

t
580
A87

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO

FACULTAD DE CIENCIAS CONTABLES

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA



**“CÁLCULO DE DOSIS EN EL CRISTALINO OCULAR EN EXÁMENES
DENTALES UTILIZANDO SIMULACIÓN MONTE CARLO”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO
DE LICENCIADO EN FÍSICA**

Bach. JASON JERRY ATOCHE MEDRANO

SEPTIEMBRE 2010

CALLAO - PERÚ

HOJA DE PRESENTACIÓN

**“CÁLCULO DE DOSIS EN EL CRISTALINO OCULAR EN EXÁMENES
DENTALES UTILIZANDO SIMULACIÓN MONTE CARLO”**

Bach. JASON JERRY ATOCHE MEDRANO

Tesis presentada a consideración del Cuerpo de Docentes de la Facultad de Ciencias Naturales y Matemática de la Universidad Nacional del Callao, como parte de los requisitos para obtener el Título de Licenciado en Física.

Aprobado por:

Lic. Eladio Casapia Almonte
Presidente

Lic. Jorge Godier Amburgo
Vocal

Dr. Pablo Gonzales Ormeño
Secretario

Dr. Jorge Espichan Carrillo
Suplente

CALLAO – PERU

SETIEMBRE 2010

FICHA CATALOGRÁFICA

JASON JERRY ATOCHE MEDRANO

**“CÁLCULO DE DOSIS EN EL CRISTALINO OCULAR EN EXÁMENES
DENTALES UTILIZANDO SIMULACIÓN MONTE CARLO”**

CALLAO – 2010

**TESIS, UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO, FACULTAD DE
CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA.**

DEDICATORIA

Como un homenaje a todas las personas que luchan incansablemente por ver realizados sus sueños, a pesar de tener todo en contra, se mantienen firmes y dejan todo de si, hasta lograrlo. A ellos, quiera que este trabajo sea un homenaje a sus lágrimas derramadas, a sus noches sin dormir, al cansancio de sus almas...ellos son mi ejemplo en esta vida para seguir mejorando.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi asesor, el Dr. Walter Flores Vega por su constante incentivo, apoyo y orientación en el trabajo, además de su gran paciencia, que sirvió muchísimo para que este trabajo fuera culminado.

A mi gran amigo Lic. Gustavo Altamiza Chávez, por su apoyo incondicional y acertados consejos.

A mi gran amigo Bach. Miguel Jorge Saldaña Jiménez, por su colaboración tan importante en este trabajo.

A todos mis profesores, por sus sabios consejos, durante mi estadía en la universidad, pues cada uno de ellos contribuyó a mi formación profesional.

RESUMEN

“CÁLCULO DE DOSIS EN EL CRISTALINO OCULAR EN EXÁMENES DENTALES UTILIZANDO SIMULACIÓN MONTE CARLO”

JASON JERRY ATOCHE MEDRANO

SEPTIEMBRE 2010

Asesor: Dr. Walter Flores Vega.

Las dosis impartidas a nivel del cristalino ocular y la tiroides son calculadas mediante simulación computacional en un fantoma de agua, para exposiciones de radiografía odontológica, considerándose para esto técnicas de exposición como el método de la bisectriz y de la perpendicular, así como también energías del haz de rayos-X con diferentes filtros de Al (60 kV-1.5 mm Al, 70 kV-1.5 mm Al, 70 kV-2 mm Al). Utilizamos detectores termoluminiscentes (TLD) de Fluoruro de Litio (LiF) para calcular la dosis que llega al cristalino ocular y la tiroides. La simulación fue realizada mediante el código MCNP-4B. Los resultados obtenidos indican que existe una cantidad de dosis que recibe el cristalino ocular y la tiroides (desde 5% hasta un 31 % respecto a la dosis incidente). Lo cual indica que deben tomarse las medidas preventivas para evitar exponer innecesariamente a los órganos radio sensibles. Esta dosis encontrada varía con la dirección del haz incidente y no supera el 35% de la dosis que produce el haz directo en un examen periapical. Hemos contrastado nuestros resultados con las mediciones que se hicieron a diferentes pacientes en el Hospital Daniel Alcides Carrión y La clínica Odontológica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, observando gran similitud.

Palabras Clave:

EXAMEN DENTAL

MONTE CARLO

RAYOS X

DOSIMETRIA

ABSTRACT

“ESTIMATE OF DOSE IN THE OCULAR CRYSTALLINE LENS IN DENTAL EXAMS USING MONTE CARLO SIMULATION”

JASON JERRY ATOCHE MEDRANO

SEPTEMBER 2010

Adviser: Dr. Walter Flores Vega.

The dose given level of the ocular crystalline lens and the thyroid are estimated by means of computational simulation in a fantoma of water, for expositions of X-ray picture odontology, considering to this techniques of exposition like the method of the bisectrix and the perpendicular, as well energies of the bundle of X-rays with different filters of Al (60kV-1.5 mm Al, 70 Kv-1.5 mm Al, 70 kV-2mm Al). We utilized detectors thermo luminescent (TLD) of Fluoride of Litio (LiF) to calculate the dose that gets to the ocular crystalline lens and the thyroid (from 5% to a 31% in relation to the incidental dose). The simulation was accomplished by means of the code MCNP-4B. The obtained results suggest that exists a quantity of dose that receives the ocular crystalline lens and the thyroid. Which indicates that must take the preventive measures to avoid the needlessly expose radio sensitive organs. This found dose varies with the incidental bundle's address and does not surpass 35% of the dose that produces the direct bundle in an exam periapical. We have contrasted our results with the measurements that were done to different patients at the Daniel Alcides Carrion National Hospital and the Odontology Clinic of the Universidad Nacional Mayor de San Marcos, observing great similitude.

Key Words:

DENTAL EXAM

MONTE CARLO

X-RAYS

DOSIMETRY

INDICE

	Página
HOJA DE PRESENTACIÓN.....	ii
FICHA CATALOGRÁFICA.....	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
RESUMEN.....	vi
<u>ABSTRACT</u>	<u>vii</u>
ÍNDICE.....	viii
APÉNDICES.....	xiv
LISTA DE FIGURAS.....	xvi
LISTA DE GRÁFICAS.....	xviii
LISTA DE TABLAS	xx

CAPÍTULO I

I.1 INTRODUCCIÓN.....	1
I.2 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	2

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS GENERALES

II.1	RAYOS X.....	6
II.2	TUBO DE RAYOS X.....	6
II.2.1	CIRCUITOS DE CONTROL DE EMISIÓN.....	8
II.2.2	PRODUCCIÓN DE RAYOS X. MODELO DE ETAPAS MÚLTIPLES.....	9
II.2.2.1	RAYOS X POR FRENAMIENTO.....	9
II.2.2.2	RAYOS X CARACTERÍSTICOS.....	11
II.3	PROGRAMA MCNP- 4B.....	12
II.3.1	MÉTODO MONTE CARLO Y EL MÉTODO DETERMINISTA.....	13
II.3.2	MCNP-4B Y EL MÉTODO MONTE CARLO.....	14
II.3.3	MÉTODO PARA EL TRANSPORTE DE LAS RADIACIONES.....	16
II.3.4	ARCHIVOS DE DATOS DE ENTRADA AL CÓDIGO MCNP-4B.....	19
II.3.5	TARJETAS DE CELDAS.....	20
II.3.6	TARJETAS DE SUPERFICIE.....	21
II.3.7	TARJETA DE DATOS.....	22
II.3.8	TARJETA DE MODO.....	22
II.3.9	TARJETA DE PARÁMETROS DE CELDAS Y SUPERFICIES.....	23
II.3.10	TARJETA DE ESPECIFICACIÓN DE LA FUENTE.....	23
II.3.11	TARJETA DE ESPECIFICACIÓN DE SALIDA.....	23
II.3.12	ESPECIFICACIONES DE LOS MATERIALES.....	24

II.3.13	PROBLEMA DE CORTE.....	25
II.3.14	EJECUCIÓN Y EL PLOTEO EN EL CÓDIGO MCNP-4B.....	25
II.3.15	PLOTEO DEL CÓDIGO MCNP-4B.....	27
II.3.16	ESTRUCTURAS DEL ARCHIVO DE SALIDA DEL CÓDIGO MCNP-4B.....	27
II.3.17	ESTIMACIÓN DE ERROR EN EL CÓDIGO MCNP-4B.....	27
II.3.18	DEFINICIÓN DE LA GEOMETRÍA EN EL PROGRAMA MCNP-4B.....	28
II.4	RADIOLOGÍA DENTAL.....	29
II.4.1	RAYOS X EN EXÁMENES DENTALES	30
II.4.2	CARACTERÍSTICAS DE UN EQUIPO DE RAYOS X DENTAL.....	30
II.4.3	CONDICIONES DEL AMBIENTE DONDE FUNCIONA EL EQUIPO.....	31
II.4.4	REGLAS PARA EL MANEJO DEL EQUIPO DE RAYOS X.....	32
II.5	DOSIMETRÍA.....	32
II.5.1	MEDIDAS DE LAS UNIDADES DE RADIACIÓN.....	33
II.5.2	ENERGÍA IMPARTIDA.....	34
II.5.3	DOSIS ABSORBIDA.....	34
II.5.4	TASA DE DOSIS ABSORBIDA.....	35
II.5.5	KERMA.....	36
II.5.6	CONSIDERACIONES DE LAS RADIACIONES IONIZANTES.....	36
II.5.7	RELACIÓN ENTRE D Y K.....	37
II.5.8	EXPOSICIÓN.....	37
II.6	MAGNITUDES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.....	38

II.6.1	DOSIS ABSORBIDA MEDIA EN ÓRGANO.....	38
II.6.2	FACTOR DE PONDERACIÓN DE LA RADIACIÓN.....	39
II.6.3	DOSIS EQUIVALENTE EN UN ÓRGANO O TEJIDO.....	40
II.6.4	FACTOR DE PONDERACIÓN DE LOS TEJIDOS U ÓRGANOS.....	40
II.6.5	DOSIS EFECTIVA.....	42
II.6.6	EXPOSICIÓN ANUAL A LA RADIACIÓN.....	43
II.6.7	EXPOSICIÓN OCUPACIONAL.....	43
II.6.8	EXPOSICIÓN Y DOSIS EN EL PACIENTE.....	44
II.6.9	MECANISMOS PARA REDUCIR LA EXPOSICIÓN Y LA DOSIS.....	45
II.6.10	EXPOSICIÓN ANUAL DE LA RADIACIÓN.....	46
II.6.11	DOSIS EQUIVALENTE EFECTIVA.....	48
II.6.12	DOSIS MÁXIMA PERMISIBLE (DMP).....	48
II.7	EFFECTOS BIOLÓGICOS DE LA RADIACIÓN.....	48
II.7.1	EFFECTOS DIRECTOS.....	50
II.7.2	EFFECTOS INDIRECTOS.....	50
II.7.3	EFFECTOS DE LA RADIOLOGÍA A NIVEL DE TEJIDOS Y ÓRGANOS.....	50
II.7.4	EFFECTOS A CORTO PLAZO.....	51
II.7.5	EFFECTOS A LARGO PLAZO.....	52
II.7.6	RADIOPROTECCIÓN DEL PACIENTE.....	52
II.7.7	PRINCIPIO ALARA.....	53
II.7.8	COLIMACIÓN DE RAYOS X.....	53

II.8	INSTRUMENTOS USADOS EN RADIOLOGÍA DENTAL.....	54
II.9	RADIOGRAFÍAS DE DIAGNOSTICO, TRATAMIENTO FINAL Y CONTROL.....	55
II.10	RADIOGRAFÍAS DE TRABAJO.....	55
II.11	VARIACIÓN DE MAGNITUDES FÍSICAS QUE AFECTAN LA IMAGEN RADIOGRÁFICA.....	56
II.12	DETECTORES TERMOLUMINISCENTES.....	59
II.12.1	CURVA DE TERMOLUMINISCENCIA GLOW.....	60
II.12.2	VENTAJAS DE LOS DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES.....	61
II.12.3	DESVENTAJAS DE LOS DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES.....	61

CAPÍTULO III

MATERIALES Y MÉTODOS

III.1	DETECTORES TERMOLUMINISCENTES – TLD.....	62
III.2	USO DEL DOSÍMETRO DE FLUORURO DE LITIO (LiF) EN LA SIMULACIÓN.....	62
III.3	FANTOMA MATEMÁTICO.....	63
III.3.1	FANTOMA GEOMÉTRICO.....	63
III.3.2	FANTOMA DE VOXEL.....	63
III.3.3	FANTOMA UTILIZADO EN LA SIMULACIÓN MEDIANTE PROGRAMA MCNP-4B.....	64
III.4	DISTRIBUCIÓN DE LOS DOSÍMETROS EN EL FANTOMA.....	66
III.5	MÉTODOS RADIOGRÁFICOS UTILIZADOS EN EXÁMENES DENTALES.....	69

III.5.1	MÉTODO DE LA BISECTRIZ.....	69
III.5.2	MÉTODO DEL PARALELISMO.....	71
III.5.3	RADIOGRAFÍA OCLUSAL.....	73

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS Y DISCUSIÓN

IV.1	CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL PERIAPICAL 60 kV Y 1.5 mm DE FILTRO DE Al.....	74
IV.2	CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL PERIAPICAL 70 kV Y 1.5 mm DE FILTRO DE Al.....	77
IV.3	COMPARACIÓN DE RESULTADOS PARA EXAMEN COMPLETO.....	80
IV.4	CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL PERIAPICAL 70 kV Y 2.0 mm DE FILTRO DE Al.....	83
IV.5	CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL OCLUSAL SOBRE PIEZA DENTAL MOLAR. (70 kV Y 2.0 mm Al DE FILTRO).....	85
IV.6	COMPARACIÓN DE RESULTADOS PARA PIEZA DENTAL MOLAR.....	88
IV.7	CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL OCLUSAL SOBRE PIEZA DENTAL INCISIVO. (70 kV Y 2.0 mm Al DE FILTRO).....	89
IV.8	COMPARACIÓN DE RESULTADOS PARA PIEZA DENTAL INCISIVO.....	92
IV.9	DISCUSIÓN.....	93

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

V.1	CONCLUSIONES.....	95
V.2	RECOMENDACIONES.....	97
	REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA.....	98

APÉNDICES

APÉNDICE A	- PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY5 O=0 R=181.....	101
APÉNDICE B	- PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY5 O=90 R=91.....	105
APÉNDICE C	- PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY5 O=0 R=1.....	109
APÉNDICE D	- PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY9 O=15 R=16.....	113
APÉNDICE E	- PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY8 O=15 R=16.....	117

ANEXO

ANEXO 1- CONSIDERACIONES BÁSICAS DE MONTE CARLO N-PARTICLE.....121

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Tubo de rayos X moderno, de ánodo giratorio.....	7
Figura 2-	Dispositivo del cátodo y aplicación del principio de foco lineal y del ángulo del blanco.....	8
Figura 3-	Efecto de los cambios de mili amperaje.....	9
Figura 4-	Curva de rayos X característico.....	11
Figura 5-	Kerma en el aire a 1 metro de la fuente de rayos X en función de la filtración total para diferentes valores del potencial del tubo.....	12
Figura 6-	Representación del proceso de dispersión de dosis según el Método Monte Carlo.....	15
Figura 7-	Lógica del Método Monte Carlo mostrando un flujograma básico para el transporte de fotones.....	19
Figura 8-	Representación de la dosis que recibe una persona debido a la exposición en el medio ambiente.....	46
Figura 9-	Dosis recomendada en pacientes y en trabajadores potencialmente expuestos.....	49
Figura 10-	Tipos de colimador usados en radiología dental.....	54
Figura 11-	Esquema simplificado del modelo de bandas de energía del proceso de termoluminiscencia en una estructura cristalina.....	59
Figura 12-	Curva Glow de fluoruro de Litio.....	60
Figura 13-	Vista de frente del fantoma usado (factor 0.5) donde se aprecian las coordenadas que le corresponden al universo y a las regiones geométricas definidas.....	65
Figura 14-	Vista de frente del paciente, con una fuente $y = -20$ cm y un haz de campo de 6×6 cm ²	65
Figura 15-	Vista de planta de un corte en el eje Z, ($P_z = 6.95$ y factor 0.3) con TLD (7 y 9) ubicados sobre los glóbulos oculares del fantoma.....	67
Figura 16-	Vista de planta de un corte en el eje Z, ($P_z = 6.95$ y factor 0.3) con TLD ubicados sobre los glóbulos oculares del paciente.....	67

Figura 17-	Vista de planta de un corte en el eje Z, donde se aprecia el TLD (115) con (Pz = -3.5 y factor 0.3) ubicado sobre la glándula tiroidea del fantoma.....	68
Figura 18-	Vista de planta de un corte en el eje Z, donde se aprecia el TLD (115) con (Pz= -3.5 y factor 0.3) ubicado sobre la glándula tiroidea del paciente.....	68
Figura 19-	Técnica de la bisectriz tomada de Radiología Dental. Wuehrmann A. H. Tercera edición. Edit. Salvat, 1983.....	70
Figura 20-	Técnica de paralelismo tomada de Radiología Dental. Wuehrmann A. H. Tercera edición. Edit. Salvat, 1983.....	71
Figura 21-	Técnica de paralelismo empleando el porta placas con Rinn Endoray.....	72

LISTA DE GRAFICAS

Gráfica 1-	Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular derecho 60 kV - 1.5 mm Al.....	74
Gráfica 2-	Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo 60 kV -1.5 mm Al.....	75
Gráfica 3-	Perfil de dosis depositada en la glándula tiroides 60 kV -1.5 mm Al.....	76
Gráfica 4-	Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular derecho 70 kV -1.5 mm Al.....	77
Gráfica 5-	Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo 70 kV -1.5 mm Al.....	78
Gráfica 6-	Perfil de dosis depositada en la glándula tiroides 70 kV -1.5mm Al.....	79
Gráfica 7-	Superposición del perfil de dosis depositada en el cristalino ocular derecho.....	80
Gráfica 8-	Superposición del perfil de dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo.....	81
Gráfica 9-	Superposición del perfil de dosis depositada en la glándula tiroides.....	82
Gráfica 10-	Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular derecho 70 kV -2 mm Al.....	83
Gráfica 11-	Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo 70 kV -2 mm Al.....	84
Gráfica 12-	Perfil de dosis depositada en la glándula tiroides 70 kV -2 mm Al.....	85
Gráfica 13-	Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre el cristalino ocular para pieza dental Molar.....	86
Gráfica 14-	Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre el cristalino ocular para pieza dental Molar.....	87
Gráfica 15-	Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre la glándula tiroides para pieza dental Incisivo.....	88

Gráfica 16-	Superposición de las gráficas 13, 14, 15, que indica la dosis depositada en órganos radio sensibles para un examen dental pieza Molar.....	89
Gráfica 17-	Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre el cristalino ocular para pieza dental Incisivo.....	90
Gráfica 18-	Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre el cristalino ocular para pieza dental Incisivo.....	91
Gráfica 19-	Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre la glándula tiroides para pieza dental Incisivo.....	92
Gráfica 20-	Superposición de las Gráficas 17,18,19 que indica la dosis depositada en los órganos radio sensibles para un examen dental pieza Incisivo.....	93

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 -	Tipos de superficies cilíndricas usadas en la simulación.....	21
Tabla 2 -	Significado del valor de R.....	29
Tabla 3 -	Unidades de radiación.....	33
Tabla 4 -	Relación funcional Q(L).....	39
Tabla 5 -	Factores de ponderación de la radiación.....	40
Tabla 6 -	Factores de ponderación de los tejidos.....	41
Tabla 7 -	Cantidad de dosis permitida.....	44
Tabla 8 -	Dosis equivalente efectiva de algunos exámenes radiográficos típicos.....	47
Tabla 9 -	Efectos de la radiación sobre órganos radio sensibles.....	52
Tabla 10 -	Descripción de los elementos usados en la simulación.....	66
Tabla 11 -	Comparación de las técnicas paralela y bisectriz.....	72

CAPÍTULO I

I.1 INTRODUCCIÓN

En la actualidad la simulación se ha convertido en una nueva herramienta para las investigaciones científicas. Se encuentra situada entre la teoría y la experimentación y puede sustituir en algunos casos a esta última, que en ocasiones resulta arriesgada e incluso imposible o más difícil de controlar e interpretar. Por ejemplo, las simulaciones extremas en los reactores nucleares o en tratamiento arriesgado a un paciente.

También la simulación es un excelente medio de contraste para las teorías, ya que permite la investigación exhaustiva de sus predicciones, estudiando por ejemplo, la dependencia con pequeñas variaciones de los parámetros.

Por otro lado, en la elaboración de un diagnóstico y el plan del tratamiento, el examen radiológico dental desempeña un papel importante para obtener la información adecuada sobre el estado y posición de la dentadura a examinar, aún así en diversos exámenes radiográficos dentales se considera de una forma errada, que la radiación dispersada debido a la interacción con la piel y el aire no afecta a los órganos radio sensibles como el cristalino ocular y la tiroides. Basado en la importancia del examen radiológico muchos estudios han sido realizados con énfasis en los efectos nocivos de los rayos X. Según HOLLIDAY, estos efectos ya habían sido verificados desde los primeros años del uso de los rayos X, pero no ampliamente y los conocimientos del peligro de las radiaciones ionizantes eran insuficientes [1]. En la actualidad no es posible dejar de usar los rayos X para un diagnóstico, sin embargo, se deben hacer los esfuerzos para que el paciente reciba una dosis mínima sin pérdida de calidad de la imagen [2].

Asimismo, es de importancia fundamental el conocimiento de la cantidad de radiación absorbida por el paciente en cualquier técnica radiográfica, para que sea establecida con seguridad la tasa de riesgo y beneficio al que será expuesto el paciente durante la realización de los exámenes.

Una cuantificación de esa tasa de dosis, bien como una calidad de la radiación utilizada son hoy motivos de legislación específica y fiscalización rigurosa por parte de los

organismos reguladores del estado entre ellos el Instituto Peruano de Energía Nuclear (IPEN) y la Oficina Técnica de Autoridad Nacional (OTAN), quienes son las entidades encargadas de normalizar el uso de las radiaciones ionizantes enmarcando a todos los profesionales que trabajan con ellas a ceñirse al programa de garantía de calidad haciendo un control de la calidad del equipo y del procedimiento buscando de esta manera optimizar el procedimiento y protegiendo a las personas debido al uso de las radiaciones ionizantes.

Además, los resultados obtenidos en el presente trabajo, utilizando el programa MCNP-4B, serán comparados con aquellos que se obtuvieron en las mediciones realizadas en los pacientes del Hospital Daniel Alcides Carrión y la Clínica Odontológica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos que se sometieron a exámenes dentales, para comprobar si la simulación realizada es confiable para medir la dosis depositada en los órganos críticos como el cristalino ocular y la glándula tiroideas.

I.2 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

El desarrollo del presente trabajo de tesis, se basa en el aporte de investigaciones realizadas anteriormente y publicaciones de carácter científico.

FACTORES DE EXPOSICIÓN

En la historia de la radiación odontológica encontramos trabajos como los de EDMUND KELLS, mártir de los efectos directos de los rayos X, que debido a la falta de conocimiento de los mismos, los utilizó sin mayores cuidados que luego tuvo que someterse a varias operaciones que acabaron con su vida [3].

ETTER, en 1956, demostró en su investigación que las dosis de radiación incidentes en pacientes y profesionales durante la realización de técnicas de radiografía dental podrían ser reducidas utilizando aparatos con rendimiento de 90 a 100 kV y una filtración de 2 mm de Al, lo que proporcionó además imágenes radiográficas con mejores condiciones de diagnóstico [4].

Con el propósito de orientar las cirugías dentales con problemas de control de radiación, YALE, en 1961, realizó una validación de las características del eje de rayos X en su comparación de sensibilidad de las películas radiográficas [5]. En ese trabajo se usó

un aparato de 65 kV, filtración equivalente a 10 mm de Al, colimación de 25 mm, tiempo de exposición de 2 segundos y una película de baja sensibilidad. La dosis recibida por el paciente en una radiografía periapical de la región molar superior fue de 0.26 Rad, luego empleando los mismos factores antes mencionados pero esta vez usando una película de alta sensibilidad y reduciendo el tiempo de exposición 0.66 segundos obtuvo, empleando la misma técnica, una dosis de radiación de absorción de 0.43 Rad. Continuando con el estudio pero ahora empleando un aparato de rayos X operando a 90 kV, 15 mA, película de baja sensibilidad, tiempo de exposición de 0.4 segundos, YALE, obtuvo un nivel de dosis absorbida de 0.98 Rad y con una película de alta sensibilidad, tiempo de exposición de 0.066 segundos, la dosis absorbida fue de 0.16 Rad.

Asimismo WUEHRMANN, en 1965 afirmó que durante una ejecución de un examen radiográfico existe un problema de salud de magnitud desconocida, envolviendo a la presente y futuras generaciones, y que debido a eso existe la necesidad de mejorar el padrón de protección radiológica en la práctica odontológica [6]. Concluyó que la solución del problema radica en la educación del profesional con respecto a la utilización de las radiaciones ionizantes y su protección.

SCAVOTTO, presentó un estudio sobre el progreso del control de la radiación con Rayos X en consultorios dentales, concluyendo que el tiempo de exposición fue reducido en un 80% en los últimos 10 años y que las nuevas reducciones podrán ser realizadas si el profesional que trabaja con radiaciones en equipos dentales usa películas más sensibles y control de la radiación desde su fuente [7].

PEIXOTO, presentó en 1982 los resultados de un programa de exposición en radiología oral desarrollado por el Instituto de Protección y Dosimetría de la Comisión Nacional de la Energía Nuclear, de Rio de Janeiro. Los resultados arrojaron que más de 300 aparatos de rayos X usados en exámenes dentales presentaban anomalías en relación a la exposición en la piel del paciente y consecuentemente en las dosis absorbidas por los órganos radio sensibles que interesan en la protección radiológica [8].

DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE

KOCHER, en 1970 realizó un trabajo usando dosímetros individuales con cristales de Fluoruro de Litio (LiF) y concluyó que los mismos representan resultados excelentes como dosímetros individuales, y técnicamente más precisos que las películas dosimétricas tanto para el personal como para los pacientes expuestos a dosis de radiaciones ionizantes[9].

Asímismo CAMPOS, mencionó en el manual del Instituto de Investigación Energética y Nucleares, que la dosimetría termoluminiscente se desarrolló rápidamente y viene siendo largamente empleada en el monitoreo personal debido a las grandes ventajas que presenta en relación con los otros métodos existentes [10]. Mencionando algunas de las ventajas tenemos:

- Los dosímetros son pequeños y de bajo costo.
- Son precisos y fáciles de leer.
- Pueden ser usadas en la dosimetría de las radiaciones α , β , γ , Rayos X, UV, protones, neutrones y electrones.
- Pueden medir grandes intervalos de exposición de 2.58×10^{-10} hasta 2.58×10^1 C.Kg (10^{-6} a 10^5 R).

DOSIMETRÍA EN ÓRGANOS CRÍTICOS

BÓSCOLO, en 1991, al examinar pacientes adultos evaluó la dosis que afecta la posición del cristalino ocular derecho o izquierdo, durante una toma de radiaciones dentales, usando la técnica periapical de la bisectriz, para esto utilizó un aparato de rayos X odontológico G.E 90, modelo I CE2 operando con 65 kV y 10 mm Al por 0.5 segundos de exposición y filtración equivalente de 1.5 mm de Al. La dosimetría medida por medio de los detectores termoluminiscentes (TLD) LiF-700, concluyeron que el cristalino ocular recibió una dosis promedio de 0.175 Rad o 42.5% de la dosis incidente en la piel, las técnicas periapicales tomadas para molares y pre molares superiores fueron las que mayor índice presentaron con 0.143 Rad (34.89%) y 0.2167 Rad (53.02%), respectivamente. La región de los incisivos superiores, presentó un índice de 0,0612 Rad (15.92%) de la dosis

en la piel. Las demás regiones presentan niveles de radiación que no traspasan el 5% de la dosis en la piel, tanto como para el cristalino ocular derecho como para el izquierdo y la cantidad de dosis que afecta la película durante las tomas periapicales, varían de 11.4% a 19.29% de la dosis incidente [11].

BLANC, en 1995, comparó la dosis de radiación durante la obtención de radiografía dentales convencionales y en los sistemas de radiografía digitalizada. Así realizó la evaluación dosimétrica en los exámenes digitales comparadas con aquellas obtenidas por combinación de placas intensificadoras, midiendo la dosis de radiación en diversos órganos críticos como el cristalino ocular, usando la dosimetría termoluminiscente. Los factores de exposición fueron catalogados para adultos y niños, así se obtuvo que la medida de la dosis en el cristalino ocular para adultos y niños fue de 0.012 – 0.009 mGy, respectivamente [12].

En el año 2008, se publicó en la revista peruana de estomatología *Visión Dental* [13], los resultados de las dosis en órganos radio sensibles obtenidas en pacientes que se sometieron a exámenes dentales periapicales completos, usando para ello dosímetros In-light. Las mediciones fueron realizadas en el Hospital Nacional Daniel Alcides Carrión de la provincia Constitucional del Callao y en la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos (UNMSM). Trabajando con equipos Trophy IRIS 70 CCX digital, con tamaño de campo de 6 cm, 70 kV de tensión nominal, 8 mA de corriente, filtro de 2.5 mm Al (para el hospital) y Dental San Justo SA Modelo 2000, con tamaño de campo de 6.2 cm, 70 kV de tensión nominal, 8 mA de corriente, filtro de 2.5 mm de Al (para la UNMSM), encontrándose que para el caso de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, el cristalino ocular izquierdo recibió el 6.6% de la dosis que recibió el cristalino ocular derecho y en el caso del Hospital Daniel Alcides Carrión, el cristalino ocular izquierdo recibió el 14 % de la dosis que recibió el cristalino ocular derecho.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS GENERALES

II.1 RAYOS X

Los rayos X están constituidos por fotones de energías tales que en su proceso de interacción con la materia producen efectos ionizantes (fotoeléctrico, Compton, formación de pares (electrón-positrón)) y abarcan un rango de longitudes de onda en gran parte coincidente con el de los fotones gamma de fuentes radiactivas de uso médico e industrial. Para poder generar rayos X en forma convencional, es necesario contar con los siguientes elementos:

- Tubo o ampolla de rayos X.
- Fuente de alta tensión.
- Circuito y/o sistema de control de emisión.

II.2 TUBO DE RAYOS X

Este elemento es el corazón del equipo generador de rayos X. Consiste de una ampolla donde se realizó alto vacío, del orden de 10^{-4} atmósferas, en cuyo interior pueden identificarse dos electrodos: Uno denominado **cátodo** (polarizado negativo), dentro o en proximidades de la cual se emplazan uno o más filamentos, y otro denominado **ánodo** (polarizado positivo), que podrá ser fijo o giratorio. Al polarizar los electrodos, se establece entre ellos un campo eléctrico capaz de acelerar los electrones de una nube formada por emisión termoiónica en las proximidades del filamento, cuando por él circula una corriente.

En el ánodo se ha construido una zona o pista (región de producción de rayos X) de un material especialmente seleccionado por sus características físicas (wolframio o tungsteno, molibdeno o rodio en diferentes aleaciones) que actúa como blanco de impacto de los electrones acelerados electrostáticamente. En la Figura 1, se observa un esquema del tubo y sus elementos constitutivos.

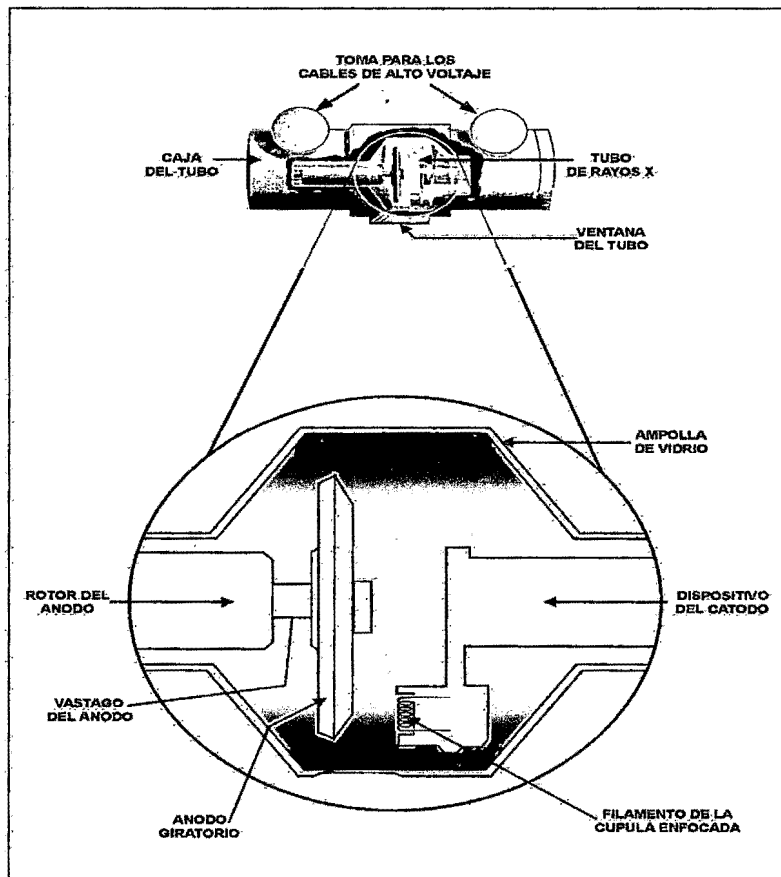


Figura 1. Tubo de rayos X moderno, de ánodo giratorio.

