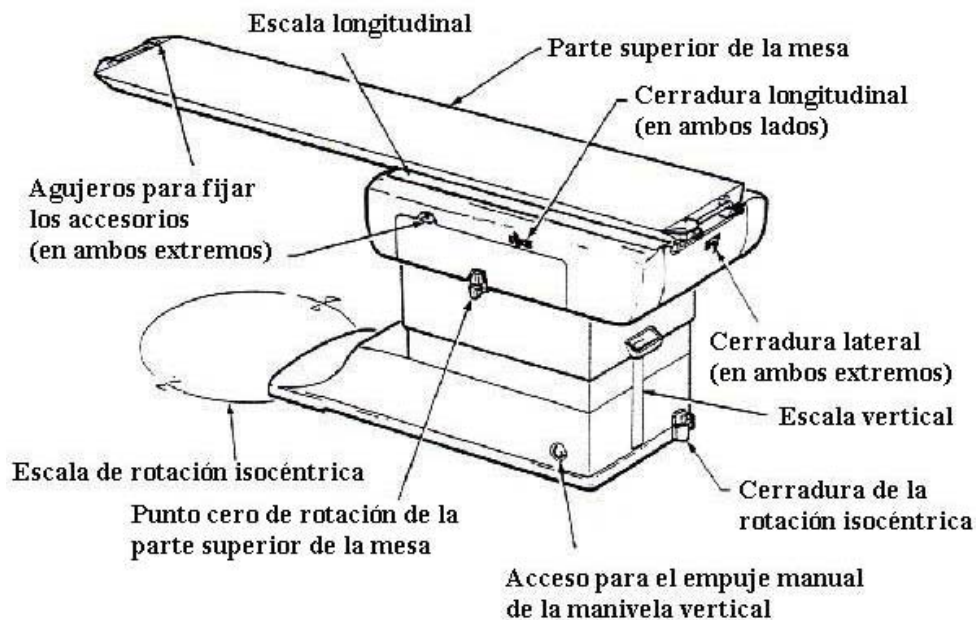


Fig. 3.11. Mesa de tratamientos del THERATRON 780C.

La mesa (Figura 3.11) esta constituida por una parte superior sólida y/o una sección abierta. La parte sólida esta diseñada para tratamientos rotacionales y tiene una delgada capa de acero sobre un núcleo plástico de espuma. La parte superior abierta es similar excepto que tiene dos manivelas y sus cojines efectivamente bloquean el haz de radiación, esta parte superior se adapta mejor para tratamientos fijos. La sección abierta superior se adapta con un marco de malla de nylon para soportar al paciente.

### **Cubiertas del Armazón Principal (Tapas)**

Las cubiertas de thermoplastic son resistentes al fuego incluyendo la mayoría de la unidad y parte de mesa. Las tapas resistirán impactos pequeños con pequeño o ningún daño, pero pueden ser deformadas permanentemente por pesadas cargas, impactos fuertes o temperaturas que excedan los 120 grados Celsius (250 grados Fahrenheit). Las cubiertas del armazón principal no son afectadas por la mayoría de sustancias químicas pero ellas se mancharán o serán dañadas por químicos que contengan algunos solventes, ejemplo: Acetona y Methyl Ethyl de Ketone (MEK)

### **3.7.2 THERATRON 80**

Esta unidad está catalogada como equipo Clase I, tipo B, Ordinario y Desinfectable y se considera apropiada para una operación continua con carga intermitente y con accesorios utilizados sin conexión conductiva hacia el paciente.

## **Fuente**

Este modelo al igual que el anterior consiste de una fuente de  $\text{CO}^{60}$ , sellada dentro de dos cápsulas de acero inoxidable (una dentro de la otra) de aproximadamente 2 cms de diámetro por 3 cms de largo.

## **Cabezal**

La cabeza es una coraza de acero rellena con blindaje de plomo y uranio empobrecido y opcionalmente con blindaje de plomo y tungsteno. Cuando la fuente está en posición de exposición total, el blindaje tiene una apertura cónica, la cual contiene al colimador. La gaveta de la fuente se acciona por medio del pistón de un cilindro de aire y se mueve a lo largo del tubo entre las posiciones de exposición total y blindaje total. Cuando la energía eléctrica se interrumpe, el cilindro de aire se controla por medio de dos válvulas de aire las cuales, en condiciones normales, no permiten que la fuente permanezca en la posición de exposición total. En este caso, las válvulas retornarán la fuente a la posición de blindaje total, o bien se descomprimirá el sistema de tal forma que la fuente se pueda regresar manualmente. Las válvulas se operan por medio del sistema de control del tratamiento (cronómetros primarios y secundarios).

## **Colimador**

El colimador consiste en dos pares de blindajes móviles, llamados hojas. Cada par de hojas es paralelo, cuadrado y simétrico con respecto al eje de rotación del colimador. El colimador está montado en un balero de precisión que le permite una rotación de  $360^\circ$  proporcionándole también un alineamiento exacto con el isocentro en todos los ángulos del gantry.

### **Luces de Campo e Indicador óptico de Distancia.**

Consiste en un proyector externo que emplea un foco reemplazable de cuarzo halógeno y un espejo parabólico para dirigir una luz del haz a lo largo del barreno de la gaveta de la fuente. Un espejo parabólico secundario montado en el extremo de la gaveta de la fuente enfoca y dirige un campo de luz uniforme hacia abajo a través del colimador provocando una sombra de cruce de los cables en el plano de la imagen. El indicador óptico de distancia, instalado en la parte trasera del colimador, proyecta una escala sobre la superficie de tratamiento.

### **Contrapesos**

El contrapeso puede ser un captador del haz relleno de plomo, o puede ser de tipo péndulo contrabalanceado. El captador del haz se utiliza normalmente cuando el grosor de las paredes del cuarto de tratamiento no absorben adecuadamente el haz de salida directa en todas las direcciones. El capturado del haz absorbe la mayor parte de la radiación del haz primario y la radiación dispersa.

### **Chasis principal, Gantry y base**

El chasis Principal se compone de lo siguiente:

- Sistema de movimiento de rotación del gantry.
- Compresora de aire y tanque de almacenamiento.
- Distribución eléctrica principal y tablero de reveladores.
- Repertorio de tablero de circuitos impresos.
- Sistema de control con módulo de iterfaz
- Fuente de poder ininterrumpible opcional (UPS)

El movimiento de rotación del gantry llevará a éste rápidamente a la velocidad deseada y lo frenará inmediatamente cuando esté operando bajo condiciones normales.

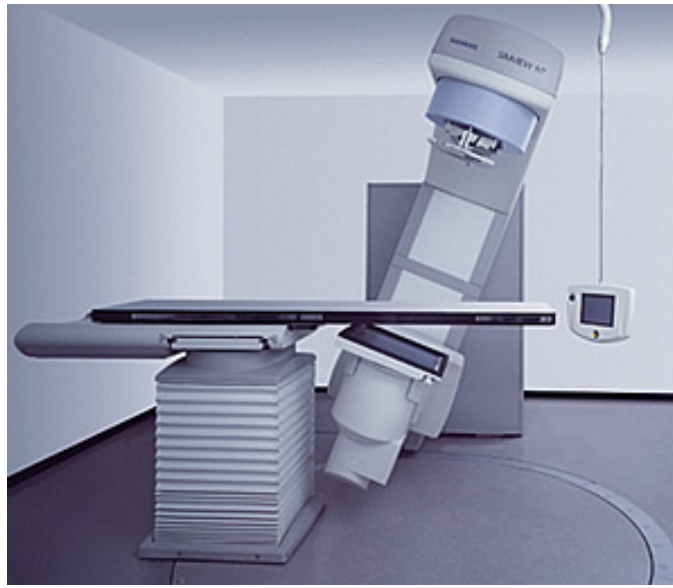
### **Mesa de Tratamiento.**

Esta posee cinco movimientos:

1. Rotación Isocéntrica, alrededor de un eje a través del isocentro.
2. Movimiento Vertical de la mesa
3. Rotación de la cubierta, alrededor de un eje a través de la columna vertical.
4. Desplazamiento lateral de la cubierta.
5. Desplazamiento longitudinal de la cubierta.

Cada una de estas unidades se encuentra instaladas en su propio bunker, con sus salas de mando y monitoreo para dar tratamientos; además es allí mismo donde se realiza el proceso de simulación; Cuando se simula un tratamiento se proporciona un botón para confirmar la configuración de rotación del gantry durante los tratamientos de ARC o ROTATION. Cuando se acciona el botón de Simulación y el interruptor accionador se provocará que el gantry gire de acuerdo a los parámetros de tratamiento registrados y se lleva a cabo la simulación de los movimientos del tratamiento. Además se cuenta con un departamento de física que es el encargado del proceso de planificación de dosis, integrado por físicos profesionales que valiéndose de una hoja de cálculo electrónica (ver anexo 2), elaborada por el mismo departamento, en ella lleva a cabo el cálculo de la dosis del tratamiento en la que se basa en que introdujeron los datos de las curvas isodosicas, y mediante su interpolación se calcula el tiempo de la dosis requerida por el paciente según el diagnóstico del médico oncólogo. Cabe mencionar que este departamento cuenta con un software de planificación el cual es un programa canadiense llamado NUCLETRON, pero el cual no se ha podido utilizar ya que no se ha capacitado al personal para tal fin.

Por otro lado el Hospital de Oncología del Seguro Social cuenta con un equipo de cobaltoterapia de igual marca que el Instituto del cáncer como es el THERATRON 80 para dar tratamientos, se encuentra en su propio bunker en la planta baja de sus instalaciones, además, cuenta con un equipo de simulación marca: Siemems, modelo: Simview-TM 3000 (fig.3.12), consiguiendo así una mayor confianza en los tratamientos. A demás cuenta con un departamento de física que realiza los cálculos necesarios para brindar los tratamientos. Esta institución también se encuentra en el proceso de adquisición de un acelerador lineal.



*Figura 3.12. Simulador Simview*

En cuanto al tipo de tratamiento que ambas instituciones prestan, se considera de igual complejidad, el tipo de cáncer más atendido es el de cuello de útero, seguido por el de mama, en el caso de las mujeres y el de estomago y piel para el sexo masculino esto para los últimos años, se nota que en especial se atiende a adultos mayores (ver anexo 1). En cuanto a instalaciones se refiere, el Hospital de Oncología cuenta con infraestructura más nueva y espaciosa.

En general la calidad de atención de los pacientes que adolecen de cualquier tipo de cáncer en el país es buena aunque dificultoso, ya que para recibir los tratamientos es necesario trasladarse al centro de la capital y contar con mucha disponibilidad de tiempo, ya que el proceso es engorroso y tardado, aunque son males necesarios ya que se debe llevar un control estricto en el proceso por lo delicado del tratamiento, si es primera visita a los hospitales debe someterse a un largo cuestionario, para abrir expediente en donde se archiva una gran cantidad de datos, referencias, exámenes y evaluaciones. En los anexos se presenta con un poco más de detalle el análisis de las estadísticas sacadas por el Instituto del cáncer del Salvador (Ver anexo 1).

El avance que este tipo de enfermedades se ha dado en el país es impresionante y como lo indican las estadísticas, el incremento va en aumento de acuerdo con los años, debemos entonces buscar mecanismos acordes a estos avances y buscar soluciones que represente significativamente la mejora en la calidad de vida de esta personas y que sobre todo sea algo sostenible en nuestro medio.

### **3.7.3 Tecnología de simulación en el país**

El proceso de simulación en Radioterapia se conoce desde la década de los sesenta de el siglo XX, la utilización de radiaciones en nuestro país como método de tratamiento se ha venido practicando desde la década de los 60 (1968), realizándose con equipos de cobalto (Co-60).

Dentro del servicio de Radioterapia en el Hospital de Oncología se procedió con una seguridad limitada bajo sistemas de verificación y de calibración, que no mostraban el margen de aceptación necesarios para un tratamiento, hasta la implementación de un Equipo de Simulación marca Siemems, Modelo Simview-TM 3000, en Noviembre de 1998; consiguiendo así una mayor confianza en los tratamientos con porcentaje de error del área de tratamiento más reducido.

Los procedimientos de tratamiento que se brindan a los pacientes en el equipo de Cobalto 60) son muy delicados y debido a eso tienen que ser precisos y exactos.

Es de vital importancia que se complementen la planeación con la simulación antes de comenzar las sesiones con la máquina de Cobalto (Co 60) ya que la coordinación de todos estos procesos implica el buen resultado del tratamiento.

El simulador de tratamiento es una unidad diagnóstica de Rayos X que tiene la misma geometría de las unidades de tratamiento del Co-60 y los Aceleradores Lineales. Los simuladores se diseñan para reproducir las condiciones geométricas de los equipos de Teleterapia, por lo tanto, deberían estar sujetos a los mismos requerimientos mecánicos que los equipos de telecobalto y aceleradores. Adicionalmente los simuladores deben ser controlados en relación a la calidad de la imagen que proporcionan.

En nuestro país no contábamos con un equipo para realizar simulaciones de tratamiento debido a que no se contaba con los recursos económicos y humanos necesarios. El recurso económico fue proporcionado por la institución (I.S.S.S) a un costo aproximado de 31,000,000.00 Colones. El recurso humano fue entrenado por el personal de Radioncólogos y el Físico asignado al Servicio de Radioterapia en las funciones operativas y clínicas. El entrenamiento respecto a pruebas de aceptación y de Control de Calidad están poniéndose en marcha a partir del año 2003.

### **3.7.3.1 Descripción del Equipo**

El simulador de Radioterapia es un equipo de Rayos X que reproduce fielmente todos los movimientos que ejecutan las unidades terapéuticas. La mayoría de los pacientes inician el tratamiento de Radioterapia entrando al Simulador para que se

localice el tumor, y se diseñen los puntos de entrada de la Radiación con mediciones precisas, verificación de imagen para Rayos X y conocimiento detallado de la anatomía, el Radio Oncólogo con la ayuda del Físico y el técnico de Radiología diseñan un plan de tratamiento que puede incluir múltiples cambios con haces entrecruzados o un tratamiento dinámico en la cual la unidad terapéutica gira alrededor del paciente para administrar la dosis apropiada al tumor, y al mismo tiempo proteger las estructuras vitales normales.

Este método permite homogeneizar al máximo la dosis liberada sobre el volumen de tratamiento (área tumoral) y reducir en lo posible los efectos sobre los tejidos adyacentes no afectados por el tumor.

La Dosimetría ofrece la distribución de la Radiación en un plano y la técnica más simple para distribuir homogéneamente el tratamiento, y esta es la de campos paralelos y opuestos.

El equipo de simulación marca SIEMENS modelo Siemview TM 3000 tiene incorporado un tubo de Rayos X el cual está formado por una fuente de electrones constituido por un filamento incandescente, la corriente calorífica de éste se mide en miliamperios (mA) y de éste depende la cantidad de Rayos X producidos, la fuerza que acelera depende de la tensión aplicada en el interior del tubo entre el filamento (Cátodo) y la pieza metálica (ánodo), esta tensión se mide en Kilovoltios (Kv) y de esta depende la calidad de Rayos X, es decir su fuerza de penetración. El recorrido de los electrones entre el ánodo y el cátodo se realiza en la zona del tubo bajo vacío. El ánodo es la pieza metálica que frena los electrones acelerados y se llama foco del tubo. A este ánodo se asocia un dispositivo de enfriamiento encargado de disminuir el calor.

El tubo se encuentra encerrado en un estuche plomado y solo una ventana deja pasar a los Rayos X útil, además tiene un sistema de diafragma plomados que permite reducir la dimensión del haz de Rayos X según el tamaño de la región a examinar. Además tiene incorporado un fluoroscopio, el cual es un dispositivo utilizado para obtener mediante Rayos X imágenes de estructuras y líquidos en movimiento dentro del cuerpo humano.

Esta fue inventada en 1896 por Thomas A. Edison, ha sido una herramienta muy valiosa en la práctica de la medicina, su principal utilidad es visualizar el movimiento de estructuras y líquidos internos, este proceso se origina siempre y cuando el Fluoroscopio este conectado al generador de Rayos X; con intensificador de Imagen, la imagen se recibe en un monitor de televisión.

Cuando se utiliza fluoroscopia la corriente del tubo es inferior al que se utilizan en radiografías convencionales y además incorporando un intensificador de imagen se reduce aun más la corriente del tubo, por lo tanto la dosis que el paciente recibe. La ventaja principal que tienen los equipos de fluoroscopia con intensificador sobre los equipo convencionales es el mayor brillo de la imagen, un ejemplo: es mas difícil leer un libro bajo luz débil que bajo luz brillante, es mas fácil interpretar una Imagen Fluoroscópica brillante que una débil.

### **3.7.3.2 Intensificación de la Imagen**

El tubo intensificador de imagen es un complejo dispositivo electrónico que recibe el haz remanente de radiación lo transforma en luz visible y lo intensifica, el tubo se encuentra normalmente en el interior de una envoltura de vidrio que además de proporcionar resistencia estructural, mantiene el vacío en su interior, cuando se instala se encuentra dentro de un armazón metálico para protegerlo del trato brusco y evitar su rotura.

Los Rayos X que salen del paciente e inciden sobre el tubo intensificador de imagen se transmiten a través de la envoltura de vidrio e interaccionan con el elemento fluorescente de entrada, que es yoduro de Cesio. Cuando un Rayo X choca contra el elemento fosforescente de entrada se convierte en una ráfaga de fotones de luz visible, como sucede con las pantallas intensificadoras en radiografías convencionales.

El elemento activo del tubo intensificador de imagen es el fotocátodo, que se encuentra directamente unido al elemento fosforescente de entrada mediante una capa adhesiva fina transparente. El fotocátodo consiste en una fina capa de metal compuesto de Cesio y de Antimonio que responden a la estimulación de la luz, emitiendo electrones, a este proceso se denomina fotoemisión y es por eso que el fotocátodo, es llamado con el nombre de superficie fotoemisiva, en este también se emiten electrones, pero la estimulación es producida por la luz y no igual a la emisión termoiónica (emisión de electrones por la estimulación térmica).

El número de electrones emitidos por el fotocátodo es directamente proporcional a la cantidad de luz que incide en el mismo. El tubo intensificador de Imagen mide unos 50 cm de largo. Entre el fotocátodo y el ánodo se mantiene una diferencia de potencial de 25000 V para que los electrones emitidos por el fotocátodo, se aceleran en dirección del ánodo, cerca del ánodo se encuentran el elemento fosforescente de salida, con el cual los electrones producen al chocar una ráfaga de luz.

Según el estudio realizado por estudiantes de la universidad de El Salvador, "Protocolo de Control de Calidad del Organismo de Energía Atómica de los Aspectos Radiográficos y Fluoroscópicos del Equipo Simulador del Hospital de Oncología de Instituto Salvadoreño del Seguro Social, en el periodo de enero a

junio del 2003.” Se pueden observar las condiciones en que se encuentra el equipo simulador con que se cuenta en el país.

a) El porcentaje de error del kilovoltaje es de 1.13 % la tolerancia respectiva para esta prueba es del 10%, por lo tanto podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

b) El porcentaje de error del tiempo es de 0.0%. la tolerancia respectiva para esta prueba es del 10%, por lo tanto podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

c) La linealidad del tiempo medido respecto al nominal con un porcentaje de error del 0.0 %. la tolerancia respectiva para esta prueba es del 10%, por lo tanto podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

d) La linealidad de la exposición respecto al tiempo medido con un coeficiente de variabilidad de 0.99 por lo tanto podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

e) La linealidad del kilovoltaje medido respecto al nominal con un porcentaje de error del 2.0 %. la tolerancia respectiva para esta prueba es del 10%, por lo tanto podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

f) El valor del filtro hemirreductor es de 2.4 mm, para un kilovoltaje de 80 kV, para este valor de kilovoltaje podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

g) La verticalidad del haz de radiación es de 0.5°. la tolerancia respectiva para esta prueba debe ser menor de 3°, por lo tanto podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

h) La resolución de alto contraste de acuerdo a la Figura 2 no se observa distorsión en el centro de la herramienta RMI 141, por lo tanto podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

i) El tamaño del punto focal es de 1.1 mm la tolerancia respectiva para esta prueba es de un tamaño de punto focal menor a 2.5 mm para 80 kVp, por lo tanto podemos concluir que CUMPLE esta prueba.

j) La interrupción en el tiempo de fluoroscopia cumple con la llamada de

alarma al tener 5 minutos de exposición acumulada.

Para mayor información detallada véase los anexos 4, en la que se explica las pruebas realizadas en el simulador, para llegar a los resultados esperados.

### **3.7.4 Especificaciones del Simulador de Tratamientos de Teleterapia.<sup>34</sup>**

Especificaciones Técnicas.

Todas las especificaciones de desempeño deben ser confrontadas con la Comisión Internacional Electrotécnica (IEC) para simuladores de tratamiento, y la Organización Internacional de Estándares (ISO) para fuentes de radiación.

Gantry.

- Gantry motorizado con diseño de isocentro
- Rotación de Gantry de 0 – 360°
- Distancia del foco al isocentro de  $\pm 80$  cm
- Altura del isocentro desde el piso terminado  $\leq 130$  cm
- Control de mano dentro del cuarto de tratamiento
- Housing de rayos-X y Colimador
- Tubo de rayos-X con ánodo rotatorio incluso en modo de fluoroscopia
- Haz de rayos-X colimado por un diafragma mecánico
- Rotación del colimador  $\pm 100^\circ$ . Rotación manual o mecánica
- Tamaño máximo en el isocentro  $\geq 30$  cm x 30 cm
- Tamaño de campo mínimo en el isocentro  $\leq 5$  cm x 5 cm
- Simetría mejor a  $\pm 3\%$
- Congruencia del haz de luz y radiación  $\leq 2$  cm

---

<sup>34</sup> Tomado del texto de la OIEA: Design and implementation of a radiotherapy programme: Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects.

#### Mesa de tratamiento.

- Superficie de la mesa transparente a los rayos-X
- Rotación de isocentro  $\pm 90^\circ$
- Rango de movimiento lateral del paciente  $\pm 20$  cm
- Movimiento vertical motorizado, con una altura mínima:  $\leq 80$  cm, y no menor a 40 cm por debajo del isocentro y al menos 3 cm sobre el isocentro
- Rango longitudinal  $\geq 70$  cm

#### Consola de control.

- Controles de movimiento y luz, deberían ser provistos con el interruptor del control de rayos-X: gantry, colimador, intensificador de la imagen, y mesa

#### Generador de Rayos-X.

- Fluoro/Radiografía
- Generador de alta frecuencia de 30 kW, de otro modo  $\geq 50$  kW
- Radiografía 125 kVp y 300 mAs. Fluoroscopia hasta de 15 mA

#### Sistema de imagen.

- Intensificador de imagen  $\geq 23$  cm de diámetro
- Intensificador de imagen con movimiento lateral y longitudinal
- Distancia vertical máxima de la fuente a la entrada de la pantalla  $\geq 175$  cm
- Retenedor del cassette de las películas radiográficas de 35 cm x 43 cm, incluyendo cuatro cassettes
- Circuito de TV y monitor de TV

#### La documentación deberá incluir:

- Especificaciones de funcionamiento
- Instrucciones de operación

- Documentación para la instalación, incluyendo datos para calcular blindajes, ventilación, conductos de cables, piezas para enclavar el equipo y mesa durante la construcción
- Instrucciones de mantenimiento preventivo y manual de servicio

A no mas haber se puede utilizar un tomógrafo que como ya se explico antes ....

### **3.8 Proceso de Planificación llevado a cabo en el Instituto del Cáncer de El Salvador.**

- a) Consulta-Diagnóstico del Médico. El cual prescribe la dosis por día y la dosis total que se le administrará al volumen blanco, esta dosis puede ser cambiada durante el proceso de tratamiento, debido a una reevaluación del paciente por el médico.
- b) Rayos-X. Radiografías de localización del tumor, se marca al paciente en la piel, esto se realiza para localizar los campos en el paciente, con las radiografías el médico enmarca el campo.
- c) Las radiografías pasan al físico quien localiza el centro del campo en estas. Luego, las radiografías son enviadas a rayos-x de nuevo para que sirvan para realizar el tatuaje en el paciente y se realiza allí mismo un modelo en yeso del contorno. Con este modelo en yeso del contorno el físico calcula la profundidad del volumen blanco, localización de los campos antero-posterior y laterales. El físico magnifica el isocentro en el volumen blanco y en la piel del paciente, con la ayuda de una hoja electrónica hecha en Excel. Se define tamaño de campo entrante lateral y antero posterior.

Después de que se realiza la localización de campos y del volumen blanco, el físico realiza el cálculo de profundidades, para finalmente calcular el tiempo de aplicación de dosis (dosimetría).

El cálculo de profundidades se hace manualmente, luego se cálculo el tiempo de aplicación de la dosis con la ayuda de una hoja electrónica de Excel. En esta hoja se introduce nombre del paciente, diagnóstico y en cual de las máquinas se realizará el tratamiento. Con la ayuda de unas tablas de dosimetría para radioterapia, con la profundidad y el tamaño del campo, se calcula la razón máxima de tejido, el factor de salida del colimador y el factor del inverso cuadrado. Otro factor importante que se toma en cuenta en los cálculos disimétricos realizados por el físico es el rendimiento de la máquina que se calcula mensualmente debido al decaimiento de la fuente.

### **Por qué el oncólogo es quien define el número de campos de tratamiento.**

El oncólogo es quien prescribe la dosis en base a su diagnóstico, además, él elige la técnica en base a algunas características que posee el tumor, como por ejemplo se pueden mencionar, estadio, tamaño, tipo de tejido y región del paciente a irradiar.

Después del proceso de simulación, el físico-médico puede sugerirle al oncólogo cambiar la técnica a utilizar, utilizar cuñas para proteger ciertas zonas del paciente; hacer ciertas modificaciones al haz, cambiando el ángulo o alterando el tamaño del campo.

Al final es decisión del médico oncólogo realizar los cambios en el tratamiento que el físico-médico pudiese sugerir, en base a los resultados de la simulación, ya que toda la responsabilidad del tratamiento con teleterapia recae en el oncólogo.

### **3.9 DIAGNOSTICO DE LA SITUACION ACTUAL EN EL SALVADOR**

Actualmente nuestro país se encuentra en una etapa de desarrollo e innovación concerniente al área de teleterapia, después de pasados casi 20 años desde la introducción del primer equipo de teleterapia, son muy poco los avances alcanzados, y es muy seleccionada la información que se da a conocer referente al tema.

El Hospital de Oncología del Instituto Salvadoreño del Seguro Social (ISSS), adquirió a través de una licitación el primer Acelerador Lineal, mismo que se encuentra instalándose al momento de la redacción del presente documento. Esta tecnología conllevará obvias mejoras en los tratamientos con radiaciones ionizantes, a través de la teleterapia. Esto colocará al ISSS entre las instituciones de salud mejor equipadas a nivel centroamericano; puesto actualmente Costa Rica es el único país de la región que posee este tipo de tecnología, en el Hospital México específicamente, según publicaciones hechas por el Movimiento Libertario en el corriente año, este no alcanza a dar cobertura a toda la demanda existente, ya que hay pacientes esperando desde noviembre del año pasado para iniciar sus tratamientos.

Esto nos lleva a querer analizar la instalación del Acelerador Lineal en nuestro país, son incomparables los beneficios que esta tecnología traería a los pacientes con cáncer; pero recordemos que el ISSS solamente atiende a un 15% de la población salvadoreña, que son los trabajadores cotizantes y familiares de estos, lo que indica que la instalación del LINAC no resolverá el problema de la gran mayoría, si no que sería privilegio de pocos.

