



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

CONTROL DE CALIDAD EN UN ACELERA-
DOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO
MEDICO.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE :

F I S I C O

P R E S E N T A :

Nazario Miranda Martínez

MEXICO, D. F.

AGOSTO DE 1991

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

CONTROL DE CALIDAD EN UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES
PARA USO MEDICO

I N D I C E

INTRODUCCION.....	1
1) PRINCIPIOS FISICOS.	
1.1) Introducci3n.....	1
1.2) Rayos X, Propiedades y Producci3n.	
1.2.1) Interacci3n de los electrones con el blanco.....	4
1.2.2) Distribuci3n espectral.....	6
1.2.3) Absorci3n y dispersi3n de los rayos X.....	7
1.3) Interacci3n de la radiaci3n con la materia.....	7
1.4) Magnitudes y unidades dosimetricas.....	8
2) PRINCIPIOS DE OPERACION DE UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MEDICO.	
2.1) Breve reseña historica del acelerador lineal de electrones..	11
2.2) Operaci3n de los aceleradores lineales en radioterapia.....	12
2.3) Diseo de un acelerador elemental.....	14
2.4) M3dulos y componentes de un acelerador lineal.....	20
2.5) Fuentes de microondas. Introducci3n.	
2.5.1) Cavidades de microondas.....	23
2.5.2) El Klystr3n.....	25
2.5.3) El Magnetr3n.....	26
2.6) La gui3 de onda y el circulator.....	28
2.7) Estructura de aceleraci3n.	
2.7.1) Estructuras de aceleraci3n tipo onda viajera.....	29
2.7.2) Estructuras de aceleraci3n tipo onda estacionaria.....	31
2.8) Magneto deflector.....	34
2.9) Cabezal.....	35
2.10) Escudo retractable.....	37
2.11) Sistemas auxiliares.....	38
2.12) Revisi3n operacional.....	39
3) INSTRUMENTACION.	
3.1) C3maras de ionizaci3n.....	40
3.1.1) Cables.....	46
3.2) Electrometros.....	47
3.2.1) Lector.....	48
3.3) Fuente de comprobaci3n de la estabilidad de una c3mara.....	49
3.4) Instrumentaci3n auxiliar.....	50
3.5) Fantomas.....	51

4) CONTROL DE CALIDAD.

4.1) Aspectos de la seguridad radiológica en un acelerador lineal de electrones.....	53
4.1.1) Blindaje de la sala de radiación.....	54
4.1.2) Dispositivos de seguridad.....	54
4.1.3) Vigilancia de la exposición del personal a radiaciones.....	54
4.1.4) Fuera del Cabezal.....	55
4.1.5) Vigilancia del área de trabajo.....	55
4.1.6) Protección del paciente.....	56
4.2) Pruebas iniciales de aceptación en la instalación de la unidad.	
4.2.1) Coincidencia del eje mecánico del colimador, el eje central del haz de luz y el retículo.....	57
4.2.2) Coincidencia del haz de luz con el haz de radiación.....	60
4.2.3) Determinación del isocentro mecánico.....	62
4.2.4) Determinación del eje del haz de radiación así como del isocentro.....	63
4.2.5) Verificación del aplanado y simetría del haz de radiación.....	65
4.3) Calibración del acelerador.	
4.3.1) Fotones de altas energías (rayos X de aceleradores).....	67
4.3.2) Puntos de calibración.....	69
4.3.3) Determinación de la dosis absorbida en el punto de calibración.....	70
4.3.4) Selección de porcentajes de dosis en profundidad.....	73
4.3.5) Dispositivos auxiliares.....	73
4.4) Seguimiento del control de calidad.....	74
5) MEDIDAS EXPERIMENTALES DE LAS CARACTERISTICAS DEL HAZ DE FOTONES DE 6 Y 15 MV, DE UN ACCELERADOR LINEAL DE ELECTRONES MARCA SIEMENS, MODELO MEVATRON MD-CLASS, TIPO 67-7745.	
5.1) Instrumentación, materiales y métodos.....	77
5.2) Aspectos en seguridad radiológica.....	78
5.3) Coincidencia del eje mecánico del colimador, el eje central del haz de luz y el retículo.....	79
5.4) Coincidencia del haz de luz con el haz de radiación.....	80
5.5) Determinación del isocentro mecánico.....	81
5.6) Determinación del eje del haz de radiación así como isocentro.....	81
5.7) Verificación del aplanado, simetría del haz de radiación.....	83
5.8) Variación del rendimiento con el tamaño del campo.....	86
5.9) Medidas de porcentajes de dosis en profundidad.....	88
5.10) Medidas de razón máxima en tejido.....	91
6) CONCLUSIONES.....	94
ANEXOS.....	96
BIBLIOGRAFIA.....	100

I N T R O D U C C I O N

En el año de 1989, el Instituto Nacional de Cancerología recibió como donación un Acelerador Lineal de Electrones para uso Médico; el grupo de Física Médica (del que formaba parte el autor) decidió realizar un amplio estudio de los parámetros físicos así como mecánicos de dicha unidad, esto es, este acelerador tendría que pasar por un estricto control de calidad antes de poder utilizarlo en pacientes.

Consultando artículos publicados en diversas revistas de Física Médica, se encontró que sólo la Asociación Americana de Física Médica (AO, 1975), se había encargado de un trabajo semejante, en el cual daba recomendaciones para llevar a cabo este control de calidad; existen otros estudios de aceleradores en particular, pero ninguno para el acelerador que se nos había donado (Marca Siemens, con haces de fotones de 6 y 15 MV). Esta tesis es el resultado de estos estudios.

Generalmente se acepta que los mejores resultados en la atención de cáncer se consiguen mediante un enfoque multidisciplinario del tratamiento. La radioterapia ha adquirido un papel preponderante en el tratamiento de cáncer gracias a los adelantos efectuados en el diseño de aparatos, técnicas de administración de las radiaciones y la mejor comprensión de sus efectos sobre tejidos enfermos y normales.

La radioterapia moderna utiliza hoy día, en algunas situaciones, aparatos muy perfeccionados que exigen un control muy riguroso de los parámetros clínicos y físicos que pueden influir sobre los resultados del tratamiento.

En un centro de radioterapia, cualquiera que sea su tamaño o volumen de trabajo, es aconsejable poner en práctica un programa completo de control de calidad que debe atender entre otras, las siguientes Áreas: Parámetros físicos de los aparatos, procedimientos de dosimetría, métodos de protección radiológica y mantenimiento preventivo de las unidades de radiación e instrumentos de medición de radiación.

Un programa de control de calidad consiste en una serie de pruebas que se efectúan periódicamente para evaluar el funcionamiento de los instrumentos dentro de unos límites de operación previamente establecidos.

La ejecución de este programa se basa en las siguientes premisas:

- 1) La aceptación del personal de la necesidad de dicho programa.
- 2) Disponibilidad de personal suficientemente adiestrado.
- 3) Instrumentación adecuada.

4) Empeño constante en buscar el valor real de la dosis exacta de radiación administrada al paciente.

El éxito de este programa se basa en la actitud y constancia del personal durante el período de obtención de datos, así como de su capacidad para analizarlos. En general, los resultados del programa se observan desde el primer momento en casos individuales, pero su importancia sólo se apreciará a largo plazo con la reducción de fallas y complicaciones del tratamiento, así como del tiempo de inmovilización de las unidades de radiación.

Esta tesis ha sido diseñada de tal forma que un físico, que esté empezando a conocer el área de Física Médica, pueda fácilmente obtener los conocimientos para llevar a cabo un buen control de calidad de un acelerador lineal.

El primer capítulo introduce los principios físicos involucrados en la producción de rayos X, la interacción de la radiación con la materia y conceptos de dosimetría.

El segundo capítulo trata acerca de los principios de operación de un acelerador lineal de electrones; de hecho en este capítulo, se diseña un acelerador lineal de electrones, partiendo de un simple tubo de rayos X.

En el tercer capítulo se hace un estudio de la instrumentación necesaria para llevar a cabo el control de calidad, se describen sus características y se dan algunas recomendaciones.

El cuarto capítulo, trata completamente del control de calidad, desde los aspectos de seguridad radiológica, las pruebas en la instalación inicial del acelerador hasta la calibración del mismo.

Finalmente en el quinto capítulo se aplican todos los métodos, estudiados en el capítulo cuatro, a un acelerador en particular,

El capítulo sexto contiene las conclusiones de este trabajo.

CAPITULO I

PRINCIPIOS FISICOS

1.1.- INTRODUCCION.

Si es importante aclarar los conceptos y definir las magnitudes que intervienen en cualquier rama de la física, lo es mucho más tratándose de la física médica, especialmente en los campos de la Dosimetría y Radioterapia.

La Comisión Internacional para las Unidades y las Medidas de las Radiaciones (ICRU), opina que el entendimiento de los conceptos y la definición de las magnitudes es lo fundamental, mientras que la elección de las unidades tiene menos importancia.

Este primer capítulo está dedicado precisamente a aclarar conceptos y a definir magnitudes, así como sus unidades.

Se hace un breve estudio de la producción de rayos X, la interacción de la radiación con la materia, y se definen conceptos de dosimetría.

El material bibliográfico en que se basa este capítulo fue tomado de (Jo, 1983).

1.2.- RAYOS X, PROPIEDADES Y PRODUCCION.

Los rayos X fueron descubiertos en 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen, quien durante el curso de algunos estudios cubrió un tubo de rayos catódicos con una caja de cartulina negra y observó cierta fluorescencia sobre una pantalla recubierta con platinoocianato de bario ubicada en las proximidades del tubo.

Después de una mayor investigación de este fenómeno, Röntgen concluyó que aquel efecto era debido a la generación de nuevos rayos invisibles capaces de penetrar los materiales opacos y producir fluorescencia visible en ciertos compuestos químicos, Röntgen llamó rayos X a estos nuevos rayos invisibles.

Todo haz de rayos X está compuesto por grupos de rayos que fundamentalmente son de la misma naturaleza que la luz visible, ultravioleta e infrarroja. La comparación de los rayos X con otras ondas electromagnéticas se muestra en la figura 1.1. Además de la parte visible, el espectro electromagnético incluye radiaciones de mayores longitudes de onda, tales como los rayos infra-rojos, las ondas de radio de gran alcance y finalmente las enormes ondas eléctricas. En el otro extremo, más allá de la porción visible del espectro, están las ondas de longitud más corta, entre las que se pueden mencionar a los rayos ultravioleta y los rayos gamma y X.

Como se observa, estos últimos rayos ocupan la misma porción del espectro electromagnético, sin embargo, los rayos X cubren una mayor parte del espectro que los rayos gamma.

LA UNIDAD ANGSTROM - ES LA UNIDAD FISICA DE LONGITUD, EQUIVALE A UN 1×10^{-8} CENTIMETROS

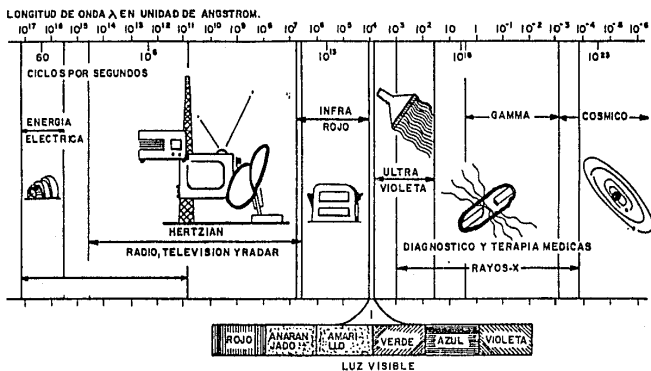


Figura 1.1. - El espectro electromagnético.

Al igual que los rayos gamma, los rayos X pueden atravesar la materia sólida, de igual forma interactúan con la materia (efecto fotoeléctrico, dispersión Compton, producción de pares). Pero mientras que los rayos gamma vienen desde dentro del núcleo del átomo, los rayos X son generados fuera del núcleo por la interacción de los electrones con los átomos. Por este motivo, existe diferencia en la distribución de las energías de los rayos X y gamma. Los rayos gamma de cualquier radionúclido simple, sólo son de una o diversas energía discretas, mientras que los rayos X constan de un espectro amplio y continuo de energías.

Los rayos X se producen cuando electrones a altas velocidades colisionan con la materia. Un tubo convencional de rayos X, se ilustra en la figura 1.2, consiste de un cátodo y un ánodo ensamblados en un bulbo de cristal, al vacío. El cátodo está formado por un filamento de tungsteno, el cual se arregla para dirigir electrones hacia un blanco de tungsteno embebido en un ánodo de cobre. Para producir los rayos X, se aplica un alto voltaje (generalmente CA), a través del tubo; en la parte de el ciclo en que el ánodo es positivo, los electrones son acelerados a través del vacío y golpean el blanco de tungsteno. Cuando estos electrones son desacelerados, se irradia energía.

La radiación sale en todas direcciones, pero debido a el efecto de protección de el blanco y a que el tubo está encerrado en una capa de plomo, ésta está confinada a un haz en forma de cono, tal como se indica en la figura 1.2.

La naturaleza de los rayos X depende fuertemente de el voltaje aplicado a el tubo; a mayor voltaje, la longitud de onda de el haz se vuelve más corta y la penetración de la radiación es más grande.

La corriente i , la cual fluye a través del circuito, depende de el número de electrones que son liberados de el filamento. Este número depende de la naturaleza de el filamento emisor y de su temperatura. La corriente se incrementa rápidamente conforme la temperatura se incrementa. En la mayoría de los tubos de rayos X, prácticamente todos los electrones que son liberados llegan al ánodo.

Las máquinas de rayos X para aplicaciones médicas, generalmente operan en el rango de voltajes de 30 a 300 kV; en general los voltajes de 50 a 140 kV son usados para diagnóstico, terapia de contacto y superficial mientras que la otra parte del intervalo se aplica en radioterapia.

Los tubos de terapia son diseñados para operar por largos periodos de tiempo, debido a esto se genera calor en el blanco, el cual es removido circulando aceite a través del ánodo de cobre.

Para los altos voltajes requeridos en terapia, los tubos son diseñados para operar arriba de 300 kV continuamente a 30 mA, correspondiendo esto a una salida de potencia de 9 kW.

Uno de los principales problemas en el diseño de estos tubos, es prevenir la emisión de electrones secundarios de el blanco. Los electrones pueden ser retrodispersados por el blanco y golpear la cubierta de cristal produciendo serias dificultades. Los electrones sobre el cristal pueden actuar como una especie de rejilla de control, la cual afecta la operación eléctrica del tubo, o un haz lo suficientemente intenso de electrones disperso, puede fracturar el cristal.

1.2.1.- INTERACCION DE LOS ELECTRONES CON EL BLANCO.

Cuando los electrones bombardean un blanco, su energía es cedida a través de dos procesos fundamentales, referido como pérdida por colisión y pérdida por radiación.

La pérdida por colisión involucra interacciones Coulombianas con los electrones de los átomos, mientras que la pérdida por radiación resulta de las interacciones con el núcleo. Un electrón a alta velocidad perderá su energía en el blanco por muchas interacciones de ambos tipos. Cada interacción provoca un cambio en la dirección del electrón, resultando en una tortuosa trayectoria a través de un blanco grueso.

Blancos delgados, a través de los cuales los electrones pasan con una pequeña pérdida de energía o cambio de dirección, son empleados para estudiar el proceso de generación de rayos X, o para otros propósitos.

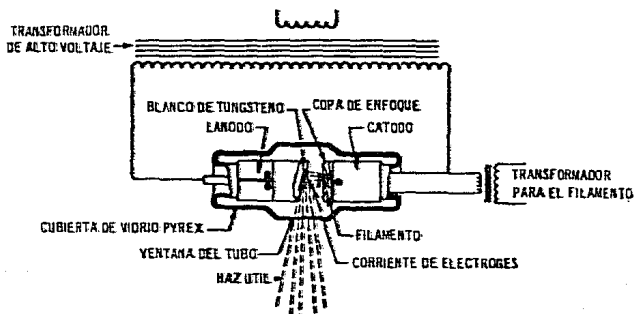


Figura 1.2.- Diagrama de una tubo de rayos X con su circuito eléctrico tipo autorectificador asociado.

Las interacciones coulombianas con electrones atómicos pueden resultar en excitación o expulsión del electrón (ionización). Los electrones así expulsados pueden tener la suficiente energía como para producir más excitaciones e ionizaciones a través de su trayectoria, tales electrones son llamados rayos δ .

Prácticamente toda la energía producida por la excitación y la ionización en el blanco es rápidamente degradada en calor. Sin embargo, una pequeña fracción se emite como radiación X característica cuando un electrón regresa a una órbita interna para reemplazar un electrón perdido.

La mayor parte de la generación de rayos X resulta del proceso de frenamiento. Cuando un electrón pasa lo suficientemente cerca de un núcleo del átomo, es desacelerado debido a la fuerza coulombiana; el decremento en su energía cinética es contrarrestado por la emisión de una cantidad igual de energía en la forma de un fotón de rayos X. Estos rayos X son llamados Bremsstrahlung, algunas veces también son referidos como radiación continua debido a la amplia distribución de su espectro de energía.

1.2.2.- DISTRIBUCION ESPECTRAL.

Cuando los electrones muy rápidos son detenidos por un blanco, la radiación producida presenta una distribución continua de energías. Aún cuando la intensidad de un haz de rayos X es distinta para blancos de diferentes números atómicos, las características generales del espectro continuo, para todos los blancos, son similares. Tan pronto como los electrones hacen contacto con las capas superficiales del blanco, son detenidos en forma abrupta por colisión con el fuerte campo de Coulomb del núcleo, siendo desviados de su dirección original de movimiento y produciendo energía en forma de radiación.

Si el electrón queda en reposo después de una colisión simple, la energía del fotón resultante corresponderá a la energía del electrón detenido y será máxima. Si el electrón soporta una colisión menos drástica, se producirá una energía fotónica menor. Puesto que estarán llevándose a cabo una variedad de tipos de choques, se producirán fotones de todas las energías, desde cero hasta el valor máximo. Esto explica la distribución continua del espectro de rayos X.

Un haz de rayos X puede contener uno o más picos delgados, superpuestos en el espectro continuo (figura 1.3). Para un tubo de rayos X dado, estos picos poseen energías definidas y son características del elemento utilizado como blanco. Por este motivo, se llaman radiaciones características. La energía de estos picos se incrementa en el número atómico del blanco.

Las radiaciones características se producen de la siguiente manera: Los electrones rápidos al chocar con un blanco perderán energía debido a las colisiones que sufren con los electrones de las capas internas de los átomos. Como resultado, uno de los electrones orbitales internos es desalojado de su posición y removido totalmente del átomo. Esto deja un lugar vacante en la capa donde fue removido el electrón, el que es ocupado rápidamente por otro electrón, regresando el átomo a su estado normal. Al hacer esto, emitirá energía en la forma de un fotón de rayos X.

Para cualquier elemento particular y un electrón en una órbita particular, deberá impartirse una cierta cantidad mínima de energía al átomo para extraer al electrón. Esta energía es exactamente la emitida como un fotón cuando se reemplaza al electrón. Estas líneas características de emisión aparecen en grupos designados como K, L, M, N, O, etc. correspondiendo los picos a la capa particular llenada.

El espectro característico es importante cuando se desarrolla un trabajo de experimentación (por ejemplo el estudio de los átomos y cristales). Sin embargo, en un tubo de rayos X la intensidad de los rayos X característicos es insignificante comparada con el espectro continuo y es por ello de escaso interés en aplicaciones de diagnóstico y terapia.

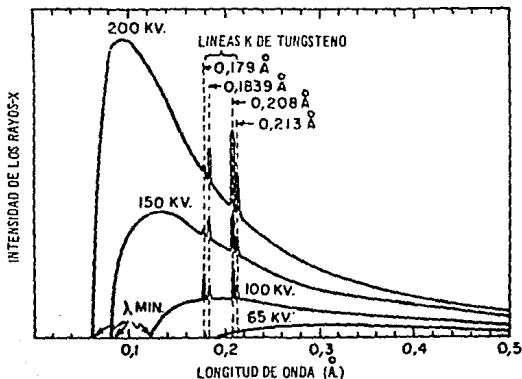


Figura 1.3. - Espectro típico de rayos X.

1.2.3. - ABSORCION Y DISPERSION DE LOS RAYOS X.

Una de las propiedades más importantes de los rayos X es su fuerte poder de penetración, el cual depende de la naturaleza del material de absorción y de la energía de los rayos X.

Debido, a que los rayos X producidos por un tubo no son monoenergéticos, los fotones más débiles serán absorbidos más rápidamente que los representados por las porciones más energéticas del espectro. Por esta razón, conforme el haz de rayos X pasa a través de las primeras capas de un material dado, un elevado porcentaje de los rayos más blandos es absorbido. Tan pronto como el haz de rayos X pasa a través de cada espesor adicional del material de absorción, los componentes más blandos se irán eliminando. Agregando capas adicionales de material de absorción, se incrementará la energía promedio del haz emergente y éste se hará más monoenergético.

Cuando un haz de rayos X se pone en contacto con un material de absorción, parte de la energía del haz es absorbida y al mismo tiempo hay dispersión de rayos X en todas direcciones. Por esta razón, el material de absorción se convierte en fuente de rayos X. Los rayos emitidos por el material de absorción son de dos clases: dispersos y radiaciones secundarias. Ambas surgen como consecuencia de la colisión de los rayos X del haz primario con los átomos del material de absorción.

1.3. - INTERACCION DE LA RADIACION CON LA MATERIA.

La interacción primaria de los rayos X con la materia implica la producción de partículas cargadas secundarias, generalmente electrones, es por esto que a los rayos X algunas veces se les llama radiaciones no ionizantes o indirectamente ionizantes.

Un fotón puede interactuar con la materia a través de diversos mecanismos. La interacción puede ser con el átomo, (efecto fotoeléctrico, dispersión Rayleigh), o con un electrón del átomo (efecto Compton), o con el núcleo atómico (producción de pares, fotodesintegración y producción de mesón).

En el dominio de las energías más frecuentes, 0.01 a 10 MeV, los efectos más importantes son el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción de pares.

La figura 1.4. muestra la importancia de esas interacciones en un amplio intervalo de energías, $h\nu$, de los fotones incidentes y de números atómicos, Z , del material absorbente. Para cualquier Z , el efecto Compton es el predominante para energías de 0.8 a 4 MeV; para materiales con Z pequeño, el efecto Compton sigue predominando en un amplio dominio de energías de fotones. Para Z moderadamente grande, la interacción fotoeléctrica domina a pequeñas energías.

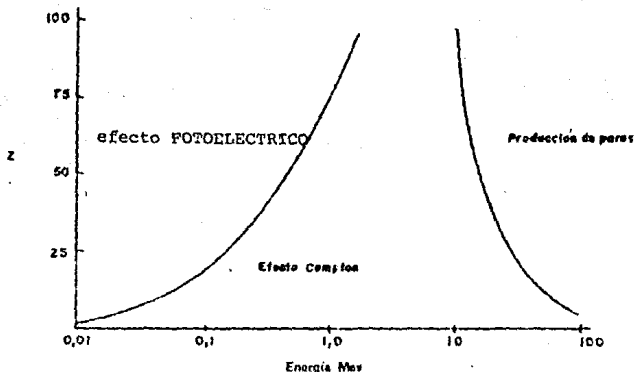


Figura 1.4.- importancia relativa de los tres principales formas de interacción de la radiación con la materia.

1.4. - MAGNITUDES Y UNIDADES DOSIMÉTRICAS.

Todas las definiciones de las magnitudes que aparecen en lo que sigue proceden del último documento publicado por la ICRU, en su reporte # 33 (ICRU, 1980), acerca de este asunto.

a) La energía impartida, ϵ , por la radiación ionizante a la materia en un volumen es:

$$\epsilon = E_i - E_o - E_o$$

en donde:

E_i es la energía radiante que incide sobre el volumen, esto es, la suma de las energías (excepto la energía en reposo) de todas las partículas ionizantes, cargadas o no cargadas, que entran en dicho volumen.

E_o es la energía radiante que emerge del volumen, esto es, la suma de las energías (excepto la energía en reposo) de todas las partículas ionizantes, cargadas o no cargadas, que abandonan dicho volumen.

EQ es la suma de todos los cambios que se produzcan en la energía correspondiente a la masa en reposo de los núcleos y de las partículas elementales contenidas en dicho volumen como consecuencia de cualquier transformación nuclear que ocurra en él.

Su unidad es el Joule (J).

El valor esperado de ϵ , se llama energía impartida media $\bar{\epsilon}$.

Esta magnitud es considerada como fundamental en la dosimetría de las radiaciones. La mayor parte de los efectos físicos, químicos y biológicos que proporcionan señales detectables en un detector de radiaciones están correlacionados básicamente con la energía impartida al detector.

b) La Dosis Absorbida, D, se define como:

$$D = d\bar{\epsilon}/da$$

donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía promedio impartida por la radiación ionizante a un material de masa da.