En la Figura 2 se muestra:

- Un dispositivo del cátodo, en el cual pueden apreciarse las cúpulas enfocadoras y dos filamentos de tamaños distintos. Estos elementos están dispuestos de forma que se produzcan haces de electrones que se enfoquen hacia rectángulos estrechos, sobre el blanco. El filamento menor produce una corriente de electrones con un área transversal reducida y, por lo tanto, un foco más pequeño.
- La aplicación del principio de foco lineal y del ángulo del blanco (ánodo) con objeto de obtener un foco efectivo pequeño. Al observarlo en dirección del rayo central, el foco real aparece mucho más chico (foco efectivo).

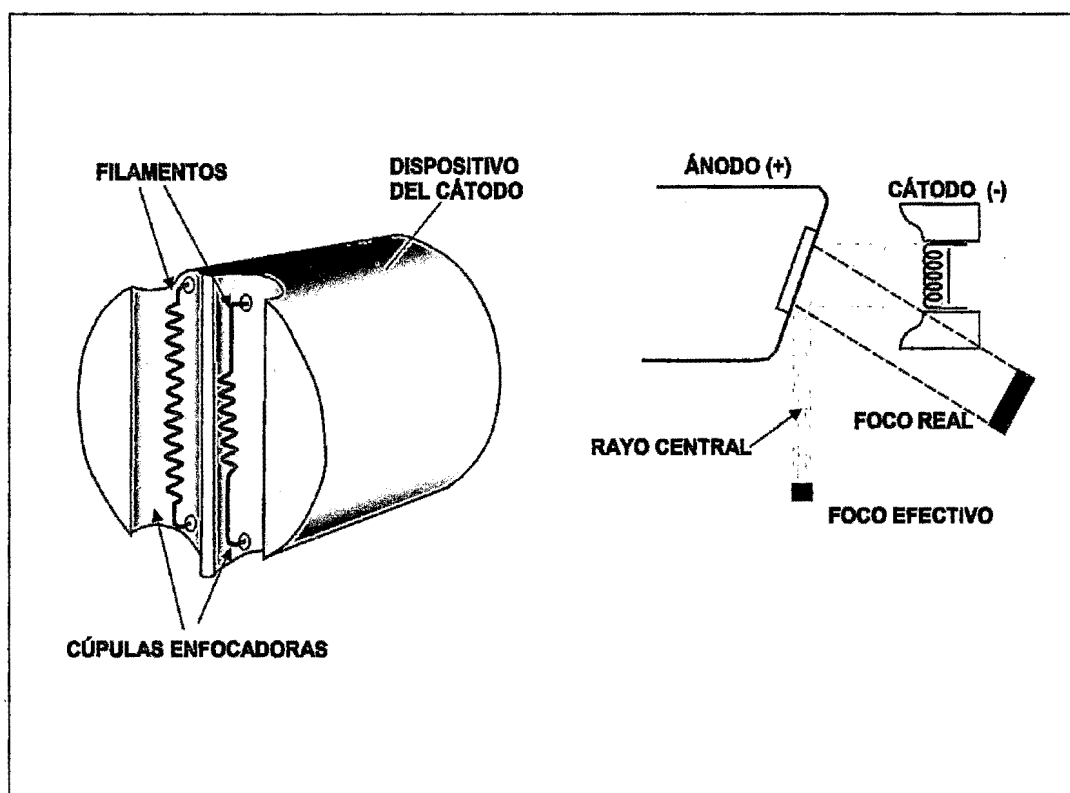


Figura 2. Dispositivo del cátodo y aplicación del principio de foco lineal y del ángulo del blanco.

II.2.1 CIRCUITOS DE CONTROL DE EMISIÓN

La intensidad y calidad del haz de rayos X emitidos por un tubo dependerá fundamentalmente de:

- **La diferencia de potencial entre ánodo y cátodo (kilo voltaje, kV)** que fijará la energía máxima de los fotones.
- **El producto de la corriente de tubo por el tiempo de exposición (mA.s)**, siendo esta la carga neta y en consecuencia, proporcional al número de electrones que efectivamente chocarán contra el blanco del ánodo. De ellos dependerá el número de fotones producidos y la intensidad del haz. Este tipo de dispositivos de control pueden ser de tecnologías muy diferentes pero en todos los casos permiten al operador seleccionar libremente los dos parámetros fundamentales de la emisión, kV y mA.s, conforme sea el tipo de estudio y/o placa radiológica a efectuar, así como la constitución física del paciente.

En la Figura 3, se muestra la influencia del producto de la corriente por el tiempo (mA.s) en la emisión de rayos X. Cuando los mA.s disminuyen o aumentan, el número de electrones útiles para producir el haz de rayos X disminuye o aumenta en el mismo sentido, y en consecuencia la intensidad del haz.

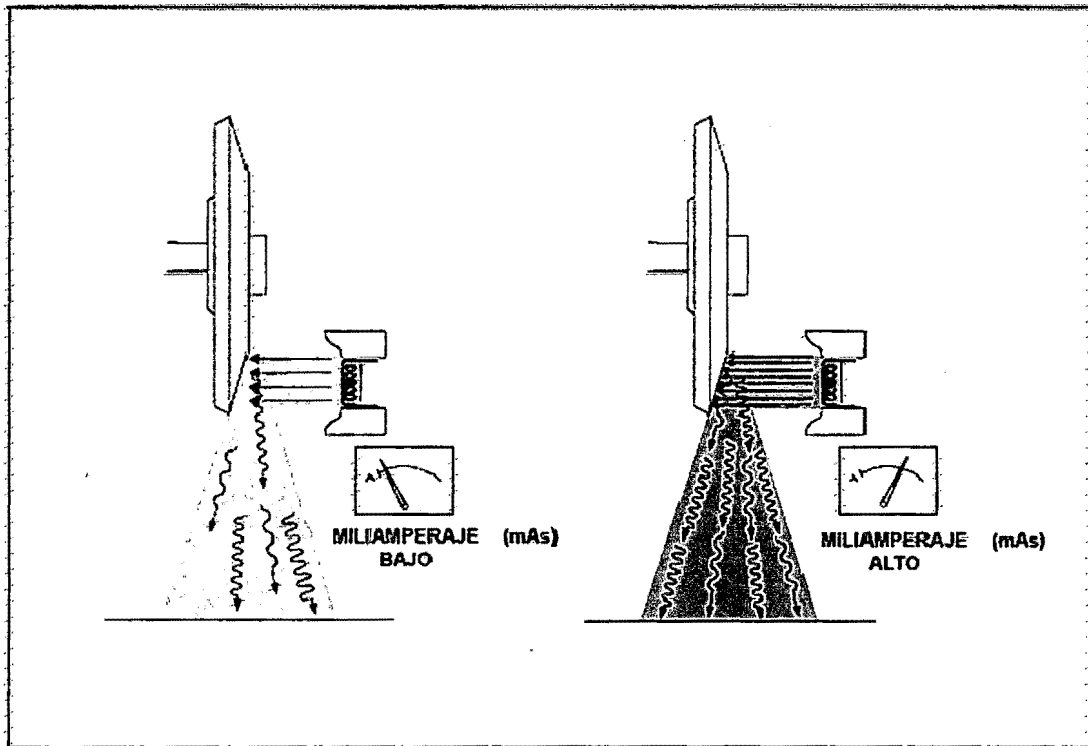


Figura 3. Efecto de los cambios de mili amperaje.

H.2.2 PRODUCCIÓN DE RAYOS X. MODELO DE ETAPAS MÚLTIPLES

H.2.2.1 RAYOS X POR FRENAMIENTO:

Con la finalidad de describir un proceso de emisión de rayos X por frenamiento, supondremos el caso de un generador ideal que proporcione una diferencia de potencial entre ánodo y cátodo, constante en el tiempo, de 100 kV.

- Al polarizarse el filamento que se halla en las proximidades del cátodo y establecerse en él una corriente de calentamiento, se forma, debido al alto vacío, una nube de electrones alrededor del filamento.
- Al cerrarse el circuito en el momento del disparo, se polariza el ánodo, estableciéndose un campo eléctrico entre ánodo (positivo) y cátodo (negativo), y debido a este campo eléctrico todos los electrones de la nube serán acelerados hacia el ánodo, adquiriendo una energía cinética máxima 100 keV.
- Si bien todos los electrones acelerados adquieren la misma energía dependiendo ésta exclusivamente del potencial (kV) aplicado, en cada caso procederán a frenarse e interactuar con los átomos del blanco entregando su energía de un modo diferente, siguiendo cada uno su propia trayectoria. Para el conjunto se puede considerar que del 100% de la energía entregada por los electrones al interactuar con el blanco, el 99% en promedio se transforma en calor al frenarse los electrones y solo el 1% se emite en forma de fotones de rayos X, de energías variables y en espectro continuo entre cero y el valor máximo de energía de aceleración.

Cabe aclarar que cada electrón tiene probabilidad de generar un fotón de una energía que podrá variar entre cero y el máximo de su energía cinética, conforme sea su trayectoria en el blanco. Aquellos fotones de muy baja energía, menores a 5 keV, interaccionarán casi en un 95% con el vidrio del tubo por efecto fotoeléctrico y por esta razón no pasarán a formar parte del haz útil. Este vidrio y el aceite de aislamiento constituyen el primer filtrado del haz, denominado filtración propia o inherente del tubo, la cual resulta insuficiente para limitar los fotones de muy baja energía y de poco valor en el diagnóstico. Por esa razón se agregan filtros adicionales de Al después de la ventana del tubo cuya función es atenuar aún más estos fotones denominados “blandos” y evitar que la piel del paciente sea el filtro.

II.2.2.2 RAYOS X CARACTERÍSTICOS

Durante el proceso de frenamiento algunos electrones alcanzan la energía justa del salto de banda u orbital (normalmente para los niveles K, L, M) de átomos del blanco. Estos electrones orbitales se excitan y pasan al nivel energético inmediato superior y debido a la inestabilidad de los mismos, vuelven a su nivel original emitiendo esta diferencia de energía en forma de fotón de valor siempre igual y “característico” del material que constituye el blanco. En el caso del tungsteno o wolframio, se presentan picos de emisión de energías fijas comprendidas entre 60 y 65 keV que refuerzan el espectro continuo de emisión y se pueden observar en la Figura 4.

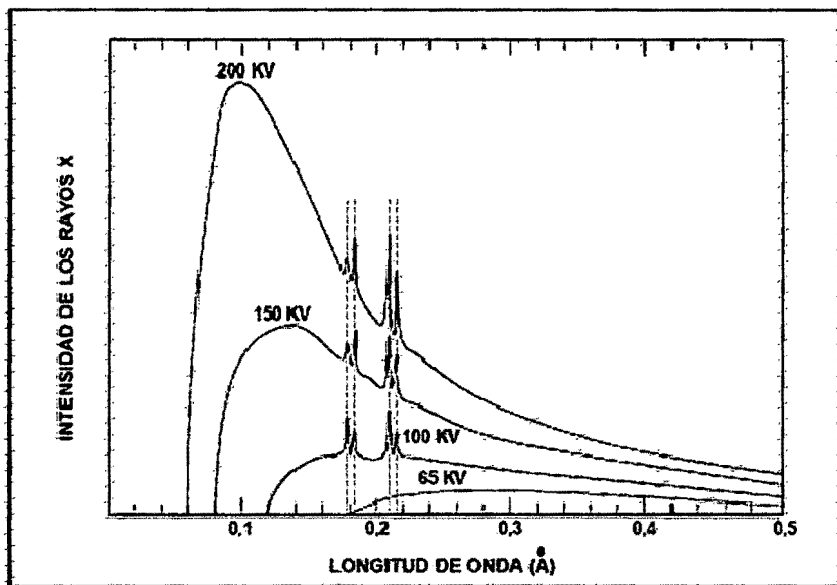


Figura 4. Curva de rayos X característico.

Corresponde aclarar que en la actualidad existen curvas de rendimiento con valores en abscisas expresados en mGy/mA.seg a una distancia de referencia de 75 cm ó 1 m. La Figura 5, muestra la variación de dosis respecto al filtro usado.

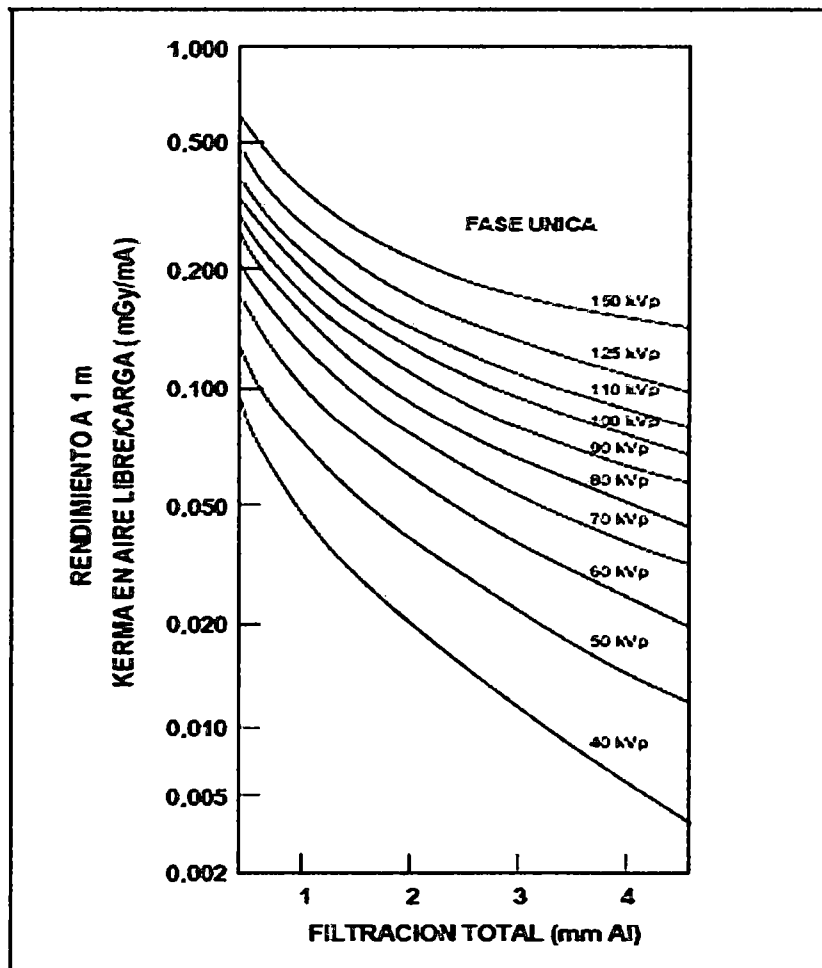


Figura 5. Kerma en el aire a 1 metro de la fuente de rayos X en función de la filtración total para diferentes valores del potencial del tubo.

II.3 PROGRAMA MCNP-4B

El programa MCNP-4B es un código Monte Carlo de multiuso que puede servir para transporte de neutrones, fotones, electrones o transporte acoplado del electrón - neutrón /fotón, incluyendo la capacidad de calcular autovalores para sistemas críticos. El código puede ser configurado arbitrariamente para materiales tridimensionales en celdas geométricas delimitadas por voxels. Para fotones, el código proporciona la razón de dispersión incoherente y coherente, la posibilidad de emisión fluorescente después de la absorción fotoeléctrica, y la absorción en la formación de pares del electrón-positrón. Los procesos de transporte del electrón - positrón permiten obtener la razón de deflexión

angular a través de la carga eléctrica dispersa, así como también para la producción de partículas secundarias incluyendo rayos X de kV y rayos gamma. El transporte del electrón no incluye los efectos de campos electromagnéticos externos o auto inducidos. Las características importantes del MCNP-4B lo hacen un programa muy versátil, por incluir la posición de la fuente general, la geometría a analizar en el programa, la estimación de errores y la salida de datos; así como la muestra de la varianza; y una colección extensiva de datos de corte transversal.

El rango de energía del neutrón está desde 10 MeV hasta 20 MeV para todos los isótopos y hasta 150 MeV para algunos isótopos, el régimen de energía del fotón están de 1 keV hasta 100 GeV, y el rango de energía del electrón está de 1 KeV hasta 1 GeV.

Todo archivo que es creado y leído por el programa MCNP -4B debe mencionar los siguientes factores que representan la simulación requerida:

- La especificación de la geometría.
- La descripción de materiales y la selección de evaluaciones de corte transversal.
- La posición y características del neutrón, el fotón o la fuente del electrón.
- El tipo de respuestas o cuentas deseadas.

Se tendrá en consideración 5 aspectos fundamentales al ejecutar el programa MCNP-4B:

1. Definir y probar la geometría y fuente.
2. No se podrá recuperar la información borrada.
3. Cuestionar la estabilidad y la fiabilidad de los resultados obtenidos.
4. Tener en consideración la reducción de la varianza.
5. El número de historias corridas no es indicativo de la calidad de la respuesta.

II.3.1 MÉTODO MONTE CARLO Y EL MÉTODO DETERMINISTA

El método Monte Carlo es muy diferente del método determinista de transporte. El método determinista más común usado para la solución de ecuaciones de transporte, es el método discreto de líneas ordenadas, como para el caso del comportamiento promedio de la partícula. En contraste, el método Monte Carlo obtiene respuestas simulando las partículas individuales y registrando algunos aspectos (las cuentas) de su comportamiento promedio. El promedio del comportamiento de partículas en

el sistema físico es entonces dado usando el teorema del límite central. El comportamiento promedio de las partículas simuladas no sólo es resuelto mediante el uso del método Monte Carlo y/o el método determinista, hay métodos y formas diferentes de solucionar un problema. Monte Carlo “soluciona” un problema de transporte por historias de la partícula que simula, una ecuación de transporte no necesita estar escrita para solucionar un problema por Monte Carlo, no obstante uno puede derivar una ecuación que describe la densidad de probabilidad de las partículas en un espacio de fase, esta ecuación resulta equivalente a la ecuación integral de transporte. Así el método Monte Carlo está bien adecuado para solucionar complicados problemas tridimensionales, dependientes del tiempo.

II.3.2 MCNP-4B Y EL MÉTODO MONTE CARLO

Los acontecimientos estudiados son estadísticamente probados para describir el fenómeno total. En general la simulación es realizada en una computadora porque el número de pruebas necesario para describir adecuadamente el fenómeno es usualmente muy grande. El proceso estadístico de muestreo se basa en la selección de los números aleatorios, análogo a tirar dados en un casino de juego, (el nombre de Monte Carlo se debe precisamente al de una población del principado de Mónaco, célebre por su casa de juegos), la técnica de Monte Carlo es preminentemente realista (un experimento numérico). Se puede decir, en resumen que el método consiste en seguir a cada una de las muchas partículas de una fuente durante toda su trayectoria. Las distribuciones de probabilidad son obtenidas utilizando datos probados de transporte para determinar el resultado en cada paso de su trayectoria.

En la Figura 6, se representa la historia aleatoria de un neutrón incidente en un material que puede representar la fisión. Los números entre 0 y 1 son seleccionados al azar y donde la interacción tiene lugar, basada en las reglas de las probabilidades de transporte.

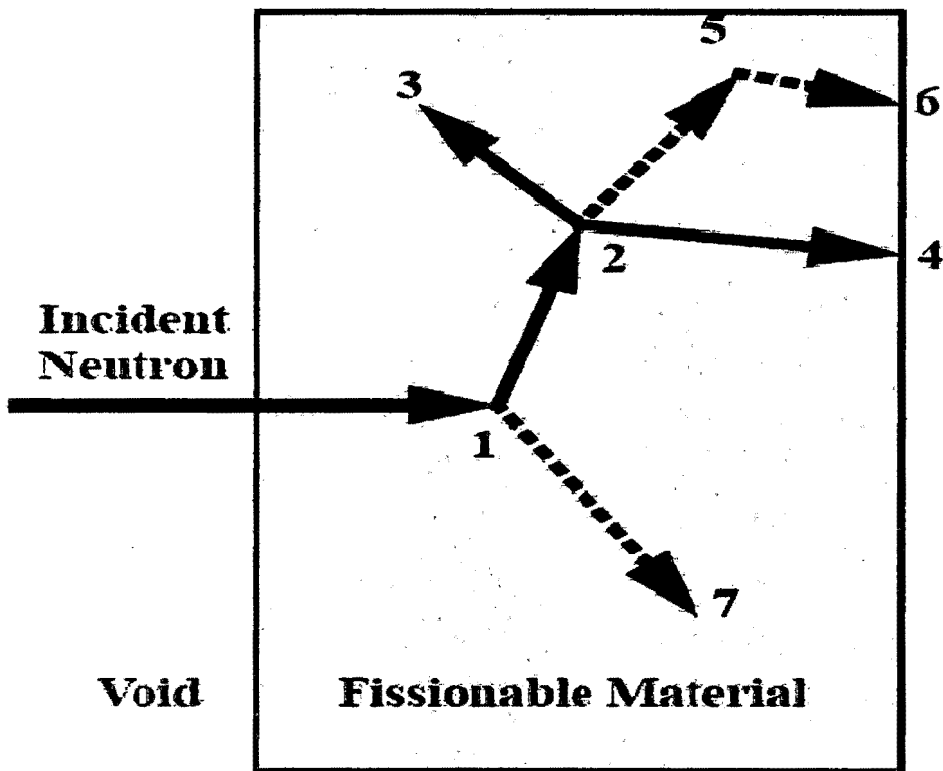


Figura 6. Representación del proceso de dispersión de dosis según el Método Monte Carlo.

Gobernando los procesos y materiales involucrados en este ejemplo particular, una colisión del neutrón ocurre de la siguiente manera:

En 1, el neutrón se dispersa en la dirección señalada, lo cual es seleccionado al azar de la distribución física de dispersión, para posterior análisis. En el acontecimiento 2, la fisión ocurre, dando como resultado la terminación del neutrón entrante y el nacimiento de dos neutrones y un fotón. El primer neutrón de fisión es capturado en el acontecimiento 3 y termina la relación. El neutrón puesto en el banco es ahora recuperado y por el muestreo aleatorio, las fugas fuera de la tabla acaban en el acontecimiento 4. El fotón producido tiene una colisión en el acontecimiento 5 y se filtra fuera en el acontecimiento 6. El fotón restante generado en el acontecimiento 1 es ahora seguido con una captura en el

acontecimiento 7. La historia del neutrón está ahora completa a medida que más y más historias son seguidas, el neutrón y las distribuciones del fotón se entienden mejor.

El registro de eventos

1. La dispersión del neutrón y la producción del fotón.
2. La fisión, el fotón y la producción de neutrones.
3. La captura del neutrón.
4. La fuga del neutrón.
5. La dispersión del fotón.
6. La fuga del fotón.
7. La captura del fotón.

II.3.3 MÉTODO PARA EL TRANSPORTE DE LAS RADIACIONES

Para simular el transporte de la radiación en la materia con el método Monte Carlo es necesaria la combinación básica de dos componentes:

- Las leyes físicas que describen el libre camino de la radiación y las interacciones de la radiación con la materia.
- Los números aleatorios uniformes sorteados en el intervalo de 0 a 1.

Una serie de eventos son generados consecutivamente, la partícula primaria es simulada a través de parámetros como el tipo de la partícula, su posición, energía y dirección de propagación. El tipo de interacción es escogido aleatoriamente considerando las probabilidades de ocurrencia estimadas por sus secciones de choque [14]. Para el transporte de un fotón, por ejemplo, la relación del camino libre de la radiación X , entre dos interacciones seguidas es derivada de la ley de la atenuación:

$$X = [-\ln(r)] / [\mu_T(E)],$$

donde $\mu_T(E)$ es el coeficiente lineal de la atenuación en el tejido T , que depende de la composición atómica del material y de la energía E del fotón y r es un número aleatorio uniforme entre 0 y 1. La selección de un único número aleatorio r no tiene significancia física, mas al seleccionar con la ecuación anterior los caminos libres de la radiación para un

gran número de fotones, se puede obtener aproximadamente los caminos libres de la radiación hecha por los fotones de un foco de rayos X atravesando la materia.

Considerando sólo los efectos Fotoeléctrico y Compton la selección del tipo de interacción entre fotones y los átomos de la materia puede ser simulada de la siguiente manera:

Sean, $\tau(E)$ y $\sigma(E)$ los coeficientes de atenuación para los efectos Fotoeléctrico y Compton respectivamente, donde $\tau(E) + \sigma(E) = \mu(E)$. Las probabilidades que un efecto Fotoeléctrico ocurra es $\tau(E)/\mu(E)$ y en el caso del efecto Compton

$$\sigma(E)/\mu(E)$$

de tal manera que $\tau(E)/\mu(E) + \sigma(E)/\mu(E) = 1$. Por ejemplo, si $\tau(E)/\mu(E) = 0.3$ y $\sigma(E)/\mu(E) = 0.7$, y un número aleatorio el cual define la interacción, es menor que 0.3 el fotón realizará un efecto Fotoeléctrico y si es mayor que 0.3 el fotón realizará un efecto Compton. Como resultado de aplicar muchos números aleatorios, en promedio 70% de los fotones realizará efecto Compton y 30% de los fotones realizará efecto Fotoeléctrico para una energía E dada. De esta manera, la simulación de los fotones transportados en la materia es realizada entre los números aleatorios 0 y 1, aplicando alternativamente las fórmulas que describen el camino libre de la radiación que dependen del tipo de interacción. En este caso la dosis absorbida es igual al Kerma (K), debido a que en el transporte de los electrones secundarios, toda la energía transferida es depositada en el lugar de la interacción.

El ejemplo simplificado muestra el funcionamiento básico del método Monte Carlo, evidentemente en la práctica existen otros tipos de interacciones como la producción de pares o también la dispersión Rayleigh. Además, de esas interacciones los electrones secundarios liberados por los fotones en esas interacciones pueden crear nuevamente otros fotones (Bremsstrahlung). Y dependiendo de la energía inicial de los fotones, puede ser necesario considerar otras partículas como neutrones y protones. Por eso esta representación cuantitativa no cambia cualitativamente el principio del método Monte Carlo.

El cálculo Monte Carlo por partícula termina cuando esta sale de la región de interés o cuando su energía es menor que la energía de corte pre definida. Además, todas las partículas primarias serán procesadas y el código calcula las dosis absorbidas en los volúmenes definidos y determina un coeficiente de variación, que puede ser considerado el error estadístico del resultado. Una de las características del método Monte Carlo es que ese error estadístico (R) es proporcional al inverso de la raíz cuadrada del número de historias (N), es decir:

$$R \propto \left(\frac{1}{\sqrt{N}}\right) \quad (1)$$

La lógica del Método Monte Carlo, puede ser vista en la Figura 7, que muestra un flujograma para el transporte de fotones sin partículas secundarias. En el flujograma inicialmente son cargadas las bibliotecas con los coeficientes de atenuación para los diferentes materiales del fantoma en el intervalo de energía de la simulación, limitado por la energía inicial del fotón primario EINI y la energía de corte ECUT. Esas variables son definidas al inicio de la simulación juntamente con el número, N0, de fotones primarios que deben ser procesados, en seguida son inicializadas las variables de la simulación, el contador de fotones primarios N y los acumuladores de energía por colisión y energía por fotón. La simulación de un fotón inicia con el sorteo de la posición de entrada del fantoma, a través de la generación de la partícula primaria además de verificar el límite de corte de energía, el camino libre de la radiación y calculado conforme a la relación (1), luego así el fotón es transportado hasta la próxima posición. En ese punto es verificado si el fotón continúa en el interior de la región de interés.

En caso no se encuentre, la simulación termina, caso contrario es calculado el tipo de interacción de la colisión y la energía absorbida es almacenada. Si un fotón resultante de la interacción posee energía mayor que la energía de corte ECUT un nuevo camino de la radiación libre es calculado, de lo contrario la simulación se da por terminada. Cuando la simulación es terminada las energías por colisión son almacenadas en las variables de la energía por fotón. Si un número de partículas primarias, N, fuera menor que N0, un nuevo fotón es generado, y es simulado su transporte, de lo contrario el proceso de simulación

termina y son calculados los valores de las dosis absorbidas promedio y su varianza es el resultado de una impresión en una salida de datos.

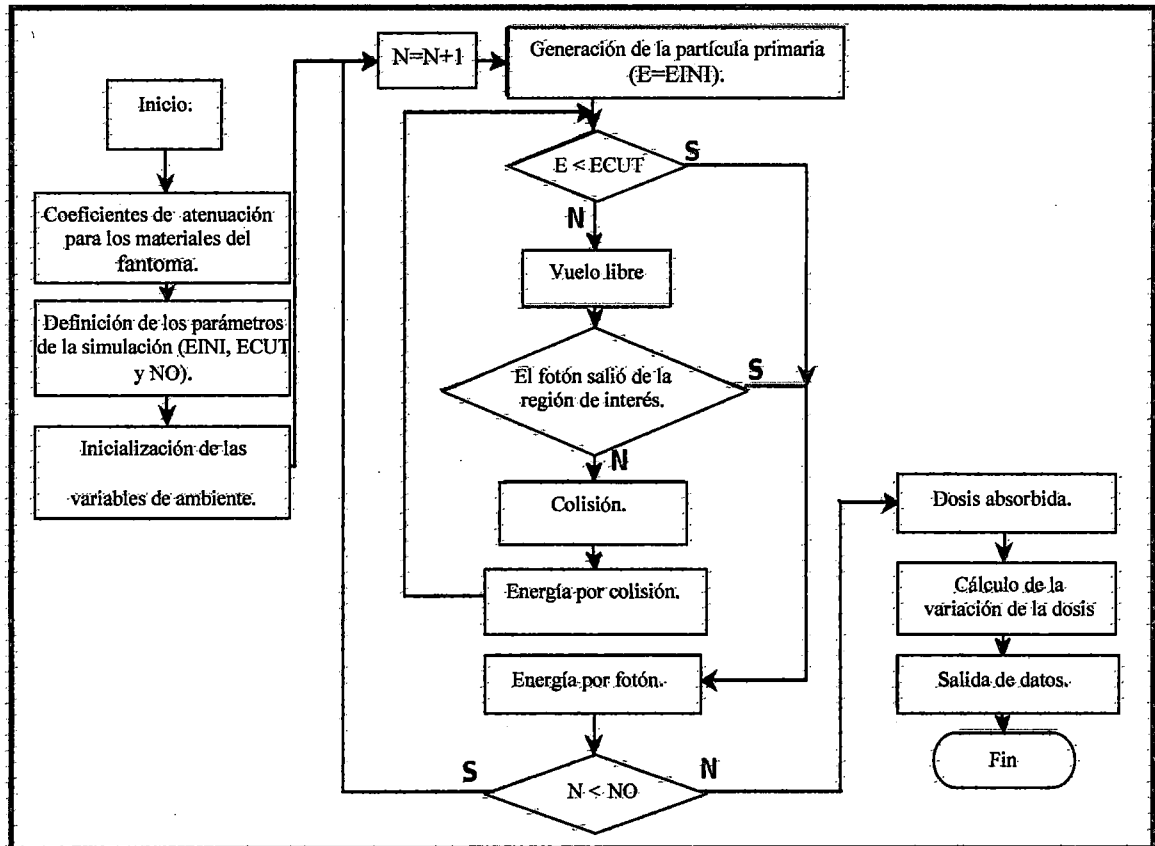


Figura 7. Lógica del Método Monte Carlo mostrando un flujograma básico para el transporte de fotones.

H.3.4 ARCHIVOS DE DATOS DE ENTRADA AL CÓDIGO MCNP-4B

Un archivo INPUT se caracteriza por presentar la siguiente estructura:

- Bloque de mensaje (opcional).
- Línea en blanco delimitante.
- Título del problema en la tarjeta.
- Tarjeta de celdas.
- Línea en blanco delimitante.
- Tarjeta de superficies.

- Línea en blanco delimitante.
- Tarjeta de datos.
- Línea en blanco delimitante.

Las líneas de entrada del archivo INPUT están limitadas a 80 columnas, teniendo en consideración que los caracteres alfabéticos pueden ser mayúsculas, minúsculas o una combinación de ambas. Con la entrada del \$ indicamos la culminación del ingreso de datos, el programa tomará como un comentario todo lo que precede al signo \$. Las líneas en blanco en el programa son usadas como delimitadoras y como un terminador opcional. Las entradas usadas para ingresar los datos deberán estar separadas por espacios en blanco. Las tarjetas de comentarios se pueden usar en cualquier parte del archivo de INPUT entre el título del programa y antes de la línea opcional en blanco final. Las líneas de comentario deberán tener una letra C ubicado en algún lugar de las columnas, seguidas por al menos de un espacio en blanco y pueden ser de un total de 80 columnas de largo.

Los datos, así como las tarjetas de celdas, superficies deben comenzar en las cinco primeras columnas. El código MCNP-4B, realiza verificaciones del archivo INPUT para buscar posibles errores que el usuario hubiera cometido. De ser así y encontrar algún error en el archivo INPUT, debido a la omisión o especificación incorrecta de parámetros, el código MCNP-4B terminará antes de transportar cualquier partícula.