Por otro lado el Instituto Nacional del Cáncer cubre con la mayoría de pacientes con cáncer, personas de escasos recursos, que en su mayoría viven fuera de la capital y que por estas mismas razones muchos abandonan sus tratamientos, Se

debe resaltar los grandes esfuerzos que la Institución realiza para poder continuar dando cobertura al porcentaje de pacientes que acuden a la institución, siguiendo lo mejor posibles las etapas requeridas para el tratamiento, actualmente la institución quiere implementar un área de braquiterapia, para poder dar tratamientos más completos, pero muy a pesar de esos avances se observan muchas deficiencias en la institución que es necesario corregirlas. Como el hecho que el personal con que se cuenta es un tanto transitorio ya que posee médicos oncólogos, radiotecnólogos, físicos que trabajan por horas o turnos, lo que provoca una inconsistencia en los tratamientos, no existe un cuarto exclusivo para la etapa de simulación si no que se lleva a cabo en el mismo equipo de cobaltoterapia en el cuarto de tratamientos, según sea el diagnostico del cáncer, lo que provoca retrasos en otros tratamientos. Si se trata de cánceres superficiales se aborda la simulación en el equipo de rayos x convencional que poseen.

En el instituto del cáncer, no existe un contrato de mantenimiento preventivo con ninguna empresa, solamente se trabaja a través de mantenimientos correctivos pero si se tiene el cuidado de realizar los cambios de fuentes en los tiempos estipulados, contratando a una empresa privada para realizar dicho cambio.

## CAPITULO 4.

### 4 COMPARACION ENTRE EL ACELERADOR LINEAL Y $^{60}\text{Co}$ .

En este capítulo se abordará a manera de comparación los beneficios obtenidos de la utilización del Acelerador Lineal y el equipo de terapia con  $^{60}\text{Co}$  en los tratamientos de teleterapia en nuestro país, enfocados desde el punto de vista del mantenimiento, del impacto social obtenido y sobre todo de los beneficios brindados a los pacientes.

Las unidades de telecobaltoterapia, o unidades de cobalto-60, han sido las máquinas más empleadas en teleterapia por muchos años y en la actualidad aún son una muy buena alternativa para los países en vías de desarrollo, por sus mínimos requerimientos para su mantenimiento. Estas máquinas pueden ser usadas para tratar la mayoría de las localizaciones tumorales. Para el tratamiento de lesiones más profundas es necesario recurrir a técnicas más sofisticadas o complejas, pero pueden ser tratadas también con estas máquinas.

Una unidad de cobalto es simplemente una fuente radiactiva alojada en una estructura masiva con una abertura para permitir el uso del haz emergente. En la práctica, una unidad de cobaltoterapia es compleja, es una máquina de precisión que puede incorporar más de 10 distintos movimientos (*traslación y rotación*), independientemente a los de abertura y cierre; algunos de estos movimientos se muestran en la figura 4.1. Uno de los problemas que enfrentan los fabricantes de equipos para teleterapia es que, a raíz de que los movimientos deben ser identificables y reproducibles con alta precisión; cada uno de ellos requiere una escala, ya sea con indicadores mecánicos o electrónicos, a modo de asegurar una precisa reproducibilidad de las posiciones que adopta el equipo en cada movimiento.

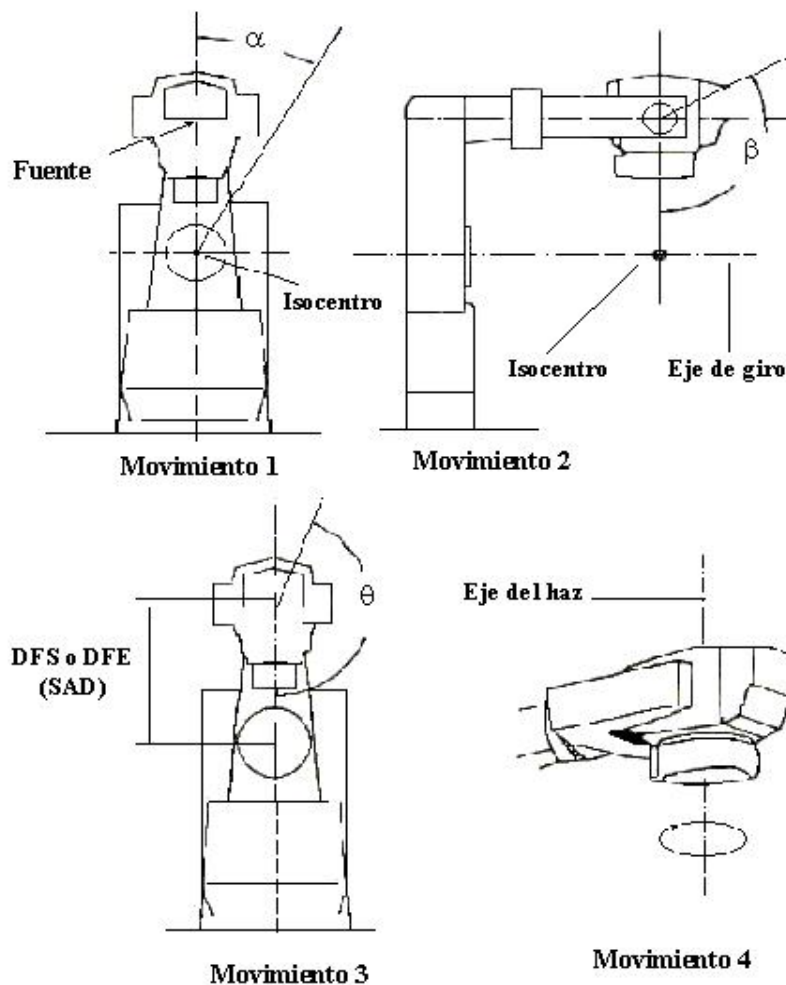


Fig. 4.1. Movimientos de un equipo de telecobaltoterapia THERATRON 780C.

A diferencia de los Aceleradores Lineales que son dispositivos que se operan eléctricamente, una fuente de  $^{60}\text{Co}$  emite radiación constantemente, así, la fuente debe estar protegida cuando la máquina esta en la posición de apagado. Es por esta razón que los equipos de tratamiento con  $^{60}\text{Co}$  poseen un contenedor lleno de plomo en el cual se aloja la fuente, cerca del centro, que esta provisto de una abertura que permite la salida de controlada de la radiación cuando la máquina

está en la posición de encendido (*On*). La apertura y cierre del mecanismo obturador es normalmente muy rápido, pero no es instantáneo. Existe lo que se llama un *error del tiempo* o *error de apertura y cierre* ( $\varepsilon$ ), que normalmente no supera 1 ó 2 seg. en los cuales el temporizador de la máquina esta operando pero no hay radiación efectiva emitida; el error puede ser positivo o negativo según el temporizador se dispare cuando el obturador comienza a abrirse o cuando el mismo ha alcanzado la apertura total. El conocimiento del error del tiempo efectivo de irradiación es necesario para que en el tratamiento de un paciente no haya sobre o baja exposición de radiación.

En teleterapia son solo de utilidad los fotones de rayos gamma, en razón de que los rayos beta son completamente absorbidos en la fuente y su cápsula contenedora. La radiación de una unidad de cobalto es considerada monoenergética ( $1.25 \text{ MeV}$ ). Sin embargo, el espectro de fotones es, en la práctica, mucho más complejo, ya que incluye fotones secundarios producto de la dispersión compton en la misma fuente, encapsulado, alojamiento (cabezal) y por el bremsstrahlung producidos cuando los rayos beta son absorbidos por la misma cápsula.

Como se observa la vida media de estos núcleos es de algunos años, lo que quiere decir que la actividad disminuye apreciablemente con el transcurso de los años, lo que implica que para poder irradiar al paciente con el nivel de energía deseado, al transcurrir los años se debe de dar tratamientos más largos, es decir prolongar los tiempos de exposición. Es por eso necesario que las fuentes radiactivas deben ser reemplazadas periódicamente en los hospitales y clínicas para asegurar que los tratamientos brinden la dosis apropiada en un tiempo de irradiación no demasiado largo. Como la vida media del Cobalto es menor de 6 años, la fuentes de Cobalto se recomienda reemplazarla cada 3 a 5 años.

A menudo sucede que la energía de la radiación emitida por los núcleos radiactivos no es suficientemente alta para algún tipo de tratamiento, por lo cual es necesario acelerarlos. Los Aceleradores Lineales, como ya se explicó usan combinaciones de campos eléctricos y magnéticos, para aumentar la velocidad de las partículas y así incrementar su energía cinética. El linac acelera electrones a altas energías (los electrones viajan prácticamente a la velocidad de la luz en su interior) y se utilizan, ya sea directamente en el exterior del linac para irradiar al paciente con electrones o bien, después de chocar contra un blanco interior y producir radiación electromagnética de alta energía.

Comparando Las Fuentes radiactivas y aceleradores, las primeras son demasiado débiles (1.25 MeV) y son imposible controlarlas a voluntad; en cambio los LINAC los niveles de radiación son ajustables de acuerdo a las necesidades de los tratamiento y solamente emiten radiación mientras están conectados y son activados.

La fuente de Cobalto, no es una fuente Puntiforme sino más bien un cilindro con un diámetro de 1 a 2 cm, el borde del haz de tratamiento de Cobalto no es bien delimitado. Esta característica se conoce como Penumbra del Haz. Es la Penumbra lo que hace difícil igualar dos entradas adyacentes de radiación, Ya sea con una “ Mancha Fría “ de Subdosificación o una “ Mancha Caliente “ de Sobreposición. En el LINAC la penumbra se ve minimizada.

Otro factor importante a analizar es el sistema de colimación. El colimador, como ya se explicó sirve para delimitar, conformar y dirigir el haz de radiación útil; en el equipo de terapia con  $^{60}\text{Co}$ , consiste en una superficie fija (delimitador primario) y otra parte móvil constituida por un conjunto de bloques de tungsteno o uranio que se desplazan simétricamente hacia o desde el eje del haz. De este modo, se pueden formar haces de sección cuadrada o rectangular, usualmente dentro de

los límites desde  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  a  $35 \times 35 \text{ cm}^2$  para una distancia fuente-superficie determinada.

En los LINAC ya se utilizan colimadores multihojas que permiten delimitar mejor la zona de exposición. Un Colimador Multihoja consiste en una serie de barras metálicas ajustables controladas por software y movidas por su propio motor, llamadas láminas, que pueden bloquear la trayectoria de un haz. Uno de los modelos de colimadores multiláminas lanzado recientemente al mercado, cuenta con más de 120 láminas. Este da forma a un haz de radiación emergente de modo que coincida con la forma y el tamaño del tumor. Esto reduce de manera significativa el daño a los tejidos sanos adyacentes y permite al equipo de radioterapeutas aumentar la dosis de haces, a niveles de tratamientos que resulten más eficaces para el paciente. Además se vuelve innecesario el uso de cuñas de plomo para ayudar a conformar el haz de radiación como en el caso de los equipos de terapia con  $^{60}\text{Co}$ .

#### **4.1 Ventajas**

La modalidad de rayos X de un linac presenta varias ventajas respecto de los rayos gamma del cobalto. Como se ha visto los primeros pueden ser mucho más intensos que los segundos, acortando el tiempo de tratamiento; debido a su alta energía son más penetrantes y depositan una dosis mayor en profundidad; su excelente definición geométrica permite proteger mejor las estructuras vitales vecinas al tumor. Aunque se reconozcan las ventajas de un linac respecto de una fuente de cobalto, hay que estar conscientes de la gran simplicidad del manejo de esta última, en comparación con el trabajo que requiere la operación de un acelerador dentro de un ambiente hospitalario. En países desarrollados, la operación de un linac requiere la presencia permanente de un físico médico, que es un profesional interdisciplinario especializado. En países tercermundistas, este tipo de profesional no siempre existe.

Otro punto importantísimo a comparar es el consumo de potencia que cada uno de estos equipos poseen, ya que este dato se convierte en un costo que la institución de salud debe asumir. En el caso de los equipos de cobaltoterapia el consumo de potencia es aproximadamente de 1.5 KVA, es una cantidad relativamente mínima en comparación de los 35 KVA que consume el LINAC.

Las unidades de Cobalto aún se consideran confiables y relativamente poco costosa. Aún tienen aplicación en el tratamiento de tumores en partes del cuerpo que no son demasiado gruesas. Clásicamente, los tumores del Encéfalo, de la cabeza y cuello, y ciertas metástasis de los huesos, se tratan con Cobalto. Las unidades de Cobalto no tienen la misma penetrabilidad que las unidades de energía más alta, y en general, no son adecuadas para el tratamiento de tumores situados profundamente en partes gruesas del cuerpo.

Los avances alcanzados en teleterapia con alta energía son sorprendentes, se habla de teleterapia con intensidad modulada que es la forma más sofisticada actualmente disponible para realizar tratamiento radioterapéuticos con técnicas de planificación conformada en 3 dimensiones (3D-CRT), mediante la utilización de incidencias de campos con intensidad de dosis no uniformes en el volumen blanco. Su utilidad se justifica partiendo de las tres premisas clásicas en teleterapia que nos indican que las dosis más altas de irradiación se traducen en mejor control locorregional de la enfermedad, que el mayor control local se correlaciona con ganancias en supervivencia y que la 3D-CRT nos permitiría aumentar la dosis de irradiación sobre el volumen tumoral con menores efectos secundarios.

La IMRT (Radioterapia con Intensidad Modulada) representa un avance muy reciente, que inicia su desarrollo a finales de la década de los años ochenta, estando actualmente en una fase inicial de implantación dentro de los servicios de Oncología Radioterápica, que nos brinda la oportunidad de administrar dosis más

altas de irradiación que las clásicamente empleadas por la posibilidad de conseguir una mayor precisión en la distribución conformada en el tumor.

Con IMRT podemos conseguir plantear casi cualquier distribución de la dosis de irradiación con una abrupta caída de la misma en los límites entre el volumen del tumor y los tejidos sanos de la vecindad, reduciéndose en dichos tejidos tanto la dosis final como el volumen que la recibe. Por tanto la ventaja fundamental que nos aporta la 3D-CRT en su modalidad de IMRT es la reducción del volumen de tejido sano expuesto a dosis altas de irradiación, lo cual nos permite conseguir una escalada de dosis a nivel del tumor.

En general se requiere de aceleradores lineales con sistemas multiláminas, tanto en su forma dinámica como en la modalidad de multisegmentos estáticos (step-and-shoot), o también con sistemas de tomoterapia. Lo que se genera mediante la planificación inversa de los tratamientos IMRT son una serie de campos con perfiles de intensidad variable que se usan como plantilla de referencia para la administración del tratamiento. La apertura de los campos viene determinada por un patrón de intensidad generado en el proceso de optimización de la planificación, y, por ejemplo, con el desplazamiento de las hojas del sistema multiláminas dinámicas se genera una “ventana deslizante” (sliding window) con una forma y velocidad que se modifica a través de la amplitud del campo de tratamiento de forma dinámica, ajustándose constantemente al perfil de intensidad prescrito mediante un control informático.

## **4.2 Desventajas**

Los Aceleradores Lineales instalados en los diferentes países a reportado una serie de Problemas que la ECRI se ha encargado de documentar y estudiar. Entre los problemas reportados comprobados se puede mencionar los siguientes:

**Interferencias Electromagnéticas (EMI)** por el uso de aceleradores lineales ha causado fallas en bombas de infusión cuando estas están siendo utilizadas en pacientes bajo terapia por radiación. La organización ECRI cree que este problema puede afectar otros artefactos electrónicos de igual manera. Fallas en el Hardware pueden resultar de igual manera por la mal administración de una prescripción de radioterapia.

**Errores Mecánicos.** Debido a la complejidad de los linacs y unidades de radioterapia por Cobalto, errores mecánicos son también comunes, a pesar de ello la mayoría de las lesiones son causadas por accidentes al ser golpeados pacientes y tecnólogos por equipamiento pesado.

Todas las unidades deben poseer sistemas de detección de fallas para minimizar la probabilidad de errores en el tratamiento inducidos por el equipo. Errores en el Software, o programación, pueden causar un serio impacto en el tratamiento del paciente. Un pequeño error de programación puede afectar a muchos pacientes. Errores en el ingreso de datos y del software, además de la falta de verificación del plan de tratamientos, fueron citados como factores contribuyentes por la Administración Norteamericana de Alimentos y Drogas (FDA por sus siglas en Inglés) que incrementan la posibilidad de fallo en los tratamientos. El no contar con cualquiera de estos sistemas se convierte en una gran desventaja, ya que es necesario un control estricto de todos los parámetros involucrados.

El manejo de riesgos en radioterapia requiere un programa de aseguramiento de calidad (Nath, 1994). Según la FDA, la planeación de tratamientos debe ser verificada por medios independientes, posiblemente incluyendo un manual de cálculos o medición de dosis de radiación.

Las ventajas y desventajas de la máquina de  $^{60}\text{Co}$  y el linac se resumen en las tablas 4.1 y 4.2 a continuación, y cada una de las ventajas no se encuentra relacionada con las desventajas:

**Tabla 4.1. Ventajas y Desventajas del Acelerador Lineal.**<sup>35</sup>

<b>Ventajas</b>
Se dispone de haces con energías variables e intensas
Tiempos de tratamientos más cortos
El haz de radiación es más penetrante
Su excelente definición geométrica permite proteger mejor las estructuras vitales vecinas al tumor
Técnicas de tratamiento sofisticadas como: teleterapia con intensidad modulada
Se pueden utilizar colimadores multihojas para delimitar mejor el haz sobre el tumor
La energía del haz se mantiene constante con el transcurso del tiempo
Se dispone de haces de rayos-X o haces de electrones

<b>Desventajas</b>
Requiere más trabajo en cuanto a utilización
Requiere la presencia permanente de un físico médico
Consumo de potencia relativamente más alto
Costos más elevados
Pueden causar interferencias electromagnéticas en otros equipos médicos
La falla en algún componente físico de este equipo puede generar problemas con la administración de la dosis a pacientes
Errores mecánicos que pueden causar lesiones físicas en pacientes y/o tecnólogos
Errores en el software, o programación, pueden causar un serio impacto en el tratamiento del paciente

<sup>35</sup> Elaborada con criterios propios basados de la investigación hecha a lo largo del estudio.

**Tabla 4.2.** Ventajas y Desventajas del equipo de terapia con  $^{60}\text{Co}$ .<sup>36</sup>

<b>Ventajas</b>
Simplicidad en su uso
Consumo de potencia relativamente más bajo
Relativamente poco costosa
Maneras simples de producción de la radiación

<b>Desventajas</b>
Intensidad del haz más baja
No son adecuadas para el tratamiento de tumores situados profundamente o en partes gruesas del cuerpo
Errores mecánicos que pueden causar lesiones físicas en pacientes y tecnólogos
La energía de la fuente decae con el tiempo, lo que produce que se alargue el tiempo de exposición del paciente

### **4.3 Costo de mantenimiento para las instituciones.**

#### **4.3.1 Mantenimiento.**

Se ha querido incluir en el análisis de este capítulo el aspecto del costo de mantenimiento de estos equipos ya que se considera que el mantenimiento tiene un impacto directo en la calidad y costo del servicio de salud que la institución brinde y aun más tratándose de equipos de tan alta tecnología. Es mucho el ahorro que se puede alcanzar al implementar un programa de mantenimiento en el ambiente hospitalario al igual que los beneficios que se pueden alcanzar, como minimizar los riesgos potenciales asociados con la operación del equipo, Minimizar el tiempo de la unidad fuera de servicio y maximizar la vida de operación de la unidad.

---

<sup>36</sup> Elaborada con el criterio propio en base a la investigación hecha a lo largo del estudio.

Ambas máquinas se utilizan para los mismos fines y los resultados clínicos serán idénticos. Las máquinas de cobalto son menos costosas y más sólidas. Las dosis son predecibles y se requieren verificaciones mínimas. El mantenimiento de las máquinas es sencillo. Se debe cambiar la fuente con intervalos regulares para acortar el tiempo de tratamiento lo más posible. Ya que con el paso del tiempo y el desgaste de la fuente obliga a realizar tratamientos mas largos con el fin de alcanzar los resultados esperados, aunque se sabe que una fracción de dosis única o un número pequeño de fracciones a menudo tendrán un efecto paliativo apreciable y obviarán la necesidad de regímenes terapéuticos prolongados.

Los aceleradores son más costosos y requieren un mantenimiento complejo y calibración frecuente. Los requisitos de energía eléctrica y abastecimiento de agua estables son altos. Cuando no existe un contrato de servicio, la vería de los componentes principales puede hacer necesario un considerable financiamiento de urgencia. Las dosis más altas que pueden proporcionar los aceleradores reducen el tiempo de tratamiento y permiten delimitar con más exactitud los campos, pero es preciso contar con mejor imaginología, planificación e inmovilización para concretar estos beneficios. Una ventaja adicional es la disponibilidad de electrones usados en alrededor de 15% de todos los pacientes sometidos a radioterapia en los departamentos de teleterapia avanzados, especialmente para el tratamiento de ganglios en el cuello, con lo cual se prescinde de la dosis a la médula espinal, y los tumores de la piel. No obstante, en la mayoría de los casos tratables de cáncer en los países en desarrollo, los aceleradores ofrecen poca ventaja sobre la terapia de cobalto.

En primer lugar daremos una idea general de lo que serian rutinas de mantenimiento necesarios para cada uno de estos equipos. Luego se presentara un análisis del costo del mantenimiento de estos.

#### **4.3.1.1 Mantenimiento preventivo del equipo de terapia con <sup>60</sup>Co.**

Dentro de un mantenimiento de rutina debe de comprender lo que es la Limpieza, Mantenimiento programado y pruebas de contaminación radioactiva.

Las personas responsables del mantenimiento y servicio deberán estar idóneamente capacitadas y tener la experiencia en seguridad de radiación así como en la operación de las unidades de teleterapia y sus accesorios. Deberán contar con el equipamiento adecuado para llevar a cabo el mantenimiento tales como equipos especiales estipulados en los procedimientos individuales de mantenimiento y de servicio, así como contar con refacciones de reemplazo. Ya que se deben de realizar periódicamente pruebas de contaminación y procedimientos de refacciones de reemplazo que se proporcionaran más adelante.

#### **LIMPIEZA Y DESINFECCIÓN**

La limpieza de las cubiertas del equipo y de otras superficies exteriores deberá efectuarse rutinariamente de la siguiente manera:

1. Utilice un trapo suave humedecido con una solución de agua y detergente o jabón.
2. Retire el agente limpiador con un trapo suave humedecido con agua.
3. Las cubiertas termoplásticas se pueden proteger tapándolas.

No se deben utilizar solventes para limpieza que contengan acetona, metiletilcentona y otros químicos relacionados con estos ya que podrían dañar las cubiertas del equipo. No se debe utilizar ningún abrasivo o ningún limpiador que contenga abrasivo que pudieran raspar las cubiertas. Y un cuidado importante que no se debe dejar de lado es el cuidar que los líquidos de limpieza no entren en contacto con el cableado eléctrico o con otros componentes internos.

Dentro de los procedimientos de mantenimiento programado se encuentran:

- La revisión de Engrane de Impulsión del Gantry, ya que este debe encontrarse dentro de los niveles de aceite en los depósitos.(aceite SAE 40).
- El Sistema de Aire Comprimido, ya que debido a la condensación se formará agua en el tanque de aire y coladera de agua.
- Interruptor de Baja Presión de Aire, verificar que el interruptor opere a la presión adecuada.
- Verificar los Dispositivos de Seguridad que operen adecuadamente, esto se realiza a través de diversas operaciones llevadas a cabo en el equipo, todas estas pruebas deben efectuarse en su totalidad. Si cualquiera de los criterios específicos de rendimiento no se cumplen, se debe detener el uso de la unidad hasta que se repare. Dentro de estas pruebas incluye la revisión del Cronometro de Tratamiento, el paro de emergencia, el registro de Datos del Tratamiento, los dispositivos de seguridad del Filtro de cuña, los dispositivos de seguridad de la cabeza, del Blindaje Apagado, el de Rotación del Gantry y los dispositivos de seguridad de Falla de Tránsito de la Fuente.
- Realizar una prueba a la Alarma de Impulsión de la Fuente. Esta incluye los sistemas mecánicos, neumáticos y eléctricos. Las reparaciones, pruebas o los ajustes incorrectos podrían provocar una exposición de radiación no deseada a los pacientes y/o al personal.
- Revisar el cierre automático del colimador.
- Verificación del Alinamiento y Exactitud ya que esta le proporcionará la información concerniente al rendimiento de la unidad y de sus accesorios. Aunque la acción correctiva deberá tomarse tan pronto como sea posible si no se cumple con algún criterio específico de rendimiento, se podrá continuar con el uso de la unidad si, a criterio del experto evaluador, la desviación observada no incrementa ningún riesgo potencial asociado con la operación de la unidad.

- Verificación de Desgaste de Accesorios y Verificación de Ajuste. Verificar por un posible desgaste y una operación suave la parte inferior de la caja del colimador, los rieles de los filtros de cuña, los seguros de los rieles de los conformadores del haz y las placas de sujeción. En particular se debe verificar los seguros de los rodillos que sujetan los filtros de cuña para asegurar que los pivotes del mecanismos y rodillos se encuentren adecuadamente asegurados y operando suavemente. Las orillas posteriores de las placas de los filtros de cuña donde se activan los seguros no deberán tener las orillas redondeadas y no deberán afilarse. Ver que los resortes de los seguros estén trabajando adecuadamente, y que los seguros del émbolo del resorte estén debidamente ajustados

A los cinco años la vida útil de la fuente a caducado entonces es necesaria además de realizar una rutina de mantenimiento exhaustivo y realizar el cambio de fuente. En la siguiente tabla 4.3 se muestra una rutina de mantenimiento preventivo para una unidad de  $^{60}\text{Co}$ .

#### 4.3.1.2 Mantenimiento de la mesa de tratamiento del equipo de terapia con $^{60}\text{Co}$ <sup>37</sup>.

Una parte importante del mantenimiento que requieren estas maquinas es la referente a la mesa de tratamiento que está apoyada por la base de la unidad y tiene cinco movimientos:

- a) Rotación Isocéntrica, alrededor de un eje a través del isocentro.
- b) Movimiento Vertical de la mesa.
- c) Rotación de la cubierta, alrededor de un eje a través de la columna vertical.
- d) Desplazamiento lateral de la cubierta.
- e) Desplazamiento longitudinal de la cubierta.

---

<sup>37</sup> Información tomada del manual de mantenimiento del Theratron 780C.

Todos los movimientos son motorizados; poseen un balero de rotación isocéntrico y cuentan con un sistema de transmisión; cada uno de ellos es importante verificarlos al momento del mantenimiento. La mesa está acondicionada con un potenciómetro para el desplazamiento vertical, que no se puede dejar de lado. Hay que tomar en cuenta al momento de su mantenimiento que parte de la unidad y parte de la mesa están protegidas con cubiertas termoplásticas resistentes al fuego. Estas pueden resistir impactos ligeros con poco o sin ningún daño, pero se pueden deformar permanentemente debido a cargas pesadas, a impactos fuertes, o a temperaturas que excedan 120° Celsius. Las cubiertas no se dañan por el uso de limpiadores o químicos comunes, no obstante se pueden manchar o dañar por el uso de algunos solventes que contengan químicos, como por ejemplo Acetona y Metilo Eteno Ketona, y algunos tipos de marcadores de piel como la Violeta de Genciana. Todas las marcas de tinta deberán removerse rápidamente para evitar manchas permanentes.

