

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA

Trabajo Especial de Grado



**COMPARACIÓN DE DOSIS OCUPACIONAL PARA
PERSONAL OCUPACIONALMENTE EXPUESTO
DEBIDO AL USO DE TÉCNICAS DE IMRT Y
RAPIDARC.**

Br. Karem Nathalie. Medina Ascanio.

Tutor: M.Sc. Jesús E. Dávila P.

Mayo-2015

Caracas – Venezuela

DEDICATORIA

A Dios, a mis padres, hermanos y abuelos. Siempre juntos!

AGRADECIMIENTOS

- *A Dios, que es la fuente de vida, por su inmenso amor y misericordia, porque nunca me ha dejado y siempre ha sido fiel.*
- *A mis padres, Natalia Ascanio y Luis Enrique Medina, quienes han estado conmigo en todos los momentos de mi vida, cuidándome y guiándome. Por su inmenso amor.*
- *A mis hermanos, Daniel y Felix, mis compañeros de vida, mis mejores amigos. Son mi felicidad diaria.*
- *A mis queridos abuelitos, quienes han estado incondicionalmente conmigo, ofreciéndome el mejor ejemplo de vida.*
- *A todos mis tíos y primos, por formar, de manera especial, parte de mi vida.*
- *A la UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA, mi casa de estudios.*
- *Al grupo GURVE, por brindarme la oportunidad de formarme y crecer profesionalmente.*
- *A mi tutor Prof. Jesús Dávila, por su dedicación y apoyo incondicional, por compartir sus saberes y experiencias.*
- *Al Lic. Deivis Errada, por su amable disposición para llevar a cabo el proceso de lectura de los dosímetros empleados en este trabajo de grado.*
- *A todos mis amigos de carrera, en especial: Mary, María, Eduard, José Luis, y Jaimes. Por todos los lindos momentos compartidos y porque formaron parte de mi proceso de aprendizaje.*
- *Por último, pero no menos importante, también quiero hacer un especial agradecimiento a: Katuska, Alejandro y Wilmer; porque siempre estuvieron dispuestos a enseñarme, ayudarme y además me brindaron su amistad.*

A todos, Gracias!

ÍNDICE

Contenido

RESUMEN	xiv
INTRODUCCIÓN	1
OBJETIVOS	4
OBJETIVO GENERAL.....	4
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
CAPITULO 1. TÉCNICAS MODERNAS DE RADIOTERAPIA	5
1.1. RADIOTERAPIA CONFORMADA EN TRES DIMENSIONES (RTC-3D)	7
1.2. RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT).....	8
1.2.1. Radioterapia de Intensidad modulada de Paro y Disparo	13
1.2.2. Radioterapia de intensidad modulada de ventana deslizante.....	14
1.2.3. Administración de la IMRT	14
1.3. RADIOTERAPIA DE ARCOS VOLUMETRICOS DE INTENSIDAD MODULADA (VMAT).....	15
CAPITULO 2. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.....	19
2.1. CANTIDADES EMPLEADAS PARA DESCRIBIR LA INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA, DE USO EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.	19
2.1.1 Cantidades de protección	19
1. Exposición.....	20
2. Dosis Absorbida	21
3. Dosis Equivalente	22
2.1.2 Cantidades de operación.....	23

2.2. RADIACIONES IONIZANTES. LIMITES ANUALES DE DOSIS. COVENIN 2259:1995	23
2.2.1. Principios de optimización para la limitación de la dosis, ALARA.	24
1. Para personas ocupacionalmente expuestas, en situaciones normales de operación, se establecen los siguientes límites anuales de dosis:	24
2. Límites para el P.O.E en operaciones planificadas, para controlar una determinada emergencia:.....	25
3. Límite de dosis para miembros individuales del público:	25
2.3. VIGILANCIA RADIOLOGICA. REQUISITOS. COVENIN 2258:1995	25
2.3.1. Generalidades de la vigilancia radiológica	25
2.3.2. Clasificación de la Vigilancia Radiológica	26
2.3.3. Se debe proveer Vigilancia Radiológica a:.....	26
1. Vigilancia Radiológica Individual de la Radiación Externa.....	26
2. Vigilancia Radiológica de Zonas.....	27
• Zona controlada.....	27
• Zona supervisada	27
3. Instrumentos de medida recomendados por la normativa COVENIN 2258.....	28
2.4. DETECTORES DE RADIACIÓN	29
2.4.1. Detectores gaseosos	30
1. Regiones de operación de los detectores gaseosos.....	32
• Región de recombinación.	32
• Región de cámara de ionización	33

• Región proporcional	34
• Región de proporcionalidad limitada	35
• Región Geiger Müller	35
2.4.2. Dosímetros por estimulación óptica (OSLD)	37
1. Teoría de bandas en los sólidos.....	38
2. Fenómeno de luminiscencia.....	44
• Primera etapa: absorción de radiación ionizante por un material aislante o un semiconductor.....	44
• Segunda etapa: Estimulación de la muestra. Excitación de los estados metaestables.	45
3. Dosimetría con tecnología OSL.....	46
• Estructura del Al_2O_3	47
• Proceso de lectura	50
• Factor de calibración del lector y coeficientes de corrección. ..	53
• Calibración y cálculo de la dosis del sistema de lectura microStar.....	54
CAPITULO 3. RADIACIÓN NATURAL O DE FONDO.....	56
CAPITULO 4. MÉTODOS Y MATERIALES	58
4.1. MATERIALES EMPLEADOS PARA LLEVAR A CABO LA INVESTIGACIÓN.58	
4.1.1. Acelerador lineal	58
4.1.2. Dosímetros por estimulación óptica OSLD.....	60
4.1.3. Sistema de lectura microStar para OSLD Inlight. Nuclear Control.	61
4.1.4. Detector portátil Geiger Muller	62

4.2. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN.....	63
4.2.1. Medidas de tasa de dosis equivalente, empleando el detector portátil Geiger Müller.....	63
4.2.2. Medidas de Dosis Equivalente, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD).....	65
CAPITULO 5. RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	67
5.1. MEDIDAS DE TASA DE DOSIS EQUIVALENTE, REALIZADAS POR MEDIO DEL DETECTOR PORTÁTIL GEIGER MULLER.	67
5.1.1. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Intensidad Modulada de Ventana Deslizante (IMRT dinámico).....	68
5.1.2. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (RapidArc).	68
5.2. MEDIDAS DE DOSIS EQUIVALENTE, REALIZADAS POR MEDIO DE DOSIMETROS DE ESTIMULACION OPTICA (OSLD)	68
5.2.1. Fuera del bunker.....	69
1. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Intensidad Modulada de Ventana Deslizante (IMRT dinámico).....	69
2. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (RapidArc).	71
5.2.2. Dentro del bunker	73
1. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Intensidad Modulada de Ventana Deslizante (IMRT dinámico).....	73
2. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (RapidArc).	75
5.3 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS.....	77

CONCLUSIONES	81
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	84

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Cuadro comparativo entre las técnicas de IMRT y VMAT.	17
Tabla 2. Factores de peso dependiendo del tipo e intervalo de energía empleada.....	22
Tabla 3. Tipo de vigilancia radiológica suministrada al POE dependiendo del tipo de trabajo que estos realicen.	29
Tabla 4. Características cualitativas de los detectores utilizados en Vigilancia Radiológica para medir de tasa de exposición o de dosis.	29
Tabla 5. Factor multiplicativo y tiempo de respuesta por escala para cada medida.....	63
Tabla 6. Lectura de fondo en áreas ambientales.	67
Tabla 7. Lectura de fondo en el departamento de física.	67
Tabla 8. Lecturas obtenidas, empleando el detector portátil Geiger Muller, mientras se entregaban tratamientos de IMRT. Para visualizar los puntos específicos de medida ver figura 32.	68
Tabla 9. Lecturas obtenidas, empleando el detector portátil Geiger Muller, mientras se entregaban tratamientos de RapidArc. Para visualizar los puntos específicos de medida ver figura 32	68
Tabla 10. Serie #1. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT.....	69
Tabla 11. Serie #2. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT.....	70

Tabla 12. Serie #3. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT..... 70

Tabla 13. Resultados obtenidos luego de promediar las lecturas de las tres series de medidas. Dosímetros ubicados fuera del bunker mientras se entregaban, de manera continua, 20 planes de tratamiento de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT..... 71

Tabla 14. Serie #1. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc..... 71

Tabla 15. Serie #2. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc..... 72

Tabla 16. Serie #3. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc..... 72

Tabla 17. Resultados obtenidos luego de promediar las lecturas de las tres series de medidas. Dosímetros ubicados fuera del bunker mientras se entregaban, de manera continua, 20 planes de tratamiento de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con RapidArc. 73

Tabla 18. . Serie #1. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT..... 73

Tabla 19. Serie #2. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT..... 74

Tabla 20. Serie #3. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT..... 74

Tabla 21. Resultados obtenidos luego de promediar las lecturas de las tres series de medidas. Dosímetros ubicados fuera del bunker mientras se entregaban, de manera continua, 20 planes de tratamiento de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificadas con IMRT..... 75

Tabla 22. Serie #1. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc..... 75

Tabla 23. Serie #2. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc..... 76

Tabla 24. Serie #3. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc..... 76

Tabla 25. Resultados obtenidos luego de promediar las lecturas de las tres series de medidas. Dosímetros ubicados dentro del bunker mientras se entregaban, de manera continua, 20 planes de tratamiento de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con RapidArc. 77

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Colimador multiláminas incorporado al cabezal de un Acelerador Lineal.	10
Figura 2. Ejemplo del perfil de un haz de intensidad modulada a lo largo del trayecto de un par de láminas.	11
Figura 3. Esta imagen muestra el uso de modulación de la intensidad a través de un campo. Los niveles de gris reflejan el valor de la intensidad luminosa.	11
Figura 4. Campo de conformación simple. Ejemplo de un campo típico en RTC- 3D convencional.	11
Figura 5. (a) Fluencia de un haz uniforme. RTC-3D convencional. (b) Fluencia de un haz modulado con IMRT. El PTV está representado por la figura de color rojo y el órgano a riesgo por la de color verde	12
Figura 6. Radioterapia de Intensidad Modulada. En cada campo de tratamiento los niveles de intensidad son distintos.	12
Figura 7. Se muestra una vista en 3D del paciente, el PTV, la médula espinal y de las glándulas parótidas. Los 9 campos de intensidad modulada (con niveles de gris que refleja el valor de intensidad) se utilizan para generar la distribución de dosis IMRT.	13
Figura 8. Esquema básico de un detector gaseoso.	30
Figura 9. Los iones se aceleren hacia el electrodo de signo contrario.....	31
Figura 10. Curva característica de funcionamiento de los detectores gaseosos.	32
Figura 11. . Ilustración de las ionizaciones secundarias.....	34
Figura 12. Avalanchas producidas en la región de operación Geiger Muller.	36
Figura 13. Tiempo muerto y tiempo de restitución.	37
Figura 14. Dos átomos muy separados.	38
Figura 15. Solución simétrica.	39

Figura 16. Solución antisemítica.	39
Figura 17. Representación de dos átomos cuando se aproximan.	40
Figura 18. Esquema de la formación de las “bandas de energía” en función de la distancia interatómica.	41
Figura 19. Bandas de energía en un sólido cristalino en función de la distancia interatómica.	42
Figura 20. Diagrama de bandas de un sólido.	43
Figura 21. Representación esquemática de un semiconductor, aislante y conductor según la teoría de bandas.	44
Figura 22. Representación esquemática de lo que ocurre al irradiar un material luminiscente.	45
Figura 23. Estimulación de la muestra.	46
Figura 24. Sección de la estructura cristalina del óxido de aluminio.	47
Figura 25. Esquema de bandas que representa el modelo generalizado usado para describir los procesos de OSL con α -Al ₂ O ₃ :C.	48
Figura 26. Equipo en donde se lleva a cabo el proceso de evaluación de dosis en los dosímetros.	51
Figura 27. ClinaciX versión Trilogy de la Varian Medical Systems.	59
Figura 28. Representación de las mandíbulas (X, Y) y del Colimador multiláminas.	59
Figura 29. Dosímetro modelo Inlight.	60
Figura 30. Filtros y elemento detector de los dosímetros modelo Inlight.	61
Figura 31. Sistema de lectura OSLD Inlight.	61
Figura 32. Detector Geiger Muller.	62
Figura 33. Distribución espacial de las áreas del servicio en donde fueron realizadas las medidas de tasa de exposición con el detector portátil Geiger Müller.	64
Figura 34. Ubicación de los dosímetros. (a) Dentro y (b) fuera del bunker ...	66

RESUMEN

Se debe tener en cuenta que la protección radiológica tiene por finalidad el control de la dosis recibida por los individuos, sus descendientes y la humanidad, en su conjunto, en cuanto a los riesgos derivados de aquellas actividades que, debido a los equipos o materiales que utilizan, suponen la presencia de radiaciones ionizantes.

En los últimos años la radioterapia se ha visto ampliada por la evolución creciente, desde el punto de vista tecnológico, en los procesos de adquisición de imágenes; lo que ha permitido el desarrollo de la Radioterapia Conformada 3D (RTC-3D) y, posteriormente, la aparición de la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), al igual que la Terapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (VMAT).

La implementación de nuevas técnicas en un determinado servicio de radioterapia exige que una gran cantidad de subprocesos sean involucrados, dentro de los cuales se pueden resaltar las medidas de protección radiológicas. En el presente trabajo se efectuaron procedimientos de vigilancia radiológica, tanto de manera individual como en los ambientes de trabajo, mientras se entregaban tratamientos de IMRT dinámico y de RapidArc, empleando un detector portátil Geiger Muller y dosímetros OSL. Para ello se tomó un total de 40 pacientes tratados con cáncer de cabeza y cuello y con potencial acelerador de 6 MV, de los cuales 20 fueron planificados con técnica de IMRT dinámico y, los 20 restantes, con técnica de RapidArc. Los resultados obtenidos permitieron mostrar que el P.O.E y los miembros del público, en general, no están expuestos a niveles de radiación significativos, como consecuencia de la implementación de estas técnicas de intensidad modulada cuando son entregadas con potenciales aceleradores de 6 MV.

INTRODUCCIÓN

La radioterapia oncológica ha ido avanzando en cuanto a las técnicas para la entrega del tratamiento. En sus inicios, se utilizaban de uno a cuatro campos de tratamiento, en los que para conformarlos, al tumor se le interponían bloques de protección y filtros en cuñas; la simulación, cuando tenía lugar, consistía en dibujar los campos de tratamiento en una radiografía convencional empleando referencias óseas. La dosimetría se practicaba en forma manual mediante el dibujo de las curvas de isodosis del equipo sobre el contorno del paciente, con poca consideración de las inhomogeneidades que se podían producir en el resto del volumen.

La incorporación a la medicina de las tecnologías de información impulsó el desarrollo de nuevas formas de radioterapia. Estas permitieron una mejor definición espacial de las zonas comprometidas por el tumor que requieren ser irradiadas y de los órganos normales que necesitan ser protegidos. El principio de esta metodología es lo que se conoce como Radioterapia Conformada en 3D; en ésta, el diseño del plan de tratamiento se efectúa delimitando, en cortes tomográficos axiales, los volúmenes correspondientes a los blancos tumorales.

Actualmente, las formas más avanzadas de radioterapia conformada en 3D, son las técnicas cuya intensidad del haz es modulada, tales como la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y la Terapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (VMAT). Dichas técnicas surgen con la incorporación del colimador multiláminas (CML) al Acelerador Lineal Clínico y con los desarrollos de las capacidades rotacionales de los aceleradores tradicionales en los últimos años, específicamente el poder variar la tasa de dosis y la velocidad del gantry. El colimador multiláminas consiste en una serie de láminas que presentan la posibilidad de moverse independientemente unas de otras, con la finalidad de atenuar el haz de radiación en las zonas donde sea necesario y, de esa manera, obtener una mejor conformación de la distribución de la dosis, proporcionando

protección a los órganos a riesgo que se encuentren adyacentes a la zona tumoral. Por lo tanto, dichas técnicas permiten que la dosis de radiación se conforme con mayor precisión a la forma del tumor mediante la modulación (o el control) de la fluencia del haz en pequeños volúmenes.

De acuerdo con lo expresado anteriormente, podemos decir que se ha pasado de técnicas de radioterapia conformales con campos de radiación grandes a técnicas más avanzadas en las que se utilizan campos pequeños, colimados por el colimador multiláminas, mientras las mandíbulas secundarias permanecen abiertas. Esto da lugar a un mayor número de campos de tratamiento, trayendo como consecuencia que el total de unidades monitor que usa el acelerador para la entrega del tratamiento, sean mucho más altas que las utilizadas en radioterapia convencional para una misma dosis absorbida, dada al paciente.

A su vez, el aumento de las unidades monitor está asociado a una mayor contribución de dispersiones y de radiación de fuga por el cabezal del acelerador lineal clínico, lo que tiene un impacto directo en la radioprotección del paciente, de los trabajadores y del público, en general.

La incorporación de nuevas técnicas de tratamiento en un determinado servicio de radioterapia, requiere medidas de protección radiológica que garanticen que los beneficios recibidos sean mayores que los riesgos a los cuales se expone el personal ocupacionalmente expuesto y el público, en general, según los límites establecidos por las normas COVENIN.

En tal sentido, nos vemos en la necesidad de obtener una medida de comparación entre la radiación de fuga del cabezal y dispersiones producidas en los colimadores y/o filtros moduladores, durante la entrega de los procedimientos de IMRT y VMAT, cuando se irradian pacientes con tumores de cabeza y cuello con potenciales aceleradores de 6 MV.

La escogencia de tumores en la región de cabeza y cuello se debe a que en esta zona, es donde se utiliza el mayor número de campos de tratamientos en IMRT

y un arco completo en VMAT, lo que puede dar lugar a que se produzca una mayor radiación dispersa y de fuga en comparación con tratamientos en otras regiones del cuerpo.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Medir la dosis para el personal ocupacionalmente expuesto recibida durante los procedimientos de IMRT y VMAT cuando se irradian pacientes con tumores de cabeza y cuello con potenciales aceleradores de 6 MV y comparar sus resultados.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Evaluar 20 tratamientos de pacientes tratados con cáncer de cabeza y cuello planificados cada uno con técnicas de IMRT y con técnica de RapidArc.
- Medir en las salas de control la dosis recibida por el personal ocupacionalmente expuesto utilizando dosímetros por estimulación óptica.
- Medir la dosis ocupacional utilizando el contador Geiger Müller calibrado a nivel de la puerta de acceso al bunker y paredes aledañas.
- Medir en el bunker cercano la radiación dispersa debido a ambas técnicas de tratamiento.

CAPITULO 1. TÉCNICAS MODERNAS DE RADIOTERAPIA

La radioterapia es, después de la cirugía, la modalidad de tratamiento que se utiliza con más frecuencia para atacar el cáncer; ésta tiene como objetivo ofrecer una dosis de radiación al tumor lo suficientemente alta para eliminar todas las células tumorales y así poder alcanzar el efecto terapéutico deseado.

Esto resulta una tarea difícil debido a que los tumores, a menudo, se encuentran cerca de órganos sanos y radiosensibles, tales como los ojos, nervios ópticos, el tallo cerebral, la médula espinal, los intestinos, tejido pulmonar, entre otros. Estos órganos, denominados órganos a riesgo (OR), deben ser protegidos durante el tratamiento radioterapéutico y es, en este punto, donde las nuevas tecnologías en oncología de radiación entran en juego, con el propósito de mejorar el control local de la enfermedad y disminuir simultáneamente la toxicidad asociada a la radioterapia.

A pesar de que el empleo de las computadoras en la planificación del tratamiento radiante se inicia en 1954, solo es a finales de los años '70 y en la década de los ochenta que se implementan los sistemas de planificación en dos dimensiones (2D). Posteriormente, en 1973, se desarrolla la Tomografía Computarizada (TC) por G. Hounfield y A. M Cormack, dando lugar a una revolución en el campo de la radiología que, poco tiempo después, tendría un impacto en la radioterapia, específicamente, en cuanto a la planificación del tratamiento radiante, gracias a que hacía posible una mejor delimitación del volumen tumoral y de los órganos a riesgo, además de permitir una mayor precisión en el cálculo de la dosis. Como consecuencia de esto, surge lo que se conoce actualmente como la planificación en tres dimensiones o 3D.