Su unidad es el gray que se define como $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$, aunque también se utiliza la unidad especial el rad, $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg}$.

La dosis absorbida es una magnitud válida para partículas de todo tipo. Cuando se da un valor de D, es necesario especificar la clase de material al que se aplica.

c) El kerma, se define como:

$$K = dE_{tr}/da$$

en donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por las partículas ionizantes no cargadas en un material de masa da.

Su unidad es el gray ($1 \text{ Gy} = \text{J/kg}$) o el rad.

Está definido para radiación ionizante no cargada.

La palabra Kerma es la sigla de la expresión inglesa kinetic energy released per unit mass, que significa energía cinética liberada por unidad de masa.

d) La exposición, X, se define como:

$$X = dQ/da$$

siendo dQ el valor absoluto de la carga total de los iones de un mismo signo producidos en el aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en una masa da de aire han sido detenidos por completo en el seno del aire.

Su unidad es el C/kg. La unidad especial de la exposición es el Röntgen (R) que es igual a 2.58×10^{-4} C/kg.

La exposición está definida únicamente para los fotones de los rayos X y los rayos gamma.

PRINCIPIOS DE OPERACION DE UNA ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MEDICO.

Generalmente los pacientes enfermos de cáncer pueden ser tratados con radiaciones ionizantes, con cirugía o con quimioterapia. Uno de los métodos que ha probado su efectividad son las radiaciones, utilizadas ya sea solas o una combinación de ellos.

La principal modalidad para el tratamiento de tumores profundos es el empleo de radiación gama o rayos X de altas energías, y esto es debido a su gran poder de penetración. Los rayos X son producidos cuando electrones son detenidos por un blanco de un material, de alto número atómico, tal como el tungsteno. Alternativamente, los electrones mismos pueden ser usados para tratar directamente los tumores superficiales. Los rayos gama de alta energía se obtienen de fuentes radiactivas, tales como el Co-60.

Un acelerador lineal de electrones (Linac por sus siglas en inglés Linear Accelerator) es una máquina que es utilizada en radioterapia, la cual produce rayos X de altas energías y que también puede hacer uso de los electrones. Estos son utilizados en el tratamiento de tumores malignos.

Un Linac acelera partículas cargadas en línea recta, en contraste a las órbitas circulares que caracterizan a otras máquinas tales como el betatrón y el ciclotrón.

Por otra parte, los aceleradores lineales de uso médico son lo suficientemente compactos y estables como para permitir su rotación alrededor del paciente sin muchas dificultades técnicas. Debido a estas ventajas el linac ha llegado a ser la principal máquina de irradiación en los modernos departamentos de Radioterapia.

La descripción que se presenta en este capítulo se basa en los documentos (Ka, 1973; Fu, 1978)

2.1.- BREVE RESERVA HISTORICA DEL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES.

La evolución de los aceleradores de partículas es frecuentemente asociado con el desarrollo de dos de las máquinas circulares, que son el ciclotrón (para partículas pesadas) y el betatrón (para electrones). Lo que no se reconoce es que los aceleradores lineales fueron desarrollados al mismo tiempo. Estas últimas máquinas constituyen el antecedente histórico de los modernos aceleradores lineales de electrones que usan microondas y son ampliamente usados en terapia de radiaciones con fotones o electrones.

El primer acelerador que usó radiofrecuencias fue desarrollado por Wideroe en el año de 1928, este aceleraba iones pesados; consistía en un arreglo de tubos metálicos colineales, con los tubos conectados alternadamente a terminales opuestas de un oscilador de radiofrecuencias. Cada tubo era lo suficientemente largo para permitir que los iones viajaran sin perturbarse mientras el potencial de aceleración cambiaba de dirección para causar una aceleración monodireccional entre los tubos.

El acelerador de Wideroe no era apropiado para acelerar electrones debido a que éstos rápidamente obtienen velocidades relativistas y por tanto requerían tubos extraordinariamente largos.

El acelerador lineal de electrones fue desarrollado independientemente entre finales de la década de 1940 y principios de la década de 1950, por un grupo en Inglaterra comandado por Fry, y otro grupo en Estados Unidos a cargo de Ginzton, Hanse y Chodorow. El desarrollo de las fuentes de microondas de alta potencia para su aplicación en radar, impulsó el desarrollo de los aceleradores lineales obteniéndose haces adecuados para terapia. Estos aceleradores de onda viajera producían haces de altas energías en una estructura mantenida a un potencial DC, con esto se obtenía una reducción de los peligros y en el tamaño del acelerador. Más recientemente se ha desarrollado un acelerador de onda estacionaria con el cual se obtienen haces de altas energías para un tubo de longitud de aceleración dado.

2.2. - OPERACION DE LOS ACELERADORES LINEALES EN RADIOTERAPIA.

Un acelerador lineal médico debe instalarse en sitios adecuados a su uso, esto es en el cuarto de tratamiento. El espesor de las paredes de concreto debe ser tal que asegure la protección radiológica tanto del personal como la del público en general.

El Linac está montado en un gantry (o brazo), el cual rota verticalmente sobre una Estructura que contiene circuitos electrónicos así como otros sistemas. El acelerador puede ser rotado a la posición de tratamiento alrededor del eje del gantry; el haz de radiación emergente de el colimador del acelerador siempre se dirige y se centra sobre el eje del Gantry.

El eje central del haz intersecta el eje del Gantry en un punto del espacio llamado el Isocentro. En la mayoría de los casos, la mesa de tratamiento (también llamada Couch) se posiciona de tal forma que el tumor del paciente se centra en el isocentro.

La mesa de tratamiento puede tener tres movimientos lineales y puede rotar alrededor del isocentro para facilitar el posicionamiento del paciente. Otra forma de definir el isocentro es por medio de rayos laser, los cuales son proyectados desde las paredes laterales y desde el techo. Todo esto facilita el posicionamiento del paciente en conjunción con marcas de referencia, generalmente tatuajes temporales.

Los indicadores digitales de posición señalan el tamaño de los campos de tratamiento, así como los ángulos de rotación del colimador y del gantry. Los sistemas isocéntricos facilitan y reproducen en forma precisa los tratamientos cuando se usan campos múltiples dirigidos al tumor desde diferentes angulaciones del gantry.

En estas unidades de tratamiento se utiliza, generalmente, una distancia fuente-eje del Gantry (DFE, o SAD, del inglés Source Gantry Axis Distance), de 100 cm. Alternativamente, algunas técnicas de tratamiento usan una distancia fuente de radiación - piel constante (DFP, o SSD, del inglés Radiation Source - Skin distance), usualmente para campos grandes a distancia de 100 cm o más.

Los técnicos radiólogos vigilan a el paciente y regulan el tiempo de tratamiento desde una consola de control que se encuentra fuera del cuarto de tratamiento. Mucha de la electrónica auxiliar se encuentra montada en esta consola, en aceleradores grandes esta electrónica se encuentra en un gabinete modular cercano a la consola.

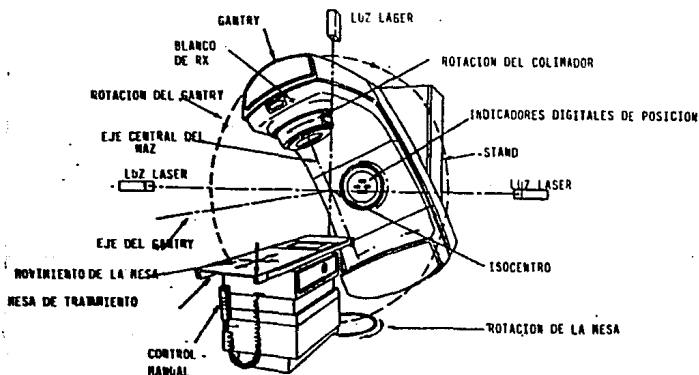


Figura 2.1.- Vista esquemática de la unidad de tratamiento, enfatizando la relación geométrica de los movimientos del acelerador y de la mesa de tratamiento.

2.3.- DISEÑO DE UN ACELERADOR ELEMENTAL.

La figura 2.2 muestra un artefacto simple para acelerar electrones. Este consiste de una batería de un volt conectado a dos placas conductoras espaciadas 1 cm, las cuales se encuentran dentro de un tubo de vidrio al vacío. El tubo de vidrio es un aislador eléctrico, a la placa negativa se le llama cátodo y a la placa positiva se le llama ánodo. La batería hace que los electrones fluyan desde el ánodo hasta el cátodo, esto resulta en una deficiencia de electrones en el ánodo (carga positiva) y un exceso de electrones en el cátodo (carga negativa).

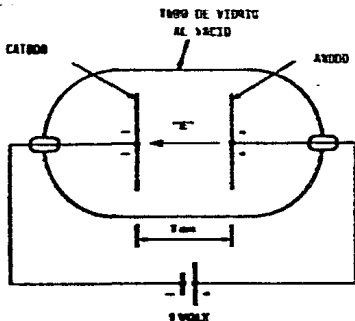


Figura 2.2- Ilustración de un campo eléctrico E, el cual es usado para acelerar partículas cargadas tales como electrones. El campo E se dirige a la izquierda, i. e. de la terminal positiva a la terminal negativa.

Esta distribución crea un campo eléctrico E (denotado por una flecha) en la región entre las placas y con la dirección mostrada. El campo eléctrico es la fuerza que sentiría una unidad de carga si estuviera colocada entre las dos placas. Su intensidad en este ejemplo es de un volt por cm (1 V/cm). Si los electrones, denotados por e en la figura 2.3, son liberados de la placa negativa, estos serán acelerados por la fuerza del campo E hacia la placa positiva.

Un electrón-volt (eV) es la energía ganada por un electrón acelerado a través de una diferencia de potencial de un volt. En la escala atómica, el electrón volt o sus múltiplos es adoptado como unidad de energía.

Al conectar mil baterías de un volt en serie, para obtener una diferencia de potencial de 1000 V o un kiloVolt (kV) a través de las placas de este artefacto. Los electrones acelerados arriarán al ánodo con una energía de un kV, notese también que la intensidad del campo E es ahora de 1 kV/cm, vease figura 2.4.

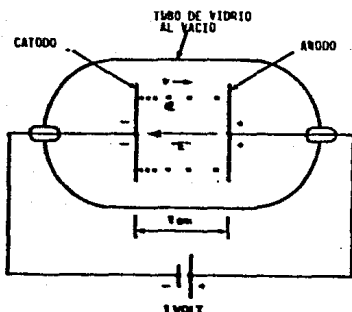


Figura 2.3.- Un acelerador lineal de electrones simple, cuya energía es de 1 eV. Los electrones, e, son descritos por puntos moviéndose a la derecha con una velocidad v. El campo eléctrico es de 1 V/cm en la dirección opuesta.

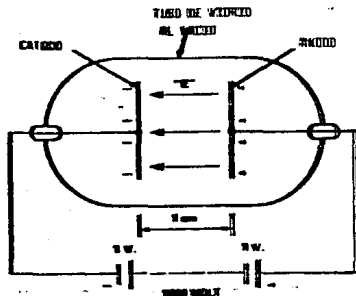


Figura 2.4. - Un acelerador lineal de electrones de energía de mil electrón volts (1 kV).

Supongase ahora que las placas se separan 100 cm y que se conectan mil baterías de 1 kV en serie para mantener una diferencia de potencial de un millón de volts., ver figura 2.5. El tubo de vidrio así como las placas se han espaciado para evitar una descarga eléctrica debido al alto potencial. Un electrón liberado por el cátodo gana ahora un millón de electrón volts (1 MeV), la intensidad del campo eléctrico aumenta a 1000 kV/cm.

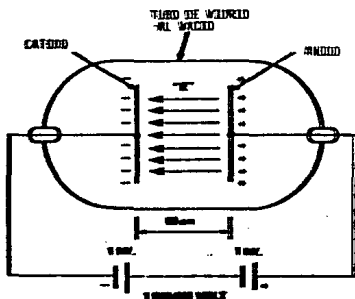


Figura 2.5. - Un acelerador lineal de electrones con energía de un millón de electrón volts (1 MeV). Notese el incremento en la distribución de carga eléctrica (+, -) en el ánodo y en el cátodo, comparada con los aceleradores de las figuras 2.3 y 2.4.

Ahora la placa negativa se sustituye por un cátodo caliente (este cátodo es en sí el cañón de electrones) que se muestra como un simple filamento en la figura 2.6. La batería B calienta el filamento haciendo que éste emita los electrones; conectemos una batería de 4 MV entre el ánodo y el cátodo, debido a este potencial los electrones son acelerados hasta energías de 4 MeV justo antes de chocar con el ánodo. Para adaptar esto a terapia de electrones, substituímos el ánodo por una ventana delgada (o rejilla) de metal, manteniendo el vacío necesario y permitiendo que los electrones emerjan con sólo una pequeña pérdida de energía. En este acelerador elemental, el haz de electrones emerge con una energía ligeramente menor a los 4 MeV.

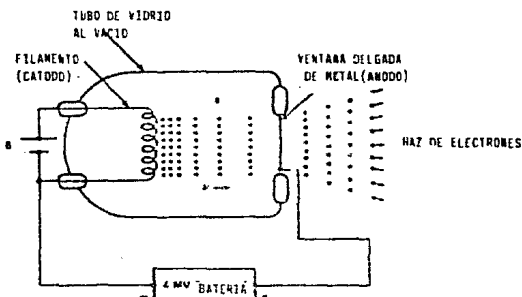


Figura 2.6.- Acelerador lineal de electrones modificado para proporcionar electrones de 4 MeV (para terapia). Los electrones, e⁻, son acelerados y emitidos continuamente.

Para adaptar a terapia de rayos X, se coloca un blanco de tungsteno como ánodo, el cual detiene los electrones abruptamente, produciendo, por tanto, rayos X penetrantes. Estos rayos X tendrán energías desde una fracción de MeV hasta 4 MeV, todos creados a partir de electrones de 4 MeV de energía, ya que los electrones pueden ceder toda su energía en una sola colisión o en partes debido a múltiples colisiones. Al espectro de energías resultante se le designa como "rayos X de 4 MeV". La convención de notación (quitar la "e" de MeV), indica que el haz de rayos X está constituido por rayos X de diferentes energías producidas cuando electrones de 4 MeV son desacelerados y detenidos en un blanco.

Ahora, en vez de energizar este acelerador con una batería, se puede substituir con un voltaje alterno, como se muestra en la figura 2.7; la magnitud y la polaridad de este voltaje cambia regularmente y se repite periódicamente con el tiempo en un patrón cíclico el cual es llamado onda senoidal.

Para el ciclo mostrado, el eje horizontal denota tiempo y el eje vertical denota la magnitud y la polaridad del voltaje del ánodo, relativo al cátodo, lo cual establece un campo "E". El número de ciclos por segundo es llamado frecuencia y se expresa en Hertz (Hz). La frecuencia típica de la línea eléctrica en un hogar es 60 Hz, la de una emisora de radio puede ser de 1000 kHz, y la de la fuente de energía de un acelerador es de 3000 MHz; a estas grandes frecuencias se les conoce como frecuencia de microondas. El tiempo para completar un ciclo es llamado el Periodo, y para los ejemplos anteriores es $1/60$ s, $1/1000000$ s (1 microsegundo) y $1/3000$ microsegundos, respectivamente.

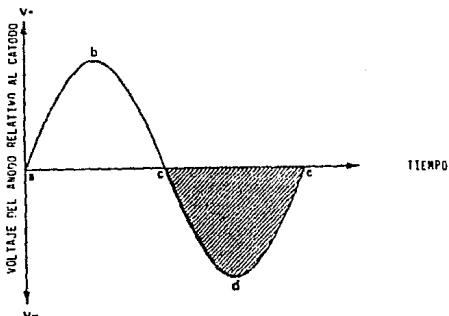


Figura 2.7.- Un ciclo de voltaje alterno usado para energizar un acelerador. El voltaje del ánodo, V , relativo al cátodo es graficado como la ordenada y el tiempo como la abscisa. Este patrón se repite a sí mismo a la frecuencia de la alternación del voltaje y es llamado onda senoidal.

Ahora se puede estudiar como se comporta un acelerador lineal elemental cuando es conectado a un potencial alternante, como se muestra en la figura 2.7.

Con el blanco positivo y el filamento negativo, los electrones emitidos por el cátodo durante el intervalo a-b-c son acelerados hacia el blanco.

En el punto c, el voltaje se polariza en forma inversa y el campo eléctrico "E" cambia de dirección. Con el blanco negativo y el filamento positivo, durante el intervalo c-d-e, los electrones son aún emitidos pero no son acelerados al blanco.

Los electrones sólo son acelerados durante la primera mitad del ciclo, en la cuarta parte del ciclo (punto b) el voltaje, V, alcanza su máximo positivo y el campo se direcciona como en la figura 2.8. Contrariamente, a las tres cuartas partes del ciclo (punto d), V alcanza su máximo negativo. Entonces "E" es dirigido como en la figura 2.9, y el máximo de energía tendría que ser utilizado en aventar el electrón de el cátodo si este fuera a alcanzar el ánodo en contra del campo "E". Por tanto, ningún electrón es acelerado en este tiempo.

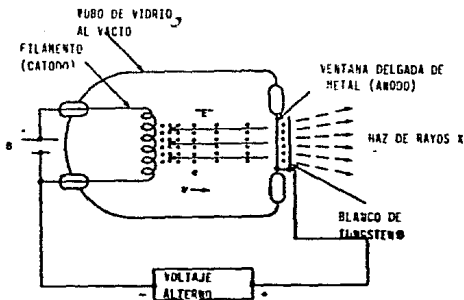


Figura 2.8.- El acelerador lineal elemental modificado para utilizar una fuente de voltaje alterno, cuya polaridad cambia cada medio ciclo. Para la polaridad mostrada, los electrones se aceleran hacia el ánodo. Note que E y la velocidad de los electrones v son opuestas en dirección.

En otros tiempos, cantidades intermedias de energías serían ganadas o gastadas incluyendo cero en los puntos a,c,e. La figura 2.9 supone que el electrón viaja entre el cátodo y el ánodo instantáneamente; esto es, el tiempo de viaje del electrón es cero. Note que ahora el acelerador lineal elemental, acelera electrones y emite radiación sólo la mitad del tiempo, y que los electrones varían en energía en forma senoidal durante este tiempo.

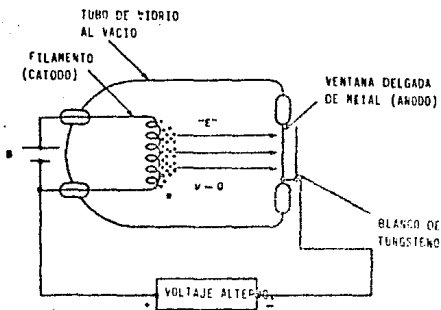


Figura 2.9.- Acelerador elemental energizado con un voltaje alterno. Para la polaridad mostrada los electrones permanecen cerca del filamento y no se aceleran hacia el ánodo

2.4.- MODULOS Y COMPONENTES DE UN ACELERADOR LINEAL.

El acelerador lineal consiste de diversos módulos y componentes, los cuales se identificarán y se explicarán sus principios de operación.

Los principales módulos en un acelerador lineal son el Gantry (o Brazo), la Estructura (o soporte), la Consola de Control y la Mesa de Tratamiento. Algunos aceleradores tienen también un Gabinete Modulador.

La figura 2.10 identifica los componentes de la estructura y del gantry.

La estructura está sujeta firmemente al piso y el gantry gira soportado por ésta; la estructura operacional de aceleración se encuentra en el gantry, el cual rota alrededor de un eje horizontal fijo a la estructura.

Los principales componentes de la ESTRUCTURA son:

- 1.- KLYSTRON : el cual se encuentra sobre un tanque de aceite aislante y provee la fuente de microondas para acelerar los electrones.
- 2.- GUIA DE ONDAS: ésta transporta las ondas al acelerador en el gantry.
- 3.- CIRCULADOR: Es un componente insertado en la guía de ondas para aislar el klystron de las microondas reflejadas por el acelerador.
- 4.- SISTEMA ENFRIADOR DE AGUA: éste enfría varios componentes que disipan la energía como calor y establece una temperatura estable de operación suficientemente más alta que la del cuarto de tratamiento para prevenir la condensación de la humedad del aire.

Los principales componentes del GANTRY son:

- 1.- ESTRUCTURA DE ACELERACION: la cual es energizada por las microondas provenientes del klystron vía la guía de ondas.
- 2.- CANON DE ELECTRONES (O CATODO): éste provee la fuente de electrones inyectados a la estructura.
- 3.- MAGNETO. CURVO: deflecta los electrones que emergen de la estructura del acelerador, para que choquen con el blanco y produzcan rayos X, o para ser usados directamente en tratamiento con electrones.
- 4.-CABEZAL: contiene modeladores del haz e instrumentos de monitoreo.
- 5.- ESCUDO (ES OPCIONAL): Reduce los requerimientos de blindaje del cuarto de tratamiento debido al haz que emerge del paciente. Se encuentra en la parte inferior del gantry.
- 6.- GABINETE MODULADOR: Contiene componentes que distribuyen y controlan la energía eléctrica en todas las áreas de la máquina, también puede provocar pulsos de alto voltaje.

Los movimientos de la MESA DE TRATAMIENTO (o couch), son controlados por los técnicos desde un control manual; el posicionamiento del paciente en tres dimensiones es manejado por los motores de la mesa, los cuales controlan la rapidez de los movimientos de ésta, así mismo en el control manual se pueden manejar la rotación del gantry y el posicionamiento de los colimadores. La mayoría de las mesas de tratamiento pueden rotar sobre un eje vertical que pasa a través del isocentro.

LA CONSOLA DE CONTROL es el centro de operación del acelerador, suministra los tiempos que inician cada pulso de radiación; está provista de monitores visuales y electrónicos de los parámetros de operación del acelerador, incluyendo la prescripción de la dosis al paciente. Los tratamientos no pueden darse cuando el valor de algún parámetro excede el límite que previamente se ha establecido.

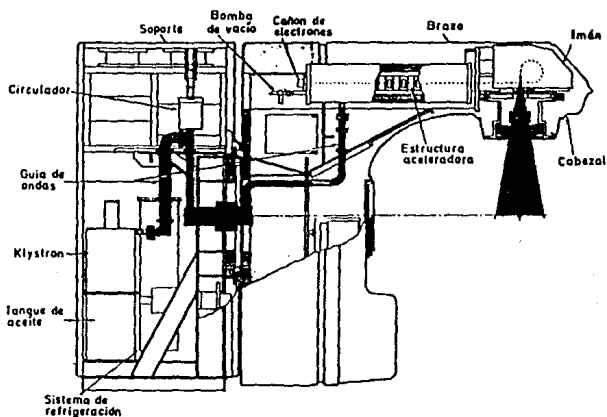


Figura 2.10.- Principales componentes de un acelerador lineal de electrones para uso médico.

2.5. - FUENTES DE MICROONDAS, INTRODUCCION.

El klystron y el Magnetron son dos tipos de tubos de electrones especiales, los cuales suministran las microondas para acelerar los electrones. Las microondas son similares a las ondas de radio, pero tienen frecuencias miles de veces más grandes. La frecuencia de las microondas necesarias para la operación del acelerador lineal es de 3 mil millones de ciclos por segundo (3000 MHz). El voltaje y el campo, E , asociado a las microondas varía en forma senoidal tanto en dirección como en magnitud, produciendo por tanto un voltaje alterno. En seguida se describirá las cavidades de microondas, las cuales son la parte central en la construcción y en la operación de klystrons y magnetrones, así como en las estructuras de aceleración.

2.5.1. - CAVIDADES DE MICROONDAS.

La figura 2.11 muestra una cavidad de microondas como las que se usan en aceleradores lineales; es un cilindro aproximadamente de 10 cm de diámetro y algunos cm de longitud, tales cavidades tienen la forma y el tamaño aproximado al de una lata de atún. En la figura 2.14, la cavidad se muestra modificada al cortarse aberturas en sus extremos a lo largo del eje, para su uso en un klystron o en la estructura de aceleración.

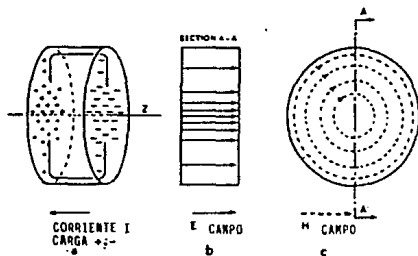


Figura 2.11.- Patrones de la corriente eléctrica (+,-), I , el campo eléctrico, E , y el campo magnético, H , para una cavidad de microondas en forma de cilindro cerrado de sus tapas. La corriente en la pared de la cavidad, I , es simétricamente circular alrededor del eje Z de la cavidad. E y H llenan completamente el volumen de la cavidad. La sección b , es el corte de un plano que pasa por el centro del cilindro y contiene al eje Z ; la sección c es un corte perpendicular a el eje Z .