II.3.5 TARJETAS DE CELDAS

El primer valor ingresado es el número de celda y debe comenzar en las cinco primeras columnas. A continuación se ingresa el número de material de la celda, el cual es arbitrariamente escogido por el usuario. Este material estará descrito por la especificación de los materiales a usarse dentro del programa. En caso que la celda estuviera vacía se colocará un cero para el número del material. La celda y el número de material no pueden exceder de cinco dígitos.

Seguidamente se debe ingresar la densidad del material en una celda. Una entrada con valor positivo es interpretada por el programa como una densidad atómica en unidades

de 1024 átomos/ cm³. Una entrada negativa es interpretada por el programa como una densidad de masa en unidades de g/cm³. Si una celda estuviese vacía no se coloca ninguna densidad. Luego se deben ingresar los datos de la geometría dando una especificación completa en cada celda. Esto incluye una lista de superficies limitadoras de las celdas donde el signo indica el sentido de las regiones definidas por las superficies. Las regiones a definir en el programa pueden ser combinadas con la intersección Booleanas y operadores de unión. Un espacio en blanco indica una intersección y dos puntos indican una unión.

II.3.6 TARJETAS DE SUPERFICIE

El primer valor ingresado es el número de superficies. La cual debe comenzar entre columnas de 1 a 5 y no debe exceder de 5 dígitos. Según el tipo de superficie a trabajar, se ingresará el tipo de ecuación que la describe. En el presente trabajo utilizamos los siguientes tipos de superficies, ecuaciones, mnemotécnica y el orden de las entradas de la tarjeta están dados en la Tabla 1.

Tabla 1. Tipos de superficies cilíndricas usadas en la simulación.

MNEMOTÉCNICO	TIPO	DESCRIPCIÓN	ECUACIÓN	TARJETAS DE ENTRADAS
P PX PY PZ	PLANO	General	$Ax+By+Cz-D=0$	ABCD
		Normal al eje x	$x - D = 0$	D
		Normal al eje y	$y - D = 0$	D
		Normal al eje z	$z - D = 0$	D
CX CY CZ	CILINDRO	En el eje X	$Y^2 + Z^2 - R^2 = 0$	R
		En el eje Y	$X^2 + Z^2 - R^2 = 0$	R
		En el eje Z	$X^2 + Y^2 - R^2 = 0$	R

II.3.7 TARJETA DE DATOS

La definición de datos para MCNP-4B sigue a la segunda línea en blanco delimitadora o tercera línea en blanco si hay bloque de mensaje. El nombre de la tarjeta es la primera entrada y debe comenzar en las cinco primeras columnas. La siguiente entrada requerida, está separada por uno o más espacios en blanco.

Categoría de entrada de los datos:

Nombres en la tarjeta MCNP-4B

Modo (Identificación)	Modo (codificación)
Parámetros de celda y superficie	IMP: P
Especificación de la fuente	SDEF
Especificación de salida	Fn, En
Especificación del material	Mn
Corte del problema	NPS

II.3.8 TARJETA DE MODO

El usuario puede ejecutar el código MCNP-4B para modos diferentes:

MODO	TRANSPORTE
N	Sólo neutrones
N P	Neutrones y fotones inducidos por neutrones
P	Sólo fotones
E	Sólo electrones
P E	Fotones y electrones inducidos por los fotones
N P E	Neutrones, fotones y electrones inducidos por neutrones.

II.3.9 TARJETA DE PARÁMETROS DE CELDAS Y SUPERFICIES

En la mayoría de casos estas tarjetas definen valores de los parámetros de celdas. Las entradas corresponden para las tarjetas celdas o superficies que aparecen en el archivo de INP. En esta entrada se introduce la tarjeta con el símbolo IMP seguido de dos puntos (:) y posteriormente la letra N, P o E, para neutrones, fotones o electrones, respectivamente. Es decir, IMP: N o IMP: P o IMP: E.

II.3.10 TARJETA DE ESPECIFICACIÓN DE LA FUENTE

La entrada para definir la tarjeta fuente SDEF es uno de los cuatros métodos disponibles para definir la salida de partículas.

La tarjeta SDEF permite definir los parámetros básicos de la fuente, algunos de estos parámetros son:

P O S = XYZ.

C E L = Número de la celda de salida de las partículas.

E R G = Energía de salida.

W G T = Peso de salida.

T M E = Tiempo.

P A R = Tipo de partícula de la fuente.

El código MCNP-4B determinará el número de celdas de partidas para una fuente puntual isotrópica, así la entrada CEL no será necesaria. La dirección de salida de las partículas es isotrópica por defecto.

II.3.11 TARJETA DE ESPECIFICACIÓN DE SALIDA

El código MCNP-4B, utiliza la tarjeta de salida para especificar el tipo de información que se requiere, por ejemplo, la corriente a través de una superficie, el flujo en un punto dado, etc. El usuario puede solicitar esa información con una o más entradas.

Así tendremos:

COMANDO DE SALIDA

F1: N o F1: P o F1: E

F2: N o F2: P o F2: E

F4: N o F4: P o F4: E

F5: N o F5: P

F6: N o F6: N, P o F6: P

F7: N

F8: P o F8: P, E o F8: E

DESCRIPCIÓN

Corriente a través de la superficie.

Flujo a través de la superficie.

Longitud de traza del flujo en una celda.

Flujo en un punto.

Longitud de traza de la energía depositada.

Longitud de traza de la energía de fisión depositada.

Distribución de energía de los pulsos creados en un detector.

El usuario podrá identificar las salidas por los tipos de partículas y salidas de información propiamente dichas. Las salidas de información están dadas por números 1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, o incrementos de 10 en adelante, estas celdas son dadas por designadores de partículas: N, P, E (N, P sólo en el caso de las salidas de información tipo F6 y P, E sólo para el tipo F8).

II.3.12 ESPECIFICACIONES DE LOS MATERIALES

En esta sección del programa, el usuario puede especificar tanto la composición isotrópica de los materiales, así como también las evaluaciones de la sección eficaz que serán usados en las celdas. Por ejemplo, la tarjeta material Mn se usa para especificar todas las celdas que contienen "m" material, teniendo en cuenta que "m" no puede exceder de cinco dígitos.

La tarjeta material Mn corresponde al número del material en la tarjeta celda. Los pares consecutivos de entradas en la tarjeta material consisten en el número de identificación (ZAID) del elemento constituyente o isótopo seguido por la fracción atómica (o fracción en peso si la entrada es un número negativo) del elemento o nucleído. Se requiere definir todos los elementos y nucleídos de las celdas.

Los números de identificación del nucleído son utilizados para identificar al elemento o nucleído deseado. Una forma del número es, por ejemplo: **ZZZAAAnnX**, donde:

ZZZ es el número atómico del elemento,

AAA es el número de masa del nucleído,

nn es el identificador de evaluación de la sección eficaz, si hay un blanco o un cero se usará una evaluación de la sección eficaz por defecto,

X es el tipo de dato, que puede ser: **C** si es la energía continua; **D** si es una reacción discreta; **T** si es térmica, **Y** si es dosimétrica; **P** si es un fotón, **E** si es un electrón y **M** si es un multigrupo.

En esta sección la fracción de nucleído puede ser normalizada o dejarse sin normalizar. Por ejemplo, si el material fuera H₂O las fracciones deberían ingresarse como 0.6667 y 0.333 o como 2 y 1 para H y O, respectivamente. Si las fracciones son ingresadas con signo negativo, entonces serán fracciones en peso, de otra manera serán fracciones atómicas.

II.3.13 PROBLEMA DE CORTE

El usuario podrá usar las tarjetas de corte para especificar los parámetros y de esta manera terminar con la ejecución del código MCNP-4B. Para el presente trabajo se usó sólo la tarjeta de corte de la historia (NPS). El mnemotécnico NPS es seguido por una sola entrada que especifica el número de historias para transportar. El MCNP-4B terminará después de NPS historias a menos que haya terminado antes por alguna otra razón.

II.3.14 EJECUCIÓN Y EL PLOTEO EN EL CÓDIGO MCNP-4B

El usuario deberá tener un claro conocimiento del uso de la línea de ejecución, para ello se tendrá en cuenta lo siguiente:

- ARCHIVOS

El código MCNP-4B utiliza varios archivos para la entrada y salida. Los nombres de los archivos no pueden tener más de ocho caracteres. El archivo INP debe estar presente como un archivo local. El código MCNP-4B, creará los archivos OUTP y RUNTPE. A continuación mostraremos algunos de los archivos.

NOMBRE DEL ARCHIVO PREDEFINIDO	DESCRIPCIÓN
INP	Archivo de entrada.
OUTP	Archivo de salida binario.
RUNTPE	Archivo binario de reinicio.
XSDIR	Directorio sección eficaz.

Para ejecutar el código MCNP-4B sólo se requiere ir al DOS, ingresar al directorio MCNP y ejecutar el archivo de entrada. Por ejemplo, en el presente trabajo uno de los archivos de entrada se llama: Jerry5, entonces se tendrá que dígitar:

MCNP i= jerry5 o=1 r=2

- OPCIONES

Dentro del código MCNP-4B se ejecutan cinco operaciones distintas, asignando a cada una un nombre de módulo. Estas operaciones son:

OPCIONES	MODULO	OPERACIONES
i	IMCN	Procesar el archivo de entrada.
p	PLOT	Plotear la geometría.
x	XACT	Procesar la sección eficaz.
r	MCRUN	Transportar partículas.
z	MCPLLOT	Plotear los resultados de tallies y secciones eficaces.

II.3.15 PLOTEO DEL CÓDIGO MCNP-4B

Antes de proceder a plotear necesitamos tener un archivo de entrada (INPUT) en el directorio. Por ejemplo, asumiendo un archivo creado como por ejemplo: jerry5, entonces se tiene lo siguiente:

```
MCNP ip i=jerry5
```

Seguidamente aparecerá en el prompt

```
Plot>
```

Luego de esto debemos escribir el factor seguido de un número cualquiera entre cero y uno, que servirá para aumentar o disminuir la figura obtenida. Este plot mostrará la intersección de las superficies usadas en el programa creado inicialmente.

II.3.16 ESTRUCTURAS DEL ARCHIVO DE SALIDA DEL CÓDIGO MCNP-4B

Dentro de la estructura de salida del archivo el usuario puede encontrar la información solicitada por el archivo de entrada, ya sea por fluencia, energía depositada por unidad de masa u otras opciones que el usuario requiera. Asimismo, este archivo mostrará los errores que el usuario pudiera cometer al diseñar un programa.

Otras de las opciones que muestra el código MCNP-4B, son las interacciones de los procesos de creación de cada tipo de partículas y el tiempo que duró la ejecución del programa, con respecto al número de historias dadas.

La ejecución del código MCNP-4B, puede concluir por algunas razones, como por ejemplo, el número de historias, errores fatales producidos o porque el usuario quiera interrumpirlo por algún motivo que considere pertinente.

II.3.17 ESTIMACIÓN DE ERROR EN EL CÓDIGO MCNP-4B

El código MCNP-4B muestra el resultado en forma de tallies (conteos), que puede estar referido a la corriente de partículas, deposición de energía, etc. Un tally es la capacidad de estimar, la cual es obtenida al sumar todos los promedios de todas las historias. Los tallies del código MCNP-4B están normalizados y son impresos en la salida

del mismo, acompañados de un segundo número R, que indica el error relativo estimado y que define la desviación estándar estimada del promedio $S_{\bar{X}}$ dividida por el promedio estimado \bar{X} :

$$R = \frac{S_{\bar{X}}}{\bar{X}} \quad (2)$$

donde \bar{X} es el valor promedio de los resultados x_i para todas las N historias, que han sido calculadas en el problema, dados por la siguiente relación:

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3)$$

y $S_{\bar{X}}$ es la desviación estándar estimada de la población de \bar{X} , la cual está relacionada con los valores de X_i , los cuales fueron calculados. Esa desviación estándar está dada por la siguiente ecuación:

$$S_{\bar{X}} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2}}{\sqrt{N}} \quad (4)$$

En el código MCNP-4B, las cantidades requeridas para estimar el error, son calculadas después de ejecutar cada historia completa, donde se debe considerar el hecho que las diferentes contribuciones a un tally de la misma historia correlacionada, y que R es proporcional a $\frac{1}{\sqrt{N}}$, donde N indica el número de historias que fueron corridas en el programa. Esto permite realizar el siguiente análisis: Si deseamos disminuir el valor de R, por ejemplo, a la mitad, necesitaremos aumentar el número de historias cuatro veces. Para un tally pobremente comportado, R se puede incrementar conforme el número de historias incrementadas. Si deseamos estimar la confiabilidad del resultado respecto a su aproximación real debemos tener en cuenta el error relativo. Es imprescindible tener en cuenta que esta confiabilidad está relacionada con la precisión del cálculo Monte Carlo y no con la exactitud del resultado comparado con el verdadero valor físico. Se requiere de un análisis detallado de la incertidumbre en los datos físicos, así como también del sistema modelado, las técnicas de muestreo y las aproximaciones usadas en el cálculo. El código

MCNP-4B, proporciona un alcance respecto al intervalo de confianza para varios valores de R, que da como resultado el ejecutar el programa, como sigue en la siguiente Tabla 2:

Tabla 2. Significado del valor de R.

RANGO DE R	CALIDAD DE LA INFORMACIÓN
0.5 a 1	Sin sentido.
0.2 a 0.5	No confiable.
0.1 a 0.2	Cuestionable.
< 0.10	Generalmente aceptable, excepto para detectores puntuales.
< 0.05	Generalmente aceptables para detectores puntuales.

II.3.18 DEFINICIÓN DE LA GEOMETRÍA EN EL PROGRAMA MCNP-4B

La geometría MCNP-4B trata de una configuración tridimensional arbitraria, de materiales creados por el usuario en celdas geométricas delimitadas y definidas por intersección, uniones de diversas regiones. A su vez las celdas están definidas por coeficientes asignados en la elaboración del problema a evaluar, y se puede elaborar figuras geométricas como cajas, cilindros, esferas, etc. Que pueden combinarse adecuadamente para dar forma a la geometría deseada. El programa cuenta con la capacidad de hacer una gráfica rápida acerca de la geometría del problema, para ayudar al usuario a ubicar la forma deseada y/o corregirla de ser necesaria. El MCNP-4B trabaja con celdas en el sistema cartesiano.

II.4 RADIOLOGÍA DENTAL

En el uso de los rayos X para exámenes dentales se debe tener en cuenta los principios bajos los cuales funcionan estos equipos así como también las características que deben tener ya que tanto el espectro de energía, la distancia foco-objeto, mili amperaje, filtro, así como otras características variarán para otros tipos de usos, como una placa de tórax, abdomen u otra región que requiera de una exposición de rayos X.

II.4.1 RAYOS X EN EXÁMENES DENTALES

Los equipos dentales de rayos X se constituyen en una herramienta útil para los profesionales odontólogos, ya que contribuyen al mejor diagnóstico del paciente atendido y, por ende, a un tratamiento eficaz. Sin embargo, por tratarse de un equipo emisor de radiación X, su utilización ocasiona dosis de radiación de las cuales se debe proteger al operador y también al paciente.

Los requerimientos reguladores en el Perú, exigen el cumplimiento de ciertos requisitos de seguridad en el equipo, los ambientes y los procedimientos, con el propósito de proteger a las personas.

II.4.2 CARACTERÍSTICAS DE UN EQUIPO DE RAYOS X DENTAL

Las características que debe cumplir un equipo de rayos X dental son las siguientes:

- El Kilo voltaje no debe ser menor que 50 kV, prefiriéndose equipos con valores entre 65 - 90 k V.
- La filtración mínima total del tubo debe ser de 1,5 mm de Al para equipos que tienen hasta 70 kV y de 2,5 mm Al para equipos con más de 70 kV. Esta filtración ayuda a reducir la radiación de baja energía que sólo llega a la piel del paciente y que no contribuyen en la obtención de la imagen.
- El cabezal del tubo debe poseer un blindaje adecuado para reducir la radiación de fuga a menos de 1 m Sv/h a 1 metro del tubo de rayos X.
- Se debe usar un cono-espaciador o cilindro para definir el campo en la radiografía dental corriente (utilizando películas intraorales), que asegure una distancia mínima foco-piel de 20 cm para aparatos que funcionan a más de 60 kV y de 10 cm para aparatos que funcionan a 60 kV o menos. Este tipo de colimador disminuye la radiación dispersa a otros órganos y tejidos del paciente, así como en el operador.
- Se deben utilizar preferentemente los cilindros metálicos abiertos en los extremos o conos divergentes en vez de los conos convergentes (vértice sobre la piel), y el

diámetro del campo en el extremo del cono no debe exceder 6 cm y en ningún caso debe ser mayor de 7,5 cm.

- Debe haber en el comando la indicación del tiempo de exposición, corriente y tensión aplicada al tubo de rayos X. En el caso de que la tensión y corriente sean constantes, estos valores deben estar impresos claramente en el aparato de rayos X.
- Para radiografía dental convencional, el límite máximo del cronómetro que mide la exposición no debe exceder 5 segundos. Es imperativo que el cronómetro pueda reproducir fielmente los tiempos cortos de exposición que se necesitan para películas hipersensibles. El disparador debe ser de rearme y solamente debe funcionar cuando se le mantiene presionado.

El equipo de rayos X debe ser mantenido en condiciones adecuadas de funcionamiento y ser sometido a verificaciones de desempeño regularmente, dentro de un programa de control de calidad.

II.4.3 CONDICIONES DEL AMBIENTE DONDE FUNCIONA EL EQUIPO

El ambiente donde se instala el equipo de rayos X, debe cumplir las siguientes condiciones.

- El equipo de rayos X puede ser instalado en un consultorio, sala o en otro ambiente, donde las paredes tengan un espesor mínimo de 15 cm de ladrillo sólido o 1 mm de plomo. Este ambiente debe contar con la señal de advertencia de radiaciones.
- Se debe evitar la instalación de equipos pantográficos en la misma sala de cirugía odontológica donde se llevan a cabo muchas actividades distintas, ya que existe el riesgo de una exposición de dosis dispersa a otras personas ajenas al examen radiográfico.
- Es necesario tener una barrera de protección para el operador, cuyo espesor sea de 0,5 mm de plomo o de 15 cm de concreto, cuando la cantidad de trabajo es mayor de 250 películas periapicales o 30 panorámicas (u otra) por semana.

II.4.4 REGLAS PARA EL MANEJO DEL EQUIPO DE RAYOS X

Para el manejo del equipo de rayos X, se debe cumplir las siguientes reglas:

- No debe dirigirse el haz directo hacia ninguna otra persona que no sea el paciente y hacia al área de la región donde se realizará el examen.
- La placa radiográfica siempre debe ser sostenida por el paciente.
- El equipo debe dispararse a una distancia no menor a 2 m del tubo, colocándose el operador preferiblemente en un ángulo entre 90° y 135° del eje del haz.
- El paciente debe ser protegido por un delantal plomado en la zona gonadal.
- La silla donde se examina al paciente debe estar dispuesta de manera que el haz directo se dirija a zonas desocupadas o poco transitadas.
- Se debe ajustar la técnica y tomar en cuenta las normas de protección especialmente cuando se traten de niños y mujeres embarazadas.
- Se debe tener especial cuidado en el revelado de las películas. En forma periódica se debe hacer un mantenimiento de la caja o sistema de revelado.
- Las personas que asisten a los niños u otras personas, deben evitar la radiación directa y colocarse un delantal plomado. Una misma persona no debe realizar esta actividad regularmente.
- En forma periódica, al menos una vez cada dos años, se debe someter el equipo a un control de calidad. Este servicio puede ser solicitado a la Dirección General de Seguridad Radiológica del IPEN, así como otros relacionados con la protección contra radiaciones.

II.5 DOSIMETRÍA

Es la medición de la dosis de radiación emitida por una fuente radioactiva, los efectos de la radiación son dependiente del área total cubierta, por ejemplo, si todo el cuerpo es expuesto, entonces sería considerado como la radiación de un cuerpo entero, pero en cambio si sólo se expone a una cierta área localizada del cuerpo, esto en radiología dental se denomina radiación de un área específica.

II.5.1 MEDIDAS DE LAS UNIDADES DE RADIACIÓN

En el año 1985, la ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) presento un concepto de unidades operacionales especiales para el monitoreo del área y medición individual de cualquier fuente de radiación externa al cuerpo humano, en la Tabla 3 se muestra la equivalencia.

Tabla 3. Unidades de radiación.

UNIDADES TRADICIONALES	UNIDADES SISTEMA INTERNACIONAL
ROENTGEN (R)	COULOMB POR KG
RAD	GRAY
REM	SIEVERT

ROENTGEN(R): Es la unidad tradicional para medir la irradiación, que a su vez este mide la ionización en el aire. No hay ninguna unidad de S.I. exacta comparable para el Roentgen, pero de acuerdo con el sistema métrico es medido en coulomb por kilogramo.

RAD / GRAY: El rad o dosis de radiación absorbida es la unidad tradicional para medir la energía absorbida por el cuerpo. La unidad S.I es el Gray (Gy)

$$1\text{Gy} = 100 \text{ rad} \quad (5)$$

REM / SIEVERT: El REM (Roentgen equivalent man) es la unidad tradicional usada para comparar los efectos de los diferentes tipos de raditaciones ionizantes. La unidad en el S.I. es el Sievert (Sv)

$$1\text{Sv} = 100 \text{ REM} \quad (6)$$

II.5.2 ENERGÍA IMPARTIDA

La energía impartida Σ , por la radiación ionizante a la materia contenida en un volumen dado se define como:

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_{in} - \sum \varepsilon_{ou} + \sum Q, \quad \text{Joules}$$

donde:

$\sum \varepsilon_{in}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen considerado.

$\sum \varepsilon_{ou}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan abandonado el volumen considerado.

$\sum Q$, es la suma de las energías equivalentes a las masas en reposo generadas o destruidas durante las transformaciones de núcleos y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen considerado. El signo de Q estará dado según:

$Q = 0$, no hubo cambio de masa en reposo alguno debido a las interacciones ocurridas.

$Q < 0$, cuando ha aumentado la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, éste ha sufrido una disminución en la cantidad Q de energía, que ya no estará disponible para ser impartida.

$Q > 0$, cuando ha disminuido la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, este se ha incrementado en la cantidad Q de energía, luego habrá más energía radiante disponible para ser impartida.

II.5.3 DOSIS ABSORBIDA

Es el cociente entre $d\bar{\varepsilon}$ y dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía impartida media por la radiación ionizante a una masa dm de materia. Está dada por:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (8)$$

y su unidad es $J.kg^{-1}$, la cual se conoce como Gray, abreviado Gy. Es importante precisar el concepto de paso al límite incluido en esta expresión y la definición de D como cociente

diferencial. Para ello supongamos que un campo de radiación incide sobre una determinada masa y que nos interesa observar las variaciones del cociente

$$\frac{\varepsilon}{m} \quad (9)$$

a medida que disminuimos la masa. En general se encuentra que si la masa es grande, o equivalentemente el campo de radiación no es uniforme dentro de esa masa, el cociente se incrementa a medida que la masa se reduce. Continuando con la disminución de la masa, se llega a una región de valores de masa, en la que el campo de partículas es suficientemente uniforme a través de todo el volumen de la masa irradiada, de tal forma que se verifica en ese caso que el cociente es constante. Este valor del cociente corresponde a la definición de la dosis absorbida como cociente diferencial en las condiciones del límite físico antes mencionado. Con una ulterior reducción de la masa, el cociente $\frac{\varepsilon}{m}$, diverge, pudiendo oscilar ya sea en más o en menos, en forma cada vez más pronunciada, conforme se reduce la masa. En el caso extremo de una masa muy pequeña, en la que puede o no existir una interacción, $\frac{\varepsilon}{m}$ tomará el valor cero o uno muy grande, manifestando la característica discreta de los eventos de interacción en la región submicroscópica.

II.5.4 TASA DE DOSIS ABSORBIDA

Cuando la dosis es absorbida en una magnitud macroscópica, admite variación espacial o gradiente y variación temporal o tasa. La tasa de dosis es el cociente entre dD y dt definido por:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (10)$$

donde dD es el incremento de la dosis absorbida en el intervalo de tiempo dt y la unidad de \dot{D} es $J.kg^{-1}.s^{-1}$ o $Gy.s^{-1}$.

II.5.5 KERMA

El Kerma K es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes sin carga, en una masa dm . Su nombre proviene del acrónimo de **k**inetic **e**nergy **r**elease in **m**atter y es definido como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (11)$$

y cuya unidad es $J.kg^{-1}$ conocida como Gray (Gy), igual que para la dosis absorbida.

Tasa de Kerma, \dot{K}

El Kerma también se puede expresar como variación temporal por el cociente,

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (12)$$

y cuya unidad: $J.kg^{-1}$ o $Gy.s^{-1}$.

II.5.6 CONSIDERACIONES DE LAS RADIACIONES IONIZANTES

Una característica de la radiación indirectamente ionizante, es depositar su energía a través de un proceso de dos etapas. En la primera etapa se produce la interacción por la cual se transfiere energía a partículas secundarias cargadas y en la segunda etapa dichas partículas secundarias entregan energía a la materia. Por lo tanto, la contribución a la dosis absorbida a través de la interacción de radiación indirectamente ionizante (rayos X, gamma o neutrones) es considerable. Si bien cada interacción inicial implica la transferencia, en un solo evento, de una gran cantidad de energía, son las partículas secundarias cargadas producidas las que imparten energía en una sucesión de eventos de ionización y excitación; fenómenos que en forma colectiva serán los causantes del efecto observado. Dado que una fracción de las partículas secundarias cargadas saldrá de la masa expuesta, la energía que ellas transportan no contribuye a la dosis absorbida. Esta energía se repone creando un campo de electrones secundarios que acompañen al campo de radiación incidente, con lo cual se establece la condición de equilibrio electrónico. Bajo esta

condición se logra la máxima dosis absorbida correspondiente con la fluencia de energía del campo de radiación incidente.

La condición de equilibrio electrónico se refiere a la energía que transportan las partículas cargadas y no a su número. En la práctica, la condición de equilibrio electrónico, se consigue interponiendo entre la masa a irradiar y el campo de radiación, un material irradiado y cuyo espesor sea igual al alcance de los electrones más energéticos producidos en éste por el campo de radiación.

II.5.7 RELACIÓN ENTRE D Y K

En condición de equilibrio electrónico y considerando despreciable, en primera aproximación, la pérdida de energía por radiación de frenamiento, se cumple que el coeficiente de absorción másico de energía es igual al coeficiente de transferencia másico de energía, en consecuencia bajo estas hipótesis, la dosis absorbida es numéricamente igual al Kerma. La fracción de pérdida de energía por radiación de frenamiento, se considera despreciable para energías de fotones de hasta algunos MeV.

II.5.8 EXPOSICIÓN

La magnitud exposición X , se define como el cociente dQ/dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones, en un volumen elemental de aire cuya masa es dm , son completamente frenados en el aire.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (13)$$

y cuya unidad es $C.kg^{-1}$. La unidad práctica adoptada originalmente para esta magnitud, fue el Roentgen (R), con una equivalencia de $1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} C.kg^{-1}$. En la actualidad, la magnitud exposición dada en unidades de R o $C.kg^{-1}$, se reemplaza por la magnitud Kerma en aire y su correspondiente unidad es el Gy.

II.6 MAGNITUDES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

La dosimetría de las radiaciones ionizantes es muy importante en el ámbito de la radioprotección, por eso debemos conocer cuáles son las unidades más utilizadas y sus respectivas definiciones para saber y poder expresar los daños causados por estas en el organismo de una persona que se expone a este tipo de radiación.

II.6.1 DOSIS ABSORBIDA MEDIA EN ÓRGANO

Con el propósito de tener una expresión que cuantifique la protección radiológica se ha definido la siguiente magnitud:

$$D_T = \frac{\epsilon_T}{m_T} \quad (14)$$

cuya unidad es $J.kg^{-1} = Gy$, donde ϵ_T es la energía total impartida a un tejido u órgano de masa m_T , la cual puede variar desde algunos gramos, para los ovarios, hasta más de 70 kg para todo el cuerpo. Lo que implica mencionar el factor de calidad de radiación Q .

La dosis absorbida D o la dosis absorbida media en órgano D_T , no son magnitudes suficientes para caracterizar la probabilidad de daño o detrimento en la salud, que puede resultar de la irradiación. Al intentar cuantificar el riesgo de efecto biológico por irradiación, se ha encontrado que éste no depende sólo de la energía depositada por unidad de masa de tejido irradiado (dosis absorbida) sino también del modo en que esta energía es distribuida microscópicamente a lo largo de la trayectoria de la partícula cargada. Por ello se ha introducido un factor de peso asociado al tipo de radiación, llamado factor de calidad Q . Está definido en función del coeficiente de transferencia lineal de energía irrestricto L_∞ en agua, y sus valores son conservativos respecto de la eficiencia biológica relativa (RBE en inglés) para los efectos biológicos, según distintos tipos y energías de las radiaciones. La relación funcional $Q(L)$ actual, propuesta por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, en inglés), se muestra en la Tabla 4.

Tabla 4. Relación funcional Q(L).

L_{∞} (KeV/ μm) en agua	Q(L)
< 10	1
10 a 100	0.32 - 2.2
> 100	$300 / \sqrt{L}$

II.6.2 FACTOR DE PONDERACIÓN DE LA RADIACIÓN

Una revaluación de la información biológica y de los resultados de los cálculos de dosis equivalente, utilizando el factor de calidad Q, ha demostrado que este factor no representa un modo adecuado de ponderación para el amplio espectro de partículas y energías. Esto es así en razón de no contar con una adecuada comprensión teórica de los complejos fenómenos asociados y de la limitada evidencia experimental que se dispone, todo lo cual sugiere adoptar una postura más cauta. En consecuencia se ha optado por introducir un nuevo factor, llamado factor de ponderación de la radiación, w_R , basado en el tipo y calidad de la radiación incidente sobre el cuerpo cuando se trata de la irradiación externa o de la emitida por radioisótopos, cuando éstos están depositados internamente en el cuerpo.

Esto quiere decir que ahora no se requiere del conocimiento del tipo y calidad de la radiación que causa la dosis en el punto de interés, dentro del tejido u órgano, para la elección del factor w_R , como ocurría con el factor de calidad Q. En la Tabla 5 se muestran los valores para los factores de ponderación de la radiación w_R según distintos tipos de radiaciones, los que han sido seleccionados por la ICRP, para reflejar la efectividad biológica relativa RBE de las radiaciones en la producción de efectos estocásticos a bajas dosis.

Tabla 5. Factores de ponderación de la radiación

Tipo de radiación	W_R
Fotones de todas las energías	1
Electrones y muones, todas las energías	1
Neutrones con energías, < 10 KeV	5
10 KeV a 100 KeV	10
>10 KeV a 2MeV	20
>2 MeV a 20 MeV	10
>20 MeV	5
Protones, salvo los de retroceso, de E >2MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fisión y núcleos pesados	20

II.6.3 DOSIS EQUIVALENTE EN UN ÓRGANO O TEJIDO

Se define como el producto de la dosis absorbida media en el órgano o tejido T y el factor de ponderación de la radiación,

$$H_T = W_R \cdot D_{TR} \quad (15)$$

y cuya Unidad es: J.Kg⁻¹

La unidad de la magnitud dosis equivalente en órgano o tejido recibe el nombre de Sievert (Sv). Para el caso de campos de radiación compuestos por diferentes tipos de partículas y energías la expresión más general para la definición de la dosis equivalente en órgano H_T es:

$$H_T = \sum_R W_T \cdot D_{TR} \quad (16)$$

II.6.4 FACTOR DE PONDERACIÓN DE LOS TEJIDOS U ÓRGANOS

El riesgo de la ocurrencia de efectos de carácter estocásticos, no sólo depende del tipo de radiación considerado por medio del factor W_T sino que distintos órganos y tejidos muestran diferente radio-sensibilidades para determinados efectos. La consideración de este comportamiento se introduce con otro factor de ponderación por

órgano o tejido, W_T , modificante de la dosis equivalente en un tejido u órgano. Los órganos y tejidos para los cuales la ICRP (International Commission on Radiological Protection) asigna valores específicos del factor W_T , son los indicados en la Tabla 6.

Tabla 6. Factores de ponderación de los tejidos.

Tejido u órgano	W_T
Gónadas	0.20
Médula ósea (roja)	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estómago	0.12
Vejiga	0.05
Mamas	0.05
Hígado	0.05
Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Superficie ósea	0.01
Resto	0.05

El resto está compuesto, a los efectos del cálculo, de los tejidos u órganos adicionales siguientes; glándulas suprarrenales, cerebro, intestino grueso superior, intestino delgado, riñón, músculo, páncreas, bazo, y útero. La lista incluye órganos que son propensos a ser irradiados selectivamente. Se reconoce que algunos de los órganos de esta lista son susceptibles de inducir cáncer. Cuando otros tejidos u órganos sean identificados como de riesgo por inducción de cáncer, serán incorporados, ya sea con un W_T específico o en la lista que constituye el resto.

El resto puede llegar a contener tejidos u órganos irradiados selectivamente. Los valores de W_T son de aplicación a una población de referencia con igual número de individuos de ambos sexos y para un amplio intervalo de edades. En los casos excepcionales en que un solo tejido u órgano del resto, recibe una dosis equivalente que excede a la dosis máxima en cualquiera de los doce órganos para los que se especifica el factor de ponderación, se asignará un valor de 0,025 al correspondiente factor W_T y de 0,025 para la dosis media en el remanente del resto.