El grado de conformabilidad de la radioterapia de haces externos es una función directa del poder de resolución de las herramientas diagnósticas usadas

para definir las dimensiones anatómicas del tumor y su relación espacial alrededor de los órganos no afectados. Otro paso importante fue el desarrollo de la Resonancia Magnética, fenómeno descrito inicialmente por Block y Purcell y, más recientemente, por Lauterbur y Mansfiel en el año 2003. Posteriormente se ha incorporado la Tomografía por Emisión de Positrones (TEP).

La contribución de los estudios de imágenes ha sido fundamental en el desarrollo de las nuevas técnicas de radioterapia, ya que ha permitido conocer con mayor precisión la localización del tumor y de los órganos a riesgo; así como también la evaluación de la respuesta terapéutica.

A comienzos de la década de los '90 se inició el desarrollo de los colimadores multiláminas (CML) para diseñar campos de tratamientos ajustados de manera precisa a las formas de la lesión. En la actualidad, estos dispositivos están incluidos en la mayoría de los Aceleradores Lineales.

Los CML pueden tener hasta 160 láminas opuestas de tungsteno, colocadas una al lado de otra. El movimiento de cada una de ellas es independiente y controlado por computadora. Los CML pueden reemplazar, en la mayoría de los tratamientos, a los bloques protectores contruidos a la medida. Además, es posible variar la posición de las láminas y, con ello, la forma del campo durante el curso del tratamiento para producir una distribución de dosis cuya intensidad del haz sea modulada, dando lugar a la técnica conocida, hoy en día, como Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), la cual surge a principios de 1990 como una técnica más sofisticada que permite una mejor conformación de la dosis al volumen tumoral con menor irradiación a los tejidos normales, pudiendo escalar la dosis en determinadas localizaciones tumorales.

Estas nuevas tecnologías se aplican de rutina en diversas localizaciones tumorales, como en tumores del sistema nervioso central, cabeza y cuello, adenocarcinoma de próstata, tumores pediátricos, entre otros; con lo cual se logra una mejoría en el control local y/o disminución de la morbilidad.

1.1. RADIOTERAPIA CONFORMADA EN TRES DIMENSIONES (RTC-3D)

En lo que respecta a la radioterapia conformada 3D, a partir del uso de recursos de imágenes tridimensionales, se diseñan campos de tratamiento que se adaptan de forma casi perfecta al volumen blanco en tres dimensiones, minimizando así la dosis al tejido normal. Cuando se decide trabajar con técnicas de RTC-3D convencional o de intensidad modulada, es imprescindible la adquisición de datos a partir de una simulación basada en tomografía computarizada (TC), lo cual ofrece dos ventajas importantes: en primer lugar una delimitación precisa del volumen tumoral (VT) y de los órganos a riesgo (OR), y en segundo lugar permite el cálculo de la dosis de radiación con correcciones por la heterogeneidad que presentan los tejidos.

La RTC-3D convencional, es administrada mediante el uso de campos fijos de intensidad uniforme (**ver figura 4**). Los campos de tratamiento empleados en esta técnica pueden estar colimados con bloques conformados individuales o configurados con un colimador multiláminas. La dosis en cada campo es administrada de manera estática convencional, de modo que se entrega una intensidad de dosis uniforme en el volumen tumoral, cuya distribución dependerá del número de campos empleados y su ángulo de incidencia, de la energía utilizada, así como también del uso de cuñas o filtros compensadores.

La base física y técnica de la radioterapia conformada abarca diferentes etapas:

- Conocimiento de la historia natural de la patología tumoral.
- Conocimiento preciso de la extensión verdadera de la enfermedad (estadio).
- Conocimiento de la tolerancia de los órganos y tejidos normales involucrados.
- Objetivo del tratamiento: radical (definitivo), adyuvante o paliativo.

- Planificación de una inmovilización óptima, de acuerdo a la región a ser irradiada.
- Obtención de los estudios de imágenes como: TC, RMN, entre otros.
- Transferencia de las imágenes al sistema de planificación 3D.
- Planificación de tratamiento. Esto incluye la delimitación precisa del volumen blanco, de los órganos a riesgo y el diseño de los campos de tratamiento.
- Cálculo de la distribución de dosis dentro de la región de interés.
- Evaluación del plan de tratamiento mediante la observación de los histogramas dosis volumen de acuerdo a las tablas de tolerancia de las estructuras sanas comprometidas.
- Reposicionamiento reproducible y verificación de la técnica de inmovilización en la unidad de tratamiento.
- Administración del tratamiento radiante.
- Procedimiento de verificación con imágenes portales.

Es preciso señalar que es importante realizar periódicamente pruebas de control de calidad en los equipos de radioterapia para verificar su óptimo funcionamiento.

Todas estas etapas antes señaladas son igualmente requeridas en las técnicas de radioterapia cuya intensidad del haz se ve modulada adicionándole, a la lista, un programa de verificación de planes de tratamiento.

1.2. RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)

Uno de los mayores desarrollos en el ámbito de la radioterapia oncológica ha sido pasar de la radioterapia conformada en 3D convencional a lo que hoy conocemos como radioterapia de intensidad modulada; este desarrollo ha estado soportado por los avances significativos en la fabricación de aceleradores lineales que, con accesorios como el colimador multiláminas, permiten generar haces de radiación de intensidad modulada.

Los aceleradores lineales convencionales de radioterapia están diseñados de manera de generar haces de rayos-x que son uniformes (dentro de las especificaciones de aplanamiento del haz) y colimados por 4 mandíbulas móviles para producir campos rectangulares. Para generar un haz de intensidad modulada, el acelerador debe estar equipado con un sistema que pueda cambiar los perfiles de intensidad uniforme en perfiles no uniformes o de intensidad modulada, durante la entrega de tratamiento.

La aparición de los sistemas de colimación con multiláminas ha permitido, por un lado, adaptar los campos de tratamiento a las características de los volúmenes de interés (como sucede en la RTC-3D convencional), sin la necesidad de usar bloques personalizados y, por otro lado, también brinda la posibilidad de modular de forma automática la intensidad de los haces de tratamiento en más de una dirección, utilizando las distintas posiciones posibles de cada una de las láminas, siendo este el principio de la radioterapia de intensidad modulada.

El colimador multiláminas, controlado por computador, es un dispositivo con el cual están equipados la mayoría de los aceleradores lineales modernos (**ver figura 1**) y puede utilizarse para crear intensidades no uniformes del haz de radiaciones, controlando de manera automática el tiempo durante el cual las láminas permanecen en una posición determinada en un haz generado por el acelerador lineal.

Dicho colimador está compuesto de dos bancos, cada banco reemplaza la función de una de las mandíbulas por un grupo de láminas móviles independientes. Cada lámina es controlada por un motor separado y puede colocarse de manera automática y precisa en la posición deseada.

La capacidad de la RTC-3D convencional para configurar distribuciones de dosis a volúmenes blancos complejos, especialmente aquellos de forma cóncava, es realmente limitada, debido a que la intensidad del haz de radiaciones en cada uno

de los campos se mantiene uniforme, o con modificaciones restringidas por medio del uso de filtros de cuña estandarizadas (**ver figura 5**).

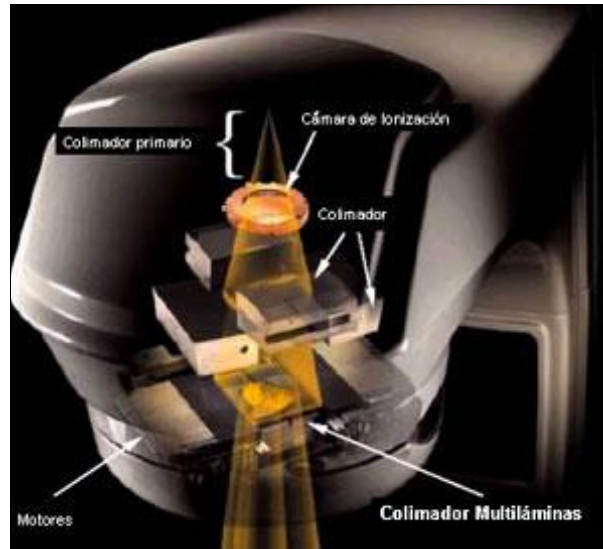


Figura 1. Colimador multiláminas incorporado al cabezal de un Acelerador Lineal Clínico.

La Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), propuesta inicialmente por Brahme en 1988 para luego ser desarrollada a partir de 1993 por él y otros investigadores es, por tanto, una forma avanzada de RTC-3D, en la cual no sólo se genera un haz de radiación cuyos bordes geométricos se ajustan al PTV, sino que también se modula la fluencia del haz, esto es, la intensidad de fluencia es variable en toda la sección del haz, permitiendo administrar una dosis más homogénea al paciente en el volumen a irradiar, aumentando el control local de la enfermedad y disminuyendo la toxicidad asociada a la radioterapia. De manera de dar cumplimiento a uno de los objetivos más importantes de la radioterapia actual evitando, dentro de lo posible, afectar a los tejidos sanos que rodean el volumen blanco.

En la práctica, el haz de radiación se descompone virtualmente en elementos, habitualmente de tamaño 1 cm x 1 cm, llamados beamlets. Un beamlets se puede definir como el área más pequeña en que se divide virtualmente un campo modulado con modulación homogénea. La fluencia dentro de cada beamlets es

uniforme, pero el nivel de fluencia es en general distinto para cada uno de los beamlets de un campo modulado (**ver figura 3**).

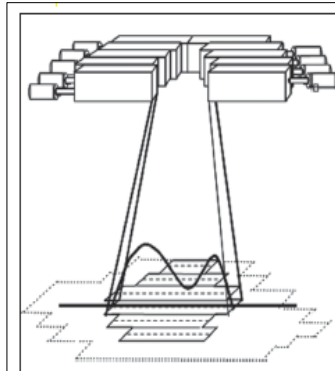


Figura 2. Ejemplo del perfil de un haz de intensidad modulada a lo largo del trayecto de un par de láminas.

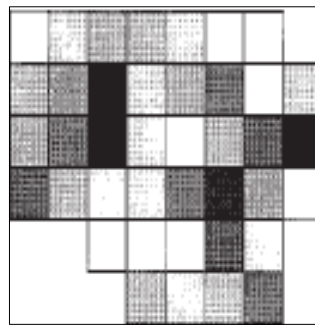


Figura 3. Esta imagen muestra el uso de modulación de la intensidad a través de un campo. Los niveles de gris reflejan el valor de la intensidad luminosa.

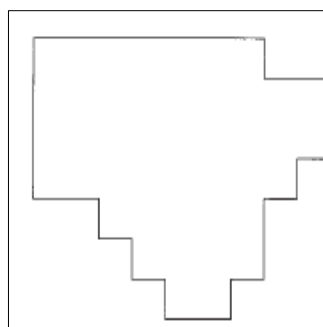


Figura 4. Campo de conformación simple. Ejemplo de un campo típico en RTC- 3D convencional.

El uso de la modulación de intensidad permite variar el nivel de fluencia, y por tanto, de dosis dentro de un campo. El interés de esta técnica consiste en que,

empleando un número grande de campos con fluencia modulada, se pueden obtener distribuciones de dosis que adopten la forma del tumor.

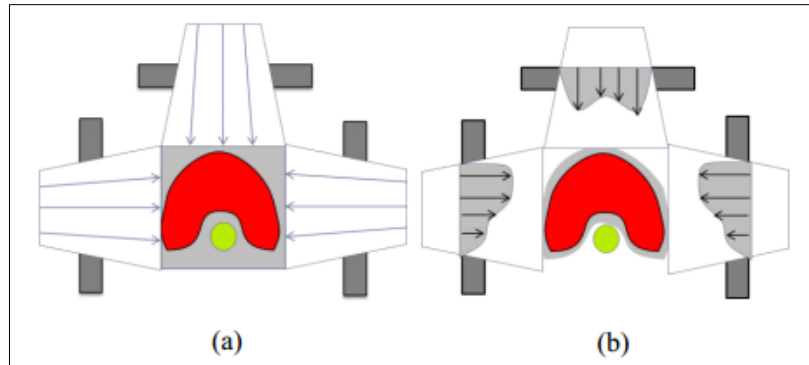


Figura 5. (a) Fluencia de un haz uniforme. RTC-3D convencional. (b) Fluencia de un haz modulado con IMRT. El PTV está representado por la figura de color rojo y el órgano a riesgo por la de color verde

La radioterapia de intensidad modulada, como la radioterapia conformada en 3D convencional, utiliza múltiples haces de radiación conformados que inciden sobre el objetivo tumoral desde varios ángulos de entrada, pero con la particularidad de que cada campo de tratamiento está formado por la suma de varios segmentos, de modo que se generan diferentes niveles de intensidad de dosis en los distintos puntos de cada campo, tal y como se muestra en la **figura 6**.

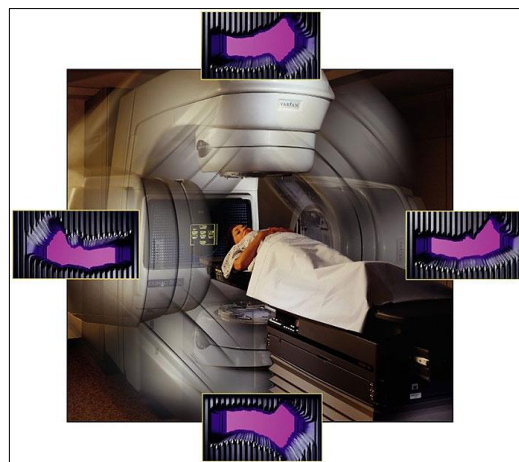


Figura 6. Radioterapia de Intensidad Modulada. En cada campo de tratamiento los niveles de intensidad son distintos.

Las aplicaciones potenciales de la IMRT se derivan principalmente, de su capacidad para mejorar la conformación de la dosis al volumen blanco, evitando la irradiación de tejidos normales en comparación con la RTC-3D convencional, especialmente para volúmenes blancos y/o órganos críticos con formas complejas y/o regiones cóncavas.

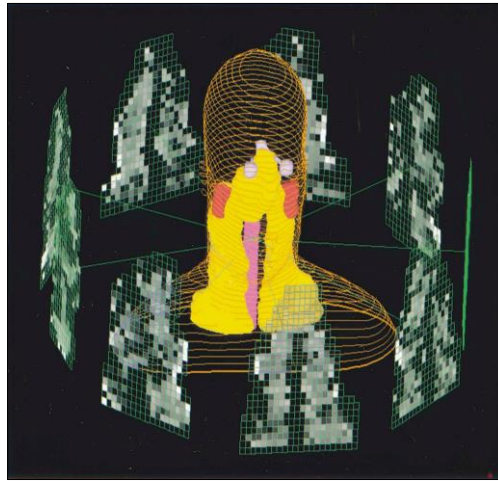


Figura 7. Se muestra una vista en 3D del paciente, del PTV, de la médula espinal y de las glándulas parótidas. Los 9 campos de intensidad modulada (con niveles de gris que refleja el valor de intensidad) se utilizan para generar la distribución de dosis IMRT.

Se pueden llevar a cabo diversas posibilidades de IMRT, siendo las más habituales la de “Paro y Disparo” y la de “Ventana deslizante” o también conocido como IMRT dinámico, las cuales serán descritas a continuación:

1.2.1. Radioterapia de Intensidad modulada de Paro y Disparo

Cada campo modulado se administra como una secuencia de subcampos o segmentos, formados por distintas configuraciones de las láminas del colimador multiláminas. Tras la irradiación de un segmento, el acelerador interrumpe el haz y las láminas se mueven hasta configurar el siguiente segmento.

Esta modalidad de administración del tratamiento se conoce también como “step-and-shoot” o IMRT segmentaria y permite administrar un haz de intensidad modulada en niveles discretos de intensidad.

1.2.2. Radioterapia de intensidad modulada de ventana deslizante

En este caso, la intensidad constante de cada haz se modula por el movimiento continuo de las láminas del colimador multiláminas durante el tiempo que dura la irradiación de un campo determinado; cada par de láminas opuestas forman una ventana con una determinada posición y anchura que varía en el tiempo.

La técnica de ventana deslizante es, en principio, el método más eficiente para administrar la IMRT en el presente. Debido a que el haz de radiación está encendido durante la transición entre segmentos de campo se puede decir que, no hay sanciones en el tiempo de administración del tratamiento cuando se emplean múltiples segmentos.

1.2.3. Administración de la IMRT

El proceso para la administración de la IMRT es similar al de la RTC-3D convencional. Los pasos principales incluyen: posicionamiento e inmovilización del paciente, obtención de las imágenes digitales tridimensionales, planificación inversa del tratamiento, verificación del plan y la administración diaria del tratamiento radiante incluyendo procedimientos de imágenes portales.

Para asegurar la correcta y segura implementación de la IMRT en la clínica, es necesario establecer un programa de control de calidad "CC" apropiado.

Por otro lado, la IMRT produce un incremento en las unidades monitor (UM) que impacta proporcionalmente en la radiación de fuga del cabezal y en la radiación dispersa producida en los sistemas de colimación y modulación de la intensidad. Por lo tanto, el diseño o modificación de una instalación debe contemplar la tendencia creciente de la carga de trabajo en IMRT.

Los tratamientos de radioterapia convencionales con campos de intensidad uniforme, no IMRT, generalmente abarcan todo el volumen blanco de planificación (PTV) con la mayoría de los campos, mientras que las técnicas de IMRT, utilizando un

número equivalente de UM de un tratamiento convencional, entregarían dosis a sólo una parte del PTV, por lo que dependiendo de la complejidad del patrón de intensidad de IMRT elegido, puede ser necesario un número potencialmente mucho más grande de UM adicionales para cubrir todo el PTV.

Este aumento en las UM tiene consecuencias de gran impacto en cuanto al diseño del blindaje de un bunker de acuerdo con la carga de trabajo recomendada, debido a un incremento de las radiaciones de fugas.

La radiación de fuga es la parte del cálculo de blindaje en el que la IMRT cambia más dramáticamente los resultados, comparado con los métodos convencionales, debido a que las fugas producidas por el cabezal del acelerador lineal están directamente relacionadas con la ejecución de UM a través de la máquina.

En cuanto a las dispersiones producidas con IMRT, comparada con técnicas convencionales, se tiene que la misma cantidad de radiación es administrada al paciente, por lo que la misma cantidad de radiación dispersa debería extenderse alrededor de la sala de tratamiento y probablemente no se tenga ningún cambio significativo en lo que corresponde a dispersiones debido al aumento de las UM.

De acuerdo a lo mencionado anteriormente, está claro que hay un gran incremento en la carga de trabajo para la IMRT que requiere consideración en el diseño del blindaje, en particular para las partes del cálculo asociado con la radiación de fuga, y que está directamente relacionado con la radioprotección del personal que por razones laborales se encuentra expuesto y del público en general.

1.3. RADIOTERAPIA DE ARCOS VOLUMETRICOS DE INTENSIDAD MODULADA (VMAT)

Ya hemos visto que, frente a la radioterapia conformada 3D, la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) proporciona mayor conformación en las distribuciones de dosis absorbidas. Por otro lado, los desarrollos de las capacidades rotacionales de los aceleradores lineales tradicionales en los últimos años,

específicamente el poder variar la tasa de dosis y la velocidad del gantry, han posibilitado el desarrollo de lo que se conoce como Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (VMAT), por Otto en 2008.

La tecnología VMAT es una evolución de la IMRT, basada en la optimización de los haces de radiación para adecuar la dosis a las necesidades de cada paciente. El tratamiento es aún más preciso y localizado al incrementar la acción sobre la masa tumoral y evitar la afectación de los tejidos sanos.

Se trata de aceleradores dotados de CML dinámicos, capaces de realizar tratamientos rotacionales, modificando continuamente la apertura del haz, la velocidad de giro del gantry y la tasa de dosis durante la entrega de la radiación sobre un arco. Se consiguen distribuciones de dosis conformadas en tiempos de tratamientos inferiores al de otras técnicas de IMRT.

"VMAT" se utiliza como un término genérico para una modalidad de tratamiento dinámico en un arco de IMRT que usa, como ya fue mencionado, un CML dinámico, una tasa de dosis variables y una velocidad variable de gantry. Comercialmente están disponibles los sistemas: *VMAT de Elekta y RapidArc de la Varian Medical Systems*.

La ventaja en el uso de una técnica de arco para entregar IMRT está en la implementación de un número sustancial de direcciones de haz, lo que permite una mayor flexibilidad al momento de conformar el volumen blanco.

Las distribuciones de dosis VMAT son rápidas para entregar, y equivalente a, o mejor que, la IMRT convencional. Sin embargo, debido a que las láminas no simplemente se ajustan a la forma del PTV, VMAT puede todavía ser considerada como una forma de IMRT.