Una cavidad de microondas es un instrumento enormemente eficiente en el sentido de que se puede establecer intensos campos eléctricos por medio de una pequeña cantidad de potencia eléctrica. Esto se debe al fenómeno de resonancia que ocurre a una cierta frecuencia la cual es determinada por las dimensiones de la cavidad, y que en este caso es de 3000 Mhz. Estas cavidades están construidas por paredes de cobre, debido a su gran conductividad tanto eléctrica como térmica.

Una corriente eléctrica I fluye por el interior de esas paredes, moviendo cargas eléctricas de una cavidad a otra. Los campos eléctricos y magnéticos, las corrientes y las distribuciones de carga que existen en la cavidad tienen una compleja dependencia del tiempo. La polaridad de la carga eléctrica y de la corriente, así como de la dirección del campo eléctrico E y del campo magnético H , cambian dos veces por cada ciclo de la microonda, esto es 6000 millones de veces por segundo.

Para tomar ventaja de estos campos eléctricos intensos para construir un klystron o una estructura de aceleración, se cortan aberturas circulares axiales sobre las tapas de las cavidades, esto es para que los haces de electrones puedan introducirse a ellas e interactuar con estos campos. El haz de electrones pasa por estas aberturas a lo largo del eje Z del cilindro.

No se debe confundir la corriente I de las paredes de la cavidad con la corriente del haz de electrones, la cual se origina del cañón de electrones en un klystron o en la estructura de aceleración. En la figura 2.12, la flecha que denota I , apunta en la dirección que una corriente positiva fluiría; los electrones que son los portadores de carga, fluyen en la dirección opuesta.

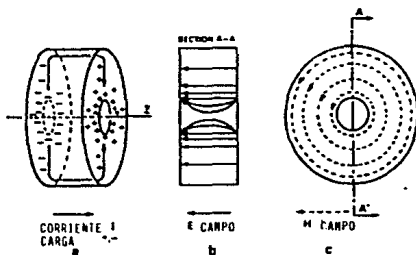


Figura 2.12. - Cavidad de microondas cilíndrica, con polaridad opuesta a la de la figura 11, pero con agujeros circulares en ambas tapas de la cavidad. Los agujeros concéntricos la corriente I , la carga y el campo E , y facilitan la aceleración de los electrones a lo largo del eje Z .

2.5.2. - EL KLYSTRON.

El klystron elemental, como el que se muestra en la figura 2.13, es un tubo amplificador de microondas que hace uso de dos cavidades, como las descritas anteriormente; a la izquierda se encuentra el cátodo, la fuente de electrones del klystron, la cual da un pulso negativo de voltaje, por lo que los electrones se aceleran a la primera cavidad. Esta cavidad es energizada por microondas de muy baja potencia las cuales mantienen un campo eléctrico, E, alterno a través del espacio existente entre las paredes de la cavidad.

El campo E varía con el tiempo y es la parte negativa la que acelera los electrones; los primeros electrones que arriban en el ciclo de la microonda, entre los tiempos a y b de la figura 2.13b, se encuentran un campo eléctrico E retardante y por tanto son frenados. La velocidad de los electrones, que arriban en el tiempo b, no se ve afectada, ya que el campo eléctrico es cero. Los electrones que arriban entre los tiempos b y c, son acelerados por el campo eléctrico negativo E. Este proceso es llamado velocidad de modulación, ya que altera la velocidad pero no el número promedio de los electrones en el haz y hace que la corriente de electrones se agrupe.

El tubo de conexión entre las dos cavidades proporciona la distancia necesaria para que los electrones se muevan con diferentes velocidades y emerjan en grupos discretos.

La segunda cavidad, empieza a resonar a la frecuencia en que arriban los grupos. Conforme los grupos de electrones abandonan el tubo de conexión y atraviesan el espacio en la segunda cavidad, estos generan un campo eléctrico retardante al inducir cargas en los límites de la cavidad iniciando con esto un proceso de conversión de energía.

Por medio de este proceso, una gran parte de la energía cinética de los electrones es convertida a intensos campos eléctricos en la segunda cavidad, creando una microonda de gran potencia, la cual es usada para energizar la estructura de aceleración.

La energía residual del haz que no es convertida en potencia de microondas se disipa como calor en el Colector del haz de electrones, que se encuentra a la derecha, y el calor es removido por medio de un sistema de enfriamiento (el cual puede ser de agua). El colector del haz de los klystrons de alta potencia, está protegido con plomo para atenuar los rayos X creados por los electrones frenados.

Existen klystrons que tienen de 3 a 5 cavidades, los cuales son usados en aceleradores de altas energías, desde 18 MV. Las cavidades adicionales mejoran las altas corrientes e incrementan la amplificación, a su vez proporcionan una tremenda amplificación de la potencia de las microondas (en proporciones de 1000,000:1). El klystron se localiza en la estructura tal como se observa en la figura 2.10.

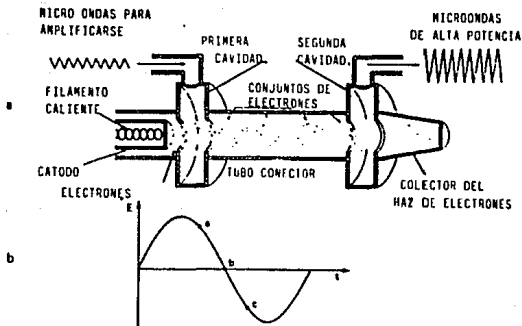


Figura 2.13.- (a) Corte de un klystron elemental de dos cavidades, usado como un amplificador de potencia de microondas. (b) El diagrama muestra el campo eléctrico E de la primera cavidad. Los campos E varían en forma senoidal a través de los vacíos de las cavidades conforme se incrementa el tiempo.

2.5.3. - EL MAGNETRON.

El magnetrón es la fuente de microondas que generalmente se emplea en aceleradores de bajas energías, típicamente de 12 MeV o menores, aunque en ocasiones se usa en aceleradores de hasta 20 MeV.

Como el klystron, el magnetrón es un tubo de dos elementos, o diodo con un cátodo y un ánodo; el magnetrón generalmente es de menor costo (pero también menos estable) que el klystron.

El magnetrón tiene una geometría cilíndrica (sección transversal cruz), el cátodo cilíndrico central está rodeado por un espacio al vacío, después del cual se encuentra el ánodo que contiene 20 cavidades; el cátodo cilíndrico es calentado por un filamento conectado a cada extremo del cilindro.

La figura 2.14 muestra la sección transversal de un magnetrón (de 12 cavidades); un campo magnético estático H se aplica perpendicular a el plano de la sección transversal. Un campo eléctrico pulsado E_p , dirigido radialmente al interior, se aplica entre el cátodo central y el ánodo segmentado, el cual contiene 12 cavidades arregladas periféricamente sobre su pared externa.

Los electrones emitidos desde el cátodo son acelerados por el campo eléctrico E_p , hacia el ánodo, cruzando el espacio vacío entre ellos. Los electrones acelerados inducen una distribución de carga adicional sobre los polos del ánodo, y por tanto un campo eléctrico E_m de frecuencia de microondas entre los segmentos adyacentes del ánodo. Por otra parte, el campo magnético H , imparte un componente circular al movimiento de los electrones, así estos se mueven en espiral, S , bajo la influencia combinada de E_p , H y E_m .

En el proceso, aproximadamente 80% de la energía cinética del haz de electrones se convierte en energía de microondas. Los magnetrones funcionan como osciladores de alta potencia, esto es, fuentes de potencia de microondas. Los klystrons operan más bien como amplificadores de osciladores de baja potencia.

La potencia de salida de los magnetrones y klystrons, se mide en miles o millones de Watts; los magnetrones operan típicamente a una frecuencia de 3000 MHz (que corresponde a una longitud de onda de 10 cm) proporcionando una potencia pico de 2 MW durante un disparo de radiación. El magnetrón sólo necesita ser energizado un corto tiempo para poder proporcionar un disparo corto de radiación.

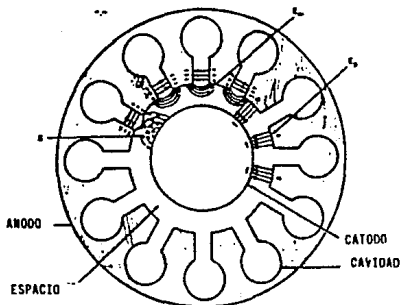


Figura 2.14.- Diagrama de un corte de un magnetrón, se muestran los campos eléctricos E_p (pulsado) y E_m (microonda), con su distribución de cargas eléctricas (+, -). A cierto tiempo y lugar en el espacio, los electrones se mueven en trayectorias típicas, S , bajo la influencia del campo magnético que es perpendicular al plano y la suma de los campos eléctricos E_p , y E_m los cuales se muestran separados.

2.6. - LA GUIA DE ONDA Y EL CIRCULADOR.

Las microondas son enviadas del klystron (o magnetrón) a la estructura de aceleración por medio de un sistema de cavidades llamadas guías de onda (fig. 2.10). Estas pueden ser rectangulares o circulares en su sección transversal. La guía de ondas reemplaza los tradicionales cables y alambres eléctricos, los cuales son ineficientes en la transmisión de potencia a frecuencia de microondas. Las guías de onda confinan las microondas al ser reflejadas por sus paredes. Estas son presurizadas con gas freón o hexafluoruro de azufre, el cual reduce la posibilidad de un shock eléctrico. Dos ventanas de cerámica separan la guía de onda presurizada de el klystron, en un extremo, y de la estructura de aceleración, en el otro extremo. Las ventanas son transparentes a las microondas.

El circulador (fig. 2.10) se encuentra entre el klystron y la estructura de aceleración. Su función consiste en absorber las microondas reflejadas por la estructura de aceleración, y así evitar que estas alcancen el klystron y provoquen inestabilidades.

2.7. - ESTRUCTURA DE ACELERACION.

La estructura de aceleración de un acelerador lineal (llamada también guía de onda del acelerador) consiste en una larga serie de cavidades de microondas, adyacentes, cilíndricas y al vacío; localizadas en el gantry, como lo muestra la figura 2.10. El objetivo aquí es transferir energía de los campos eléctricos de las cavidades a el haz de electrones. Las estructuras de aceleración varían desde 30 cm, para una unidad de 4 MV, hasta más de un metro para unidades de altas energías.

Las primeras cavidades varían en tamaño, estas aceleran los electrones de una manera semejante a las cavidades del klystron. Generalmente, sólo una tercera parte de los electrones inyectados son capturados y acelerados por los campos eléctricos de las microondas. Conforme ganan energía, estos viajan cada vez más rápido hasta que casi alcanzan la velocidad de la luz. Inicialmente, los electrones ganan energía al incrementarse su velocidad, después, por incremento de su masa, ya que ellos no pueden alcanzar la velocidad de la luz. Por ejemplo, un electrón de 2 MeV se mueve al 98% de la velocidad de la luz, su masa en movimiento es casi cinco veces su masa en reposo.

2.7.1.- ESTRUCTURAS DE ACELERACION TIPO ONDA VIAJERA.

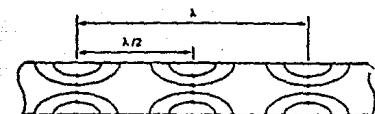
Un tubo cilíndrico tiene un patrón de campo eléctrico como el mostrado en la fig 2.15a. Este patrón no funciona para aceleración de electrones, debido a que el patrón viaja más rápido que los electrones. Estos campos de ondas viajeras son desacelerados al colocar en el tubo unos discos en forma de rondanas, como lo muestra la figura 2.15b. Ahora el tubo de guía de onda ha sido transformado en una larga serie de cavidades resonantes, en el cual se forman campos eléctricos bastante grandes como para acelerar electrones.

Las cavidades de microondas de la estructura del acelerador son construidas de cobre, debido a su alta conductividad calorífica y eléctrica con lo cual se puede mejorar el control de la temperatura y reducir la pérdida de potencia.

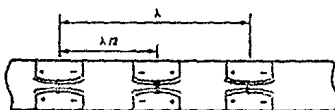
La estructura de aceleración en sí consiste en una secuencia de discos y cilindros cortos que son ensamblados a lo largo de un eje de cierta longitud, soldados con una delgada capa de plata.

Ahora las cavidades de la estructura deben resonar a una misma frecuencia y proveer una óptima ganancia de energía para poder acelerar los electrones. Para esto es necesario establecer la correcta dimensión de cada cavidad, lo cual se puede hacer con algún sistema mecánico que pueda realizar cambios muy finos en la longitud de las cavidades, quizá milésimas de centímetro.

Los electrones al ser capturados por el campo eléctrico en movimiento ganan energía; al final de la estructura la microonda es absorbida por un material fundido en la pared de la última cavidad, por lo tanto no existe reflexión. El campo eléctrico varía muy suavemente a lo largo del eje siguiendo un patrón de onda senoidal, como lo muestra las tres secuencias de la figura 2.16. Las flechas denotan las posiciones instantáneas de los máximos positivos y de los máximos negativos de la onda viajera; los electrones son acelerados por las partes negativas de la onda.



• GUIA DE ONDA CILINDRICA



• GUIA DE ONDA CILINDRICA CON DISCOS

↔ E CAMPO

Figura 2.15. - (a) Patrón de campo eléctrico de una onda viajera en un instante de tiempo a lo largo del eje de una guía de onda cilíndrica. (b) Patrón de campo eléctrico en un instante de tiempo a lo largo del eje de una guía de onda cilíndrica con discos. La dirección del campo eléctrico cambia cada media longitud de onda, $\lambda/2$. El patrón se repite cada longitud de onda λ , y existen cuatro cavidades por longitud de onda en la estructura cilíndrica que contienen discos; la dirección del campo eléctrico, E, también cambia cada medio ciclo con el tiempo.

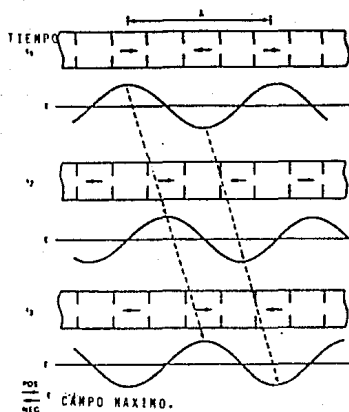


Figura 16.- Ilustración de un campo eléctrico E de una onda viajera moviéndose a la derecha de la estructura de aceleración en instantes secuenciales de tiempo t_1 , t_2 , t_3 y separados un cuarto de ciclo en tiempo. La línea punteada indica cómo el máximo del campo eléctrico avanza a la derecha con el tiempo, existen cuatro cavidades por longitud de onda λ .

2.7.2.- ESTRUCTURA DE ACCELERACION TIPO ONDA ESTACIONARIA.

En la actualidad, la mayoría de los aceleradores lineales para uso médico tiene estructura de aceleración del tipo onda estacionaria, esto se debe a que la estructura es más corta y, por tanto la unidad de tratamiento es menos voluminosa que la de los aceleradores con estructura tipo onda viajera de la misma energía.

Los aceleradores lineales tipo onda estacionaria operan en forma parecida a las unidades con estructura tipo onda viajera, pero con una diferencia significativa: el campo eléctrico varía en magnitud con el tiempo en forma senoidal, pero el patrón permanece estacionario a lo largo del eje y no avanza.

En el caso de las estructuras tipos ondas viajera, la fuente de microondas alimenta a la estructura vía la guía de onda, la potencia residual es absorbida al final de la estructura. En la estructura tipo onda estacionaria, las microondas pueden ser inyectadas en cualquier parte a lo largo de la estructura, ya que éstas pueden ir en cualquier dirección y ser reflejadas por los extremos de la estructura, esto es existen dos ondas: una incidente y otra reflejada. Estas ondas son reflejadas, de un extremo a otro de la estructura del acelerador, cientos de veces por microsegundo.

La figura 2.17 muestra los valores máximos de campos eléctrico, denotado por flechas, para estas dos ondas en tres instantes de tiempo t_1 , t_2 , t_3 . Las crestas de las ondas incidentes moviéndose a la derecha avanzan la longitud de una cavidad durante el intervalo de tiempo de t_1 a t_2 y de t_2 a t_3 , etc. Similarmente, la cresta de la onda reflejada se mueve con la misma rapidez, pero hacia la izquierda. Estos movimientos secuenciales pueden ser vistos examinando cada uno de los dos patrones de flechas en los instantes de tiempo.

El campo eléctrico efectivo para acelerar el haz de electrones, es la suma de las ondas incidentes y reflejadas, como se muestra en la figura 2.17. Su magnitud, suponiendo 100% de reflexión, es el doble de cualquiera de ellas cuando los campos están en la misma dirección. Es cero cuando los campos están en direcciones opuestas. El campo eléctrico efectivo muestra una variación senoidal con la distancia a lo largo de la estructura de aceleración.

Nótese que en el centro de cada cavidad, el campo eléctrico es cero; esto se debe a que en los instantes t_1 y t_3 los campos de la onda incidente y de la onda reflejada son iguales pero opuestos en dirección. Estos campos eléctricos de valor cero, son esenciales en el transporte de microondas pero no contribuyen a la aceleración de electrones; su papel es transferir o acoplar potencia entre las cavidades de aceleración, debido a que no juegan ningún papel para la aceleración, pueden ser movidos del eje, y por tanto se puede acortar la longitud de la estructura.

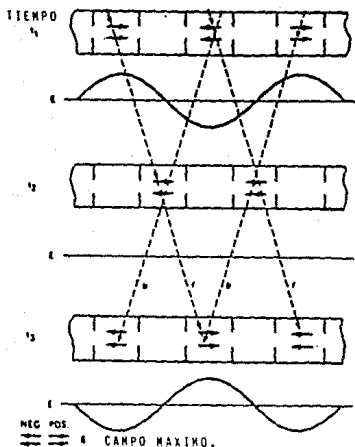


Figura 2.17.- Patrón de campo eléctrico, E , de una onda estacionaria en la estructura de un acelerador, de combinación de las ondas incidentes y reflejadas en tres instantes secuenciales de tiempo. Dos ondas viajeras se mueven en direcciones opuestas (f incidente, b reflejada), generando la onda estacionaria. El patrón mostrado en el tiempo t_1 , recorrerá medio ciclo después del tiempo t_3 .

Los electrones inyectados a la estructura de onda estacionaria, son capturados y acelerados por las primeras cavidades, igual que en la estructura de aceleración tipo onda viajera. Pasa a las siguientes cavidades durante la parte negativa de la onda de campo eléctrico y son acelerados. Durante ese instante de tiempo, la onda del campo eléctrico es positiva en la cavidad adyacente y los electrones no son acelerados.

Sin embargo, conforme los electrones cruzan la frontera entre las cavidades adyacentes, el campo eléctrico en la siguiente cavidad empieza a ser negativo y los electrones son nuevamente acelerados. Cada cavidad acelera los electrones sólo cuando su campo eléctrico es negativo. Este proceso continúa hasta que los electrones adquieren su energía final.

2.8. - MAGNETO DEFLECTOR.

El haz de electrones que deja la estructura de aceleración continúa hacia un sistema de magneto deflector; el haz es deflectado magnéticamente de tal forma que golpee contra un blanco, para obtener un haz de rayos X, o salga directamente por el cabezal, a través de una delgada ventana metálica, para tratamiento con electrones.

El magneto deflecta el haz en una trayectoria circular de aproximadamente 270 grados. La figura 2.18 muestra las distribuciones angulares del haz; los componentes de baja energía son deflectados en una trayectoria de radio más pequeño y los componentes de más alta energía son deflectados en una trayectoria de radio más grande.

La importancia de este magneto es que sus componentes de energía son llevados a la misma posición, ángulo y sección transversal en el blanco, como cuando dejaron la estructura de aceleración; además, tiene la propiedad de enfocamiento acromático, la cual puede compararse con la de las lentes de una cámara donde los diferentes colores (longitudes de onda) de la luz, son enfocados a un solo punto sobre la película. Así un haz de 3 mm de diámetro que sale del acelerador, es reproducido como un haz de 3 mm que llega al blanco. Esta pequeña mancha focal nos asegurará que los campos de tratamiento con rayos X, tendrán límites bien definidos (i. e. una penumbra muy pequeña), con esto se mejora la uniformidad de la radiación y protege órganos críticos.

Los aceleradores de altas y medias energías emplean magnetos deflectores; sin embargo, la mayoría de las unidades de energías bajas, emplean magnetos no deflectores. Esto se debe a que la estructura de aceleración puede ser lo suficientemente corta para ser montada verticalmente y aún así permitir tratamientos isocéntricos.

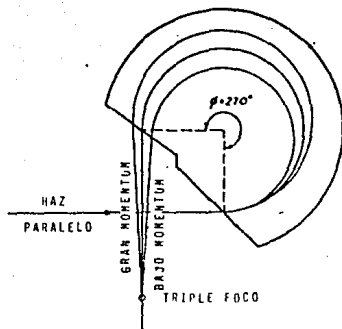


Figura 2.18.- Magneto deflector acromático simplificado de 270 grados con propiedades de enfocamiento. El campo magnético H, es perpendicular a el plano de las órbitas de los electrones. El magneto es capaz de enfocar transversalmente, esto es, enfoca en un plano a un ángulo recto al mostrado.

2.9. - CABEZAL.

El cabezal contiene equipo para dar forma al haz de radiación y para mantenerlo bajo control. Los rayos X de altas energías que emergen del blanco contienen una distribución de intensidad con un pico a lo largo del eje central. Este pico es aplanado para proveer campos de tratamiento más uniformes. El aplanamiento se lleva a cabo al hacer incidir el haz en un filtro de aplanamiento, el cual es un cono metálico absorbente, colocado sobre el eje, como lo muestra la figura 2.19.

El sistema dual de cámaras de ionización prueba el haz de radiación (rayos X o electrones) que pasa por el cabezal y produce señales eléctricas que terminan el tratamiento cuando la dosis prescrita se ha dado. Dos canales independientes aseguran que la dosis prescrita se ha entregado en forma exacta y segura.

La luz de definición del campo simula el campo de rayos X, y facilita el posicionamiento del paciente para su tratamiento.

El distanciador óptico proyecta una escala numérica sobre la piel del paciente para definir la distancia fuente piel (DFFP).

El blanco para obtener rayos X es retractable y puede quitarse cuando se da tratamiento de electrones. La fig 2.20 muestra detalles adicionales del cabezal.

Un colimador primario limita el tamaño del campo máximo para tratamientos de rayos X. También se muestra el efecto del filtro aplanador sobre el haz.

El tamaño del campo de tratamiento se define por el colimador secundario, el cual consiste de cuatro bloques delgados de metal, generalmente de tungsteno, estos son ajustables en pares y, en algunos aceleradores, proporcionan campos de hasta 40 cm x 40 cm a un metro de distancia del blanco.

Los colimadores secundarios giran alrededor del eje del haz, permitiendo angulación de los campos. Existen accesorios para modificar el haz de rayos X emergente, tales como cuñas, compensadores de tejido y protecciones que se montan sobre charolas, las cuales se deslizan sobre canales que se encuentran a la salida del haz en el cabezal.

En el modo de terapia con electrones, el blanco para rayos X se mueve del haz y unas hojas dispersoras reemplazan el filtro aplanador. Un carrusel rotatorio facilita este intercambio; las hojas dispersoras extienden el haz de electrones y proporcionan un campo uniforme de electrones listo para tratamiento. Para terapia con electrones se utiliza un aplicador de electrones, el cual es montado en el cabezal. La definición de campo se obtiene por la apertura localizada al final del aplicador, ya sea en contacto o cercano a la piel del paciente.

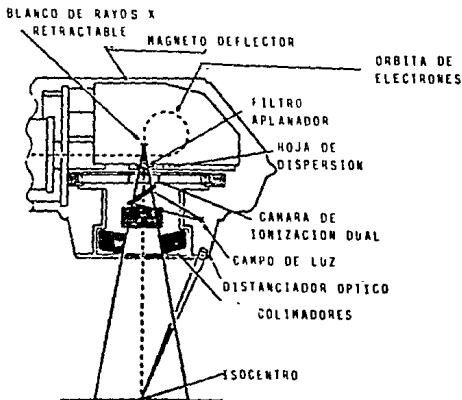


Figura 2.19. - Cabezal del acelerador lineal.

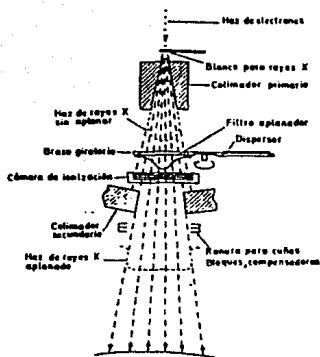


Figura 2.20. - Subsistema del cabezal para tratamiento con rayos X.