H.6.5 DOSIS EFECTIVA

La dosis efectiva se define por medio de una doble sumatoria, de los productos de la dosis absorbida media en órgano por los correspondientes factores de ponderación de radiación y de órgano,

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (17)$$

y cuya unidad es: $J.Kg^{-1} = Sv$. En forma explícita

$$E = \sum_T W_T \cdot \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad (18)$$

donde $D_{T,R}$ indica la dosis absorbida media en el órgano o tejido T debida a la radiación del tipo R. La radiación que incide sobre el cuerpo es producida por una fuente externa o emitida por un radio nucleído incorporado al cuerpo. La dosis efectiva es de aplicación a trabajadores ocupacionalmente expuestos y al público, de ambos sexos.

Dado que la dosis equivalente y toda magnitud que se derive de ella, no pueden cuantificarse por medición directa, se han desarrollado magnitudes medibles, llamadas operacionales, para su aplicación práctica en protección por irradiación externa. Estas magnitudes permiten una razonable aproximación en la estimación de la dosis efectiva y equivalente en la piel. En su definición se incorpora el concepto del efecto que produce la presencia del cuerpo del receptor, es decir, la persona expuesta, modificando el campo incidente en el punto de medición. A su vez para considerar el grado de penetración de la radiación, las magnitudes se especifican para determinadas profundidades en el cuerpo.

A diferencia de la definición de la dosis equivalente en tejido, empleando el factor de ponderación W_R , las magnitudes operacionales de dosis equivalente, por ser funciones del punto, mantienen en su definición la ponderación de la dosis absorbida con el factor de calidad de radiación Q. Así la dosis equivalente se define como:

$$H = Q \cdot D \quad (19)$$

cuya unidad es: $\text{J.Kg}^{-1} = \text{Sv}$. Dos consideraciones prácticas, afines con la respuesta isotrópica y uniformidad de irradiación de los elementos detectores contenidos en los dispositivos usuales de medición, son estipuladas para los campos de radiación asociados a las definiciones, que son respectivamente:

- Campo expandido: los campos de radiación en el punto de medición se expanden conservando la fluencia y distribución espectral y angular.
- Campo alineado: los campos de radiación en el punto de medición son llevados a coincidir en una dirección.

II.6.6 EXPOSICIÓN ANUAL A LA RADIACIÓN

Cada año las personas son expuestas a diversos tipos de radiación ionizante, y reciben una dosis media de 3.6 m Sv (360 m REM) por año, donde además la dosis real depende del grado de exposición a las fuentes de radiaciones ionizantes.

II.6.7 EXPOSICIÓN OCUPACIONAL

El reconocimiento de los efectos perjudiciales de la radiación y del riesgo relacionado con su uso, ha conducido al establecimiento de una limitación, denominada EQUIVALENTE DE DOSIS PERMISIBLE MÁXIMA (DPM), que representa la cantidad de radiación recibida por individuos sometidos a exposición laboral. Definida por los Consejos Nacional e Internacional de Protección Frente a la Radiación y Mediciones (NCRP e ICRP) [15], la DPM es la dosis máxima que una persona, parte de una persona o parte determinada podrá recibir en un periodo de tiempo específico. La Tabla 7, muestra la cantidad de dosis depositada para el personal que labora con radiaciones ionizantes, así como el público que se debe someter a un examen de este tipo.

Tabla 7. Cantidad de dosis permitida.

	OCUPACIONAL	PÚBLICO
DOSIS EFECTIVA	20*	1
DOSIS EQUIVALENTE EN CRISTALINO	150	15
PIEL	500	50
MANOS Y PIEL	500	-

*Este valor se promedia a lo largo de 5 años (100 mSv en 5 años) Tomado de International Commission on Radiological protección: Tabla 5-4, ICRP Publ. 60, 1990.

Esa definición tiene en cuenta varios hechos radiobiológicos importantes: La capacidad de las células para reparar el daño por radiación y las diferentes radiosensibilidades de los diversos órganos del cuerpo. La DPM se expresa en Sv (Sieverts) para incluir la radiación ionizante tanto de partículas como electromagnética. Con dosis iguales a la DPM el riesgo no es cero pero resulta pequeño y similar a los riesgos existentes en otras ocupaciones. No se han demostrado “efectos” o lesiones como consecuencia de la exposición a la DPM [16].

El límite de dosis efectiva actual permite que los individuos expuestos por motivos laborales, reciban una dosis corporal total de 20 mSv por año, ver Tabla 7. Debido a su composición celular, los distintos órganos o partes del cuerpo tienen sensibilidades diferentes frente a la radiación. Así, para evitar efectos determinísticos (efectos cuya severidad varía con la dosis y para los que suele existir un umbral). Los ejemplos incluyen cataratas, fibrosis y ciertas alteraciones hematológicas, se recomienda un límite de dosis equivalente anual de 150 mSv para el cristalino y de 500 mSv para todos los demás órganos y tejidos, incluyendo la piel y las extremidades.

II.6.8 EXPOSICIÓN Y DOSIS EN EL PACIENTE

La dosis del paciente a consecuencia de una radiografía dental se suele especificar como la cantidad de radiación recibida por un órgano específico. Una de las mediciones más comunes es la exposición superficial, obtenida por medición directa, es la

forma más simple de registrar la exposición de un paciente a los rayos X. Con poco significado en sí misma, se usa para calcular las dosis recibidas por los órganos situados en el punto de medición o cerca de él. Entre los demás órganos diana comunicados con frecuencia se incluyen médula ósea, glándula tiroides, cristalino ocular y gónadas. Existe una preocupación particular por la exposición de la tiroides, debido a que esa glándula exhibe una de las tasas más altas de cáncer inducido por radiación [17].

II.6.9 MECANISMOS PARA REDUCIR LA EXPOSICIÓN Y LA DOSIS

La decisión de usar la radiografía para diagnosticar se basa en el juicio profesional de su necesidad, teniendo en cuenta los beneficios probables para la salud global del paciente. Una vez tomada esa decisión, el odontólogo tiene la obligación de obtener la máxima información por unidad de exposición a los rayos X [18], el conocimiento de los riesgos potenciales asociados al uso de radiación ionizante y de su contribución al aumento de los costos de la atención sanitaria, es el primer paso para reducir la exposición y la dosis en el campo de la radiografía diagnóstica. Una vez obtenido ese conocimiento, el segundo paso es la utilización de técnicas, materiales y equipos que optimicen el proceso radiológico. La optimización del proceso radiológico constituye la mejor forma de asegurar un beneficio máximo, para el paciente, con un mínimo de exposición del paciente y del operador.

II.6.10 EXPOSICIÓN ANUAL DE LA RADIACIÓN

Todas las personas se encuentran expuestas a diferentes fuentes de radiación, directa o indirectamente. En la Figura 8, podemos observar el porcentaje de dosis al cual nos vemos expuestos y que tipos de dosis son las que presentan mayor incidencia.

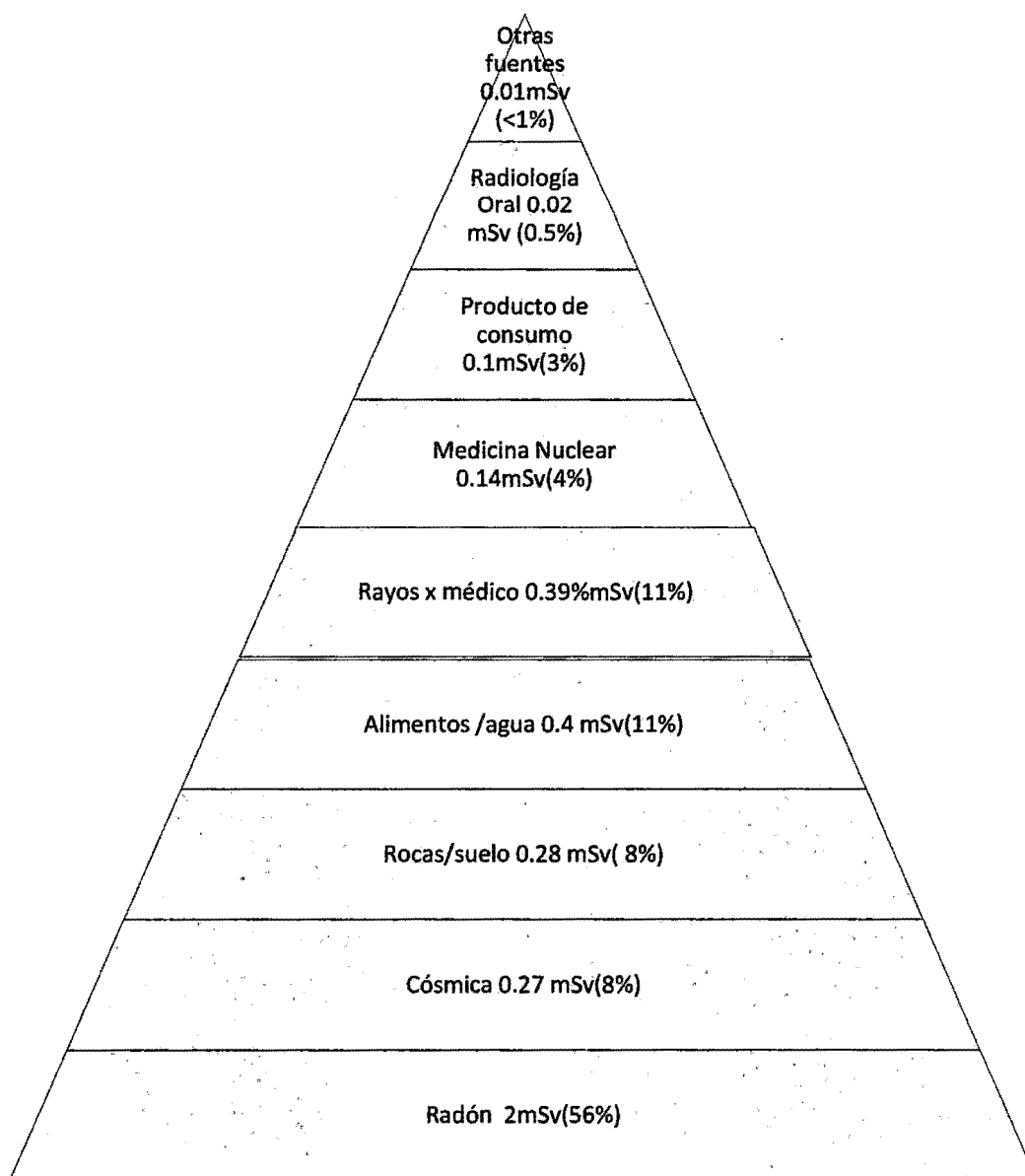


Figura 8. Representación de la dosis que recibe una persona debido a la exposición en el medio ambiente.

Artículo publicado por ICRP (National Council on Radiation Protection and Measurements). 2007

Tabla 8. Dosis equivalente efectiva de algunos exámenes radiográficos típicos.

Periapical completo (Redondo)	60 μSv
Periapical completo (Rectangular)	27 μSv
Panorámica	7 μSv
Cefalométrica	220 μSv
Pecho	80 μSv
Tracto Superior	2400 μSv
Radiación Natural	3000 μSv

Artículo publicado por la ICRP (National Council on Radiation Protection and Measurements). 2007

II.6.11 DOSIS EQUIVALENTE EFECTIVA

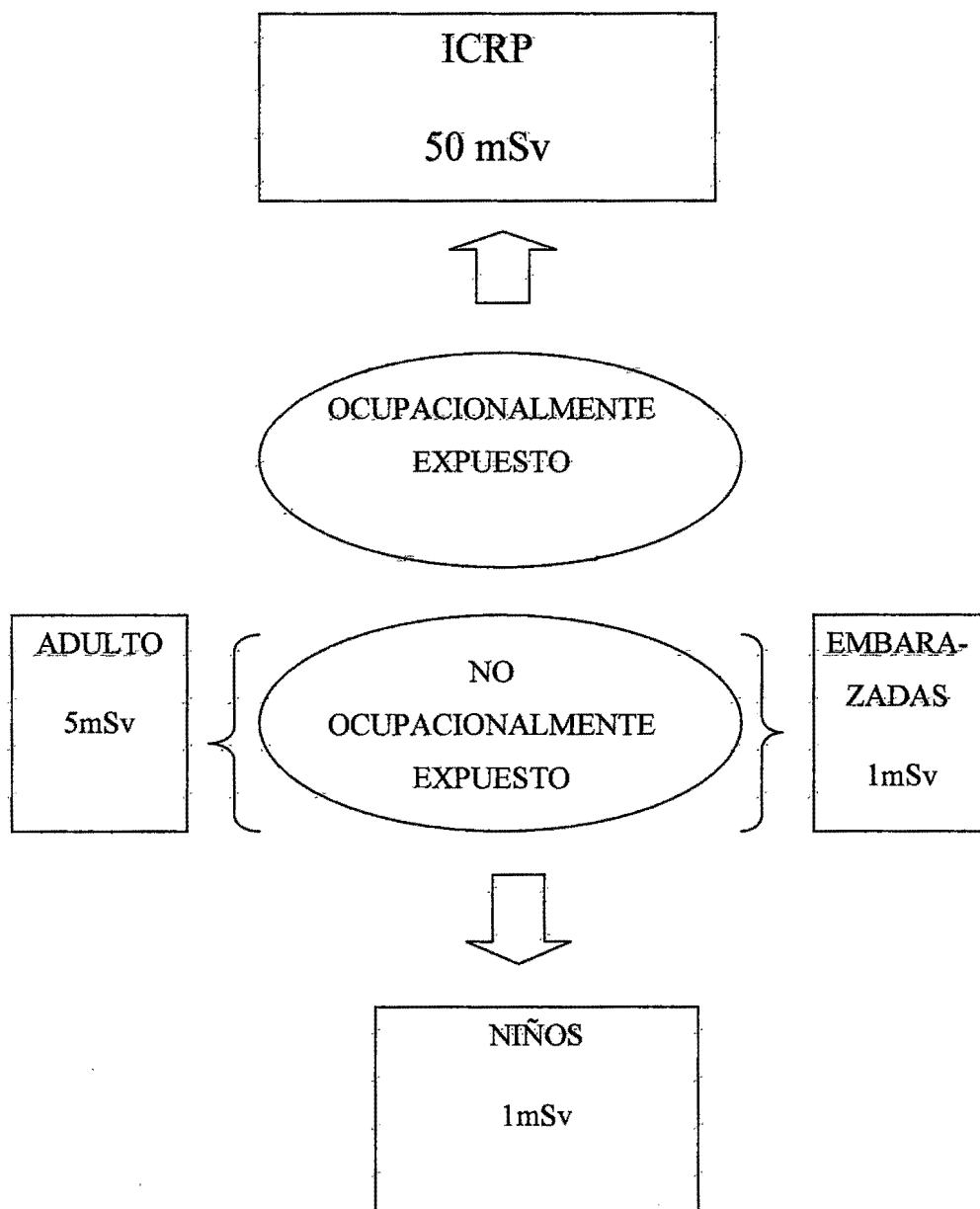
Exposición y dosis, no están relacionadas con la cantidad o el tipo de tejido cubierto por los rayos X. Una dosis (o exposición) de 1 mSv podría cubrir únicamente los dientes o el cuerpo entero. Obviamente los efectos totales serían diferentes, aún cuando la dosis sea la misma. La dosis equivalente efectiva, toma en cuenta la dosis, el volumen de tejido cubierto y la radio sensibilidad de las células. En la Tabla 8, se puede observar que la dosis equivalente efectiva para la radiación natural es 50 veces mayor que un periapical completo con colimación redonda.

II.6.12 DOSIS MÁXIMA PERMISIBLE (DMP)

Es la cantidad de dosis artificial que una persona puede recibir, el ICRP (National Council on Radiation Protection and Measurements)-Venezuela [19], recomienda una dosis límite para el personal ocupacionalmente expuesto (El dentista, el asistente dental, y el ayudante dental) y para individuos no ocupacionalmente expuestos (Pacientes, personas en la sala de espera, etc.). La Figura 9, muestra un esquema de las dosis recomendadas para las personas expuestas a radiación.

II.7 EFECTOS BIOLÓGICOS DE LA RADIACIÓN

La biología de la radiación se centra en el estudio de los efectos de la radiación ionizante sobre los sistemas vivos. Esto a su vez requiere estudiar muchos niveles de organización dentro de los sistemas biológicos, que abarcan gamas amplias en cuanto a tamaño y escala de tiempo. La interacción inicial entre radiación ionizante y materia ocurre a nivel del electrón, dentro de la primera fracción de 10^{-13} segundo después de la exposición. Esos cambios conducen a modificaciones de las moléculas biológicas dentro de los segundos a horas siguientes. A su vez las alteraciones moleculares pueden conducir a cambios en las células y los microorganismos, que persisten por horas, décadas y posiblemente incluso generaciones. Tales cambios pueden provocar la muerte de la célula o el organismo.



ICRP PUBLICACIÓN 60, 1990.

Figura 9. Dosis recomendada en pacientes y en trabajadores potencialmente expuestos.

II.7.1 EFECTOS DIRECTOS

La alteración directa de moléculas biológicas por radiación ionizante envuelve tres pasos: Absorción de energía por la molécula, transferencia de energía entre moléculas intermedias inestables y formación de moléculas intermedias estables. Las moléculas resultantes son redistribuciones originadas por disociación de las moléculas en radicales libres. Puesto que las moléculas resultantes difieren estructural y funcionalmente de las originales, la consecuencia es un cambio biológico en el organismo irradiado. Aproximadamente un tercio de los efectos biológicos de la exposición a los Rayos X procede de los efectos directos.

II.7.2 EFECTOS INDIRECTOS

Los radicales libres formados en el agua pueden cambiar la estructura de las moléculas orgánicas. La interacción de los radicales libres de hidrógeno e hidróxilo con moléculas orgánicas puede conducir a la formación de radicales libres orgánicos. Tales reacciones pueden envolver la eliminación del hidrógeno. Puesto que el hidrógeno es tan prevalente en las moléculas orgánicas, tales roturas ocurren con más frecuencia entre el hidrógeno y el carbono. Todas estas reacciones conducen a la formación de nuevas moléculas con propiedades químicas y biológicas distintas a la original. Se puede observar evidencia del importante papel de la radiólisis del agua y la acción indirecta de la radiación si se comparan las dosis de radiación necesarias para inactivar las enzimas secas y en solución.

II.7.3 EFECTOS DE LA RADIOLOGÍA A NIVEL DE TEJIDOS Y ÓRGANOS

La radio sensibilidad de un tejido u órgano se mide en función de su respuesta a la radiación. Conforme aumenta el número de células destruidas, se produce una respuesta clínica evidente, que aparecerá en todas las personas expuestas. La severidad del cambio depende de la dosis y por tanto del daño celular. Tales cambios se denominan efectos determinísticos. El criterio que usualmente se emplea para los efectos determinísticos es la hipoplasia celular, que conduce a la atrofia. La discusión siguiente se refiere al efecto de la irradiación de tejidos y órganos cuando la exposición se limita a un área pequeña. Las dosis moderadas en un área local quizás provoquen daño tisular (tejido de los organismos) reparable. Las dosis de magnitud similar en un organismo completo, pueden conducir a muerte por daño de los sistemas corporales más sensibles. La Tabla 9, nos muestra los efectos de la radiación sobre los diversos órganos potencialmente expuestos.

Otro tipo de efectos de la radiación se le denomina efecto estocástico. Los cambios estocásticos son aquellos donde la dosis depende de la probabilidad de aparición y no su gravedad. El cáncer inducido por radiación es un efecto estocástico, puesto que el aumento de radiación eleva la probabilidad de que se desarrolle un cáncer, pero no su gravedad.

II.7.4 EFECTOS A CORTO PLAZO

Los efectos a corto plazo de la radiación sobre un tejido están determinados sobre todo por la sensibilidad de sus células parenquimatosas. Cuando los tejidos son irradiados con dosis moderadas, la pérdida de células se debe sobre todo a la inhibición temporal o permanente de la mitosis y a muerte extensa relacionada con la mitosis. La extensión de la pérdida celular depende del daño del conjunto de células tronco y la tasa de proliferación de la población celular. Los efectos de la radiación de tales tejidos se hacen aparentes con relativa rapidez y forman una disminución en el número de células finales de la serie. Los tejidos compuestos de células que se dividen rara vez o nunca muestran poco o

ninguna hipoplasia inducida a corto plazo. La radio sensibilidad relativa de los órganos es la siguiente:

Tabla 9. Efectos de la radiación sobre órganos radio sensibles.

ALTA	INTERMEDIA	BAJA
Órganos linfoides	Vascularización fina	Cristalino del ojo
Médula ósea	Cartílago en crecimiento	Hematíes maduros
Testículos	Hueso en crecimiento	Células musculares
Intestino	Glándulas salivales.	Neuronas

Tomado de International Commission on Radiological protección. ICRP Publ. 60, 1990.

II.7.5 EFECTOS A LARGO PLAZO

Los efectos determinísticos a largo plazo de la radiación sobre los tejidos y órganos dependen sobre todo de la extensión del daño de la vascularización fina. La radio sensibilidad intermedia de la vascularización en el tejido conectivo es intermedia entre la célula intermitóticas en diferenciación y las células pomitóticas en reversión. Los efectos de la radiación sobre los capilares incluyen tumefacción, degeneración y necrosis. Esos cambios y la inflamación subsiguiente debida a los procesos irritantes liberados por la parénquima en degeneración, aumenta la permeabilidad de los vasos finos y capilares. Tales acciones inician también una fibrosis progresiva lenta de los vasos. Eso afecta el transporte de oxígeno, nutrientes y productos de desecho.

II.7.6 RADIOPROTECCIÓN DEL PACIENTE

Por lo general, los pacientes expuestos a las radiaciones no tienen conocimientos de los efectos de las mismas sobre ellos, por esa razón dependen de la precaución, cuidado y conocimiento por parte del operador quien debe hacer las indicaciones clínicas antes de la realización de la radiografía.

Todas las personas con excepción del paciente deben mantenerse todo el tiempo lejos del haz primario de rayos X, que debe ser atenuado por el paciente y la ropa protectora. Solamente el paciente y el operador deben estar en el salón de rayos X mientras se realiza la exposición.

II.7.7 PRINCIPIO ALARA

Es un principio básico de protección radiológica, que significa: “Tan bajo como sea razonablemente posible”, así asumimos que no hay ningún umbral para que ocurran efectos estocásticos (mutación y cáncer), entonces es importante mantener la exposición al mínimo de tal manera que proporcione a la vez un diagnóstico correcto. Es decir, que se realicen sólo aquellas exposiciones sean necesarias, para identificar los problemas del paciente que favorezcan a su tratamiento.

II.7.8 COLIMACIÓN DE RAYOS X

Los rayos X de baja energía no contribuyen a la imagen radiográfica, al contrario son absorbidos por el cuerpo. Por lo tanto, debemos evitarlos a través de la filtración, la cual aumenta la energía media (la calidad) del haz de rayos X, haciéndolos más penetrantes. El haz de rayos X será colimado, para optimizar la dosis depositada en el paciente y reducir el área expuesta innecesariamente, es decir, se busca con este procedimiento, enfocar solamente el área del cual se requiere la información deseada. Así la colimación se utiliza para restringir el tamaño del área de exposición de los rayos X. La forma de la apertura en el colimador, redonda o rectangular determina la forma del haz de rayos X que llega al paciente. En la Figura 10, podemos apreciar dos modelos distintos de colimador usados en radiología dental.

Una aplicación de los colimadores se pueden evidenciar en los resultados de las dosis depositadas en los pacientes, por ejemplo: Si cambiamos un colimador redondo de 7cm de diámetro por uno de 6cm de diámetro, el paciente recibe 25% menos de la radiación. La colimación rectangular permite reducir en un 55% la radiación que recibe el paciente.

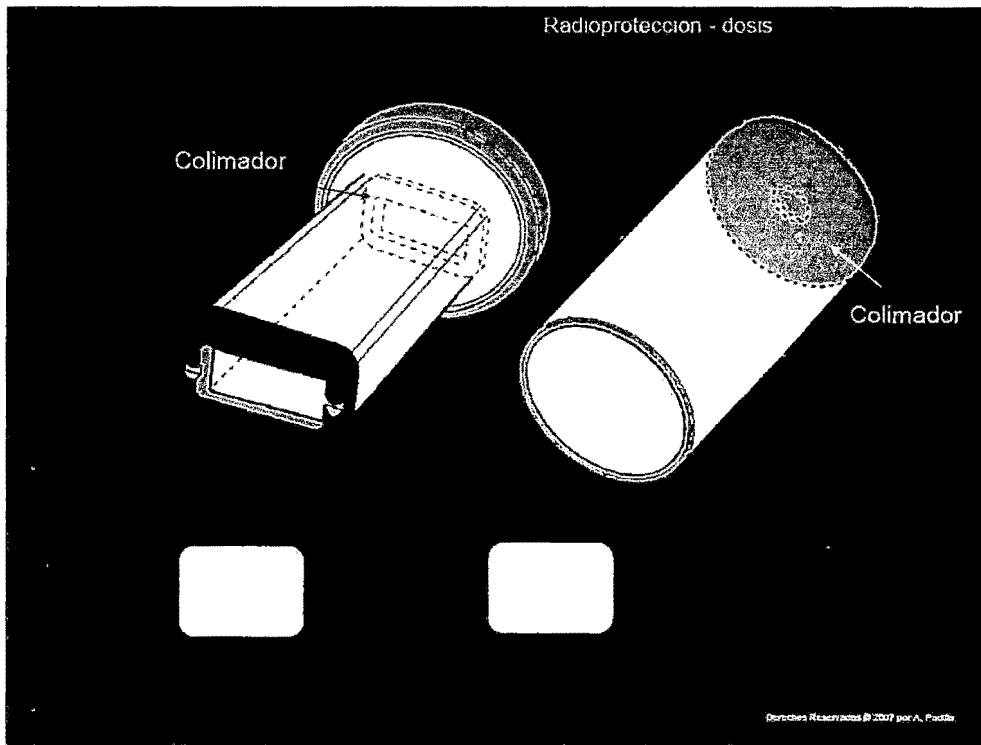


Figura 10. Tipos de colimador usados en radiología dental.

IL8 INSTRUMENTOS USADOS EN RADIOLOGÍA DENTAL

Entre los instrumentos usados tenemos:

Máquina productora de rayos X de cono largo: debido a la claridad del detalle y la mínima distorsión que resulta de utilizar la técnica paralela de cono largo, ésta es preferible para la exposición de radiografías diagnósticas, finales y de control.

Máquina productora de rayos X de cono corto: debido a la cantidad de radiografías de trabajo que se toman en el curso de la terapéutica endodóntica, el facultativo que trata más dientes encontrará que una máquina de cono corto, con una cabeza pequeña y de fácil manipulación, ahorra tiempo, energía y frustración.

Película. Se utiliza actualmente la película de Kodak Ektaspeed que, cubierta con cristales de bromuro de plata de mayor tamaño que la película normal anterior (Ultraspeed), tiene un tiempo de exposición menor respecto a las convencionales.

Colocación de película. Debido a la presencia del dique de hule, puede complicar la maniobra, los métodos para la colocación de las películas de trabajo difieren un poco de los métodos para diagnóstico, tratamiento final y control [20].

II.9 RADIOGRAFÍAS DE DIAGNÓSTICO, TRATAMIENTO FINAL Y CONTROL

El objetivo de la radiografía dental es obtener las imágenes lo más exactas posibles de las estructuras dentales. Los sostenedores de película son preferibles a la retención digital por varias razones:

- Existe menor posibilidad de deslizamiento de la película y distorsión.
- Debido a los peligros de la radiación, no se exponen los dedos del paciente repetidamente.
- La apertura amplia de la boca necesaria para el sistema digital puede resultar incómodo y ser causa de la colocación inadecuada de la película.

Si es necesaria que la película sea retenida con los dedos, el empleo de rollos de algodón ayudará a obtener el paralelismo.

II.10 RADIOGRAFÍAS DE TRABAJO

Es imperativo que, para la colocación de la película se utilice una técnica donde no sea necesario retirar el arco del dique de hule, la cual provoca la entrada de saliva y contaminación. El empleo de arcos radiolúcidos de plástico asegura que no sea

obstruido el diente en la radiografía, además de sostener la película con una **pinza hemostática** [21].

Las ventajas de sostener la película con una pinza son:

- La colocación es más fácil cuando la apertura es limitada por el dique de hule y el arco.
- El paciente puede cerrar la boca ligeramente, una ventaja importante en áreas mandibulares posteriores donde el cierre de la boca relaja el músculo milohioideo, permitiendo la colocación de la película en sentido apical.
- El mango de la pinza sirve como guía para alinear el cono con la anulación vertical y horizontal.
- Existe menor riesgo de distorsión causada por demasiada presión digital que dobla la película.
- Cualquier movimiento puede ser detectado por el desplazamiento del mango de la pinza.

II.11 VARIACIÓN DE MAGNITUDES FÍSICAS QUE AFECTAN LA IMAGEN RADIOGRÁFICA

1. Densidad: Es el grado de negrura en la radiografía procesada.

- Un aumento en el mili amperaje aumentará la densidad.
- Un aumento en el kilovoltaje aumentará la densidad.
- Un aumento en el tiempo de exposición aumentará la densidad.
- Un aumento en la distancia fuente-película disminuirá la densidad.

Ley de la propagación de la luz: la intensidad de la luz recibida por una superficie plana de una fuente es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia de la fuente que la irradia.

Otros factores que afectan la densidad:

- Grueso del sujeto.
- Condiciones del revelado.
- Tipo de película.
- Pantallas de intensidad.

2. Contraste: Es la diferencia en densidades entre las diferentes secciones de la radiografía y puede ser alterado principalmente por el kilovoltaje.

Una radiografía tomada a un kilovoltaje bajo tendrá un contraste alto del sujeto, menos tonalidades grises, diferencias más abruptas entre blanco y negro.

Una radiografía tomada con kilovoltaje alto tendrá contraste bajo del sujeto, más tonalidades grises, diferencias menos abruptas entre el blanco y negro

Contraste de la película: Determinado por la respuesta de la emulsión de la película a la radiación X:

- Curva de desgaste característico de una película.
- Densidad de la película.
- Proceso de revelado de la película.

Contraste del sujeto: Determinado por las propiedades inherentes del sujeto radiografiado:

- Grosor del sujeto.
- Densidad del sujeto.
- Número atómico de los tejidos.
- Calidad de la radiación.

3. Nitidez de la imagen: Es la habilidad de producir bordes delineados finos del objeto radiografiado. La nitidez se aumenta controlando varios factores:

- Manteniendo el haz de radiación pequeño.
- Manteniendo una distancia grande entre la fuente y el objeto.
- Manteniendo una distancia corta entre la película y el objeto.

- Dirigiendo el haz radiológico perpendicular al objeto y la película.
- Manteniendo paralelos al objeto y la película.
- Manteniendo inmóviles al objeto, la película y la fuente de radiación.

4. Factores geométricos que afectan las radiografías:

- **Magnificación:** Se obtiene manteniendo corta la distancia película-objeto, y larga la distancia fuente-película.
- **Distorsión:** Surge cuando se mantiene corta la distancia película-objeto, el objeto paralelo a la película y que la colocación del objeto coincida con el centro del haz radiológico.
- **Penumbra:** Es un efecto gradiente de borde alrededor del umbral o sombra completa. Se minimiza manteniendo corta la distancia película-objeto, el haz de radiación angosto y grande la distancia fuente-película.
- **Falta de nitidez por movimiento:** Se minimiza manteniendo la película, el objeto, y el haz radiológico sin movimiento y utilizando tiempos cortos de exposición.
- **Adumbración (absorción de falta de nitidez o confusión):** Surge de la variación de absorción radiológica en los bordes de un objeto.

5. Las cuatro reglas para la formación exacta de una imagen:

- La fuente de la radiación debe emitir el haz de radiación tan pequeño como sea posible.
- La distancia entre la fuente de la radiación y el objeto debe ser tan grande como sea posible.
- La distancia entre la película y el objeto a radiografiar debe ser tan corta como sea posible.
- El objeto y la película deben ser tan paralelos como sea posible.

Todos los cristales reales presentan defectos en su red cristalina, ellos juegan un papel importante en el proceso termoluminiscente. Sucintamente se pueden enumerar dos categorías de defectos en la red.

- Defectos intrínsecos (vacancias, ubicaciones intersticiales, etc.): la temperatura de la red determina el número de defectos.
- Defectos extrínsecos o de sustitución de iones por impurezas: la sustitución afecta la concentración de vacancias.

II.12.1 CURVA DE TERMOLUMINISCENCIA GLOW

En la Figura 12, se muestra la señal luminosa en función de la temperatura del cristal obtenida en un lector de TLD. A baja temperatura esta señal es casi nula. Los portadores de carga no tienen suficiente energía cinética para escapar del pozo de potencial de los centros de trampa. A medida que se incrementa la temperatura, la probabilidad de liberación también aumenta y una fracción de los portadores de carga llega a los centros de recombinación. La intensidad luminosa llega a un máximo y luego disminuye debido al decremento en la población de cargas atrapadas. Esta típica curva de liberación de luminosidad se denomina **Curva Glow** y la integral bajo la misma es proporcional a la información almacenada; es decir, a la cantidad de radiación que ha incidido sobre el cristal.