Con el uso de VMAT se puede tratar el PTV a la misma dosis pero con menos UM que las que se usarían en IMRT convencional. Si VMAT tiene un plan de calidad que es equivalente a IMRT pero con menos UM o tiempos de tratamiento más cortos, se puede elegir VMAT como técnica de tratamiento para reducir el tiempo

que el paciente pasa en la camilla, así como también reducir las radiaciones dispersas y de fuga producidas, como resultado del uso de menos UM.

A continuación, se presenta un cuadro comparativo entre las técnicas de IMRT y VMAT.

Tabla 1. Cuadro comparativo entre las técnicas de IMRT y VMAT.

Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)	Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad modulada (VMAT)
En el caso de la IMRT se mantiene constante la tasa de dosis (300 UM/min) y para modular la intensidad, cambia la cantidad de tiempo del haz para cada segmento del MLC.	En el caso de VMAT se varía directamente la tasa de dosis para cambiar la intensidad del haz, esto es mucho más eficiente en términos de las UM.
La IMRT proporciona una interrupción de la entrega del haz para reprogramar campos sucesivos.	Con VMAT la administración de la dosis prescrita al paciente se realiza sobre una base continua, permitiendo de este modo la ejecución del tratamiento en un tiempo mínimo. Para los tratamientos de VMAT, las láminas del MLC se mueven en función de la posición del gantry y no del tiempo.
La velocidad de las láminas es importante para la entrega de la IMRT convencional.	En VMAT, la velocidad física de las láminas es crítica y puede ser uno de los factores limitantes en la producción de un plan de VMAT aceptable.
Haces de fotones de rayos-x con potenciales menores de 10 MV se tienden a utilizar para IMRT. Esto es debido a que los tratamientos de IMRT requieren más UM que los tratamientos de RTC-3D convencional, lo que provoca el aumento de la radiación secundaria a los tejidos normales fuera del campo de radiación debido a fugas y dispersiones. Además, por encima de 10 MV se producen neutrones térmicos.	Al requerir menos UM, VMAT potencialmente puede permitir el uso de fotones de energías más altas. Anqué esta técnica solo se implementa con potenciales aceleradores de 6 MV y esto puede ser debido a las variaciones en la tasa de dosis.

Se ha demostrado que para la próstata y los tratamientos de cabeza y cuello, los planes de VMAT, con igual o mejor calidad que los de IMRT, pueden ser entregados en menos de 3 minutos, en comparación con los 8 a 12 minutos empleados para la entrega de IMRT.

Podemos decir entonces que, con la técnica VMAT el haz de radiación gira alrededor del paciente ininterrumpidamente, en uno o varios arcos, una tecnología con la que se consigue una mejor conformidad de la dosis, acortar significativamente los tiempos de tratamiento, mejorar el confort del paciente, disminuir el riesgo de movimiento durante el tratamiento y reducir la dosis en los órganos de riesgo.

CAPITULO 2. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

El uso de la radiación en medicina trae, sin duda, resultados tremendamente beneficiosos para la sociedad pero, al mismo tiempo, se puede asegurar que una dosis excesiva de radiación puede tener consecuencias desastrosas sobre la salud y el bienestar de una persona.

Es por ello que es imprescindible que en todo servicio de Radioterapia Oncológica (o en cualquier institución en donde se empleen radiaciones ionizantes) se establezca un programa en el cual se respeten los principios de Protección Radiológica que eviten, dentro de lo razonablemente posible, los efectos indeseados y así asegurar el resguardo del personal, los pacientes y del público en general.

La Comisión Venezolana de Normas Industriales (COVENIN) provee lineamientos sobre los estándares de Protección Radiológica. Estos estándares establecen límites en la dosis de radiación para los trabajadores y el público, en general, por debajo de cierto umbral, para prevenir la aparición de efectos determinísticos (expresado en dosis equivalente) y por otro lado, para controlar los efectos estocásticos (expresado en dosis efectiva), limitando la dosis a niveles equivalentes al riesgo anual de un individuo que, por razones ocupacionales, se vea expuesto.

2.1. CANTIDADES EMPLEADAS PARA DESCRIBIR LA INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA, DE USO EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

Dos conjuntos de cantidades de protección radiológica son introducidas:

- Cantidades de protección.
- Cantidades de operación.

2.1.1 Cantidades de protección

A pesar de que la radiación no es perceptible por nuestros sentidos es posible reconocer su existencia debido a su capacidad de ionizar la materia y ser absorbidos por la misma. Se ha demostrado que la radiación puede provocar efectos

biológicos sobre los organismos vivos, por lo tanto, surge la necesidad de establecer normas específicas de radioprotección, con la introducción de magnitudes radiológicas que permitan utilizar estas radiaciones de una forma cuantitativa.

La Comisión Internacional de Medidas y Unidades Radiológicas (ICRU) en el reporte 33, entre 1953 y 1962, estableció las definiciones de las magnitudes de dosis absorbida, exposición, actividad y dosis equivalente.

1. Exposición

Cantidad no estocástica, solamente definida para rayos-x y gamma.

Se simboliza por X y se define como el cociente de dQ entre dm . (ICRU 33, 1980)

$$X \equiv \frac{dQ}{dm}$$

Donde dQ es el valor absoluto de la carga total de iones de un signo producidos en aire, cuando todos los electrones y positrones liberados o creados por fotones en una masa de aire dm son completamente detenidos en el mismo.

Es decir, supuesto un determinado volumen de aire sobre el que incide un haz de fotones de radiación X , una parte de dichos fotones ocasionarán ionizaciones en los átomos del volumen, de estas ionizaciones se desprenderán electrones que serán detenidos, en mayor o menor grado, por ese volumen o masa.

Las ionizaciones provenientes de la absorción del bremsstrahlung no deben incluirse, así como también, hay que excluir las pérdidas radiativas asociadas a la energía cinética cuando se tiene aniquilación de positrones.

Unidad: Se simboliza por R , Roentgen.

Sin embargo, las unidades de radiación deben ser expresadas en tasas de dosis, es decir, dosis de radiación por unidad de tiempo. Se define la **tasa de exposición** como $\frac{dX}{dt}$, donde dX es el incremento de exposición durante el intervalo de tiempo dt . La tasa de exposición se expresa en $\frac{R}{s}$ o $\frac{C}{kg.s}$.

2. Dosis Absorbida

Con la dosis absorbida, de cualquier tipo de radiación ionizante, se pretende cuantificar la cantidad de radiación que es absorbida por la materia. La absorción de los fotones está representada por una cesión de energía al medio, que conlleva a la desaparición o pérdida de parte de su intensidad (número de fotones). El uso clínico de los rayos-x viene determinado por esta capacidad de ser absorbidos en diferentes grados a medida que interaccionan con la materia.

Esta es una cantidad relevante a todo tipo de radiación (cargada y no cargada), así como a cualquier fuente de radiación ionizante distribuida en el medio absorbente y se define en un punto P de un volumen V por medio de la siguiente expresión:

$$D \equiv \frac{d \langle \varepsilon \rangle}{dm}$$

La unidad moderna en el **S.I** es el Gray. $Gy = \frac{J}{Kg}$

Dónde:

$\langle \varepsilon \rangle$ Es el valor esperado de energía impartida (por la radiación ionizante) en el volumen V , en $[t_0, t]$

$$\langle \varepsilon \rangle = (R_{in})u - (R_{out})u + (R_{in})c - (R_{out})c + \sum Q$$

- $(R_{out})u$ Energía radiante de toda la radiación no cargada que abandona V .
- $(R_{in})c$ Energía radiante de toda la radiación cargada que ingresa a V .
- $(R_{out})c$ Energía radiante de toda la radiación cargada que abandona V .
- $(R_{in})u$ Energía radiante de las partículas neutras que entran a V .

$\sum Q$ Energía neta a partir de conversiones relacionadas con la masa en reposo.

La dosis absorbida se define para cada punto del material irradiado. Por tanto, cuando se habla de la dosis en un órgano o tejido, se supone que nos referimos al valor promedio del total absorbido.

3. Dosis Equivalente

Una misma cantidad de dosis de radiación absorbida puede provocar efectos biológicos muy diferentes, por lo tanto, el concepto de dosis absorbida por sí sola no es capaz de determina el efecto biológico resultante debido a que intervienen otros factores como la naturaleza de la radiación y la energía.

La dosis absorbida nos dice cuanta energía ha sido depositada, por unidad de masa en el tejido, pero no cuantifica la magnitud del daño en el mismo. En base a esto se introdujo el concepto de dosis equivalente, y esta se define como:

$$H_{TR} = D_{TR} \times W_R$$

Dónde:

- *T* Es el tipo de tejido particular a considerar
- *R* Es el tipo de radiación empleada
- *W_R* Es el factor de peso asociado a la radiación *R*

La unidad es el **Sievert (Sv)**

$$1 \text{ Sv} = \frac{\text{J}}{\text{Kg}}$$

Factores de peso *W_R*

Tabla 2. Factores de peso dependiendo del tipo e intervalo de energía empleada.

Tipo e intervalo de energía	Factor de peso
Partículas Alfa y fragmentos de fisión, todas las energías	20
Partículas Beta, todas las energía	1
Rayos x y Gammas, todas las energías	1
Neutrones con energías menores a 10 keV y Protones de más de 2 MeV	5
Neutrones con energías entre a 10 keV y 100 keV	10
Neutrones con energías entre 100 keV y 2 MeV	20
Neutrones con energías entre 2 MeV y 20 MeV	10

2.1.2 Cantidades de operación

Las magnitudes operacionales están definidas en un punto apropiado (opuesto a las magnitudes de protección, las cuales están definidas como promedios sobre una masa extendida) y tienen como objetivo “proveer un estimado o límite superior para el valor de las magnitudes de protección relacionados a una exposición, o potencial exposición de personas bajo la mayoría de las condiciones de irradiación”. En otras palabras estas magnitudes representan mediciones prácticas, tanto para monitoreo de áreas como individual, con el propósito de demostrar el cumplimiento de los límites de dosis.

Para monitoreo individual la cantidad recomendada es la dosis equivalente personal, $H_p(d)$ y está basada en la definición de dosis equivalente H .

La dosis equivalente personal $H_p(d)$ es definida por la ICRU para monitoreo individual como “la dosis equivalente en tejido suave, a una profundidad apropiada, d , por debajo de un punto específico en el cuerpo” (ICRU, 1993).

Para radiación fuertemente penetrante, la profundidad apropiada es $d = 10$ mm y se utiliza la cantidad $H_p(10)$ (dosis equivalente profunda). Para radiación débilmente penetrante, la profundidad apropiada es 0,07 mm empleándose la cantidad $H_p(0,07)$ (dosis equivalente superficial) para la piel y 0,3 mm para el cristalino del ojo.

2.2. RADIACIONES IONIZANTES. LIMITES ANUALES DE DOSIS. COVENIN 2259:1995

La dosis de radiación ionizante recibida por las personas, como resultado de la realización de las prácticas justificadas, no debe exceder los límites establecidos en la Norma Venezolana COVENIN 2259.

Se entiende por límite de dosis, al valor de dosis que no puede ser excedido y cuyas limitaciones son necesarias para el control de la exposición. El objetivo de esta norma es, justamente, la de establecer límites anuales de dosis para las personas que por razones ocupacionales o laborales se ven expuestas (P.O.E), así como también, para los miembros individuales del público, en general.

Se consideran límites anuales de dosis efectiva (cuerpo entero), dosis equivalente (para órganos y tejidos) y los establecidos para operaciones planificadas o las operaciones destinadas al control de una emergencia radiológica.

2.2.1. Principios de optimización para la limitación de la dosis, ALARA

“As Low As Reasonably Achievable” es decir, “tan bajo como sea razonablemente posible” indica que se debe asegurar que las exposiciones se mantengan al nivel más bajo que se pueda razonablemente conseguir.

A su vez, el sistema de limitación de dosis o de protección radiológica establece que, todo uso de la radiación sobre personas debe hacerse de forma que se cumplan premisas tales como: Justificación (toda acción deberá estar debidamente justificada, basada en una relación riesgo-beneficio) y Optimización (se debe garantizar que todas las acciones sean optimizadas de acuerdo a los recursos disponibles).

1. Para personas ocupacionalmente expuestas, en situaciones normales de operación, se establecen los siguientes límites anuales de dosis:

- En el caso de exposición uniforme a cuerpo entero el límite anual de dosis efectiva es de 20 mSv, promediado en un período consecutivo de 5 años.
- En el caso de exposición parcial de órganos o tejidos individuales el límite anual de dosis equivalente es de 500 mSv, excepto en el caso del cristalino de los ojos, el cual es de 150 mSv.
- Lo anterior aplica tanto para tejidos expuestos aisladamente como en conjunto con otros órganos, basado en el principio de que el riesgo debe ser el mismo para exposiciones uniformes a cuerpo completo y para exposiciones no uniformes.

- En el caso de mujeres embarazadas se debe garantizar que, en el periodo comprendido desde la concepción hasta el nacimiento, el embrión/feto no reciba una dosis mayor a 5 mSv.

2. Límites para el P.O.E en operaciones planificadas, para controlar una determinada emergencia:

- El límite anual de dosis efectiva en operaciones planificadas es de 50 mSv y en toda la vida profesional de 250 mSv.

3. Límite de dosis para miembros individuales del público:

- El límite anual de dosis efectiva para miembros individuales del público es de 1 mSv.
- En circunstancias especiales, una dosis efectiva de hasta 5 mSv en un solo año, con la condición de que la dosis promedio en cinco 5 años consecutivos no exceda de 1 mSv por año.

2.3. VIGILANCIA RADIOLOGICA. REQUISITOS. COVENIN 2258:1995

En esta norma se exponen los requisitos que se deben cumplir para llevar a cabo una vigilancia radiológica, tanto en situaciones normales de operación como en casos de emergencia.

Se entiende por vigilancia radiológica a la acción que permite determinar la tasa de exposición o de dosis producida por fuentes radioactivas y/o equipos generadores de radiaciones ionizantes en el lugar de trabajo o ambiente.

2.3.1. Generalidades de la vigilancia radiológica

Debe llevarse a cabo con el propósito de demostrar el cumplimiento de las leyes, reglamentos y normativas existentes, bajo la premisa de la optimización. Para ello es indispensable el poder documentar las condiciones radiológicas presentes en el lugar de trabajo y ambiente, así como, identificar las fuentes potenciales de

exposición a las radiaciones ionizantes de manera de poder detectar cualquier cambio en las condiciones radiológicas.

2.3.2. Clasificación de la Vigilancia Radiológica

1. Vigilancia Radiológica Individual de la Radiación Externa (V.R.I.R.E).
2. Vigilancia Radiológica de Zonas (V.R.Z).
3. Vigilancia Radiológica de la Contaminación Interna (V.R.C.I).
4. Vigilancia Radiológica de la Contaminación Superficial (V.R.C.S).

2.3.3. Se debe proveer Vigilancia Radiológica a:

- Personal ocupacionalmente expuesto (P.O.E).
- Miembros individuales del público que frecuenten zonas controladas.
- Docentes y personas en formación que sigan un curso regular en materias relacionadas con las radiaciones ionizantes, así como también, las personas expuestas a las mismas con fines de investigación.

1. Vigilancia Radiológica Individual de la Radiación Externa.

La dosimetría personal es un tipo de vigilancia radiológica de la radiación externa pero de tipo individual. Ésta proporciona los datos para estimar la dosis efectiva a cuerpo entero y la dosis equivalente en partes del mismo, así como, el tipo y calidad de la radiación que incide sobre la persona.

Este tipo de vigilancia radiológica (personal) debe llevarse a cabo a través del uso de dosímetros, que permitan la determinación y cuantificación de la radiación en términos de los diferentes tipos y energías. El trabajador deberá portar su dosímetro a nivel del tronco, de frente hacia la fuente de radiación y de forma continua durante la jornada de trabajo y, al término de esta, deben permanecer almacenados en un lugar adecuado, fuera de la zona controlada.

En situaciones normales de operación el dosímetro debe ser evaluado una vez al mes y, en los casos en los que se sospeche de una sobredosis, se debe evaluar en las 24 horas siguientes a la ocurrencia del evento.

Durante operaciones planificadas debe contar con dosímetros personales adicionales para determinar la dosis equivalente en los ojos y en las gónadas, así como también, con dosímetros suplementarios con alarma acústica que indique cuando se ha alcanzado un valor de dosis previamente fijado.

Según la normativa COVENIN 2258 los dosímetros usados para vigilancia radiológica de radiación externa individual deben cumplir con los siguientes requisitos mínimos:

- Tener una mínima pérdida de la dosis acumulada, en el tiempo comprendido entre su recolección y la lectura.
- Un sistema de identificación que permita reconocer inequívocamente al portador del dosímetro.
- No debe interrumpir o entorpecer al trabajador durante su labor.

2. Vigilancia Radiológica de Zonas.

La clasificación de la zona se determina midiendo la tasa de exposición a la distancia en la que el operador de las fuentes de radiaciones ionizantes utiliza para realizar su trabajo en condiciones normales de operación. El instrumento de detección, debe cumplir con lo especificado en la Norma Venezolana COVENIN 2258.

Las zonas se dividen en:

- Zona controlada

Es aquella donde la tasa de exposición medida es igual o mayor de 0,5 mR/hr.

- Zona supervisada:

Es aquella donde la tasa de exposición es menor de 0,5 mR/hr.

La Vigilancia Radiológica de zonas debe efectuarse en todas las áreas de trabajo o de ambiente en donde la tasa de dosis sea igual o mayor a 0,5 μ Sv/hr (0,05

mR/hr). Para llevar a cabo la Vigilancia Radiología de zonas debe ser medida la tasa de exposición mediante instrumentos portátiles cuyo diseño este adecuado al uso que se le dará, tomando en cuenta el tipo y calidad de la radiación, así como el rango de tasa de exposición o de dosis que pretende ser medida.

3. Instrumentos de medida recomendados por la normativa COVENIN 2258

- Geiger Muller (G-M).
- Cámaras de Ionización.
- Contadores proporcionales.
- Detectores de estado sólido (semiconductores) y de centello.

La sensibilidad del detector debe estar adecuada a la tasa de dosis que se desea medir. Como mínimo debe poseer una escala de lecturas que vayan desde 1 $\mu\text{Sv/h}$ hasta, por lo menos, 10 $\mu\text{Sv/h}$.

Entre las características que debe poseer el detector podemos señalar las siguientes:

- Debe poseer alta linealidad en las escalas y estabilidad en la lectura.
- Estar dotados de una señal audible.
- El diseño debe ser tal que el cambio de las baterías sea fácil y no se necesiten desconectar circuitos que puedan inducir interferencias electrónicas.
- Ser lo suficientemente fuerte para no dañarse por golpes asociados con el uso normal, así mismo debe poseer suficiente resistencia a los cambios en las condiciones climáticas.
- La dependencia direccional no debe ser muy marcada para facilitar la inspección, por lo menos en dos ejes de referencia.
- Ser compacto, liviano y fácil de manejar.

La confiabilidad de los resultados obtenidos dependerá de la adecuada calibración de los instrumentos de medida.

La Vigilancia Radiológica a ser suministrada a las personas ocupacionalmente expuestas dependerá del tipo de trabajo que estos realicen, tal y como se muestra en la **tabla 3**.

Tabla 3. Tipo de vigilancia radiológica suministrada al POE dependiendo del tipo de trabajo que estos realicen.

Tipo de trabajo	V.R.I.R.E	V.R.Z	V.R.C.S	V.R.C.I
Radiodiagnóstico. Médico y odontológico	✓	✓	No	No
Teleterapia	✓	✓	No	No
Braquiterapia	✓	✓	No	No
Medicina Nuclear	✓	✓	✓	✓

Entre las características cualitativas de los detectores utilizados en Vigilancia Radiológica para medir de tasa de exposición o de dosis se pueden resaltar las especificadas en la **tabla 4**.

Tabla 4. Características cualitativas de los detectores utilizados en Vigilancia Radiológica para medir de tasa de exposición o de dosis.