2.10. - ESCUDO RETRACTABLE.

Generalmente, la mayor parte del haz de tratamiento es absorbido por el paciente; sin embargo, existe un haz de salida, el cual emerge del paciente, es dispersado por las paredes, el techo y el piso del cuarto de tratamiento. Son necesarias barreras de concreto de aproximadamente dos metros de espesor para reducir la intensidad del haz de rayos X, y proteger al personal que está fuera del cuarto de tratamiento, de ese haz.

Los espesores de las barreras pueden reducirse en forma considerable con el uso de un escudo.

El escudo, construido de acero y concreto, absorbe el 99.9% de la radiación incidente. Como resultado de esto, sólo es necesario proteger al personal de la radiación dispersa y de la radiación de fuga. Debido a esto se reduce el espesor de las paredes simplificando la construcción del cuarto de tratamiento y ahorrando tanto espacio como dinero.

Aunque el uso del escudo reduce los requerimientos del espesor de las barreras, también se restringen los tratamientos posibles, (por ejemplo irradiación a cuerpo total, tratamiento en el cual el paciente debe colocarse a varios metros de la fuente para que el campo de radiación lo cubra completamente, el escudo impediría este tratamiento), a menos que el escudo sea retractable.

2.11.- SISTEMAS AUXILIARES.

Un gran número de sistemas auxiliares son esenciales para la operación, y control del acelerador lineal.

El Gabinete Modulador y la Consola de Control, se encuentran localizados fuera del cuarto de tratamiento. En algunas instalaciones el gabinete modulador puede situarse dentro del cuarto de tratamiento. El gabinete modulador contiene una fuente de poder, la cual energiza el klystron y el cañón de electrones cuando se dispara algún pulso desde la consola de control. Esta fuente de poder, proporciona un pulso de 120 kV, con una duración de 5 μ s, al klystron, el cual genera la potencia de microondas y un pulso similar, de 18 kV, que da velocidad a los electrones desde el cañón hasta la estructura de aceleración. El tamaño de este pulso proporciona un método conveniente para variar la tasa de dosis del acelerador.

Los electrones son inyectados a la estructura a partir del cañón, el cual está alimentado con un pulso negativo de 18 kV; como resultado, los electrones entran a las cavidades con alrededor de 18 keV de energía y a una velocidad aproximada de un cuarto de la velocidad de la luz.

El Sistema de Vacío proporciona una presión extremadamente baja, necesaria para la operación de el cañón de electrones, la estructura de aceleración y del magneto deflector. Sin el vacío, el cañón de electrones rápidamente se quemaría, como el filamento de un foco de luz expuesto al aire. Además los electrones acelerados chocarían con las moléculas de aire, deflectandolas y reduciendo su energía, con lo cual el pequeño haz de electrones se volvería difuso.

El Sistema de Presión presuriza la guía de onda con gas freón o con gas de hexafluoruro de azufre; esto es necesario para prevenir alguna descarga eléctrica entre los campos eléctricos de las microondas.

Un Sistema de Enfriamiento provee un control de temperatura, con agua, que establece la temperatura de operación de los componentes sensibles y opera principalmente para remover el calor disipado en otros componentes. Sin el control de temperatura, las series de cavidades se dilatarían, comprimiendo la estructura de aceleración; este efecto causaría una desintonía en las cavidades y por tanto éstas se encontrarían fuera de frecuencia.

Un sistema de Control automático de Frecuencia está continuamente detectando la frecuencia óptima de operación de la estructura de aceleración y a la vez maximizando el rendimiento. Se utiliza esta información para poner en sintonía el klystron o el magnetron con la frecuencia de microondas.

Otro sistema controla la operación del acelerador y el tratamiento del paciente; el centro de este sistema de control se encuentra en la consola, la cual proporciona información de la modalidad de tratamiento, el uso de accesorios, la dosis prescrita y la dosis liberada.

Una gran cantidad de verificaciones se incorpora a la consola para asegurar el correcto y seguro funcionamiento del acelerador. Circuitos digitales son la base para estos monitoreos, ya que pueden ser llevados a cabo en unos cuantos segundos y en forma automática, antes de cada tratamiento.

Un sistema de conteo, termina el tratamiento cuando la dosis prescrita se completa totalmente.

2.12. - REVISIÓN OPERACIONAL.

El paciente es posicionado sobre la mesa de tratamiento, el gantry es angulado, el colimador es también angulado, se dan los tamaños de campos así como la distancia de tratamiento. Se posicionan los accesorios modificadores del haz, tales como las cuñas y los bloques. El técnico maneja desde la consola de control la dosis prescrita para esos campos de tratamiento, así como la selección de la modalidad del tratamiento, esto es rayos X o electrones, así como su respectiva energía. En los aceleradores lineales típicos las energías varían desde 2 MeV hasta 25 MeV para electrones; para rayos X, generalmente se tiene una sola energía (aunque actualmente varios modelos llegan a tener dos energías) que puede estar entre 4 y 25 MV.

Antes de que el tratamiento comience, se activa internamente un sistema, el cual verifica que los parámetros de operación del acelerador se encuentren en sus valores correctos. La unidad de tratamiento también puede incluir un Programa de Archivo y Verificación, el cual compara el tratamiento que se va a dar con el tratamiento que se ha archivado. Esto incluye los tamaños de campo, angulaciones de colimador y gantry, posición de la mesa de tratamiento, la dosis diaria por campo, etc.

CAPITULO III

INTRUMENTACION

En radioterapia la magnitud de mayor interes es la dosis absorbida en un material biológico determinado; sin embargo, razones de normalización obligaron a recomendar (ICRU, 1989) un material bien definido y fácilmente disponible.

Por distintas razones se eligió el agua como material típico y en consecuencia, en la práctica radioterapéutica, la dosis absorbida en agua es la magnitud radiológica de interés inmediato y las instalaciones generadoras de radiación deben ser calibradas en unidades de esta magnitud.

En general, no es posible llevar a cabo una determinación de la dosis absorbida en agua de manera directa; los métodos empleados en metrología primaria para su determinación, como el calorimétrico y el ionométrico (ICRU, 1989), usan materiales de referencia de características apropiadas al método. Posteriormente hay que señalar el procedimiento que permita determinar la dosis absorbida en agua a partir de la dosis absorbida en el material de referencia. En la práctica hospitalaria, por el momento la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de calibración se lleva a cabo normalmente usando cámaras de ionización abiertas al aire. En efecto, la precisión, la rapidez y la sencillez de la medida, junto con la disponibilidad y de la instrumentación, son factores que tradicionalmente han sido compatibles con la dotación material y humana de la mayor parte de los servicios de física. Por otra parte, la cámara de ionización constituye un medio excelente de unión con los patrones nacionales de un Laboratorio Oficial de Metrología en el intento de normalizar la dosis absorbida suministrada en el país.

Además de la cámara de ionización abierta al aire se emplean otros sistemas de medida que gozan de una serie de propiedades que, en ocasiones, los hacen más adecuados a este tipo de medidas. Tal es el caso de la dosimetría fotográfica, de estado sólido (TLD, diodos semiconductores, etc.) y cámaras de ionización líquidas.

El uso de uno u otro sistema de medida resulta aconsejable por diversos motivos como pueden ser la existencia de gradientes altos de dosis en la zona de medida, la conveniencia de tener una dependencia escasa con la energía o con la tasa de dosis, una sensibilidad elevada, una respuesta rápida, gran resolución espacial, el ahorro de tiempo, etc.

Todos los dosímetros necesitan una calibración previa y, desde luego, requieren un cuidado especial en su uso y un buen conocimiento de sus características.

El contenido de este capítulo está basado principalmente en las recomendaciones dadas por (AAPM, 1983; SEFM, 1984; OPS, 1986; IAEA, 1987).

3.1. - CAMARAS DE IONIZACION.

Uno de los pocos métodos absolutos de medir la dosis absorbida es por calorimetría, en el cual el aumento de temperatura de una masa aislada irradiada es medida. Aunque el método ha sido desarrollado en forma extensa, no ha sido adoptado por los laboratorios de estándares.

Una cámara de ionización hecha de un material conocido y que tenga una cavidad con volumen conocido, es llamada una cámara de ionización absoluta. Esta mide la exposición producida por la radiación y a partir de esto, se puede calcular la dosis.

La cámara de ionización absoluta, puede ser usada para determinar la dosis absorbida en un medio; para esto es necesario que la cámara colecte toda la carga Q , liberada en la cavidad por la radiación, así mismo mediría en forma exacta. También se debe conocer el volumen de la cavidad de tal forma que uno pueda calcular la masa del gas m .

Ya que la mayoría de las mediciones de dosis absorbida se basan en medidas de ionización, se debe de considerar en los cálculos, varios factores de corrección, estos factores se derivan de la teoría de cavidades de Bragg-Gray.

Tal teoría fue propuesta por Bragg en 1912 y establecida definitivamente por Gray en 1928 y 1936. Este último demostró la relación fundamental de la dosimetría que liga la dosis absorbida D_m , en un medio irradiado m , en la cercanía inmediata de una pequeña cavidad llena de gas, con la dosis absorbida en el gas.

$$D_m = J_g(W_g/e)S_{m,g}$$

donde:

- J_g es el cociente de la carga de ionización por unidad de masa del gas.
- W_g/e es la energía media disipada por las partículas cargadas para crear un par de iones en el gas, por unidad de carga eléctrica.
- $S_{m,g}$ es la razón de poderes de frenados másico, con la que se tiene en cuenta la diferencia entre la energía disipada por unidad de masa en el medio y en el gas.

Consideremos un medio atravesado por un haz de fotones, el cual produce trazas de electrones secundarios. Supongase que una pequeña cavidad llena de gas se coloca en el medio, la ionización se producirá en el gas contenido en la cavidad debido a los electrones, los cuales expulsan otros electrones de los átomos y moléculas de el gas, aumentando la energía absorbida en el gas.

Es posible, por medios eléctricos, coleccionar y medir la carga así liberada en el gas. Resulta también que la energía promedio requerida para producir ionización en el gas es constante en un amplio intervalo de presión del gas y de energías de los electrones; esta energía promedio se representa por W y para el aire tiene el valor :

$$W = 33.85 \text{ (eV/par iónico)} = 33.85 \text{ (Joul/Coul)} \quad \text{para aire} \quad (3.1)$$

La dosis absorbida en el gas puede por lo tanto relacionarse con la ionización producida en el gas por medio de la ecuación:

$$D_{\text{gas}} = QW/m_{\text{gas}} \quad (3.2)$$

Si Q se expresa en Coul, m_{gas} en Kg, entonces la dosis absorbida está dada en Joule/kg o Grays (Gy). La masa del gas en la cavidad puede ser determinada a partir del volumen de la cavidad y la densidad de el gas; el gas más comunmente usado es el aire, cuya densidad es:

$$\rho_{\text{aire}} = 1.293 \text{ kg/m}^3$$

a condiciones normales de presión y temperatura (CNPT, 0°C, 101.3kPa).

La ecuación 3.2 nos da la energía impartida en el gas, pero necesitamos la energía neta impartida a la unidad de masa de la pared que rodea el haz y que está expuesta a la misma fluencia de electrones. Ya que el espectro de fluencia puede ser determinado en un punto en un medio para un espectro de energía de fotones, dado, y puesto que la cavidad de aire se supone demasiado pequeña tal que no afecta el espectro de electrones, entonces el gas en la cavidad percibirá la misma fluencia de electrones como lo hace la pared; de aquí se sigue que:

$$\frac{D_{\text{pared}}}{D_{\text{gas}}} = \frac{\int_{E_{\text{min}}}^{E_{\text{max}}} \frac{d\phi(E)}{dE_{\text{pared}}} S_{\text{ion}}(E)^{\text{pared}} dE}{\int_{E_{\text{min}}}^{E_{\text{max}}} \frac{d\phi(E)}{dE_{\text{pared}}} S_{\text{ion}}(E)^{\text{gas}} dE} = \frac{= \text{pared}}{= S_{\text{gas}}} \quad (3.3)$$

en donde:

$\frac{d\phi(E)}{dE}$ representa el espectro de fluencia de electrones que pasan a través de la pared de la cámara.

$S_{\text{ion}}(E)$ representa la pérdida de energía de las partículas cargadas al producir ionización en un medio absorbente y se puede expresar como : $(1/\rho)(dE/dx)$ siendo sus unidades $\text{MeV}/(\text{g}/\text{cm}^2)$; el medio absorbente, en este caso, es la pared y el gas.

La razón de estas dos integrales se denota por el símbolo $\overset{= \text{pared}}{S_{\text{gas}}}$ las dos barras significan que se promedia sobre ambos espectros, el de fotones y el de electrones en el medio.

El cociente de estas dos integrales se conoce frecuentemente como razón de poderes de frenamiento promedio.

E_{max} es la máxima energía de los electrones y E_{min} es la energía de los electrones los cuales pueden apenas atravesar la cavidad.

Combinando 2 y 3 obtenemos:

$$D_{pared} = \frac{Q}{mgas} \frac{W}{S} \frac{S_{pared}}{S_{gas}} \quad (3.4)$$

la cual demuestra la importancia de la fórmula de Bragg-Gray, que relaciona la ionización en una cavidad con la dosis absorbida en la pared que rodea la cavidad.

Continuando con la determinación de los factores de corrección, tratemos de determinar la dosis en un medio, en un punto P, cuando dicho medio se expone a la radiación. Coloquemos a P en una cavidad de Bragg-Gray de radio externo c y de radio interno a.

El espesor de la pared (c-a) debe ser más grande que el alcance de los electrones para asegurar que los electrones que cruzan la cavidad surjan en la pared y no en el medio; midamos la carga colectada después de la irradiación y usando (3.4) calculemos la dosis en la pared de la cámara. Deseamos relacionar ésta con la dosis en el medio y entonces determinar un factor de corrección que tome en cuenta el hecho que la inserción de la cámara con su pared y su cavidad de aire ha perturbado ligeramente la dosis en el punto P dentro de un fantoma homogéneo.

La fórmula de Bragg-Gray nos da la dosis en las paredes de la cavidad, pero nosotros queremos la dosis en el medio. Ya que la cantidad de material de la pared introducida en el medio se supone pequeña y no muy diferente su composición a la del medio, entonces el espectro de fotones no cambia por la introducción de la pared. La dosis absorbida en la pared del material puede, sin embargo, ser diferente de su valor en el medio. La razón de dosis en los dos materiales resultante de un mismo espectro de fotones debe ser muy cercana a la razón de los kermas de colisión en los dos materiales:

$$\frac{D_{med}}{D_{pared}} = \frac{K_{med}}{K_{pared}} = \left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho} \right)_{pared}^{med} \quad (3.5)$$

Ahora podemos calcular la dosis en el medio a partir de la determinación de dosis en las paredes. Combinando 3.4 y 3.5 obtenemos:

$$D_{med} = (33.85 \text{ J/C}) \frac{Q}{mgas} \frac{S_{pared}}{S} \left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho} \right)_{aire}^{med} \quad (3.6)$$

Esta expresión nos permite calcular la dosis en el medio a partir de medidas de Q/m en el gas contenido por las paredes de la cámara. Es necesario que la cavidad de aire (radio a) sea lo suficientemente pequeña para que la perturbación que produzca en el campo de radiación sea insignificante; además la pared del material debe tener esencialmente el mismo número atómico y la misma densidad que el medio.

Las cámaras de ionización pueden ser de dos tipos:

a) cámaras con una cavidad cilíndrica del tipo dedal con un electrodo colector central (cámaras de dedal).

b) cámaras con placas plano paralelas, que disponen de un anillo de guarda alrededor de la placa colectora para una mejor definición del volumen de colección (cámaras planas).

Ambos tipos de cámaras constan en esencia de una zona sensible que es la cámara de ionización propiamente dicha; de una zona denominada tallo, por donde pasan los cables de recolección de carga y polarización; y por último, de una zona denominada mango, que se emplea para su sujeción.

En la cavidad de una cámara de dedal, y exclusivamente para efectos de posicionado, se establece el punto de referencia, que normalmente suele coincidir con su centro geométrico. También es muy conveniente a efectos de una mayor consistencia entre las medidas, teniendo en cuenta posibles inhomogeneidades en el material de la pared, disponer en alguna parte de la cámara de dedal (por lo general en el mango) de una línea de referencia, con el fin de orientar siempre la cámara en la misma posición (normalmente con esa línea hacia la fuente de radiación); en una cámara plana, el punto de referencia, está situado en la intersección del plano de la cara interna de la ventana con el eje perpendicular que pasa por el centro del electrodo colector.

Por motivos dosimétricos, se deberá conocer los materiales con que ha sido construida la cámara, sus densidades y las dimensiones principales de ella, pues distintos factores de corrección dependen del conocimiento de estas características.

El tallo, por ser una zona normalmente irradiada, deberá comportarse de la manera más parecida posible a la del medio donde se está midiendo; en particular, deberá carecer de volúmenes de aire extracamarales y la configuración y calidad de sus materiales aislantes serán los apropiados para no contribuir con corrientes adicionales a la intrínseca de la cámara de ionización. Por otro lado y para evitar discontinuidades con el medio en que se está midiendo, su composición en relación con la radiación que se está usando deberá ser lo más equivalente posible a la del medio. El tallo, deberá tratarse con sumo cuidado y de ninguna manera usarse como zona de sujeción, para ello está destinado el mango.

Como es inevitable usar materiales aislantes en la construcción de una cámara, todas ellas presentan una corriente, indeseable para los propositos de medida, que generalmente se llama corriente de fuga. Se entiende que tal corriente, a efectos prácticos, procede de la carga de uno u otro signo que se acumula durante el intervalo de medida y que no procede de la ionización producida en el aire de la cavidad. Pueden distinguirse dos tipos:

a) Corriente de fuga natural o fuga de preirradiación: depende de la conductividad superficial y del volumen del material aislante, es función del tiempo transcurrido desde la aplicación de la alta tensión a la cámara o desde el momento en que se la ha sometido a un cambio de polaridad. En cámaras de buena calidad son suficientes unos pocos minutos para que esta corriente decrezca y alcance un valor estable y, desde luego despreciable frente a la corriente típica a medir en niveles de terapia. Un exceso de humedad en la cámara o el cable anexo, puede conducir a un aumento de la corriente en varios órdenes de magnitud, por lo que se recomienda almacenarlos en lugares secos.

b) Corriente de fuga inducida por la radiación o fuga de postirradiación: la irradiación del material aislante cercano a la cavidad y del que está constituido el tallo conduce a un aumento transitorio de su conductividad y, en consecuencia, a un aumento transitorio de la carga; esta corriente es función principalmente del tiempo transcurrido desde que cesó la irradiación, de la tasa de dosis y de la porción de tallo irradiado.

La elección de aislantes de buena calidad y la disminución de la superficie expuesta a la radiación pueden reducir ambos tipos de corrientes de fuga a valores depreciables.

La redistribución de cargas dentro de los materiales aislantes puede alterar la primera o primeras medidas después de conectar el equipo; por ello suele ser una buena práctica despreciar la medida o medidas iniciales, lo mismo que cuando se haya cambiado la energía de radiación o se haya realizado un cambio significativo en la tensión de polarización. Algunos fabricantes señalan la cuantía de preirradiación antes de iniciar el proceso de medidas.

Otra característica a tener en cuenta es el denominado efecto de polaridad; cuando en una cámara expuesta a un nivel constante de radiación se invierte la polaridad de la tensión de colección, normalmente no se recoge la misma corriente. A este efecto contribuyen varias causas, entre las que se encuentra la geometría y construcción de la cámara y el tipo de radiación que se use.

Es importante cuando se utilizan haces de electrones y más aun si se utilizan electrones de energía inferior a una decena de MeV, en este caso se hace necesario el uso de cámaras planas de buena calidad.

En este sentido y con objeto de que la norma generalmente aceptada de emplear el promedio de ambas corrientes dé lugar a un valor consistente, es necesario que la razón Q/Q_0 , para una irradiación dada, no difiera de la unidad más allá de 1%.

Otro efecto importante desde el punto de vista de la instrumentación es la falta de eficiencia en la colección de carga que presenta cualquier cámara expuesta a un haz de radiación; esta diferencia, producida por la recombinación de iones es función, para una cámara de geometría dada, de la tensión de colección y de la tasa de carga o dosis absorbida en el aire de la cámara (para haces de radiación continua) o de la densidad de carga liberada o dosis absorbida en el aire de la cámara por pulso (haces de radiación pulsada). La aplicación de un factor de corrección a la lectura de la cámara por esta falta de saturación corrige este efecto.

3.1.1.- CABLES.

Los cables que unen la cámara con el electrómetro o bien con un amplificador previo, contienen materiales aislantes y, en consecuencia, presentan en principio los mismos tipos de corrientes de fugas que los considerados en el caso de las cámaras. Es cierto que por su naturaleza y la composición existen otras causas que dan lugar a corrientes indeseables, sin embargo, es más práctico, en lugar de enumerarlos, citar una serie de precauciones que evitarán comportamientos anómalos y posibles errores sistemáticos:

a) Los conectores del extremo del cable, así como sus respectivos zócalos, deben conservarse limpios de polvo y en lo posible preservarlos de la humedad; para ello se recomienda el uso de tapones durante su almacenamiento. La limpieza y el desecado periódico de los materiales aislantes contribuirán a evitar contratiempos que en buena parte de los casos se producirán en un aumento permanente de la corriente de fuga.

b) No forzar ni girar el cable en las proximidades de un conector; de igual modo, durante su uso e instalación debe evitarse aquellas acciones que puedan perturbar su estructura, como pisarlo, forzarlo en su recogida produciendo curvaturas pronunciadas, someterlo a tensiones longitudinales, etc.

c) Algunos equipos permiten el uso de cables prolongados entre la cámara y electrómetro; en este caso se recomienda verificar la constancia de la sensibilidad del electrómetro realizando medidas idénticas con y sin el cable de extensión.

d) De ser posible, el mango de la cámara y el nacimiento del cable que la une al electrómetro no deberán irradiarse. Si en alguna ocasión las necesidades de la medida exigen la irradiación directa de alguna porción de cable, se deben realizar algunas medidas previas para evaluar su posible contribución (corriente inducida por la radiación, volúmenes extracamarales, etc.). Estas medidas son igualmente aconsejables en el caso de que el cable situado fuera del campo de radiación esté expuesto a radiación dispersa.

3.2. - ELECTROMETROS.

La mayor parte de los electrómetros comerciales modernos utilizados en el campo de la radioterapia emplean amplificadores operacionales integrados de alta ganancia. El elemento operacional (una resistencia o condensador) encargado de convertir en tensión la corriente de ionización, está situado en el lazo de realimentación negativa. La ganancia del lazo cerrado así constituido, con el concurso o no de amplificadores posteriores, es suficiente para abordar la sensibilidad adecuada de un instrumento de medida o lector.

Es de señalar que en la mayor parte de los casos y en aras de una mayor precisión, no es recomendable la medida de corrientes.

Si situamos un condensador de valor conocido C entre la entrada y salida del amplificador operacional, la medida de la tensión a la salida proporcionará una medida de la carga Q almacenada durante un tiempo de irradiación determinado, $Q = CV$. La elección de un valor apropiado para el condensador y la ganancia del conjunto, permitirá expresar la lectura directamente en las unidades deseadas (C , Gy, R, etc.).

La consistencia entre escalas o variación de la sensibilidad del electrómetro con la elección de escala es otra característica a tener en cuenta.

Distintas causas contribuyen a esta variación de la sensibilidad, entre ellas el empleo de condensadores diferentes, la falta de linealidad del condensador con la tensión y la falta de linealidad en la respuesta del amplificador. A este respecto y cuando se use un electrómetro multiescala, el usuario deberá tener presente la escala en que fue calibrado el conjunto cámara-electrómetro, para, en su caso hacer las correcciones oportunas si se usaran otras escalas; esto se recomienda especialmente si el cambio de escalas en el electrómetro implica conmutar a distintos condensadores.

Algunos electrómetros comerciales disponen, entre sus distintos mandos, de ajustes mediante potenciómetros que permiten variar la sensibilidad del equipo de medida en la misma cuantía que los factores de corrección que en general hay que aplicar a la lectura. Tal es el caso, por ejemplo, de los factores de corrección por presión y temperatura. Por razones de seguridad se recomienda la aplicación numérica de esos factores mediante el cálculo y no variando la sensibilidad del equipo.

Otros electrómetros comerciales para fines dosimétricos disponen, ya sea a modo de instrumentación auxiliar, o incorporado, de un temporizador que permite la integración de corriente procedente de la cámara durante un tiempo prefijado con exactitud. En algunos casos se trata de un temporizador que al mismo tiempo es un cronómetro, con lo que adicionalmente se puede conocer con exactitud el tiempo transcurrido entre las órdenes manuales de comienzo y fin de la integración de corriente.