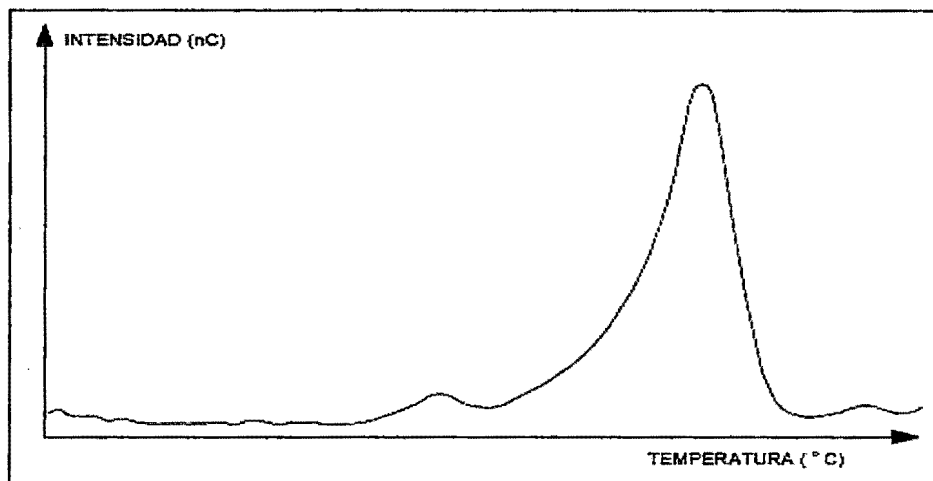


Figura 12. Curva Glow de Fluoruro de Litio.

II.12.2 VENTAJAS DE LOS DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES

- Son de pequeñas dimensiones.
- Son utilizables en un amplio rango de dosis (10 μ Gy -100 kGy).
- La eficiencia termoluminiscente es independiente de la tasa de dosis.
- La eficiencia termoluminiscente es independiente de la temperatura.
- Se pueden obtener precisiones mejores al 3% (eventualmente 1 ó 2% en sistemas optimizados) para dosis en el rango de 0.1 mGy a 10 Gy.
- Son insensibles a la mayoría de los agentes ambientales (humedad, luz, la mayoría de los vapores de laboratorio, etc.).
- La señal termoluminiscente es relativamente simple de evaluar y lleva a la automatización del método.
- Pueden discriminar campos mixtos tales como beta-gamma (β - γ) o neutrón gamma.
- Son dosímetros portátiles.
- Son ideales para el monitoreo de extremidades.
- Su lectura es rápida (< 30 s) y no requiere procesos de laboratorio.
- Pueden volverse a usar docenas ó cientos de veces.

II.12.3 DESVENTAJAS DE LOS DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES

- Necesita su calibración en un campo de referencia patrón.
- Efectos de superficie.
- Los defectos son dependientes de las impurezas en un nivel de partes por millón.
- Los dosímetros irradiados no mantienen permanentemente toda la información (FADING).
- Memoria de la radiación es susceptible al calor.
- El método de obtención de la información es destructivo.

CAPÍTULO III

MATERIALES Y MÉTODOS

Los programas realizados con el método Monte Carlo código MCNP-4B, implica el uso de las herramientas distribuidas adecuadamente, dependiendo de las características que son materia de estudios en el presente trabajo. Hemos usado un fantoma matemático antropomorfo en la simulación computacional, una computadora portátil HP Pavilion modelo dv27351a, un catálogo de espectros de energía para Rayos X [22]. Con respecto a los métodos, hemos usados el método de la bisectriz y del paralelismo, para diversas situaciones que requerimos en la simulación.

III.1 DETECTORES TERMOLUMINISCENTES – TLD

Un compuesto TLD expuesto a radiaciones ionizantes y calentado gradualmente emite luz cuya energía luminosa total o el pico (su valor máximo) sirve para medir las dosis absorbidas. Los detectores termoluminiscentes son ampliamente usados para calcular la dosis externa depositada tanto en personas, como en ambientes industriales que se encuentran expuestos a radiaciones ionizantes. Usualmente están hechos de materiales cristalinos, como por ejemplo: LiF, CaF₂, Al₂O₃, CaSO₄, etc. Debemos mencionar que para nuestra simulación con el programa MCNP-4B, se ha utilizado el dosímetro termoluminiscente de fluoruro de Litio (TLD LiF).

III.2 USO DEL DOSÍMETRO DE FLUORURO DE LITIO (LiF) EN LA SIMULACIÓN

Para el presente trabajo se utilizaron los dosímetros termoluminiscentes de material Fluoruro de Litio de dimensiones $0.3 \times 0.1 \times 0.3 \text{ cm}^3$, entre otras razones porque además de poseer una densidad de 2.64 g cm^{-3} [23], son de usos muy favorables por su alto rango de exposición, que permiten obtener perfiles de las curvas donde se aprecia la intensidad de dosis depositada en ellos. Estos dosímetros TLD son simulados en forma de

chips en nuestro trabajo, mediante el programa MCNP-4B, dentro del fantoma de geometría simple colocándolos adecuadamente en el área de interés (cristalino ocular derecho, cristalino ocular izquierdo y glándula tiroideas).

FANTOMA MATEMÁTICO

En la actualidad también se cuenta con sistemas computacionales que han desarrollado fantomas matemáticos, como los que se usaron en el trabajo de COELHO, ZANKL [24], además de los fantomas mencionados anteriormente, podemos encontrar dos tipos de fantomas matemáticos: los geométricos y los elementos de volumen.

III.3.1 FANTOMA GEOMÉTRICO

Este tipo de fantoma se elaboró en el Medical International Radiation Dose Committee (MIRD), este fantoma tiene la característica de ser una representación tridimensional del cuerpo humano, con altura, y un peso que son muy similar al ser humano, donde se representan los órganos principales que tienen composición y densidad homogénea mediante ecuaciones cuadráticas. Este conjunto de órganos permite tener una representación heterogénea del cuerpo humano.

III.3.2 FANTOMA DE VOXEL

Los fantomas tipo VOXEL, son representados por elementos de volumen en forma de paralelepípedos, que representan al cuerpo humano formado por un gran número de paralelepípedos de tamaño único. La nitidez de la imagen está formada por el conjunto de voxels que dependen del elemento del volumen, teniendo en cuenta que cuanto menor sea la longitud de la arista del voxel, será mejor la nitidez de la imagen. El fantoma matemático antropomorfo utilizado en el presente trabajo es de forma cilíndrica, compuesto de agua ($\rho_{\text{agua}} = 1\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ [25]), que simula la cabeza y cuello de un adulto típico de 18 cm de diámetro y el cuello de 9 cm de diámetro, (adulto típico 70 kg y 1.70 mt de estatura).

III.3.3 FANTOMA UTILIZADO EN LA SIMULACIÓN MEDIANTE PROGRAMA MCNP-4B

En la actualidad el uso del fantoma en el área de la física médica es imprescindible. Por ejemplo, para realizar diversas pruebas y calcular la dosis que llega al fantoma mediante el uso de los detectores colocados dentro del mismo, permite conocer y medir la dosis, sin el riesgo de exponer innecesariamente a un paciente, esto permite a las personas que trabajan con radiaciones ionizantes, innovar nuevos y mejores métodos en el uso de las radiaciones ionizantes para los pacientes que deben someterse a una examen de este tipo. Los fantomas más utilizados son fabricados con acrílico y en su interior se llenan con agua, siendo estos usados en pruebas para obtención de imagen y dosimetría mediante el uso de detectores que son colocados en su interior. Todo fantoma debe evaluar, principalmente cuatro características:

- a) Resolución espacial.
- b) Resolución de bajo contraste.
- c) Linealidad.
- d) Ruido.

Los fantomas utilizados en dosimetría pueden ser de dos tipos:

- a) Cilíndricos.
- b) Antropomórficos.

La diferencia entre estos, es que los fantomas cilíndricos son llenados con agua y fabricados con dimensión similar a la cabeza y tronco de un cuerpo humano promedio, de modo que se busca reproducir las condiciones de dispersión de radiación en un paciente. Por otra parte, el fantoma antropomórfico, que actualmente se comercializa es el de "Alderson Rando Phantom", que está constituido de un esqueleto humano envuelto por un material de jebe cuyas características químicas y físicas son equivalentes al tejido humano. A continuación, en la Figura 13 se muestra la imagen del fantoma matemático simulado en el programa, mientras que la Figura 14, da una idea como un paciente es sometido a un examen dental periapical.

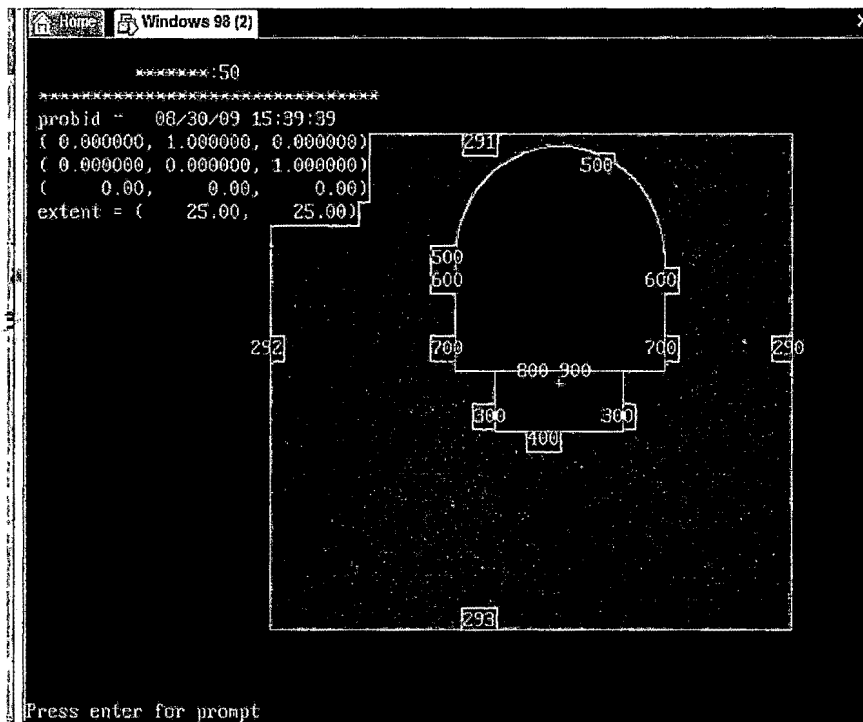


Figura 13. Vista de frente del fantoma usado (factor 0.5) donde se aprecian las coordenadas que le corresponden al universo y a las regiones geométricas definidas.

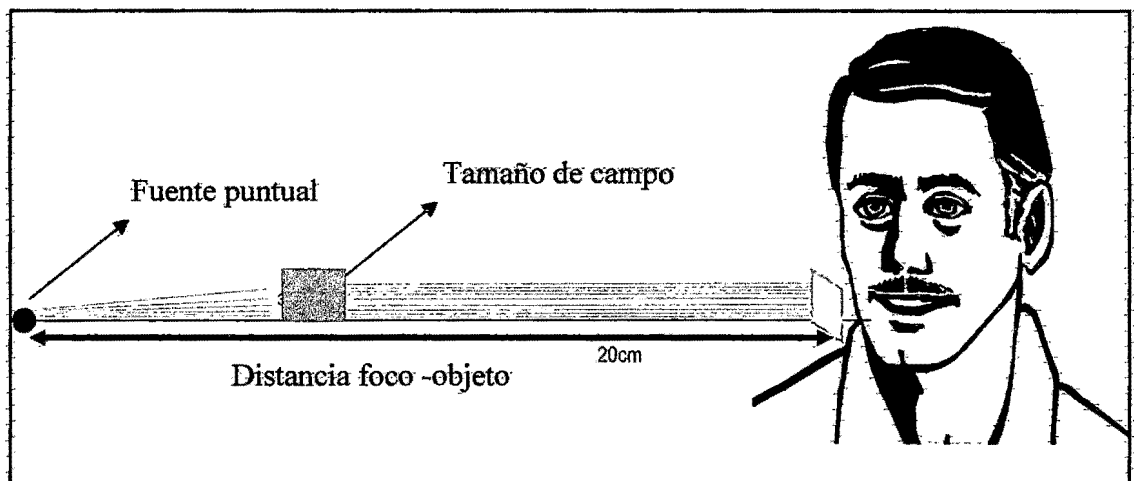


Figura 14. Vista de frente del paciente, con una fuente $Y = -20$ cm y un haz de campo de 6×6 cm².

Tabla 10. Descripción de los elementos usados en la simulación.

Materiales	Formulación	Elemento	Z	A	Fracción en peso	Densidad (g.cm ⁻¹)
TLD	LiF	Li	3	6	0.5	2.64
		F	9	19	0.5	
Agua	H ₂ O	H	1	1	0.667	1
		O	8	16	0.333	

III.4 DISTRIBUCIÓN DE LOS DOSÍMETROS EN EL FANTOMA

Para simular un examen odontológico se ha diseñado la geometría simple de una cabeza y cuello de un adulto típico (adulto típico 70 kg y 1.70 m estatura), según OMS (Organización Mundial de la salud) y en ella se han ubicado convenientemente los detectores TLD sobre el cristalino ocular derecho, y sobre la glándula tiroides. Se ubicó la fuente de radiación a una distancia de 20 cm como se recomienda en los exámenes de radiología oral y teniendo en cuenta que para un examen dental se utilizan espectros de energía continuos que van desde 50 keV hasta 70 keV, con filtros de Al de 1.5 mm ó 2 mm, además de tener un campo de acción colimado de forma cuadrada de dimensiones 6x6 cm² que depende del kV en el equipo de radiología dental. En el trabajo se procedió a obtener diversas dosis haciendo rotar la fuente de radiación desde un ángulo de 0° hasta 180°, con la finalidad de obtener todas las posiciones requeridas para cualquier caso en un examen dental lo mismo que en un odontograma, de esta manera, se puede observar como varía la dosis depositada sobre los órganos radio sensibles respecto a la variación angular de la fuente con la ubicación de los TLD. Para obtener un panorama más amplio de cómo varía la dosis depositada en los órganos radio sensibles, se han efectuados diversas pruebas para los casos de espectro continuo de energía de 60 keV con un filtro de 1.5mm de Al, 70 kV con un filtro de 1.5mm de Al y otro de 70 kV con un filtro de 2mm de Al. Así al tener esta variedad de espectros y haciendo un barrido de 0° a 180° de la fuente de radiación obtuvimos diversos perfiles de dosis de los órganos radio sensibles que reciben la radiación dispersada (debido a la interacción entre los fotones, la piel del paciente y el aire) en un examen dental. La Tabla 10, indica los elementos y sus propiedades usados en el presente trabajo.

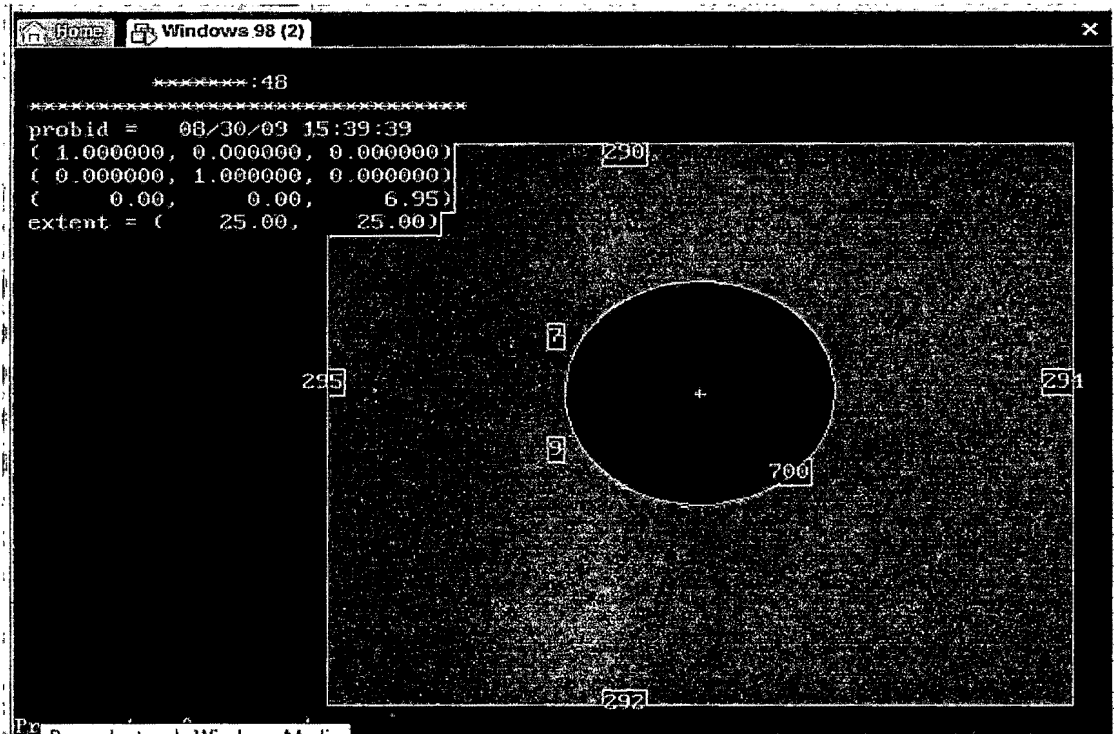


Figura 15. Vista de planta de un corte en el eje Z, ($P_z= 6.95$ y factor 0.3) con TLD (7 y 9) ubicados sobre los glóbulos oculares del fantoma.

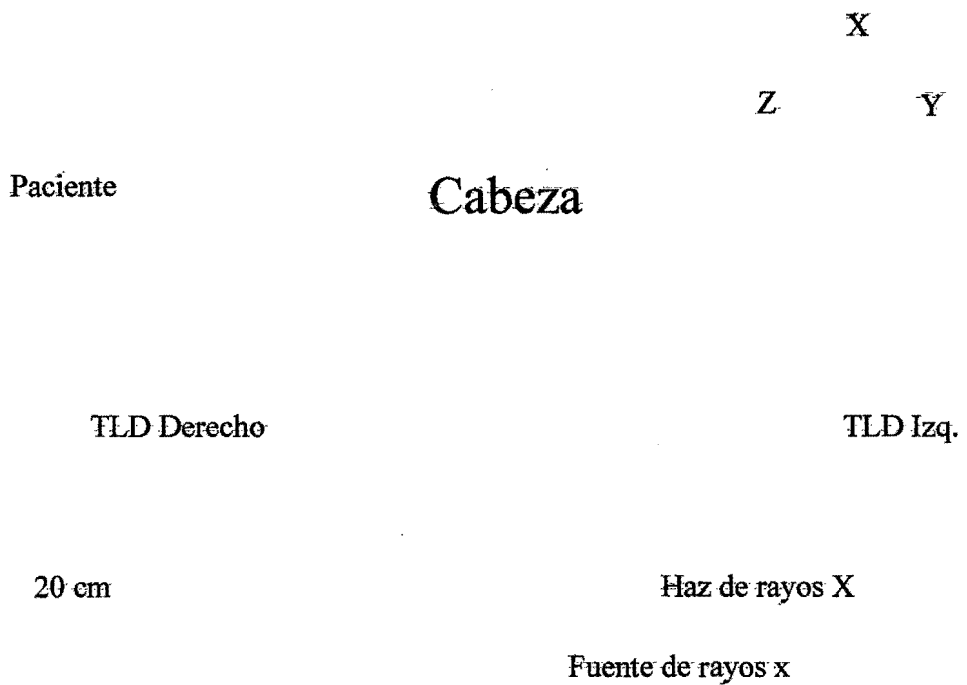


Figura 16. Vista de planta de un corte en el eje Z, ($P_z= 6.95$ y factor 0.3) con TLD ubicados sobre los glóbulos oculares del paciente.

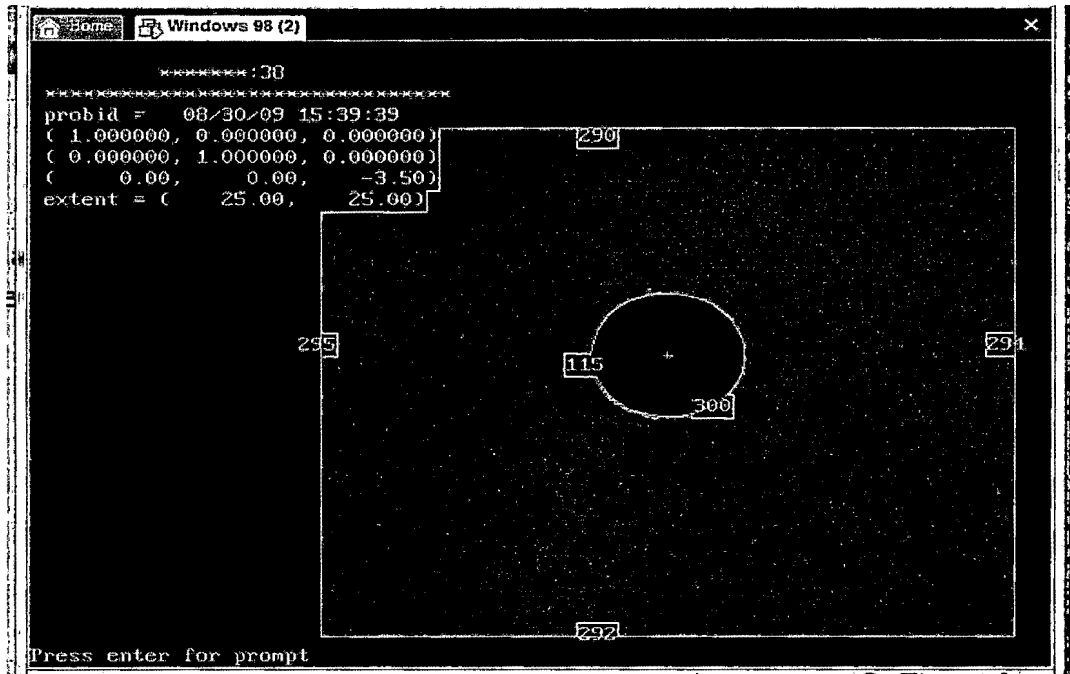


Figura 17. Vista de planta de un corte en el eje Z, donde se aprecia el TLD (115) con ($Pz = -3.5$ y factor 0.3) ubicado sobre la glándula tiroidea del fantoma.

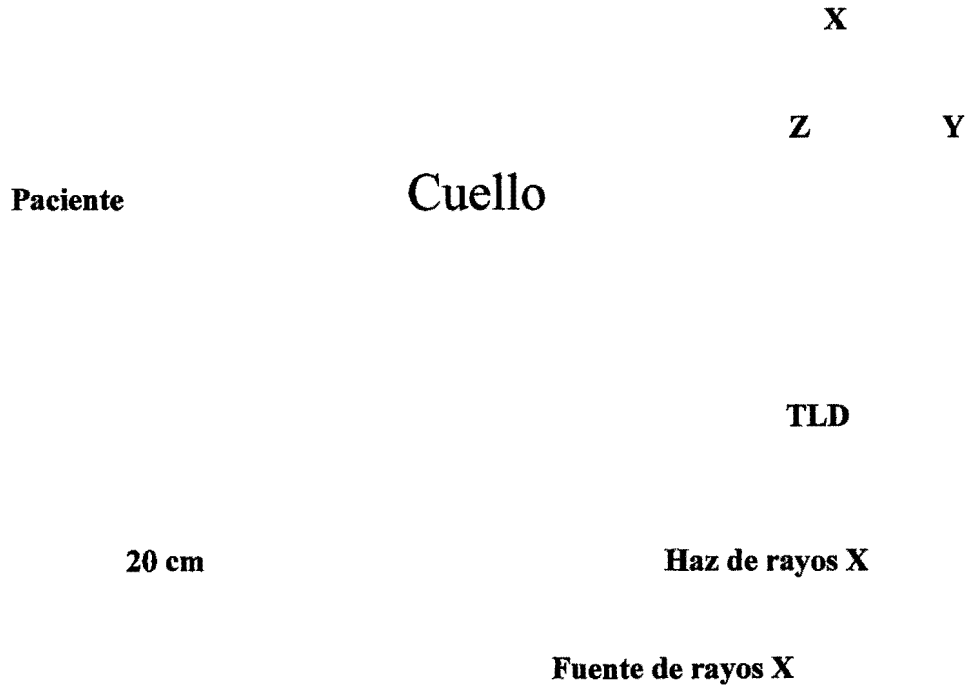


Figura 18. Vista de planta de un corte en el eje Z, donde se aprecia el TLD (115) con ($Pz = -3.5$ y factor 0.3) ubicado sobre la glándula tiroidea del paciente.

Realizamos varias corridas del programa con el código MCNP-4B, para formar nuestra geometría de irradiación en el fantoma simulado. En las Figuras 15 y 16, se muestran una vista de planta del fantoma usado. Los resultados obtenidos al ejecutar estos programas, permitieron determinar un perfil de dosis que llega al cristalino ocular derecho e izquierdo y a la glándula tiroides, para diferentes posiciones de la placa dental. Esta dosis es calculada mediante los detectores termoluminiscente (TLD) colocados en el fantoma simulado. Las Figuras 17 y 18, muestran una vista de planta del fantoma usado, para TLD sobre la glándula tiroides.

III.5 MÉTODOS RADIOGRÁFICOS UTILIZADOS EN EXÁMENES DENTALES

En la radiología oral periapical se usan diversos métodos para obtener una imagen, cuyo uso de las mismas dependerá del médico y su criterio para decidir cuál de estas es la más conveniente, debido a que cada una de estas tiene sus ventajas y desventajas respecto a la otra.

III.5.1 MÉTODO DE LA BISECTRIZ

Un método introducido en los primeros tiempos de la radiografía dental y que todavía se sigue usando, es la técnica de bisección del ángulo, donde la película se coloca lo más cerca posible de los dientes, sin llegar a deformar la estructura de los dientes y los maxilares tal que con la película en esa posición no queda paralela a los ejes largos de los dientes, la cual causa distorsión intrínseca. A pesar de eso, si el rayo central se dirige perpendicularmente a un plano imaginario que bisecciona el ángulo entre los dientes y la película, es posible conseguir que la imagen del diente en la película tenga la longitud real. Se debe tener en cuenta que el extremo coronario del diente debe estar en contacto con la película y la punta de la pieza dental a una distancia considerable de ella, lo que crea el “ángulo biseccionado”.

El ángulo entre el diente y la película resulta en especial aparente cuando se radiografían piezas del maxilar superior ó de la parte anterior de la arcada inferior. Cuando el rayo central no es perpendicular a la bisectriz formada por el eje del diente y la película intraoral, cambia la longitud de la imagen de un diente proyectado. Si el rayo central está dirigido en un ángulo positivo que la perpendicular a la bisectriz la imagen del diente entonces estará acortada, de modo similar si el rayo central está inclinado con angulación más negativa respecto a la bisectriz, la imagen del diente será alargada. Ver Figura 19.

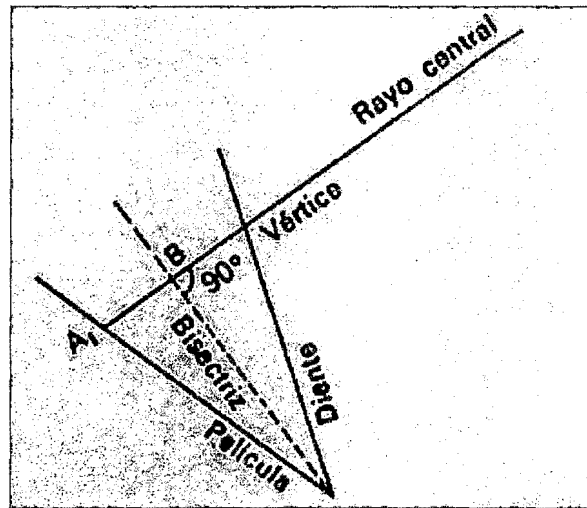


Figura 19. Técnica de la bisectriz tomada de Radiología Dental. Wuehrmann A. H. Tercera edición. Edit Salvat, 1983.

Por ejemplo, se debe considerar para los siguientes exámenes:

Superiores:	+30°	+35°	+45°	+40°
	Molares	Premolar	Canino	Incisivo
Inferiores:	-5°	-10°	-20°	-15°

III.5.2 MÉTODO DEL PARALELISMO

También llamada técnica de cono largo o ángulo recto. Comenzó al usarse generadores de rayos X con mayor energía y de películas más rápidas. La técnica debe su nombre a que la película es colocada paralela al eje largo del diente, con el fin de mejorar la calidad de la imagen. Para conseguir tal orientación paralela, muchas veces es necesario colocar la película hacia el centro de la cavidad oral, separada de los dientes. Aunque eso permite que los dientes y la película queden paralelos, conduce a cierta ampliación de la imagen (distorsión del tamaño) y pérdida de definición (al aumentar la penumbra). Como consecuencia, la técnica del paralelismo usa un cilindro de dirección relativamente largo con extremo abierto (cono), para aumentar la distancia entre el punto focal y el objeto. Eso tiene el efecto de dirigir sólo los rayos más centrales y paralelos del haz hacia la película y los dientes con lo que se reduce la ampliación de la imagen y aumentan su nitidez así como su resolución, ver Figura 20.

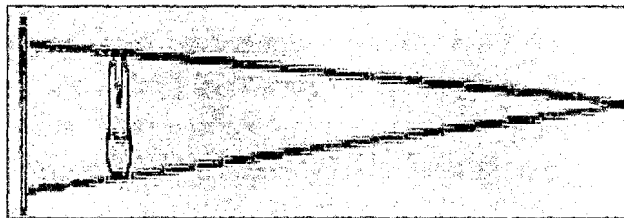


Figura 20. Técnica de paralelismo tomada de Radiología Dental. Wuehrmann A. H. Tercera edición. Edit. Salvat, 1983.

En el presente trabajo realizado se han tenido en consideración los métodos mencionados para el posicionamiento de la fuente que irradia el objeto requerido en las diversas pruebas efectuadas. También en los exámenes radiográficos se usaron los siguientes dispositivos auxiliares para estos métodos:

- **Colimador Rinn XCP** que asegura la correcta alineación del cono respecto a la película, aunque no puede colocarse con el dique de hule colocado.
- **El aparato Rinn EEZZEE-GRIP (Snapex)** es un sostenedor sencillo y puede utilizarse en todas las regiones pero no garantiza la colocación correcta del cono, ver Figura 21.

- Con rollos de algodón.
- Pinzas hemostáticas.

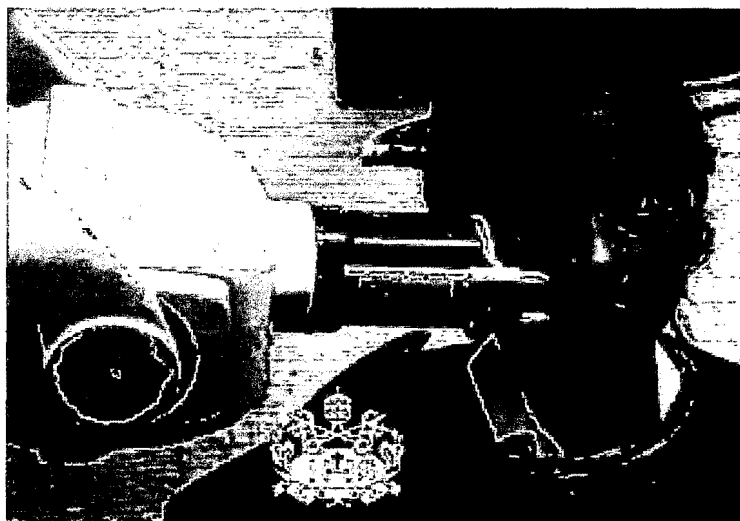


Figura 21. Técnica de paralelismo empleando el porta placas con Rinn EndoRay.

Tabla 11. Comparación de las técnicas paralela y bisectriz.

PARALELA	PERPENDICULAR A LA BISECTRIZ
Colocación de la película incómoda para el paciente	Colocación de la película menos incómoda
Menor distorsión	Más distorsión
Mayor dificultad con el dique de hule colocado	Más fácil con el dique de hule colocado
Fácil de reproducir	Difícil de reproducir
Se requiere un aparato colocador de la película	No se requiere un aparato colocador de la película
Los cortes de cono son raros	Los cortes de cono son frecuentes
La apófisis zigomática se aprecia sobre los ápices, normalmente	La apófisis zigomática frecuentemente se superpone a los dientes

En estudios comparativos entre las diferentes técnicas (paralelismo y bisectriz), no se ha demostrado que una técnica sea mejor que la otra en diagnóstico de la patología periapical para evaluar el tamaño de lesiones periapicales. Como se muestra en la Tabla 11. En esto difieren otros autores que afirman que la técnica del paralelismo con cono largo es mejor que la de bisectriz con cono corto.