Características	Geiger Muller	Contador proporcional	Cámara de Ionización	Semiconductor
Durabilidad	Muy buena	Muy buena	Muy buena	Moderada
Resistencia a condiciones climáticas	Muy buena	Moderada	Moderada	Buena
Velocidad de respuesta	Excelente	Excelente	Buena	Baja
Precisión	Muy buena	Excelente	Excelente	Muy buena

2.4. DETECTORES DE RADIACIÓN

Los niveles de radiación pueden ser evaluados por métodos de medida directos e indirectos. La medida por métodos directos se realiza con equipos que suministran la lectura en el mismo momento y en el lugar donde ha sido colocado el equipo. El detector y la cadena electrónica que evalúa el nivel de radiación, están

integrados en el mismo dispositivo de detección. La medida por métodos indirectos se realiza con equipos que tienen separados el sistema de detección de la electrónica de lectura y generalmente necesitan tiempos de exposición superiores a los directos. Estos últimos suelen ser más precisos.

En función de la situación o características de la instalación y/o los puntos a medir se pueden utilizar diferentes tipos de instrumentos para evaluar los niveles de radiación. En este apartado se van a desarrollar las características más importantes de los detectores de tipo gaseosos y los detectores que trabajan por el fenómeno de luminiscencia, como lo son, los dosímetros por estimulación óptica (OSLD).

2.4.1. Detectores gaseosos

El principio de funcionamiento de los detectores gaseosos se basa en la recolección de las ionizaciones producidas por un haz de partículas cargadas al atravesar un gas encerrado entre dos electrodos (separados una cierta distancia) y sometido a un campo eléctrico, debido a la aplicación de una diferencia de potencial entre dichos electrodos.

Las paredes del recinto que contiene al gas son de metal o tienen su superficie interior recubierta con un conductor para formar el cátodo, mientras que el ánodo es un alambre ubicado en el centro de la cámara (**ver figura 8**).

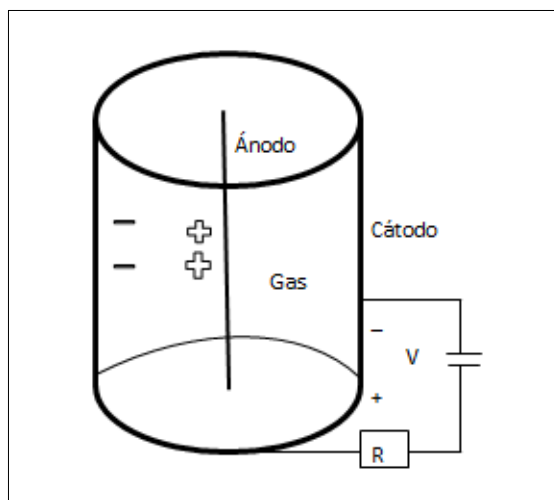


Figura 8. Esquema básico de un detector gaseoso.

El gas en condiciones normales no es conductor, y por lo tanto no circula ninguna corriente eléctrica entre los electrodos pero, si una partícula ionizante logra atravesar el gas, como consecuencia de ello, se generaran pares iónicos (de carga eléctrica positiva y negativa). El campo eléctrico existente entre los electrodos (como consecuencia de la aplicación de una diferencia de potencial) hará que las cargas liberadas, por el campo de radiación ionizante, se aceleren hacia el electrodo de signo contrario, es decir, los electrones hacia el ánodo y los iones cargados positivamente hacia el cátodo (**ver figura 9**).

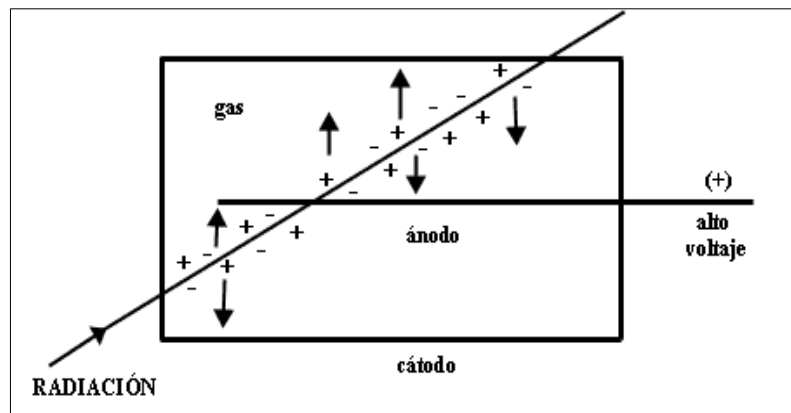


Figura 9. Los iones se aceleran hacia el electrodo de signo contrario.

La recolección de las cargas que llegan al electrodo colector es tratada por la electrónica del detector, bien midiendo la corriente que se está generando en el detector debido a la interacción de varias partículas (cámara que opera en modo corriente), o bien formando un pulso con cada golpe de carga que recogen los electrodos (cámara que opera en modo impulso) [5].

Lo siguiente es examinar el funcionamiento de un detector gaseoso al variar la diferencia de potencial aplicada entre los electrodos que componen ha dicho detector, tomando en cuenta la corriente eléctrica que circulará debido a la acción de una fuente de radiación ionizante de intensidad constante.

Al ir aumentando desde cero la diferencia de potencial aplicada y a la vez ir midiendo el número de partículas colectadas, se obtiene una curva como la

mostrada en la **Figura 10**, la cual representa la curva característica de funcionamiento de los detectores de tipo gaseosos.

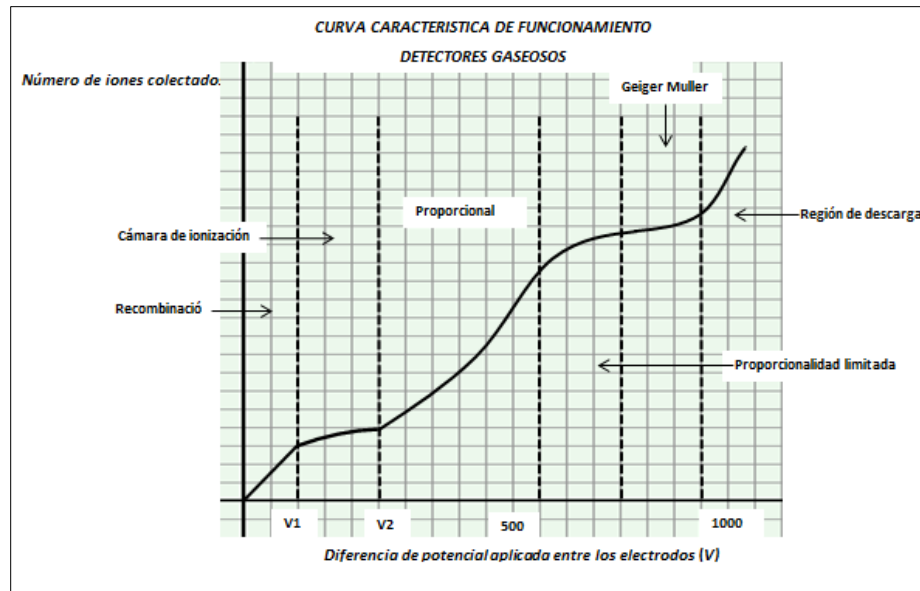


Figura 10. Curva característica de funcionamiento de los detectores gaseosos.

El crecimiento del número de partículas colectadas con la tensión aplicada se explica teniendo en cuenta la acción de dos efectos antagónicos: por una parte los iones cargados positivamente y los electrones, tienden a recombinarse y, por otra, el campo eléctrico tiende al arrastre de estos pares iónicos. El predominio paulatinamente creciente de este último efecto tiene por consecuencia el crecimiento observado en la curva, hasta llegar a un efecto de saturación, derivado de la total colección de los pares creados por la ionización primaria de la partícula incidente [5].

1. Regiones de operación de los detectores gaseosos

- *Región de recombinación.*

Si la diferencia de potencial aplicada entre los electrodos es nula, entonces no habrá ningún campo eléctrico que permita que los iones producidos, como consecuencia de la interacción de las partículas ionizantes con el gas, se aceleren

hacia sus correspondientes electrodos, por lo tanto, estos iones solo sentirán una fuerza de atracción entre ellos debido al distinto signo de sus cargas, lo que dará lugar a su recombinación, para volver a constituir átomos o moléculas neutras. La aplicación de una diferencia de potencial dará lugar a la formación de un campo eléctrico entre los electrodos del detector, por lo que los iones serán atraídos hacia los electrodos de signo opuesto, con una fuerza de atracción proporcional a la intensidad del campo eléctrico y a la carga eléctrica de un ion.

La recombinación entre los iones se produce en relación inversa a la diferencia de potencia aplicada, si la misma es baja, la intensidad de campo eléctrico también lo será, por lo que la fuerza de atracción producida por dicho campo eléctrico no será lo suficientemente fuerte, trayendo como consecuencia que algunos iones se recombinen durante su migración hacia los electrodos a pesar de la existencia de un campo eléctrico entre los mismos.

- *Región de cámara de ionización*

Si se aumenta la diferencia de potencial por encima de V_1 se observa que la curva comienza a crecer. Si la diferencia de potencial aplicada es tal que todos los iones primarios generados son recolectados por los electrodos correspondientes se dice entonces que el detector opera en la región de cámara de ionización.

La intensidad medida de corriente a través de una cámara de ionización resulta directamente proporcional a la tasa de fluencia de las partículas y a la energía de las mismas [6]. Esto se debe a que solo los iones primarios son colectados y un incremento, ya sea de la tasa de fluencia, o de la energía de las partículas ionizantes incidentes aumentara el número de iones generados y, consecuentemente, la intensidad de la corriente medida. En efecto, las cámaras de ionización se emplean fundamentalmente para la determinación de la intensidad de campos de radiación.

- *Región proporcional*

Si se sigue aumentando la diferencia de potencial, ahora por encima de V_2 , los iones primarios tendrán la suficiente energía cinética como para ionizar por choque, en su camino hacia los correspondientes electrodos, a otros átomos neutros que componen al gas, produciendo ionizaciones secundarias. Entonces, aunque el número de iones primarios, directamente producido por las partículas ionizantes, no haya variado, si la tensión aumenta lo suficiente, a partir de un cierto valor, aumentara la amplitud del impulso, es decir, el número de partículas colectadas.

A los detectores gaseosos polarizados en esta zona de funcionamiento se les denomina contadores proporcionales, ya que la amplitud de los impulsos obtenidos guarda proporcionalidad con la energía transferida por la partícula ionizante incidente (que interactúa con el detector) y con la tensión de polarización aplicada a los electrodos.

La aplicación más frecuente de este tipo de detectores, en protección radiológica, es el monitoreo de contaminaciones superficiales con radionucleídos emisores alfa o beta. Dado que las partículas alfa y beta poseen baja capacidad de penetración en un medio material denso, es necesario contar con una ventana de espesor apropiado y de material liviano para que tales partículas puedan interactuar con el gas del detector [6].

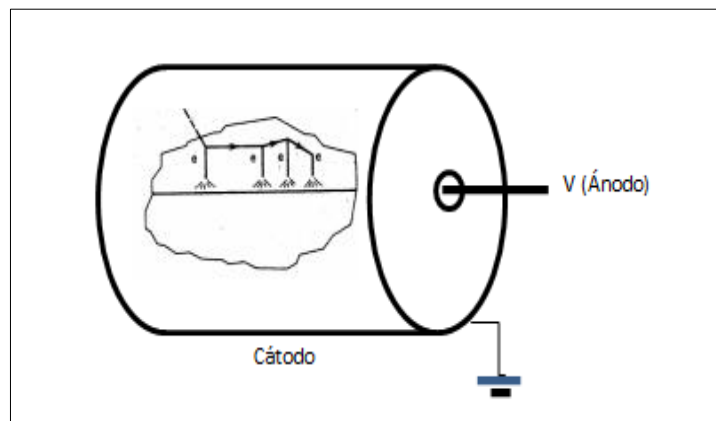


Figura 11. . Ilustración de las ionizaciones secundarias

- *Región de proporcionalidad limitada*

En esta región el tamaño del impulso sigue aumentando con la tensión de polarización. Sin embargo, el crecimiento deja de ser lineal ya que los nuevos electrones libres son, a su vez, capaces de producir otros iones, formándose así una cascada de cargas que aumenta la amplitud del impulso eléctrico.

- *Región Geiger Müller*

Ya hemos visto que, cuando la radiación ionizante golpea el recinto (que contiene al gas), algunas moléculas del gas se ionizan, ya sea directamente por la radiación incidente o indirectamente por medio de electrones secundarios producidos en las paredes del recinto. Esto crea iones cargados positivamente y electrones, conocidos como pares iónicos, en el gas. El fuerte campo eléctrico acelera los iones positivos hacia el cátodo y los electrones hacia el ánodo. Si se continúa aumentando la diferencia de potencial más allá de los valores que corresponden al rango de funcionamiento como contador proporcional, el factor multiplicativo deja de ser lineal con la tensión aplicada. En esta región el campo eléctrico es tan intenso que la producción de un solo par iónico, por ionización primaria, provoca múltiples avalanchas de ionizaciones secundarias. Efecto que da la característica clave de ser capaz de producir un impulso de salida significativamente grande como consecuencia de un solo evento ionizante primario.

La creación de múltiples avalanchas es debido, en parte, a la producción de fotones ultravioleta emitidos por átomos excitados en la avalancha original, que no se ven afectados por el campo eléctrico y se mueven lateralmente al eje del ánodo para producir más eventos ionizantes por colisión con moléculas de gas. Estas colisiones producen más avalanchas, que a su vez producen más fotones, y por lo tanto se genera una reacción en cadena que se extiende lateralmente a través del gas, y sobre el cable del ánodo.

La descarga se termina por el efecto colectivo de los iones positivos creados por las avalanchas. Estos iones tienen una movilidad más baja que los electrones

libres debido a su mayor masa y permanecen en la zona del alambre de ánodo. Esto crea una "carga espacial" que, contrarresta el campo eléctrico que es necesario para la generación de avalancha continua. Esta situación se prolonga hasta tanto se hayan recolectado los iones positivos y fija el tiempo muerto durante el cual, después de una primera interacción, el detector queda inhabilitado para responder a posteriores interacciones. Cuando se llega a esta situación, cesa de aumentar la multiplicación y la amplitud del impulso resulta máxima.

La principal característica de un contador Geiger Müller es que la amplitud de la señal eléctrica es independiente de la energía y naturaleza de la partícula, resultando la de mayor amplitud obtenible con la configuración del detector gaseoso.

Si se continúa aumentando la diferencia de potencial entre electrodos, se produce una descarga en el gas por efecto de la alta intensidad del campo eléctrico. Esta zona no es de interés desde el punto de vista de la detección de la radiación; además, en general, provoca la destrucción del detector.

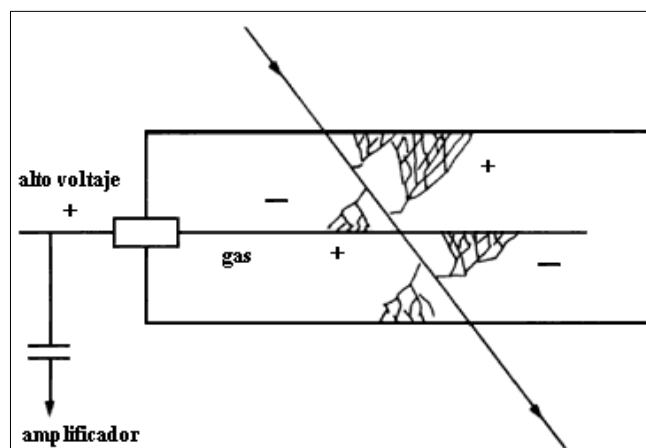


Figura 12. Avalanchas producidas en la región de operación Geiger Muller.

– *Tiempo Muerto de un Geiger Müller*

Se denomina "Tiempo Muerto" al tiempo necesario después de un impulso de máxima amplitud hasta otro de amplitud detectable. El tiempo requerido para

que el contador pueda entregar otro impulso de amplitud máxima se denomina “Tiempo de Recuperación”.

En un detector existe la posibilidad de que un evento verdadero sea perdido por la ocurrencia rápida de dos eventos consecutivos, por lo tanto, si dos partículas ionizantes interactúan con el contador separadas por un tiempo inferior a su tiempo muerto, la segunda no será detectada.

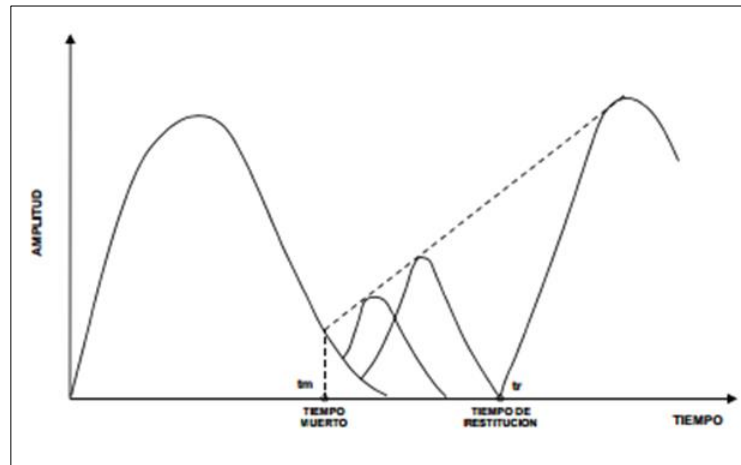


Figura 13. Tiempo muerto y tiempo de restitución.

2.4.2. Dosímetros por estimulación óptica (OSLD)

Es continua la búsqueda de detectores eficientes que presenten una respuesta estable y confiable para ser aplicados en la práctica dosimétrica. Si bien la Dosimetría Termoluminiscente (TLD) es una técnica ampliamente utilizada en dicha práctica, el uso de dosímetros por estimulación óptica (OSLD) presenta varias ventajas que resultan claves en el desarrollo de la dosimetría personal.

Como su nombre lo indica, el fenómeno físico que rige a la dosimetría con tecnología OSL, Luminiscencia Ópticamente Estimulada, es la emisión de luz (luminiscencia) del material previamente irradiado, cuando es estimulado ópticamente. En este caso, la dosis absorbida se cuantifica en relación con la intensidad de la luz emitida.

Como material detector de radiaciones ionizantes en la OSLD se emplea, generalmente, el óxido de aluminio dopado con carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$). Los cristales de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ tienen la capacidad de atrapar la energía emitida por las fuentes de radiación y liberarla mediante luz, en este proceso solo se libera una fracción de la energía, dando paso a la relectura.

1. Teoría de bandas en los sólidos

Cuando se aproximan varios átomos para formar un sólido hay que tener en cuenta que cada átomo tiene sus propios niveles de energía, por lo tanto, si se aproximan dos átomos iguales, cada nivel de energía original de uno de los átomos aislados, se divide en dos subniveles diferentes que tienen valores casi iguales al original.

Para poder entender el efecto de poner muchos átomos muy próximos entre sí, primero se consideraran dos átomos que inicialmente se encuentran muy alejados uno del otro. En las figuras siguientes se muestran las funciones de onda de dos átomos separados en el estado de energía fundamental (**figura 14**) y qué ocurre cuando estos se aproximan (**figura 17**) si los electrones en átomos se representan por pozos de potencial finitos.

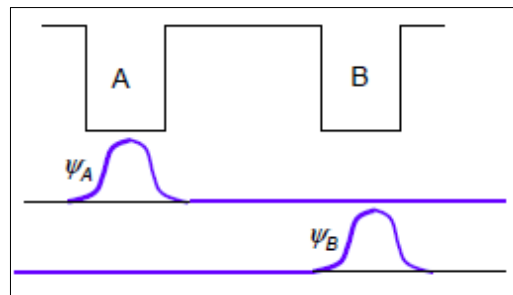


Figura 14. Dos átomos muy separados.

La función de onda del conjunto puede venir dada por una función suma (simétrica) o diferencia (antisimétrica) pues ambas son soluciones de la ecuación de onda de Schrödinger.

Solución simétrica $\psi_s = \psi_A + \psi_B$.

Representa un electrón que puede encontrarse con igual probabilidad en uno de los pozos en el estado fundamental de energía. Se obtiene la misma densidad de probabilidad para ambos pozos como se muestra en la **figura 15**.

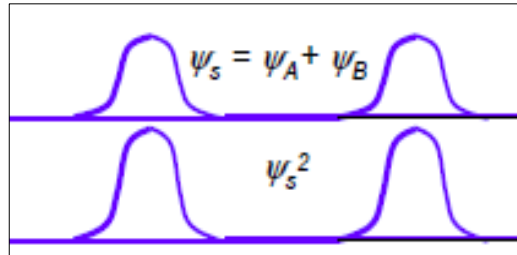


Figura 15. Solución simétrica.

Solución antisimétrica $\psi_a = \psi_A - \psi_B$.