Por último, dado que las técnicas de medida actuales incluyen el uso de dos modelos de cámaras en algunas instalaciones (aceleradores con electrones de energía inferior a 15 MeV), y dada la disponibilidad comercial de cámaras aisladas, es práctico y por tanto deseable que a cada electrómetro se le puedan acoplar modelos de cámaras provistos de distintos tipos de conectores.

3.2.1.- LECTOR.

La indicación de valor de la magnitud que se mide se realiza normalmente en los electrómetros, mediante tres tipos de instrumentos: instrumento analógico de aguja con espejo, potenciómetro de varias vueltas con indicación digitalizada, voltímetro digital.

Si bien para la mayor parte de las medidas que se llevan a cabo, los tres tipos de lectores son suficiente, desde el punto de vista de la precisión de las lecturas, los dos primeros pueden presentar una falta de linealidad y de resolución más acusadas. En este sentido, el voltímetro digital es el único de los tres que ofrece una precisión en la lectura acorde con su exactitud. La falta de linealidad en el caso de un instrumento analógico puede suponer factores de corrección, dependientes de la posición o lectura, de hasta 1% o 2%.

Dado que la precisión se expresa normalmente en función del valor del fondo de escala, siempre que sea posible es deseable realizar medidas cerca de ese fondo de escala donde por supuesto, además, la falta de resolución implica un error relativamente menor.

Los voltímetros digitales que se usan en los electrómetros comerciales constan en general de $3\frac{1}{2}$ y $4\frac{1}{2}$ dígitos. Si bien $3\frac{1}{2}$ dígitos es claramente suficiente para los fines principales de un electrómetro con fines dosimétricos, existen determinados tipos de medidas donde pudiera ser deseable una resolución mayor; tal es el caso de la determinación experimental del factor de corrección por saturación y el trazado manual de curvas de isodosis.

3.3.- FUENTE DE COMPROBACION DE LA ESTABILIDAD DE UNA CAMARA.

La calibración del conjunto cámara-electrómetro o de ambos elementos por separado, es un paso imprescindible antes de abordar la calibración de una unidad generadora de radiación. Sin embargo, no es menos necesario constatar que entre calibraciones sucesivas, el conjunto medidor no ha sufrido variaciones importantes.

La realización de nuevas experiencias y la verificación periódica del rendimiento de la unidad exige disponer de un conjunto medidor cuya estabilidad de respuesta en función del tiempo sea conocida por el usuario. El ignorar su comportamiento entre calibraciones periódicas no deja de ser un juego de azar en el momento de su uso y en todo caso presenta un cúmulo de dificultades cuando se trata de establecer la incertidumbre de una serie de medidas.

La mejor comprobación de la estabilidad de un conjunto medidor sería sin duda la comprobación de la respuesta de cada uno de los elementos por separado (sensibilidad de la cámara, del electrómetro y del lector); esto facilitaría, llegado el caso, el poder aislar y sustituir el elemento anómalo. Algunos modelos comerciales disponen de una secuencia de verificaciones (sensibilidad del lector, ganancia del amplificador, etc.), que permiten este tipo de comprobación en lo que al electrómetro y al lector se refiere.

La práctica más generalizada es comprobar la estabilidad global del conjunto mediante el uso de fuentes de radiación (^{60}Co , ^{137}Cs , etc.), dispuestas, para el caso de cámaras de dedal, en el interior de un pequeño pozo donde se introduce la cámara. En general se contabiliza el tiempo que es necesario para que el lector alcance un valor dado. Estos tiempos normalizados a una presión, temperatura y fecha determinada (normalmente la fecha de calibración anterior), permiten observar el grado de estabilidad del conjunto en función del tiempo. Notese que, por naturaleza, estas fuentes no emiten el tipo de radiación para la que fue diseñada la cámara. Esto corrobora su carácter de fuentes de comprobación de estabilidad, muy lejos del que algunos usuarios erróneamente le atribuyen al designarlas como fuentes de calibración.

Es más, estrictamente hablando habría que decir que una estabilidad razonable del conjunto medidor, comprobado con este tipo de fuentes, implica un alto grado de probabilidad de que el conjunto no ha sufrido una modificación importante, pero desde luego no la certeza absoluta. De ahí que la calibración periódica en un Laboratorio de Metrología acreditado oficialmente sea un paso indispensable.

3.4.- INSTRUMENTACION AUXILIAR.

Actualmente todas las cámaras de ionización comerciales que pueden usarse como cámaras de referencia en un Servicio de Física, están abiertas al aire, por lo que la carga en el proceso de medida, depende de la masa de aire existente en su interior. El Laboratorio acreditado de metrología, al suministrar un factor de calibración para una cámara, lo establece para una determinada masa de aire o, lo que es lo mismo, en unas condiciones climáticas determinadas (presión atmosférica, temperatura ambiental y grado de humedad relativo). El usuario deberá conocer las condiciones climáticas en su instalación en el momento de la medida, para poder reducir la masa de aire existente en el interior de la cámara a la masa de aire para la que ha sido establecido aquel factor.

Por todo ello, deberá disponer de un barómetro y un termómetro con una resolución y exactitud adecuados. Se recomienda que la división más pequeña en el barómetro sea igual o inferior a 100 Pa (1 mBar), e igual o inferior a 0.25°C en el termómetro. Estos instrumentos deberán calibrarse periódicamente, al menos en la zona habitual de lectura, pudiéndose aprovechar para ello en muchos casos la proximidad de un Servicio Local de Meteorología. En lo que respecta al grado de humedad relativo y dada la pequeña variación de la corriente de ionización con la presencia de vapor de agua, con disponer de un higrómetro comercial sencillo será suficiente.

Como ya se ha dicho anteriormente, se deberá constatar la estabilidad de respuesta del conjunto cámara más electrómetro usando fuentes de comprobación de estabilidad, por lo que de nuevo necesitará el concurso de la instrumentación anteriormente citada para determinar las condiciones climáticas. Es recomendable realizar medidas de estabilidad del conjunto al menos una vez al mes.

Algunos equipos o conjuntos medidores, en general ya anticuados, están preparados para prescindir del conocimiento de las condiciones climáticas, ya que su influjo se compensa porque previamente al proceso de medida y mediante el concurso de lo que se denomina fuente de referencia, se ajusta la sensibilidad del electrómetro de acuerdo con ellas. Esto es posible contando con que tal ajuste se hizo también durante el proceso de calibración del conjunto cámara más electrómetro en el laboratorio acreditado de metrología. La fuente de referencia, constituida esencialmente por un radionúclido de vida media larga, acompaña siempre al equipo y su uso durante el procedimiento de ajuste de sensibilidad presupone que las condiciones climáticas no varían durante el tiempo posterior en que se realizan las medidas.

Es muy recomendable verificar el buen funcionamiento de este ajuste contrastando la lectura M, ajustada mediante la fuente de referencia, en unas condiciones climáticas P y θ con la obtenida M' en unas condiciones climáticas diferentes P' y θ' usando la misma fuente de referencia, pero sin realizar el ajuste. Debe verificarse que:

$$M = \frac{M' P (273.2^{\circ} + \theta')}{P' (273.2^{\circ} + \theta)} \quad (5)$$

Otros equipos disponen de mandos que permiten variar la sensibilidad del equipo en la misma cuantía que el factor de corrección por presión y temperatura previamente calculado, o incluso en la misma cuantía que el producto de varios factores que en otro caso habría de aplicarse numéricamente a la lectura del equipo. Por razones de seguridad se recomienda la aplicación numérica mediante el cálculo y no variando la sensibilidad del equipo.

3.5. - FANTOMAS.

Los experimentos demuestran que las medidas en aire o a dosis máxima están sujetas a la influencia de la contaminación de electrones secundarios o gradientes de dosis. Por tanto, mientras que las medidas en aire o en otros dispositivos puede ser satisfactorio como medidas de rutina de verificación, la calibración básica debe ser realizada a profundidades en un fantoma en donde estos efectos no sean significantes. Por uniformidad de práctica se recomienda una profundidad de 5 cm en agua.

Los fantasmas pueden dividirse en dos grupos, fantasmas primarios y fantasmas secundarios. Los fantasmas primarios son los más parecidos a el tejido, se pueden reproducir exactamente de un lugar a otro, y los datos básicos que generan no necesitan corregirse debido a efectos de densidad. El agua es el material estándar para tales fantasmas. El usar fantasmas primarios presenta algunas dificultades y por tanto se han desarrollado fantasmas secundarios.

Fantasmas Primarios de Agua: El agua es el material estándar en el cual la dosis se va a determinar. Un tanque de resina acrílica (perspex o lucita) funciona como contenedor, debe ser lo suficientemente profundo para proporcionar 5 cm de margen alrededor del campo más grande. Típicamente, éste sería de 40x40x40 cm de tal forma que el haz de fotones pueda incidir sobre el fantasma horizontal y verticalmente. Si el fantasma se va a usar con el haz horizontal, el lado anterior debe estar provisto con una pared de 3 mm o menos de espesor, o mejor dicho una ventana de 3 mm. Bajo estas circunstancias, en un tanque de plástico acrílico, las correcciones por la diferencia entre el agua y el material de la pared puede ser omitido. Se recomienda que la cámara de ionización sea colocada sobre un dispositivo que nos asegure la reproducibilidad en la colocación de la cámara.

Fantasmas Secundarios: Pueden ser de poliestireno, plástico acrílico, temex (una goma equivalente a tejido), bloques de Mix-D, etc. (Co, 1982) Pueden usarse para suplir los fantasmas primarios de agua para la calibración de los aceleradores lineales. Las ventajas de los fantasmas plásticos son la exacta reproducibilidad de el posicionamiento de el detector, la posibilidad de hacer medidas para cualquier dirección del haz, y su rapidez y facilidad en su manejo.

Para el uso de los fantasmas de plástico en la calibración de dosis, la profundidad de calibración debe ajustarse a la profundidad equivalente en agua, en g/cm². Ya que existe variación en la densidad de los plásticos comerciales es necesario que ésta sea determinada experimentalmente.

Para evitar correcciones por la ley de inverso cuadrado, en fantasmas de poliestireno y acrílico, se recomienda que la distancia fuente-detector que se emplee para la determinación de dosis en fantasmas plásticos sea la misma que se usa en fantasmas primarios.

La conversión de la dosis determinada en plásticos a aquella que se mediría en agua a una profundidad equivalente, requiere de una corrección por las diferencias en los coeficientes másico de absorción de energía de el plástico y el agua.

Los requerimientos dimensionales para los fantasmas plásticos son los mismos que se tiene para los fantasmas primarios, pero el costo elevado del plástico es una limitación en la calibración de tamaños de campos máximos; por lo que el uso de fantasmas secundarios se recomienda para verificación de medidas más que para calibración primaria.

CAPITULO IV

CONTROL DE CALIDAD

4.1.- ASPECTOS DE LA SEGURIDAD RADIOLOGICA EN UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES.

La protección del personal del hospital, de los pacientes, familiares y visitantes, frente a las radiaciones utilizadas en radioterapia, tiene una función importante en la calidad de la atención al paciente y en presentar una imagen tranquilizadora de la radioterapia como medio eficaz de tratamientos de cáncer. Esta preocupación por la seguridad de los otros y la seguridad en el uso de los equipos, conduce a niveles elevados en la calidad de la atención general al paciente.

La radioprotección se ocupa de la protección de los individuos, de sus descendientes y de toda la humanidad, al mismo tiempo que permite ciertas actividades que pueden exponerlos a las radiaciones; por consiguiente, la dosis recibida por los individuos se debe reducir al mínimo que razonablemente se pueda conseguir. Esto supone un equilibrio entre costos y beneficios de la exposición a las radiaciones, que se designa con frecuencia como optimización de la protección radiológica.

En radioterapia, la exposición prescrita para el volumen de tratamiento del paciente, es para su propio beneficio y en consecuencia, intencionada. Así pues, las diversas instituciones internacionales recomiendan límites de dosis para todos, excepto para los pacientes que reciben un beneficio médico de la exposición a las radiaciones (radiodiagnóstico, medicina nuclear y radioterapia).

Un programa de control de calidad consiste en una serie de pruebas que se efectúan periódicamente para evaluar el funcionamiento de los instrumentos dentro de unos límites de operación previamente establecidos. Por otra parte, el banco de datos que se forme indicará la necesidad de cambiar el diseño de un componente determinado, así como los parámetros que exigen mayor atención, contrastar verificaciones, etc., todo esto a lo largo del tiempo, lo que nos permitirá conocer en cualquier momento la historia de la unidad.

Los objetivos de un control de calidad en una unidad de tratamiento son:

- Establecer y mantener criterios óptimos para el funcionamiento de los aparatos, a fin de poder garantizar el grado de precisión deseable en la administración de la dosis.
- Reducir al mínimo el tiempo de inmovilización de la unidad.

En seguida se discutirán algunos elementos de protección radiológica y se propondrán normas mínimas y óptimas para un control global de calidad en un acelerador lineal de electrones para uso médico.

4.1.1. - BLINDAJE EN LA SALA DE RADIACION.

Las normas sugieren, tanto en condiciones óptimas como mínimas, inspeccionar la sala antes de utilizarla, así como también cada vez que haya algún cambio, a fin de asegurarse de la adecuación e integridad del blindaje. Esto se puede hacer mediante contrato con un experto calificado para satisfacer el criterio mínimo; no obstante, para satisfacer el criterio óptimo, la institución ha de poder efectuar esas inspecciones anualmente por sus propios medios a fin de descubrir cambios insospechados.

Los aceleradores que producen haces de fotones de más de 10 MV producen cantidades de fotoneutrones lo suficientemente grandes como para exigir la instalación de un blindajes contra neutrones en la barrera primaria, especialmente en la puerta, y necesitan por consiguiente, detectores apropiados para medir neutrones.

4.1.2. - DISPOSITIVOS DE SEGURIDAD.

Durante un tratamiento de teleterapia con un acelerador lineal de electrones, ninguna persona, a excepción del paciente, puede permanecer en la sala de tratamiento; por tanto, se deben instalar dispositivos de seguridad que cumplan el requisito de fallo sin riesgo para interrumpir automáticamente el tratamiento cuando se abre la puerta de la sala; así mismo se debe comprobar que las luces de aviso (verde, roja) y los interruptores de emergencia hayan sido instalados y funcionen adecuadamente.

Para asegurar que las subsiguientes medidas de inspección tienen sentido, se debe hacer una medida preliminar de la tasa de dosis de la unidad. Esto puede hacerse en aire a isocentro y con un instrumento de campo cubierto con suficiente material para proporcionar equilibrio electrónico. Si la tasa de dosis liberada en el isocentro está dentro de un + 5% de lo especificado, puede considerarse que el acelerador está operando satisfactoriamente para propósitos de inspección. Este límite se escoge tomando en cuenta los errores de medida y los errores debido a la desalineación entre el centro del haz de rayos X y el isocentro de la unidad.

Con objeto de satisfacer un criterio mínimo de seguridad es necesario comprobar la seguridad de las puertas semanalmente, los botones interruptores de emergencia a diario y los dispositivos de seguridad diseñados por el fabricante periódicamente.

4.1.3. - VIGILANCIA DE LA EXPOSICION DEL PERSONAL A LAS RADIACIONES.

La vigilancia del personal tiene dos objetivos: evaluar, y en consecuencia limitar la dosis de radiación recibida por el personal y descubrir cambios insospechados que hayan podido ocurrir en los métodos de trabajo, integridad del blindaje o situación de la fuente de radiaciones.

En las instalaciones que están en condiciones adecuadas se sugiere comprobar la exposición en el área donde se encuentra el personal. Para esto, con el haz de radiación en la posición más frecuentemente usada e incidiendo sobre un medio dispersor lo suficientemente grande, se determina si la exposición en el lugar del operador no excede los límites permitidos; las pruebas se realizan con el colimador abierto al máximo y el acelerador operando a su máxima tasa de dosis.

Si la tasa de exposición no es satisfactoria, y la instalación cumple con el diseño original, se debe entonces reducir la intensidad del haz o de otra forma mantener la exposición del operador debajo de los niveles recomendados y proceder a una revisión para determinar el exceso de exposición. Todas las medidas deben realizarse fuera del cuarto de tratamiento.

4.1.4. - FUGA DEL CABEZAL.

Se debe realizar una prueba para localizar las zonas de alta exposición de la radiación de fuga para cuantificarla subsecuentemente. Se realiza esta prueba encerrando el cabezal con película radiográfica y bloqueando el haz primario completamente por los colimadores. Si la película se mantiene en contacto con el cabezal, la cubierta del acelerador proporcionará suficiente material para obtener equilibrio electrónico para nuestro propósito; se debe proporcionar la suficiente exposición para producir una densidad óptica en la película de aproximadamente la unidad en las zonas calientes.

Esta misma prueba se continúa con una cámara de ionización calibrada, de espesor de pared apropiado y en su intervalo de sensibilidad, se mide en aire la dosis a un metro del blanco en las zonas calientes que fueron encontradas con las películas radiográficas. Si la tasa de dosis sobre estas zonas calientes excede el límite permisible del 0.1% del haz, su eliminación es responsabilidad del fabricante.

Se recomienda repetir esta prueba anualmente para asegurarse de que no se han producido cambios insospechados; además cualquier servicio de mantenimiento que pueda afectar la integridad del blindaje debe ser seguido de una inspección.

4.1.5. - VIGILANCIA DEL AREA DE TRABAJO.

Como se pueden producir cambios inesperados en los métodos de trabajo, integridad del blindaje y situación de la fuente de radiación, se recomienda la vigilancia del área de trabajo.

La inspección debe ser efectuada por el personal del propio establecimiento o por alguna empresa contratada; esta inspección será mensual y se pueden utilizar detectores estacionarios, como los dosímetros de película, dosímetros termoluminiscetes, cámaras de ionización de bolsillo.

4.1.6. - PROTECCION DEL PACIENTE.

El tratamiento con radiaciones, como cualquier otro tratamiento, implica ciertos riesgos para el paciente. La unidad y la técnica empleada han de permitir la administración de una dosis terapéutica al volumen de tratamiento para obtener el resultado que se busca, limitando al mismo tiempo la exposición de otras partes del cuerpo; se ha de calcular y comprobar las dosis individuales y tratar por lo menos dos campos por día en cada paciente.

Los planes de tratamiento en instalaciones óptimas incluirán más de dos campos por día, puesto que ése es un procedimiento para reducir la dosis a los tejidos normales del paciente. Se dispondrá de bloques para conformar el haz de radiación, estos pueden ser estándares o deberán fabricarse a la medida para cada paciente.

La inmovilización del paciente es obligatoria, así mismo su observación durante el tratamiento a fin de evitar errores debido al movimiento del paciente o del equipo.

4.2. - PRUEBAS INICIALES DE ACEPTACION EN LA INSTALACION DE LA UNIDAD.

El éxito en el tratamiento de cáncer con radiaciones, incorpora un balance entre la máxima probabilidad de cura y la mínima probabilidad de complicaciones debidas a la radiación. Es ya bien conocido que una administración precisa de radiación es un requisito indispensable para producir ese balance y por tanto esencial para un tratamiento curativo.

Se debe tener un conocimiento de la distribución de dosis de radiación en el volumen irradiado del paciente antes que éste comience su tratamiento. Este conocimiento no sólo debe incluir la dosis a tumor sino también la dosis en órganos sanos o estructuras radiosensibles que se encuentren en el volumen irradiado. Este conocimiento se basa a su vez en información física del haz de radiación que se va a usar, cómo éste se altera al pasar a través de varios tejidos del cuerpo, y cómo finalmente, diversos haces se combinan para producir la distribución de dosis en el paciente.

Quando se decide la adquisición de una unidad de radiación, esta decisión debe acompañarse de la necesidad de llevar a cabo una serie de pruebas, con la asistencia de un físico calificado. El físico debe planear e inspeccionar las instalaciones para que éstas estén de acuerdo con las leyes federales así como con las recomendaciones de corporaciones internacionales de protección radiológica.

El físico debe también cerciorarse que el equipo de terapia cumpla con las especificaciones establecidas después de su instalación, así como establecer un control de calidad y mantenerlo durante la vida activa del equipo.

Es necesario que el físico cuente con el equipo e instrumentación adecuada, instrumentación que debe ser evaluada y especificada según los equipos, las energías de la radiación, los tipos de radiación y las técnicas de terapia que se utilicen.

En seguida se discutirán las mínimas pruebas que deben realizarse al instalarse la unidad y antes de que empiece su vida activa. Es esencial que la secuencia de verificaciones y ajustes sea llevada a cabo en el siguiente orden:

4.2.1.- COINCIDENCIA DEL EJE MECANICO DEL COLIMADOR, EL EJE CENTRAL DEL HAZ DE LUZ Y EL RETICULO.

En una unidad de tratamiento bien ajustada deben coincidir, sobre el eje de rotación del colimador, la fuente de radiación (mancha focal), el eje del haz de radiación, la fuente del haz luminoso y la proyección del centro del retículo.

Para verificarlo, se realizará una serie de comprobaciones de alineación de ejes y otras de comprobación de coincidencia de los haces luminoso y de radiación.

En una unidad de tratamiento generalmente se presentan varios movimientos giratorios, tal como se aprecia en la figura 4.1.

Se comprobará en primer lugar que la rotación del sistema de colimación se produzca con suavidad y que no existan holguras laterales, después se repetirá esta comprobación en distintas posiciones del gantry.

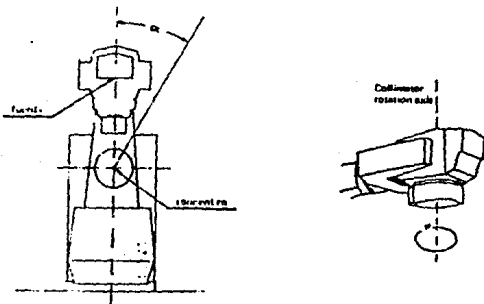


Figura 4.1.- Movimientos giratorios de una unidad de tratamiento.

Sobre un papel milimétrico, colocado en forma perpendicular al eje de rotación del colimador, encender el haz de luz, ajustar el colimador a que dé un campo rectangular más pequeño que el papel, anotar el ángulo de rotación del colimador y marcar:

- a) los límites del campo de luz.
- b) la intersección de las diagonales.
- c) la posición de la imagen del retículo.

Los puntos (b) y (c) deben de coincidir.

Ahora gire el colimador 180° y verifique que la coincidencia de los límites del campo, del retículo, así como de las diagonales, sean las mismas que se marcaron con el colimador en su posición inicial.

Si todo está en alineación, se procede a las pruebas indicadas en (4.2.2). Si existe una desalineación significativa, entonces, los límites del campo de luz aparecerán desplazados y no coincidirán en la rotación de 180° ; en este caso, ajuste la posición de la fuente luminosa para corregir la alineación. Ya que la posición de la fuente luminosa mueve la imagen del retículo, se deberá ajustar también éste. Esta también es una forma de comprobar la simetría de los colimadores.

En algunos aceleradores, el eje del colimador se localiza fijando un indicador, mecánica o magnéticamente, al sistema de colimación, de modo que su extremo señale el isocentro, o bien la distancia fuente-superficie habitual.

Cuando el colimador gira, el extremo del indicador describe un círculo en un plano perpendicular al eje, por cuyo centro pasará el eje de rotación del colimador. A continuación se observa si la imagen del retículo proyectada sobre el plano anterior permanece fija en un punto o describe también un pequeño círculo. La prueba se repite a otra distancia (fuente-superficie) al menos 20 cm mayor que en el caso anterior.

En cualquiera de las dos comprobaciones, la separación "A" que existe entre los centros de los círculos descritos por el extremo del indicador y por la proyección de la retícula no deberá exceder los 2 mm, y la proyección de la retícula debe describir un círculo de diámetro no mayor a los 2 mm (ver figura 4.2).

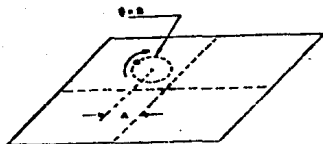


Figura 4.2.- Posiciones relativas del eje de rotación del colimador (señalado con una cruz) y de la proyección del retículo (señalado con una circunferencia de trazos).

Cuando se supere alguno de estos límites, se debe investigar si el campo luminoso, el retículo, o ambos están fuera del eje de rotación del colimador.

Se siguen distintos procedimientos, según el sistema luminoso de unidad sea fijo, o por el contrario, gire junto con el colimador.

Si el sistema luminoso es fijo, al observar el comportamiento de la proyección del retículo con respecto al eje de rotación del colimador, se puede diagnosticar una de las siguientes situaciones:

- a) La fuente luminosa está fuera del eje, lo cual se deduce porque la separación "A" es mayor de 2 mm.
- b) El retículo está fuera del eje, esto se deduce si el diámetro del círculo que es proyectado al girar el retículo es mayor de 2 mm.
- c) La fuente luminosa y el retículo están fuera del eje.