III.5.3 RADIOGRAFÍA OCLUSAL

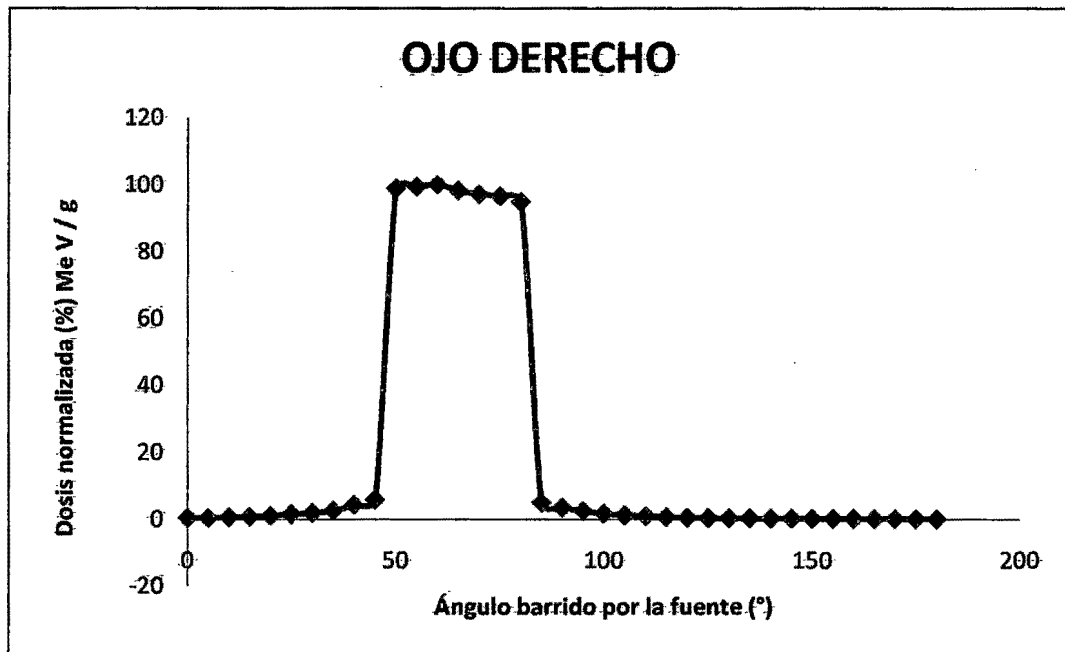
De las películas que complementan a las placas dentales comunes, las oclusales son quizás las que más ayudan al odontólogo. Ofrecen una vista más extensa del maxilar superior y la mandíbula que las películas comunes. Como proporcionan vistas aproximadamente en ángulo recto respecto a las obtenidas por las dentales intraorales comunes y las extraorales laterales de la mandíbula, representan una ayuda incalculable para determinar una extensión buco lingual de estados patológicos y ofrecen una información en cuanto a la extensión y desplazamiento de fracturas que toman el maxilar inferior y el superior.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS Y DISCUSIÓN

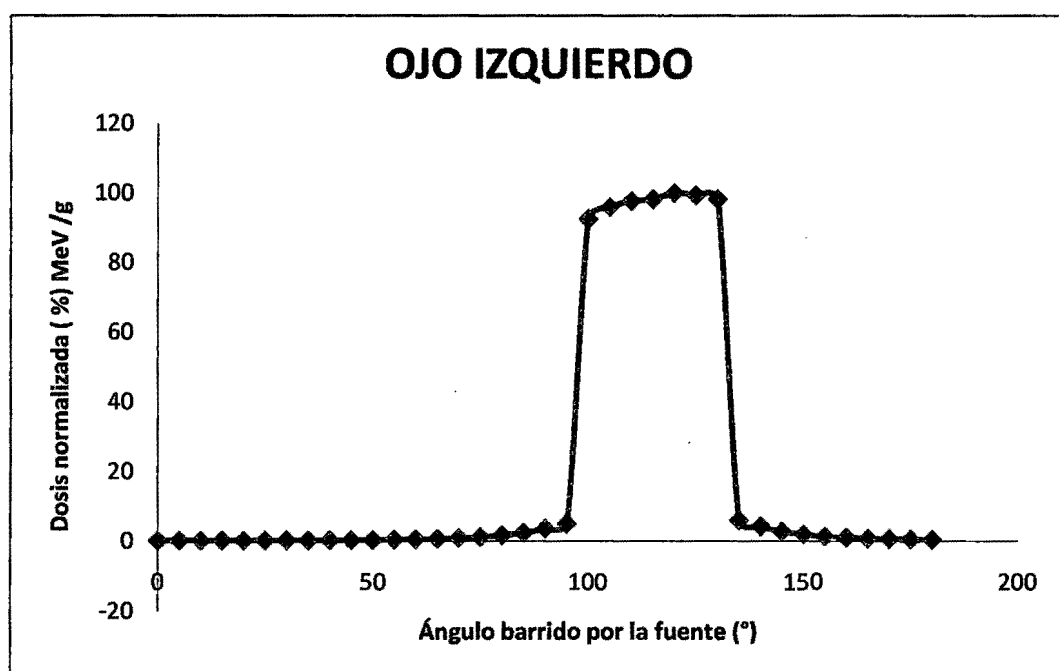
IV.1 CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL PERIAPICAL 60 kV y 1.5 mm DE FILTRO DE AL.

En la simulación se ha utilizado el programa MCNP-4B, para el transporte de partículas que generan los rayos X en un examen dental, donde la fuente está ubicada al lado izquierdo ($Y = -20$ cm) del paciente a una distancia de 20 cm, con un filtro de Al de 1.5 mm. La fuente utilizada es de 60 kV que simula un espectro polienergético (Ver Gráfica 1). El paciente es un adulto típico con una dimensión de la cabeza de 18 cm de diámetro y el cuello con un diámetro de 11 cm, además los TLD, cuyas dimensiones son de $0.3 \times 0.1 \times 0.3$ cm³, se han colocado convenientemente sobre los ojos (cristalino ocular derecho e izquierdo), y otro sobre la glándula tiroides, (Ver Apéndice A).



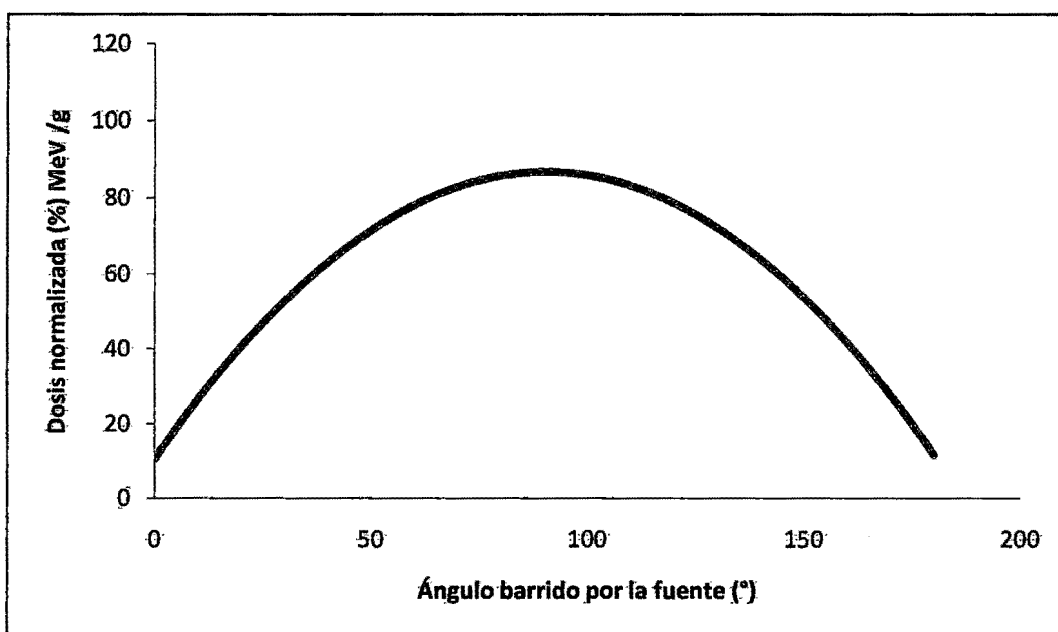
Gráfica 1. Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular derecho 60 kV -1.5 mm Al.

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo derecho se incrementa conforme la fuente se acerca a los 60°, llegando la fuente a encontrarse más cerca al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma, la dosis depositada en el TLD disminuye, esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 60 keV, filtro de Al de 1.5 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente.



**Gráfica 2. Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo
60 kV -1.5 mm Al.**

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo izquierdo se incrementa conforme la fuente se acerca a los 120°, llegando la fuente a encontrarse más cerca al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma. La dosis depositada en el TLD disminuye, esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 60 keV, filtro de Al de 1.5 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente (Ver Gráfica 2).

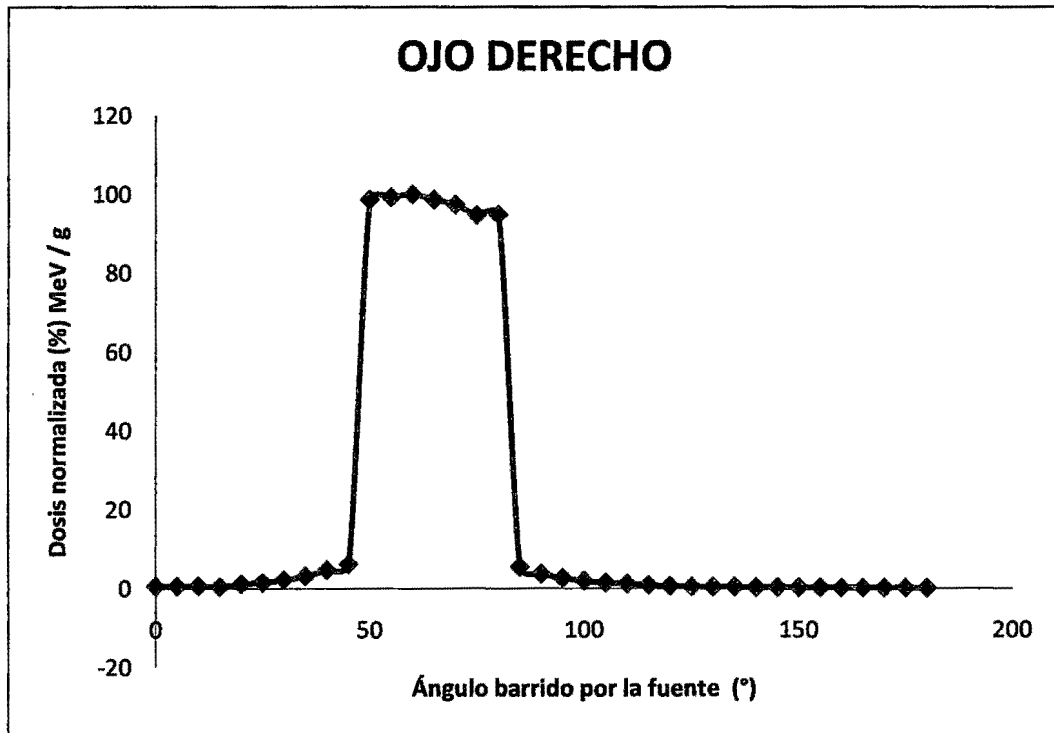


**Gráfica 3. Perfil de dosis depositada en la glándula tiroides
60 kV -1.5 mm Al.**

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre la glándula tiroides se incrementa conforme la fuente se acerca a los 90°, llegando la fuente a encontrarse más cerca al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma, la dosis depositada en el TLD disminuye, pero en este caso la radiación se dispersa más y por consiguiente es menor la cantidad de dosis con respecto a la que llega a los TLD ubicados sobre los cristalinos oculares. Esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre la glándula tiroides del fantoma, que está menos expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 60 keV, filtro de Al de 1.5 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente (Ver Gráfica 3).

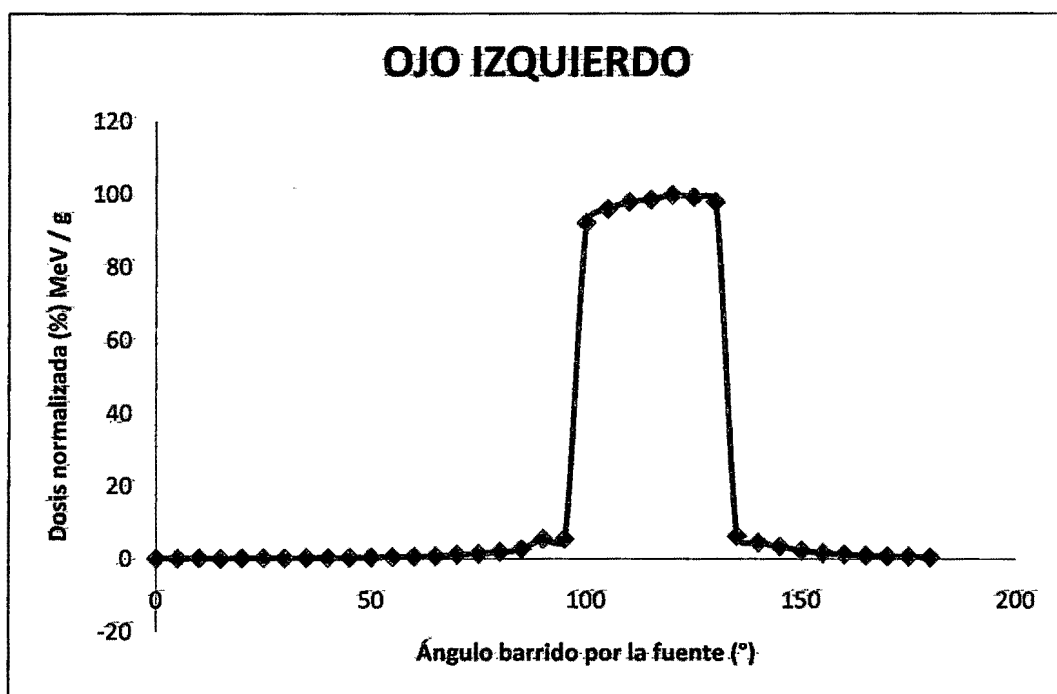
IV.2 CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL PERIAPICAL 70 kV y 1.5 mm DE FILTRO DE Al.

En la simulación se ha utilizado el programa MCNP-4B, para el transporte de partículas que generan los rayos X en un examen dental, donde la fuente está ubicada al lado izquierdo ($Y = -20$ cm) del paciente a una distancia de 20 cm, con un filtro de Al de 1.5 mm. La fuente utilizada es de 70 kV que simula un espectro polienergético. El paciente es un adulto típico con una dimensión de la cabeza de 18 cm de diámetro y el cuello con un diámetro de 11 cm, además los TLD cuyas dimensiones son de $0.3 \times 0.1 \times 0.3$ cm³, se han colocado convenientemente sobre los ojos (cristalino ocular derecho e izquierdo), y otro sobre la glándula tiroides (Ver Apéndice B).



Gráfica 4. Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular derecho 70 kV -1.5 mm Al.

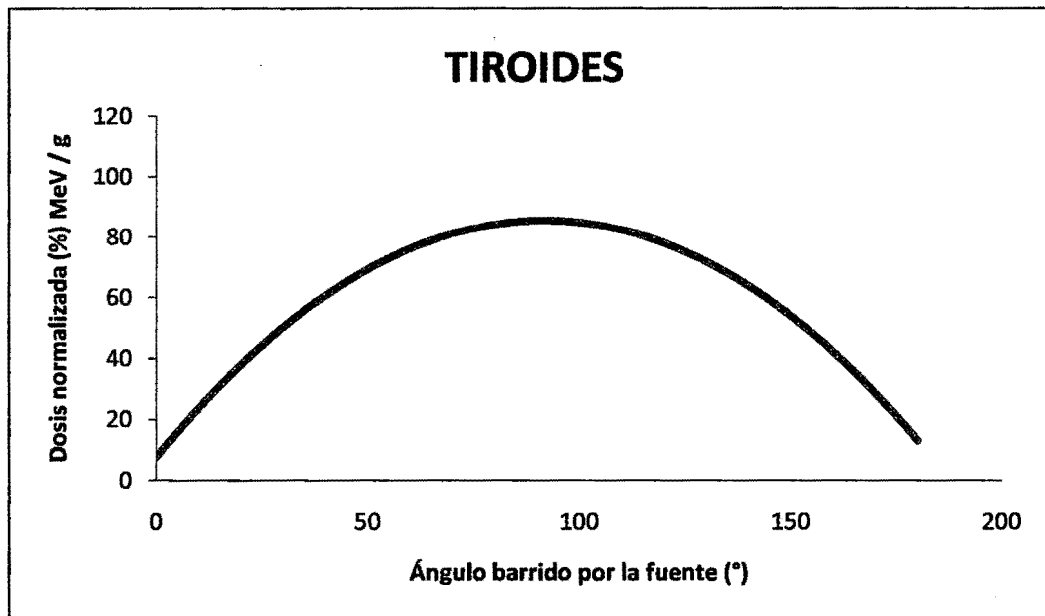
En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo derecho se incrementa conforme la fuente se acerca a los 60°, llegando la fuente a encontrarse más cerca al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma, la dosis depositada en el TLD disminuye, (Ver Gráfica 4), esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, filtro de Al de 1.5 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente.



**Gráfica 5. Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo
70 kV -1.5 mm Al.**

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo izquierdo se incrementa conforme la fuente se acerca a los 120°, llegando la fuente a encontrarse perpendicularmente al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma, la dosis depositada en el TLD disminuye, esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía

polienergético de 70 keV, filtro de Al de 1.5 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente (Ver Gráfica 5).

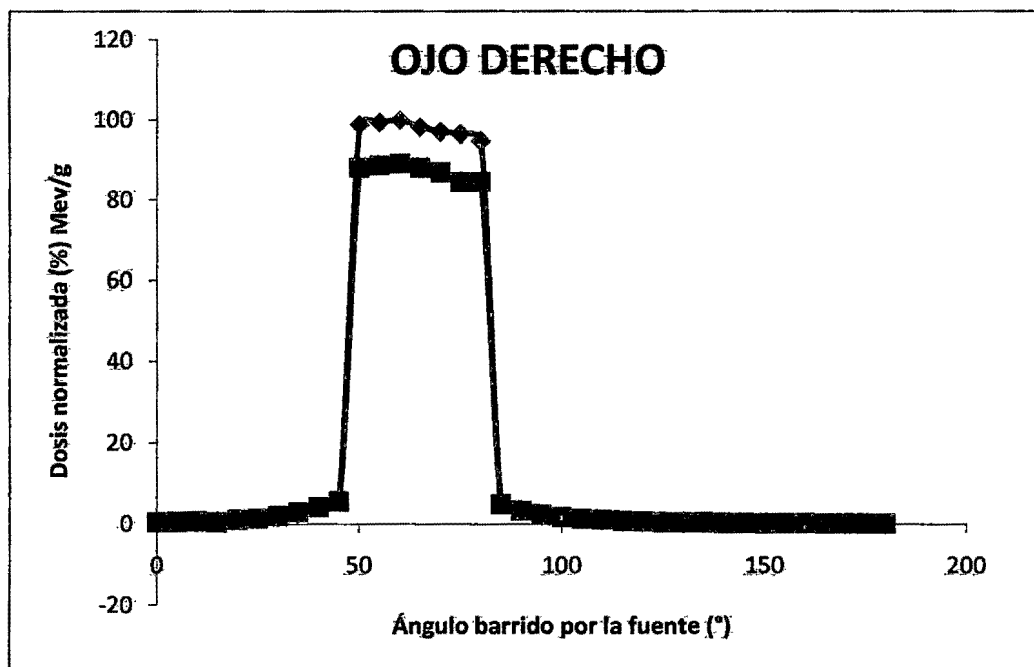


Gráfica 6. Perfil de dosis depositada en la glándula tiroides. 70 kV -1.5mm Al.

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre la glándula tiroides se incrementa conforme la fuente se acerca a los 90°, llegando la fuente a encontrarse más cerca al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma, la dosis depositada en el TLD disminuye, pero en este caso la radiación es más dispersa y por consiguiente menor la cantidad de dosis con respecto a la que llega a los TLD ubicados sobre los cristalinos oculares. Esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre la glándula tiroides del fantoma, que está menos expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, filtro de Al de 1.5 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente (Ver Gráfica 6).

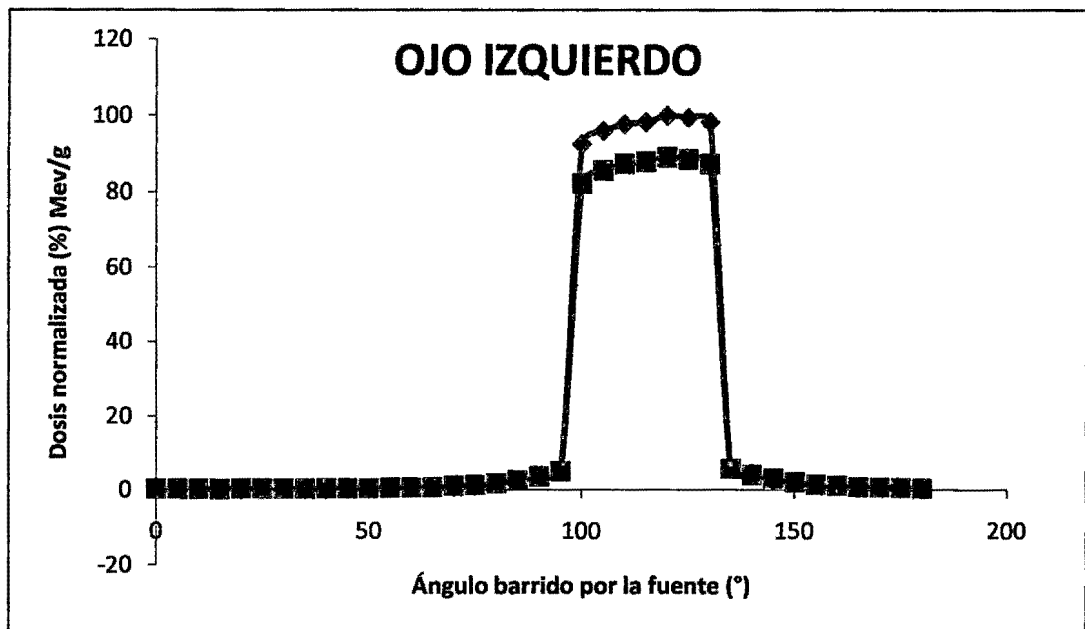
IV.3 COMPARACIÓN DE RESULTADOS PARA EXAMEN COMPLETO

Al final de los dos casos mencionados anteriormente se procedió a realizar la comparación entre las dosis depositadas para cada caso de 60 kV con 1.5 mm de filtro de Al y el otro de 70 kV con 1.5 mm de filtro de Al. Como se puede apreciar en el siguiente gráfico.



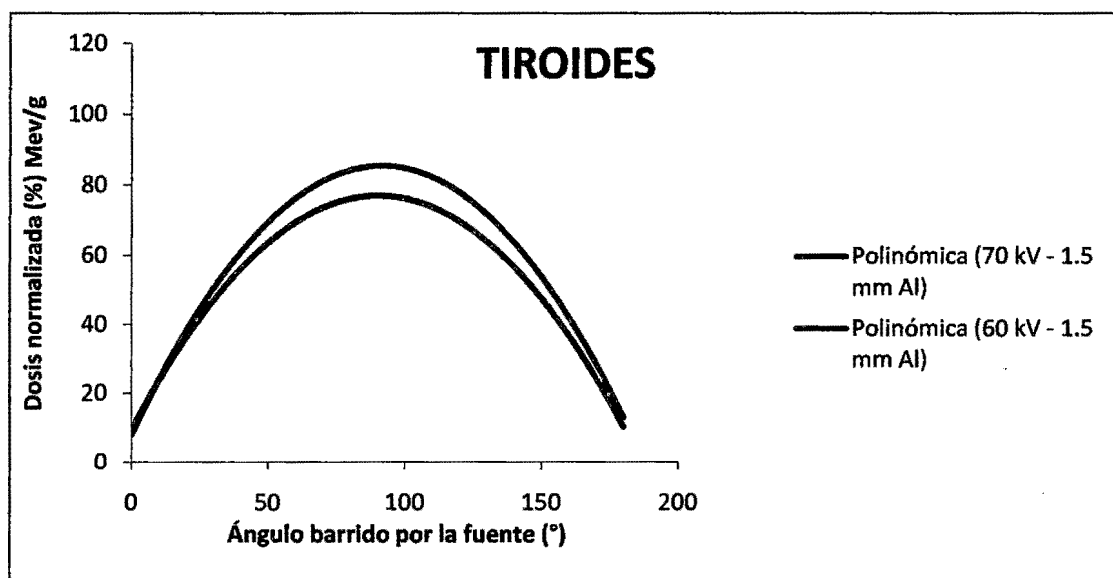
Gráfica7. Superposición del perfil de dosis depositada en el cristalino ocular derecho.

En esta comparación de perfiles de dosis depositadas en el TLD ubicado sobre el cristalino ocular derecho del fantoma de agua, tanto como para el espectro polienergético de 60 keV con 1.5 mm de filtro de Al como para el espectro polienergético de 70 keV con 1.5 mm de filtro de Al, muestra una similitud bastante aproximada para todo el barrido de ángulo que realiza la fuente desde 0° hasta 180° alrededor del fantoma, para el presente trabajo se han considerado todos los casos posibles en un examen dental periapical, manteniendo la fuente a una distancia de 20 cm de distancia con respecto al objeto a irradiar. Inicialmente la fuente se encontraba perpendicular a los TLD ubicados sobre los cristalinios oculares y la glándula tiroides (Ver Gráfica 7).



Gráfica 8. Superposición del perfil de dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo.

En esta comparación de perfiles de dosis depositadas en el TLD ubicado sobre el cristalino ocular izquierdo del fantoma de agua, tanto como para el espectro polienergético de 60 keV con 1.5 mm de filtro de Al como para el espectro polienergético de 70 keV con 1.5 mm de filtro de Al, muestra una superposición bastante aproximada para todo el barrido de ángulo que realiza la fuente desde 0° hasta 180° alrededor del fantoma. Para el presente trabajo se han considerado todos los casos posibles en un examen dental periapical, manteniendo la fuente a una distancia de 20 cm de distancia con respecto al objeto a irradiar. Inicialmente la fuente se encontraba perpendicular a los TLD ubicados sobre los cristalinoculares y la glándula tiroides (Ver Gráfica 8).

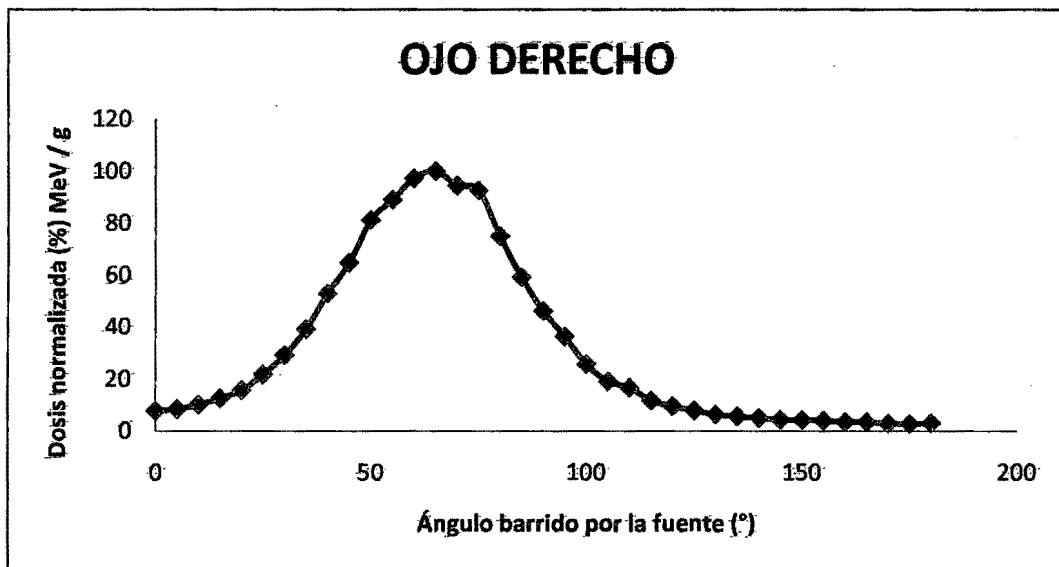


Gráfica 9. Superposición del perfil de dosis depositada en la glándula tiroides.

En esta comparación de perfiles de dosis depositadas en el TLD ubicado sobre el cristalino ubicado sobre la glándula tiroides del fantoma de agua, tanto como para el espectro polienergético de 60 keV con 1.5 mm de filtro de Al como para el espectro polienergético de 70 keV con 1.5 mm de filtro de Al, muestra una similitud bastante aproximada para todo el barrido de ángulo que realiza la fuente desde 0° hasta 180° alrededor del fantoma, para el presente trabajo se han considerado todos los casos posibles en un examen dental periapical, manteniendo la fuente a una distancia de 20 cm de distancia con respecto al objeto a irradiar. Inicialmente la fuente se encontraba perpendicular a los TLD ubicados sobre los cristalinos oculares y la glándula tiroides (Ver Gráfica 9).

IV.4 CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL PERIAPICAL 70 kV y 2.0 mm DE FILTRO DE Al.

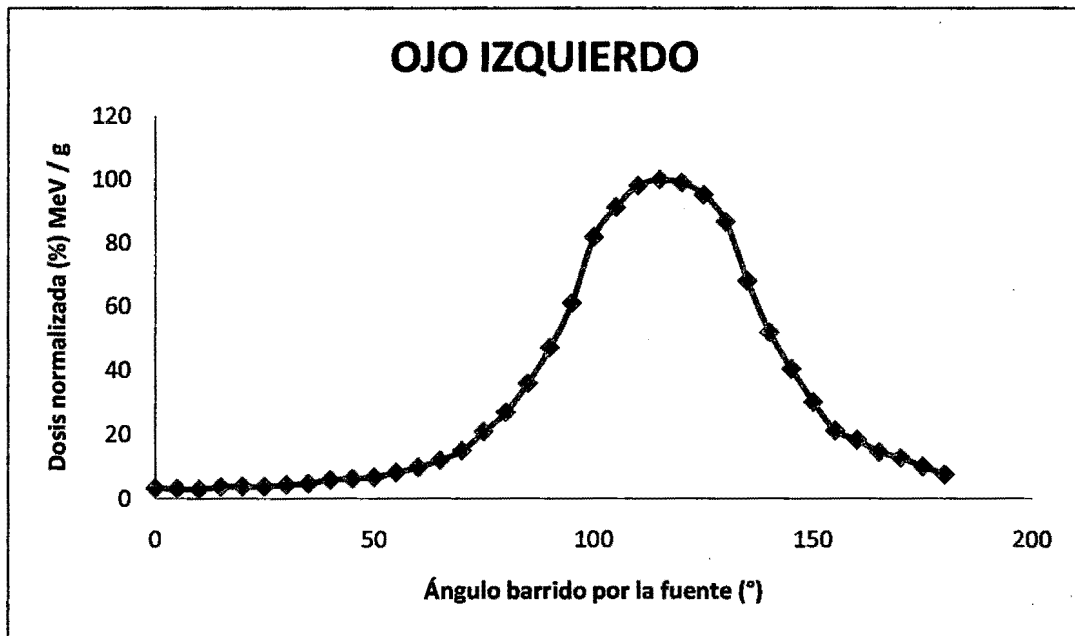
En la simulación se ha utilizado el programa MCNP-4B, para el transporte de partículas que generan los rayos X en un examen dental, donde la fuente está ubicada al lado izquierdo ($Y = -20$ cm) del paciente a una distancia de 20 cm, con un filtro de Al de 2.0 mm. La fuente utilizada es de 70 kV que simula un espectro polienergético. El paciente es un adulto típico con una dimensión de la cabeza de 18 cm de diámetro y el cuello con un diámetro de 11 cm, además los TLD, cuyas dimensiones son de $0.3 \times 0.1 \times 0.3$ cm³, se han colocado convenientemente sobre los ojos (cristalino ocular derecho e izquierdo), y otro sobre la glándula tiroídes. (Ver Apéndice C).



Gráfica 10. Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular derecho 70 kV -2 mm Al.

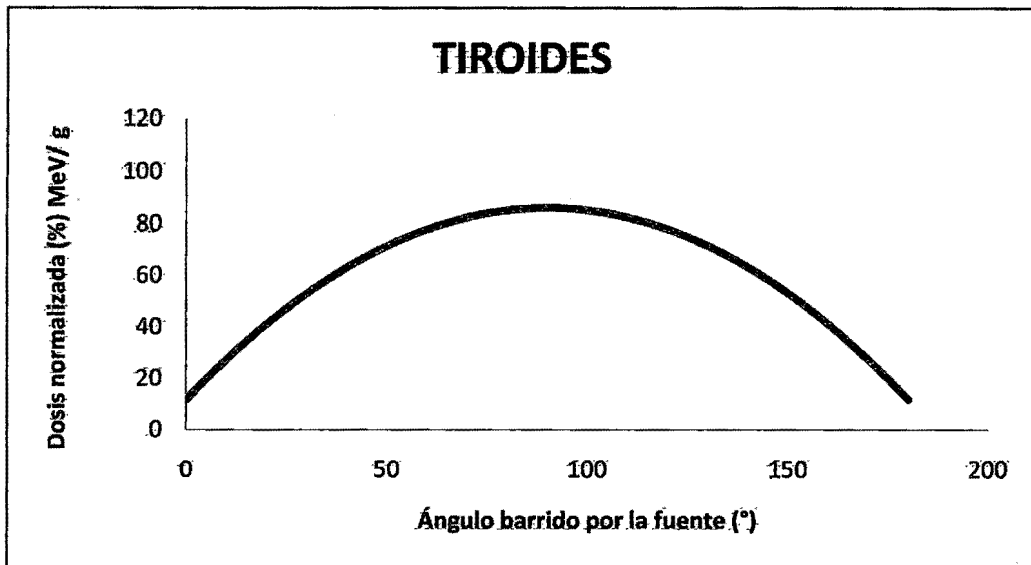
En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo derecho se incrementa conforme la fuente se acerca a los 65° llegando la fuente a encontrarse más cerca al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma, la dosis depositada en el TLD disminuye, esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV,

filtro de Al de 2.0 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente. En este caso el filtro de 2 mm de Al influye notablemente en la cantidad de dosis depositada sobre el TLD, observándose una curva más suavizada (Ver Gráfica 10).