También representa un electrón que puede encontrarse con igual probabilidad en uno de los pozos en el estado fundamental de energía. Se obtiene la misma densidad de probabilidad para ambos pozos como se muestra en la **figura 16**.

En conclusión, se observa que, sólo existe un nivel de energía.

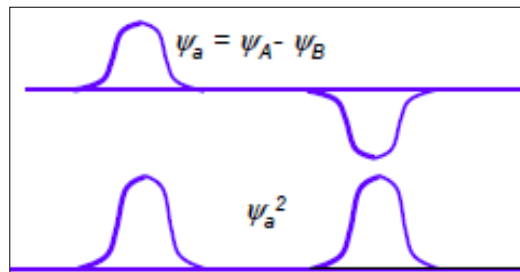


Figura 16. Solución antisimétrica.

Si dos átomos se aproximan, los dos pozos de potencial que los representa y las dos soluciones de la ecuación de onda, simétrica y antisimétrica, en el estado fundamental toman la forma representada en la figura siguiente:

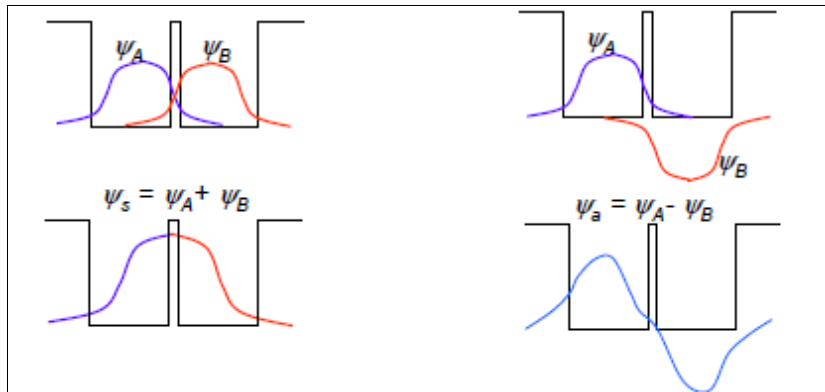


Figura 17. Representación de dos átomos cuando se aproximan.

Si ahora determinamos las densidades de probabilidad para ambas situaciones, la densidad $|\psi_s|^2$ es distinta que la $|\psi_a|^2$. Esto significa que en el primer caso la probabilidad de encontrar al electrón entre los dos átomos es alta, mientras que en el segundo caso es mínima. Esto da lugar a dos situaciones energéticas distintas. *Por lo tanto, ahora con dos átomos, obtenemos dos niveles de energías diferentes.*

La densidad electrónica en la importante región interatómica depende de que la eigenfunción espacial sea simétrica o antisimétrica cuando los átomos se encuentran próximos entre sí, de manera que las funciones de onda de los átomos individuales se traslapen. Lo que indica que un nivel de energía dado del sistema se divide en dos niveles de energía distintos cuando empieza el traslape, y la división de niveles aumenta a medida que la separación entre los átomos disminuye.

Como hemos visto, si los átomos están muy separados la energía de un nivel particular es la misma en cada átomo. Cuando los átomos se aproximan entre sí, el nivel de energía en cada átomo cambia debido a la influencia del otro átomo. Lo que se ha mostrado para dos átomos se podría haber hecho para tres, cuatro, o N átomos.

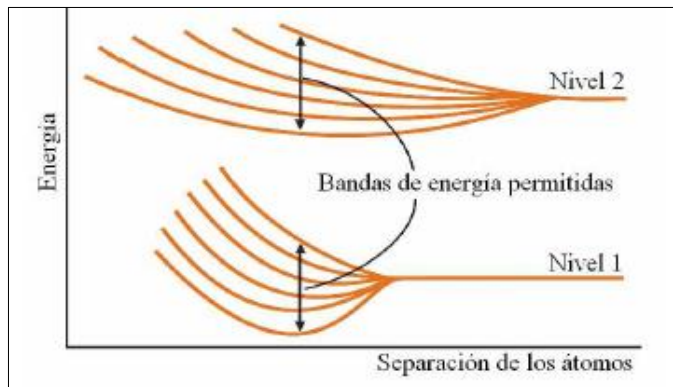


Figura 18. Esquema de la formación de las “bandas de energía” en función de la distancia interatómica.

Dos átomos idénticos, apartados entre sí una distancia considerable, no interactúan y sus niveles de energía electrónica corresponden a la de átomos aislados. En los sólidos cristalinos, por el contrario, la distancia entre moléculas (o átomos) es muy pequeña (del orden de algunos angstroms), por lo que su interacción es considerable y no pueden ser consideradas como aisladas. Su separación es comparable con el tamaño molecular, y la intensidad de las fuerzas que las mantienen unidas es del mismo orden de magnitud que las fuerzas que ligan a los átomos para formar moléculas. Cuando una gran cantidad de átomos se unen (N), como ocurre en las estructuras sólidas, el solapamiento de un gran número de orbitales atómicos conduce a un número de orbitales de valencia tan grande que se encuentran muy próximos en energía y que forman virtualmente lo que se conoce como una banda. En un sólido, N es un número muy grande, del orden de 10^{22} átomos por cm^3 , de modo que cada nivel energético se divide en un número muy grande de niveles, llamados banda de energía. Los niveles energéticos de los electrones de las capas internas prácticamente no son afectados pero, en cambio, los de las capas externas se desdoblan, pues son compartidos por varios átomos.

En la **figura 19** se muestra un esquema del desdoblamiento de niveles de energía de un conjunto de N átomos que forman un cristal, en función de la separación r entre átomos próximos. La separación entre niveles depende de la

distancia interatómica r y dado que en un cristal son muchos los átomos que interactúan, un nivel se desdobra en varios, dando origen a las ya mencionadas “bandas de energía”. En dicha **figura 19**, la zona de la derecha corresponde a átomos muy separados entre sí, prácticamente aislados. Esta situación se mantiene hasta que la distancia entre átomos es del orden del diámetro de las órbitas externas que corresponden a los niveles de mayor energía. Al irse aproximando, aún más, los átomos podremos decir que los electrones comienzan a pertenecer al conjunto de átomos y la especificación de su estado deberá hacerse en función de un parámetro que tenga en cuenta la estructura cristalina.

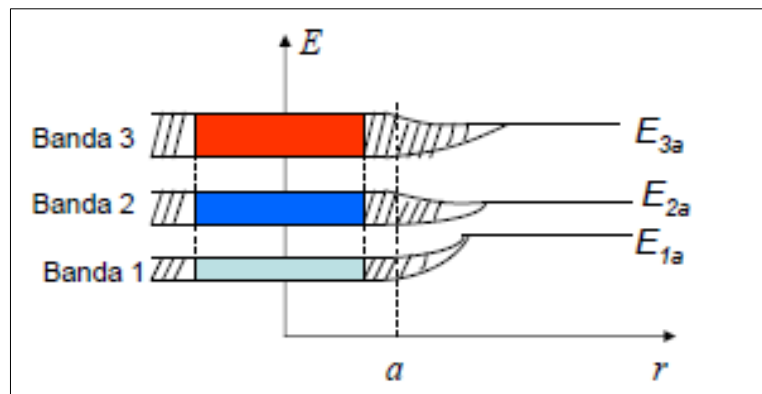


Figura 19. Bandas de energía en un sólido cristalino en función de la distancia interatómica.

Puede observarse en el esquema anterior que las bandas de más baja energía, correspondiente a los niveles de menor energía del átomo en la red, son más estrechas y están llenas de electrones ligadas al átomo, por lo que se desdoblaron menos que las bandas de energía más altas donde los electrones de los orbitales atómicos más externos se solapan, formando así, una banda más ancha.

Desde el punto de vista de la conducción sólo nos interesan las dos últimas bandas. Estas se conocen como banda de valencia (BV) y banda de conducción (BC), separadas por un intervalo de valores de energías no permitidos para los electrones del sólido, denominada banda prohibida (BP).

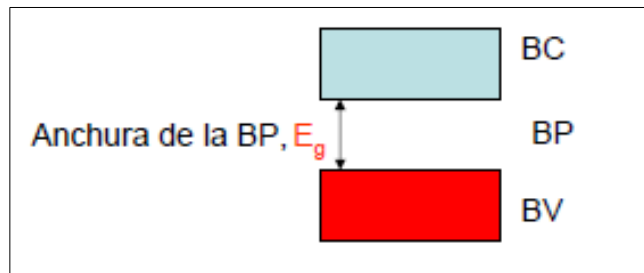


Figura 20. Diagrama de bandas de un sólido.

El ancho de la BP se suele expresar en eV y es una característica muy importante de los materiales.

La BV es la banda de energía más alta que contiene electrones. Puede estar completamente o parcialmente llena de electrones, dependiendo del tipo de átomo y enlace del sólido. Por debajo de la BV todas las bandas están ocupadas por electrones ligados a los átomos y no participan en procesos de conducción. La BC es aquella que posee estados libres de energía, por lo que pueden ser ocupados por electrones.

Cada banda permitida contiene un número finito de niveles de energía. De acuerdo con el Principio de Exclusión de Pauli, en cada nivel solo puede haber dos electrones con espines dirigidos en sentidos opuestos. Si el número de electrones que hay en el cristal es limitado, las bandas energéticas que estarán ocupadas por electrones resultan ser solamente las de más baja energía. Las demás bandas estarán vacías.

Los electrones en un sólido pueden estar en la banda de valencia, es decir, orbitando en su capa más externa, o en la banda de conducción, libremente. Cuando el electrón está libre, puede viajar o trasladarse entre los espacios interatómicos dando origen a la corriente eléctrica.

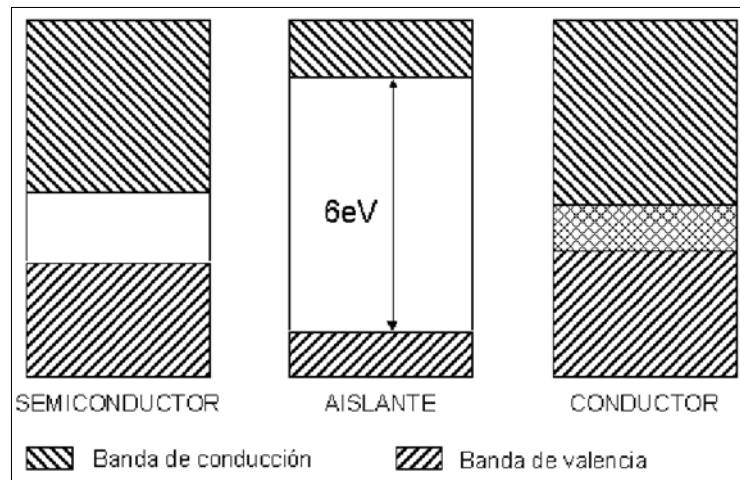


Figura 21. Representación esquemática de un semiconductor, aislante y conductor según la teoría de bandas

La creación de defectos en un cristal contribuye en la modificación de sus propiedades ópticas, por lo que estos defectos pueden provocar la aparición del fenómeno de luminiscencia.

2. Fenómeno de luminiscencia

Es el fenómeno que experimentan algunos materiales capaces de absorber energía, almacenarla y de volver a emitirla en forma de luz visible, infrarrojo o ultravioleta. La capacidad de almacenar la radiación es importante en dosimetría luminiscente y se asocia generalmente con la presencia de activadores (impurezas y defectos estructurales). Los fenómenos de luminiscencia reciben su nombre según el tipo de energía empleada para llevar a cabo el proceso de excitación que dará lugar a la emisión de la energía almacenada.

El proceso de luminiscencia ocurre en dos etapas:

- Primera etapa: *absorción de radiación ionizante por un material aislante o un semiconductor.*

La irradiación al material luminiscente produce la liberación de electrones libres y huecos. Estos electrones libres viajan a través del sólido hacia la banda de conducción, en la cual permanecen por un periodo de tiempo corto.

Dichos electrones pueden quedar atrapados en los defectos (estados metaestables), **figura 22 (a)**, o regresar a la banda de valencia recombinándose ya sea radiactivamente (fluorescencia) o no radiactivamente con los huecos, **figura 22 (b)**.

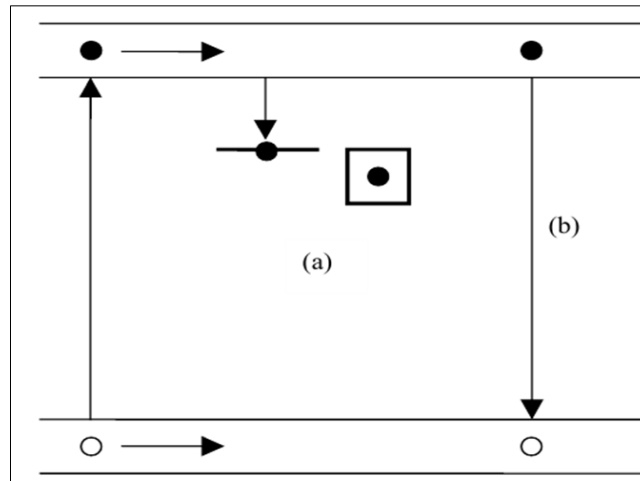


Figura 22. Representación esquemática de lo que ocurre al irradiar un material luminescente.

- Segunda etapa: *Estimulación de la muestra. Excitación de los estados metaestables.*

Tras la estimulación de la muestra, mediante un agente externo, los electrones atrapados en los estados metaestables adquieren la suficiente energía para escapar de las trampas a la banda de conducción. Ahora, los electrones pueden ser reatrapados en defectos, **figura 23 (a)**, o pueden regresar a la banda de valencia y recombinarse radiactiva (emisión de luz) o no radiactivamente con huecos, **figura 23 (b)**.

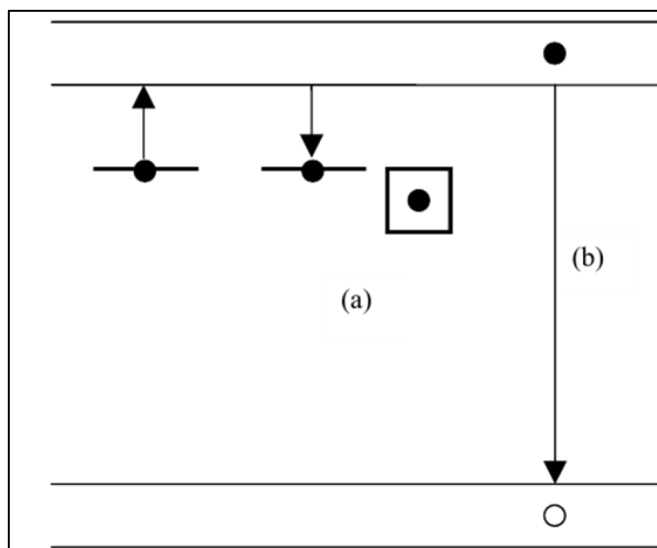


Figura 23. Estimulación de la muestra.

Si la excitación de los estados metaestables es observada bajo condiciones de incremento constante de temperatura, entonces, el proceso se denomina *Termoluminiscencia*, o emisión de luz térmicamente estimulada.

Cuando la muestra es estimulada con radiación de longitud de onda apropiada, de tal forma que la absorción de la energía cause la liberación de los portadores de carga y con ellos la emisión de luz, entonces el proceso es conocido como *Luminiscencia Ópticamente Estimulada (OSL)*.

En la OSL, la intensidad de la luminiscencia emitida está relacionada con la velocidad a la cual el sistema regresa al equilibrio. Dicha velocidad está en función de la concentración de cargas atrapadas. En el más simple de los casos, la velocidad es linealmente proporcional a la concentración de cargas atrapadas.

3. Dosimetría con tecnología OSL

Oxido de aluminio dopado con carbono $O_2Al_3:C$ como material para la Luminiscencia Ópticamente Estimulada.

La introducción de $Al_2O_3:C$ abrió la posibilidad de aplicaciones prometedoras para mediciones de gran sensibilidad, por lo que es un fuerte candidato a dosis bajas. El $\alpha-Al_2O_3:C$, ha sido ampliamente utilizado como material para la dosimetría

de termoluminiscencia (TLD) y, recientemente, para la dosimetría de la luminiscencia estimulada ópticamente (OSLD). Dado que $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ya es uno de los materiales TL más sensibles, no es sorprendente encontrar que su sensibilidad OSL sea excepcionalmente alta.

- *Estructura del Al_2O_3*

El óxido de aluminio presenta diversas formas polimórficas, siendo todas ellas metaestables, a excepción de su fase de alta temperatura, $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$.

El $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$, o corindón, es la única fase termodinámicamente estable del óxido de aluminio. Esta fase presenta una elevada dureza, siendo el mineral más duro existente después del diamante. El $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ cristaliza en el sistema hexagonal-romboédrico.

Su red cristalina representa un empaquetamiento hexagonal compacto de iones O^{2-} , en el que dos tercios de los huecos octaédricos formados por cada seis iones O^{2-} están ocupados por los iones Al^{3+} .

En la figura que sigue, se muestra una sección de la estructura cristalina, donde la capa doble de aluminio (Al) se encuentra entre dos monocapas de oxígeno (O).

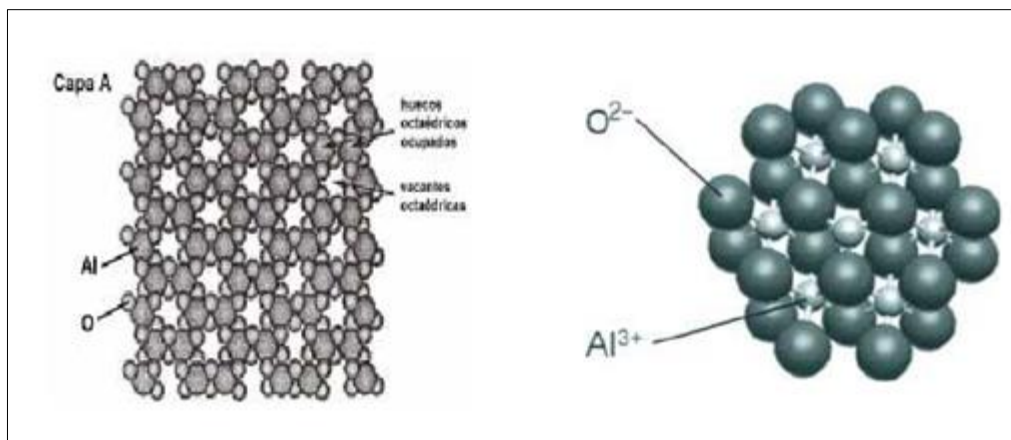


Figura 24. Sección de la estructura cristalina del óxido de aluminio.

Se puede observar cómo los Al quedan rodeados por seis O (tres de la capa superior y tres de la capa inferior) que forman los huecos octaédricos.

Por otro lado, un tercio de los huecos octaédricos de la estructura quedan vacías (vacantes). Las vacantes de oxígeno, tanto neutrales como cargadas (F, F+ y F- grupos de centros), juegan un papel importante como centros de luminiscencia. La existencia de F+, en particular, es esencial para una emisión OSL eficiente, puesto que desempeñan el papel de centros de recombinación de electrones, dando lugar a los F centros excitados.

El Al_2O_3 utilizado para la fabricación de dosímetros por estimulación óptica, es en forma de polvo. Para un material de dosimetría de alta calidad, es necesario crecer el material en una atmósfera reductora en presencia de carbono.

Como resultado, las impurezas de carbono, actúan como catalizadores para la formación de centros vacantes de oxígeno. El óxido de aluminio dopado con carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) presenta una alta sensibilidad para dosimetría, una respuesta lineal con la dosis en varios órdenes de magnitud y los procesos de lectura suponen una pérdida de señal muy baja.

A continuación, un modelo generalizado usado para describir los procesos de OSL con $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ se muestra en la figura siguiente:

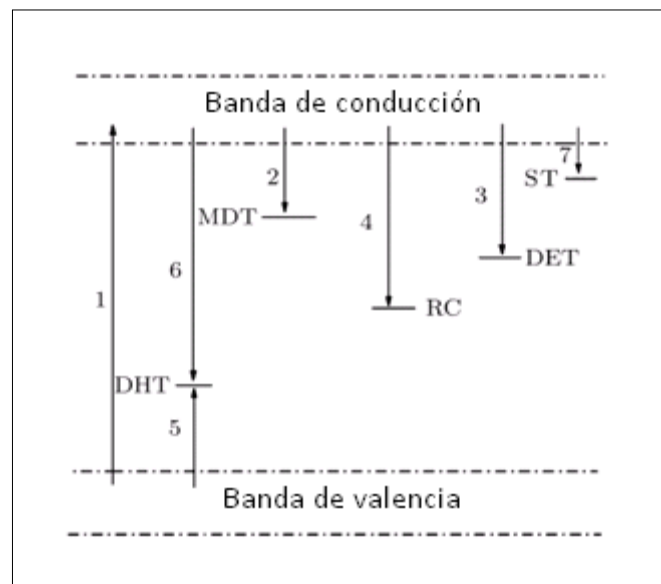


Figura 25. Esquema de bandas que representa el modelo generalizado usado para describir los procesos de OSL con $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$.