La configuración de la mesa de tratamiento se hace utilizando los controles de movimiento de la mesa del control manual, para aquellos movimientos que son motorizados.

Para los movimientos manuales es necesario desactivar los frenos manuales correspondientes, colocar la mesa según se requiera y luego emplear nuevamente los frenos. Por eso no se debe dejar a un lado al momento de realizar las rutinas de mantenimiento revisar el buen funcionamiento de los frenos mecánicos, ya que sino se asegura el buen funcionamiento de estos se podría provocar que el soporte y la mesa se muevan pudiendo ocasionar daños al paciente, no se debe dejar a un lado la revisión del programa computarizado que configura los diferentes movimientos que componen la mesa y sus accesorios.

**Tabla 4.3.** Rutina de mantenimiento preventivo para el equipo de terapia con  $^{60}\text{Co}$ .<sup>38</sup>

Artículo	Localización	Acciones de Mantenimiento
Componentes del sistema Neumático: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Válvulas y solenoides de control de la gaveta de la fuente.</li> <li>- Ensamble de Regulador y medidor.</li> <li>- Ensamble del filtro de Aire.</li> <li>- Tubo de escape.</li> <li>- Válvula de verificación</li> </ul>	Chasis principal y Cuello	Reemplazar
Cilindro de Aire	Cuello	Limpiar, lubricar, reemplazar anillos y sellos.
Mangueras y conectores del cilindro de Aire	Cuello	Reemplazar
Unión giratoria	Chasis principal (Ensamble del anillo giratorio)	Reemplazar
Manguera de aire de la compresora de aire a la unión giratoria	Chasis principal	Reemplazar
Perno de freno de la gaveta de la Fuente	Cuello	Reemplazar
<p>NOTA: Algunas autoridades competentes especifican que el trabajo de mantenimiento asociado con la fuente o con los sistemas relacionados deberán efectuarse únicamente por un técnico debidamente capacitado o un "operador de la fuente" autorizado. Los artículos anteriores entran todos en esta categoría. Estos artículos se suministran con el Cambio de la Fuente y Conjunto de Refacciones de Reemplazo de 5 años.</p> <p>Si la fuente se cambia antes de los cinco años, se recomienda que los componentes descritos anteriormente sean reemplazados al mismo tiempo.</p> <p>Los componentes mencionados a continuación, no están incluidos en el Cambio de fuente y con el Conjunto de Refacciones de Reemplazo de 5 años, y deberán inspeccionarse. Si se requiere algún reemplazo, se deberá avisar al Preemisorario para que hagan los arreglos necesarios de reemplazo.</p>		
Interruptor de baja presión de aire	Chasis principal	Probar operación adecuada
Interruptor K <sub>2</sub>	Chasis principal	Inspeccionar interruptores
Correa de Impulsión del Gantry	Chasis principal	Inspeccionar por desgaste o roturas
Correa de Impulsión Vertical de la Mesa	Mesa	Inspeccionar por desgaste o fisuras.
Cables y conectores	Cabeza y Mesa	Inspeccionar por daños o deterioro debido a radiación.

<sup>38</sup> Tabla tomada del manual de mantenimiento del Theratron 780C.

#### 4.3.1.3 Mantenimiento preventivo del acelerador lineal.

##### PREREQUISITOS.

##### Equipos y Herramientas Requeridas.

Se requieren de los siguientes equipos y herramientas para proceder con el mantenimiento.

- Un juego estándar de herramientas de mano para servicio.
- Osciloscopio calibrado.
- Fluke calibrado o un multímetro digital equivalente.
- Probador de alto voltaje calibrado.
- Medidor de conductividad de agua calibrado.
- Pistola de grasa.
- Guantes de goma.
- Aspiradora.
- Solución de limpieza.
- 2 rollos de papel toalla.
- Colchoneta antiestática.
- Diagrama esquemático de la máquina.
- Instrucciones de ajuste o calibración.

##### Partes Requeridas.

- Filtro, aceite. (1)<sup>39</sup>
- Aceite de transformador. (1)
- Sellador de tuberías. (1)
- Cartucho deionizador, 10 pulg. (1)
- Transductor de temperatura. (1)
- Lámpara (dependerá de especificaciones de fabricante). (1)

---

<sup>39</sup> Cantidad.

## PRECAUCIONES AL MOMENTO DE REALIZAR EL MANTENIMIENTO.

### RIESGO DE RADIACIÓN.

Cuando se opera a niveles de alta potencia, el klystron o magnetrón pueden producir rayos X, inclusive con el inyector y el cañón de electrones deshabilitado. Es necesario que se sigan las siguientes recomendaciones para prevenir exposición de radiación.

- El oficial de protección radiológica debe ser notificado cuando se realice el mantenimiento preventivo de la unidad.
- Si algún personal del departamento esta disponible, pedirle que vigile por ciertos intervalos de tiempo al personal que se encuentra dando mantenimiento a la máquina.
- Usar siempre un dosímetro.
- Cuando se entre al cuarto del equipo asegurarse que el colimador este completamente cerrado, monitorear continuamente los niveles de radiación cuando la máquina este operando. Si los niveles de radiación exceden los 50 mrad/hr (0.05cGy/hr), abandonar el cuarto del acelerador inmediatamente.

### LIMPIEZA Y CHEQUEO DE LAS CONEXIONES ELECTRICAS.

Básicamente se elimina el polvo de la máquina usando una aspiradora y se chequea que todas las conexiones eléctricas estén sujetadas correctamente en sus respectivos conectores. También, se utiliza la solución de limpieza y las toallas de papel para limpiar toda la superficie del equipo.

Se deben de reemplazar los sensores de temperatura en el sistema de colimador primario, se recomienda cambiar el aceite del sistema de enfriamiento por aceite nuevo, otro aspecto a tomar en cuenta es que debe de engrasarse las partes

móviles del gantry, es decir, aquellas partes que facilitan el posicionamiento del isocentro.

Como información adicional el ingeniero de servicio debe llevar un control de todas las mediciones realizadas en las partes esenciales del equipo, siguiendo recomendaciones del fabricante; además de llevar un control del procedimiento que se ha seguido a lo largo del mantenimiento preventivo semestral realizado.

Para el chequeo anual se debe hacer el mantenimiento semestral descrito en la sección previa; donde básicamente es limpieza de la máquina, se chequea que todas las conexiones eléctricas estén sujetadas correctamente en sus respectivos conectores, se deben de reemplazar los sensores de temperatura en el sistema de colimación primario, se recomienda cambiar el aceite del sistema de enfriamiento, y como se menciona antes es necesario tomar en cuenta que debe de engrasarse las partes móviles del gantry, es decir, aquellas partes que facilitan el posicionamiento del isocentro.

Otras partes que se incluyen el mantenimiento anual son, la mesa de tratamiento, panel de control, además se debe de profundizar en las mediciones eléctricas del equipo y las pruebas que se le realizan a los dispositivos electrónicos y electromecánicos.

<b>Tabla 4.4 . Rutina de mantenimiento preventivo para el linac.<sup>40</sup></b>	
<b>Verificaciones</b>	<b>Acciones de Mantenimiento</b>
Fuente de la bomba de vacío	Salida de alto voltaje _____ KV; corriente de salida _____ $\mu$ A
Fuente de poder de la cámara	Salida de alto voltaje _____ V
Fuente de poder del imán de desviación	Salida de alto voltaje _____ V
Conductividad del agua de enfriamiento	Agua en el sistema _____ $M\Omega/cm^3$
Disimetría en el ventilador de enfriamiento	
Fuente de potencia del klystron	Salida de alto voltaje _____ KV
Consola de control	Rayos – X de alta y baja energía, medición en modo de electrones
Chequear conexiones eléctricas	Sujetar en caso de que se necesite
Sensores de temperatura	Reemplazo
Sistema de enfriamiento por aceite	Reemplazar aceite
Partes móviles de gantry	Engrase

#### **4.3.1.4 Mantenimiento del colimador multihojas.**

Herramientas Requeridas.

- Juego de llaves Allen estándar y métricas.
- Juego de destornilladores Phillips.
- Voltímetro digital.
- Otros requisitos según especificaciones de cada fabricante.

Los procedimientos para el mantenimiento o calibración del colimador multihojas pueden variar entre fabricantes, pero en general se pueden dar los siguientes lineamientos:

- Un chequeo general visual por el usuario una vez al mes.

<sup>40</sup> Tabla elaborada en base a la investigación realizada en el estudio y en los manuales de servicios.

- Chequeo de la operación normal del ventilador por parte del usuario diariamente.
- La conexión de los cables se debe chequear semestral y anualmente.
- Medir el voltaje proporcionado por la fuente de voltaje cada seis meses.
- Chequear los tornillos y el movimiento de rotación del dispositivo en el período de 6 y 12 meses.
- La limpieza de las hojas se recomienda hacerse cada año.
- La precisión del campo debe chequearse cada dos años.
- Se recomienda reemplazar algunos dispositivos electrónicos anualmente.
- La precisión de los seteos automáticos debe ser medida cada seis meses.

**Tabla 4.5.** Rutina de mantenimiento preventivo para el MLC.<sup>41</sup>

<b>Verificaciones</b>	<b>Acciones de Mantenimiento</b>
Inspección externa	Limpiar polvo de la superficie
Operación del ventilador	Chequear si el ventilador está operando normalmente
Conexiones	Verificar por algún cable flojo
Fuente de energía	Medición de los voltajes de la fuente
Chequeo de tronillos del colimador	
Rotación del colimador multihoja	Verificar la correcta rotación del dispositivo
Precisión del haz de radiación	Se utiliza la guía de luz y una película radiográfica para hacer dicha verificación
EPROM's y RAM's	Reemplazar estos dispositivos electrónicos del circuito controlador del MLC
Seteos automáticos	Medición de los seteos automáticos del MLC

<sup>41</sup> Tabla elaborada en base a la investigación realizada en el estudio y manuales de servicios.

#### 4.3.1.5 Mantenimiento de la mesa de tratamiento del Acelerador Lineal.

Escala de rotación.

Esto se hace con el fin de chequear la coincidencia de las lecturas en el cuarto de control y la pantalla de monitorización dentro del cuarto, con las mediciones proporcionadas por las medidas mecánicas directas.

Escala de movimiento.

Se hace con el fin de comprobar la exactitud y linealidad de las escalas de movimiento vertical, longitudinal y latitudinal de la mesa.

Deflexión de la mesa.

Esta prueba tiene como objetivo el de medir la altura de la mesa cuando se coloca un peso sobre ella, con el fin de evaluar la curvatura de la mesa previo a una falla en la pérdida del isocentro de la mesa.

Las pruebas anteriores se presentan en la rutina en la tabla 4.6.

<b>Verificaciones</b>	<b>Acciones de Mantenimiento</b>
Freno de la mesa	Verificar su funcionamiento
Posición de la mesa e isocentro de la mesa	Verificación de la altura e inclinación de la mesa, posicionamiento en referencia a las distancias del cuarto de tratamiento en las 3 dimensiones. Tolerancia 2 mm.
Centro de rotación	Verificar que el centro de rotación coincida con el isocentro, hacer rotar la mesa a 0°, 90°, y 270° utilizando la guía mecánica y verificar esto en el panel de control o la pantalla dentro del cuarto de tratamiento. Tolerancia 1°.
Desviación de la mesa	Se verifica colocando 70 Kg. al final de la mesa con esta extendida sobre el isocentro. Tolerancia 2 mm.

<sup>42</sup> Tabla elaborada en base a la investigación realizada en el estudio.

#### **4.4 Análisis de la relación beneficio-costo para la máquina de $^{60}\text{Co}$ y el Acelerador Lineal.**

En la relación beneficio/costo, se determina por separado los valores actuales de los ingresos así como los valores actuales de los egresos, luego se divide la suma de los valores actuales de los costos e ingresos.

Se pueden dar dos situaciones:

- Relación  $B/C > 1$ ; indica que por cada dólar de costos se obtiene más de un dólar de beneficio.
- Relación  $B/C < 1$ ; indica que por cada dólar de costos se obtiene menos de un dólar de beneficio.

Para llevar a cabo la evaluación de costos se tomarán en cuenta todas las variables involucradas deben ser analizadas bajo las mismas condiciones en lo que se refiere al mantenimiento tanto del Acelerador Lineal y el equipo de terapia con  $^{60}\text{Co}$ . Al realizar este análisis beneficio-costo, no se orienta hacia ninguna institución en específico, mas bien se evalúa la rentabilidad de la tecnología en nuestro medio.

- Escoger un plazo de vida para el análisis.
- Definir una tasa de interés.
- Establecer cuál es el flujo de efectivo dependiendo del método a utilizar, el cual está asociado con los elementos cuantificables de las opciones.
- Comparar las opciones y ordenarlas para la selección final.

Con el desarrollo de este análisis se pretende la evaluación de la factibilidad del mantenimiento o sostenibilidad de este tipo de tecnología en nuestro medio, ya que se ha demostrado que el LINAC posee múltiples ventajas en comparación con el equipo de tratamiento con  $^{60}\text{Co}$ , en cuanto a técnicas y tratamientos; es por eso necesario estudiar la panorámica del mantenimiento que estas deben o necesitan para poder estar y cumplir con las óptimas condiciones, y el beneficio que la

institución obtiene al aceptar que el mantenimiento oportuno trae consigo un ahorro significativo a la institución.

#### **4.4.1 Selección de plazo de vida útil.**

Debe escogerse un horizonte de tiempo razonable para realizar el estudio para poder valorar todos los costos y estimados. Este dependerá del número y naturaleza de las opciones a ser evaluadas. Para el caso tratado en este documento se asume un plazo de vida de 7 años en promedio, este dato fue tomado de la información técnica brindada por e2v technologies<sup>43</sup>, en promedio se tienen de 25,000 a 30,000 horas de trabajo del linac, luego de este número de horas de trabajo se realiza el cambio de klystron en el acelerador lineal; en cambio para el equipo de terapia con <sup>60</sup>Co es de 5 años debido al cambio de la fuente que se realiza al final de este período.

#### **4.4.2 Selección de tasa de interés.**

La tasa de interés representa el retorno alternativo que tendrían los fondos gastados si se colocaran en otro tipo de inversión. A mayor tasa de interés o “factor de descuento”, menor será el valor presente del dinero.

La tasa de interés se toma calculando el promedio mensual de las tasas de interés reportadas por los bancos del sistema financiero del país para el presente año 2005, **k = 8.21%**. Dichas tasas se presentan en la tabla 4.7.

---

<sup>43</sup> <http://medical.e2v.com>

**Tabla 4.7.** Tasa de interés y rendimiento ponderado mensual para el año 2005.<sup>44</sup>

TASA DE INTERÉS Y RENDIMIENTO PROMEDIO PONDERADO MENSUAL												
En US Dólares (En porcentajes)												
2005												
	Ene.	Feb.	Mar.	Abr.	May.	Jun.	Jul.	Ago.	Sep.	Oct.	Nov.	Dic.
<b>I SISTEMA BANCARIO</b>												
A. Depósito a Plazo												
30 días	3.05	3.05	3.05	3.03	3.12	3.13	3.12	3.17	3.16			
60 días	2.89	2.91	2.89	3.01	2.94	2.94	2.96	2.94	3.02			
90 días	2.94	2.86	2.92	2.94	3.02	3.01	3.04	3.10	3.12			
120 días	2.92	2.94	2.67	2.88	2.78	2.66	2.75	2.85	2.80			
150 días	2.58	2.48	2.47	2.67	2.50	2.85	2.86	2.69	2.67			
180 días	3.23	3.24	3.24	3.43	3.38	3.44	3.40	3.38	3.42			
360 días	3.76	3.66	3.72	3.76	3.74	3.77	3.83	3.81	3.94			
B. Préstamos												
Hasta un año	6.85	6.79	6.95	6.53	6.80	6.98	6.90	7.03	6.72			
A más de una año	8.10	8.11	8.10	8.20	8.32	8.25	8.32	8.50	7.99			
C. Préstamos Interbancarios 1/ (Hasta 7 días)												
	n/a	n/a	n/a	5.75	n/a	n/a	n/a	4.50	n/a			
<b>II BOLSA DE VALORES</b>												
A. Operaciones de Reporto 2/ (Hasta 7 días)												
	2.04	2.07	2.27	2.66	2.52	2.85	2.89	3.36	3.32			

La Información se va actualizando en la primera semana de cada mes. Para datos mensuales, anuales y anteriores (1974-2004), Ver en opción de series estadísticas.

1/ Promedio ponderado en base a información enviada por los bancos  
2/ Fuente: Bolsa de Valores de El Salvador, y es una tasa de rendimiento promedio ponderada  
n/a: No se efectuaron operaciones.  
**NOTA:** En cumplimiento a la Ley de Integración Monetaria, las operaciones bancarias realizadas a partir del 1 de enero de 2001 serán expresadas en USDólares. Las tasas de interés que se informan son resultado de las operaciones activas y pasivas contratadas durante la semana de observación. Las tasas de interés promedio ponderado considera la participación de cada institución por tipo de operación y por plazo dentro del sistema.  
Fuente: Bancos Comerciales.

A continuación se presenta y explica con detalle cada uno de los costos a tomar en cuenta dentro del análisis beneficio-costos.

#### 4.4.3 Costo de puesta en marcha de los equipos.

Esto se refiere al costo inicial que se necesita invertir para la puesta en marcha de los equipos, será considerado como el valor inicial de nuestro análisis, ya que a partir del cual será necesario invertir en mantenimiento para su buena conservación y funcionamiento. Este costo incluye lo que es la instalación, suministros y puesta en funcionamiento; desafortunadamente, no se pudo obtener costos detallados para cada uno de estos elementos del costo de la puesta en marcha, pero si se sabe que dentro de este rubro se incluye costos de construcción del bunker, pruebas de aceptación, adquisición del equipo,

<sup>44</sup> Fuente: Banco Central de Reserva de El Salvador.

comisionado, instalaciones eléctricas, instalación de aire acondicionado, e instalación del sistema de enfriamiento.

COSTO DE PUESTA EN MARCHA <sup>45</sup>	
Acelerador Lineal	Equipo de tratamiento con <sup>60</sup> Co
\$3,000,000.00	\$1,200,000.00

#### 4.4.4 Costo de los contratos de mantenimiento externo.

Se refiere al monto total aproximado a pagar a una empresa privada que preste el servicio de mantenimiento preventivo periódicamente, según fuese necesario o según lo recomienden las rutinas de cada equipo en sus respectivos manuales.

Según la investigación realizada para el acelerador lineal y para los equipos de tratamiento con <sup>60</sup>Co en los costos de mantenimiento preventivo que se realiza una vez por mes no incluyen ni repuestos ni partes del equipo.

COSTO DE MANTENIMIENTO ANUAL <sup>46</sup>	
Acelerador Lineal	Equipo de tratamiento con <sup>60</sup> Co
\$50,000.00	\$20,000.00

#### 4.4.5 Costos por imprevistos.

Este concepto se refiere a un porcentaje adicional al total de los costos monetarios para la implementación del mantenimiento. Este porcentaje abarcaría cualquier gasto no considerado como repuestos, partes que se necesiten cambiar en los equipos y que no se toman en cuenta dentro del contrato establecido, y se asume de 25% de la inversión de la puesta en marcha. Que para el caso del equipo de

<sup>45</sup> Fuente: Datos obtenidos de Mantenimiento Central del ISSS.

<sup>46</sup> Fuente: Datos obtenidos de Mantenimiento Central del ISSS.

tratamiento con  $^{60}\text{Co}$  sería de \$300,000.00 y para el acelerador lineal de \$750,000.00. Para fines del análisis este costo se ha incluido al momento de realizar la inversión inicial.

#### **4.4.6 Costo de consumo eléctrico.**

Dado que el acelerador lineal es un equipo de relativamente alto consumo de energía eléctrica, se quiso tomar en cuenta dentro del análisis que se realizará y se refiere al costo de energía que se le sumará al hospital y que tendrá que pagar por el uso del equipo.

Dado que el equipo de tratamiento con  $^{60}\text{Co}$  trabaja con una fuente natural su consumo de energía es relativamente mínimo este opera con 1.5 KVA aproximadamente. En cambio el acelerador lineal tiene un consumo de 35 KVA.

Usando el consumo de energía y dividiéndolo entre el factor de conversión que es 0.7 se obtiene los watts por hora de los equipos, luego con esos datos y las tarifas de energía eléctrica, se refleja el costo a pagar.

Como hablamos de un hospital de especialidades que se considera como una institución que tiene grandes demandas de energía, se presenta como referencia la tabla 4.8, con las tarifas vigentes a partir del 10 de junio de 2005, haciendo la aclaración que dichos cargos presentados no incluyen el IVA. Y, en el análisis no se tomará en cuenta el cargo por uso de la red, ya que este es un gasto que se puede asumir en el consumo de energía del hospital en general y no es un costo exclusivo de los equipos en estudio.

<b>Tabla 4.8.</b> Tarifas de servicio de energía eléctrica de CAESS. <sup>47</sup>	
<b>GRANDES DEMANDAS</b>	Cifras en dólares
<b>Media Tensión</b>	
Cargo por atención al cliente (mes)	0.695980
Cargo por energía	
- Punta (KWh)	0.094125
- Valle (KWh)	0.055440
- Resto (KWh)	0.077980
Cargo por uso de la red (KW/mes)	4.717306

PARA EL EQUIPO DE TRATAMIENTO CON <sup>60</sup>Co

Consumo de 1.5 KVA

$$\frac{1.5KVA}{0.7} = 2142.86Wh$$

En el caso del equipo de tratamiento con <sup>60</sup>Co el análisis de consumo de energía es diferente ya que se basará en el uso que se tenga de la fuente natural de radiación. Asumiendo los datos sacados de la investigación realizada en el Instituto del Cáncer de El Salvador el promedio de horas de uso clínico por año de la fuente del equipo es de 1920 horas.

Además, tomando en cuenta que se tomará el cargo de energía de punta (KWH), por ser el valor en horas picos, y de esta manera tener un rango de sobreestimación en el calculo del consumo, se obtiene que el consumo de potencia en dólares al año, para el equipo de tratamiento con cobalto-60 es de:

$$(2.143 \times 0.094125 \times 1920) = \$387.28 \text{ anuales}$$

<sup>47</sup> Fuente: CAESS.

PARA EL LINAC

Consumo de 35 KVA

$$\frac{35KVA}{0.7} = 50000Wh$$

Asumiendo que el acelerador lineal será usado 8 horas diarias, 5 días a la semana, se obtiene que trabajará 1920 horas anuales. Además, tomando en cuenta que se tomará el cargo de energía de punta (Kwh.), por ser el valor en horas picos, y de esta manera tener un rango de sobreestimación en el calculo del consumo, se obtiene que el consumo de potencia en dólares al año, para el acelerador lineal es de:

$$(50 \times 0.094125 \times 1920) = \$9,036 .00 \text{ anuales}$$

#### **4.4.7 Pérdidas por tiempo de mantenimiento.**

Se refiere a las pérdidas que la institución de salud tiene cuando se inhabilita las salas a causa del mantenimiento preventivo programado.

Para el cálculo de las pérdidas por mantenimiento en el equipo de terapia con cobalto-60, se ha tomado el criterio de decaimiento de la fuente con el transcurso del tiempo que el fabricante proporciona en el manual del equipo, el cual sugiere que si la fuente se cambia cada 5 años esta tiene la capacidad de trabajar 2000 horas anuales y atender a 4 pacientes por hora que equivalen a 4 sesiones por hora. Basándose en este criterio y sabiendo que el departamento de cobalto trabaja 8 horas resulta que anualmente la fuente trabaja 1920 horas lo que equivale un promedio de atención de 3.8 pacientes, para objeto de este estudio se aproximará a 4 pacientes por hora para el primer año que se encuentre instalada la fuente. Debido a que en el Instituto del Cáncer se utiliza la guía de luz de la máquina de teleterapia con cobalto-60, para realizar una especie de simulación con los pacientes, se reservan 15 minutos en una hora para realizar dicho

procedimiento, por ello se sufre un retraso en el tratamiento, debido a esto para el análisis beneficio-costos se ha tomado un promedio de 3 pacientes a tratar en una hora.

Con los datos obtenidos en el análisis anterior y tomando las características de decaimiento de la fuente presentada en el Anexo 4, según las especificaciones del fabricante, se presenta a continuación la tabla 4.9, donde se muestra el promedio anual de sesiones suministradas en una hora, considerando que trabaja 8 horas diarias, 5 días a la semana y que el tiempo de atención va implícito en el factor de decaimiento anual de la fuente, así como el costo aproximado por sesión de tratamiento de \$100.00, según la investigación realizada con algunos profesionales que trabajan en el área de la teleterapia, tomando en cuenta además que los manuales de servicio del equipo de cobaltoterapia muestran que el promedio de tiempo que se toma para llevar a cabo la rutina de mantenimiento es de 4 horas aproximadamente. Llegando a la conclusión de las pérdidas obtenidas anualmente por el tiempo en el que se lleva a cabo el mantenimiento.

**Tabla 4.9.** Pérdidas por mantenimiento para el equipo de tratamiento con cobalto-60.<sup>48</sup>

Año	Factor de decaimiento	Energía de la fuente (MeV)	Promedio de pacientes atendidos por hora	Pérdidas en dólares por tiempo en mantenimiento en una hora	Pérdidas por mantenimiento al año
0	1.0000	1.3320	3.00	\$300.00	\$14,400.00
1	0.8766	1.1676	2.63	\$262.98	\$12,623.04
2	0.7684	1.0235	2.31	\$230.52	\$11,064.96
3	0.6735	0.8971	2.02	\$202.05	\$9,698.40
4	0.5904	0.7864	1.77	\$177.12	\$8,501.76
5	0.5175	0.6893	1.55	\$155.25	\$7,452.00

Por otro lado los costos de operación para un acelerador lineal realizando 32 sesiones al día, operando 8 horas diarias los 240 días hábiles al año, a un costo aproximado de \$187.00 por fracción, desde el punto de vista que es un equipo

<sup>48</sup> Elaborada en base a la investigación hecha a lo largo del estudio.

nuevo en el país y que nunca se han dado en el pasado tratamientos de este tipo, se ha tomado como base para calcular los ingresos por tratamiento la información publicada por el Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado (ISSSTE) de México<sup>49</sup>. Se obtiene que el costo de operación es de \$1,436,160.00 anuales.

Tomando en cuenta que los tratamientos con un acelerador lineal toman alrededor de 15 min. por persona se tiene que en una hora se dan 4 tratamientos. El mantenimiento de este equipo dura aproximadamente de 8 horas. Si se le da mantenimiento mensualmente se tiene que el costo por inoperabilidad es de \$17,952.00 anual.

#### **4.4.8 Beneficios obtenidos.**

Los beneficios obtenidos con la implementación de este tipo de equipos pueden ser tanto cuantitativos como cualitativos, para propósitos del análisis financiero, se tomarán en esta parte los beneficios cuantitativos obtenidos por la operación de este tipo de máquinas.

Para el equipo de tratamiento con cobalto-60 se han tomado los siguientes criterios, a) la fuente tiene un factor de decaimiento en función del tiempo (anexo 4), b) el equipo de tratamiento con cobalto-60 trabaja 8 horas diarias los 240 días hábiles anuales, c) el costo por sesión es de \$100.00, este valor estimado fue proporcionado por algunos profesionales que se desenvuelven el área de teleterapia, desafortunadamente para el estudio, no se tuvo acceso a información detallada acerca de lo que se incluye en este monto.