**Gráfica 11. Perfil de dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo
70 kV -2 mm Al.**

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo izquierdo se incrementa conforme la fuente se acerca a los 115°, llegando la fuente a encontrarse más cerca al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma, la dosis depositada en el TLD disminuye, esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, filtro de Al de 2 mm a una distancia de 20 cm de la fuente. En este caso el filtro de 2 mm de Al influye notablemente en la cantidad de dosis depositada sobre el TLD, observándose una curva más suavizada (Ver Gráfica 11).



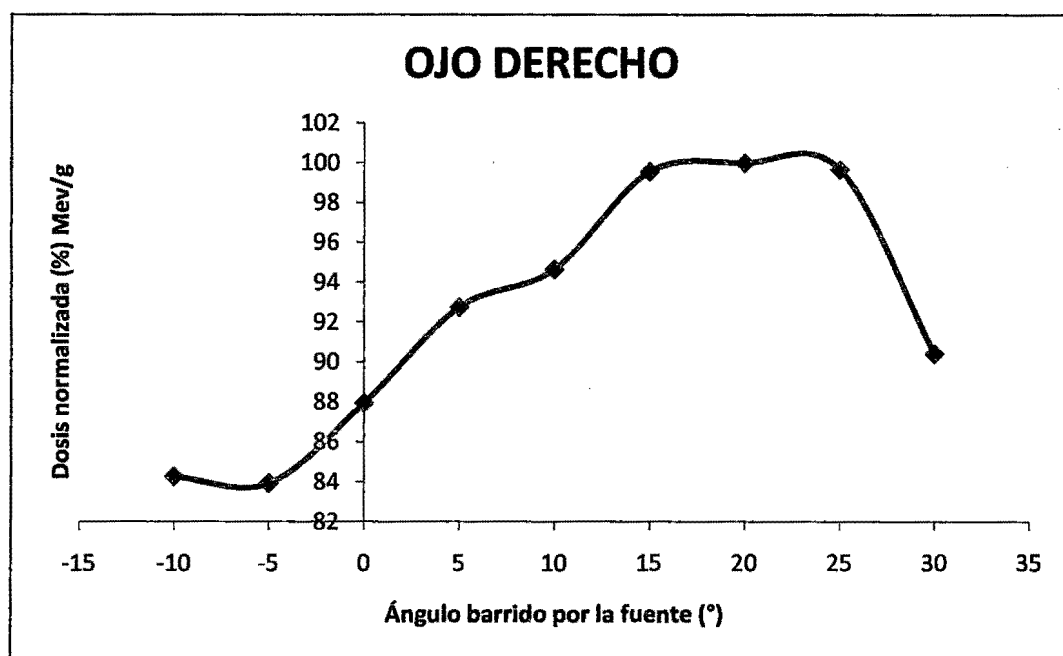
**Gráfica 12. Perfil de dosis depositada en la glándula tiroides
70 kV -2 mm Al.**

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre la glándula tiroides se incrementa conforme la fuente se acerca a los 90°, llegando la fuente a encontrarse más cerca al TLD ubicado sobre el fantoma de agua y conforme la fuente va haciendo un barrido de 180° hacia el otro extremo del fantoma, la dosis depositada en el TLD disminuye, pero en este caso la radiación es más dispersa y por consiguiente menor la cantidad de dosis con respecto a la que llega a los TLD ubicados sobre los cristalinios oculares. Esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre la glándula tiroides del fantoma, que está menos expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, filtro de Al de 2 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente (Ver Gráfica 12).

IV.5 CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL OCLUSAL SOBRE PIEZA DENTAL MOLAR. (70 kV y 2.0 mm Al DE FILTRO)

En la simulación se ha utilizado el Método Monte Carlo con el código MCNP-4B, que transporta las partículas de radiación para un examen dental donde la fuente está ubicada al lado izquierdo ($Y = -20$ cm) del paciente a una distancia de 20 cm, con un filtro

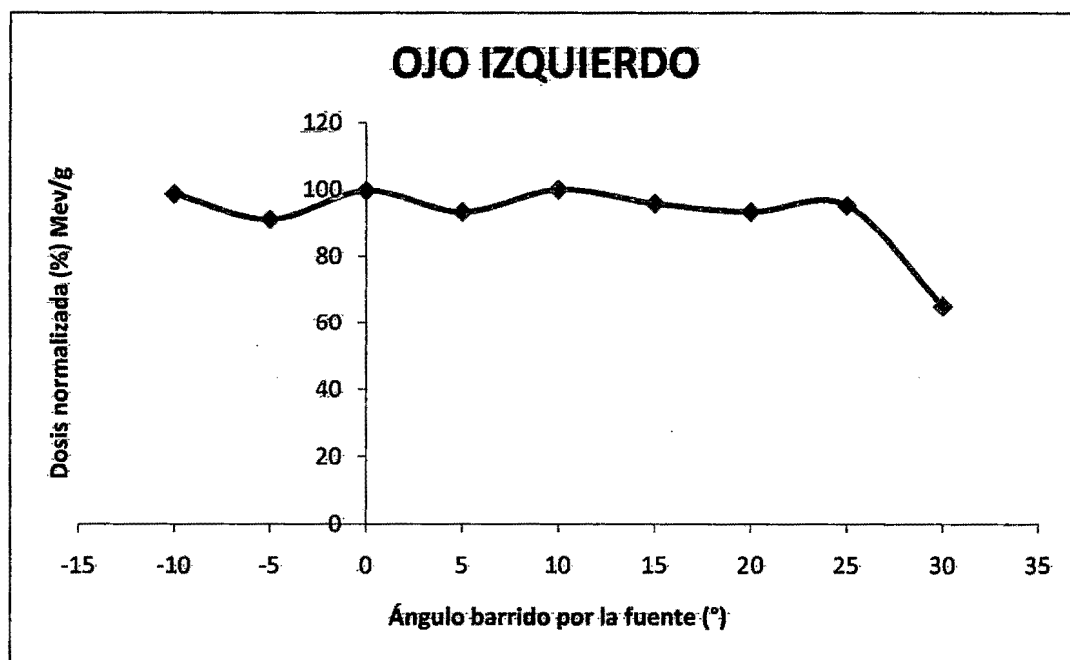
de Al de 2.0 mm. La fuente utilizada es de 70 kV que simula un espectro polienergético. El paciente es un adulto típico con una dimensión de la cabeza de 18 cm de diámetro y el cuello con un diámetro de 11 cm, además los TLD cuyas dimensiones son de 0.3x0.1x0.3 cm³, se han colocado convenientemente sobre los ojos (cristalino ocular derecho e izquierdo), y otro sobre la glándula tiroides. Se ha realizado la rotación del plano ZY desde -10° hasta 30°, según las recomendaciones en el marco teórico para esta pieza dental (Ver apéndice D).



Gráfica 13. Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre el cristalino ocular para pieza dental Molar.

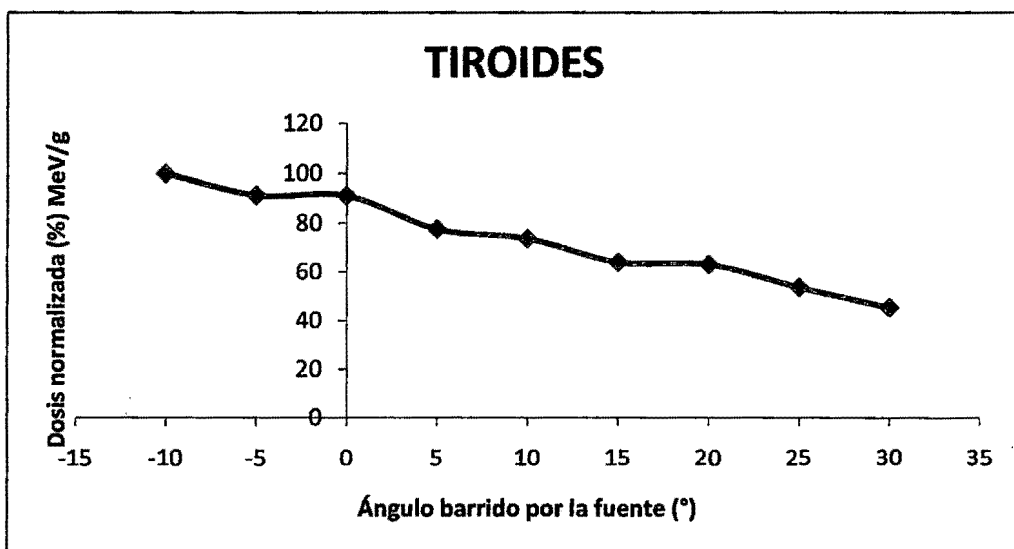
En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo derecho se incrementa conforme la fuente se acerca a los 20°, teniendo la fuente inicialmente en -10° respecto al plano ZY, que es donde se procederá a la rotación en dicho plano para obtener un perfil de dosis completo de la pieza molar. La dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo derecho del fantoma disminuye conforme se aleja del ángulo de 20°, esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz disperso de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, filtro de Al de 2.0 mm a una distancia de 20 cm de la fuente. En este caso el filtro de

2 mm de Al influye notablemente en la cantidad de dosis depositada sobre el TLD, observándose una curva más suavizada (Ver Gráfica 13).



Gráfica 14. Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre el cristalino ocular para pieza dental Molar.

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo izquierdo muestra una variación conforme la fuente rota en el plano ZY desde -10° hasta 30° , que es donde se obtiene un perfil de dosis completo de la pieza molar debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz disperso de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, filtro de Al de 2.0 mm a una distancia de 20 cm de la fuente. En este caso el filtro de 2 mm de Al influye notablemente en la cantidad de dosis depositada sobre el TLD, (Ver Gráfica 14).

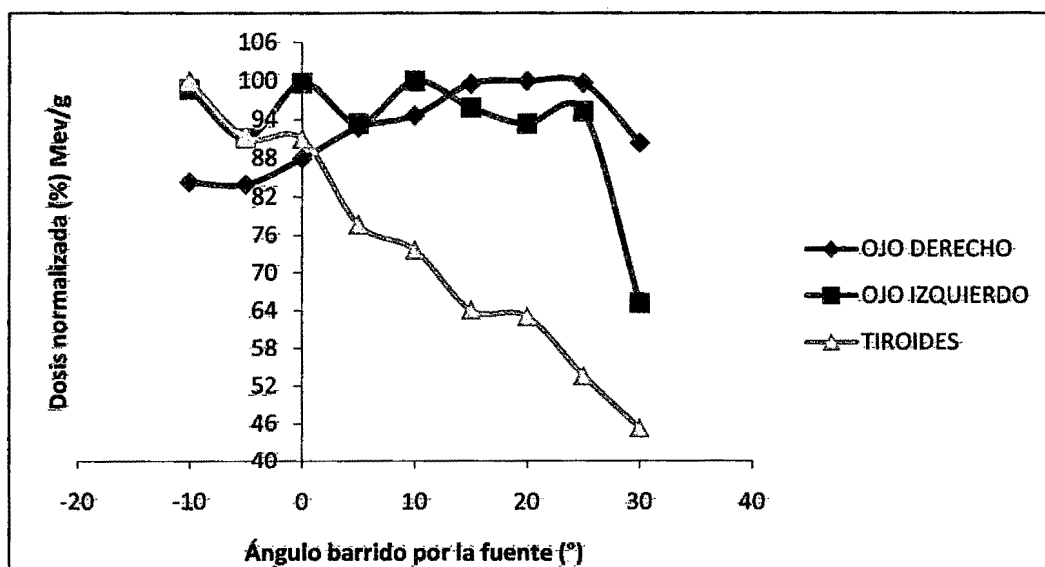


Gráfica 15. Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre la glándula tiroides para pieza dental Incisivo.

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre la glándula tiroides del fantoma de agua, muestra una disminución debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma y que está menos expuesto al haz disperso de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, filtro de Al de 2.0 mm y a una distancia de 20 cm de la fuente, que es donde se obtiene un perfil de dosis completo de la pieza molar. En este caso el filtro de 2 mm de Al influye notablemente en la cantidad de dosis depositada sobre el TLD, (Ver Gráfica 15).

IV.6 COMPARACIÓN DE RESULTADOS PARA PIEZA DENTAL MOLAR

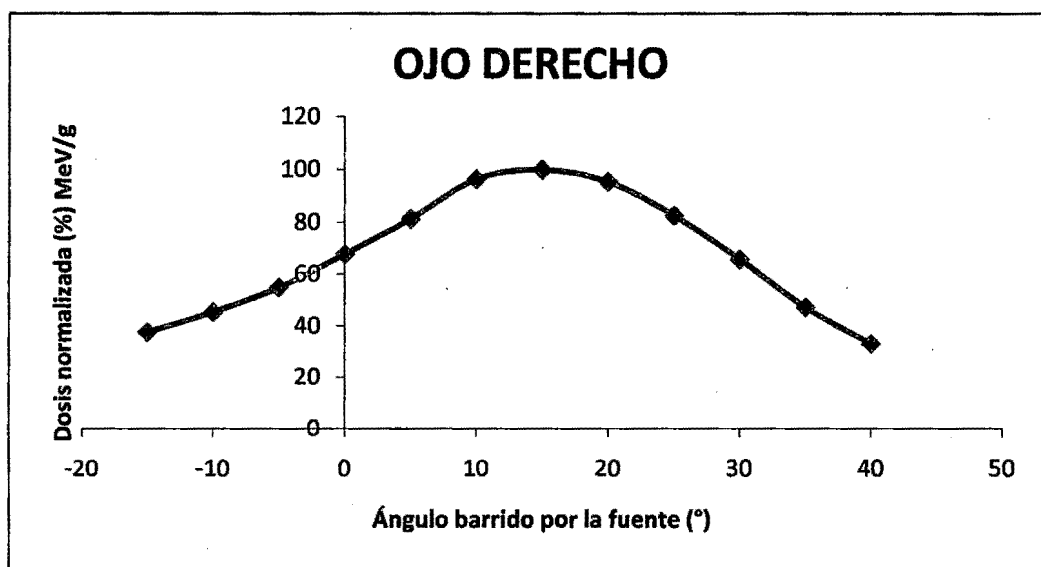
Luego de los tres casos mencionados anteriormente, realizamos la comparación entre las dosis depositadas en los órganos radio sensibles, la cual muestra un perfil de dosis respecto de la dosis obtenida en el cristalino ocular derecho y su respectiva comparación con las dosis depositadas en los otros órganos como se puede apreciar en la Gráfica 16.



Gráfica 16. Superposición de las Gráficas 13, 14, 15, que indica la dosis depositada en los órganos radio sensibles para un examen dental pieza Molar.

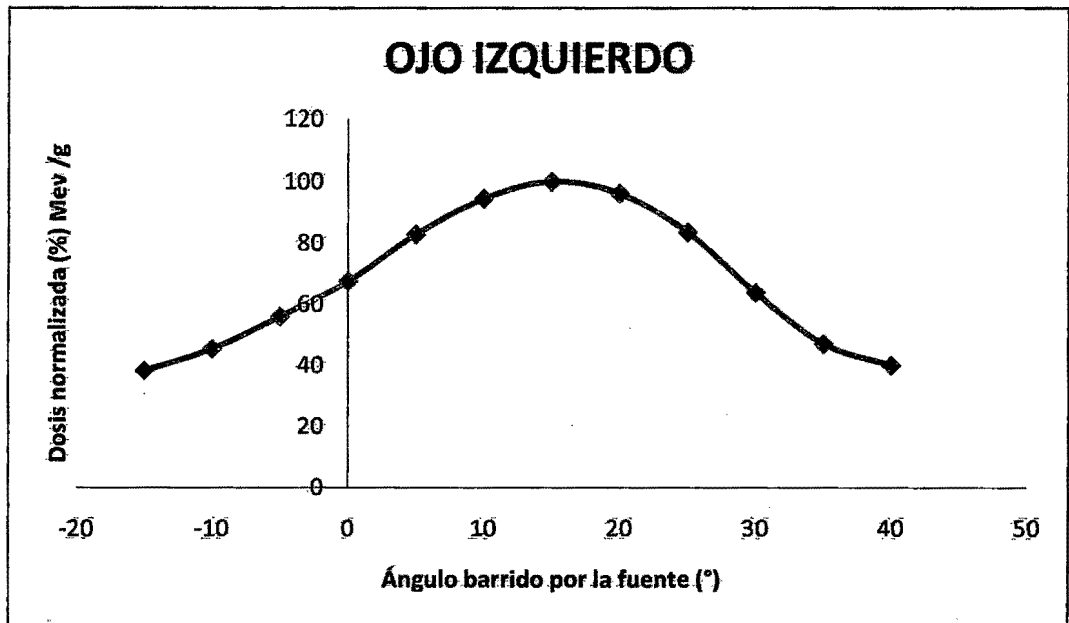
IV.7 CURVA DE DOSIS EN EXAMEN DENTAL OCLUSAL SOBRE PIEZA DENTAL INCISIVO. (70 kV y 2.0 mm Al de filtro)

En la simulación se ha utilizado el programa MCNP-4B, para el transporte de partículas que generan los rayos X en un examen dental, donde la fuente está ubicada al lado izquierdo ($X = 20$ cm) del paciente a una distancia de 20 cm, con un filtro de Al de 2.0 mm. La fuente utilizada es de 70 kV que simula un espectro polienergético. El paciente es un adulto típico con una dimensión de la cabeza de 18 cm de diámetro y el cuello con un diámetro de 11 cm, además los TLD, cuyas dimensiones son de $0.3 \times 0.1 \times 0.3$ cm³, se han colocado convenientemente sobre los ojos (cristalino ocular derecho e izquierdo), y otro sobre la glándula tiroides. Se ha realizado la rotación del plano ZX desde -15° hasta 40° , según las recomendaciones en el marco teórico para esta pieza dental (Ver Apéndice E).



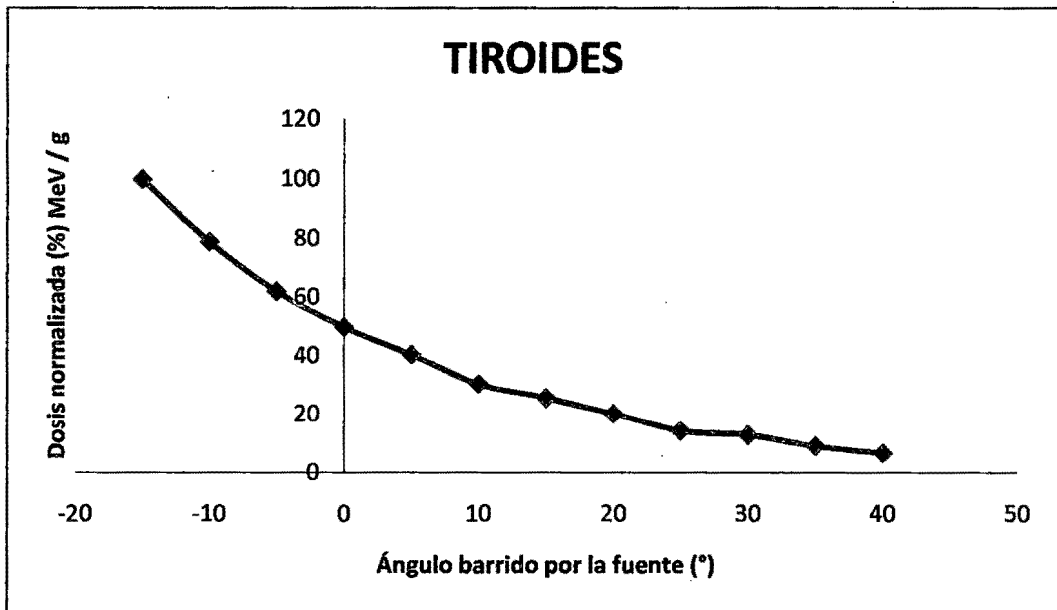
Gráfica 17. Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre el cristalino ocular para pieza dental Incisivo.

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo derecho se incrementa conforme la fuente se acerca a los 15°, teniendo la fuente inicialmente en -15° respecto al plano ZX, que es donde se procederá a la rotación en dicho plano para obtener un perfil de dosis completo de la pieza incisiva. La dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo derecho del fantoma disminuye conforme se aleja del ángulo de 15° , esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz disperso de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, con filtro de Al de 2.0 mm a una distancia de 20 cm de la fuente. En este caso el filtro de 2 mm de Al influye notablemente en la cantidad de dosis depositada sobre el TLD, observándose una curva más suavizada. Además de ser simétrica respecto al TLD ubicado sobre el cristalino ocular izquierdo (Ver gráfica 17).



Gráfica 18. Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre el cristalino ocular para pieza dental Incisivo.

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo izquierdo se incrementa conforme la fuente se acerca a los 15° teniendo la fuente inicialmente en - 15° respecto al plano ZX, que es donde se procederá a la rotación en dicho plano para obtener un perfil de dosis completo de la pieza incisiva. La dosis depositada en el TLD ubicado sobre el ojo izquierdo del fantoma disminuye conforme se aleja del ángulo de 15°, esto es debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma, que está más expuesto al haz disperso de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, filtro de Al de 2.0 mm a una distancia de 20 cm de la fuente. En este caso el filtro de 2 mm de Al influye notablemente en la cantidad de dosis depositada sobre el TLD observándose una curva más suavizada. Además de ser simétrica respecto al TLD ubicado sobre el cristalino ocular derecho (Ver Gráfica 18).



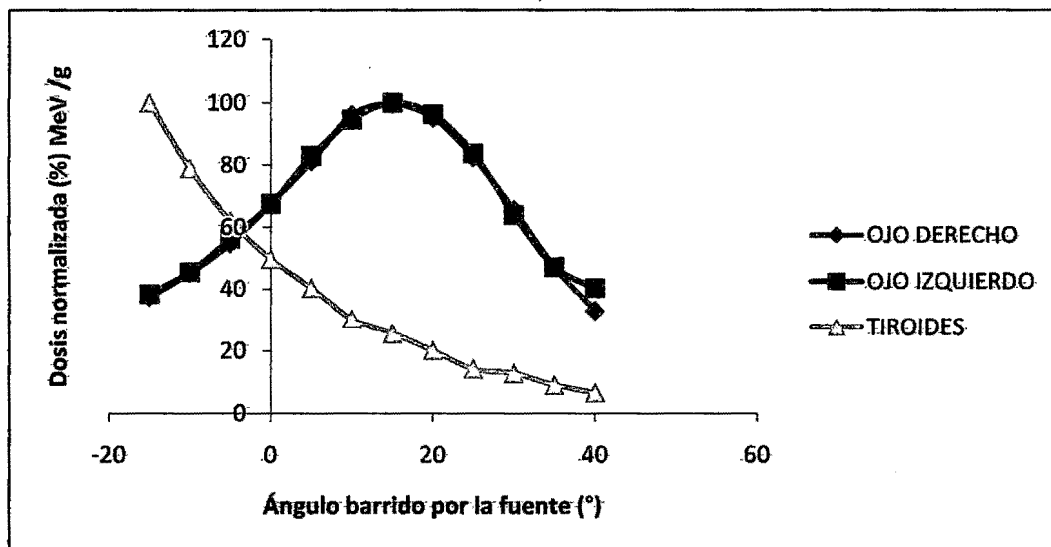
Gráfica 19. Perfil de dosis normalizado (%) depositado sobre la glándula tiroides, para pieza dental Incisivo.

En este perfil, podemos observar como la dosis depositada en el TLD ubicado sobre la glándula tiroides del fantoma de agua, muestra una disminución debido a la ubicación anatómica del TLD sobre el fantoma y que está menos expuesto al haz de rayos X para un espectro de energía polienergético de 70 keV, cuando hacemos rotar la fuente en el plano ZX desde -15° hasta 40° , usando un filtro de Al de 2.0 mm, a una distancia de 20 cm de la fuente que es donde se obtiene un perfil de dosis completo de la pieza incisiva. En este caso el filtro de 2 mm de Al influye notablemente en la cantidad de dosis depositada sobre el TLD observándose una curva más suavizada (Ver Gráfica 19).

IV.8 COMPARACIÓN DE RESULTADOS PARA PIEZA DENTAL INCISIVO

Procedimos a realizar la comparación entre las dosis depositadas en los órganos radio sensibles. La cual muestra un perfil de dosis respecto de la dosis obtenida en el

cristalino ocular izquierdo y su respectiva comparación con las dosis depositadas en los otros órganos, como se puede apreciar en la Gráfica 20.



Gráfica 20. Superposición de las Gráficas 17,18, 19 que indica la dosis depositada en los órganos radio sensibles para un examen dental pieza Incisivo.

IV.1 DISCUSIÓN

El estudio realizado por el Bachiller Miguel Jorge Saldaña Jiménez y publicado en la revista estomatológica peruana *Visión Dental*, tanto en el servicio radiológico dental del departamento de Odontoestomatología del Hospital Daniel Alcides Carrión así como en el servicio de rayos X de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos se obtuvieron los siguientes resultados:

En el caso del Hospital Nacional Daniel Alcides Carrión, se obtuvo que en el cristalino ocular izquierdo se depositó el 14% respecto de la dosis incidente en el cristalino ocular derecho, mientras que en la glándula tiroides se depositó el 23% respecto de la dosis incidente en el cristalino ocular derecho, para un examen oclusal incisivo.

En el caso de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, se obtuvo que la dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo fue del 6.6 % respecto de la dosis incidente en el cristalino ocular derecho, mientras que en la glándula tiroides se encontró una dosis

depositada muy baja respecto a la dosis incidente en el cristalino ocular derecho, para un examen oclusal incisivo.

En nuestro trabajo se determinó que en el cristalino ocular izquierdo se depositó el 11% (ángulo de 15°- plano ZY, 70kV -2mm filtro de Al), respecto de la dosis incidente en el cristalino ocular derecho, mientras que para la glándula tiroides fue aproximadamente de 17% (70 kV -2 mm filtro de Al), respecto de la dosis incidente en el cristalino ocular derecho, para un examen dental incisivo. Este resultado tiene buena aproximación con los resultados publicados en la revista estomatológica peruana *Visión Dental*, para el caso del Hospital Nacional Daniel Alcides Carrión.

Consecuentemente se determinó que la dosis depositada en el cristalino ocular izquierdo es aproximadamente el 9% (70 kV -2 mm filtro de Al), respecto de la dosis incidente en el cristalino ocular derecho, para un examen dental oclusal incisivo. Este resultado tiene buena aproximación con los resultados publicados en la revista estomatológica peruana *Visión Dental*, para el caso de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

V.1 CONCLUSIONES

- La dosis depositada sobre el cristalino ocular izquierdo, para un examen periapical molar, indica que es aproximadamente el 35% ($< 1\text{mSv}$), respecto de la dosis que recibió el cristalino ocular derecho para un ángulo de 10° (plano ZY, 70 kV -2 mm filtro de Al), esto es debido a que la posición del TLD ubicado sobre el fantoma hace que el haz de rayos X disperso, incida con mayor intensidad en esta posición, para otro ángulo se observa menor dosis como consecuencia de una mayor dispersión del haz de rayos X sobre la estructura facial. Esto es aceptable bajo las recomendaciones de la Tabla 7, porque no sobrepasa el umbral permitido.
- La dosis depositada sobre la glándula tiroides, para un examen periapical molar, indica que es aproximadamente el 53% ($\sim 1\text{mSv}$), respecto de la dosis depositada sobre el cristalino ocular derecho para un ángulo de -10° (Plano ZY, 70 kV -2 mm filtro de Al). Por consiguiente en el examen periapical molar, la dosis sobre la tiroides es considerablemente mayor que en el ocular izquierdo, debido a que la radiación dispersa que llega al ocular izquierdo atraviesa mayor cantidad de estructura facial, mientras que la tiroides queda blindada sólo por el aire. En este caso la dosis encontrada, está próxima a sobrepasar la dosis recomendada en la Tabla 7.
- La dosis depositada sobre el cristalino ocular izquierdo, para un examen periapical incisivo, indica que es aproximadamente el 99% ($> 1\text{mSv}$), respecto de la dosis que recibió el cristalino ocular derecho para un ángulo de 15° (Plano ZY, 70 kV -2 mm filtro de Al), esto es debido a que la posición del TLD ubicado sobre el fantoma, hace que el haz de rayos X disperso incida con mayor intensidad en esta posición, para otro ángulo se observa menor dosis como consecuencia de una mayor dispersión del haz de

rayos X sobre la estructura facial. Para este caso la dosis encontrada sobrepasa la dosis recomendada en la Tabla7.

- Los resultados obtenidos indican que realmente existe una cantidad de dosis que recibe el cristalino ocular (aproximadamente desde un 9% hasta un 35%, de la dosis incidente) y la glándula tiroides (aproximadamente desde un 17% hasta un 53%, de la dosis incidente), como consecuencia de la radiación dispersa que alcanza estas regiones, siendo estos resultados no muy distantes porcentualmente respecto a los encontrados en el trabajo realizado en pacientes que se sometieron a un examen dental (Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos y el Hospital Nacional Daniel Alcides Carrión)

V.2 RECOMENDACIONES

- Respecto a un examen dental para una pieza molar se recomienda evitar la posición de la fuente en 20° debido a que en esta posición se obtiene la mayor cantidad de dosis depositada sobre el cristalino ocular. Se sugiere disminuir el ángulo en 10° , para obtener una dosis menor sin perder la calidad de la imagen significativamente, descartando un efecto estocástico sobre el órgano radio sensible.
- Respecto a un examen dental para una pieza molar se recomienda evitar la posición de la fuente a -10° debido a que en esta posición se obtiene la mayor cantidad de dosis depositada sobre la glándula tiroides. Se sugiere aumentar el ángulo en 20° , para obtener una dosis menor sin perder la calidad de la imagen significativamente descartando un efecto estocástico sobre el órgano radio sensible.
- Para un examen dental para una pieza incisiva se recomienda evitar la posición de la fuente a 15° debido a que en esta posición se obtiene la mayor cantidad de dosis depositada sobre el cristalino ocular. Se sugiere disminuir el ángulo en 10° , con la finalidad de obtener una dosis menor sin perder la calidad de la imagen significativamente, descartando un efecto estocástico sobre el órgano radio sensible.
- Respecto a un examen dental para una pieza incisiva se recomienda evitar la posición de la fuente a -15° debido a que en esta posición se obtiene la mayor cantidad de dosis depositada sobre la glándula tiroides. Se sugiere aumentar en 20° el ángulo con la finalidad de obtener una dosis menor sin perder la calidad de la imagen significativamente, descartando de esta manera un efecto estocástico sobre el órgano radio sensible.
- La dosis depositada tanto en los órganos radio sensibles deben ser tan bajas como sea posible, por ello se recomienda además de las recomendaciones ya mencionadas, el uso de un collarín plomado y lentes con lunas plomadas para proteger estos órganos de la radiación dispersa que llega a ellos.

REFERENCIA BIBLIOGRAFICA

- [1] HOLLIDAY, B. "Radiological Protection in Dentistry". V.134, pp 495 – 497, Londres, 1973.
- [2] SHRIVASTAVA, P.N. "Exposure to Patient and Personal in Computed Tomography. Radiology, pp 411 – 415, Londres, 1997.
- [3] GONZALVES, N & BÓSCOLO, "Científicos y mártires de la Radiología. Especialidades Odontológicas". Brasil 1980.
- [4] ETTER, L.E. "Radiation Dose Reduction by Higher Voltage Dental Roengenography". pp 305-309, September 1956.
- [5] YALE, S.H. "Radiation Control in the Dental Office". pp 353 – 362, July 1961.
- [6] WUEHRMANN, A.H. "Where are we going in Radiation Projection Oral Surg." pp 79 – 85, July 1969.
- [7] SCAVOTTO, S.P. "Change in Radiographic practice shows progress in Radiation Control". pp 24 – 36, 1969.
- [8] PEIXOTO, J.E. "Programa de evaluación vía postal de exposición en radiología oral en el área de Rio de Janeiro". I.R.D- C.N.E.N, 1982.
- [9] KOCHER. L.F. "Thermoluminiscense personnel dosimetry at handford". Hilt & Phys 18(4), 311 – 7, 1970.
- [10] CAMPOS. L.L "Dosimetría termoluminiscente: Producción de materiales dosimétricos. Manual de el Instituto de Investigaciones Energéticas y Nucleares- IPEN/ CNEM-S. P, Brasil.
- [11] BÓSCOLO, F.N. "Determinación de dosis de radiación incidentes en la región de los cristalinos, en pacientes adultos, durante la toma de radiografía oclusal y periapicales" Dosimetría Termoluminiscente. Revista Odontológica. USP. Diciembre 1991.