Donde:

MDT = principal trampa dosimétrica.

DET = trampa profunda de electrones.

DHT = trampa profunda de huecos.

RC = centro de recombinación (F \pm centros).

ST = trampas poco profundas.

Los procesos de OSL pueden describirse considerando sólo los niveles asociados con la trampa principal dosimétrica (MDT) y el centro de recombinación (RC).

El proceso puede ser descrito de la manera siguiente:

- La irradiación crea pares electrón-hueco (transición 1)
- Los electrones son atrapados, ya sea en el MDT (transición 2) o se recombinan con F \pm centros en RC (transición 4), creando un centro F.
- Los agujeros libres generados durante la irradiación son capturados por los centros F.
- Por medio de una estimulación óptica los electrones son liberados de la MDT, regresan a la banda conducción para luego recombinarse con los F \pm centros, lo que resulta en una onda de alrededor de 410 nm.

Con el fin de explicar la dosis-respuesta OSLD y cambios de sensibilidad, otros tres niveles son introducidos: trampas de electrones profundas (DET), trampas de huecos profundos (DHT) y trampas superficiales (ST).

Los huecos libres pueden ser capturados por la DHT (transición 5). Los electrones también pueden ser atrapados por DET (transición 3) y ST (transición 7) o se combinan con los agujeros en DHT (transición 6).

Dos ST se han identificado en α - Al₂O₃:C, uno a 260 °K y otro a 310 °K, pero sólo este último tiene relevancia a temperatura ambiente.

La señal OSL se induce cuando las cargas liberadas ópticamente de las principales trampas dosimétricas, se recombinan con $F\pm$ centros y producen la emisión observada en una onda de $\approx 410 - 420$ nm.

Las trampas profundas contribuyen directamente sólo en $\approx 2 - 3$ % de la señal OSL, cuando se estimula con longitudes de onda en la región verde. La disminución de la longitud de onda aumenta la contribución de estas trampas profundas con, aproximadamente, 10% de la señal procedente de las trampas profundas cuando se estimula con una onda de ≈ 465 nm.

El grado de vaciado de las trampas, causada por estimulación óptica, es independiente de la dosis absorbida, para la misma energía de estimulación óptica. Esto permite una relectura de la dosis absorbida, por lo que la lectura se puede realizar varias veces manteniendo una precisión suficiente para la dosimetría personal.

- *Proceso de lectura*

Cuando la radiación incide sobre el dosímetro excita a los electrones de la red cristalina, haciendo que queden atrapados en las llamadas “Trampas Dosimétricas” de la propia red. Para llevar a cabo el proceso de evaluación de la dosis, el dosímetro a evaluar, es colocado en un lector (**ver figura 26**), en donde, a través de una fibra óptica es iluminado con luz láser en la región del verde (entre 500 y 550 nm); esta luz hace que algunos de los electrones atrapados regresen a su estado base, emitiendo luz en la región del azul (alrededor de 450 nm). Luego, la luz emitida es captada nuevamente por una fibra óptica y reflejada en un separador de haces hacia el fotomultiplicador para su conversión en señal eléctrica. Esta señal es proporcional a la dosis recibida y a la energía óptica suministrada en el proceso de lectura.



Figura 26. Equipo en donde se lleva a cabo el proceso de evaluación de dosis en los dosímetros. Lector microStar.

No es necesario estimular toda la carga atrapada para producir una señal de luminiscencia detectable. De tal manera, se genera un residuo de la carga atrapada que puede ser estimulada una segunda o tercera vez, etc; con lo que se puede lograr una serie subsecuente de lecturas de acuerdo a la necesidad de verificación de dosis.

Existen tres tipos de OSL: la OSL de onda continua (CW-OSL), donde se ilumina el material irradiado con una fuente de luz de intensidad constante y simultáneamente la luminiscencia emitida durante la estimulación es monitoreada. También está el tipo de OSL de modulación lineal (LM-OSL), en la cual la intensidad es incrementada linealmente con el tiempo (este método es útil para distinguir entre la señal OSL procedente de diferentes trampas). Por último la OSL pulsada (POSL), aquí se utiliza una fuente de luz pulsada para estimular, la cual es de frecuencia constante y de anchura apropiada para el tiempo de vida de la luminiscencia.

La señal OSL se detecta normalmente usando un tubo fotomultiplicador (PM). Tubos PM son todavía los detectores de luz más sensibles y se utilizan en la mayoría de los sistemas de medición de luminiscencia.

La forma más común de obtener una señal OSL es iluminar la muestra con una fuente de luz de intensidad constante (CW-OSL). Se usa un láser y un monocromador (o filtro) para determinar una longitud de onda de estimulación particular. La emisión de luminiscencia se controla continuamente mientras la estimulación, con un haz, está encendida y filtros de banda estrecha se utilizan para discriminar entre la luz de estimulación o excitación y la luz de emisión, con la finalidad de evitar que la luz dispersada de la estimulación entre en el proceso de lectura.

Una descripción sencilla de OSL de onda continua para un proceso de recombinación de primer orden es dado por la siguiente ecuación:

$$\int_0^{\infty} I_{OSL}(t)dt \propto \int_0^{\infty} n_0 \sigma \emptyset e^{-\emptyset \sigma t} dt = n_0 \quad (1)$$

Donde \emptyset el flujo de fotones incidente y σ la probabilidad de fotoionización por unidad de tiempo por átomo. En ese modelo la tasa de decaimiento de la curva OSL depende solo de σ y de \emptyset , y no de n_0 , lo que indica que la forma de la curva OSL no cambia con la dosis. Por otro lado, la área total bajo la curva OSL depende solo de n_0 (no depende de σ ni de \emptyset) tal y como lo expresa la ecuación antes descrita.

Lo antes mencionado significa que, el área total bajo la curva OSL o el número total de fotones emitidos no es afectado por cambios en la intensidad de estimulación. Lo que tiene gran impacto práctico para dosimetría ya que para un detector OSL ideal, estimulado con intensidad constante, la dosis absorbida siempre estará relacionada a la curva OSL integrada por cualquier periodo de tiempo fijo.

Por ejemplo, si elegimos la señal OSL “ s ” como el total de las cuentas en el primer segundo de estimulación, “ s ” será proporcional a la dosis absorbida. Si la señal OSL durante este primer segundo de estimulación proporciona suficiente sensibilidad y precisión, la estimulación puede ser interrumpida, dejando las cargas atrapadas restantes disponibles para una futura lectura. Por lo tanto, dependiendo de la intensidad de estimulación y de la duración, una parte significativa de la

información almacenada en el detector puede ser preservada para futura re-evaluación de la dosis absorbida, haciendo los detectores OSL re-leíbles [16].

- *Factor de calibración del lector y coeficientes de corrección.*

La calibración del lector establece una relación conocida entre la señal detectada y el valor de referencia para la cantidad de interés, mientras que los coeficientes de corrección de elementos son usados para tomar en cuenta las variaciones en la sensibilidad del detector [16].

Por conveniencia, la calibración del lector es establecida sobre bases regulares utilizando una fuente local conocida, como por ejemplo, rayos gamma de ^{60}Co o ^{137}Cs [id].

La calibración del lector se efectúa dividiendo la cantidad de dosímetros en dos grupos: los dosímetros de calibración y los dosímetros de campo. Los dosímetros de calibración son de uso exclusivo para la calibración del lector, mientras que los dosímetros de campo son utilizados para el rutinario monitoreo de niveles de radiación en áreas o individual [id].

El factor de calibración del lector (FCL_i) para un elemento de dosímetro específico i , puede ser definido como:

$$FCL_i = \frac{\langle S_i \rangle}{L} \quad (2)$$

Donde S es el promedio de la señal en el elemento i (corregido adecuadamente por el fondo debido al instrumento) sobre dosímetros de calibración expuestos a la fuente local con una dosis conocida o tiempo de irradiación L .

Por lo tanto si se tiene un dosímetro irradiado en condiciones desconocidas, podemos encontrar la dosis o el tiempo de exposición (L) a la fuente local que deberá producir una señal en el elemento i (dosímetro) idéntico a la señal medida [id].

$$L_i = \frac{ecc_i S_i}{FCL_I} \quad (3)$$

Donde ecc_i representa los coeficientes de corrección por elemento para los dosímetros de campo y S_i son las señales en el elemento i del dosímetro de campo.

Para establecer la conexión entre L_i y la cantidad de interés, se necesita un conjunto de dosímetros para ser irradiados bajo condiciones apropiadas para el tipo particular de dosímetro. El factor de calibración a_i para el elemento i puede ser obtenido por:

$$a_i = \frac{C}{\langle L_i \rangle} \quad (4)$$

Donde C es el verdadero valor convencional de la cantidad, por ejemplo dosis equivalente personal $H_p(10)$, y $\langle L_i \rangle$ es el promedio de L_i para el elemento i sobre todos los dosímetros irradiados. Para un dosímetro irradiado bajo condiciones de referencia idénticas con una dosis desconocida, la cantidad de interés puede ser estimada basándonos en el factor de calibración a_i y los valores L_i . Para los dosímetros irradiados en otras condiciones que las condiciones de referencia, el algoritmo necesita combinar los valores indicados de los diferentes elementos para evaluar la energía promedio del campo de fotones, el componente beta y el componente de neutrones, y aplicar las apropiadas correcciones y factores de calibración [id].

- *Calibración y cálculo de la dosis del sistema de lectura microStar.*

La calibración de los detectores puede ser realizada utilizando un conjunto de dosímetros de calibración (pre-irradiados) que son entregados junto con el lector, como es el caso del lector microStar (**ver figura 26**), en donde la expresión utilizada para determinar el factor de calibración en el modelo lineal de respuesta de dosis es:

$$CF = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \frac{1}{E_j S_j} \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N C_i - B_{prom} \right) \quad (5)$$

Donde:

CF , Es el factor de calibración.

B_{prom} , El fondo promedio de control.

C_i , es la cuenta para la ventana en la posición i .

N , número de posiciones de lectura por dosímetro.

S_j , sensibilidad del dosímetro j .

E_j , dosis por dosímetro j .

M , numero de dosímetros calibrados.

El fondo promediado viene dado por la siguiente expresión:

$$B_{prom} = \frac{1}{L} \sum_{j=1}^L \left(\frac{1}{S_j N} \sum_{i=1}^N C_i \right) \quad (6)$$

Donde L es el número de dosímetros de control y la dosis control viene dado por B_{prom}/CF [16].

CAPITULO 3. RADIACIÓN NATURAL O DE FONDO.

Las radiaciones que son parte de la naturaleza se denominan radiación de fondo y proviene principalmente de 4 fuentes. La primera fuente es la radiación cósmica, que provienen del exterior de la atmosfera, la cual se origina en las reacciones nucleares que ocurren en el sol y las estrellas del universo. Se ha estimado que la dosis equivalente promedio proveniente de la radiación cósmica es de 0,27 mSv/día/persona [12]. Estos valores de dosis equivalentes son valores promedios, que pueden variar de manera marcada. Los individuos que viven a gran altitud están expuestos a mayor dosis de radiación cósmica.

Pero no toda la radiación de fondo es extraterrestre, ya que en el interior y en la superficie del planeta existen núcleos radiactivos que, desde que fueron creados al formarse el sistema solar, emiten espontáneamente diferentes formas de radiación. Afortunadamente, la mayoría de los radioisótopos tienen vida media corta. Desde el tiempo de la formación de nuestro planeta, la mayoría de los radioisótopos se han transformado en isótopos estables. Sin embargo, algunos radioisótopos con vida media extremadamente larga todavía persisten en el ambiente. Los ejemplos más comunes son:

^{232}Th Thorio, (Th) vida media = $1,4 \times 10^{10}$ años

^{237}Np Neptunio, (Np) vida media = $2,14 \times 10^6$ años

^{238}U Uranio, (U) vida media = $4,5 \times 10^9$ años

^{235}U Uranio, (U) vida media = $7,0 \times 10^8$ años

^{40}K Potasio, (K) vida media = $1,3 \times 10^9$ años y ^{87}Rb Rubidio (Rb) con una vida media = $4,8 \times 10^{10}$ años [id].

Cada uno de estos isótopos, produce isótopos hijos a medida que ellos decaen, lo cual también contribuye a la radiación ambiental basal.

Estas fuentes terrestres contribuyen en promedio 0,28 mSv a las dosis equivalentes de radiación natural de fondo [id].

La tercera fuente radioactiva natural proviene de los isotopos que se acumulan de forma natural en el cuerpo al ser ingeridos con los alimentos y una vez depositados internamente constituyen una dosis equivalente promedio anual de 0,4 mSv. Los isotopos principales son: ^{40}K Potasio (K), ^{210}Pb Plomo (Pb), ^{210}Po Polonio (Po) y ^{14}C Carbono (C) [id].

La cuarta y última fuente de exposición es la acumulación de los elementos que ingresan al organismo por las vías respiratorias, entre ellos se encuentran el uranio, el torio y los isótopos polonio-210 y plomo-210. Todos estos elementos son sólidos y su inhalación ocurre al respirar partículas de polvo a las cuales se han adherido. Pero la fuente principal de irradiación interna la constituye la inhalación del gas radón. El radón es un gas radioactivo producido durante el decaimiento del uranio. Debido a que el radón y muchos de sus subproductos hijos emiten partículas alfa, la dosis de radiación se limita a la cubierta del pulmón o al epitelio bronquial. El epitelio bronquial puede recibir dosis tan altas como 24 mSv/por año. Esto es equivalente a una dosis total equivalente al cuerpo entero de 2 mSv [id].

Debido a lo antes expuesto podemos decir que una persona promedio recibe una dosis total equivalente de 3 mSv por año, proveniente de todas las fuentes naturales de radiación. Estos valores de dosis equivalentes son valores promedios, que pueden variar de manera marcada [id].

En general, las dosis equivalentes ocupacionales en el personal del área de salud pueden mantenerse en niveles muy inferiores a los observados en la radiación de fondo natural. A través de un programa adecuado, bien implementado, que se adhiera a los principios ALARA, es posible mantener el 90% de todas las dosis equivalentes por debajo de 3 mSv/año [id].

CAPITULO 4. MÉTODOS Y MATERIALES

En este capítulo se detallan los materiales y métodos utilizados para llevar a cabo las determinaciones experimentales de las distintas cantidades involucradas.

Lugar de realización del trabajo:

Departamento de Física Médica del Servicio de Radioterapia Oncológica La Trinidad. Grupo GURVE. Centro Médico Docente la Trinidad. Baruta. Estado Miranda.

4.1. MATERIALES EMPLEADOS PARA LLEVAR A CABO LA INVESTIGACIÓN.

4.1.1. Acelerador lineal

Acelerador lineal de electrones de uso médico (LINAC) modelo Clinac iX versión Trilogy de la Varian Medical Systems. Con la posibilidad de emitir haces de fotones y electrones de alta energía para la administración de tratamientos radiantes. Las energías de operación son, en el caso de haces de electrones de 4, 6, 9, 15 y 18 MeV y dos energías de fotones producidas con potencial de aceleración de 6 y 18 MV (**ver figura 27**).

El equipo cuenta con la instalación de un colimador multiláminas (CML) modelo millenium 120, con un total de 120 láminas, de las cuales 40 pares opuestos de láminas se encuentran en la parte central con 0,5 cm de ancho y 10 cm de largo. Las láminas de los extremos miden 1 cm de ancho, de manera que el conjunto completo se encuentra dispuesto en dos carriles colocados uno al frente del otro (**ver figura 28**). Para reducir la fuga entre las láminas, cada una de ellas está enlazada con la lámina vecina y su movimiento está controlado por un pequeño motor eléctrico manejado por software.

Este equipo es capaz de entregar tratamientos con técnicas de Radioterapia Conformada en tres Dimensiones, Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (VMAT). En el caso de IMRT la tasa de dosis a la cual opera el equipo para todas las energías es de 300

UM/min en el isocentro y la técnica de entrega de tratamiento es dinámica o de ventana deslizante.

También fue empleado un medio dispersor, el cual se colocó sobre la camilla del mencionado acelerador durante todos los procedimientos de medida, de manera de simular al paciente en tratamiento.



Figura 27. Clinac iX versión Trilogy de la Varian Medical Systems.

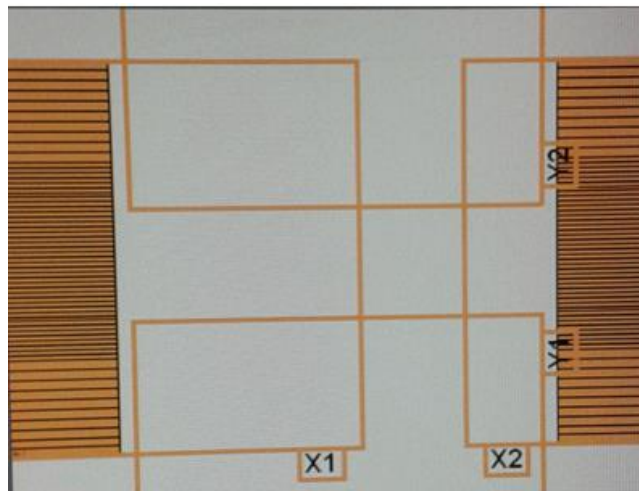


Figura 28. Representación de las mandíbulas (X, Y) y del Colimador multiláminas.

4.1.2. Dosímetros por estimulación óptica OSLD

La empresa Física Medica C.A, ubicada en la Av. Francisco de Miranda, Edif. Centro Plaza, Torre "A", Piso 9 y Oficina F. Los Palos Grandes, Edo. Miranda. Ofrece servicios de Dosimetría personal. El sistema dosimétrico empleado es modelo Inlight.

El sistema Inlight, desarrollado por Landauer, es la tecnología más avanzada en la detección de rayos x, gamma y beta para personas laboralmente expuestas que trabajan en radiodiagnóstico, medicina nuclear, radioterapia, plantas nucleares, industria, investigación, entre otros.

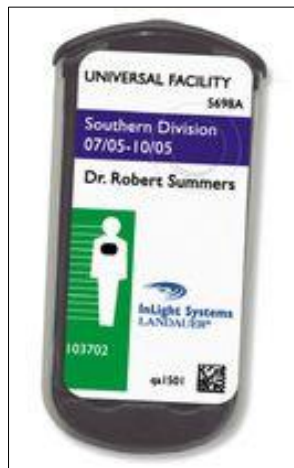


Figura 29. Dosímetro modelo Inlight

Los Dosímetros Inlight utilizan tecnología OSL. Constan de cuatro capas de óxido de aluminio dopado con carbono y cuatro filtros, ventana abierta, plástico, cobre y aluminio. También poseen un código de barras de identificación, código 2D de sensibilidad y etiquetas personalizadas (**ver figura 30**).

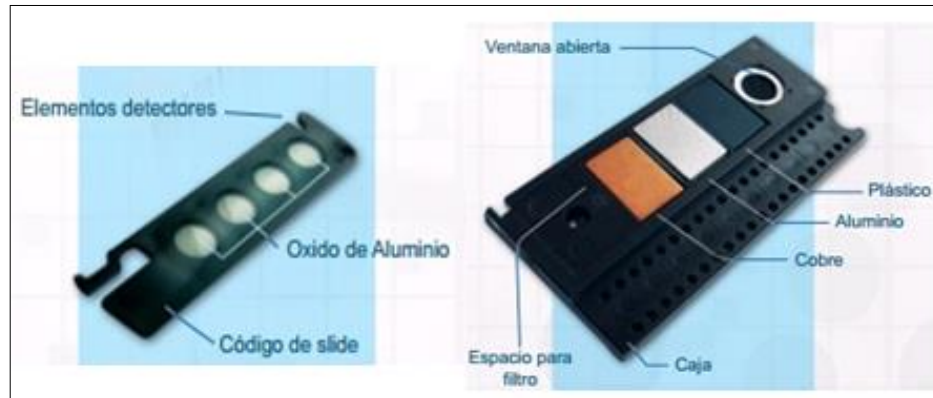


Figura 30. Filtros y elemento detector de los dosímetros modelo Inlight

- Lineal de 10 μSv (1mrem) hasta 10 Sv (1000 rem).
- Rango de energía de 5 KeV hasta 20 MeV.
- Reporte mínimo de rayos x, gamma y beta de 50 μSv (5 mrem).