En la tabla 4.10 se presentan los beneficios obtenidos anualmente para los 5 años de vida útil de la fuente.

---

<sup>49</sup> Se realizaron aproximadamente 150 sesiones de tratamiento a un costo de 300,000 pesos mexicanos, realizando la conversión a dólares americanos resulta un costo de \$187 por sesión.

**Tabla 4.10.** Beneficios para el equipo de tratamiento con cobalto-60.<sup>50</sup>

Año	Factor de decaimiento	Energía de la fuente (MeV)	Promedio de pacientes atendidos por hora	Beneficios obtenidos en dólares en 1 hora	Beneficios obtenidos al año
0	1.0000	1.3320	3.00	\$300.00	\$576,000.00
1	0.8766	1.1676	2.63	\$262.98	\$504,921.60
2	0.7684	1.0235	2.31	\$230.52	\$442,598.40
3	0.6735	0.8971	2.02	\$202.05	\$387,936.00
4	0.5904	0.7864	1.77	\$177.12	\$340,070.40
5	0.5175	0.6893	1.55	\$155.25	\$298,080.00

Para el linac no existe decaimiento de la fuente, pero los beneficios cuantitativos obtenidos, están sujetos a consideraciones como: el tiempo de trabajo del departamento y el tiempo de las sesiones de cada tratamiento.

Como tenemos que las condiciones de trabajo serán 8 horas diarias por 240 días hábiles, un costo por sesión aproximado de \$187.00, realizando 32 sesiones diarias; se obtiene un beneficio uniforme anual de \$1,436,160.00, flujo que se repetirá a lo largo del tiempo de vida del análisis.

#### **4.4.9 Valor de salvamento del equipo al final de la vida útil.**

Se ha tomado el criterio para el análisis económico tomar un valor de recuperación al final del ciclo de vida de los equipos un valor del 10% del costo inicial. Para la máquina de cobalto es \$120,000.00 y para el linac corresponde un valor de \$300,000.00

#### **4.4.10 Análisis del valor actual neto (VAN) para el cálculo de la relación beneficio-costos.**

Para el cálculo de la relación beneficio-costos, se utiliza el cálculo del valor actual neto para los ingresos y egresos, para el período de vida útil de cada uno de los equipos, para tal fin se ha utilizado la ecuación 4-1. Existe otro factor a tomar en cuenta en el análisis el cual es, que la vida útil de los equipos es diferente, por ello

<sup>50</sup> Elaborada en base a la investigación hecha a lo largo del estudio.

la VAN de ingresos y egresos se normalizarán a un valor anual uniforme equivalente utilizando la ecuación 4-2.

$$B / C = \frac{\sum_{i=0}^n \frac{v_i}{(1+k)^n}}{\sum_{i=0}^n \frac{C_i}{(1+k)^n}} \quad (4-1)$$

Donde,

- B/C: Relación Beneficio-Costo
- k: interés del préstamo
- v<sub>i</sub>: beneficio
- n: número de años
- C<sub>i</sub>: costo

$$VAE = \frac{VAN}{\frac{1 - \frac{1}{(1+k)^n}}{k}} \quad (4-2)$$

Donde,

- VAE: valor anual uniforme equivalente
- VAN: valor actual neto
- k: interés del préstamo
- n: número de años de la vida útil

Luego de realizar el cálculo de la relación beneficio-costo, se desea calcular el tiempo de recuperación de la inversión, para esto se utiliza el método de pay-back, este es el plazo de tiempo necesario para la recuperación de la inversión inicial a partir de la acumulación de flujos de fondos proyectados de la inversión; la anualidad se calcula utilizando la ecuación 4-3.

$$anualidad = \text{año anterior} + \frac{\text{inversión no recuperada}}{\Delta GF} \quad (4-3)$$

Donde,

$\Delta GF$  = generación de fondos

Los resultados del método beneficio-costos, el análisis del VAN para ingresos y egresos, y el tiempo de recuperación de las inversiones para el equipo de tratamiento con  $^{60}\text{Co}$  y el linac se presentan en las tablas 4.11, 4.12, 4.13, y 4.14.

**Tabla 4.11. VAN ingresos para el equipo de tratamiento con cobalto-60**

Descripción	Año 0	Año 1	Año 2	Año 3	Año 4	Año 5		
(+)Valor de salvamento (10% DI)						\$120,000.00		
(+)Beneficio por operación		\$576,000.00	\$504,921.60	\$442,598.40	\$387,936.00	\$340,070.40	8.21	Interés (%)
Total	\$0.00	\$576,000.00	\$504,921.60	\$442,598.40	\$387,936.00	\$460,070.40	0.0821	Interés
							\$1,905,843.09	VAN ingresos

**Tabla 4.12. VAN egresos para el equipo de tratamiento con cobalto 60**

Descripción	Año 0	Año 1	Año 2	Año 3	Año 4	Año 5		
(-)Desembolso inicial (DI)	\$1,200,000.00							
(-)Costo por imprevistos (25% DI)	\$300,000.00							
(-)Mantenimiento		\$20,000.00	\$20,000.00	\$20,000.00	\$20,000.00	\$20,000.00		
(-)Consumo de energía eléctrica		\$387.28	\$387.28	\$387.28	\$387.28	\$387.28		
(-)Pérdida por mantenimiento		\$14,400.00	\$12,623.04	\$11,064.96	\$9,698.40	\$8,501.76	8.21	Interés (%)
Total	\$1,500,000.00	\$34,787.28	\$33,010.32	\$31,452.24	\$30,085.68	\$28,889.04	0.0821	Interés
							\$1,626,576.01	VAN egresos

**VAE ingresos =** \$479,975.59

**VAE egresos =** \$409,643.78

**Relación Beneficio Costo = VAE ingresos / VAE egresos =** 1.171690154

año	flujo de efectivo	acumulación de fondos
0	-\$1,500,000.00	-\$1,500,000.00
1	\$576,000.00	-\$924,000.00
2	\$504,921.60	-\$419,078.40
3	\$442,598.40	\$23,520.00
4	\$387,936.00	\$411,456.00
5	\$460,070.40	\$871,526.40

tiempo de recuperación = 2 años + 419,078.40 / 442,598.40 ≈ 2 años 11 meses

**Tabla 4.13. VAN ingresos para el linac operando 8 horas diarias**

Descripción	Año 0	Año 1	Año 2	Año 3	Año 4	Año 5	Año 6	Año 7		
(+)Valor de salvamento (10% DI)								\$300,000.00		
(+)Beneficio por operación		\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	8.21	Interés (%)
Total	\$0.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,436,160.00	\$1,736,160.00	0.0821	Interés
									\$7,596,460.68	VAN ingresos

**Tabla 4.14. VAN egresos para el linac operando 8 horas diarias**

Descripción	Año 0	Año 1	Año 2	Año 3	Año 4	Año 5	Año 6	Año 7		
(-)Desembolso inicial (DI)	\$3,000,000.00									
(-)Costo por imprevistos (25% DI)	\$750,000.00									
(-)Mantenimiento		\$50,000.00	\$50,000.00	\$50,000.00	\$50,000.00	\$50,000.00	\$50,000.00	\$50,000.00		
(-)Consumo de energía eléctrica		\$9,036.00	\$9,036.00	\$9,036.00	\$9,036.00	\$9,036.00	\$9,036.00	\$9,036.00		
(-)Pérdida por mantenimiento		\$17,952.00	\$17,952.00	\$17,952.00	\$17,952.00	\$17,952.00	\$17,952.00	\$17,952.00	8.21	Interés (%)
Total	\$3,750,000.00	\$76,988.00	\$76,988.00	\$76,988.00	\$76,988.00	\$76,988.00	\$76,988.00	\$76,988.00	0.0821	Interés
									\$4,147,965.27	VAN egresos

VAE ingresos = \$1,469,566.22

VAE egresos = \$802,440.75

Relación Beneficio Costo = VAE ingresos / VAE egresos = 1.831370368

año	flujo de efectivo	acumulación de fondos
0	-\$3,750,000.00	-\$3,750,000.00
1	\$1,436,160.00	-\$2,313,840.00
2	\$1,436,160.00	-\$877,680.00
3	\$1,436,160.00	\$558,480.00
4	\$1,436,160.00	\$1,994,640.00
5	\$1,436,160.00	\$3,430,800.00
6	\$1,436,160.00	\$4,866,960.00
7	\$1,736,160.00	\$6,603,120.00

tiempo de recuperación = 2 años + 877,680.00 / 1,436,160.00 ≈ 2 años 8 meses

Se puede observar que la razón beneficio-costo del equipo de tratamiento con cobalto-60, tanto como la razón del linac son mayores que uno, lo que demuestra que los dos proyectos son factibles bajo las condiciones analizadas anteriormente, vemos entonces que la razón beneficio-costo para la máquina de  $^{60}\text{Co}$  es de aproximadamente 1.17, lo que indica una ganancia de \$0.17 por cada dólar invertido; para el linac con una razón beneficio-costo de 1.83, se tiene una ganancia de \$0.83 por cada dólar invertido. Entre las dos alternativas se elige la de mayor razón beneficio-costo o menor pérdidas, la cual es el acelerador lineal. Del análisis también se observa que el tiempo de recuperación de la inversión del equipo de tratamiento con  $^{60}\text{Co}$  es de 2 años y 11 meses; y para el linac es de 2 años y 8 meses, ambas máquinas tienen un tiempo de recuperación menor a 3 años desde el momento de la inversión inicial.

Cabe señalar que dentro de las ventajas que tienen los linacs sobre las máquinas de cobalto 60, las cuales son cualitativas y no se pueden traducir en capital además de ser vitales al momento de realizar la decisión de adquisición de un linac, se tienen las siguientes:

- 1) Se pueden tratar tumores que se encuentran a mayor profundidad en el cuerpo del paciente, es decir, ya que la profundidad del haz depende de los MeV que la máquina pueda generar, se tiene que la relación es proporcional, a mayor energía del haz mayor será la penetración del mismo. Esto también permite que se irradie con mayor facilidad y energía el centro del tumor que es lo que los médicos oncólogos persiguen con este tipo de tratamientos, para destruir al tumor más rápidamente.
- 2) Tenemos también que otra desventaja del equipo de terapia con cobalto-60 comparada con el Acelerador Lineal es la degradación de la fuente con el transcurso de los años, como se ha descrito a lo largo de todo el documento; lo que trae como consecuencia que la calidad del haz en una máquina de cobalto-60 se vaya degradando a medida pasa el tiempo, lo que conlleva a que se obligue a prolongar el tiempo de exposición en las sesiones de tratamiento de los pacientes, dando como

resultado una mayor radiación a los tejidos sanos de los pacientes, lo que puede generar alguna lesión en los mismos.

- 3) Además, con un Acelerador Lineal se pueden realizar técnicas de tratamiento más complejas, como lo son radiocirugías, tratamiento de cuerpo entero si es necesario, se cuenta también con la opción de utilizar haces de rayos-X o electrones.
- 4) Con la implementación de un linac se hace un avance tecnológico en el área del sector salud del país, ya que esto implica que haya personal más capacitado para la utilización de este tipo de tecnología. Lo que conlleva a mejorar la calidad del servicio hacia los pacientes con una mejor cobertura. Esto se ve traducido en un beneficio al paciente en el sentido de que se ha comprobado que con el linac existe una mejor protección a los tejidos sanos, combinando la alta energía generada, uniformidad del haz y los instrumentos con que se cuenta para delimitar el volumen blanco.

Se presenta un resumen de los ingresos y egresos para ambas máquinas en la tabla 4.15 a continuación.

<b>Tabla 4.15. Resumen de los ingresos y egresos para <sup>60</sup>Co y linac.<sup>51</sup></b>			
	<i>Descripción</i>	<i>Máquina de <sup>60</sup>Co</i>	<i>LINAC trabajando 8 horas diarias</i>
<i>Beneficios</i>	Valor de salvamento (10% DI)	\$120,000.00	\$300,000.00
	Beneficio por operación promedio	\$450,305.28	\$1,436,160.00
<i>Costos</i>	Desembolso inicial (DI)	\$1,200,000.00	\$3,000,000.00
	Costo por imprevistos (25% DI)	\$300,000.00	\$750,000.00
	Mantenimiento	\$20,000.00	\$50,000.00
	Consumo de energía eléctrica	\$387.28	\$9,036.00
	Pérdida por mantenimiento promedio	\$11,257.63	\$17,952.00
<i>Relación Beneficio-Costo</i>		1.171690154	1.831370368
<i>Tiempo de recuperación</i>		2 años y 11 meses	2 años y 8 meses

Tomando la tabla resumen anterior se puede observar lo siguiente:

1. El valor de recuperación para el linac al finalizar de la vida útil es 2.5 veces mayor que la del equipo de tratamiento con cobalto-60.
2. El beneficio por operación obtenido con un linac operando a 8 horas es de 3.19 veces el beneficio obtenido con equipo de tratamiento con cobalto-60.
3. El desembolso inicial de adquisición de un linac, los costos por imprevistos y el costo de mantenimiento preventivo son 2.5 veces el valor de los mismos para una equipo de tratamiento con <sup>60</sup>Co.
4. Para el consumo de energía del linac operado a 8 horas diarias se tiene un factor de 23.33 veces el consumo de un equipo de tratamiento con cobalto-60.

<sup>51</sup> Realizada en base a los costos y beneficios obtenidos para ambas máquinas.

5. Las pérdidas que se perciben para el acelerador cuando se le hace el mantenimiento preventivo es 1.59 veces el valor del mismo para la máquina de cobalto-60.
6. Se observa que la relación beneficio-costos es mayor que 1 para ambas propuestas, tenemos que esta razón es mayor en el linac (1.83) que en el equipo de tratamiento con cobalto-60 (1.17).

#### **4.5 Impacto Social.**

En El Salvador hasta el momento de la redacción de este documento se encuentran tres equipos de tratamiento con cobalto-60 funcionando, dos de ellas en el Instituto del Cáncer de El Salvador y la tercera instalada en el Hospital de Oncología del ISSS. En cuanto al equipamiento el OIEA considera que debe existir un equipo de terapia con cobalto-60 por cada 500,000 habitantes y un acelerador lineal por millón de habitantes.

Según los datos obtenidos en las estadísticas proporcionadas por el Instituto del Cáncer se obtiene un promedio de atención de 1733 casos nuevos por año, que esta dentro del 68% de la población que atiende el Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social (MSPAS)<sup>52</sup>. Tomando este parámetro como referencia se tienen 382 casos nuevos por año, en promedio atendidos por el ISSS, incluidos en el 15% de la población salvadoreña que tiene cobertura de salud a través de sus cotizaciones al seguro social. Lo que implica que solo una parte de la sociedad salvadoreña se beneficiará con la calidad de tratamientos del acelerador lineal.

En el seguro social se atienden un promedio de 382 pacientes por año y a cada paciente se le da en promedio un tratamiento de 20 sesiones, se obtiene una media de 7640 sesiones por año. Si se asume que se darán en un año determinado las 7640 sesiones más el 50%<sup>53</sup> de estas debido a pacientes con tratamientos retrasados, se obtiene un total de 11,460 sesiones para un año; con el acelerador lineal trabajando 8 horas al día, se tiene un promedio de 32 sesiones diarias, si se trabajan 240 días hábiles al año, bajo estas condiciones se brindan 7,680 sesiones; logrando una cobertura del 67% de la demanda del

---

<sup>52</sup> Fuente: Instituto del Cáncer de El Salvador y MSPAS.

<sup>53</sup> Se toma el factor de 50% para tener un margen de error reducido al momento de realizar el cálculo.

servicio de teleterapia, quedando fuera de la cobertura un 33% que corresponde a 3,780 sesiones de tratamiento. Por esta razón es justificable que se este panificando por parte del ISSS trabajar 16 horas diarias con el acelerador, con lo cual se cubriría el 100% la demanda de sesiones, además de reducir el tiempo de recuperación de la inversión y abrir nuevos espacios para la venta de servicios de tratamiento a todas aquellos pacientes que están fuera de la cobertura del ISSS. Este servicio se podría vender a instituciones privadas, o realizar una alianza con el MSPAS, y hasta considerar la venta de servicios a nivel centroamericano. Es de observar que este cálculo de tratamientos, se ha realizado con una estimación de un 50% de sesiones, por algún retraso en las sesiones a dar con el acelerador; si no se tomase en cuenta este factor se tendría un porcentaje de alrededor del 75% del tiempo disponible para brindar sesiones, trabajando con el acelerador 16 horas al día, con este valor queda más que justificado el hecho de vender el servicio de tratamiento de teleterapia con linac a las instituciones mencionadas con anterioridad.

Otro aspecto a señalar es que a pesar de la instalación de nueva tecnología en el país, el servicio sigue siendo centralizado, es decir que contamos con tres máquinas de cobalto-60 y un acelerador lineal, pero todos en el área metropolitana de San Salvador, lo que conllevaría a pensar que los problemas hasta hoy presentados relacionados al traslado de los pacientes del interior del país no se vería resuelto, así como también la pérdida del seguimiento de los casos, ya que por el mismo problema del traslado algunos pacientes no pueden asistir a todas sus sesiones de tratamientos ya programadas. Lo que encamina a que otros pacientes vean alargado su tiempo de espera para la programación de sus sesiones de tratamiento. Esto podría llevarnos a experimentar problemas tales como los suscitados en el “Hospital México” de Costa Rica, como lo publicó el Movimiento Libertario en su publicación del 7 de Marzo de 2005, en el cual se dice: "Por lo menos 160 enfermos de cáncer los que están esperando radioterapia con acelerador lineal desde Noviembre anterior, según confirmaron los jefes de oncología de los hospitales San Juan de Dios y Calderón Guardia, en San José”.

"A estos pacientes no se les puede atender en el acelerador que la Caja tiene instalado en el hospital México porque ahí, por ahora, solo hay capacidad de atender diez casos nuevos a la semana. Ese número no ha variado desde que el aparato empezó a funcionar, en Abril del año anterior (2004)".

Para lograr descentralizar el servicio de radioterapia del área metropolitana de San Salvador, se podría realizar un estudio de los casos registrados en el interior del país y determinar que tan factible sería instalar un equipo de teleterapia en un hospital del MSPAS en el oriente u occidente del país, lo cual beneficiaría a personas de bajos recursos económicos que tienen que trasladarse desde el interior de la república hasta la capital del país. Se recomienda realizar dicho estudio con la metodología implementada en este documento, iniciando con una investigación de campo para determinar las estadísticas de los casos que se presenten tanto nuevos como los que ya están recibiendo el tratamiento; a partir de esto realizar el estudio de factibilidad financiera para implementar un proyecto de este tipo en cualquiera de las zonas más afectadas por la enfermedad; para finalizar determinar la alternativa más conveniente basados además en los beneficios sociales que se obtendrían.

Se podría hablar también acerca de un avance en el área de investigación médica oncológica en el país, ya que con la utilización de un acelerador lineal se podría dar paso al desarrollo y ejecución de nuevas técnicas de tratamientos para el cáncer.

Ciertamente es muy difícil plantear los resultados que se esperan obtener con el linac ya que la implementación de esta máquina es una experiencia nueva en el país, y simplemente se tienen datos establecidos en experiencias de otros países que ya han pasado por este proceso de adquisición de este tipo de tecnologías. Es por ello que con la realización de este estudio se busca dar una proyección de lo que sería el funcionamiento de un acelerador lineal en el país y de los resultados que se esperan alcanzar.

## **CAPITULO 5.**

### **5 REQUISITOS GENERALES DE UN SERVICIO DE TELETERAPIA CON UN ACELERADOR LINEAL.**

En el capítulo anterior se hizo la comparación entre el acelerador y el equipo de tratamiento con cobalto-60 para determinar cuál era la mejor opción de adquisición en el país y se logró establecer que la mejor opción es la adquisición de un linac debido a sus características cualitativas para brindar tratamiento; por ello a continuación se presentan los requerimientos generales para la instalación de este tipo de máquinas. Adoptando normas de países<sup>54</sup> que se asemejan a las condiciones de nuestro medio social, escogiendo de entre ellas las que mejor se adaptan al entorno del ambiente salvadoreño.

#### **5.1 Requisitos generales de la instalación.**

El servicio de teleterapia deberá reunir las características siguientes:

1. Tendrá los servicios de agua potable, drenaje, electricidad y comunicaciones de fácil acceso;
2. Contará con la señalización adecuada que indique la presencia de material radiactivo;

---

<sup>54</sup> Basado en la Norma oficial mexicana **NOM-002-SSA2-1993** "Para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria del servicio de radioterapia."

3. De requerir el uso de rampas, su pendiente no será mayor del 6%, si se tiene una horizontal de la pendiente igual a "X" y una altura igual a "Y", una pendiente del 6% se expresa como  $Y = (6\%/100\%) \times X$  ;

4. Deberá tener una zona de amortiguamiento entre las paredes externas de las unidades de teleterapia, con los límites de casas o edificios destinados a habitación, de cuando menos 3 metros. Las zonas de amortiguamiento deberán ser propiedad del hospital, clínica o gabinete propietario de la unidad. Para el diseño de la instalación deberá considerarse el uso de las zonas aledañas hasta una distancia de 15 metros.

5. El servicio de teleterapia contará con las áreas físicas siguientes:

Con el fin de poder entender mejor como esta conformado físicamente un servicio de teleterapia y para que sirven cada una de sus áreas, se cree conveniente explicar de una manera general algunos factores y criterios necesarios e importantes para sus diseños.

- ☞ La sala de espera y recepción de pacientes se utilizará para la permanencia de los pacientes y familiares; será el sitio del primer contacto con el paciente y de su distribución a los consultorios.
- ☞ El consultorio será utilizado para hacer la valoración inicial del paciente, planear el tratamiento e impartir las consultas subsecuentes.
- ☞ En el área que se utilice como vestidor, los pacientes efectuarán su cambio de ropa.
- ☞ En el cuarto de teleterapia se alojará el equipo para los tratamientos con radiaciones ionizantes.

- ☞ En el área de física médica se hará la dosimetría clínica, la planeación de los tratamientos y la evaluación de la calidad.
- ☞ En el área de fabricación de moldes se elaborarán las protecciones y, en general, los modificadores de haz de radiación de los tratamientos de teleterapia.

Así como además cuarto de aseo y sanitarios. De acuerdo al nivel de complejidad que se quiera dar al servicio de teleterapia, se consideran áreas opcionales las siguientes: almacén de material radiactivo; física médica; fabricación de moldes; subcentral de equipos y sala de juntas.

Los acabados de las paredes, puertas, ventanas, techos, plafones, pisos y muros del servicio, a excepción del cuarto de teleterapia, cubrirán los requisitos siguientes:

1. Ser durables, funcionales, resistentes y de fácil limpieza;
2. En muros se emplearán materiales lisos que no acumulen polvo; en áreas húmedas se utilizarán materiales repelentes al agua;
3. En techos o plafones la superficie será lisa y continua.

La sala de espera y recepción de pacientes deberá tener los siguientes requisitos:

1. Ubicación inmediata al acceso del servicio, correlación directa a consultorios y áreas de tratamiento;

2. Su espacio debe de corresponder a ocho lugares por cada consultorio y sala de tratamiento;

3. Las instalaciones eléctricas tendrán apagadores, contactos y luminarias con intensidad mínima de 70 luxes, dependiendo de las fuentes de iluminación natural;

4. Sistema de seguridad contra incendio;

5. El sistema de ventilación deberá ser preferentemente natural y adecuado a la localización geográfica y ubicación del servicio, considerando un volumen mínimo para ventilación de 17.5 metros cúbicos por hora y por persona.

Cada consultorio deberá cumplir los requisitos siguientes:

1. Ubicación inmediata a la sala de espera y recepción;

2. Superficie mínima de 9 metros cuadrados para el área de exploración (puede ser compartido con otros consultorios);

3. Su nivel lumínico será de un mínimo de 250 luxes;

4. Lavado con sus instalaciones;

5. El sistema de ventilación será similar al del área de espera y recepción.

Los vestidores deberán cumplir los requisitos siguientes:

1. Ubicación cercana al cuarto de tratamiento o con una mampara para que los limite dentro del cuarto;

2. área para cambio de ropa, con superficie mínima de 1.30 m x 1 m;

Los cuartos de teleterapia deberán tener las características siguientes:

1. Ubicación accesible a la sala de espera;
2. Su diseño considerará una superficie interior mínima de 20 metros cuadrados, sin considerar los espacios destinados a los laberintos;
3. Un espacio independiente para el control de mando;
4. Las puertas y los pasillos de acceso tendrán un claro mínimo de 1.30 m, para que transiten camillas y sillas de ruedas;
5. Iluminación artificial mínima con 200 luxes regulable;
6. El sistema de acondicionamiento y ventilación será adecuado al tipo de generador.

Área del simulador.

1. El espacio, blindaje y ventilación dependerán de la guía mecánica del aparato.

El cuarto de aseo deberá contar con un vertedero<sup>55</sup> con instalaciones y un nivel lumínico mínimo de 76 luxes.

El cuarto de moldes debe estar situado dentro del departamento, debe comprender de al menos 2 cuartos, uno para preparar y acomodar al paciente y un taller contiguo. Se podría decir que un área de 35 metros cuadrados es apropiada.

---

<sup>55</sup> Vertedero: conducto por el que se arroja desperdicios a un nivel inferior.

El cuarto de preparación debe contener una cama, cuya parte superior sea plana y pueda subirse o bajarse. Una cama quirúrgica mecánica es apropiada. Deben instalarse láseres cruzados laterales y verticales sagitales que se intercepten de manera exacta en una posición conveniente de la cama.

El cuarto debería tener una amplia superficie de trabajo con puntos de suministro eléctrico y un lavadero para trabajar con yeso. Todos los dispositivos del cuarto de moldes deben almacenarse de manera accesible.

El taller adyacente debe tener sólidas superficies de trabajo. Se requiere una señal de instrumentos pero figuran entre las piezas de equipo más grandes una sierra de banda (con vueltas de 15 cm), un taladro, perforadoras y una herramienta Dremel™ para trabajos de más precisión.

En el taller o en un lugar contiguo a éste se deben almacenar reactivos, espuma de poliestireno, aleaciones de BPF y cuchillas.

La ventilación es necesaria ya que muchos productos químicos y materiales pueden hacer que un cuarto con ventilación inadecuada sea desagradable.

## **5.2 Requisitos del cuarto de tratamiento.**

Los siguientes lineamientos pretenden dar una idea general de los requisitos mínimos que los fabricantes de aceleradores lineales exigen en un ambiente, previo a la instalación de alguno de sus equipos, no se pretende hacer referencia a un fabricante en específico. Cabe mencionar que estos requerimientos son demandados por algunos fabricantes a las instituciones que desean instalar aceleradores lineales médicos.

### Requerimientos eléctricos.

Se muestra a continuación diferentes consideraciones de potencia exigidas por los fabricantes de linacs:

- 208 VAC de entrada, 208 VAC de salida,
- 380 VAC / 400 VAC / 415 VAC / 480 VAC de entrada, 208 VAC de salida.

### Requerimientos del sitio.

- Barreras que cumplan en tolerancia y coincidan con la instalación del equipo seleccionado,
- Cableado de potencia y cableado coaxial instalado y probado,
- Aire acondicionado instalado, probado y funcionando correctamente,
- Toda la iluminación instalada y funcionando,
- La tubería de agua instalada y probada. Y que el flujo de agua especificada este disponible a la presión y temperatura correcta,
- Los carretes de los cable y conductos instalados correctamente de acuerdo a las exigencias del fabricante,
- El cuarto de tratamiento y la consola de mando deben estar libre de polvo durante la instalación del equipo.
- Dependiendo del equipo adquirido por la institución de salud, se puede contar con un controlador para el colimador multihojas, así como también un acondicionador de potencia; los cuales deben ser ubicados a cierta distancia del gantry, el valor de esta distancia dependerá de los requerimientos del fabricante.