Si el sistema luminoso es giratorio, hay que realizar independientemente la comprobación de la fuente de iluminación y del retículo. A saber: la luz se verifica montando un indicador (puntero) colocado independientemente del sistema de colimación, próximo al mismo para así dar una imagen ampliada, y situada de modo que la imagen del indicador, a la DFS habitual, quede cerca del eje de rotación del colimador, pero no necesariamente en el eje. Si al girar éste, la imagen del indicador describiera un círculo, significaría que la fuente luminosa está fuera del eje. Se procederá a su ajuste y a continuación, quitando el puntero, se observará la imagen del retículo, si también describe un círculo al rotar el colimador, indicaría que el retículo queda fuera del eje debiendo procederse a su ajuste.

4.2.2. - COINCIDENCIA DEL HAZ DE LUZ CON EL HAZ DE RADIACION.

Los objetivos de esta prueba son:

- a) comprobar que exista una relación en forma simétrica entre el haz de luz y el haz de radiación para toda posición del colimador, así como para toda posición del gantry.
- b) que coincidan las dimensiones del campo de luz con las dimensiones del campo de Rayos X, y con el indicador de apertura del colimador, a la distancia de referencia.

La distancia de referencia que se puede tomar es la distancia fuente piel (DFP) o la distancia fuente eje del gantry (DFE).

Los límites del campo se definen geoméricamente por líneas que salen del centro de la cara frontal de la fuente, las cuales intersectan las orillas internas del colimador.

a). - Simetría del campo de luz con el campo de radiación.

Existen varios métodos para checar la simetría del campo de luz con el campo de radiación. El más usual es el método de película.

Para realizar esta prueba se deben abrir los colimadores a un campo rectangular de tamaño que nos interese. Se recomienda un campo rectangular para poder diferenciar los colimadores.

Se coloca una placa radiográfica en envoltura ligera, a la distancia de referencia y perpendicular al eje central del haz.

Se coloca un pequeño marcador de plomo en el centro del campo, sobre la placa, es decir en la imagen de la cruz, también se puede marcar ésta con la punta de una aguja.

Se recurren también a varios métodos para delinear los límites del campo de luz, como por ejemplo, colocar láminas de plomo que cubran los márgenes del campo, colocar pequeños discos en la mitad de la longitud de los campos o en sus esquinas, o también marcar con una aguja directamente sobre la placa ya sea en las esquinas o en alguna otra referencia.

Hay que cubrir la placa con suficiente material para obtener el equilibrio electrónico.

En seguida se expone la película al haz de radiación, de tal forma que se produzca una densidad óptica en el intervalo lineal, usualmente entre uno y dos.

Rotar el colimador 90° y repetir el proceso.

Revelar la película.

Una inspección visual, ayudado por una regla, de la imagen del campo de Rayos X, y de las marcas del campo de luz, determinará si los campos de luz y de radiación están simétricamente relacionados, y si la simetría se mantiene durante la rotación del colimador.

El proceso debe repetirse angulando el gantry a 90° , 180° y 270° .

Otros métodos alternativos para esta misma prueba, son descritos por (Co, 1975; Ze, 1975).

b). - Coincidencia del campo de luz con el Indicador de Apertura del Colimador y con el Campo de Rayos X.

Hay dos formas de verificar esta coincidencia:

1). - Método de película: Para la realización de esta prueba debemos contar con un medidor de densidad óptica y las películas obtenidas en la sección anterior (a), deben ser analizadas con el densitómetro para localizar los límites del campo de rayos X. Esto se obtiene al graficar la densidad óptica en función de las distancias a lo largo de los ejes X, Y del campo de radiación sobre la película.

El campo de rayos X se define al nivel del 50% de la densidad óptica del área central (excluyendo la mancha dejada por el marcador de plomo o la punta del aguja que nos señala el centro del campo de luz)

Se repite el proceso para campos de diversos tamaños, generalmente un campo pequeño, un campo mediano y un campo grande.

Ahora se puede medir la distancia del centro del campo a cada una de sus orillas. La distancia del centro del campo a cada uno de los lados, indicados por el 50% de DO del centro de la placa, debe ser iguales, y la distancia total entre los lados opuestos debe concordar con las dimensiones señaladas por el indicador de apertura del colimador así como con las dimensiones del campo de luz.

La diferencia máxima entre los límites del campo de luz y el campo de radiación no debe sobrepasar 1.5 mm.

11).- Método de barrido con detector: Para realizar esta prueba, se necesita un detector pequeño (cámara de ionización o detector de estado sólido) y un sistema de barrido automático (que es simplemente un sistema de movimiento en dos dimensiones, en la horizontal y en la vertical), el cual generalmente ya viene incorporado a un fantoma de agua. Así mismo se necesita también un graficador X-Y (los fantasmas modernos incluyen una computadora, la cual recibe directamente la señal del barrido).

Se coloca el detector a la profundidad de dosis máxima dentro del fantoma de agua y sobre el sistema de barrido.

Con la señal del detector, así como la señal del movimiento del barrido automático, se alimenta el graficador X-Y.

Se abren los colimadores a un cierto campo y se hace funcionar el acelerador a que dé radiación; simultáneamente se barre el haz de radiación (en el plano horizontal) con el detector en el sistema de barrido. Se obtiene directamente la gráfica en el graficador X-Y.

Se analiza la gráfica, obteniéndose datos, tal como se indicó en el método de película.

Debe observarse que el detector sea lo suficientemente pequeño de tal forma que el gradiente de dosis a través de la penumbra no sea más del 30%, o que el centro geométrico y el centro de sensibilidad no coincidan.

4.2.3. - DETERMINACION DEL ISOCENTRO MECANICO.

Generalmente el fabricante provee el acelerador con un retículo colocado a la salida del colimador o también puede ser una cruz colocada en el distanciador óptico. Sus imágenes deben estar alineadas con el centro mecánico del sistema de colimación, el haz de luz, y el haz de rayos X.

El isocentro mecánico se define como el punto en el cual intersectan el eje de rotación del colimador y el eje de rotación del gantry.

Primero se comprobará si para distintas posiciones del gantry, los diversos ejes pasan siempre por el isocentro. Existen distintos métodos para determinar este punto:

a).- Se coloca una punta afilada (aguja o alfiler) sobre la mesa de tratamiento y sujeta por algún dispositivo, en la posición del supuesto isocentro, se comprueba si su extremo coincide con el centro de la imagen del retículo o de la cruz, las proyecciones lateral y vertical del isocentro pueden ser refinadas localizando un punto fijo en el espacio equidistante del cabezal a diversas angulaciones del gantry 0° , 90° , 180° y 270° .

b).- Para realizar esta prueba necesitamos una barra de sección cuadrada con perímetro 4a (siendo a el lado del cuadrado), envuelta en papel, centrada en el isocentro y con su eje longitudinal colocado aproximadamente sobre el eje del gantry; esto es, dos de sus caras deben estar verticales y las otras dos horizontales. Se marca la posición de la imagen de la cruz sobre el papel con el haz vertical (gantry a 0° y 180°) y con el haz horizontal (90° y 270°). Cuando se desenvuelve el papel se podrá ver si la imagen de la cruz representa el isocentro o no.

Si el centro mecánico del haz pasa a través del isocentro, entonces las cuatro imágenes estarán sobre una línea recta y paralela a una de las orillas del papel, y estarán equidistantes de las orillas de la barra indicados por los dobleces marcados sobre el papel.

c).- Algunos aceleradores cuentan con un aditamento especial llamado puntero frontal o indicador mecánico de la distancia fuente isocentro; con este puntero se puede verificar el isocentro también.

Para realizar esta prueba se coloca una punta rígida en el isocentro aproximado y sobre el eje del gantry.

Se rota el gantry 360° verificando que la distancia de separación entre la punta rígida y la punta del indicador mecánico de distancia no exceda los 2 mm.

De aquí concluimos que el isocentro debe estar confinado en una esfera de radio máximo de 2 mm.

Si la localización del isocentro mecánico es satisfactoria, procedemos con la siguiente prueba, en caso contrario se debe consultar al fabricante.

4.2.4. - DETERMINACION DEL EJE DEL HAZ DE RADIACION ASI COMO DEL ISOCENTRO.

El objetivo de esta prueba es confirmar que la posición del eje central del haz de rayos X varíe a lo más 1.5 mm con respecto a la rotación del colimador, del gantry, y de la mesa de tratamiento.

1).- Colimador.

Para realizar esta prueba procedemos de la siguiente manera:

Se rota el gantry de tal forma que el haz de rayos X permanezca perpendicular al piso y a la mesa de tratamiento.

Se cierra el colimador X de tal forma que sólo se produzca un haz de radiación de 1 mm o menos, el colimador Y se abre a 15 cm.

Se coloca una película sobre la mesa de tratamiento, a la distancia de referencia, cubierta con suficiente material para obtener el equilibrio electrónico.

Se expone la película al haz de radiación, a diversas angulaciones del colimador (al menos 4 angulaciones).

En seguida se coloca una nueva película.

Se cierra el colimador Y a 1 mm o menos, y se abre el colimador X a 15 cm, de tal forma que se produzca un haz estrecho.

Se repite la secuencia anterior.

Se revelan las películas.

Las imágenes de las exposiciones deben aparecer como líneas que se intersectan (la imagen revelada tiene la forma de una estrella), la intersección de las líneas debe estar contenida en un círculo de 1.5 mm de diámetro máximo. El eje de ese círculo constituye el eje del haz.

Si el resultado es satisfactorio pasamos a la siguiente prueba.

ii).- Mesa de tratamiento.

Antes de la realización de esta prueba debemos de verificar que la mesa es capaz de rotar 180° alrededor del isocentro.

Se coloca una película sobre la mesa.

Se cierra el colimador X, y se abre el colimador Y, de tal forma que se tenga un haz de 1 mm de ancho por 15 cm de largo, a la distancia de referencia.

Se expone la película a diversas angulaciones de la mesa, cada 30° .

Al revelar la película, la imagen del centro de intersección de las líneas debe estar contenido en un círculo cuyo diámetro debe ser a lo más de 1.5 mm.

Un método alternativo, más sencillo, es colocar una cartulina blanca sobre la mesa a la distancia del isocentro.

Señalar el punto central de la proyección del retículo sobre el papel y luego girar la mesa.

Como ya se comprobó que el centro del retículo está alineado con todos los ejes, la imagen del centro del retículo no deberá variar, o a lo más deberá describir un círculo de 2 mm de diámetro.

Además de comprobar que la mesa se desplaza verticalmente, hay que verificar que las indicaciones en las escalas de desplazamiento vertical, lateral y de rotación de la base sean correctas.

Si el resultado es satisfactorio pasamos a la siguiente prueba.

iii). - Gantry.

Se coloca una película en un soporte de tal forma que la película esté en el plano vertical y contenga el eje central del haz para todas las posiciones del gantry.

Se reduce el haz a una pequeña franja que sea horizontal y paralela al eje de rotación del gantry cuando éste se encuentre a 90° .

Se expone la película a diversas angulaciones del gantry, en pequeños intervalos y evitando que los haces de radiación se superpongan.

Al revelar la placa, las imágenes de las líneas o bandas estrechas así obtenidas deberán cortarse en un único punto, o al menos quedar contenidas en una circunferencia de 2 mm de diámetro máximo.

Si la prueba resulta satisfactoria, indicaría que el isocentro de radiación del gantry está contenido en una esfera de 2 mm.

Existe un método simple que es simultáneamente sensible a las tres causas generales de desalineación del haz de radiación: desplazamiento de la mancha focal, asimetría del colimador, y movimiento de el eje del colimador o del eje de rotación del gantry. Este método (Lu, 1981) puede detectar cualquiera de estos problemas.

4.2.5. - VERIFICACION DEL APLANADO Y SIMETRIA DEL HAZ DE RADIACION.

El fabricante generalmente especifica el aplanado del haz en términos de un cierto porcentaje de variación alrededor de la dosis promedio a lo largo de la porción central de los ejes longitudinal y transversal del campo de tamaño máximo y a una cierta profundidad.

Las especificaciones típicas son una variación del $\pm 3\%$ en la porción central del 80% del campo máximo en el isocentro o a la distancia fuente piel más 10 cm de agua o material que sea equivalente a tejido.

Si suponemos que la posición de la mancha focal permanece estable, relativo al filtro aplanador, la distribución de dosis a una profundidad específica en un fantoma de agua puede ser rápidamente explorada usando una cámara de ionización que barra el haz en el sentido longitudinal y en el sentido transversal.

Ya que hemos colocado la cámara de ionización en el sistema de barrido obtenemos los perfiles de la respuesta de la cámara barriendo el haz de radiación; se debe tener también una cámara de referencia para comprobar que no existen variaciones durante este evento.

Se analizan los perfiles.

Si el haz es plano, esto es si el porcentaje de variación de dosis con respecto a la dosis en el centro no es mayor del 3%, el paso siguiente es comprobar la simetría del haz.

Con los perfiles obtenidos se realiza lo siguiente:

Se mide la lectura en el eje central (L_0), la cual será nuestra referencia; se toman n lecturas a la derecha (R_i) y a la izquierda (L_i) de ésta, con estas lecturas podremos verificar la simetría del haz de radiación, por medio de la ecuación:

$$\% \text{ ASIMETRIA} = (100/nL_0)(\sum L_i - \sum R_i)$$

La simetría entre ambas mitades de campo en el plano longitudinal y el plano transversal, no deben variar en más del 2%.

Los problemas de simetría pueden ser corregidos realineando el filtro aplanador o la guía de ondas del acelerador.

Si es necesaria la modificación del filtro aplanador, entonces también es necesario repetir todas las pruebas iniciales.

Frecuentemente, durante la instalación de un acelerador, la simetría de el haz se verifica sólo a uno, dos y algunas veces tres angulaciones del gantry. Sin embargo, durante la rotación del gantry, la simetría del haz puede ser influenciada por una variación relativa en el campo electromagnético o por una alteración en la trayectoria de los electrones con respecto a la estructura rígida de aceleración y del colimador. Además tales asimetrías pueden estar confinadas a regiones angulares finitas. La fluctuación de la simetría de el haz puede deberse al movimiento físico de uno de los subsistemas en el cabezal del acelerador, tales como el magneto deflector, o un inadecuado servomecanismo de simetría. En cualquier caso, el problema puede ser identificado y corregido. Padikal (Pa, 1981) describe un método rápido para evaluar la simetría del haz conforme se varía el ángulo.

La estabilidad de la simetría del haz debe ser confirmada antes de acumular una cantidad voluminosa de datos del haz, tales como perfiles del haz, curvas de porcentaje de dosis en profundidad, etc. Si las pruebas indican que el haz es estable, los datos del haz pueden ser colectados a cualquier ángulo del gantry.

4.3. - CALIBRACION DEL ACELERADOR.

Actualmente en la práctica de la radioterapia se requiere que altas dosis de radiación se entregue con una gran exactitud. Con la información anatómica obtenida por medio de sofisticados medios de diagnóstico, los datos requeridos para producir una mejor exactitud en la dosis entregada son más fáciles de obtener.

Se ha demostrado que el éxito o la falla en los tratamientos con radiaciones depende de la dosis entregada al tumor y que ésta no debe variar más de un pequeño porcentaje de los valores prescritos. Así el ICRU (ICRU, 1976) concluye que la exactitud debe estar en un rango del 5%, por eso se requiere que la incertidumbre total en la dosimetría sea minimizada.

La calibración de un haz de radiación usado para el tratamiento de pacientes con cáncer, se basa en complicadas medidas y la aplicación de varios factores de corrección y de conversión.

Durante los últimos años diversas organizaciones internacionales han introducido un buen número de códigos de práctica, protocolos y documentos (AAPM, 1983; IAEA, 1987; SEFM 1984) que proporcionan una aproximación sistemática a la calibración y a la determinación de la dosis absorbida de los haces de radiación.

Existen diversos estudios de intercomparación de protocolos de calculos de dosis (Or, 1986), en los cuales se concluye que la máxima diferencia en los calculos de dosis entre los diversos protocolos no sobrepasa en un 1.5%.

El protocolo del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, 1987) es un documento claro, entendible y fácil de seguir, además de estar actualizado (su más reciente actualización es del año de 1987). El protocolo provee la metodología necesaria para la determinación exacta de la dosis absorbida en agua debida a los haces de radiación usados en radioterapia.

La necesidad de especificar la calidad de la radiación surge del hecho de que algunos de los parámetros requeridos para determinar la dosis absorbida dependen de la energía de los fotones o de los electrones. Ejemplos de tales parámetros son los coeficientes de absorción, los poderes de frenamiento de los electrones, y varios factores de perturbación.

Una caracterización completa de un haz de radiación envuelve especificaciones del tipo de partículas y su energía, así como de su distribución angular. Este tipo de información es en general muy difícil de obtener pero es posible lograr una dosimetría exacta con mucho menos detalle.

1.3.1. - FOTONES DE ALTAS ENERGÍAS (RAYOS X DE ACELERADORES).

Los haces de fotones empleados en radioterapia con aceleradores se producen por bombardeo de un blanco, usualmente tungsteno ($Z=74$), con un haz de electrones prácticamente monoenergético. El espectro de la radiación de frenado resultante no es una función simple de la energía máxima de los electrones, sino que existe una gran dependencia con el espesor del blanco y la presencia de cualquier filtro homogeneizador en el camino del haz.

Debido a esta dependencia, la energía media del espectro, la profundidad del máximo de la dosis absorbida y el coeficiente efectivo de atenuación del haz serán distintos para haces de fotones producidos, incluso, por electrones de la misma energía.

Estas peculiaridades de los espectros de fotones hacen particularmente difícil la caracterización del haz por medio de parámetros energéticos. Se adopta convencionalmente la energía máxima del espectro de fotones para caracterizar las distribuciones de dosis absorbida, y aunque ésta puede determinarse a partir de reacciones fotonucleares, se recurre a la energía más probable del haz de electrones en la ventana del acelerador E_{pa} , o a la energía nominal en la consola de control. Este método es aproximado (dentro de 1 o 2 MeV), pero suficiente, debido a la lenta variación de los parámetros dosimétricos con la energía en haces de fotones.

Esta caracterización justifica el hecho de emplear unidades MV (potencial acelerador) para referirse a un haz de fotones cuyo espectro, producido por electrones prácticamente monoenergéticos, tiene una energía máxima igual a la de los electrones. Referirse por ejemplo, a fotones de 25 MV significa hablar de un espectro de electrones de 25 MeV, independientemente del tipo de blanco y del filtro homogeneizador.

Sin embargo, esta caracterización no es lo suficientemente buena para especificar los parámetros del haz tales como los datos de dosis en profundidad y las cartas de isodosis o parámetros dosimétricos tales como las tasas de poderes de frenamiento y correcciones por perturbación.

Para una especificación propia de estos parámetros se determinarán las dosis absorbidas a profundidades de 20 cm y 10 cm para una distancia fuente detector constante y campo de 10 cm \times 10 cm en el plano de la cámara (ver figura 4.3). El cociente de estas dosis absorbidas se designa como IPR_{20}^{10} . IPR es la abreviación de Issue Phantom Ratio (razón tejido fantoma)

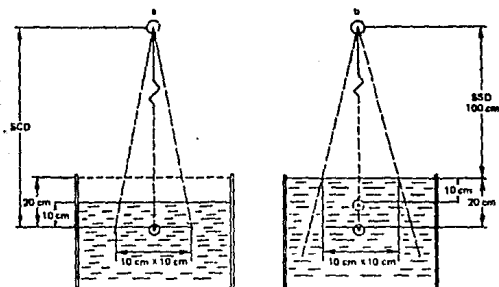


Figura 4.3.- Dos métodos experimentales para determinar la calidad del haz de fotones. a) Distancia fuente-cámara constante, la profundidad se varía cambiando la cantidad de agua sobre la cámara. b) Distancia fuente-superficie constante, la cámara se mueve a diferentes profundidades.

4.3.2. - PUNTOS DE CALIBRACION.

El objetivo de la dosimetría en un fantoma es determinar la distribución de dosis absorbida en el volumen irradiado. En general, el método a seguir consiste en la determinación de la dosis absorbida en un punto, denominado punto de calibración, y posteriormente la medida de las distribuciones de dosis en el eje central del haz y en ciertos planos de interés.

En la práctica, las distribuciones de dosis absorbida suelen estar normalizadas al punto de dosis máxima. En algunos casos, por ejemplo en haces de electrones de baja energías, el máximo está muy cerca de la superficie, lo que dificulta la realización práctica de una medida en este punto. En otros, como por ejemplo fotones de energía elevada, el máximo se encuentra en una meseta de débil variación, por lo que la determinación de la dosis absorbida en el máximo no resulta crítica. Una vez conocida la dosis absorbida es posible obtener la dosis en el máximo o en cualquier otro punto mediante las distribuciones relativas.

4.3.3. - DETERMINACION DE LA DOSIS ABSORBIDA EN EL PUNTO DE CALIBRACION.

La formulación general para determinar la dosis absorbida en un punto en agua, a partir de medidas realizadas con una cámara de ionización calibrada y considerando el punto efectivo de medida, es:

$$D_{v(P_{ef})} = M_u^* N_D S_{air}^v P_u$$

En donde, el subíndice w indica agua.

M_u^* es la lectura del electrómetro corregida, en coulombs o en divisiones de la escala.

N_D es el factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, en Gy/C o Gy/Div.

S_{air}^v es la razón de poderes masicos de frenado agua/aire, que es función del tipo de radiación, del material del medio y de la energía en el punto de medida.

P_u es el factor que corrige la perturbación introducida por la cámara. Su determinación es función, en general, del tipo de radiación, de la energía en el punto de medida, de las dimensiones de la cámara y del material de sus paredes.

Los siguientes datos fueron extraídos del protocolo de la IAEA (IAEA, 1987).

La tabla 4.I nos da la razón de poderes de frenamiento agua/aire, para haces de electrones como función de la energía media en superficie y la profundidad de fantoma.

La tabla 4.II muestra el factor de corrección por perturbación para haces de electrones, en función de la energía media en la profundidad de referencia y para diferentes radios de cámaras de ionización.

La tabla 4.III muestra la razón de poderes de frenamiento agua/aire a la profundidad de referencia como función de la calidad del haz de fotones.

La figura 4.4 muestra la variación del factor de perturbación como función de la calidad del haz de fotones para diferentes materiales de la pared.

Profundidad en agua (cm)	Energía del haz de electrones E_0 (MeV)							
	20.0	16.0	14.0	12.0	10.0	8.0	6.0	4.0
Rp	9.67	7.89	6.90	5.91	5.02	4.02	3.02	2.02
0.0	0.955	0.969	0.977	0.986	0.997	1.011	1.029	1.059
0.2	0.956	0.970	0.978	0.988	0.999	1.013	1.032	1.064
0.4	0.958	0.972	0.980	0.990	1.002	1.017	1.036	1.071
0.6	0.960	0.974	0.983	0.993	1.005	1.021	1.043	1.080
0.8	0.962	0.976	0.985	0.996	1.009	1.026	1.050	1.090
1.0	0.964	0.979	0.988	0.999	1.013	1.031	1.058	1.099
1.2	0.966	0.981	0.991	1.002	1.017	1.037	1.066	1.108
1.4	0.968	0.984	0.994	1.006	1.022	1.044	1.075	1.117
1.6	0.971	0.987	0.997	1.010	1.027	1.050	1.084	1.124
1.8	0.973	0.990	1.001	1.014	1.032	1.057	1.093	1.130
2.0	0.975	0.993	1.004	1.018	1.038	1.065	1.101	1.133
2.5	0.981	1.000	1.013	1.030	1.053	1.083	1.120	
3.0	0.987	1.008	1.023	1.042	1.069	1.102	1.129	
3.5	0.994	1.017	1.034	1.056	1.085	1.118		
4.0	1.001	1.027	1.046	1.071	1.101	1.126		
4.5	1.008	1.037	1.059	1.086	1.115	1.127		
5.0	1.016	1.049	1.072	1.101	1.123			
5.5	1.024	1.061	1.086	1.113	1.125			
6.0	1.033	1.074	1.100	1.121				
7.0	1.054	1.099	1.118	1.122				
8.0	1.076	1.116	1.120					
9.0	1.098	1.118						
10.0	1.112							

Tabla 4.I. - Cociente de poderes de frenamiento agua-aire para haces de electrones como función de la energía media en superficie y a profundidad de fantoma. Rp es el alcance práctico de los electrones.