4.1.3. Sistema de lectura microStar para OSLD Inlight. Nuclear Control.



Figura 31. Sistema de lectura OSLD Inlight.

Lector de dosímetros microStar o Lector manual de InLight (OSL). Consiste en un sistema de análisis electrónico, estimulando por LEDs. La lectura de cada detector es desarrollada utilizando un arreglo de 38 LEDs verdes operados en modo CW-OSL durante un periodo corto de tiempo $\sim 1\text{s}$.

Características:

- Lectura rápida. De 0 a 13 segundos por dosímetro. Llegando a 250 dosímetros por hora.
- Capacidad completa de re-análisis: Lecturas no destructivas que permiten verificación de dosis y posibilidad de archivos dosimétricos.
- No necesita estimulación a través del aumento de la temperatura (TLD).
- El lector verifica el código del dosímetro y lee automáticamente para hacer una evaluación directa de la dosis.

4.1.4. Detector portátil Geiger Muller

Geiger Muller marca NDS, modelo ND 3000, serial N° 37177. Este instrumento de medida fue enviado al Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica ubicado en el IVIC para realizar su calibración el 20 de septiembre de 2014. El rango de medida del instrumento es de 0 a 100000 $\mu\text{Sv/h}$ y posee 5 escalas con factores multiplicativos de la medida que van desde 0, 1 a 1000 (**Ver figura 32**).



Figura 32. Detector Geiger Muller.

El equipo debe tener un certificado de calibración vigente emitido por un laboratorio oficial de calibración y verificación; en este caso, para cada escala el detector posee un factor de corrección y un tiempo de respuesta el cual muestra la **tabla 5**.

Tabla 5. Factor multiplicativo y tiempo de respuesta por escala para cada medida.

Escala ($\mu\text{Sv/h}$)	Factor de escala	Tiempo de respuesta (s)
x 0,1 (0 – 10)	1,13	6
x 1 (0 – 100)	1,00	10
x 10 (0 – 1000)	0,94	9
x 100 (0 – 10000)	1,01	12
x 1000 (0 – 100000)	1,05	7

4.2. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

La presente investigación, desde el punto de vista metodológico, se plantea en los términos que se describen a continuación:

Se tomó un total de 40 pacientes tratados con cáncer de cabeza y cuello y con potencial acelerador de 6 MV, de los cuales 20 fueron planificados con técnica de IMRT dinámico y, los 20 restantes, con técnica de RapidArc.

A los efectos de llevar a cabo el procedimiento experimental de esta investigación se emplearon dos tipos de detectores: Geiger Müller y Dosímetros por Estimulación Óptica.

Debemos señalar, además, que para todas las medidas realizadas se colocó sobre la camilla del acelerador un medio dispersor, de manera de simular al paciente en tratamiento.

Los procedimientos correspondientes al uso de los mencionados detectores se especifican de la manera siguiente:

4.2.1. Medidas de tasa de dosis equivalente, empleando el detector portátil Geiger Müller

Se realizaron medidas de tasa de dosis equivalente a 0,5 cm de la puerta de acceso al bunker, en tres puntos de la sala de control y en el pasillo del bunker cercano donde se encuentra ubicado el LINAC 2100, mientras se entregaban tratamientos de IMRT de cabeza y cuello.

Las medidas fueron tomadas con el contador Geiger Müller y los puntos de medida son indicados por medio de "x" en la figura siguiente:

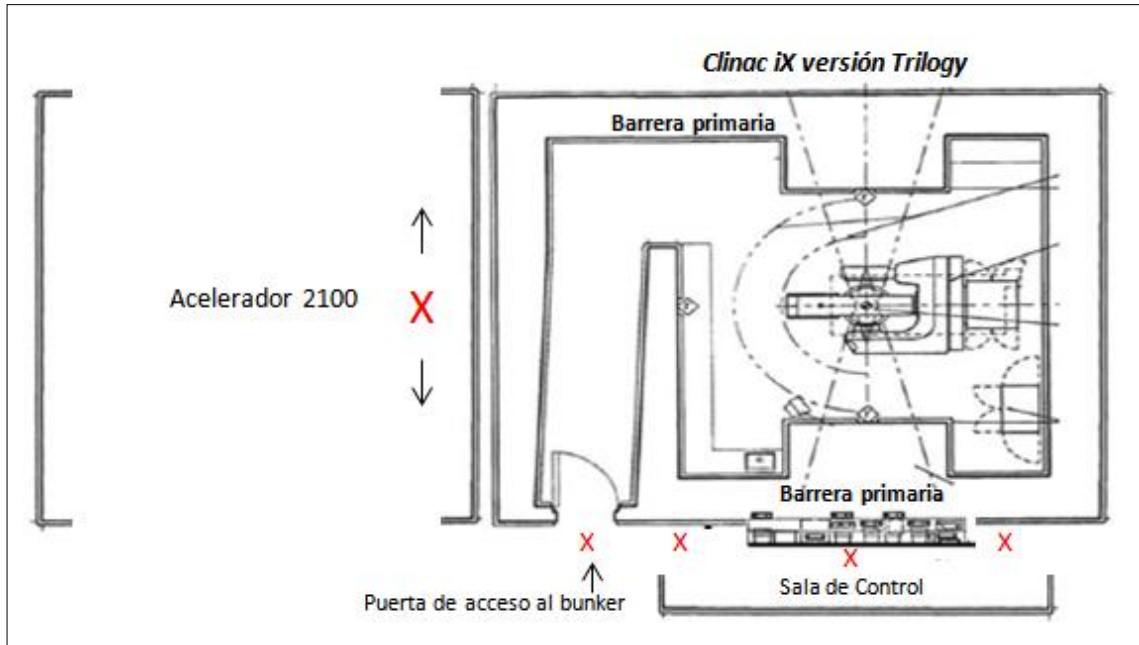


Figura 33. Distribución espacial de las áreas del servicio en donde fueron realizadas las medidas de tasa de exposición con el detector portátil Geiger Müller.

De la misma manera que en el procedimiento descrito anteriormente, fue medida la tasa de dosis equivalente a 0,5 cm de la puerta de acceso al bunker, en tres puntos de la sala de control y en el pasillo del bunker cercano donde se encuentra ubicado el LINAC 2100, con la diferencia de que en este caso las medidas fueron realizadas, mientras se entregaban tratamientos de RapidArc de cabeza y cuello.

Además de lo descrito anteriormente, es necesario señalar que, tanto para tratamientos de IMRT como de RapidArc, dichas medidas fueron llevadas a cabo en tres ocasiones, manteniendo siempre las mismas condiciones iniciales para, finalmente, promediar los resultados obtenidos y reportar una medida final.

4.2.2. Medidas de Dosis Equivalente, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD).

En la continuación del procedimiento experimental que se viene describiendo, en la metodología enunciada, se procedió a tomar una serie de medidas de dosis equivalente, pero en esta oportunidad, empleando dosímetros de estimulación óptica. Es importante señalar el hecho de que las mediciones a describirse, a continuación, se practicaron tanto dentro como fuera del bunker.

Para llevar a cabo dichas medidas se empleó un total de siete dosímetros por estimulación óptica, los cuales se identificaron por número y por ubicación específica, tal y como se muestra en la **figuras 34**. El séptimo dosímetro fue designado como testigo, habiendo permanecido en el departamento de física durante todos los procedimientos de medida.

En primer término, es de destacar que, tanto para las medidas realizadas fuera del bunker como dentro del mismo, una vez colocados los dosímetros en las posiciones indicadas en la **figura 34**, fueron entregados de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT. Luego de haber concluido el proceso de irradiación, se procedió con las lecturas de dichos dosímetros, reportándose los valores obtenidos. El proceso en referencia se efectuó en tres ocasiones, asegurándonos de que se mantuvieran las condiciones iniciales.

A los efectos de la aplicación de la técnica RapidArc, se destaca la utilización del procedimiento ya descrito; es decir, el que se refiere a la entrega de manera continua y, en tres oportunidades distintas, de 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV.

Es importante dejar constancia de que lo especificado anteriormente, tiene por objeto establecer una comparación entre las medidas reportadas de las técnicas ya mencionadas.

El esquema de la ubicación de los dosímetros fuera del bunker, **figura 34 (a)**, y dentro del bunker, **figura 34 (b)**, se presenta a continuación:

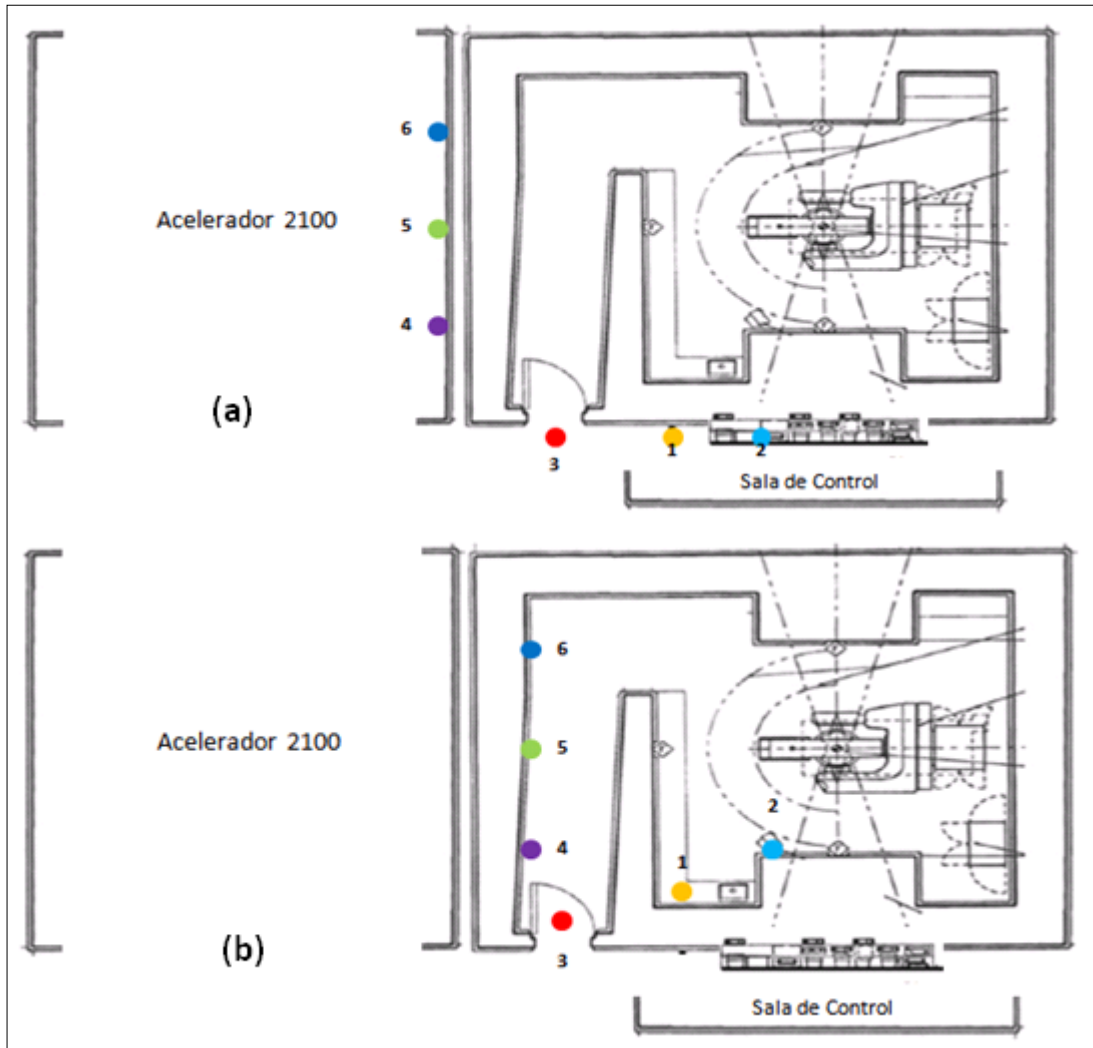


Figura 34. Ubicación de los dosímetros. (a) Fuera de bunker y (b) dentro del bunker.

CAPITULO 5. RESULTADOS Y ANÁLISIS

5.1. MEDIDAS DE TASA DE DOSIS EQUIVALENTE, REALIZADAS POR MEDIO DEL DETECTOR PORTÁTIL GEIGER MULLER.

Para realizar las medidas en los puntos indicados (**ver figura 33**) y poder así obtener el valor de la tasa de dosis con cierto rigor, es necesario -cuando menos-, seguir los pasos siguientes:

- Comprobar el correcto funcionamiento del equipo, verificando el estado de las baterías.
- Determinar el valor del fondo en un lugar representativo del área que va a ser medida.
- Mantener el equipo en la posición de medida durante, al menos, tres veces el tiempo de respuesta del instrumento.
- Tomar el valor de la medida del equipo y corregirlo con la incertidumbre dada por el certificado de calibración.

Unidad de medida: $\mu\text{Sv/h}$

ND* No detectable.

- Medida realizada en áreas ambientales fuera del Servicio de Radioterapia (GURVE La Trinidad).

Tabla 6. Lectura de fondo en áreas ambientales.

Lectura detectada ($\mu\text{Sv/h}$)
0,603 \pm 0,226

- Medida realizada en el departamento de Física del Servicio en cuestión.

Tabla 7. Lectura de fondo en el departamento de física.

Lectura detectada ($\mu\text{Sv/h}$)
0,452 \pm 0,226

5.1.1. **Técnica de Tratamiento:** Radioterapia de Intensidad Modulada de Ventana Deslizante (IMRT dinámico).

Tabla 8. Lecturas obtenidas, empleando el detector portátil Geiger Müller, mientras se entregaban tratamientos de IMRT. Para visualizar los puntos específicos de medida ver figura 33.

Puerta de acceso al bunker ($\mu\text{Sv/h}$)		0,326 \pm 0,226
Sala de control ($\mu\text{Sv/h}$)	Puerta	0,402 \pm 0,226
	Medio	0,552 \pm 0,226
	Final	0,449 \pm 0,226
Pasillo del bunker cercano ($\mu\text{Sv/h}$)		0,527 \pm 0,226

5.1.2. **Técnica de Tratamiento:** Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (RapidArc).

Tabla 9. Lecturas obtenidas, empleando el detector portátil Geiger Müller, mientras se entregaban tratamientos de RapidArc. Para visualizar los puntos específicos de medida ver figura 33.

Puerta de acceso al bunker ($\mu\text{Sv/h}$)	Sala de control ($\mu\text{Sv/h}$)			Pasillo del bunker cercano ($\mu\text{Sv/h}$)
	Puerta	Medio	Final	
0,678 \pm 0,226	0,678 \pm 0,226	0,226 \pm 0,226	0,565 \pm 0,226	0,678 \pm 0,226

5.2. MEDIDAS DE DOSIS EQUIVALENTE, REALIZADAS POR MEDIO DE DOSIMETROS DE ESTIMULACION OPTICA (OSLD)

- El dosímetro testigo se encontró ubicado en el Departamento de Física durante todos los procedimientos de medida.
- Lo reportado en las siguientes tablas, como “**lectura corregida**”, implica hacer la diferencia algebraica de la lectura de cada dosímetro con la reportada por el dosímetro testigo.
- Para cada técnica de tratamiento y ubicación de los dosímetros, dentro y fuera del bunker, las lecturas fueron realizadas en tres oportunidades

distintas (series), manteniendo las mismas condiciones iniciales, de manera de poder acercarnos al valor real por medio de la aplicación de un promedio entre las medidas obtenidas.

Las medidas a reportar a continuación, fueron tomadas en la forma que se indica:

5.2.1. Fuera del bunker

Cantidad operacional a medir: Dosis equivalente personal profunda, Hp (10), y superficial, Hp (0,07).

Unidades de medida: mSv

ND* No detectable.

1. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Intensidad Modulada de Ventana Deslizante (IMRT dinámico).

Tabla 10. Serie #1. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT.

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,07 ± 0,01	0,09 ± 0,01	Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
1	0,12 ± 0,01	0,06 ± 0,01	0,05 ± 0,02	ND
2	0,06 ± 0,01	0,02 ± 0,01	ND	ND
3	0,07 ± 0,01	0,05 ± 0,01	ND	ND
4	0,13 ± 0,01	0,13 ± 0,01	0,06 ± 0,02	0,04 ± 0,02
5	0,16 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,09 ± 0,02	0,05 ± 0,02
6	0,07 ± 0,01	0,03 ± 0,01	ND	ND

Tabla 11. Serie #2. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT.

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,04 ± 0,01	0,05 ± 0,01		
1	0,08 ± 0,01	0,13 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,08 ± 0,02
2	0,17 ± 0,01	0,19 ± 0,01	0,13 ± 0,02	0,14 ± 0,02
3	0,22 ± 0,01	0,22 ± 0,01	0,18 ± 0,02	0,17 ± 0,02
4	0,05 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,01 ± 0,02	ND
5	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	ND	ND
6	0,11 ± 0,01	0,11 ± 0,01	0,07 ± 0,02	0,06 ± 0,02

Tabla 12. Serie #3. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT.

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01		
1	0,14 ± 0,01	0,12 ± 0,01	0,10 ± 0,02	0,08 ± 0,02
2	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	ND	ND
3	0,12 ± 0,01	0,06 ± 0,01	0,08 ± 0,02	0,02 ± 0,02
4	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01	ND	ND
5	0,12 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,08 ± 0,02	0,06 ± 0,02
6	0,09 ± 0,01	0,09 ± 0,01	0,05 ± 0,02	0,05 ± 0,02

Tabla 13. Resultados obtenidos luego de promediar las lecturas de las tres series de medidas. Dosímetros ubicados fuera del bunker mientras se entregaban, de manera continua, 20 planes de tratamiento de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT.

Dosímetro	Lectura Promedio	
	Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
1	0,06 ± 0,02	0,05 ± 0,02
2	0,04 ± 0,02	0,05 ± 0,02
3	0,07 ± 0,02	0,07 ± 0,02
4	0,02 ± 0,02	ND
5	0,06 ± 0,02	0,04 ± 0,02
6	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02

2. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (RapidArc).

Tabla 14. Serie #1. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc.

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,05 ± 0,01	0,01 ± 0,01	Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
1	0,12 ± 0,01	0,12 ± 0,01	0,07 ± 0,02	0,10 ± 0,02
2	0,02 ± 0,01	0,03 ± 0,01	ND	0,02 ± 0,02
3	0,07 ± 0,01	0,06 ± 0,01	0,02 ± 0,02	0,05 ± 0,02
4	0,02 ± 0,01	0,03 ± 0,01	ND	0,02 ± 0,02
5	0,08 ± 0,01	0,08 ± 0,01	0,03 ± 0,02	0,07 ± 0,02
6	0,09 ± 0,01	0,07 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,06 ± 0,02

Tabla 15. Serie #2. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc.

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01		
1	0,05 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,01 ± 0,02	0,01 ± 0,02
2	0,05 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,01 ± 0,02	0,01 ± 0,02
3	0,06 ± 0,01	0,06 ± 0,01	0,02 ± 0,02	0,02 ± 0,02
4	0,10 ± 0,01	0,08 ± 0,01	0,06 ± 0,02	0,04 ± 0,02
5	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	ND	ND
6	0,05 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,01 ± 0,02	0,01 ± 0,02

Tabla 16. Serie #3. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc.

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,07 ± 0,01	0,05 ± 0,01		
1	0,09 ± 0,01	0,09 ± 0,01	0,02 ± 0,02	0,04 ± 0,02
2	0,14 ± 0,01	0,18 ± 0,01	0,07 ± 0,02	0,13 ± 0,02
3	0,13 ± 0,01	0,13 ± 0,01	0,06 ± 0,02	0,08 ± 0,02
4	0,09 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,02 ± 0,02	ND
5	0,09 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,02 ± 0,02	ND
6	0,11 ± 0,01	0,09 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02

Tabla 17. Resultados obtenidos luego de promediar las lecturas de las tres series de medidas. Dosímetros ubicados fuera del bunker mientras se entregaban, de manera continua, 20 planes de tratamiento de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con RapidArc.