### Monitor dentro del cuarto de tratamiento.

Este monitor debe estar ubicado donde el operador pueda observarlo sin darle la espalda ni al paciente que esta en la mesa de tratamiento ni al acelerador. Este monitor es un monitor de radiación el cual mide los niveles de energía de salida de

la maquina en el área este, podría estar montado sobre la pared, con un soporte adicional, o en el techo.

Interruptor de paro de emergencia.

Los interruptores de paro de emergencia en el cuarto de tratamiento son normalmente cerrados. Deben posicionarse adecuadamente para evitar un contacto accidental.

Interruptor de la puerta de tratamiento.

La mayoría de fabricantes y agencias de seguridad radiológica recomiendan los interruptores normalmente abiertos para este tipo de instalaciones.

Luz de precaución.

Una luz de precaución incandescente para rayos-X (usualmente roja) tiene que ser instalada sobre la puerta fuera del cuarto de tratamiento; otros tipos de especificaciones como potencia y color de la luz dependerán de las exigencias del fabricante y/o regulaciones locales en vigencia.

Cámara de circuito cerrado.

La supervisión del paciente en el cuarto de tratamiento se hace a través de la utilización de un sistema de cámaras de televisión de circuito cerrado; una configuración común es instalar una cámara estacionaria y otra rotativa a cada lado de la mesa de tratamiento; así como se ha mencionado dependerán de las exigencias del fabricante y/o regulaciones locales en vigencia.

Alarma audible.

En algunas instalaciones se pueden instalar alarmas audibles para indicar que la máquina esta lista para iniciar el tratamiento.

## REQUERIMIENTOS AMBIENTALES.

Aire acondicionado.

El fabricante indicará los rangos de temperatura de operación de la máquina y la humedad relativa; como ejemplo se puede mencionar entre 20° C y 26° C y una humedad relativa no mayor de 65%.

Ventilación del cuarto de tratamiento.

El cuarto de tratamiento tiene que estar adecuadamente ventilado todo el tiempo; algunos fabricantes recomiendan tener un flujo de 2 veces el volumen del cuarto de tratamiento en una hora.

Piso.

Se recomienda utilizar piso antiestático en el cuarto de tratamiento y el cuarto de la consola de control; el rango de resistencia podría estar desde  $10^5$  a  $10^{11}$   $\Omega$ .

Especificación del campo magnético.

La presencia de campo magnéticos en las locaciones del equipo pueden tener un efecto adverso en el desempeño del equipo. Antes de instalar el acelerador lineal, se deberían medir los campos electromagnéticos en las áreas a donde el equipo será instalado. Cada fabricante define los valores de campo tolerados por su equipamiento.

Sistema de enfriamiento de agua.

Este es utilizado para disipar el calor generado en el gantry del acelerador y tiene que cumplir con las especificaciones de presión y temperatura del fabricante, además que este sistema de tuberías debe contar con válvulas de emergencia y medidores de presión.

## REQUERIMIENTOS ELECTRICOS

La alimentación para este tipo de aparatos proviene de un sistema trifásico con conexión a tierra, dependiendo de las exigencias de cada fabricante.

Requerimientos de impedancia de línea.

La impedancia de la línea es una medición de la capacidad de la fuente. Una fuente de baja impedancia puede provocar altos picos o corrientes pulsantes con un mínimo de caída del voltaje, o distorsión. La impedancia de línea es un acumulado de la fuente, el sistema de distribución, transformadores y conductores de la rama, así como interruptores o fusibles. Una excesiva impedancia de la línea puede causar que el voltaje caiga durante los períodos de utilización de la máquina, resultando en limitaciones de potencia o fallas en la operación.

Para asegurar que no se tenga alta impedancia de línea, tomar en cuenta lo siguiente:

- Prepara al sistema para recibir el voltaje nominal más alto, especificado por el fabricante,
- No utilizar transformadores adicionales a los exigidos por el fabricante.

Electrodo de tierra.

El acondicionador de potencia proporcionado con el acelerador tiene que estar aterrizado acorde con las normas eléctricas locales o internacionales, se recomienda:

- Una estructura de metal del edificio efectivamente aterrizada, o
- Una tubería de agua efectivamente aterrizada.

### 5.3 Diseño de Barreras.<sup>56</sup>

El recinto que albergará a una máquina de teleterapia, debe ser construido de tal forma que proteja al personal y personas que se desenvuelven dentro y fuera del departamento de teleterapia, existe una filosofía cuando se trabaja con radiaciones ionizantes la cual dice, que se deben de mantener los niveles de radiación lo más bajo posible. Así encontramos dos tipos de barreras, las barrera primaria que es en donde se hace incidir el haz directamente a lo largo del eje de rotación del blanco; también, se tienen las barreras secundarias, en estas no incide el haz directamente, pero a ellas llega la radiación de fuga de la fuente, radiación dispersa por las barreras primarias, y dependiendo del nivel de energía de la fuente se considera la radiación dispersa por el paciente. A continuación se presentan los métodos de cálculo para cada una de las barreras del cuarto de tratamiento, así como también las variables a tomar en cuenta al momento de la realización de la deducción del espesor de las barreras.

#### 5.3.1 Métodos de Cálculo.

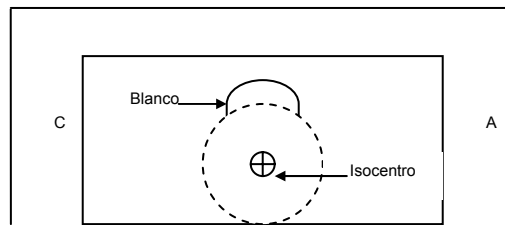
Hasta la fecha, el diseño de barreras para aceleradores operando a 10 MeV o menos está basado en la información dada en el reporte No. 49 de la NCRP<sup>57</sup> (NCRP 1976), y el reporte No. 51 (NCRP 1977) es usado para máquinas de energías mayores. En la figura 5.1 se muestra un cuarto típico para aceleradores lineales de alta energía ( $\geq 15$  MeV). Se consideran dos tipos de barreras – primaria y secundaria. La barrera primaria es irradiada por el haz de rayos X producido por el acelerador, y la barrera secundaria recibe solo la radiación dispersa proveniente del paciente y las superficies del cuarto de tratamiento y la radiación transmitida a través del cabezal del acelerador (radiación de fuga).

---

<sup>56</sup> Basado en: Patton H. McGinley (1998). Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities (First Edition). Medical Physics Publishing, 4513 Vernon Blvd. Madison, WI 53705 (608) 262-4021. United States of America.

<sup>57</sup> NCRP: National Council on Radiation Protection.

(A) Vista de la sección transversal



(B) Vista de piso

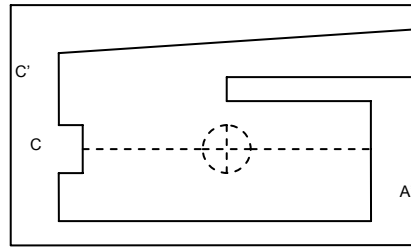


Figura 5.1. Esquema simplificado de un cuarto de tratamiento típico de alta energía.

La radiación primaria esta limitada en dirección de la ubicación del acelerador en el cuarto de tratamiento, y el tamaño máximo del haz se usa para determinar la porción de las paredes, techo y piso que serán designadas como barreras primarias. La radiación secundaria, sin embargo, se emite en todas direcciones y cubre todas las superficies del cuarto de tratamiento.

La transmisión de la barrera ( $B_x$ ) requerida para reducir el campo de radiación primario a un valor aceptable fuera de la barrera esta dado por la ecuación 5-1. El espesor de la barrera se determina luego utilizando unas curvas de  $B_x$  versus el grosor del campo o usando cálculos de la longitud del décimo valor (TVL) basados en la energía del haz y el tipo de material utilizado para las barreras.

$$B_x = \frac{P(d_{pri})^2}{W \times U \times T} \quad (5-1)$$

En la ecuación 5-1. P es la dosis por semana permitida fuera de la barrera para protección;  $d_{pri}$  es la distancia desde el blanco de rayos X hasta el punto protegido en metros; W es la carga de trabajo, o dosis por semana a un metro desde el blanco; U es el factor de uso, o fracción de tiempo por semana que el haz primario incide sobre la barrera; y T es el factor de ocupación, o la fracción de tiempo que una persona permanecerá en el área fuera de la barrera. El punto protegido es usualmente asumido estar a 0.305 m. fuera de la barrera en cuestión.

Para las barreras secundarias, el factor de uso (U) es igual a uno, y se debe tomar en cuenta la radiación de fuga y la radiación dispersa. La transmisión de barrera necesaria para la radiación dispersa producida por el paciente ( $B_p$ ) esta dada por la ecuación 5-2.

$$B_p = \frac{P}{a \times W \times T} (d_{sec})^2 (d_{sca})^2 \frac{400}{F} \quad (5-2)$$

Donde:

- $d_{sec}$  = la distancia desde la superficie que produce la dispersión hasta el punto a ser protegido (m)
- $d_{sca}$  = la distancia desde el blanco de rayos X hasta el paciente (m)
- a = razón de la radiación dispersa a un metro del objeto de dispersión hacia la radiación primaria a un metro desde el blanco de rayos X
- F = tamaño del haz sobre el paciente ( $cm^2$ ).

El factor de transmisión de la barrera por la radiación dispersa cuando el haz primario choca contra la barrera esta dado por la ecuación 5-3.

$$B_s = \frac{P \times d_{sca}^2 \times d_{sec}^2}{\alpha \times A \times W \times T \times U} \quad (5-3)$$

Donde:

- $d_{sca}$  = distancia desde el blanco a la superficie de dispersión (m)
- $d_{sec}$  = distancia desde la superficie de dispersión al punto de protección (m)
- $\alpha$  = coeficiente de reflexión del material de la barrera, ángulo de dispersión, y energía del haz de rayos X

- A = área del haz en la superficie de dispersión (m<sup>2</sup>).

Los términos P, W, T, y U en la ecuación 5-3 han sido definidos anteriormente.

La ecuación que se muestra a continuación puede ser usada para determinar la transmisión de la barrera debido a la radiación de fuga (B<sub>l</sub>).

$$B_l = \frac{1000 \times P(d_{\text{sec}})^2}{W \times T} \quad (5-4)$$

El factor de 1000 aparece en la ecuación 5-4 debido a que el cabezal de los aceleradores lineales médicos atenúan la radiación por al menos este factor.

Ya que la posición promedio de la fuente de rayos X es el isocentro del acelerador, la distancia d<sub>sec</sub> es la distancia desde el isocentro al punto de protección. Sin embargo, existe un caso especial para d<sub>sec</sub>, este ocurre para un acelerador con una guía de onda horizontal. Para la barrera secundaria detrás del acelerador, la distancia desde el cañón de electrones hasta el punto fuera de la barrera debería ser usada para d<sub>sec</sub> porque esta barrera está sujeta primordialmente a la radiación de fuga desde la vecindad del cañón.

Las variables (W, U, T, y P) deben ser seleccionadas para las ecuaciones 5-1, 5-2, 5-3, y 5-4 para calcular el factor de transmisión de la barrera y el espesor de la barrera. La dosis máxima permisible (P) para áreas donde el público en general podría estar expuesto (áreas no controladas) se toma de 1.0 mSv por año. Para propósitos de diseño se elige un valor de 0.02 mSv por semana que se utiliza en las ecuaciones anteriores. Además, para áreas no controladas la dosis máxima equivalente permisible a cualquier hora de operación debe ser igual o menor a 0.02 mSv con un factor de ocupación igual a uno. El valor de P requerido para la protección de los trabajadores es de 0.05 Sv por año. Basado en la filosofía de mantener los niveles de radiación lo más bajo posible, se utiliza en el diseño de barreras un factor de 0.10 mSv por semana, donde solo se encuentran personal ocupacionalmente expuesto. También es una práctica común usar el valor de uno para el factor de ocupación (T) para el personal. Los programas de salud para la protección radiológica han aceptado las siguientes condiciones de 1.0 mSv por

año y 0.02 mSv a cualquier hora para áreas controladas si se cumplen cualquiera de las siguientes condiciones:

1. Si un individuo se encuentra presente ( $T = 1$ ) en un área no controlada en el momento de exposición máxima, la dosis a ese individuo no excederá los 0.02 mSv en una hora y 0.50 mSv en un año; o
2. Si no puede ser demostrado por medición, cálculo o por medio de un modelo de simulación, que la dosis que un individuo pueda recibir no exceda la dosis límite por año de 1.0 mSv.

Cuando se selecciona la carga de trabajo ( $W$ ), se elige el valor máximo esperado de la dosis a un metro del blanco en lugar de un valor promedio. La mayoría de los diseños están basados en el valor dado en el reporte 49 de la NCRP, este valor es de 1000 Gy por semana para haces de rayos X en el rango de 0.5 a 10 MV y un valor de 500 Gy por semana dado en el reporte 51 de la NCRP para máquinas de mayor energía.

Un estudio más reciente realizado por Klech (1994)<sup>58</sup> demuestra que para aceleradores de 6 MV la carga de trabajo es menor a 350 Gy por semana. Cuando se determina que la protección es adecuada para prevenir la dosis exceda el equivalente de 0.02 mSv en cualquier hora de operación para las áreas no controladas, una carga de trabajo de 20 Gy a un metro desde el blanco en una hora es un valor razonable de asumir. Para ser conservativo, el factor de uso y el factor de ocupación se hacen igual a uno.

Si se consideran realizar tratamientos de cuerpo completo con el acelerador, se tiene que hacer un ajuste mayor en la carga de trabajo y una de las barreras primaria verá incrementado su espesor. Cuando se está llevando a cabo un tratamiento de irradiación de cuerpo completo el paciente es posicionado cerca de una de las paredes primarias esto se hace para asegurar un haz suficientemente grande para cubrir al paciente. Por ejemplo, si una dosis al cuerpo total de 14 Gy

---

<sup>58</sup> Klech, J.H.; Elsalim, M. Clinical workloads and use factors for medical linear accelerators. Med. Phys. 21:952; 1994.

es dada a una profundidad de 10 cm. sobre un paciente posicionado a 3.67 m desde el blanco de rayos X, aproximadamente 241 Gy serán entregados al isocentro para un haz de rayos X de 6 MV. El tratamiento es dado en un intervalo de tiempo de menos de una semana, por ello se incrementa la carga de trabajo semanal y por hora.

El uso de factores de 25% para cada pared, techo y piso fueron recomendados por el NCRP en los años de 1970s. Estos valores son comúnmente usados por los diseñadores de hoy en día. Debería ser señalado que para la terapia de fotones para la radiación total de cuerpo una de las paredes primaria tendrá un factor de uso relativamente mayor debido a niveles de dosis más altas requeridas en el isocentro.

La razón de dispersión primaria ( $a$ ) en la ecuación 5-2 cambia con el ángulo de dispersión y la energía del acelerador. En la tabla 5.1 se listan razones de dispersión primaria dadas para 6 MV y 10 MV.

**Tabla 5.1.** Razón de dispersión primaria ( $a$ ) a un metro de un phantom del tamaño de un humano, distancia del blanco al phantom de un metro.

<i>Ángulo de dispersión en grados</i>	<i>6 MV<sup>59</sup> a</i>	<i>10 MV<sup>60</sup> a</i>
30	0.007	0.0030
45	0.0018	0.0010
60	0.0011	0.0005
90	0.0006	0.0003
135	0.0004	0.0002

Debido a que la radiación de dispersión tiene una menor penetración comparada con la fuga del cabezal y la radiación primaria, para aceleradores operados sobre 10 MV, está puede ser ignorada en los cálculos de barreras.

<sup>59</sup> Tomado del reporte No. 49 del NCRP.

<sup>60</sup> Tomado de: Weise, H.P.; Jost, P. Shielding against scattered radiation at electron accelerator installations. ESIS Newsletter 45:3-7; 1983.

Los factores de ocupación (T) han sido sugeridos por la NCRP (NCRP 1976) para el caso donde estos valores no están disponibles; estos valores son presentados en la Tabla 5.2.

**Tabla 5.2.** Factores de ocupación (T) para personal ocupacionalmente no expuesto.<sup>61</sup>

<i>T</i>	<i>Tipo de área</i>
1	Ocupación total: áreas de trabajo como oficinas, laboratorios, áreas de juegos para niños, edificios cercanos ocupados, puesto de enfermería
1/4	Ocupación parcial: corredores, baños, parqueos, elevadores
1/16	Ocupación ocasional: salas de espera, escaleras, cuartos de aseo, áreas fuera del edificio utilizadas para tráfico vehicular.

### 5.3.2 Materiales de las Barreras.

En la Tabla 5-3 se resumen las propiedades físicas de los materiales comunes utilizados para las barreras. El concreto tiene la ventaja de su bajo costo, pero tiene una densidad relativa baja lo que incrementa el espesor de la barrera. El espesor de las barreras de concreto están normalmente basadas en el concreto ordinario, el cual tiene una densidad de  $2.35 \text{ g.cm}^{-3}$  ( $147 \text{ lb.ft}^{-3}$ ).

Las propiedades del hierro o acero se muestran en la Tabla 5.3. Este material tiene una densidad y número atómico medio y son menos caros por unidad de masa que el plomo, y puede ser usado como un componente estructural. Por ejemplo, las puertas para aceleradores de alta energía son usualmente fabricados de acero de 0.6 cm. de espesor.

Cuando se requiere un espesor mínimo, se puede usar plomo. Sin embargo, las hojas de plomo tienden a desplazarse debido a su peso y se tienen que añadir a una pared o techo de concreto o acero.

<sup>61</sup> Tomado del reporte No. 49 del NCRP (NCRP 1976).

**Tabla 5.3.** Propiedades físicas de materiales comunes para barreras.<sup>62</sup>

<i>Material de la barrera</i>	<i>Densidad (g/cm<sup>3</sup>)</i>	<i>Número atómico</i>	<i>Costo relativo por unidad de masa<sup>63</sup></i>	<i>Tensión superficial (psi)</i>
Concreto ordinario	2.3	11	1.0	500
Concreto pesado	3.7 – 4.8	26	5.8	---
Acero	7.87	26	2.2	40,000
Plomo	11.35	82	22.2	1,900
Tierra, compactada en seco	1.5	---	bajo	---

### 5.3.3 Espesor de las Barreras.

Una vez que el factor de transmisión de las barreras ha sido calculado, el espesor de la barrera requerida puede ser determinado en base a los datos de transmisión del haz. Un cálculo basado en TVL's está dado en el reporte 51 del NCRP. El primer TVL ( $T_1$ ) y equilibrio, o subsiguiente, TVL ( $T_e$ ) están dados en el reporte 51 del NCRP para el plomo, concreto, y acero. En la Tabla 5.4 se resumen los valores para TVL's presentados por el NCRP.

<sup>62</sup> Datos para concreto, acero, plomo y tierra tomados del NCRP (1977).

<sup>63</sup> Costo relativo normalizado a un costo de uno para el concreto ordinario.

**Tabla 5.4.** Valores de TVL en concreto ordinario, acero, y plomo<sup>64</sup>

<i>Energía de los electrones (MeV)</i>	<i>Material de la barrera</i>	<i>TVL<sub>1</sub> (m)</i>	<i>TVL<sub>e</sub> (m)</i>
6	concreto	0.35	0.35
	acero	0.099	0.099
	plomo	0.055	0.057
10	concreto	0.41	0.39
	acero	0.104	0.104
	plomo	0.057	0.056
15	concreto	0.46	0.43
	acero	0.108	0.108
18	concreto	0.47	0.43
	acero	0.108	0.108
20	concreto	0.48	0.44
	acero	0.108	0.109
24	concreto	0.51	0.46
	acero	0.109	0.109

El número (n) de TVL's requerido para la barrera puede ser obtenido de la ecuación 5-5 usando el valor del factor de transmisión de barrera (B<sub>x</sub>).

$$n = \log_{10}(1/B_x) \quad (5-5)$$

El espesor (S) de la barrera está dado por la ecuación 5-6.

$$S = T_1 + (n - 1)T_e \quad (5-6)$$

<sup>64</sup> Tomado del reporte 51 del NCRP (NCRP 1977).

**Tabla 5.5.** Valores de TVL para la radiación de fuga primaria y secundaria a 90°. <sup>65</sup>

Energía de Rayos-X (MV)	Material de la barrera	TVL primaria (m)	TVL 90° de fuga (m)
6	concreto	0.343	0.279
	tierra	0.572	-
	acero	0.098	0.080
	plomo	0.055	0.045
10	concreto	0.389	0.305
	tierra	0.648	-
	acero	0.105	0.085
	plomo	0.056	0.046
15	concreto	0.432	0.330
	tierra	0.720	-
	acero	0.108	0.087
	plomo	0.057	0.047
18	concreto	0.444	0.330
	tierra	0.740	-
	acero	0.111	0.087
	plomo	0.056	0.047
20	concreto	0.457	0.343
	acero	0.112	0.088
	plomo	0.055	0.049
24	concreto	0.470	0.356
	acero	0.107	0.089
	plomo	0.052	0.051

Los valores de la tabla 5.5, se pueden utilizar para calcular el valor del espesor necesario para la barrera, utilizando la ecuación 5-7 que se muestra a continuación:

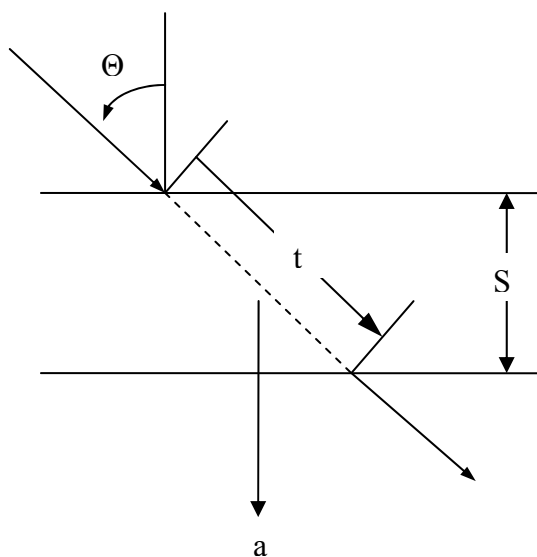
$$S = n \times TVL \quad (5-7)$$

Si la radiación incide oblicuamente sobre la barrera como se muestra en la figura 5-2, el espesor de la barrera puede ser reducido. La longitud del recorrido de la radiación (t) a través de la barrera está dado por:

$$t = S / \cos \Theta \quad (5-8)$$

Donde S es el espesor de la barrera y  $\Theta$  es el ángulo del haz con respecto a la normal de la barrera.

<sup>65</sup> Adaptado de Varian (1991).



Espesor de inclinación (t)

$$t = s / \cos \Theta$$

s = espesor de la barrera

Figura 5.2. Haz de radiación oblicuo incidente y espesor de inclinación (t).

1. Si la barrera esta compuesta de concreto, se requiere una atenuación de 1000, y  $\theta$  es  $50^\circ$ , incrementar la barrera dos HVL's<sup>66</sup> para haces de baja energía y un HVL para radiación de alta energía.
2. Para ángulos de  $60^\circ$  y  $70^\circ$  cada uno de los espesores necesitan ser incrementados por uno y dos HVL's respectivamente.
3. Para barreras de plomo con una atenuación de 1000, la barrera se incrementa por un HVL a  $60^\circ$ .
4. El ángulo mínimo de oblicuidad es usado para evaluar la atenuación para un haz divergente.

<sup>66</sup> HVL: valor medio de la capa o barrera.

### 5.3.4 Longitud de la Barrera Primaria.

El tamaño máximo del haz para la mayoría de aceleradores a un metro del blanco es de 40 x 40 cm<sup>2</sup>. Sin embargo si rotamos el colimador 45° desde el punto cero, el tamaño máximo del haz es la diagonal del haz de 40 x 40 cm<sup>2</sup> (56.6 cm). Si el haz se proyecta sobre la barrera a una distancia de X metros, el tamaño máximo del haz en la barrera (w') está dado por la ecuación 5-9.

$$w' = 0.566X \quad (5-9)$$

El ancho de la barrera (w) en metros está dado por la ecuación 5-10.

$$w = 0.566X + 0.61 \quad (5-10)$$

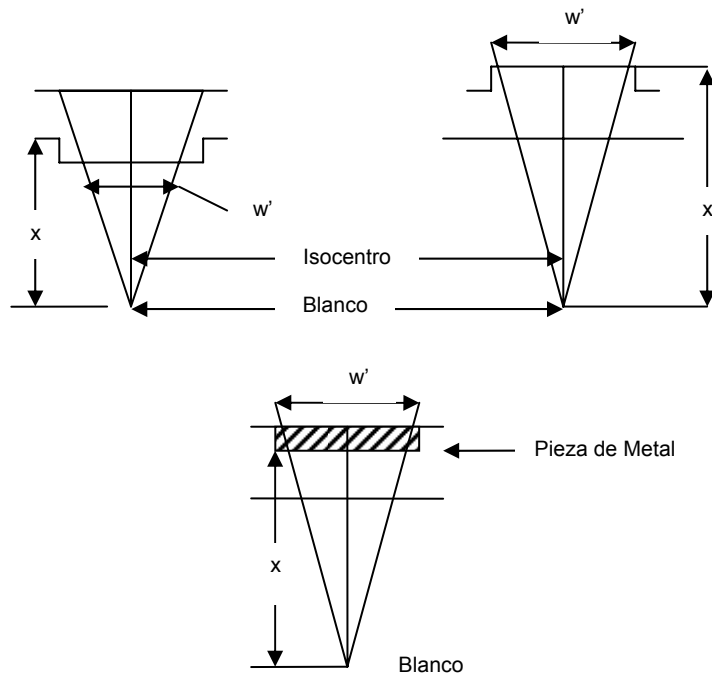


Figura 5.3. Ancho de las barreras primarias.

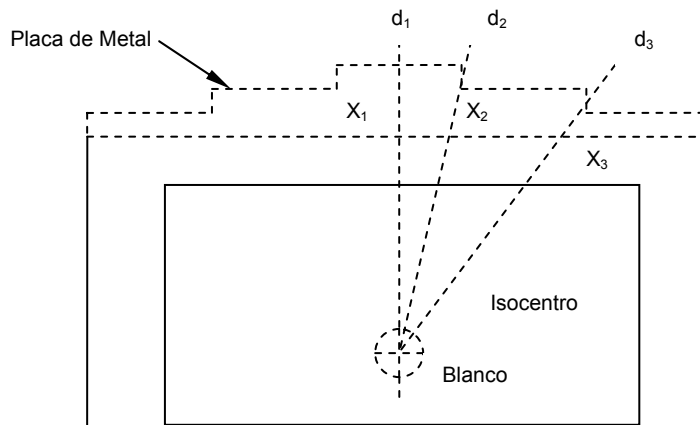
En la figura 5-3 se muestran diferentes arreglos de campos y w. Para un cuarto hecho totalmente de concreto es una práctica común para determinar w' en situaciones en donde el haz es proyectado entre la pared y el techo. Esto da el

máximo valor de  $w'$  para cualquier ángulo de rotación del gantry. Las barreras de las paredes y el techo son construidas con una anchura uniforme  $w'$  más 0.61 m. Si el techo primario es una combinación de concreto y piezas de metal, las porciones de metal son adelgazadas para reducir el peso y costos. La figura 5-4 muestra el diagrama del posicionamiento de las placas de metal en la barrera de concreto. La placa de metal sobre el isocentro tiene igual ancho y longitud ( $w_1 = L_1$ ), y el tamaño en metros está dado por la ecuación 5-11 siendo  $i = 1$ .

$$w_i = 0.566X_{i+1} + 0.61 \quad (5-11)$$

En la ecuación 5-11,  $i$  es el índice de la placa de metal y la sección central tiene un valor de  $i = 1$ . La distancia  $X_{i+1}$  es la distancia desde el blanco de rayos X a la placa de metal, como se muestra en la figura 5-4. El remanente de la porción de metal de la barrera del techo está hecho de una serie de secciones que se incrementan en espesor pero de igual longitud ( $L$ ). Típicamente  $L$  tiene un valor de alrededor de 1.8 m por cada sección. Sin embargo, la última sección (con un máximo de  $i$ ) podría ser más o menos  $L$  para cubrir la longitud total del cuarto.