E_x (MeV)	$r = 1.5$ mm	$r = 2.5$ mm	$r = 3.5$ mm
4	0.981	0.967	0.955
6	0.984	0.974	0.963
8	0.988	0.980	0.971
10	0.991	0.984	0.978
12	0.993	0.988	0.984
15	0.995	0.992	0.989
20	0.997	0.995	0.994

Tabla 4.II. - Factor de corrección por perturbación para haces de electrones. Los valores de P_u se dan para cámaras de ionización cilíndricas de radio interno r y una cavidad de longitud de 15 mm para diferentes energías medias, E_x es la energía a profundidad de referencia dentro de un fantoma de agua.

Z0 TPR	CALIDAD DEL HAZ		Su,air	Profundidad de referencia (cm)
	D / D	20 / 10		
10				
0.50	0.44		1.135	5
0.53	0.47		1.134	5
0.56	0.49		1.132	5
0.59	0.52		1.130	5
0.62	0.54		1.127	5
0.65	0.56		1.123	5
0.68	0.58		1.119	5
0.70	0.60		1.116	5
0.72	0.61		1.111	10
0.74	0.63		1.105	10
0.76	0.65		1.099	10
0.78	0.66		1.090	10
0.80	0.68		1.080	10
0.82	0.69		1.069	10
0.84	0.71		1.059	10

Tabla 4.III.- Cociente de poderes de frenamiento agua/aire a las profundidades de referencia como función de la calidad del haz de fotones.

* A distancia fuente piel de 100 cm (SSD=100 cm).

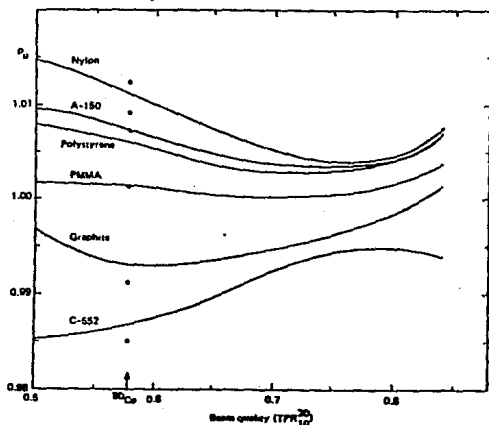


Figura 4.4.- Factor de perturbación P_u como función de la calidad del haz de fotones para diferentes materiales de la pared de la cámara.

4.3.4. - SELECCION DE PORCENTAJES DE DOSIS EN PROFUNDIDAD.

Es deseable la obtención de los porcentajes de dosis en profundidad del nuevo acelerador. Sin embargo, este propósito no siempre se puede cumplir, debido a que no se cuenta con el equipo o con el personal apropiado.

Si se decide usar datos publicados, entonces esta opción debe ser confirmada. Se toman medidas a ciertas profundidades y con ciertos campos, las cuales se comparan. Si existe una diferencia mayor del +3% se debe revisar la estabilidad de la unidad de tratamiento.

Para obtener las curvas de porcentaje de dosis en agua se utiliza un fantoma de barrido automático de un tamaño (preferentemente) de 40x40x40 cm³. La distancia fuente-superficie del agua debe ser la distancia fuente piel usual (generalmente 100 cm), la cámara (su punto efectivo) debe colocarse inicialmente en la superficie del agua y realizar un barrido hasta una profundidad de 30 cm. La señal obtenida del electrómetro y la del fantoma debe alimentar una graficadora X-Y, en donde la señal del fantoma (el movimiento de la cámara hundiéndose en el agua) debe ser el eje X, mientras que la señal del electrómetro debe ser el eje Y.

En caso de no tenerse un fantoma de barrido automático, las medidas deben realizarse punto a punto, esto a cada centímetro de profundidad se toma una lectura y se grafica la lectura contra la profundidad.

A partir de los porcentajes de dosis en profundidad se pueden calcular la razón máxima de dosis en tejido (TMR, tissue maximum ratio), el cual es un parámetro esencial en el cálculo de dosis para tratamientos isocéntricos o para cálculos de campos grandes e irregulares. También pueden medirse directamente.

4.3.5. - Dispositivos Auxiliares.

1). - Factor de atenuación de charola porta-protecciones.

La charola porta-protecciones, está generalmente construida de lucita de 0.5 a 1 cm de espesor; ésta, generalmente, atenúa el haz de rayos X de 1 a 3% dependiendo de la energía del haz de fotones. La magnitud de la atenuación debe obtenerse para cada charola que se va a usar, así como su función con el tamaño del campo. Estos datos deben ser claramente marcados en las hojas de tratamiento.

ii). - Filtros tipo Cuffa.

Los filtros de cuffa proporcionados a la unidad de tratamiento deben especificar su ángulo así como su factor de transmisión (factor de cuffa). El ángulo de la cuffa se ha definido por el ICRU y algunos otros, y puede ser convenientemente obtenido comparando las curvas de isodosis de un campo abierto y de un campo con cuffa del mismo tamaño. El factor de transmisión se define como la razón de dosis debida a haces con cuffa y sin ella, medidas sobre el eje central a la profundidad del máximo para un campo abierto. Es muy importante obtener este factor antes de emplearlas en los tratamientos.

iii). - Bloques de protección.

Los bloques modificadores del haz se utilizan a la salida de los colimadores y sobre la charola, para atenuar el haz en direcciones deseables. Se debe obtener una atenuación relevante debido a estos bloques.

Por ejemplo para un haz de 4 MV y una atenuación del 95% de la radiación se necesita un bloque de 5 cm de plomo o de 6.5 cm de cerrobende (una aleación de plomo con bajo punto de fusión). No se debe hacer uso de estos bloques hasta que se haya hecho una investigación de las características del haz primario y disperso que esos bloques presenten.

4.4. - Seguimiento del Control de Calidad.

Los objetivos de un control de calidad en una unidad de tratamiento son:

- Establecer y mantener criterios óptimos para el funcionamiento de los aparatos, a fin de poder garantizar el grado de precisión deseable en la administración de la dosis.
- Reducir al mínimo el tiempo de inmovilización de la unidad.

La periodicidad de la verificación debe ser función de la complejidad de la unidad. Después de la primera etapa (pruebas iniciales es la instalación de la unidad) y tras su puesta en funcionamiento, es aconsejable realizar verificaciones frecuentes, a veces diarias, que podrían espaciarse una vez comprobada la estabilidad y el buen funcionamiento de la unidad.

La tabla 4.IV muestra el programa de control de calidad para un acelerador lineal de electrones para uso médico.

La ejecución del programa de control de calidad se basa en las siguientes premisas:

- a).- Aceptación del personal de la necesidad de dicho programa.
- b).- Disponibilidad de personal suficientemente adiestrado.
- c).- Instrumentos de medida adecuados.
- d).- Celo en mejorar los métodos.
- e).- Empeño constante en buscar el valor real de la dosis exacta de radiación administrada al paciente.

El establecimiento de un programa integral de control de calidad, necesita de una metodología sencilla de evaluación de datos con objeto de reducir el papeleo; además el éxito de este programa se basa en la actitud y constancia del personal durante el periodo de adquisición de datos, así como de su capacidad para analizarlos.

En general los resultados del programa se observan desde el primer momento en casos individuales, pero su importancia sólo se apreciará a largo plazo, con la reducción de fallas y complicaciones del tratamiento así como del tiempo de inmovilización de las unidades. La fluctuación de parámetros críticos durante la operación normal, justifica plenamente los esfuerzos y costos del programa de control de calidad.

T A B L A 4.IV

PRUEBAS	FRECUENCIA	
	MINIMA	OPTIMA
Luces de consola y control manual, lectura de indicadores.	Semanal	Diaria
Dispositivos para vigilancia y comunicación con el paciente.	Semanal	Diaria
Sistemas mecánicos y electricos de seguridad.	Semanal	Diaria
Calibración de dosis absorbida.	Semanal	Diaria
Integridad de los accesorios.	Mensual	Semanal
Constancia de la energía.	Mensual	Semanal
Simetría y uniformidad del campo.	Mensual	Semanal
Congruencia de campo luminoso y de radiación, coincidencia de indicadores de posición del colimador.	Mensual	Semanal
Alineación del retículo.	Mensual	Semanal
Isocentro de la mesa de tratamiento.	Semestral	Mensual
Dispositivo de lectura distancia fuente-piel y fuente-eje.	Trimestral	Mensual
Localizador luminoso y luces sagitales.	Mensual	Semanal
Isocentro del haz de radiaciones.	Anual	Semestral
Dependencia de las dimensiones del campo.	Bianual	Anual
Determinación de la posición efectiva de la fuente.	Bianual	Anual

Tomada de (OPS, 1988)

CAPITULO V

MEDIDAS EXPERIMENTALES DE LAS CARACTERISTICAS DEL HAZ DE FOTONES DE 6 Y 15 MV DEL ACCELERADOR LINEAL DE ELECTRONES MARCA SIEMENS, MODELO MEVATRON MD-CLASS, TIPO 67-774S.

Las características de un haz de terapia de megavoltaje producido por un acelerador lineal de electrones depende no sólo de la energía nominal de los electrones en la guía de onda, sino también de la energía dispersa del haz, de los filtros de aplanamiento y del sistema de colimación. Diversas publicaciones (Ho, 1968; Di, 1977; Pa, 1983) muestran estudios de las características de los haces de diversos aceleradores lineales y muestran diferencias cualitativas en las características de ellos.

El propósito de este capítulo es describir las características de un acelerador lineal Siemens cuyas haces de fotones son de 6 y 15 MV; así mismo se realizó un estudio amplio, siguiendo las indicaciones del capítulo IV de este mismo trabajo, en cuanto a el control de calidad de la unidad en su instalación. El estudio de estas características es muy importante para la dosimetría clínica.

Se midieron los porcentajes de dosis en profundidad (PDP), las razones máximas de dosis en tejido (TMR), se obtuvieron los perfiles del haz para estudiar tanto el aplanado como la simetría del haz, y finalmente se midió el factor de dosis relativa (normalizado a un campo de 10 x 10 cm)

5.1.- INSTRUMENTACION, MATERIALES Y METODOS.

Se utilizó el siguiente material e instrumental para la determinación de las características del haz:

1) Fantoma de agua PTW, modelo MP2, el cual consiste en un tanque de perspex de 50 X 50 X 50 cm de volumen, una unidad de control para mover el detector en dos ejes y un cable de salida hacia un graficador.

2) Electrómetro PTW, con lector de tasa de dosis, modelo DL4.

- 3) Cámara de Ionización PTW tipo dedal, de volumen interno 0.3 cm³, modelo M-233641.
- 4) Electrómetro Keithley, Modelo 616 con interfase para cámara de ionización, modelo 6169.
- 5) Cámara de ionización Nuclear Enterprise, Modelo Farmer 2505/3, calibrada junto con el electrómetro descrito en (4), en el Centro de Metrología del ININ.
- 6) Densitómetro Óptico.
- 7) Detector de Centelleo marca Automess.
- 8) Termómetro, barómetro, placas radiográficas, placas de lucita.

Todas las curvas de aplanamiento y simetría a varias profundidades fueron realizadas con la cámara PTW tipo dedal.

El TPR₁₀²⁰, los PDP y los TMR fueron determinados en el eje central en el fantoma de agua, y obtenidos con la cámara tipo dedal PTW.

La calibración de la unidad (el factor FDR) fue obtenida con la cámara Nuclear Enterprise tipo dedal, y de acuerdo a las recomendaciones de la IAEA (IAEA, 1987).

5.2.- ASPECTOS EN LA SEGURIDAD RADIOLOGICA.

Después de haberse instalado la Unidad y de haberla entregado la Compañía Siemens, se procedió en primer lugar hacer un estudio en cuanto a seguridad radiológica.

Se midió que la exposición fuera de la sala de radiación estuviera dentro de los límites de aceptación de acuerdo a las recomendaciones de ICRU (ICRU, 1982) para esto se hizo una medida preliminar de la tasa de dosis de la unidad, se hizo en aire, a isocentro, teniendo la cámara suficiente material para proporcionar equilibrio electrónico. Se comprobó que la tasa de dosis estaba dentro del + 5% de lo especificado por el fabricante. En seguida, con el haz de radiación en la posición de 0° del gantry, e incidiendo sobre el fantoma de agua (alrededor de 30 cm de agua) se midió la exposición en diversos puntos alrededor de la sala de tratamiento, en el lugar del operador, el lugar de los consultorios y el lugar en que se encuentra el público. Se concluyó que sólo existía la radiación de fondo.

Las mediciones se realizaron para los haces de fotones de 6 y 15 MV; cabe hacer notar que no se midió la contaminación producida por Neutrones (para el haz de 15 MV, principalmente) debido a que no se contó con el detector apropiado.

ESTA TESIS NO DEBE SALIR DE LA BIBLIOTECA

Así mismo y con objeto de satisfacer el criterio mínimo de seguridad, se comprobó que la seguridad en la puerta de la instalación y los botones interruptores de emergencia tanto de la instalación como de la unidad funcionaran en forma adecuada.

No se realizó la prueba de fuga del cabezal, debido a que se obtuvo el reporte de esta prueba realizada en los laboratorios de la Cia. Siemens.

5.3. - COINCIDENCIA DEL EJE MECANICO DEL COLIMADOR, EL EJE CENTRAL DEL HAZ DE LUZ Y EL RETICULO.

Primero se comprobó que la rotación del sistema de colimación se produjera con suavidad a diversas posiciones del gantry. En seguida, y sobre un papel milimétrico colocado sobre la mesa de tratamiento y perpendicular a el eje de rotación del colimador, se encendió el campo de luz, se ajustó el colimador a un campo rectangular más pequeño que el papel, se marcaron los límites del campo de luz, la intersección de las diagonales y la posición de la imagen del retículo. La posición de la imagen del retículo y la intersección de las diagonales coincidían dentro de 2 mm como lo exige la sección 4.2.1. Esta prueba se realizó a diversas angulaciones del sistema de colimación. La figura 5.1 muestra esta prueba.

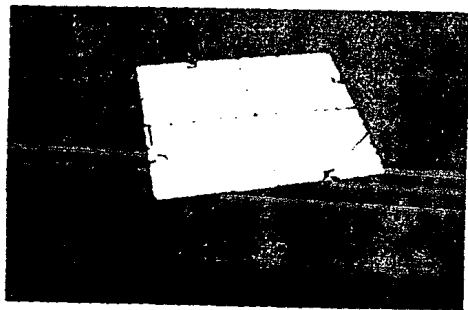


Figura 5.1.- Coincidencia del eje mecánico del colimador con el retículo.

5.4. - COINCIDENCIA DEL HAZ DE LUZ CON EL HAZ DE RADIACION.

Para realizar esta prueba se abrió el sistema de colimación a un campo rectangular, se colocó una placa radiográfica en envoltura ligera (plástico negro) y se colocó sobre la mesa de tratamiento a una DFS de 100 cm; con una aguja muy delgada, se marcaron las esquinas y el centro del campo sobre la placa (figura 5.2), se colocó lucita (1.5 cm para 6 MV y 3 cm para 15 MV) para dar equilibrio electrónico. Se expuso la película al haz de radiación. Al revelar la placa se observó que el campo de luz no coincidía con el de radiación; se repitió la prueba y se obtuvieron los mismos resultados. Se solicitó al fabricante que solucionara este problema.

Después de solucionado este problema, el espejo que refleja el haz de luz hacia la salida del colimador estaba desalineado, se repitió la prueba resultando satisfactoria para diversos ángulos de rotación del gantry.

Se ajustó el indicador digital de apertura del colimador a que diera la lectura del campo de luz (y por tanto del campo de radiación).



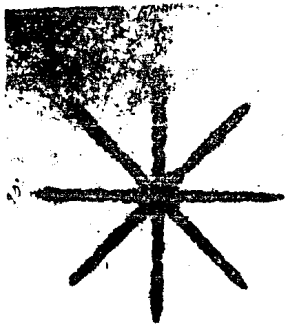
Figura 5.2.- Coincidencia del haz de luz con el haz de radiación. Se marcan los límites del campo de luz con una aguja directamente sobre la placa

5.5. - DETERMINACION DEL ISOCENTRO MECANICO.

Se realizó esta prueba por medio de los tres métodos descritos en 4.2.3. obteniéndose por los distintos métodos resultados satisfactorios pues se obtuvo que el isocentro se encontraba dentro de una esfera de radio máximo de 2 mm.

5.6. - DETERMINACION DEL EJE DEL HAZ DE RADIACION ASI COMO ISOCENTRO.

Esta prueba se realizó primero para el colimador. Se colocó el gantry en la posición de 0° , se cerró el colimador a un campo de 0.3 cm por 15 cm, se colocó una placa radiográfica sobre la mesa de tratamiento a la distancia DFS de 100 cm, se cubrió la placa con material para obtener el equilibrio electrónico y se expuso la película en cuatro diversas angulaciones del colimador. Al revelarse la película las imágenes de las exposiciones aparecen como líneas que se intersectan (se forma una estrella), ver la figura 5.3. La intersección de las líneas está contenida en el círculo de 1.5 mm. Por tanto la prueba resultó satisfactoria y el eje de ese círculo constituye el eje del haz.



Placa en cruz 100 x 100
Campo de 0.3 cm x 15 cm
Exposición a 0° , 45° y 135°

Fig 5.3. - Película revelada mostrando la intersección de los haces de radiación al rotar el colimador.

Se repitió la prueba moviendo ahora la mesa de tratamiento a diversas angulaciones (figura 5.4), en vez de mover los colimadores. La prueba resultó satisfactoria.

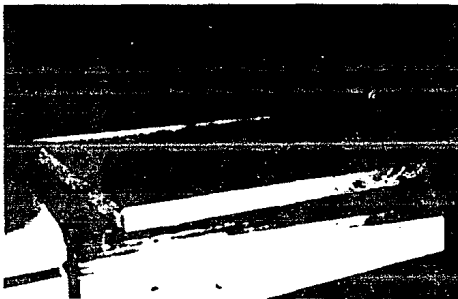


Figura 5.4.- Película colocada sobre la mesa de tratamiento (cubierta con suficiente material para obtener equilibrio electrónico) para comprobar su alineación con el eje del haz.

Finalmente se repite la prueba para el gantry. Se coloca la película en un soporte de tal forma que esté en el plano vertical y contenga el eje central del haz para todas las posiciones del gantry. Se redujo el haz a una pequeña franja horizontal y paralela a el eje de rotación del gantry cuando éste se encuentra a 90° , ver figura 5.5., se expuso la película a diversos ángulos del gantry. Al revelar la placa se comprobó que la intersección de las líneas estaba contenida en un círculo de 2 mm, que es lo que se considera aceptable.



Figura 5.5.- Película colocada para comprobar la alineación del gantry con el eje del haz.

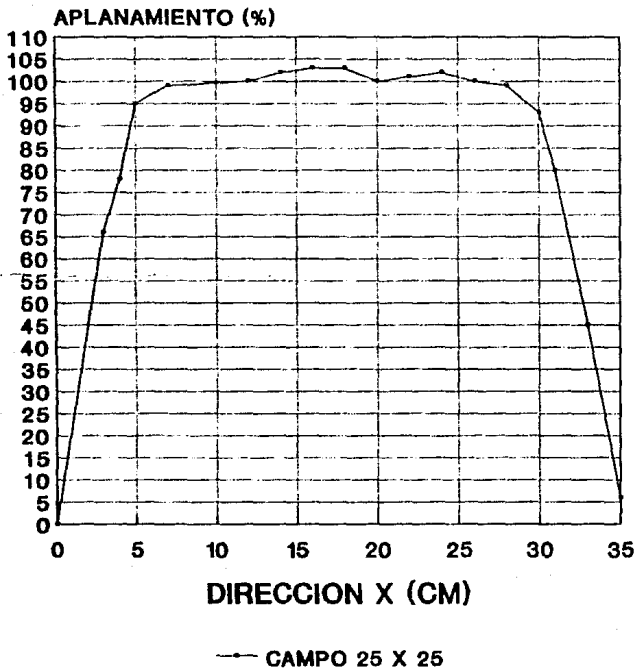
5.7.- VERIFICACION DEL APLANADO Y SIMETRIA DEL HAZ DE RADIACION.

Se obtuvieron los perfiles del haz para diversos campos de radiación, diferentes profundidades y una sola angulación del gantry (0°), para esto se colocó la cámara de ionización en el fantoma de agua y a diferentes profundidades, se obtuvo la señal del movimiento de la cámara y de la carga colectada hacia la graficadora. Se hicieron barridos en diversas direcciones. Se hicieron las medidas para comprobar la simetría y el aplanamiento.

Se analizaron las gráficas y se comprobó que el aplanamiento no rebasara el 3% y la simetría el 2%. La gráfica 5.1 y 5.2 muestra un barrido del haz para un campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$ y una profundidad de 10 cm en las direcciones X y Y (dirección gantry-target, dirección izquierda derecha, respectivamente).

La figura 5.6 muestra la cámara de ionización barriendo el haz en un fantoma de agua y la figura 5.7 el graficador recibiendo la señal del barrido y de la carga colectada.

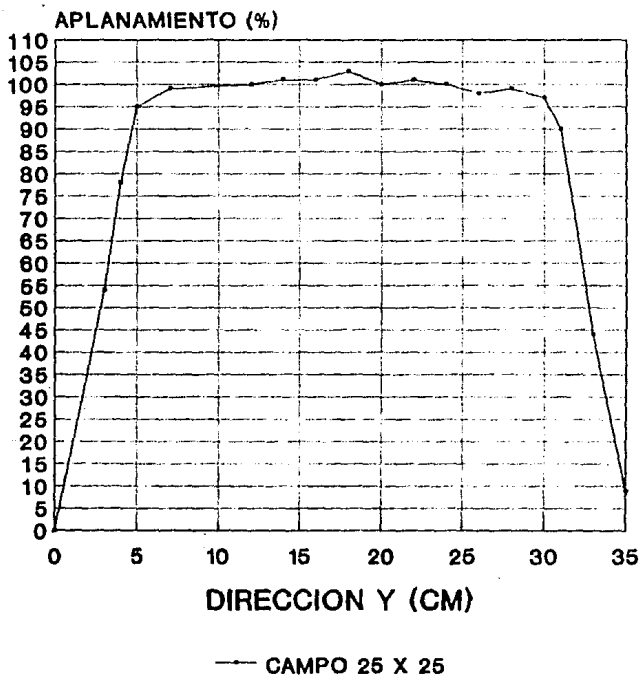
APLANADO DEL HAZ RAYOS X DE 6 MV



GRAFICA 6.1

PROFUNDIDAD 10 CM

APLANADO DEL HAZ RAYOS X DE 6 MV



GRAFICA 5.2

PROFUNDIDAD 10 CM



Figura 5.6.- Cámara de ionización barriendo el haz de radiación en un fantoma de agua. (a) En un haz de fotones. (b) En un haz de electrones.

5.8.- VARIACION DEL RENDIMIENTO CON EL TAMANO DEL CAMPO.

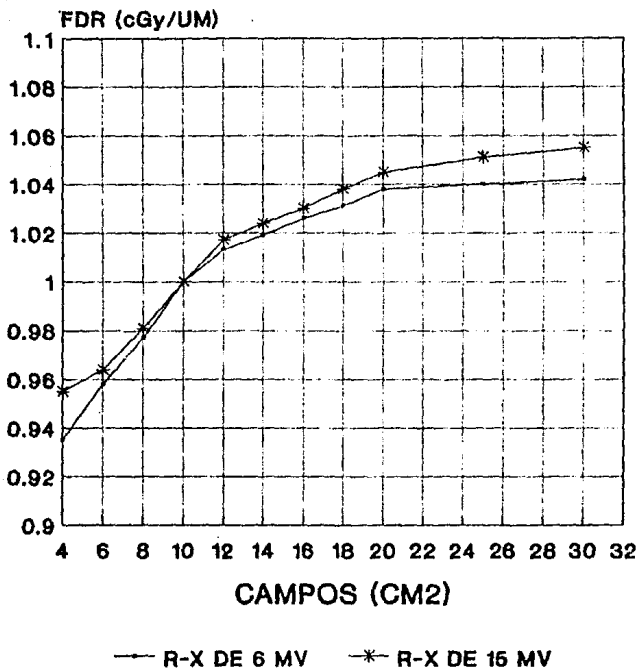
En la literatura (Pa, 1983) se utiliza el término factor de dosis relativa (FDR) para describir la variación del rendimiento a profundidad de dosis máxima como función del tamaño del campo.

Se realizó la calibración del acelerador de acuerdo al protocolo del IAEA (IAEA, 1987), normalizándose a la unidad (1 cGy.UM) al campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. La energía nominal del haz de fotones se determinó a partir de la razón de las cargas a profundidades de 10 y 20 cm en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (TPR₁₀²⁰), resultando éste de 0.6785 para el haz de 6 MV, y de 0.7605 para el haz de 15 MV.

La gráfica 5.3 muestra el factor de dosis relativa para fotones de 6 y 15 MV para diversos campos a una distancia fuente superficie de 100 cm.