Dosímetro	Lectura Promedio	
	Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
1	0,03 ± 0,02	0,05 ± 0,02
2	0,03 ± 0,02	0,05 ± 0,02
3	0,03 ± 0,02	0,05 ± 0,02
4	0,03 ± 0,02	0,02 ± 0,02
5	0,02 ± 0,02	0,02 ± 0,02
6	0,03 ± 0,02	0,04 ± 0,02

5.2.2. Dentro del bunker

1. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Intensidad Modulada de Ventana Deslizante (IMRT dinámico).

Tabla 18. Serie #1. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,27 ± 0,01	0,25 ± 0,01		
1	2,98 ± 0,01	2,98 ± 0,01	2,71 ± 0,02	2,73 ± 0,02
2	9,35 ± 0,01	9,17 ± 0,01	9,08 ± 0,02	8,92 ± 0,02
3	0,40 ± 0,01	0,38 ± 0,01	0,13 ± 0,02	0,13 ± 0,02
4	0,24 ± 0,01	0,24 ± 0,01	ND	ND
5	0,48 ± 0,01	0,42 ± 0,01	0,21 ± 0,02	0,17 ± 0,02
6	1,67 ± 0,01	1,62 ± 0,01	1,40 ± 0,02	1,37 ± 0,02

Tabla 19. Serie #2. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban de, manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT.

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,33 ± 0,01	0,31 ± 0,01		
1	2,81 ± 0,01	2,72 ± 0,01	1,48 ± 0,02	2,41 ± 0,02
2	9,29 ± 0,01	9,08 ± 0,01	8,96 ± 0,02	8,77 ± 0,02
3	0,38 ± 0,01	0,34 ± 0,01	0,05 ± 0,02	0,03 ± 0,02
4	0,37 ± 0,01	0,35 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02
5	0,58 ± 0,01	0,52 ± 0,01	0,25 ± 0,02	0,21 ± 0,02
6	1,34 ± 0,01	1,39 ± 0,01	1,01 ± 0,02	1,08 ± 0,02

Tabla 20. Serie #3. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de IMRT.

Dosímetro	Dosis profunda (mSv)	Dosis superficial (mSv)	Lectura corregida	
			Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
Testigo	0,35 ± 0,01	0,35 ± 0,01		
1	2,20 ± 0,01	2,81 ± 0,01	1,85 ± 0,02	2,46 ± 0,02
2	9,81 ± 0,01	8,80 ± 0,01	9,46 ± 0,02	8,45 ± 0,02
3	0,31 ± 0,01	0,31 ± 0,01	ND	ND
4	0,34 ± 0,01	0,32 ± 0,01	ND	ND
5	0,92 ± 0,01	0,87 ± 0,01	0,57 ± 0,02	0,52 ± 0,02
6	1,41 ± 0,01	1,39 ± 0,01	1,06 ± 0,02	1,04 ± 0,02

Tabla 21. Resultados obtenidos luego de promediar las lecturas de las tres series de medidas. Dosímetros ubicados dentro del bunker mientras se entregaban, de manera continua, 20 planes de tratamiento de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificadas con IMRT.

Dosímetro	Lectura Promedio	
	Profunda (mSv)	Superficial (mSv)
1	2,01 ± 0,02	2,53 ± 0,02
2	9,17 ± 0,02	8,71 ± 0,02
3	0,06 ± 0,02	0,05 ± 0,02
4	ND	ND
5	0,34 ± 0,02	0,03 ± 0,02
6	1,16 ± 0,02	1,16 ± 0,02

2. Técnica de Tratamiento: Radioterapia de Arcos Volumétricos de Intensidad Modulada (RapidArc).

Tabla 22. Serie #1. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc.

Dosímetro	Dosis profunda mSv	Dosis superficial mSv	Lectura corregida	
			Profunda mSv	Superficial mSv
Testigo	0,30 ± 0,01	0,30 ± 0,01		
1	0,88 ± 0,01	0,80 ± 0,01	0,58 ± 0,02	0,50 ± 0,02
2	1,86 ± 0,01	1,00 ± 0,01	1,56 ± 0,02	0,70 ± 0,02
3	0,34 ± 0,01	0,34 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02
4	0,51 ± 0,01	0,49 ± 0,01	0,21 ± 0,02	0,16 ± 0,02
5	0,36 ± 0,01	0,37 ± 0,01	0,06 ± 0,02	0,07 ± 0,02
6	0,50 ± 0,01	0,50 ± 0,01	0,20 ± 0,02	0,20 ± 0,02

Tabla 23. Serie #2. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc.

Dosímetro	Dosis profunda mSv	Dosis superficial mSv	Lectura corregida	
			Profunda mSv	Superficial mSv
Testigo	0,37 ± 0,01	0,37 ± 0,01		
1	1,50 ± 0,01	1,51 ± 0,01	1,13 ± 0,02	0,50 ± 0,02
2	5,40 ± 0,01	5,83 ± 0,01	5,03 ± 0,02	0,70 ± 0,02
3	0,50 ± 0,01	0,48 ± 0,01	0,13 ± 0,02	0,04 ± 0,02
4	0,38 ± 0,01	0,38 ± 0,01	ND	ND
5	0,10 ± 0,01	0,08 ± 0,01	ND	ND
6	0,60 ± 0,01	0,59 ± 0,01	0,23 ± 0,02	0,22 ± 0,02

Tabla 24. Serie #3. Resultados obtenidos, empleando dosímetros por estimulación óptica (OSLD), mientras se entregaban, de manera continua, 20 tratamientos de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con técnica de RapidArc.

Dosímetro	Dosis profunda mSv	Dosis superficial mSv	Lectura corregida	
			Profunda mSv	Superficial mSv
Testigo	0,36 ± 0,01	0,36 ± 0,01		
1	0,45 ± 0,01	0,61 ± 0,01	0,09 ± 0,02	0,25 ± 0,02
2	2,07 ± 0,01	1,60 ± 0,01	1,71 ± 0,02	1,24 ± 0,02
3	0,31 ± 0,01	0,31 ± 0,01	ND	ND
4	0,40 ± 0,01	0,40 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02
5	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	ND	ND
6	0,28 ± 0,01	0,29 ± 0,01	ND	ND

Tabla 25. Resultados obtenidos luego de promediar las lecturas de las tres series de medidas. Dosímetros ubicados dentro del bunker mientras se entregaban, de manera continua, 20 planes de tratamiento de cabeza y cuello con potencial acelerador de 6 MV y planificados con RapidArc.

Dosímetro	Lectura Promedio	
	Profunda mSv	Superficial mSv
1	0,60 ± 0,02	0,42 ± 0,02
2	2,77 ± 0,02	0,9 ± 0,02
3	0,06 ± 0,02	0,03 ± 0,02
4	0,08 ± 0,02	0,07 ± 0,02
5	0,02 ± 0,02	0,02 ± 0,02
6	0,14 ± 0,02	0,14 ± 0,02

5.3 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

Las nuevas modalidades de tratamiento con radioterapia son más complejas, requiriendo la existencia de un gran número de procedimientos y de un equipo interdisciplinario de profesionales involucrados en la planificación y realización de las mismas. En efecto, cuando se van a implementar nuevas técnicas de radioterapia, la calidad en las mismas, no solo está asociada a lograr que la dosis impartida sea lo más aproximada a la dosis de prescripción sino, también, a predecir sus consecuencias ocupacionales mediante la evaluación de los niveles de radiación, de manera que utilizando los medios de protección radiológica adecuados, las operaciones se realicen en las condiciones más seguras posibles y que impliquen los mínimos riesgos para los trabajadores expuestos (P.O.E), demostrando que el P.O.E y los miembros del público, en general, no están expuestos a niveles de radiación significativos como consecuencia de las operaciones realizadas en la Instalación.

Las medidas efectuadas en el presente trabajo se basaron en el monitoreo de las radiaciones ionizantes, siendo ésta la herramienta fundamental que contribuye a alcanzar los objetivos de la protección radiológica ocupacional; esto es, asegurar que en condiciones normales de trabajo no se superen los límites de dosis y reducir las exposiciones al nivel más bajo que, razonablemente, pueda alcanzarse.

En cuanto a los métodos de monitoreo ocupacional, vimos que pueden agruparse en dos categorías: los aplicados en los ambientes de trabajo y aquellos utilizados directamente sobre el individuo (dosimetría personal).

En el caso de las medidas realizadas en los ambientes de trabajo, por medio del detector portátil Geiger Müller, los resultados obtenidos de tasa dosis equivalentes durante la entrega de tratamientos tanto de IMRT como de RapidArc, reportados en las **tablas 8 y 9**, muestran que lecturas obtenidas corresponden al fondo natural existente en el ambiente, lo cual es posible constatar al comparar dichos resultados con el reportado en la **tabla 6**, en donde se encuentra tabulada la lectura de fondo obtenida en áreas ambientales fuera del servicio de radioterapia.

De la misma manera, puede observarse que los resultados obtenidos del monitoreo, realizado a través de los dosímetros por OSL en todos los puntos ubicados fuera del bunker, tanto para IMRT como para RapidArc, reportados en las **tablas 13 y 17**, corresponden a medidas de radiación de fondo.

La Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) con haces externos de fotones es una técnica universalmente aceptada en los tratamientos de radioterapia. Una característica de ésta es que la entrega de la radiación está asociada a un mayor número de unidades monitor, lo que implica una mayor contribución de fuga del cabezal y dispersiones en los colimadores con el consiguiente aumento de la dosis dispersa, lo que puede tener un impacto en la radioprotección del paciente, del público y del personal ocupacional.

La sala de tratamiento del Servicio de Radioterapia Oncológica La Trinidad, Grupo GURVE, alberga un acelerador lineal clínico modelo Clinac iX versión Trilogy de la Varian Medical Systems, con la capacidad de generar haces de fotones de 6 y 18 MV y de electrones con energías comprendidas entre 4 MeV y 18 MeV. Este equipo genera haces de fotones con dimensión máxima de 40 cm x 40 cm en isocentro. El diseño general de todas las barreras de la sala de tratamiento junto con sus estructuras aledañas, fue realizado en condiciones de máxima irradiación,

tomando en cuenta el uso del equipo radiante en la realización de tratamientos de radioterapia convencional y/o tratamientos radiantes con intensidad modulada (IMRT convencional); de manera de dar cumplimiento a los niveles de dosis ocupacionales estipulados en los protocolos ya establecidos. Por lo tanto, resultaba fácil predecir que los niveles de tasa de dosis equivalente y de dosis equivalente obtenidos, por medio del detector Geiger Müller y los OSLD respectivamente, en los distintos puntos seleccionados fuera de la sala de tratamiento, serian como consecuencia del fondo de radiación natural existente en el ambiente.

Por otro lado, en cuanto a la implementación de RapidArc (la cual es considerada como una forma avanzada de IMRT, técnica igualmente con aceptación universal), con la finalidad de evaluar el uso de esta técnica y verificar si se exceden los límites de dosis anuales recomendados para el P.O.E, fue también determinada experimentalmente la tasa de dosis equivalente y la dosis equivalente en puntos específicos fuera del bunker. Era de suponer que, debido a la disminución notable de las unidades monitor en esta técnica comparada con la IMRT convencional, los niveles de radiación detectados estarían por debajo de los obtenidos para dicha técnica de IMRT; sin embargo, el uso de una técnica de arco para entregar IMRT está en la implementación de un número sustancial de direcciones de haz mientras el haz de radiación gira ininterrumpidamente alrededor del paciente, en uno o varios arcos, además, a diferencia de la IMRT convencional, que emplea una tasa de dosis fija de 300 UM/min para la entrega de tratamiento, esta técnica permite la variación de la tasa de dosis para modular la fluencia del haz, pudiendo llegar hasta 600 UM/min en un determinado tratamiento.

Debido a lo expresado anteriormente, podría tener lugar un incremento de la radiación dispersa durante la entrega de la técnica en cuestión. Sin embargo, de acuerdo con los resultados obtenidos vemos que, nuevamente, estos no resultaron significativos comparados con las dosis límites estipuladas en los protocolos establecidos.

En cuanto a las medidas realizadas mediante dosímetros por OSL, dentro del bunker, durante la entrega de tratamientos de IMRT, vemos que el resultado obtenido de dosis equivalente en la posición 2, reportado en **la tabla 21**, fue de 9,17 mSv, mientras que en el caso de RapidArc el resultado obtenido fue de 2,77 mSv el cual fue reportado en la **tabla 25**. Se pudo evidenciar una disminución notable de la medida de dosis equivalente en el caso de RapidArc cuando ésta es comparada con la obtenida en IMRT convencional; esto, en virtud de que la posición 2 se halla ubicada en una barrera primaria y, por lo tanto, en el caso de IMRT convencional hay una incidencia directa del haz como consecuencia de que esta técnica utiliza múltiples haces de radiación que inciden desde varios ángulos de entrada estáticos o campos de intensidad modulada, mientras que en RapidArc el tratamiento es entregado en un arco continuo de intensidad modulada que abarca toda la barrera primaria.

En lo que respecta al dosímetro de la posiciones 1 (ubicado cerca de la barrera primaria antes mencionada) y 6 (al final del pasillo del bunker en estudio), se tiene que los resultados obtenidos para IMRT fueron de 2,01 y 1,16 mSv respectivamente; mientras que para RapidArc se obtuvo 0,6 y 0,14 mSv respectivamente. Lo que indica que en el caso de IMRT hay una evidencia de dosis más altas como consecuencia de radiación dispersa.

Para el resto de los puntos evaluados dentro del bunker, durante la entrega de ambas técnicas de tratamiento, se obtuvieron medidas de dosis equivalentes bajas, especialmente en los puntos 3 y 4, ubicados en la puerta de salida del bunker y cercano a la misma respectivamente, indicando que para ambas técnicas de tratamientos las dispersiones producidas en esos puntos (barreras secundarias) representan dosis bajas o radiación de fondo.

CONCLUSIONES

- Las medidas obtenidas de tasa de dosis equivalente empleando el detector Geiger Müller, mientras se entregaban tratamientos de IMRT convencional, fueron de: 0,552 $\mu\text{Sv/h}$ en la sala de control, 0,326 $\mu\text{Sv/h}$ en la puerta de acceso al bunker y 0,527 $\mu\text{Sv/h}$ en paredes aledañas. En el caso de la implementación de RapidArc, se obtuvo: 0,678 $\mu\text{Sv/h}$ en todos los puntos en estudios (sala de control, puerta de acceso al bunker y paredes aledañas al mismo).
- Con respecto a las medidas obtenidas de dosis equivalente, en áreas fuera del bunker y empleando OSLD, se tiene que para 20 tratamientos monitoreados de IMRT, los resultados obtenidos fueron: 0,06 mSv en la sala de control, 0,07 mSv en la puerta de acceso al bunker y 0,06 mSv en el pasillo del bunker cercano. En el caso de la implementación de RapidArc se obtuvo: 0,03 mSv en todos los puntos en estudios (sala de control, puerta de acceso al bunker y pasillo del bunker cercano).
- Para las medidas de dosis equivalente, obtenidas dentro del bunker, por medio de OSLD, se tiene que, para 20 tratamientos monitoreados de IMRT, los resultados obtenidos fueron: 9,17 mSv en la barrera primaria que da hacia la sala de control, 2,01 mSv en un punto cercano a dicha barrera primaria, 0,06 mSv en la puerta de salida del bunker y 1,16 mSv en la parte final del pasillo del mencionado bunker. En el caso de la implementación de RapidArc se obtuvo: 2,77 mSv en la barrera primaria que da hacia la sala de control, 0,6 mSv en un punto cercano a dicha barrera primaria, 0,06 mSv en la puerta de salida del bunker y 0,14 mSv en la parte final del pasillo del mencionado bunker.

- El P.O.E y los miembros del público, en general, no están expuestos a niveles de radiación significativos como consecuencia de la implementación de las técnicas de intensidad modulada, IMRT convencional y RapidArc, realizadas en la Instalación en estudio, cuando estas son entregadas con potenciales aceleradores de 6 MV.
- A pesar de que la administración de la técnica RapidArc implica un arco para la entrega de radiación de intensidad modulada, lo que está asociado con la implementación de un número sustancial de direcciones de haz mientras las mandíbulas permaneces abiertas y, adicionalmente permite la variación de la tasa de dosis pudiendo llegar hasta 600 UM/min, de acuerdo con los resultados obtenidos de dosis equivalente observamos que, estos no resultaron ser significativos comparados con las dosis límites estipuladas en los protocolos establecidos, debiéndose principalmente al fondo natural ambiental.
- En cuanto a las técnicas de tratamiento de IMRT y RapidArc se pudo constatar que, a pesar de las unidades monitor empleadas en dichas técnicas, al ser implementadas con potenciales de aceleración de 6 MV, no hay evidencia de dosis altas producto de dispersiones y fugas, que pongan en riesgo el límite de dosis que el personal ocupacionalmente expuesto puede recibir y esto se debe al diseño de las barreras de la sala de tratamiento junto con sus estructuras aledañas.
- Los resultados obtenidos de las medidas realizadas a lo largo del pasillo del bunker adyacente al estudiado arrojaron valores correspondientes al fondo natural existente en el ambiente, podemos concluir que, la administración de los tratamientos (ya especificados)

en el bunker estudiado no interfirieren con la entrega de la dosis a los pacientes tratados en el bunker adyacente.

- En el caso de IMRT hay una evidencia de dosis más altas en puntos específicos dentro del bunker como consecuencia de radiación dispersa.
- Los resultados experimentalmente obtenidos son de gran utilidad a la hora de tomar una postura conservadora en cuanto a las medidas de protección radiológicas que implica la implementación de una nueva técnica de tratamiento en un determinado servicio.
- Se recomienda, por lo tanto, a los demás servicios de radioterapia hacer una revisión del diseño de sus blindajes, sobre todo si este fue realizado para la entrega de técnicas convencionales de radioterapia conformada, antes de inferir si al considerar la implementación de una nueva técnica de tratamiento se está cumpliendo con los límites de dosis establecidos para el P.O.E.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] **Optically Stimulated Luminescence Dosimetry.** Lars Botter-Jensen, Stephen W.S. McKeever and Ann G. Wintle. ELSEVIER 2003.
- [2] **Luminescent Materials and Applications.** John Wiley & Sons. Edited by Adrian Kitai. 2008.
- [3] **Optically Stimulated Luminescence, fundamentals and applications.** Eduardo G. Yukihiro and Stephen W. S. McKeever. Physics Department, Oklahoma State University Oklahoma, USA. John Wiley & Sons Ltd. 2011.
- [4] **Fisica cuantica. Atomos, moléculas, sólidos, núcleos y partículas.** Robert Eisberg, Robert Resnick. Limusa, 2009.
- [5] **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** Frank Herbert Attix.
- [6] **Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico. Texto y cuaderno de prácticas.** Miguel Alcaraz Baño. Universidad de Murcia 2da edición. 2001.
- [7] **Principios de detección de la radiación.** Protección radiológica Instituto Balseiro.
- [8] **Norma Venezolana Covenin 2259:1995.** Radiaciones Ionizantes. Límites de dosis anuales.
- [9] **Norma Venezolana Covenin 2258:1995.** Vigilancia Radiológica. Requisitos.
- [10] **Comparing radiation treatments using intensity-modulated beams, multiple arcs, and single arcs.** Grace Tang, M.Phil, Matthew A. Earl, PH.D., Shuang Luan, PH.D., Chao Wang, PH.D., Majid M. Mohiuddin, M.D. and Cedric X. Yu, D.Sc. Int.J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 76, No.5, 2010.
- [11] **RapidArc radiation therapy: first year experience at the U of Alabama at Birmingham.** Richard A. Popple, PH.D., John B. Fiveash, M.D., Ivan A. Brezovich, PH.D., and James A. Bonner, M.D. Int.J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 77, No.3, 2010.

- [12] **Radioterapia Oncológica. Enfoque Multidisciplinario.** Urdaneta Nelson, Vera Andrés, Peschel Richard, Wilson Lynn Editorial Disinlimed, 2da Edición, Caracas-Venezuela, 2009.
- [13] **Revista latinoamericana de Física Medica.** Vol.2 Nro.3 2012.
- [14] **Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT).** Dr. Antonio Solar V. Unidad de Radioterapia, Centro de Cáncer Clínica Los Condes. Profesor adjunto, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.
- [15] **Radioterapia con intensidad modulada (IMRT): fundamentos físicos y clínicos.** Luján Castilla PJ, Villaseñor Navarro LF.
- [16] Trabajo Especial de Grado de Maestría. **“Protocolo para la puesta en marcha de un laboratorio de dosimetría personal con sistema OSLD”.** Lic. Deivis Errada. Caracas, septiembre de 2014.