(A) Vista de la sección en el plano rotacional del blanco



$X$  = distancia desde el blanco a la placa de metal

$$d = X + 0.305 \text{ m}$$

(B) Vista superior

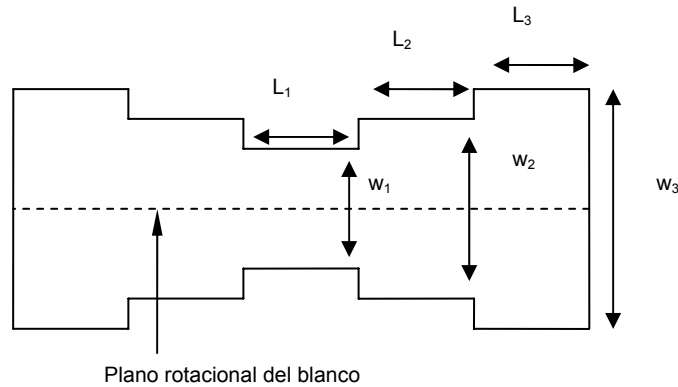


Figura 5.4. Placa metálica para la barrera primaria de techo.

Nótese que el factor de transmisión de la barrera varía con la angulación del gantry, debido a que  $d_1$  incrementa cuando el haz es dirigido hacia el techo pero no verticalmente. Además, el factor de uso ( $U_i$ ) para estos ángulos del gantry es menor a uno. Los cambios en  $d_i$  y  $U_i$  incrementan el factor de transmisión de la barrera, el cual conlleva a una reducción del espesor de la barrera.

Un diseño para la barrera primaria del techo usa al menos un pie de concreto para darle fuerza estructural con la placa de metal sobre el concreto. Ya que es deseable reducir el peso y costo de la barrera, se estrecha la porción de metal. No

resulta práctico estrechar la parte de concreto del techo debido a los costos extras en los que se incurriría.

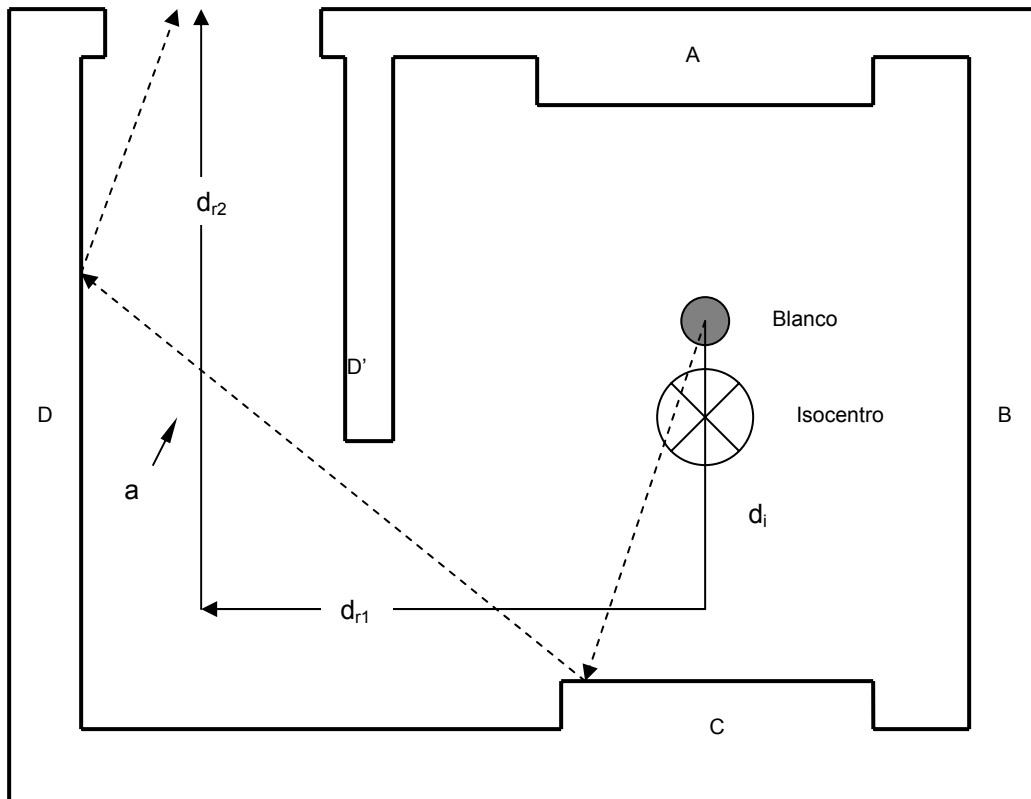
### **5.3.5 Diseño del Laberinto.**

Un laberinto como el que se muestra en la figura 5-5 se usa típicamente para reducir los niveles de radiación a la entrada del cuarto del acelerador, de esta manera se ayuda a reducir el espesor de la puerta.

La radiación que alcanza la puerta del laberinto es la que proviene de las superficies del cuarto y el paciente, así como también radiación que penetra la pared del laberinto. La radiación dispersa que alcanza la puerta del laberinto está compuesta por los siguientes componentes:

1. Haz de radiación primario proveniente de las superficies del cuarto ( $S_s$ )
2. Fotones de fuga del cabezal dispersos por las superficies del cuarto (L)
3. Dispersión primaria proveniente del paciente ( $S_p$ )

La radiación que se dispersa hacia la puerta cuando el haz choca contra la pared C de la figura 5-5 puede ser calculada usando la ecuación 5-12, la cual se presenta en el reporte No. 51 del NCRP (NCRP 1977).



- Patrón de dispersión típica
- Distancia de la línea central

Figura 5-5. Plano del piso del cuarto de tratamiento para el cálculo del laberinto.

$$S_s = \frac{D_0 \cdot \alpha_1 \cdot A_1 \cdot \alpha_2 \cdot A_2}{(d_i \cdot d_{r1} \cdot d_{r2})^2} \quad (5-12)$$

Donde,

$S_s$  = dosis en la puerta

$D_0$  = carga de trabajo del acelerador

$\alpha_1$  = coeficiente de reflexión en la primera base de reflexión ejercida sobre un haz de energía de la mitad del megavoltaje del acelerador

$A_1$  = área del haz a la primera reflexión ( $m^2$ )

$\alpha_2$  = coeficiente de reflexión en la segunda base de reflexión sobre una energía de 0.5 MeV

$A_2$  = sección transversal del laberinto ( $m^2$ )

$d_i$  = distancia desde el blanco hacia la primera reflexión (m)

$d_{r1}$  = distancia de la línea central a lo largo del primer tramo del laberinto (m)

$d_{r2}$  = distancia de la línea central a lo largo del segundo tramo del laberinto (m)

Un estudio reciente realizado por McGingley y James<sup>67</sup> (1997) muestra que la ecuación 5-12 propuesta por el NCRP para evaluar la radiación dispersa generada por las paredes del cuarto predice una dosis que es menor al valor medido.

Numark y Kase (1985)<sup>68</sup> han modificado la técnica dada por el NCRP en el reporte No. 51. El valor promedio de la energía del haz primario fue designado como un tercio del megavoltaje opuesto al medio valor de megavoltaje propuesto por el NCRP en el reporte No. 51. El ángulo de la radiación reflejada se determinó extendiendo una línea desde el centro del haz en la pared hacia el punto a de la figura 5-6. Como se puede ver en la figura 5-6,  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $d_{r1}$ , y  $d_{r2}$  tomarán valores diferentes a los designados cuando se utiliza la técnica del NCRP.

La radiación de fuga que choca contra la pared C como se muestra en la figura 5-7, puede alcanzar a la puerta del laberinto, esta radiación es más penetrante que el haz primario disperso y la dispersión del paciente y tiene una energía promedio de aproximadamente 0.3 MeV en la puerta del laberinto para un acelerador de 6 MeV. La ecuación 5-12 se modifica como se muestra a continuación para el cálculo de la radiación de fuga del cabezal que alcanza la puerta después de una sola dispersión.

$$L = \frac{L_0 \cdot D_0 \cdot \alpha_1 \cdot A_1}{(d_s \cdot d_i)^2} \quad (5-13)$$

---

<sup>67</sup> McGinley, P.H.; James J.L. Dose levels in the maze of medical accelerator rooms. Midyear Topical Meeting of the Health Physics Society. Health Physics of Radiation Generating Machines. San José, California; 1997.

<sup>68</sup> Numark, N.J.; Kase, K.R. Radiation Transmission and scattering for medical linac producing x-rays of 6 and 15MV. Health Phys. 1985.



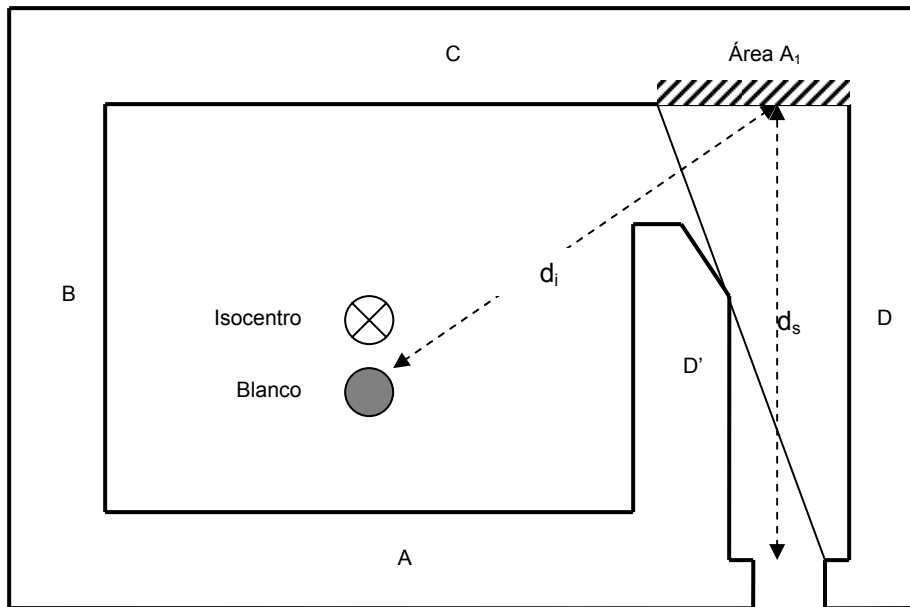


Figura 5-7. Patrón de la radiación de fuga hacia la puerta del laberinto.

La radiación dispersa del paciente hacia la puerta del laberinto se calcula usando la ecuación 5-14 para aceleradores con una energía menor a 10 MeV. Cuando la energía del acelerador es mayor a 10 MeV, la radiación dispersa por el paciente puede ser ignorada. En la figura 5-8 se diagraman los parámetros usados en la ecuación 5-14 para calcular la radiación dispersa del paciente hacia la puerta del laberinto.

$$S_p = \frac{a \cdot D_0 (F/400) \cdot \alpha_1 \cdot A_1}{(d_{sca} \cdot d_{sec} \cdot d_{r1})^2} \quad (5-14)$$

Donde,

$S_p$  = dosis en la puerta del laberinto debido a la radiación dispersa proveniente del paciente.

$a$  = coeficiente de reflexión del paciente de la Tabla 5-1

$D_0$  = carga de trabajo del acelerador

$F$  = área del campo sobre el paciente ( $\text{cm}^2$ )

$\alpha_1$  = coeficiente de reflexión por la reflexión de la pared ( $E = 0.5 \text{ MeV}$ )

$A_1$  = área ( $m^2$ ) en la pared posterior del laberinto que puede ser vista desde la entrada del laberinto

$d_{sca}$  = distancia desde el blanco hacia el paciente (m)

$d_{sec}$  = distancia desde el paciente a la línea central del laberinto (m)

$d_{r1}$  = distancia de la línea central a lo largo del laberinto

La radiación que se transmite a través de la pared del laberinto  $D'$  de la figura 5-5 hacia la puerta del cuarto de tratamiento es evaluada usando la ecuación 5-15 y comparada con la radiación dispersa del laberinto hacia la puerta.

$$T = \frac{L_0 \cdot D_0 \cdot B}{(d'')^2} \quad (5-15)$$

Donde,

$B$  = factor de transmisión de barrera por la pared  $D'$

$d''$  = distancia desde el blanco al centro de la puerta del laberinto

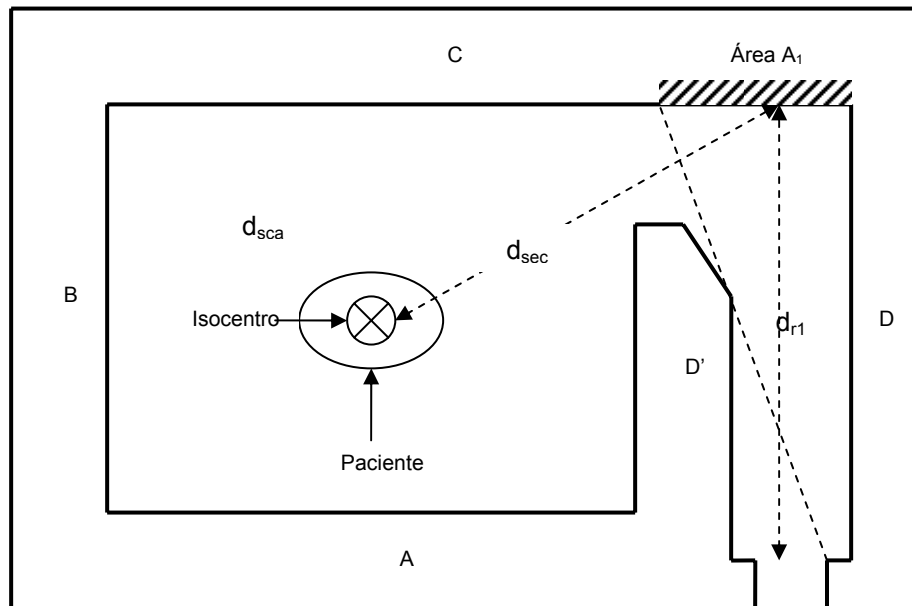


Figura 5-8. Patrón de la radiación dispersa por el paciente hacia la puerta del laberinto.

La dosis máxima en la puerta del laberinto se produce apuntando el haz hacia la pared C de la figura 5-5 con el colimador totalmente abierto y el paciente en el haz. La dosis ( $D_c$ ) debida a todos los componentes ( $S_s$ ,  $S_p$ , L, y T) del campo de radiación en la puerta del laberinto cuando el haz irradia la pared C esta dada por la ecuación 5-16. Nótese que la carga de trabajo con el haz apuntando hacia la pared C es usada para calcular los componentes de la dosis.

$$D_c = S_p + f \cdot (S_s) + L + T \quad (5-16)$$

Donde,

f = fracción del haz transmitido a través del paciente

Se asumen factores de transmisión de paciente (f) de 0.23 para un haz de rayos X de 6 MV y 0.27 para un haz de 10 MV.

Para el caso típico en el cual los factores de uso (U) para las direcciones principales de los haces (arriba, abajo y horizontal sobre las paredes A y C) son cada uno  $\frac{1}{4}$  de la dosis total ( $D_t$ ) en la puerta del laberinto, se presenta la siguiente ecuación. Esta ecuación es usada para diseños de cuartos similar al mostrado en la figura 5-5.

$$D_t = 2.64 \cdot D_c \quad (5-17)$$

El factor de transmisión requerido para la protección de la puerta es calculado dividiendo  $D_t$  entre el nivel de protección necesario fuera del área de la puerta. Una vez la transmisión ha sido evaluada, el espesor del plomo necesario en la puerta para un acelerador puede ser determinado utilizando las curvas mostradas en la figura 5-9.

Cuando las energías de los aceleradores son mayores a 10 MeV, las técnicas descritas anteriormente siguen siendo validas. Sin embargo, la presencia de fotoneutrones y la protección contra rayos gamma tiene que ser considerada. Estos tipos de energía pueden ser despreciadas si las paredes son recubiertas con resinas ricas en agua.

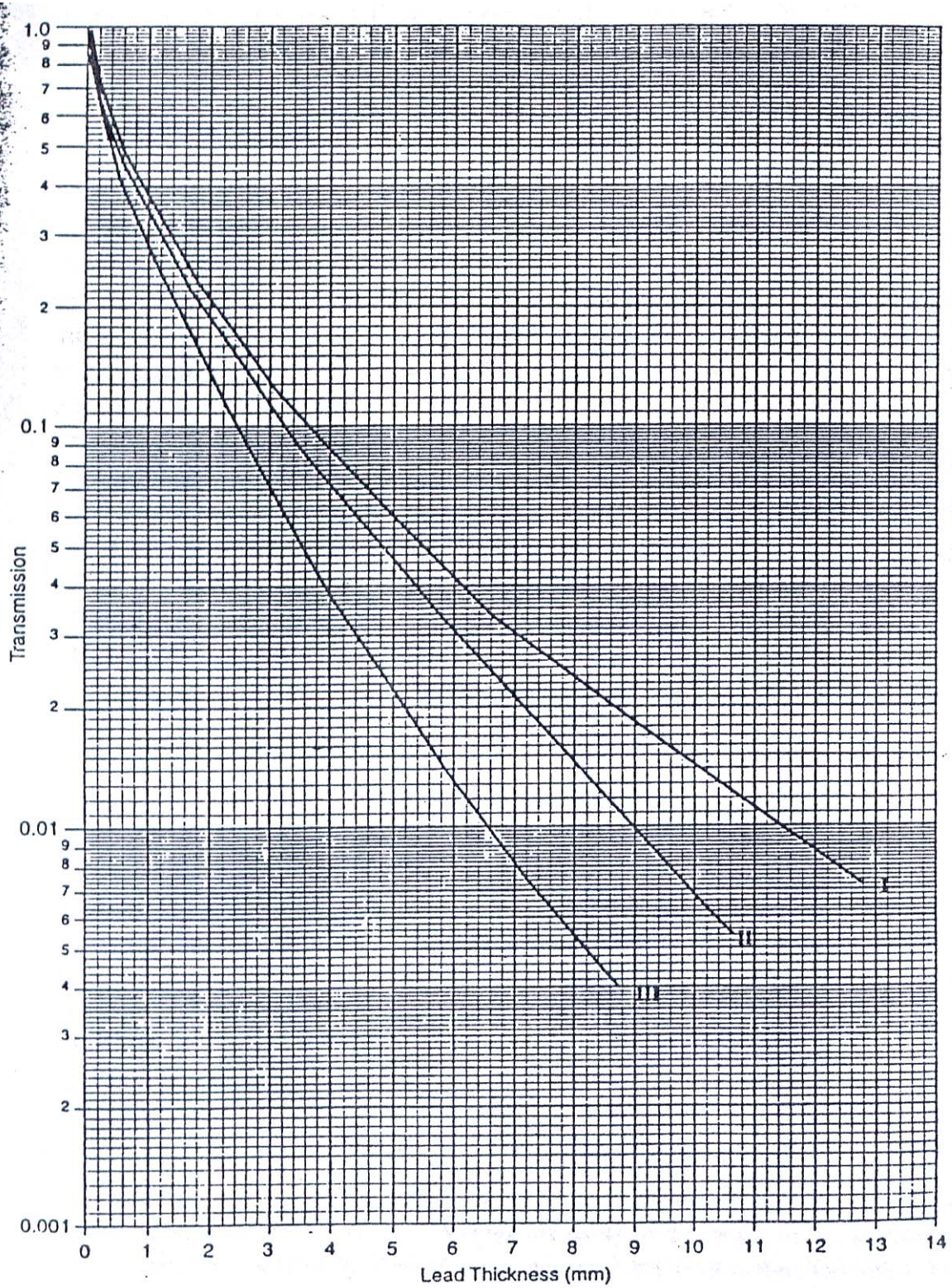


Figura 5-9. Transmisión a través de plomo con el haz dirigido hacia la pared C. Las curvas I, II, y III son de 1.5 m., 2.0 m., y 3.4 m., respectivamente.

#### 5.4 Cálculo de Barreras para un LINAC de 18 MeV.

Se asume para el cálculo de las barreras del cuarto de tratamiento un factor de ocupación igual a uno, se asumirá que las colindancias del cuarto son áreas tales como oficinas en el cual se mantiene personal la mayoría del tiempo que se esta aplicando las sesiones. Esto con el fin de lograr la mayor atenuación de los niveles de radiación afuera del cuarto de tratamiento.

##### Barrera primaria.

Para el cálculo de la barrera primaria se utiliza la ecuación 5-1, se tiene:

$$B_x = \frac{P(d_{pri})^2}{W \times U \times T}$$

Donde,

$$P = 0.02 \text{ mSv / sem}$$

$$d = 5 \text{ m. (Asumiendo)}$$

$$W = 500 \text{ Gy / sem (debido a que la energía del linac es menor a 10 MeV)}$$

$$T = 1$$

$$U = \frac{1}{4}$$

Sustituyendo valores en la ecuación 5-1 obtenemos,

$$B_{pri} = 4.0 \times 10^{-6}$$

Utilizando la ecuación 5-5 se calcula el número "n",

$$n = \log_{10}(1/B_{pri})$$

$$n = 5.40$$

El espesor de la barrera se calcula utilizando la ecuación 5-6,

$$S_{pri} = T_1 + (n-1)T_e$$

Los valores de  $T_1$  y  $T_e$  se toman de la tabla 5-4 para 18 MeV,

$$T_1 = 0.47$$

$$T_e = 0.43$$

**S<sub>pri</sub> = 2.36 m. de concreto**

### **Longitud de la barrera primaria.**

Para realizar el cálculo del ancho de la barrera primaria se hace uso de la ecuación 5-9,

$$w = 0.566X + 0.61$$

Asumiendo una distancia isocentro-barrera de 3.295 m. y una distancia blanco-isocentro de 0.5 m.; se obtiene un valor de X igual a 3.795 al sumar ambas distancias,

$$w = 0.566 (3.795 \text{ m.}) + 0.61$$

**w = 2.76 m.**

### **Barrera secundaria.**

En este caso solo se toma en cuenta la radiación de fuga, ya que el nivel de energía del linac es mayor que 10 MeV, para ello se utiliza la ecuación 5-4,

$$B_l = \frac{1000 \times P(d_{\text{sec}})^2}{W \times T}$$

$$P = 0.02 \text{ mSv / sem}$$

$$d = 5 \text{ m. (Asumiendo)}$$

$$W = 500 \text{ Gy / sem (debido a que la energía del linac es menor a 10 MeV)}$$

$$T = 1$$

Sustituyendo valores en la ecuación 5-4 obtenemos,

$$B_l = 1 \times 10^{-3}$$

Utilizando la ecuación 5-5 se calcula el número "n",

$$n = \log_{10}(1/B_l)$$

$$n = 3.00$$

El espesor de la barrera secundaria se calcula utilizando la ecuación 5-6,

$$S_{\text{sec}} = T_1 + (n-1)T_e$$

Los valores de  $T_1$  y  $T_e$  se toman de la tabla 5-4 para 18 MeV,

$$T_1 = 0.47$$

$$T_e = 0.43$$

**$S_{\text{sec}} = 0.9 \text{ m. de concreto}$**

### Barrera del techo.

Asumiendo un espesor de techo de 0.305 m. y realizando el cálculo para el área presentada en la figura 5-10.

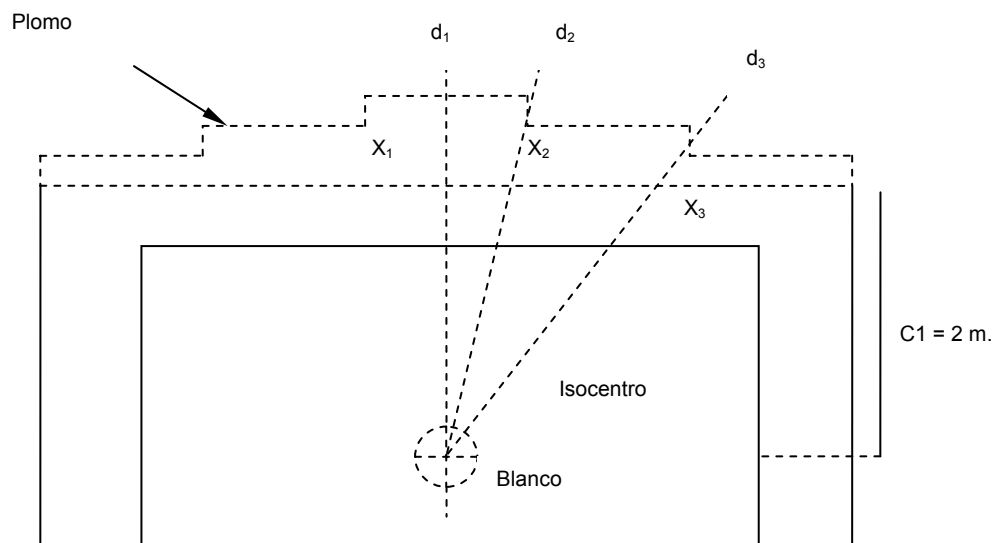


Figura 5-10. Esquema para el cálculo de la protección para el techo de una sala de tratamiento de teleterapia.

Primero se desea calcular el espesor y dimensiones de la primera sección de plomo sobre el techo, para ello se procede de la siguiente manera,

$d_1 = (\text{distancia blanco-isocentro}) + (\text{altura del cuarto de tratamiento} - \text{distancia del piso terminado-isocentro}) + \text{espesor del techo}$

$$d_1 = 0.5 + (3 - 1.3) + 0.305 \text{ m.}$$

$$d_1 = 2.505 \text{ m.}$$

Con esta distancia  $d_1$  se calcula ahora el factor de transmisión  $B_x$  con la ecuación 5-2, con los mismos valores de P, W, T y U.

$$B_x = 1.00 \times 10^{-6}$$

Utilizando la ecuación 5-5 se calcula el número "n",

$$n = 6.00$$

Ahora se puede calcular el espesor "S", utilizando la ecuación 5-7:

$$S = n \times TVL$$

El valor de TVL utilizado es tomado de la tabla 5-5, para una energía de 18 MeV y material concreto,

$$S = 6.03 \times 0.444$$

$$S = 2.664 \text{ m. de concreto}$$

Restando a este valor 0.305 m. del espesor del techo tenemos,  $S = 2.359$  m. de concreto; por regla de tres se calcula el equivalente en plomo de 2.359 m. de concreto.

$$S'_l = (2.359/0.444)(0.056) = 0.30 \text{ m. de plomo}$$

Tenemos que,

$$B_x = \frac{P(d_1)^2}{W \times U \times T},$$

$$n = \log_{10}(1/B_x), \text{ y}$$

$$n = \frac{S_l}{0.056} + \frac{0.305}{0.444}$$

Sustituyendo e igualando para "n",

$$S_l = 0.056 \left[ \log_{10} \left( \frac{W \times U \times T}{P \times d_1^2} \right) - \frac{0.305}{0.444} \right]$$

La nueva distancia  $d_1$  = (distancia blanco-isocentro) +  $C_1$  +  $S'_1$ ,

$$d_1 = 0.5 + 2.0 + 0.3 \text{ m.}$$

$$d_1 = 2.8 \text{ m.}$$

Con este nuevo valor de  $d_1$  obtenemos el nuevo valor para  $S_1 = 0.29$  m. de plomo; obteniendo el promedio entre  $S'_1$  y  $S_1$ , tenemos así.