F D R

FOTONES DE 6 Y 15 MV



GRAFICA 5.3 DFS = 100 CM



Figura 5.7.- Graficador recibiendo la señal de aplanamiento.

5.9.- MEDIDAS DE PORCENTAJES DE DOSIS EN PROFUNDIDAD.

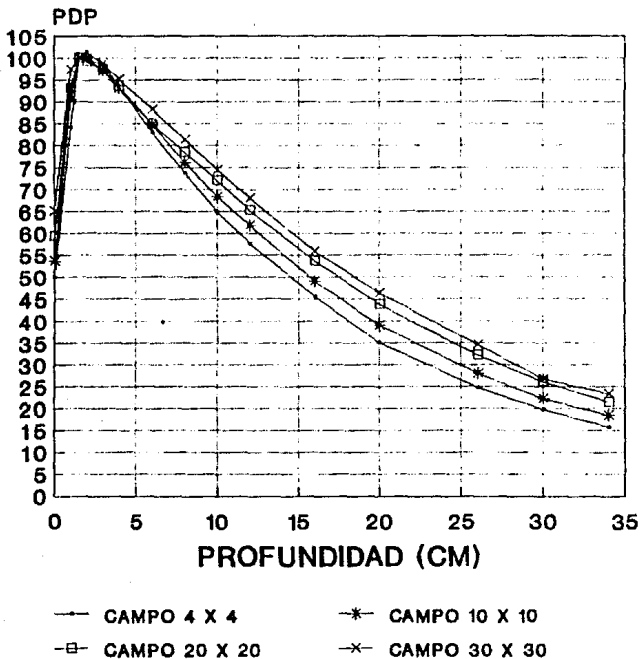
La profundidad de máxima dosis fue determinada haciendo descender la cámara de ionización PTW (encerrada en un delgado guante de Latex) en el fantoma de agua, en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Se encontró que para la energía de 6 MV esta profundidad era de $1.9 \pm 0.1 \text{ cm}$ y para la energía de 15 MV esta profundidad era de $3.0 \pm 0.1 \text{ cm}$ (medida desde la superficie del agua hasta el punto efectivo de la cámara).

Los PDP fueron medidos usando la cámara PTW con su electrómetro, la señal fue enviada a el graficador X-Y. Los resultados se muestran en las gráficas 5.4 y 5.5 para haces de fotones de 6 y 15 MV respectivamente y para campos diversos. Los anexos 1 y 2 muestran los datos de PDP tabulados.

Los resultados concuerdan en un $\pm 2\%$ con los publicados para aceleradores de otras marcas, pero que producen haces con la misma energía nominal (Di, 1977; Ek, 1978; Ho, 1968; Ma, 1982; Pa, 1983).

P D P

HACES DE FOTONES DE 6 MV

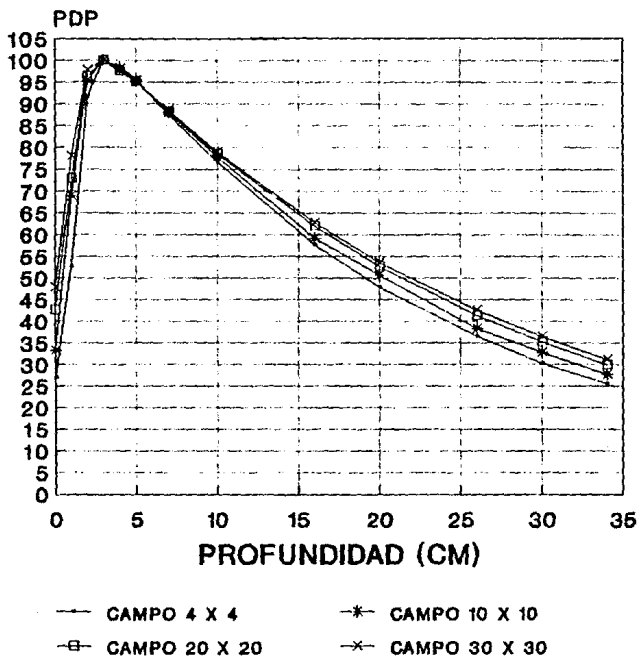


GRAFICA 5.4

DFS = 100 CM

P D P

HACES DE FOTONES DE 15MV



GRAFICA 5.5

DFS = 100 CM

5.10.- MEDIDAS DE RAZON MAXIMA EN TEJIDO (TMR).

Ya que el máximo de dosis para el haz de fotones se encontró para 1.9 y 3.0 cm, para los haces de fotones de 6 y 15 MV respectivamente, la carga eléctrica colectada a esta profundidad fue usada para normalizar los datos para la determinación de los TMR.

Los TMR fueron medidos usando una distancia fuente cámara de 100 cm, se fue variando el nivel de agua sobre la cámara desde 0 cm (el punto efectivo de la cámara en la superficie) hasta los 20 cm de agua, en incrementos de 1 en 1 cm, usando un haz vertical. Se utilizó el fantoma y la cámara PTW, las medidas fueron realizadas manualmente a cada centímetro y para tamaños de campo cuadrados.

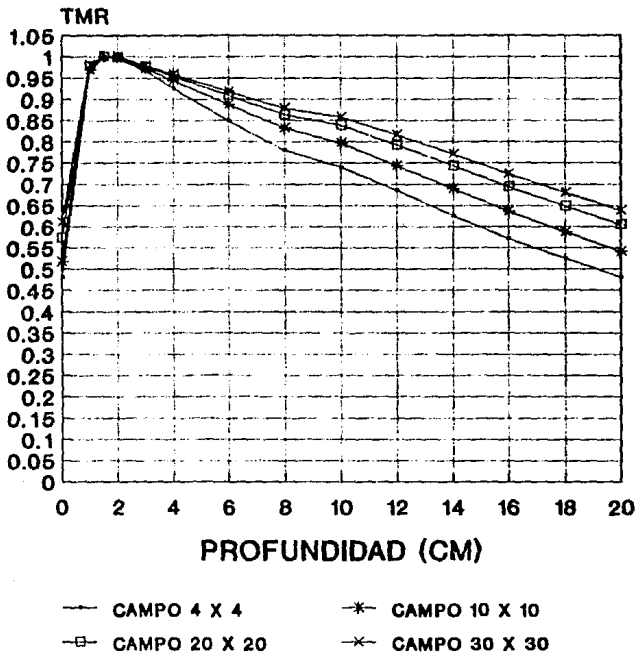
Las medidas de TMR se muestran, desde 0 hasta 20 cm, en forma de gráfica en las figuras 5.6 y 5.7 para 6 MV y 15 MV respectivamente para algunos campos, y se encuentran tabuladas en los anexos 3 y 4.

Los datos para campos pequeños menores de 4×4 cm², no fue posible obtenerlos, ya que el tamaño de la cámara de ionización es comparable al tamaño del campo, resultando esto en perturbación y no uniformidad en el campo.

Los resultados de TMR para el haz de 6 MV coincidía en un +4 % con los publicados (Di, 1977) y en un +6% con los publicados por (Pa, 1983). Estas son las únicas referencias que se encontraron, ya que la mayoría de los autores sólo publican resultados de PDP y otras características de los haces.

T M R

HACES DE FOTONES DE 6 MV

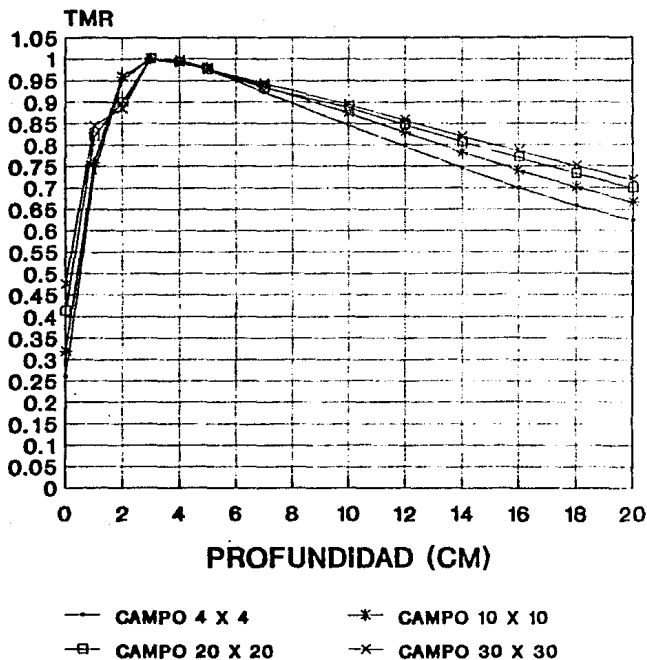


GRAFICA 5.6

DFG = 100 CM

T M R

HACES DE FOTONES DE 15MV



GRAFICA 5.7

DFG - 100 CM

C A P I T U L O V I

C O N C L U S I O N E S

Recientemente, la sociedad española (El País, dic. de 1990 a marzo de 1991) fue conmocionada con la noticia del fallecimiento en cadena de varias personas que fueron tratadas con un acelerador lineal de electrones (Sagitario de 40 MV). Aunque la información es todavía confusa y se está en espera de un informe científico, se observa el impacto social que tiene el mal uso de las unidades de terapia, lo que provoca desconfianza en los nuevos pacientes. De aquí la importancia de llevar un adecuado control de calidad en un acelerador lineal de electrones.

En esta tesis se demostró lo importante que es tener un adecuado control de los parámetros que influyen en la calidad del haz de radiación de un acelerador lineal de electrones para uso médico.

Se describió el funcionamiento de dicho acelerador, de cada uno de sus componentes y la producción de los rayos-x de altas energías.

Se hizo una revisión del instrumental necesario para llevar a cabo dicho control de calidad, dando recomendaciones para el manejo adecuado de dicho instrumental y su cuidado.

Se recomiendan técnicas para llevar a cabo las pruebas del control de calidad, desde la instalación inicial de la unidad, y se han establecidos límites que, de sobrepasarse, implican la necesidad de una revisión tanto mecánica como electrónica de la unidad. También se ha recomendado la periodicidad de cada una de estas pruebas.

Se hace hincapié en la protección radiológica, tanto del personal como del público.

Finalmente se realizó un estudio de las características de los haces de fotones, de 6 y 15 MV, de un acelerador lineal en particular, marca Siemens, obteniéndose los siguientes resultados:

1) Calidad del Haz:

$$IPK10 = 0.8785 \text{ para el haz de 6 MV}$$

$$IPK10 = 0.7805 \text{ para el haz de 15 MV}$$

2) Obtención de los porcentajes de dosis en profundidad. La profundidad de dosis máxima que se encontró fue de:

- a) 1.0 ± 0.1 cm para el haz de 6 MV.
- b) 3.0 ± 0.1 cm para el haz de 15 MV.

Las medidas de porcentajes de dosis en profundidad concuerdan en un $\pm 2\%$ con los publicados para aceleradores de otras marcas y la misma energía nominal.

3) Obtención de las razones de dosis máxima en tejido.

Las medidas de razón máxima de dosis en tejido varían desde un 4% hasta un 6% con las medidas publicadas. Cabe hacer notar que las medidas publicadas no incluyen los resultados entre 0 y el máximo de dosis, y en algunas otras que sí incluyen estas medidas los resultados son muy diferentes en este intervalo. La diferencia de las medidas en estos intervalos, se debe principalmente a el método de medida (la colocación de la cámara de ionización, etc) y a el tipo de cámara (generalmente tipo dedal) así como el material de que está construida. Finalmente, estos resultados en la práctica no interesan, ya que para el cálculo de dosis en un paciente irradiado con un acelerador, lo importante es la profundidad del tumor; los tumores superficiales se tratan con electrones o con rayos-X de baja energía (del orden de kV).

4) Obtención de los perfiles del haz de radiación.

Se realizó un estudio tanto su simetría como su aplanamiento, encontrándose éstos en los límites aceptables.

5) Obtención del factor de dosis relativa.

Finalmente se obtuvo la tasa de dosis que produce la unidad, ésta se normalizó a la unidad para un campo de 10×10 cm², y se midió hasta un campo de 35×35 cm².

Con estos resultados se demostró que el acelerador podría ya entrar en operación, haciendo, posteriormente y con la periodicidad indicada, un seguimiento del control de calidad.

Con este trabajo se demuestra la necesidad de implantar un control de calidad en las salas que manejen aceleradores lineales. Este control de calidad evitará problemas posteriores que pueden redundar en la calidad de vida del paciente.

ANEXO I

Porcentaje de dosis en profundidad para haces de rayos X de 6 MV
y una distancia fuente superficie de fantoma de 100 cm.

PROF. (CM)	TAMANO DE CAMPO EN CM ²												
	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	25	30	35
0	5000	5027	5169	5350	5592	5673	5739	5844	5922	6026	6180	6494	6429
1	8410	8696	8998	9053	9061	8898	9174	9134	9313	9402	9492	9740	9459
1.5	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000
2	1014	1005	1013	1000	1008	1021	1000	9957	9914	9957	9958	9957	9958
3	9865	9886	9873	9712	9714	9796	9739	9784	9742	9701	9838	9870	9822
4	9369	9348	9407	9300	9388	9429	9391	9351	9356	9316	9442	9523	9347
5	8784	8870	8983	8889	8939	9020	9000	8918	8927	8884	9013	9091	8908
6	8288	8435	8559	8478	8571	8612	8565	8615	8498	8590	8670	8831	8694
7	7838	8000	8051	7984	8163	8204	8217	8268	8197	8162	8370	8442	8193
8	7387	7521	7669	7613	7755	7877	7870	7835	7854	7906	7768	8139	7941
9	6937	7130	7546	7202	7429	7469	7435	7532	7425	7521	7639	7792	7563
10	6486	6606	6822	6831	7000	7143	7130	7143	7210	7179	7296	7446	7227
12	5766	5957	6102	6173	6327	6531	6435	6494	6524	6538	6695	6797	6681
14	5135	5304	5466	5514	5633	5837	5783	5887	5923	5897	6094	6147	6261
16	4550	4696	4873	4892	5102	5221	5217	5325	5365	5385	5536	5564	5504
18	4054	4174	4322	4362	4571	4653	4739	4805	4850	4872	5021	5055	5042
20	3514	3739	3898	3809	4122	4205	4261	4329	4378	4360	4549	4632	4538
22	3153	3304	3475	3498	3673	3796	3826	3896	3991	3975	4027	4149	4160
24	2793	2957	3093	3168	3306	3388	3476	3506	3562	3590	3734	3766	3782
25	2477	2609	2754	2798	2980	3020	3130	3160	3219	3248	3391	3463	3445
28	2252	2348	2457	2510	2653	2735	2826	2900	2876	2949	3004	3117	3104
30	1952	2087	2246	2222	2408	2445	2526	2597	2616	2650	2747	2684	2815
34	1577	1697	1780	1852	1918	2000	2086	2121	2146	2179	2318	2338	2353
38	1262	1346	1441	1481	1551	1633	1652	1732	1803	1795	1845	1905	1891

ANEXO II

Porcentaje de dosis en profundidad para haces de rayos X de
15 MV y una distancia fuente superficie de 100 cm.

PROF. (CM)	TAMANO DE CAMPO EN CM ²													
	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	25	30	35	
0	2700	2813	3030	3319	3556	3734	3909	4082	4251	4395	4561	4781	4978	
1	5260	5714	6017	6883	6946	7054	7202	7347	7287	7500	7456	7807	8297	
2	9162	9205	9664	9531	9537	9585	9588	9633	9636	9677	9737	9781	9825	
3	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	
4	9860	9911	9913	9829	9874	9876	9835	9755	9757	9798	9781	9781	9781	
5	9581	9598	9608	9532	9540	9585	9465	9510	9514	9435	9474	9518	9520	
6	9162	9196	9220	9149	9205	9212	9177	9143	9149	9194	9123	9167	9170	
7	8744	8834	8870	8809	8828	8880	8807	8816	8826	8790	8816	8860	8855	
8	8372	8438	8521	8426	8494	8506	8519	8490	8502	8508	8553	8509	8559	
9	8000	8080	8174	8085	8159	8216	8169	8163	8170	8185	8202	8202	8210	
10	7674	7723	7826	7787	7824	7884	7902	7876	7854	7903	7895	7895	7948	
12	6930	7054	7130	7106	7197	7261	7243	7225	7287	7250	7325	7368	7380	
14	6326	6473	6565	6553	6611	6680	6667	6653	6721	6734	6754	6798	6856	
16	5767	5893	5974	5915	6067	6141	6132	6122	6194	6210	6272	6272	6332	
18	5256	5357	5455	5489	5565	5643	5638	5673	5709	5766	5789	5833	5852	
20	4791	4911	4978	5064	5105	5187	5226	5184	5263	5322	5351	5351	5459	
22	4372	4464	4545	4596	4686	4772	4815	4816	4818	4879	4956	5000	5022	
24	4000	4107	4199	4213	4310	4357	4403	4449	4453	4466	4605	4605	4673	
26	3651	3750	3853	3830	3975	4025	4074	4082	4130	4194	4255	4254	4279	
28	3349	3392	3506	3532	3640	3693	3745	3755	3806	3831	3904	3947	3974	
30	3023	3125	3203	3277	3347	3402	3457	3469	3522	3548	3640	3640	3666	
34	2558	2589	2684	2766	2845	2905	2922	2939	2996	3024	3070	3114	3057	
38	2093	2143	2251	2298	2385	2448	2469	2549	2510	----	2632	2632	2661	

ANEXO III

Razon maxima en tejido para haces de fotones de 6 MV y una distancia fuente camara de 100 cm.

PROF.	TAMANO DE CAMPO EN CM2												
(CM)	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	26	30	35
0	4813	4924	5050	5174	5293	5405	5520	5632	5735	5828	5985	6115	6233
1	9538	9639	9659	9686	9697	9717	9740	9752	9773	9777	9797	9806	9826
1,5	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000
2	9953	9968	9969	9979	9983	9981	9985	9986	9982	9984	9996	1001	1002
3	9671	9657	9703	9721	9735	9736	9747	9755	9762	9767	9777	9788	9799
4	9252	9336	9408	9440	9463	9478	9502	9525	9535	9547	9559	9585	9606
5	8807	8993	9076	9143	9170	9195	9225	9247	9292	9301	9329	9360	9373
6	8485	8668	8807	8876	8939	8984	9023	9061	9092	9118	9150	9180	9215
7	8152	8366	8511	8609	8678	8732	8789	8825	8853	8903	8950	8980	9022
8	7803	8053	8204	8320	8402	8466	8540	8592	8635	8661	8730	8780	8822
9	7711	7927	8102	8240	8339	8420	8490	8536	8594	8632	8715	8766	8819
10	7404	7640	7821	7973	8076	8170	8258	8333	8384	8434	8521	8581	8637
11	7120	7339	7524	7700	7804	7903	7995	8064	8122	8183	8280	8344	8402
12	6856	7090	7279	7439	7569	7676	7772	7851	7925	7980	8075	8158	8223
13	6541	6768	6996	7159	7284	7392	7504	7588	7665	7732	7836	7920	7981
14	6255	6502	6710	6895	7037	7157	7262	7358	7438	7493	7611	7706	7776
15	5716	5964	6172	6360	6509	6641	6750	6847	6941	7010	7137	7240	7331
19	5251	5477	5695	5872	6026	6166	6282	6385	6483	6565	6696	6806	6899
20	4810	5025	5229	5412	5561	5703	5831	5939	6043	6125	6260	6360	6478

ANEXO IV

Razon maxima de dosis en tejido (TMR) para haces de fotones de 15 MV y una distancia fuente camara de 100 cm.

PROF.	TAMANO DE CAMPO EN CM ²													
	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	25	30	35	
0	2606	2784	2986	3196	3405	3607	3792	3969	4135	4275	4455	4755	5221	
1	7348	7296	7431	7586	7720	7864	7983	8094	8192	8269	8353	8439	8520	
2	9505	9500	9544	9586	9625	9668	9702	9735	8192	8269	8353	8439	8520	
3	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	
4	9962	9990	9975	9976	9964	9948	9932	9925	9922	9920	9920	9916	9921	
5	9766	9781	9796	9784	9778	9771	9760	9756	9756	9761	9764	9766	9773	
6	9507	9558	9575	9581	9584	9577	9573	9576	9574	9584	9591	9597	9606	
7	9220	9305	9336	9359	9364	9368	9368	9382	9320	9401	9409	9425	9439	
8	8948	9102	9165	9204	9218	9230	9234	9249	9262	9279	9289	9309	9324	
9	8708	8834	8912	8950	8983	9004	9018	9041	9059	9076	9095	9128	9149	
10	8467	8601	8696	8742	8776	8804	8823	8851	8871	8888	8911	8945	8969	
11	8191	8334	8429	8494	8543	8577	8603	8633	8662	8690	8721	8758	8785	
12	7962	8121	8218	8290	8337	8384	8417	8448	8475	8500	8534	8579	8608	
13	7697	7876	7982	8055	8116	8163	8207	8240	8281	8315	8358	8399	8428	
14	7455	7635	7744	7828	7893	7950	7990	8033	8072	8098	8146	8199	8235	
16	6993	7174	7300	7399	7480	7542	7592	7649	7692	7734	7783	7849	7890	
18	6573	6765	6899	7000	7080	7156	7215	7272	7322	7369	7425	7502	7547	
20	6239	6405	6541	6651	6738	6818	6872	6933	6984	7040	7098	7179	7234	

B I B L I O G R A F I A

- (AAPM, 1983): Task Group 21, Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine. A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams. Med. Phys. 10 (6), Nov/dec 1983.
- (Co, 1975): Code of practice for X-Ray therapy linear accelerators. Medical Physics. Vol. 2, No. 3, May/June, 1975.
- (Co, 1982): Chris Constantinou, F. H. Attix: A solid water phantom material for radiotherapy X-ray and gamma-ray calibrations. Medical Physics. Vol. 9, No. 3, May/June 1982.
- (DI, 1977): R. L. Dixon, K. E. Ekstrand: Beam characteristics of the Varian 8 MV Clinac-BX accelerator. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 2, May/June 1977.
- (Ek, 1978): K.E. Ekstrand, R. L. Dixon: An update on the depth dose of the clinac-BX. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 4, July/August 1978.
- (Ho, 1988): R. Horsley, R. Pride: Performance of a 8 MV Varian linear accelerator. Br. J. Radiol. 41, april 1988.
- (IAEA, 1987): Absorbed dose determination in photon and electron beams, an international code of practice. Technical Reports Series no. 277. International Atomic Energy Agency, Vienna 1987.
- (ICRU, 1989): International Commission on Radiological Units and Measurements. Radiation dosimetry: X ray and gamma rays with maximum photon energy between 0.0 and 50 MeV. ICRU Report 14. Bethesda, Ma. 1989.
- (ICRU, 1976): International Commission on Radiological Units and Measurements. Determination of absorbed dose in patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU Report 24. Bethesda, Ma. 1976.
- (ICRU, 1980): International Commission on Radiological Units and Measurements. Radiation quantities and units. ICRU report 23, Washington, D. C., 1980.
- (ICRU, 1982): International Commission on Radiological Units and Measurements. The dosimetry of pulsed radiation. ICRU Report 24. Bethesda, Ma. 1982.
- (Jo, 1983): Harold E. Johns and J. R. Cunningham. The physics of radiology. Charles C. Thomas, USA 1983.

- (Ka, 1973): C. Karzmark, N. Pering: Electron linear accelerators for radiation therapy: History, principles and contemporary developments. Phys. Med. Biol., Vol. 18, No. 3, 1973.
- (Fu, 1976): Gary D. Fullerton: Principles of operation of linear accelerators. Apuntes de la Universidad de Minnesota.
- (Lu, 1981): W. Lutz, R. Larsen: Beam alignment tests for therapy accelerators. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 7, December 1981.
- (Na, 1982): T. Mackie, H. Scrimger: Contamination of a 15 MV photon beam by electrons and scattered photons. Radiology 144, July 1982.
- (Or, 1986): Colin Orton: Radiation dosimetry physical and biological aspects. Cap III. Plenum Press, New York and London, 1986.
- (OPS, 1988): Organización Panamericana de la Salud: Control de calidad en radioterapia, aspectos clínicos y físicos. Publicación científica No. 499, 1988.
- (Pa, 1981): T. Padikal, C. Born: The stability of teletherapy beam symmetry with gantry angle. Radiology 139. May 1981.
- (Pa, 1983): J. Paul, R. Koch: Characteristics of Mevatron 77-15 MV photon beam. Med. Phys. 10 (2), mar/apr 1983.
- (SEFM, 1984): Sociedad Española de Física Médica: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos. Comité de Dosimetría en Radioterapia. 1984.
- (Ze, 1975): G. Zeman, G. Rao: Collimator misalignment in high energy therapy machines. Radiology 116. July 1975.