**$S_1 = 0.3$  m. de plomo**

Ahora se determina el largo y ancho de las secciones de plomo utilizando la ecuación 5-9 y la figura 5-11. Para la sección central,

$$L_1 = w_1 = (0.566)(X_2) + 0.61$$

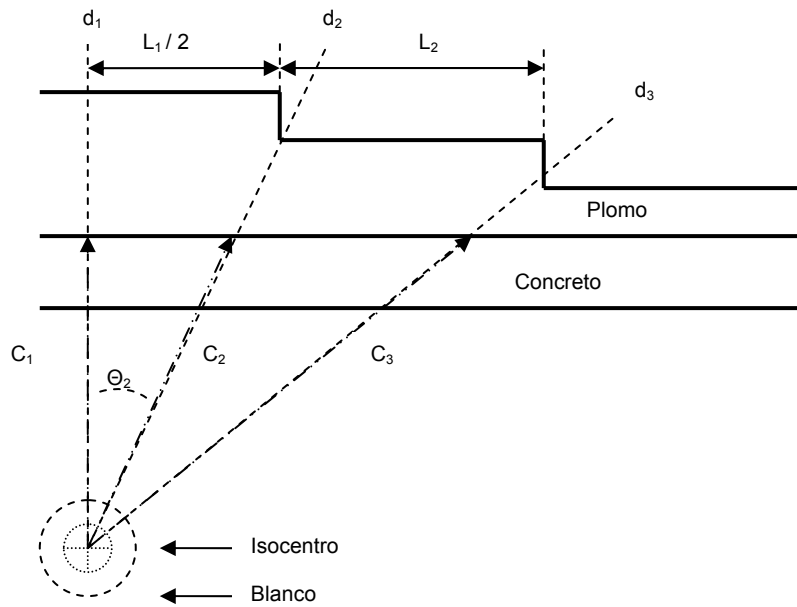


Figura 5-11. Esquema para el cálculo de las secciones de la protección para el techo de una sala de tratamiento de teleterapia.

Asumiendo que,

$$X_2 \approx X_1$$

$$X_1 = d_1 - S_1 - 0.305$$

$$X_1 = 2.50 - 0.30 - 0.305 \text{ m.}$$

$$X_1 = 1.895 \text{ m.}$$

Se tiene así,  $L_1 = w_1 \approx 1.69 \text{ m.}$

Se calcula para  $X_2$

$$X_2 = \sqrt{(L_1/2)^2 + C_1^2} + 0.50 = \sqrt{0.845^2 + 2^2} + 0.50$$

$$X_2 = 2.67 \text{ m.}$$

Se recalcula  $L_1$  y  $w_1$ , tomando el nuevo valor de  $X_2$ ,

$$\mathbf{L_1 = w_1 = 2.12 \text{ m.}}$$

Se prosigue con el cálculo de la segunda sección del techo,

$$d_2 \approx X_2 + S_1 + 0.305 = 3.275 \text{ m.}$$

El factor de transmisión de la segunda sección es:

$$B_2 = \frac{P(d_2)^2}{W \times U \times T} = 1.72 \times 10^{-6}$$

$$n = \log_{10}(1/B_2) = 5.77$$

Se hace el calculo del ángulo  $\theta_2$ ,

$$\theta_2 = \text{Tan}^{-1}[(L_1/2)/C_1] = \text{Tan}^{-1}(0.91/2)$$

$$\theta_2 = 22.9^\circ$$

Con la ayuda de la ecuación 5-8, se evalúa el espesor transversal del concreto para  $\theta_2$ ,

$$t = 0.305/\cos(22.9) = 0.331 \text{ m. de concreto}$$

Este espesor de concreto es equivalente a  $\frac{0.331}{0.444} = 0.75TVL$ , el número "n"

necesario para la segunda sección es:

$$n = 5.77 - 0.75$$

$$n = 5.02$$

El espesor de plomo de la segunda sección se calcula con la ecuación 5-7,

$S = n \times TVL$ , el valor de TVL se toma de la tabla 5-5,

$$S_2 = (5.02).(0.056)$$

**$S_2 = 0.28 \text{ m. de plomo}$**

El ancho y largo de la segunda sección están basados en el valor de  $X_3$ ,

$$X_3 = \sqrt{C_1^2 + (L_1/2 + L_2)^2} + 0.5$$

Asumiendo  $L_2 = 1.8 \text{ m}$ .<sup>69</sup>

$$X_3 = 3.81 \text{ m.}$$

$$w_2 = 0.566 X_3 + 0.61$$

$$w_2 = \mathbf{2.77 \text{ m.}}$$

Para el tercer segmento:

$$d_3 \approx X_3 + S_1 + 0.305$$

$$d_3 = 3.81 + 0.3 + 0.305 \text{ m.}$$

$$d_3 = 4.415 \text{ m.}$$

Con este valor para  $d_3$  se prosigue a calcular el factor de transmisión  $B_3$  para el tercer segmento,

$$B_3 = 3.12 \times 10^{-6}$$

$$n = 5.51$$

$$\theta_3 = \text{Tan}^{-1}[(L_1/2 + L_2)/C_1]$$

$$\theta_3 = 52.9^\circ$$

$$t_3 = 0.305/\cos(52.9^\circ)$$

$$t_3 = 0.51 \text{ m.}$$

Este valor de  $t_3$  equivale a  $\frac{0.510}{0.444} = 1.14 \text{ TVL}$

$$n = 5.52 - 1.14$$

$$n = 4.37$$

$$S_3 = (4.37) \cdot (0.056)$$

$$S_3 = \mathbf{0.25 \text{ m. de plomo}}$$

El largo y ancho de esta última sección se hace coincidir con el área restante de techo.

---

<sup>69</sup> Criterio tomado del Cap. 2, Pág. 22 de Patton H. McGinley (1998). Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities (First Edition). Medical Physics Publishing, 4513 Vernon Blvd. Madison, WI 53705 (608) 262-4021. United States of America.

### Protección de la puerta del cuarto de tratamiento.

Para el cálculo de la protección de la puerta se toma como referencia las dimensiones presentadas en la figura 5-12.

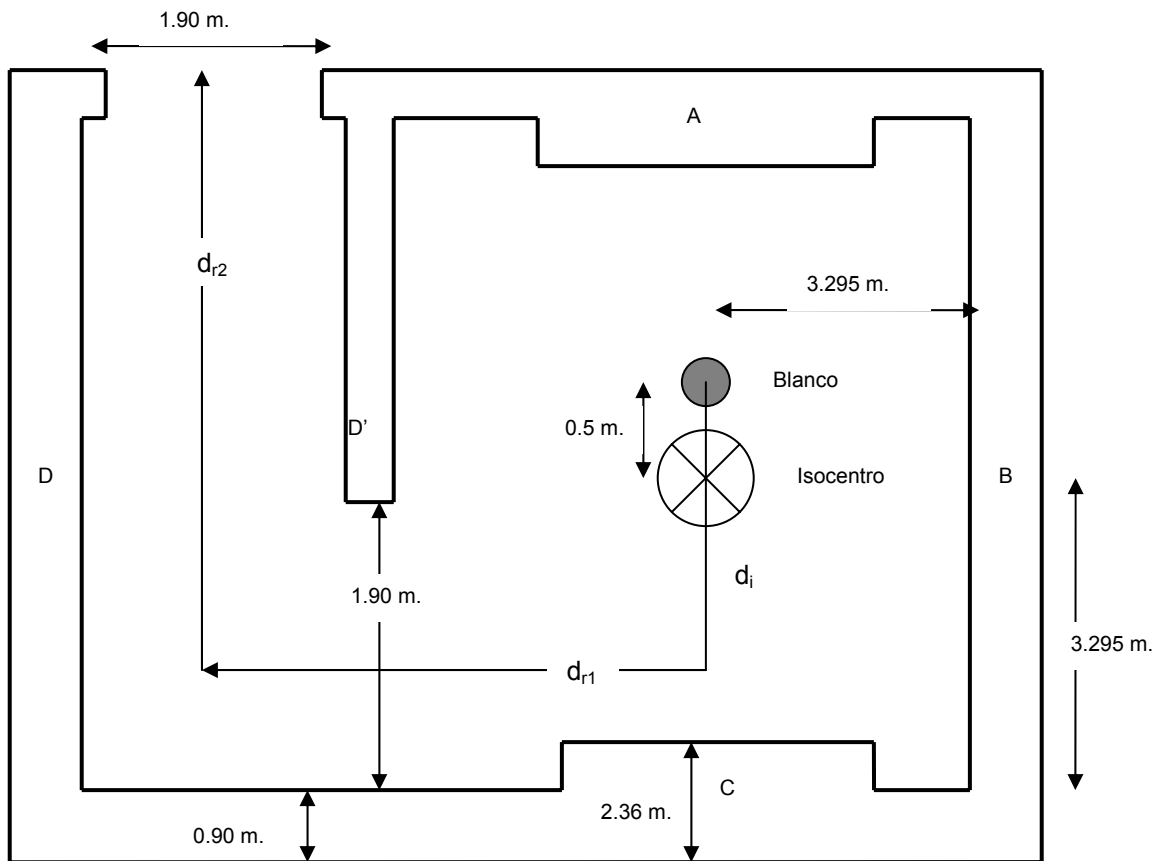


Figura 5-12. Esquema para el cálculo de la protección en la puerta del cuarto de tratamiento de teleterapia.

Se procede ahora a calcular la dosis de radiación a la entrada del cuarto de tratamiento, se utiliza para ello la ecuación 5-12,

$$S_s = \frac{D_0 \cdot \alpha_1 \cdot A_1 \cdot \alpha_2 \cdot A_2}{(d_i \cdot d_{r1} \cdot d_{r2})^2}$$

Donde,

$$D_0 = 1.25 \times 10^4 \text{ cGy / sem}$$

$$\alpha_1 = 0.005 \text{ (se obtiene de la figura 5-13)}$$

$$A_1 = 1.9 \text{ m.} \times 3\text{m.} = 5.7 \text{ m}^2$$

$$\alpha_2 = 0.02 \text{ (se obtiene de la figura 5-13)}$$

$$A_2 = 14.07 \text{ m}^2$$

$$d_i = 1.835 \text{ m.}$$

$$d_{r1} = 5.145 \text{ m.}$$

$$d_{r2} = 6.540 \text{ m.}$$

Sustituyendo valores tenemos que:

$$S_s = 0.0263 \text{ cGy / sem.}$$

También se tiene la dosis en la puerta del laberinto debido a la radiación de fuga ecuación 5-13,

$$L = \frac{L_0 \cdot D_0 \cdot \alpha_1 \cdot A_1}{(d_s \cdot d_i)^2}$$

Donde,

$$L_0 = 1 \times 10^5 \text{ cGy / sem}$$

$$A_1 = 7.65 \text{ m}^2$$

$$d_s = 7.49 \text{ m.}$$

$$d_i = 5.69 \text{ m.}$$

Sustituyendo valores,

$$L = 0.00016 \text{ cGy / sem}$$

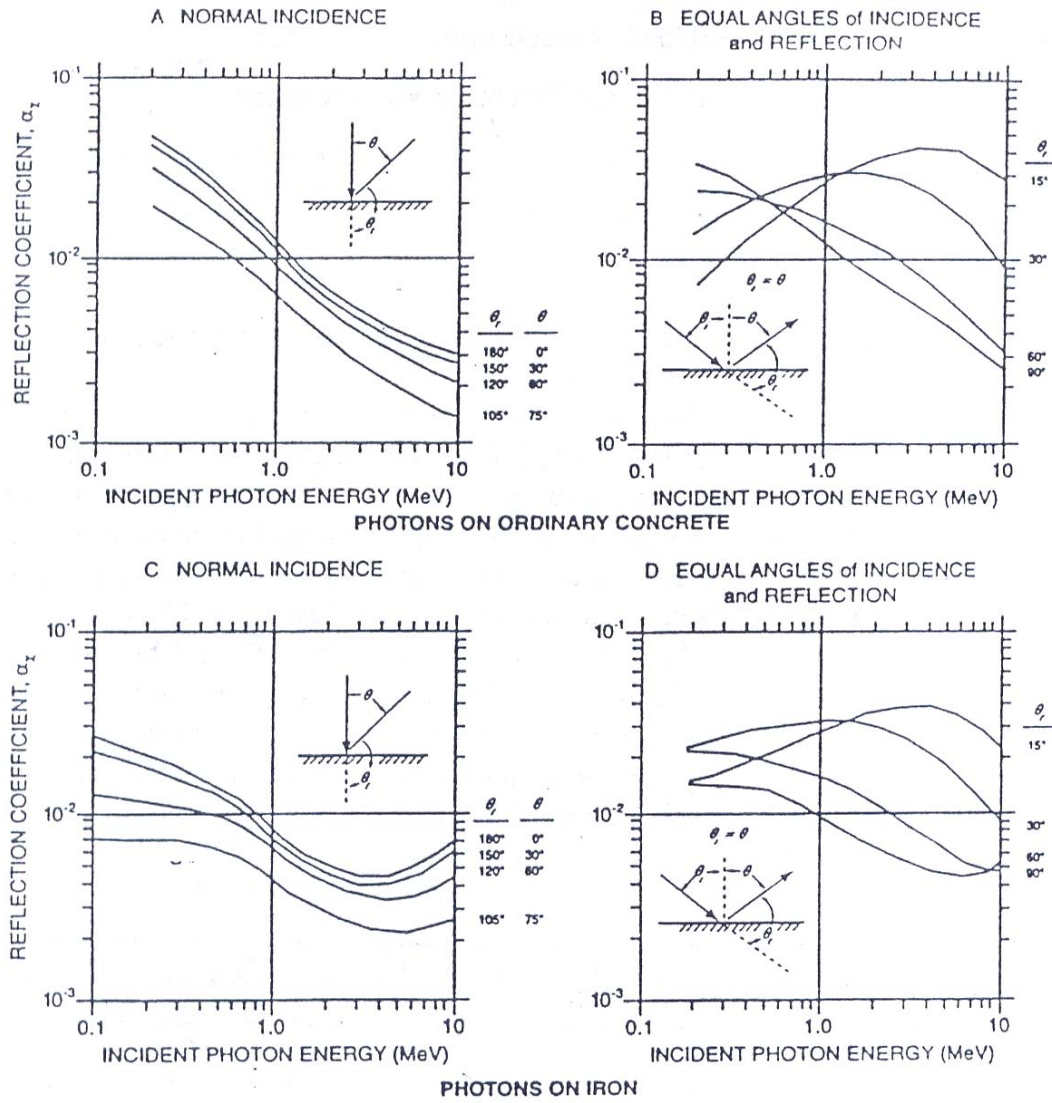


Figura 5-13. Coeficientes de reflexión para varios materiales. Tomado del reporte No. 51 del NCRP.

La radiación que se transmite a través de la puerta del laberinto se determina usando la ecuación 5-15,

$$T = \frac{L_0 \cdot D_0 \cdot B}{(d')^2}$$

Donde,

$$B = 1.0 \times 10^{-3}$$

$$d'' = 6.33 \text{ m}$$

Sustituyendo valores tenemos,  $T = 0.00019 \text{ cGy / sem.}$

La dosis en la puerta se determina sumando todos los componentes usando la ecuación 5-16 y 5-17,

$$D_c = S_p + f \cdot (S_s) + L + T$$

Donde  $f$  se asume igual al 23%

$$D_c = 0.0064 \text{ cGy / sem}$$

$$D_t = 2.64 \cdot D_c$$

$$D_t = 0.0169 \text{ cGy / sem} = 16.9 \text{ mrem}^{70} / \text{sem}$$

Con el objetivo de reducir los niveles de radiación al nivel más bajo posible se tiene que el factor de transmisión de la puerta es:

$$B = 10 / 16.9 = 0.592$$

El valor del espesor de la protección de plomo de la puerta se obtiene determinando el valor de "n" y luego multiplicando este valor por el valor de TVL de la tabla 5-5; resultando un espesor en la puerta de **11 mm. de plomo.**

---

<sup>70</sup> mrem: mili rem; rem: acrónimo de *roentgen equivalent in man*, es decir, roentgen equivalente en el hombre y es una medida de la dosis equivalente.

### 5.5 Cálculo de barreras para una equipo de tratamiento con $^{60}\text{Co}$ .

Para este procedimiento se consideran las mismas dimensiones del cuarto del linac presentado anteriormente.

#### Barrera primaria.

$$B_x = \frac{P(d_{pri})^2}{W \times U \times T}$$

Donde,

$$P = 0.02 \text{ mSv / sem}$$

$$d = 5 \text{ m. (asumiendo)}$$

$$W = 1000 \text{ Gy / sem (ya que la energía de } ^{60}\text{Co es menor a 10 MeV)}$$

$$T = 1$$

$$U = \frac{1}{4}$$

$$B_{pri} = 2 \times 10^{-6}$$

Utilizando las tablas de transmisión para  $^{60}\text{Co}$  de la British Standards Institution se tiene que el espesor de la barrera primaria en concreto es:

$$S_{pri} = 1.24 \text{ m. de concreto}$$

#### Longitud de la barrera primaria.

Para determinar este valor solo se toman las dimensiones del haz y la distancia del blanco hacia la barrera primaria, por ello este valor es el mismo que el del linac.

$$w = 2.76 \text{ m.}$$

#### Barrera secundaria.

Debido a que la energía de la máquina de  $^{60}\text{Co}$  es menor que 10 MeV, se procede a calcular el valor de la transmisión debido a la radiación de fuga y la radiación dispersa por el paciente.

Para determinar la transmisión de barrera por la radiación dispersa por el paciente se utiliza la ecuación 5-2.

$$B_p = \frac{(P)(400/F)(d_{sca})^2 (d_{sec})^2}{(a)(W)(T)}$$

Donde,

$$P = 0.02 \text{ mSv / sem}$$

$$F = 40 \times 40 \text{ cm}^2$$

$$d_{sca} = 0.5 \text{ m.}$$

$$d_{sec} = 5 \text{ m.}$$

$$a = 0.0006$$

$$W = 1000 \text{ Gy / sem}$$

$$T = 1$$

Sustituyendo valores se obtiene,  $B_p = 5.2 \times 10^{-5}$ ; con este valor se lee de las tablas británicas un espesor  $S_p = 0.95 \text{ m.}$  de concreto.

Se procede a calcular ahora la transmisión de barrera debido a la radiación de fuga, por medio de la ecuación 5-4.

$$B_l = \frac{1000 \times P(d_{sec})^2}{W \times T}$$

$$B_l = \frac{1000(0.02 \text{ mSv / sem})(5 \text{ m.})^2}{(1000 \text{ Gy / sem})(1)}$$

$$B_l = 5 \times 10^{-4}$$

De las tablas británicas de transmisión se obtiene un valor de espesor de barrera  $S_l = 0.73 \text{ m.}$  de concreto.

Para determinar el espesor que se usará para la barrera secundaria se toma el siguiente criterio: si el espesor de la barrera es casi el mismo para cada componente se añade un HVL al espesor; si la diferencia entre los dos

componentes difiere por 3 HVL o más, se utiliza la barrera con mayor espesor. En este caso  $S_p - S_l > 3 \text{ HVL}$ , entonces se utiliza el espesor mayor.

**$S_{\text{sec}} = S_p = 0.95 \text{ m. de concreto.}$**

### **Barrera del techo.**

$$d_1 = 2.505 \text{ m.}$$

$$B_x = \frac{pd_1^2}{WUT} = \frac{(0.02 \times 10^{-3})(2.505)^2}{(1000)(1/4)(1)}$$

$$B_x = 5.02 \times 10^{-7}$$

$$n = 6.3$$

$$S = n \times TVL = (6.3)(0.206)$$

$S = 1.3 \text{ m. de concreto}$

Restando 0.305 m. del espesor del techo,

$S = 1 \text{ m. de concreto.}$

Calculando el equivalente en plomo:

$$S_l = (1 / 0.206) \cdot (0.04) = \mathbf{0.194 \text{ m. de plomo}}$$

$$X_1 = d_1 - S_l - 0.305 = 2.5 - 0.194 - 0.305 \text{ m.}$$

$$X_1 = 2 \text{ m.}$$

$$L_1 = w_1 = (0.566) X_2 + 0.61$$

$$X_1 \approx X_2$$

$$L_1 = w_1 \approx 1.742 \text{ m.}$$

$$X_2 = \sqrt{(L_1/2)^2 + C_1^2} + 0.50 = \sqrt{0.871^2 + 2^2} + 0.50$$

$$X_2 = 2.68 \text{ m.}$$

Se reevalúa  $L_1$  y  $w_1$  con el nuevo valor de  $X_2$ ,

$$\mathbf{L_1 = w_1 = 2.13}$$

$$d_2 = X_2 + SI + 0.305 = 3.18 \text{ m.}$$

$$B_2 = 2.544 \times 10^{-7}$$

$$n = 6.59$$

$$\theta_2 = \text{Tan}^{-1}[(L_1/2)/C_1] = \text{Tan}^{-1}(1.065/2)$$

$$\theta_2 = 28.03^\circ$$

$$t = 0.305/\cos(28.03) = 0.345 \text{ m. de concreto}$$

Este valor de concreto equivale a  $0.345 / 0.206 = 1.65$  TVL

$$n = 6.59 - 1.65$$

$$n = 4.94$$

$$S_2 = (4.94).(0.04) = \mathbf{0.19 \text{ m. de plomo}}$$

Para calcular  $L_2$  y  $w_2$  se tiene que:

$$X_3 = \sqrt{C_1^2 + (L_1/2 + L_2)^2} + 0.5$$

$$\mathbf{L_2 = 1.8 \text{ m.}}$$

$$X_3 = 4 \text{ m.}$$

$$w_2 = (0.566).(4) + 0.61$$

$$\mathbf{w_2 = 2.87 \text{ m.}}$$

### **Protección de la puerta del cuarto de tratamiento.**

Para el cálculo de la protección necesaria en la entrada del cuarto de tratamiento de cobalto-60, se asumen las mismas dimensiones y carga de trabajo que para un acelerador lineal. Tenemos así:

$$S_s = 0.0263 \text{ cGy / sem}$$

$$L = 0.00016 \text{ cGy / sem}$$

$$T = 0.00019 \text{ cGy / sem}$$

Para el equipo de tratamiento con  $^{60}\text{Co}$  se calcula también la dosis de la perta debido a la dispersión del paciente  $S_p$  de la ecuación 5-14 obtenemos:

$$S_p = \frac{a \cdot D_0 (F/400) \cdot \alpha_1 \cdot A_1}{(d_{sca} \cdot d_{sec} \cdot d_{r1})^2}$$

Donde,

$$a = 0.00075$$

$$D_0 = 2.5 \times 10^4 \text{ cGy / sem}$$

$$F = 40 \times 40 \text{ cm}^2$$

$$\alpha_1 = 0.02$$

$$A_1 = 7.65 \text{ m}^2$$

$$d_{sca} = 0.5 \text{ m.}$$

$$d_{sec} = 6.11 \text{ m.}$$

$$d_{r1} = 7.49 \text{ m.}$$

Sustituyendo estos valores, resulta:

$$S_p = 0.0219 \text{ cGy / sem}$$

La dosis total por semana debido a los cuatro componentes es:

$$D_c = S_p + f \cdot (S_s) + L + T$$

Considerando f igual a 23%.

$$D_c = 0.0283 \text{ cGy / sem}$$

$$D_t = 2.64 \cdot D_c$$

$$D_t = 0.075 \text{ cGy / sem} = 75 \text{ mrem / sem}$$

$$B = 10 / 75 = 0.133$$

Con este valor de B se lee de la figura 5-14 el valor del espesor para la protección de la puerta, resultando así un valor de blindaje de la puerta de 3.5 cm. de plomo.

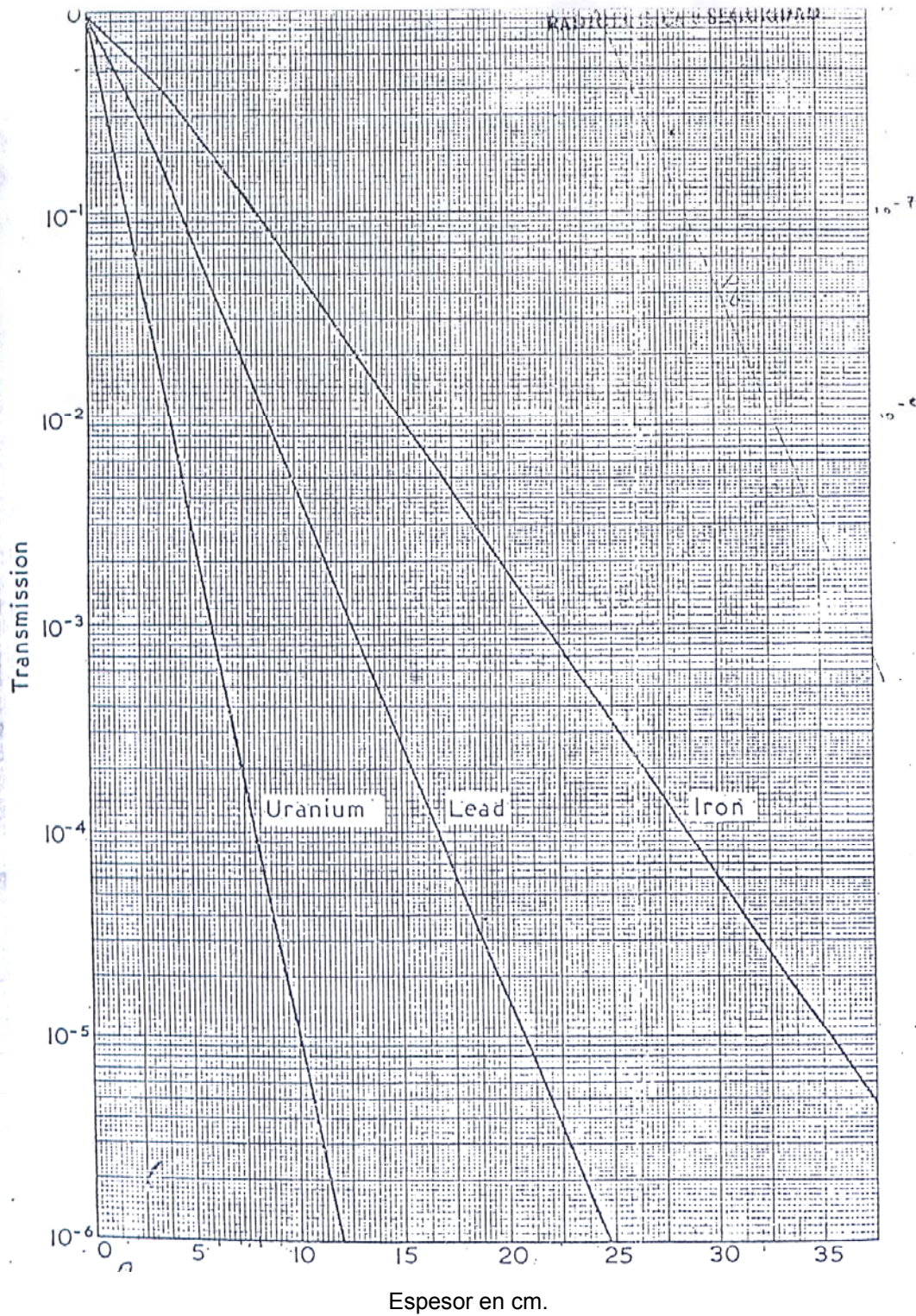


Figura 5-14. Transmisión de rayos gamma del  $^{60}\text{Co}$  a través de barreras de varios materiales.<sup>71</sup>

<sup>71</sup> Tomado de: Data on Shielding from Ionizing Radiation. British Standards Institution (1966).

## 5.6 Evaluación de las instalaciones del LINAC del Hospital de Oncología del ISSS.

Para la realización de esta evaluación se tomarán los requisitos para instalaciones de aceleradores lineales médicos presentados anteriormente en este mismo capítulo. La valoración se realiza mediante la tabla 5.6.

<b>Tabla 5.6.</b> Evaluación de las instalaciones del linac del Hospital de Oncología del ISSS. <sup>72</sup>			
<i>Requisito</i>		<i>Cumple</i>	<i>No cumple</i>
Agua potable, drenaje, electricidad y comunicaciones		<input checked="" type="checkbox"/>	
Señalización adecuada que indique la presencia de material radiactivo		<input checked="" type="checkbox"/>	
Zonas de amortiguamiento		<input checked="" type="checkbox"/>	
Sala de espera y recepción de pacientes	Acceso directo a consultorios y áreas de tratamiento	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Espacio adecuado en función del número de consultorios y sala de tratamiento	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Sistema de seguridad contra incendio		<input checked="" type="checkbox"/>
	Sistema de ventilación	<input checked="" type="checkbox"/>	

<sup>72</sup> Elaborada en base a la investigación hecha a lo largo del estudio.

Consultorio	Ubicación inmediata a la sala de espera y recepción	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Superficie mínima de 9 metros cuadrados para el área de exploración	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Lavado con sus instalaciones	<input checked="" type="checkbox"/>	
	sistema de ventilación	<input checked="" type="checkbox"/>	
Vestidor de pacientes	Ubicación cercana al cuarto de tratamiento	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Superficie mínima de 1.30 m x 1 m	<input checked="" type="checkbox"/>	
Cuarto de teleterapia	Accesible a la sala de espera	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Superficie interior mínima de 20 metros cuadrados	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Espacio independiente para el control de mando	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Las puertas y los pasillos de acceso tendrán un claro mínimo de 1.30 m	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Iluminación artificial	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Sistema de acondicionamiento y ventilación	<input checked="" type="checkbox"/>	

	Barreras que cumplan con tolerancia dependiendo del tipo de máquina	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Monitor dentro del cuarto	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Interruptor de paro de emergencia	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Interruptor de la puerta de tratamiento	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Luz de precaución	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Cámara de circuito cerrado	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Sistema de enfriamiento de agua	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Electrodo de tierra para la instalación eléctrica		<input checked="" type="checkbox"/>
	Sistema de potencia ininterrumpida (UPS), para el linac y sus componentes		<input checked="" type="checkbox"/>
	Cuarto de simulación de tratamientos	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Área de física médica	<input checked="" type="checkbox"/>	
	Área de fabricación de moldes		<input checked="" type="checkbox"/>
	Cuarto de aseo y sanitarios	<input checked="" type="checkbox"/>	

Con respecto al sistema de seguridad contra incendio, en la visita realizada no se observó ningún sistema de alarma de incendio o extinguidotes de fuego, requisito que se podría hacer cumplir con la instalación de un sistema adecuado al ambiente, equipo e instalaciones del servicio. Un sistema adecuado en nuestro país para este servicio sería el de gas FM-200. Considerado por la Agencia de

Protección Ambiental de los EE.UU. (EPA) como "el más eficiente sustituto del Halón 1301", los sistemas de supresión de fuego que utilizan el gas FM-200 proporcionan una protección limpia y segura para los seres humanos.

El agente FM-200, eficaz contra el fuego e inofensivo para las personas, se presenta de forma líquida cuando es mantenido bajo presión, lo que disminuye el espacio de almacenamiento. Es liberado como un gas, lo que permite que cubra todos los puntos del área protegida.

El FM-200 elimina el fuego en un tiempo máximo de hasta 10 segundos, impidiendo la reacción química que ocurre en él. El FM-200 es adecuado para aplicaciones en áreas ocupadas por seres humanos, en las concentraciones aprobadas por NFPA-2001. Por ser tan seguro para las personas, se usa como propulsor de inhaladores médicos.

El FM-200 también es compatible con el medio ambiente. Posee Potencial de Degradación de Ozono (ODP) cero, y una baja vida media atmosférica. Fue clasificado por la EPA como "sin restricción de uso". Por lo tanto, se recomienda para proteger un área vital o de alto valor, tal como centros de procesamiento de datos, depósitos, telecomunicaciones, salas de control, y archivos de documentos.

El uso de sistemas de extinción de FM-200 utilizados en conjunto con sistemas de detección de humos diseñados bajo las normas de la NFPA, aseguran el correcto funcionamiento de todos sus componentes. Además de proteger aquellos componentes eléctricos de los equipos, no requiere de mucho espacio y es automático, consta de una cámara de ionización, un termosensor, monitoreados por su panel de control, es ideal para el ambiente hospitalario.

Para el caso del cuarto de moldes, sí existe en el departamento, el problema que se encontró con este fue, que su área es menor al área mínima establecida por las normas, ya que el área con que se cuenta es de alrededor de 15 m<sup>2</sup>, cuando el área mínima sugerida por las normas es de 35 m<sup>2</sup>. Referente a los requisitos que debe cumplir el cuarto de tratamientos, se pudo observar que se cumplen con la mayoría debido a que el cuarto de tratamiento fue acondicionado por la misma empresa que distribuye el equipo (SIEMENS); la barrera primaria del cuarto tiene un espesor de alrededor de 2.70 m. de concreto y la barrera secundaria aproximadamente 1.50 m. de concreto. Si se realiza el análisis para el cálculo de barreras mostrado anteriormente se puede verificar que estos blindajes están adecuados para proporcionar la radioprotección necesaria.

Un problema que se encontró con la instalación eléctrica del linac fue que, esta no cuenta con un electrodo a tierra para el servicio, ni tampoco con un sistema de potencia ininterrumpida (UPS), recomendada por el fabricante del equipo, con mucha razón; hasta el momento de la realización de este documento, la institución estaba haciendo las gestiones necesarias para la adquisición de un UPS para el acelerador lineal y sus componentes, sin embargo se planea iniciar las sesiones de tratamiento sin este sistema de protección eléctrica, arriesgándose a interrumpir alguna sesión de tratamiento por alguna falla eléctrica en la red de la distribuidora. Lo que podría traer consecuencias graves, ya que existen antecedentes que se encuentran documentados acerca de accidentes en los cuales la interrupción de energía, causó daños a los componentes electrónicos del equipo, fallando su funcionamiento y causando complicaciones clínicas en pacientes. El hecho ocurrió en **BIALYSTOK**, el 27 de Febrero del año 2001, un accidente de sobre-exposición ocurrió en el Centro Oncológico de Bialystok<sup>73</sup> (BOC – Bialystok Oncology Centre) en Polonia en el cual cinco pacientes que recibían tratamiento de radioterapia fueron afectadas. El evento resultó de una pérdida transitoria de energía eléctrica causado por un corte de energía en el acelerador lineal NEPTUN 10P<sup>®</sup>. El corte de energía ocurrió mientras se estaba

---

<sup>73</sup> Tomado de: OIEA, Viena 2004.

dando tratamiento a una de las pacientes. Después del corte energético, la máquina fue reiniciada después de que sus controles fueron chequeados. Los tratamientos se continuaron y se terminó de dar tratamiento a la paciente que se estaba tratando inicialmente y a cuatro pacientes más.

Dos de las pacientes experimentaron una sensación de quemadura durante el tratamiento, por lo cual el personal del BOC canceló los tratamientos posteriores. Mediciones de dosimetría posteriores revelaron que la máquina tenía un nivel de radiación significativamente mayor a su salida que la esperada. Un chequeo posterior en la máquina reveló que el sistema de monitorización de dosis no estaba funcionando adecuadamente, y que uno de los componentes electrónicos del sistema de seguridad estaba dañado. Subsecuentemente, las cinco paciente tratadas, desarrollaron reacciones locales en la piel, tales como quemaduras y úlceras, después de seguir una serie de tratamientos, a finales del año 2002 se determinó que las cinco pacientes serían sometidas a cirugía para remover el seno que había sido afectado por la sobre-exposición con el acelerador lineal.

## **5.7 Diseño prototipo de las instalaciones de un LINAC médico.**

Consideraciones.

El diseño prototipo presentado en la figura 5-15 está basado en los requisitos presentados al inicio de este capítulo.

Las dimensiones del cuarto de tratamiento y el espesor de las barreras del mismo están basados en los cálculos presentados anteriormente para un acelerador de 18 MeV. Los espacios de la entrada principal y pasillos han sido establecidos considerando que a través de ellas se introducirá el acelerador, además algunos fabricantes establecen el ancho que deben tener los pasillos cuando se va a hacer un giro de 90° en los pasillos al momento de la instalación del equipo. El área de recepción y espera ha sido adecuada en relación al número de consultorios

presentados, se tendrá 8 espacios en la sala de espera por cada consultorio en el departamento. El área cuenta con un consultorio que servirá para dar consulta y oficina del jefe de departamento<sup>74</sup>; el área cuenta además con cuatro vestidores, se ha considerado que sean dos para mujeres y dos para hombres, el consultorio y vestidores se encuentran accesibles tanto a la recepción y sala de espera como a las salas de tratamiento y simulación. El cuarto de moldes se encuentra dividido en taller y cuarto de preparación de paciente, cabe mencionar que en este diseño se cumple el requisito de un espacio mínimo de 35 m<sup>2</sup>, contiguo a este se encuentra el cuarto de física médica. En el servicio se cuenta también con el cuarto de simulación, cuyos blindajes estarán adecuados a las exigencias del fabricante y características del equipo. En las instalaciones existe un archivo clínico, el cual servirá para llevar el historial clínico de los pacientes, este se ha ubicado accesible a la recepción, consultorio y sala de juntas. Se ha incluido también una sala de juntas, en donde se puedan discutir diferentes aspectos concernientes al servicio y tratamiento de pacientes.

Además dentro de las instalaciones se debe contar con un área, para el equipo de terapia con <sup>60</sup>CO ya que esta sirve en determinado momento como soporte de tratamientos del Acelerador Lineal.

---

<sup>74</sup> Criterio basado en: Dr. Manuel Barquín Calderón (2003). Dirección de Hospitales (Séptima Edición). México D.F., México: McGraw-Hill Interamericana.



## CONCLUSIONES

1. En El Salvador se cuenta por el momento con 3 máquinas de cobaltoterapia instaladas y trabajando, 2 de ellas se encuentran instaladas en el Instituto del Cáncer de El Salvador, la tercera situada en el Hospital de Oncología del ISSS, además en esta última institución cuenta con un equipo de simulación de tratamiento; en cambio en el Instituto del Cáncer realiza la simulación utilizando los mismos equipos de tratamiento, lo cual es incorrecto, y no se puede tomar como una simulación, además es inconveniente ya que el tiempo que se pudiese utilizar el equipo en realizar los tratamientos, se tiene que emplear para realizar las simulaciones; dependiendo de la ubicación del tumor en el paciente se utilizan del mismo modo, en el proceso de simulación, los equipos de rayos X con los que cuenta el Instituto del Cáncer.
2. Después de haber realizado el análisis beneficio-coste y exponer las ventajas cualitativas que tiene un Acelerador Lineal sobre la máquina de cobalto-60, se puede concluir que queda justificado el hecho de invertir en una máquina con un costo más elevado tomando en consideración las ventajas clínicas para pacientes y profesionales que conduce la implementación de un Acelerador Lineal en una institución de salud.
3. Según el estudio realizado el acelerador lineal adquirido por el Seguro Social tiene una capacidad que sobrepasa el número de sesiones de tratamiento actual, lo que indica que en el momento de su adquisición fue sobre estimada su cobertura, el Hospital de Oncológica ciertamente cuenta con una de las mejores tecnologías y podría sacarle mucho provecho montando nuevas estrategias de atención, cuentan con las instalaciones adecuadas y con el recurso humano necesario, el cual debería estar preparado y capacitado para el mejor aprovechamiento de la tecnología que tendrán bajo su cargo, es decir deberían contar con algún grado de experiencia práctica, por medio de la realización de una

pasantía, para no verse obligados a aprender en el equipo recién adquirido. Esto incluye a todos los que estén involucrados con el equipo.

4. En el caso del Instituto del Cáncer la panorámica es muy diferente prácticamente se deben de fortalecer las instalaciones ya que el área de espera y consulta no es lo mas adecuado para el número de pacientes que se atienden en dicha institución, no cuenta con un sistema de simulación adecuado. Hasta la fecha, el instituto ya cuenta con un oficial de protección radiológica pero aún no cumple todos los requisitos que debería cumplir de acuerdo a un programa de garantía de calidad.
5. Los beneficios obtenidos hasta ahora en el país con el equipo de terapia con  $^{60}\text{Co}$  han sido satisfactorios desde el punto de vista de costos, pero dejan un tanto que desear en cuanto a calidad de los resultados de los tratamientos ya que existe un porcentaje de exposición y daño a tejidos sanos que muchas veces complican los tratamientos, y sólo se usan para atenuar el dolor y el desarrollo del cáncer y no la cura de este. Por otro lado si le añadimos que existen tipos de cáncer que no pueden ser tratadas adecuadamente ya que existen técnicas que no pueden ser abordadas en un equipo de tratamiento con cobalto-60; se finaliza por exponer que el equipo más eficiente para los tratamientos que se desarrollan en el país es un acelerador lineal médico, aunque esta conclusión es fundamentada en experiencias de países similares al nuestro, que cuentan con este tipo de equipo, y en la investigación teórica realiza a lo largo de este estudio acerca de los beneficios clínicos y cualitativos que se obtienen en los tratamientos.
6. Los lineamientos generales del programa de garantía de calidad presentados en el estudio son viables y adecuados para ser aplicados en nuestro país solo requiere un verdadero interés de parte de las instituciones para su implementación y así asegurar el buen funcionamiento de las tecnologías en el servicio. Hasta la finalización de este estudio el Instituto del Cáncer de El Salvador, aún sigue trabajando para mejorar este programa y según los parámetros manejados en el

estudio; cumple con un 38% de los requisitos establecidos en el programa de garantía de calidad. En cuanto a los requerimientos necesarios del equipo mínimo auxiliar con que deben contar las instalaciones para la puesta en marcha del programa de garantía de calidad, se ha constatado en el estudio que ambas instituciones cumplen con estos requisitos planteados.

7. Dentro de la planificación del tratamiento en teleterapia se cuenta con dos métodos: la planificación manual y la planificación por medio de software. Obviamente, la planificación por software es más eficiente debido a que con la utilización de un sólo ordenador se puede llevar un mejor control del paciente, desde la toma de datos hasta, por supuesto, el cálculo de dosis e inclusive se puede controlar el posicionamiento de la mesa y el cabezal de tratamiento, con los dispositivos adecuados; reduciendo así el tiempo necesario para la simulación y agilizando el inicio del tratamiento. Pero, es de hacer notar que a pesar de que la planificación con la utilización de software es eficiente desde el punto de vista que se agiliza el proceso de planificación, los resultados de este procedimiento deben ser comparados con los cálculos manuales realizados por un físico. Tomando ese punto, se puede concluir que la planificación por software puede ser corroborada o complementada con los cálculos manuales.
  
8. El método de cálculo de barreras presentado es bastante práctico, debido a que, conociendo las dimensiones del cuarto de tratamiento, los espacios disponibles para las barreras, los requerimientos de espacios mínimos que los fabricantes exigen para instalar sus equipos, y algunas especificaciones técnicas de las máquinas como la distancia del blanco hacia el isocentro; sólo es necesario definir el tipo de material para las barreras para proceder al cálculo del espesor de las mismas. Una herramienta importante en el cálculo de las protecciones, son las tablas de transmisión proporcionadas por la NCRP y el instituto británico de estándares. Este mismo método de cálculo fue utilizado para evaluar las barreras del cuarto de tratamiento del linac en el hospital de oncología y

efectivamente se comprobó que estas tienen el espesor necesario para proteger al personal y pacientes de una sobre exposición de dosis. A pesar de que este cuarto fue originalmente diseñado para albergar a una máquina de  $^{60}\text{Co}$ , se hicieron las modificaciones adecuadas en la estructura, para satisfacer las necesidades de espacios y protección que requería la instalación de un linac.

9. Con respecto al análisis financiero, ambas tecnologías en estudio resultaron aceptables, ya que su relación beneficio-costos son mayor que uno y el tiempo de recuperación de la inversión inicial resultó ser menor que 3 años para ambas máquinas, habiendo una diferencia de meses entre ambas, el punto crucial que determinó la sugerencia final, fueron los beneficios cualitativos del acelerador lineal en cuanto a los beneficios cualitativos y el desarrollo médico. Al elegir el linac como una mejor alternativa, no se quiere dar a entender que el equipo de tratamiento con cobalto-60 es un equipo obsoleto, más bien es un equipo de soporte y hasta cierto punto una alternativa factible para aquellas instituciones que no disponen del recurso financiero necesario para la adquisición, instalación y funcionamiento de un acelerador lineal médico.

## RECOMENDACIONES

Ya que el estudio se realizó en dos instituciones de salud, se dividió en dos partes las recomendaciones, retomando así cada una de las instituciones, resultaron las siguientes recomendaciones:

Para el Instituto del Cáncer de El Salvador se recomienda:

1. Implementar un Programa de Garantía de Control de Calidad en el Instituto del cáncer de El Salvador que abarque los aspectos médicos, físicos o dosimétrico y clínicos, con todos los requisitos necesarios para llevar un control eficiente de cada uno de los elementos que lo componen, es necesario asignar responsables y funciones bien definidas, para obtener un Programa de Garantía de Control de Calidad integral se debe incluir la formación del Comité de Garantía de Calidad, ya que hasta ahora no se ha considerado; de esta manera el programa alcance a cumplirse a un 100%.
2. Diseñar e implementar manuales de procedimientos para la verificación de los tratamientos en el instituto, protocolos de entrada de datos al sistema de planificación, así detectar posibles anomalías en los procesos existentes.
3. Adquirir accesorios para el equipo de terapia con  $^{60}\text{Co}$  que le permitan una sofisticación semejante en tratamiento como los de un Acelerador Lineal; se trata de los colimadores multihojas o cuñas dinámicas de esta manera brindarán un mejor tratamiento a los pacientes del instituto del cáncer que es la que maneja el mayor número de pacientes con cáncer en El Salvador.
4. Adquirir un equipo de simulación de tratamientos, con las características y especificaciones que se establecieron en el capítulo 3, ya que hasta la fecha de la realización de este estudio el proceso de simulación se realiza de una manera errónea y aunque bien es cierto no representa ningún peligro de sobre exposición a los pacientes, no puede ser

considerada como tal y más bien, este proceso contribuye a un retraso para realizar las sesiones de tratamiento y el tiempo de ocupación de la sala de tratamientos, esta práctica además agrega un costo a la institución, ya que se pierde tiempo en realizar supuestas simulaciones en vez de tratamientos.

5. Como parte del servicio social que presta el instituto del cáncer y considerando los bajo recursos de la población que atiende, muchas veces se les ayuda dándoles dinero para su transporte, que muchas veces según manifiestan los mismos pacientes por la necesidad que tienen es mal administrado por ellos mismos, es por esta razón que se debería implementar un sistema de transporte, coordinándose por días y zonas para ya no tener riesgo de citas pérdidas e interrumpir los tratamientos.

Para el Hospital de Oncológica del ISSS se recomienda:

1. Venta de servicio o alianza con el Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social ya que es en esta institución en la que se encuentra el mayor número de afectados por cáncer en el país o también como considerar la posibilidad de establecer negociaciones de venta del servicio a nivel centroamericano para incrementar los beneficios en el Hospital de Oncológica del Seguro Social.
2. Se observó que uno de los mayores problemas que se desarrollan hasta ahora es la inasistencia de los pacientes a sus tratamientos, muchas veces por la lejanía o falta de tiempo, es por eso que se cree conveniente el establecer nuevas rutas de transporte a pacientes del ISSS, que gozan del privilegio de ser transportados desde sus viviendas hacia los centros de salud para que se les brinden los tratamientos correspondientes.

En general se recomienda:

1. Para solventar la problemática planteada en el impacto social, a nivel gubernamental se debería buscar la descentralización del servicio de radioterapia y desplazar fuera de la capital el servicio, habilitando en al menos uno de los hospitales un servicio de esta clase, con al menos un equipo de tratamiento con cobalto-60, un simulador y el sistema de planificación; para tal fin se podría implementar un proyecto parecido al de RHESSA<sup>1</sup> que con la ayuda del Banco Mundial, busca la remodelación de 7 hospitales del país, después de la destrucción de varios hospitales para los terremotos del 2001. Esta recomendación esta basada en la recomendación del OIEA de instalar un equipo de terapia con cobalto-60 por cada 500,000 habitantes y un acelerador lineal por 1,000,000 de habitantes.
2. Ya que en el país se ha realizado la instalación de un acelerador lineal médico, se debe crear una normativa que regule el funcionamiento de este tipo de equipos, ya que por el momento solo se cuenta con una normativa para el control de los requisitos de instalaciones y funcionamiento de cobaltoterapias.

---

<sup>1</sup> RHESSA: Reconstrucción de Hospitales en El Salvador.

## BIBLIOGRAFÍA

- Dra. Cristina Cortinas de Nava / OPS / OMS (1990). Cáncer y Ambiente. Bases Epidemiológicas para su Investigación y Control. México: Metepec, Estado de México.
- Murphy, Lawrence, Lenhard / OPS (1996). Oncología Clínica, Manual de la American Cancer Society (Segunda Edición). American Cancer Society.
- Juan Jaramillo Antillon (1991). El Cáncer, Fundamentos de Oncología (Tomo I). San José, Costa Rica: Editorial de la Universidad de Costa Rica.
- OPS (2004). Programas Nacionales de Control del Cáncer Políticas y Pautas para la Gestión (Segunda Edición). Washington, D.C.: OMS.
- Faiz M. Khan (2003). The Physics of Radiation Therapy (Tercera Edición). Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins.
- ECRI (2003). Healthcare Product Comparison System.
- Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA (Junio de 2000). Aspectos físicos de la garantía de la calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. Wagramer Strasse 5 P.O. Box 100 A-1400 Viena, Austria.
- Universidad de El Salvador, UES (2003). Tesis: “Protocolo de control de calidad del organismo de energía atómica de los aspectos radiográficos y fluoroscópicos del equipo simulador del Hospital de Oncología del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, en el periodo de enero a junio del 2003.”

- Infante Díaz, Salvador (1964). Cáncer en El Salvador. San Salvador, El Salvador: Ministerio de Educación.
- Patton H. McGinley (1998). Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities (First Edition). United States of a America: Medical Physics Publishing, 4513 Vernon Blvd. Madison, WI 53705 (608) 262-4021.
- Baca Urbina, Gabriel (1999). Evaluación de Proyectos (3ra. Edición). MEXICO, MEXICO: MCGRAW HILL.
- Secretaria de Salud (1994). Norma oficial mexicana **NOM-002-SSA2-1993** "Para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria del servicio de radioterapia". México D.F.: Diario Oficial.
- British Standards Institution (1966). Data on Shielding from Ionizing Radiation (Part 1). England: British Standards House, 2<sup>nd</sup> Park St., London, W.1, B.S. 4049.
- Dr. Manuel Barquín Calderón (2003). Dirección de Hospitales (Séptima Edición). México D.F., México: McGraw-Hill Interamericana.
- OIEA (2004). Accidental overexposure of radiotherapy patients in Białystok. Vienna: OIEA Library Cataloguing in Publication Data.
- OIEA. Design and implementation of a radiotherapy programme: Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects. Vienna: OIEA Library Cataloguing in Publication Data.

## GLOSARIO

- $\gamma$ : Rayos Gamma.
- **ADN**: Acido Desoxirribonucleico.
- **ARN**: Ácido Ribonucleico.
- **ATP**: La molécula que interviene en todas las transacciones de energía que se llevan a cabo en las células.
- **BEV**: Beam's Eye View
- **Cerrobend**: El cerrobend es una aleación de metales con un punto de fusión inferior al plomo; los bloques son diseñados en forma particular para cada haz de tratamiento, y son interpuestos manualmente entre el cabezal del puente y el paciente.
- **CT**: Tomografía Computarizada.
- **DFI**: Distancia Foco Isocentro
- **DFS**: Distancia Foco Superficie
- **DICOM**: Digital Imaging and Communications in Medicine.
- **El aparato de Golgi**: es también llamado complejo o cuerpo de Golgi, se encarga de la distribución y el envío de los productos químicos de la célula.
- **EPID**: Electronic Portal Imaging Device.
- **Fluoroscopia**: es un estudio de las estructuras del cuerpo en movimiento
- **FWHM**: Ancho total a la mitad de la altura del perfil de dosis (W50%)
- **HDV**: Histograma de Dosis Volumen.
- **HVL**: valor medio de la capa o barrera.
- **IMRT**: Radioterapia con Intensidad Modulada.
- **LAN**: Red de Área Local.
- **LINAC**: Acelerador Lineal (Linear Accelerator).
- **Lisosomas**: es una vesícula membranosa que contiene enzimas hidrolítico para la digestión intracelular controlada de macromoléculas.
- **MLC**: Colimadores Multihojas.
- **Monómeros**: Moléculas químicas sencillas que tienen la propiedad de poderse encadenar entre sí, formando moléculas de gran tamaño llamadas polímeros.
- **MRI**: Imágenes por Resonancia Magnética.

- **PACS:** Almacenamiento de Imágenes y Sistemas de Comunicación.
- **Pb:** Plomo.
- **PDD:** Porcentaje de Dosis en Profundidad.
- **Peroxisomas:** En los peroxisomas se degradan las purinas y otros compuestos.
- **PET:** Tomografía por Emisión de Positrones.
- **Polímeros:** se producen por la unión de cientos de miles de moléculas pequeñas denominadas monómeros que forman enormes cadenas de las formas más diversas.
- **PSF:** Es el factor de dispersión en el máximo para un campo dado.
- **PVH:** Proyección Visual del Haz
- **Radiocirugías:** es una técnica de radiación sofisticada y de alta precisión indicada para tratar lesiones benignas y malignas intracraneales de pequeño tamaño.
- **Retículo endoplasmático:** o endoplásmico, es una red de membranas interconectadas que forman cisternas, tubos aplanados y sáculos comunicados entre sí, que intervienen en funciones relacionadas con la síntesis proteica y el transporte intracelular.
- **RF:** radiofrecuencia.
- **SDD:** Distancia Fuente-Diafragma.
- **SPC:** Sistema de Planificación y Cálculo
- **SPC3D:** Sistemas de planificación y cálculo 3D.
- **SSD:** Distancia Fuente-Superficie.
- **TAC:** Tomografía Axial Computarizada.
- **TPR:** Razón Piel-Phantom
- **TVL:** longitud del décimo valor.
- **US:** Ultrasonido.