- [12] BLANC, M. "Dosimetric evaluations in dental radiology: Comparison of the digital system and the conventional system". *Radiology Medical*. March. 1995.
- [13] *Revista Estomatológica Peruana "Visión Dental"*. Volumen 11.Nº3- 2008. Mayo y Junio. Lima – Perú. www.revistavisiondental.net
- [14] JANSEN, J.T.M "Monte Carlo calculations in diagnostic radiology: Dose conversion factors and risk benefit analyses". Meppel: Rijkuniversiteit te Leiden, 1998.
- [15] International Commission on Radiological Protection: Radiation Protection. ICRP Publ. 60, 1990
- [16] TAYLOR LS: Let's keep our sense of humor in dealing with radiation hazard, *perspect. Biol. Med.* 23:325-334, 1980.
- [17] Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations, "The effects on population of exposure to low levels of ionizing radiation", Washington DC, 1980.
- [18] Council on Dental Materials and Devices: "Recommendations in radiographic practice". March 1980. *J. Am Dent Assoc.* 96: 485-486, 1980.
- [19] ICRP, International Commission on radiation Protection. PUBLICACION 60,1990
- [20] GOAZ PAUL.W. WHITE, S.C. *Radiología Oral Principios e interpretación*. Madrid. Edición en español Mosby/ Doyma Libros S.A 3ra Edición 1995.
- [21] FRIEDERICH ANTON PASLER, "Física del Radiodiagnóstico Radiológico Dental". Barcelona, España. 1991.
- [22] The Hospital Physicist Association "Catalogue of spectral data for Diagnostic X-rays". London-U.K. 1979.
- [23] MCKILNLAY, A.F "Thermoluminiscense Dossimetry", *Mod Phys Handbook 5*, Adam Hilger Bristol, 1981.
- [24] COELHO, ZANKL. "Evaluación de la dispersión de rayos X en tejidos y simuladores mamográficos". Brasil, 1993.

- [25] ROTHERNBERG, L, N; PENTOW, K, S. "Radiation dose in CT", *Radiographics*, V.12, pp 1225-1243. 1992.

APÉNDICES

APÉNDICE: A.

PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY5 o=0 r=181

lmcnp versión 4b ld=02/04/97 08/17/09 17:58:52

probid = 08/17/09 17:58:52

i=jerry5 o=0 r=181

- 1- *****
- 2- C DESCRIPCIÓN DE UN MANIQUÍ SIMULANDO LA
- 3- C CABEZA Y CUELLO DE UN ADULTO TÍPICO
- 4- C ESPECTRO 60KV 1.5 mm AL
- 5- C AUTOR: JASON JERRY ATOCHE MEDRANO - UNAC - FCNM
- 6- C ASESOR DR. WALTER FLORES
- 7- 111 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -6 7) IMP:P=1 \$ TLD #1
- 8- 112 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -8 9) IMP:P=1 \$ TLD #2
- 9- 113 1 -1.29 (-12 13 -14 15 -10 11) IMP:P=1 \$ TLD #3
- 10- 62 2 -1.00 (-700 800 -600);(-500) #111 #112 #113 IMP:P=1 \$ CABEZ
- 11- 63 2 -1.00 (-300 400 -900) #113 IMP:P=1 \$ CUELLO
- 12- 95 3 -0.001205 (-294 295 -290 292 -291 293) #111 #112 #113 #62 #63 IMP:P=1
- 13- 106 0 (294;-295;290;-292;291;-293) IMP:P=0
- 14-
- 15- C *** Definición de la geometría de la cabeza ***
- 16- 800 PZ 1

- 17- 700 CZ 9
- 18- 600 PZ 8.9
- 19- 500 SZ 10.9
- 20- C ***** Definición de la geometría del cuello *****
- 21- 400 PZ -4
- 22- 300 CZ 5.5
- 23- 900 PZ 0.99999
- 24- C ***** Definición del área de los TLD eje X - Z *****
- 25- 3 PX 9.4
- 26- 4 PX 9.1
- 27- 1 PZ 7.00
- 28- 2 PZ 6.70

- 29- C ***** Definición de la longitud de los TLD eje Y *****
- 30- C ubicados sobre los ojos del maniquí
- 31- C **TLD #1 OJO DERECHO**
- 32- 6 PY -4.5
- 33- 7 PY -4.6
- 34- C **TLD #2 OJO IZQUIERDO**
- 35- 8 PY 4.6
- 36- 9 PY 4.5
- 37- C **TLD #3 TIROIDES**
- 38- 10 PY 0.05
- 39- 11 PY -0.05

40- 12 PZ -3.4
 41- 13 PZ -3.7
 42- 14 PX 5.9
 43- 15 PX 5.6
 44- C *** Definición de la caja de aire ***
 45- 294 PX 25
 46- 295 PX -25
 47- 291 PZ 20
 48- 293 PZ -20
 49- 290 PY 20
 50- 292 PY -25

 51- C **** INICIO DO TALLY (PLANO) SEGMENTADO ****
 52-
 53- SDEF SUR=292 VEC=0 1 0 DIR=1 ERG=D4
 54- X=D1 Y=D2 Z=D3
 55- SII A -3 3
 56- SP1 1 1
 57- SI2 L -20
 58- SP2 1
 59- SI3 A 3 9
 60- SP3 1 1
 61- SI4 0 .011 .012 .013 .014 .015 .016 .017 .018 .019 .020
 62- .021 .022 .023 .024 .025 .026 .027 .028 .029 .030

63- .031 .032 .033 .034 .035 .036 .037 .038 .039 .040
64- .041 .042 .043 .044 .045 .046 .047 .048 .049 .050
65- .051 .052 .053 .054 .055 .056 .057 .058 .059 .060
66- SP4 0 2 13 47 140 314 580 927 1328 1753 2170
67- 2557 2899 3185 3415 3589 3711 3788 3823 3825 3797
68- 3745 3672 3584 3483 3371 3251 3124 2993 2858 2720
69- 2580 2440 2298 2157 2015 1874 1734 1594 1455 1318
70- 1181 1045 911 777 645 514 384 255 127 10
71- C DEFINICIÓN DEL MATERIAL
72- M1 3006 0.5
73- 9019 0.5
74- M2 1001 0.6667
75- 8016 0.3333
76- M3 1001 0.101 \$ Hidrógeno
77- 6012 0.111 \$ Carbono
78- 8016 0.762 \$ Oxígeno
79- 7014 0.026 \$ Argón
80- MODE P
81- C *tr1 0 0 0 180 270 90 -90 180 90 90 90 0 1
82- F6:P 111 H2 H3
83- NPS 25000000 \$ HISTORIAS
84- PRINT

APÉNDICE: B.

PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY5 o=90 r= 91

lmcnp versión 4b ld=02/04/97 08/16/09 18:42:46

probid = 08/16/09 18:42:46

i=jerry5 o=90 r=91

- 1- *****
- 2- C DESCRIPCIÓN DE UN MANIQUÍ SIMULANDO LA
- 3- C CABEZA Y CUELLO DE UN ADULTO TÍPICO
- 4- C ESPECTRO 70KV - 1.5 mm AL
- 5- C AUTOR : JASON JERRY ATOCHE MEDRANO - UNAC - FCNM
- 6- C ASESOR DR. WALTER FLORES
- 7- 111 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -6 7) IMP:P=1 \$ TLD #1
- 8- 112 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -8 9) IMP:P=1 \$ TLD #2
- 9- 113 1 -1.29 (-12 13 -14 15 -10 11) IMP:P=1 \$ TLD #3
- 10- 62 2 -1.00 (-700 800 -600):(-500) #111 #112 #113 IMP:P=1 \$ CABEZ
- 11- 63 2 -1.00 (-300 400 -900) #113 IMP:P=1 \$ CUELLO
- 12- 95 3 -0.001205 (-294 295 -290 292 -291 293) #111 #112 #113 #62 #63 IMP:P=1
- 13- 106 0 (294:-295:290:-292:291:-293) IMP:P=0
- 14-
- 15- C *** Definición de la geometría de la cabeza ***
- 16- 800 1 PZ 1
- 17- 700 1 CZ 9

- 18- 600 1 PZ 8.9
- 19- 500 1 SZ 10.9
- 20- C *** Definición de la geometría del cuello ***
- 21- 400 1 PZ -4
- 22- 300 1 CZ 5.5
- 23- 900 1 PZ 0.99999
- 24- C *** Definición del área de los TLD eje X - Z ***
- 25- 3 1 PX 9.4
- 26- 4 1 PX 9.1
- 27- 1 1 PZ 7.00
- 28- 2 1 PZ 6.70
- 29- C *** Definición de la longitud de los TLD eje Y ***
- 30- C ubicados sobre los ojos del maniquí
- 31- C TLD #1 OJO DERECHO
- 32- 6 1 PY -4.5
- 33- 7 1 PY -4.6
- 34- C TLD #2 OJO IZQUIERDO
- 35- 8 1 PY 4.6
- 36- 9 1 PY 4.5
- 37- C TLD #3 TIROIDES
- 38- 10 1 PY 0.05
- 39- 11 1 PY -0.05
- 40- 12 1 PZ -3.4

41- 13 1 PZ -3.7
 42- 14 1 PX 5.9
 43- 15 1 PX 5.6
 44- C *** Definición de la caja de aire ***
 45- 294 PX 25
 46- 295 ~~PX~~ -25
 47- 291 PZ 20
 48- 293 PZ -20
 49- 290 PY 20
 50- 292 PY -25
 51- C **** INICIO DO TALLY (PLANO) SEGMENTADO ****
 52-
 53- SDEF SUR=292 VEC=0 1 0 DIR=1 ERG=D4
 54- X=D1 Y=D2 Z=D3
 55- SI1 A -3 3
 56- SP1 1 1
 57- SI2 L -20
 58- SP2 1
 59- SI3 A 3 9
 60- SP3 1 1
 61- SI4 0 .011 .012 .013 .014 .015 .016 .017 .018 .019 .020
 62- .021 .022 .023 .024 .025 .026 .027 .028 .029 .030
 63- .031 .032 .033 .034 .035 .036 .037 .038 .039 .040

64- .041 .042 .043 .044 .045 .046 .047 .048 .049 .050
 65- .051 .052 .053 .054 .055 .056 .057 .058 .059 .060
 66- SP4 0 2 13 47 140 314 580 927 1328 1753 2170
 67- 2557 2899 3185 3415 3589 3711 3788 3823 3825 3797
 68- 3745 3672 3584 3483 3371 3251 3124 2993 2858 2720
 69- 2580 2440 2298 2157 2015 1874 1734 1594 1455 1318
 70- 1181 1045 911 777 645 514 384 255 127 10
 71- C DEFINICIÓN DEL MATERIAL
 72- M1 3006 0.5
 73- 9019 0.5
 74- M2 1001 0.6667
 75- 8016 0.3333
 76- M3 1001 0.101 \$ Hidrógeno
 77- 6012 0.111 \$ Carbono
 78- 8016 0.762 \$ Oxígeno
 79- 7014 0.026 \$ Argón
 80- MODE P
 81- *tr1 0 0 0 90 180 90 0 90 90 90 0 1
 82- F6:P 111 112 113
 83- NPS 25000000 \$ HISTORIAS
 84- PRINT

APÉNDICE: C

PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY5 o=0 r=1

lmcnp versión 4b ld=02/04/97 08/19/09 21:37:09

probid = 08/19/09 21:37:09

i=jerry7 o=0 r=1

- 1- *****
- 2- C DESCRIPCIÓN DE UN MANIQUÍ SIMULANDO LA
- 3- C CABEZA Y CUELLO DE UN ADULTO TÍPICO
- 4- C ESPECTRO 70KV 2 mm AL
- 5- C AUTOR : JASON JERRY ATOCHE MEDRANO - UNAC - FCNM
- 6- C ASESOR DR. WALTER FLORES
- 7- 111 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -6 7) IMP:P=1 \$ TLD #1
- 8- 112 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -8 9) IMP:P=1 \$ TLD #2
- 9- 113 1 -1.29 (-12 13 -14 15 -10 11) IMP:P=1 \$ TLD #3
- 10- 62 2 -1.00 (-700 800 -600):(-500) #111 #112 #113 IMP:P=1 \$ CABEZ
- 11- 63 2 -1.00 (-300 400 -900)#113 IMP:P=1 \$ CUELLO
- 12- 95 3 -0.001205 (-294 295 -290 292 -291 293) #111 #112 #113 #62 #63 IMP:P=1
- 13- 106 0 (294:-295:290:-292:291:-293) IMP:P=0
- 14-
- 15- C *** Definición de la geometría de la cabeza ***
- 16- 800 PZ 1
- 17- 700 CZ 9

18- 600 PZ 8.9

19- 500 SZ 10 9

20- C *** Definición de la geometría del cuello ***

21- 400 PZ -4

22- 300 CZ 5.5

23- 900 PZ 0.99999

24- C *** Definición del área de los TLD eje X - Z ***

25- 3 PX 9.4

26- 4 PX 9.1

27- 1 PZ 7.00

28- 2 PZ 6.70

29- C *** Definición de la longitud de los TLD eje Y ***

30- C ubicados sobre los ojos del maniquí

31- C TLD #1 OJO DERECHO

32- 6 PY -4.5

33- 7 PY -4.6

34- C TLD #2 OJO IZQUIERDO

35- 8 PY 4.6

36- 9 PY 4.5

37- C TLD #3 TIROIDES

38- 10 PY 0.05

39- 11 PY -0.05

40- 12 PZ -3.4

41- 13 PZ -3.7
 42- 14 PX 5.9
 43- 15 PX 5.6
 44- C *** Definición de la caja de aire ***
 45- 294 PX 25
 46- 295 PX -25
 47- 291 PZ 20
 48- 293 PZ -20
 49- 290 PY 20
 50- 292 PY -25
 51- C ***** INICIO DO TALLY (PLANO) SEGMENTADO *****
 52-
 53- SDEF SUR=292 VEC=0 1 0 DIR=1 ERG=D4
 54- X=D1 Y=D2 Z=D3
 55- SI1 A -3 3
 56- SP1 1 1
 57- SI2 L -20
 58- SP2 1
 59- SI3 A 3 6
 60- SP3 1 1
 61- SI4 0 .011 .012 .013 .014 .015 .016 .017 .018 .019 .020
 62- .021 .022 .023 .024 .025 .026 .027 .028 .029 .030
 63- .031 .032 .033 .034 .035 .036 .037 .038 .039 .040

64- .041 .042 .043 .044 .045 .046 .047 .048 .049 .050
65- .051 .052 .053 .054 .055 .056 .057 .058 .059 .060
66- .061 .062 .063 .064 .065 .066 .067 .068 .069 .070
67- SP4 0 0 1 7 29 86 195 369 605 893 1214
68- 1545 1870 2172 2441 2673 2865 3016 3131 3211 3260
69- 3282 3282 3262 3225 3175 3114 3043 2966 2882 2794
70- 2702 2607 2510 2413 2314 2214 2115 2015 1916 1817
71- 1718 1621 1523 1427 1332 1237 1143 1055 967 868
72- 777 688 599 511 424 338 254 167 84 6
73- C DEFINICIÓN DEL MATERIAL
74- M1 3006 0.5
75- 9019 0.5
76- M2 1001 0.6667
77- 8016 0.3333
78- M3 1001 0.101 \$ Hidrógeno
79- 6012 0.111 \$ Carbono
80- 8016 0.762 \$ Oxígeno
81- 7014 0.026 \$ Argón
82- MODE P
83- C *tr1 0 0 0 70 160 90 20 70 90 90 90 0 1
84- F6:P 111 112 113
85- NPS 25000000 \$ HISTORIAS
86- PRINT

APÉNDICE: D

PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY9 o=15 r= 16

lmcnp versión 4b ld=02/04/97 09/24/09 05:07:39

probid = 09/24/09 05:07:39

I=JERRY9 O=15 R=16

- 1- *****
- 2- C DESCRIPCIÓN DE UN MANIQUÍ SIMULANDO LA
- 3- C CABEZA Y CUELLO DE UN ADULTO TÍPICO
- 4- C ESPECTRO 70KV 2 mm AL
- 5- C AUTOR : JASON JERRY ATOCHE MEDRANO - UNAC - FCNM
- 6- C ASESOR DR. WALTER FLORES
- 7- 111 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -6 7) IMP:P=1 \$ TLD #1
- 8- 112 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -8 9) IMP:P=1 \$ TLD #2
- 9- 113 1 -1.29 (-12 13 -14 15 -10 11) IMP:P=1 \$ TLD #3
- 10- 62 2 -1.00 (-700 800 -600):(-500) #111 #112 #113 IMP:P=1 \$ CABEZ
- 11- 63 2 -1.00 (-300 400 -900) #113 IMP:P=1 \$ CUELLO
- 12- 95 3 -0.001205 (-294 295 -290 292 -291 293) #111 #112 #113 #62 #63 IMP:P=1
- 13- 106 0 (294:-295:290:-292:291:-293) IMP:P=0
- 14-
- 15- C *** Definición de la geometría de la cabeza ***
- 16- 800 1 PZ 1
- 17- 700 1 CZ 9

18- 600 1 PZ 8.9

19- 500 1 SZ 10.9

20- C *** Definición de la geometría del cuello ***

21- 400 1 PZ -4

22- 300 1 CZ 5.5

23- 900 1 PZ 0.99999

24- C *** Definición del área de los TLD eje X - Z ***

25- 3 1 PX 9.4

26- 4 1 PX 9.1

27- 1 1 PZ 7.00

28- 2 1 PZ 6.70

29- C *** Definición de la longitud de los TLD eje Y ***

30- C ubicados sobre los ojos del maniquí

31- C TLD #1 OJO DERECHO

32- 6 1 PY -4.5

33- 7 1 PY -4.6

34- C TLD #2 OJO IZQUIERDO

35- 8 1 PY 4.6

36- 9 1 PY 4.5

37- C TLD #3 TIROIDES

38- 10 1 PY 0.05

39- 11 1 PY -0.05

40- 12 1 PZ -3.4

41- 13 1 PZ -3.7
 42- 14 1 PX 5.9
 43- 15 1 PX 5.6
 44- C *** Definición de la caja de aire ***
 45- 294 PX 25
 46- 295 PX -25
 47- 291 PZ 20
 48- 293 PZ -20
 49- 290 PY 20
 50- 292 PY -25
 51- C ***** INICIO DO TALLY (PLANO) SEGMENTADO *****
 52-
 53- SDEF SUR=292 VEC=0 1 0 DIR=1 ERG=D4
 54- X=D1 Y=D2 Z=D3
 55- SI1 A -3 3
 56- SP1 1 1
 57- SI2 L -20
 58- SP2 1
 59- SI3 A 3 6
 60- SP3 1 1
 61- SI4 0 .011 .012 .013 .014 .015 .016 .017 .018 .019 .020
 62- .021 .022 .023 .024 .025 .026 .027 .028 .029 .030
 63- .031 .032 .033 .034 .035 .036 .037 .038 .039 .040

64- .041 .042 .043 .044 .045 .046 .047 .048 .049 .050
65- .051 .052 .053 .054 .055 .056 .057 .058 .059 .060
66- .061 .062 .063 .064 .065 .066 .067 .068 .069 .070
67- SP4 0 0 1 7 29 86 195 369 605 893 1214
68- 1545 1870 2172 2441 2673 2865 3016 3131 3211 3260
69- 3282 3282 3262 3225 3175 3114 3043 2966 2882 2794
70- 2702 2607 2510 2413 2314 2214 2115 2015 1916 1817
71- 1718 1621 1523 1427 1332 1237 1143 1055 967 868
72- 777 688 599 511 424 338 254 167 84 6
73- C DEFINICIÓN DEL MATERIAL
74- M1 3006 0.5 \$ Litio
75- 9019 0.5 \$ Flúor
76- M2 1001 0.6667 \$ Hidrógeno
77- 8016 0.3333 \$ Oxígeno
78- M3 1001 0.101 \$ Hidrógeno
79- 6012 0.111 \$ Carbono
80- 8016 0.762 \$ Oxígeno
81- 7014 0.026 \$ Argón
82- MODE P
83- *tr1 0 0 0 0 90 90 90 15 75 90 105 15 1
84- F6:P 111 112 113
85- NPS 100000000 \$ HISTORIAS
86- PRINT

APÉNDICE: E

PROGRAMA COMPUTACIONAL EN EL ARCHIVO JERRY8 o=15 r=16

mcnp versión 4b ld=02/04/97 09/22/09 23:30:30

probid = 09/22/09 23:30:30

i=jerry8 o=15 r=16

- 1- *****
- 2- C DESCRIPCIÓN DE UN MANIQUÍ SIMULANDO LA
- 3- C CABEZA Y CUELLO DE UN ADULTO TÍPICO
- 4- C ESPECTRO 70KV 2 mm AL
- 5- C AUTOR : JASON JERRY ATOCHE MEDRANO - UNAC - FCNM
- 6- C ASESOR DR. WALTER FLORES
- 7- 111 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -6 7) IMP:P=1 \$ TLD #1
- 8- 112 1 -1.29 (-1 2 -3 4 -8 9) IMP:P=1 \$ TLD #2
- 9- 113 1 -1.29 (-12 13 -14 15 -10 11) IMP:P=1 \$ TLD #3
- 10- 62 2 -1.00 (-700 800 -600):(-500) #111 #112 #113 IMP:P=1 \$ CABEZ
- 11- 63 2 -1.00 (-300 400 -900) #113 IMP:P=1 \$ CUELLO
- 12- 95 3 -0.001205 (-294 295 -290 292 -291 293) #111 #112 #113 #62 #63 IMP:P=1
- 13- 106 0 (294:-295:290:-292:291:-293) IMP:P=0
- 14-
- 15- C *** Definición de la geometría de la cabeza ***
- 16- 800 1 PZ 1
- 17- 700 1 CZ 9

18- 600 1 PZ 8.9

19- 500 1 SZ 10.9

20- C *** Definición de la geometría del cuello ***

21- 400 1 PZ -4

22- 300 1 CZ 5.5

23- 900 1 PZ 0.99999

24- C *** Definición del área de los TLD eje X - Z ***

25- 3 1 PX 9.4

26- 4 1 PX 9.1

27- 1 1 PZ 7.00

28- 2 1 PZ 6.70

29- C *** Definición de la longitud de los TLD eje Y ***

30- C ubicados sobre los ojos del maniquí

31- C TLD #1 OJO DERECHO

32- 6 1 PY -4.5

33- 7 1 PY -4.6

34- C TLD #2 OJO IZQUIERDO

35- 8 1 PY 4.6

36- 9 1 PY 4.5

37- C TLD #3 TIROIDES

38- 10 1 PY 0.05

39- 11 1 PY -0.05

40- 12 1 PZ -3.4

41- 13 1 PZ -3.7
 42- 14 1 PX 5.9
 43- 15 1 PX 5.6
 44- C *** Definición de la caja de aire ***
 45- 294 PX 25
 46- 295 ~~PX~~ -25
 47- 291 PZ 20
 48- 293 PZ -20
 49- 290 PY 20
 50- 292 PY -25
 51- C **** INICIO DO TALLY (PLANO) SEGMENTADO *****
 52-
 53- SDEF SUR=294 VEC=-1 0 0 DIR=1 ERG=D4
 54- X=D1 Y=D2 Z=D3
 55- SI1 L 20
 56- SP1 1
 57- SI2 A -3 3
 58- SP2 1 1
 59- SI3 A 3 6
 60- SP3 1 1
 61- SI4 0 .011 .012 .013 .014 .015 .016 .017 .018 .019 .020
 62- .021 .022 .023 .024 .025 .026 .027 .028 .029 .030
 63- .031 .032 .033 .034 .035 .036 .037 .038 .039 .040

64- .041 .042 .043 .044 .045 .046 .047 .048 .049 .050
 65- .051 .052 .053 .054 .055 .056 .057 .058 .059 .060
 66- .061 .062 .063 .064 .065 .066 .067 .068 .069 .070
 67- SP4 0 0 1 7 29 86 195 369 605 893 1214
 68- 1545 1870 2172 2441 2673 2865 3016 3131 3211 3260
 69- 3282 3282 3262 3225 3175 3114 3043 2966 2882 2794
 70- 2702 2607 2510 2413 2314 2214 2115 2015 1916 1817
 71- 1718 1621 1523 1427 1332 1237 1143 1055 967 868
 72- 777 688 599 511 424 338 254 167 84 6
 73- C DEFINICIÓN DEL MATERIAL
 74- M1 3006 0.5 \$ Litio
 75- 9019 0.5 \$ Flúor
 76- M2 1001 0.6667 \$ Hidrógeno
 77- 8016 0.3333 \$ Oxígeno
 78- M3 1001 0.101 \$ Hidrógeno
 79- 6012 0.111 \$ Carbono
 80- 8016 0.762 \$ Oxígeno
 81- 7014 0.026 \$ Argón
 82- MODE P
 83- *tr1 0 0 0 15 90 105 90 0 90 75 90 15 1
 84- F6:P 111 112 113
 85- NPS 100000000 \$ HISTORIAS
 86- PRINT

ANEXO

ANEXO: 1

CONSIDERACIONES BÁSICAS DE MONTE CARLO N-PARTICLE

Las soluciones numéricas de un sistema físico se basan en un modelo matemático a partir del cual se obtienen y resuelven las ecuaciones integro-diferenciales que describen un estado de dicho sistema. No obstante, existen problemas muy complejos, como las interacciones nucleares, que no pueden ser resueltos empleando modelos determinísticos. Con Monte Carlo, los procesos físicos son simulados teóricamente sin necesidad de resolver completamente las ecuaciones del sistema. Sin embargo, es necesario conocer las funciones de densidad de probabilidad (pdf por sus siglas en inglés) que describen el comportamiento del sistema. Se pueden estimar resultados incluso si el problema no tiene un contexto probabilístico.

El código MCNP-4B construye un modelo estocástico, que basándose en las funciones de densidad modela secuencialmente eventos individuales de una variable aleatoria. Es decir, teóricamente se siguen todos los eventos o interacciones que sufre cada partícula desde su origen hasta que alcanza una condición terminal (absorción, escape, energía de corte, etc.). Lo mismo se aplica para todas las partículas creadas en el proceso. Para cualquier evento, el MCNP-4B genera un número aleatorio fundamentándose en el pdf, que definirá el tipo de interacción y otros parámetros. Posteriormente, se calcula el valor esperado de todos los eventos simulados. El valor esperado de una o varias variables aleatorias es equivalente al valor de una cantidad física del sistema estudiado.

Una historia comienza calculando, mediante procesos aleatorios, la probabilidad de que se cree una partícula. De manera análoga se obtiene la energía, la posición y la dirección inicial de la trayectoria de dicha partícula, tomando en cuenta que estas son independientes entre sí. Posteriormente se simula la distancia libre media que recorrerá antes de interactuar y el tipo de colisión que sufrirá. La energía y dirección de las partículas dispersadas y secundarias son variables aleatorias que también se calculan en la

simulación. Este proceso continua para cada una de las partículas que se van generando hasta que se alcanza una condición terminal.

GENERACIÓN DE NÚMEROS ALEATORIOS

La generación de una buena secuencia de números aleatorios es la base probabilística del método de Monte Carlo. Cada número aleatorio debe ser totalmente independiente de los otros números de la secuencia. Además, dos generadores aleatorios independientes deben proporcionar estadísticamente el mismo valor promedio de salida. Una manera de obtener estos números es mediante un proceso físico aleatorio, como puede ser el tiempo entre la detección de dos partículas cargadas provenientes de una fuente radioactiva que se registra en un contador Geiger. La desventaja de este proceso es que la generación de números aleatorios es muy lenta comparada con los requerimientos del código MCNP-4B, y además se requiere de mucho espacio de memoria. Asimismo, esta secuencia no puede ser duplicada, por lo que no será posible comprobar los resultados obtenidos de la simulación.

Se prefiere crear una secuencia de números pseudo aleatorios, es decir, números generados de manera determinística que superan aproximadamente 12 pruebas de aleatoriedad. Las pruebas que deben verificar son de carácter empírico, cuando la computadora realiza evaluaciones estadísticas con la secuencia generada; y de carácter teórico, basándose en métodos numéricos. La llamada "Prueba espectral" (*Spectral Test* en inglés) en la actualidad es la prueba aleatoria más importante y está basada en Transformadas de Fourier. Las secuencias pseudo aleatorias tienen un ciclo de repetición por su carácter determinístico pero se busca que su período sea muy grande. El procedimiento para componer una lista de números pseudo aleatorias debe poseer una teoría; no puede simplemente inventarse un método aleatorio, ya que la secuencia generada entonces tiende a abarcar un ciclo de repetición muy pequeño. Por otra parte, además de las secuencias pseudo aleatorias están las cantidades probabilísticas relacionadas con los procesos físicos que intervienen en una simulación.

Durante años, los científicos han calculado teórica y experimentalmente las secciones eficaces y las funciones de densidad de probabilidad para distintos eventos. Toda esta información es parte de la base de datos del código MCNP-4B; y se divide en diferentes tablas de datos nucleares: interacción de neutrones de energía continua, interacción de neutrones con reacción discreta, interacción de fotones, secciones eficaces de dosimetría de neutrones, interacciones de electrones e interacciones neutrón/neutrón, neutrón/fotón, fotón/fotón y partículas cargadas que se comportan como neutrones. Las principales bibliotecas son editadas en Brookhaven National Laboratory (Llamada ENDF – Evaluated Nuclear Data File) y en Lawrence Livermore Laboratory. En este trabajo se ha utilizado la biblioteca *ell* para electrones y *mcplib1* para fotones.

DISTRIBUCIÓN UNIFORME

Von Neumann fue el primero en proponer un procedimiento para obtener números pseudo aleatorios, en lo que sigue llamaremos a los números pseudo aleatorios simplemente números aleatorios, que corresponden a una distribución uniforme. Su método consistía en tomar un número de 10 dígitos, x_i , y elevarlo al cuadrado; los 10 dígitos intermedios de x_i^2 serán el siguiente número aleatorio en la lista, x_{i+1} . Se vuelve a repetir el procedimiento tomando como raíz el número x_{i+1} . Sin embargo, este método tiene un ciclo de repetición muy corto, y además si la raíz llega a ser cero solo se generan puros ceros en la secuencia. Actualmente se utiliza el método denominado *Congruencia Lineal* para obtener una secuencia aleatoria a partir de una distribución uniforme. La fórmula recursiva que genera la secuencia es:

$$X_{n+1} = (aX_n + c) \bmod m,$$

donde a es el multiplicador, c es el incremento, $\bmod m$ el módulo y x_0 será el valor inicial. Todos estos parámetros deben ser mayores de cero y cumplir cada uno con ciertas reglas para asegurar una secuencia aleatoria. Si los parámetros son escogidos adecuadamente, el período máximo de repetición que puede alcanzar la secuencia es igual a m . Existen variaciones de este método que también son muy utilizadas.

DISTRIBUCIONES CONTÍNUAS

En aplicaciones más concretas, se requiere generar números aleatorios que correspondan a diferentes distribuciones continuas no uniformes. En principio, cualquier número aleatorio característico de una distribución continua se puede obtener a partir de la generación de secuencias aleatorias uniformes; no obstante, existen métodos dependiendo del tipo de distribución que hacen más eficiente el proceso. El método general para cualquier distribución continua se basa en las funciones acumuladas de distribución de probabilidad (pdf por sus siglas en inglés) dada por:

$$F(x) = \int_{-\infty}^x f(x') dx',$$

donde $f(x)$ es una pdf, es decir, es la suma de todas las probabilidades asociadas a valores menores o iguales a un número x , y $F(x)$ crece monótonicamente en el rango $[0,1]$. También se le conoce como función de distribución de probabilidad. Sabiendo que para $F(x)$, se cumple:

$$X = F^{-1}(Y).$$

MÉTODO DE RECHAZO

El Método de Rechazo también es utilizado para obtener números aleatorios de una distribución continua. Para explicar los conceptos que intervienen en esta técnica, se describirá el ejemplo de la trayectoria libre media. La trayectoria libre media λ , es el valor esperado de la distancia R entre dos colisiones que sufre una partícula en el sistema. Se sabe que la función de densidad de probabilidad R es:

$$p(R) = \sigma e^{-\sigma R},$$

donde σ es la sección eficaz. De esta manera, λ es dada por:

$$\lambda = \langle R \rangle = \int_a^b R \cdot p(R) dR = \frac{1}{\sigma}$$

El llamado método de rechazo se utiliza en MCNP-4B cuando se desea encontrar, por ejemplo, las R_n de 10 000 000 de partículas que correspondan a dicha función de densidad $p(R)$. Este procedimiento genera primero dos números aleatorios ξ_1 y ξ_2 entre 0 y 1. Después se obtiene un valor aleatorio de la distancia tal que $a < R < b$, usando la relación:

$$R = a + (b - a) \xi_1.$$

Finalmente se rechaza el valor de R si $\xi_2 > p(R)$ ya que no corresponde a dicha función de densidad de probabilidad; y se acepta y guarda para futuros cálculos si $\xi_1 < p(R)$.

DISTRIBUCIÓN NORMAL

El Método Polar es la técnica más utilizada para encontrar números aleatorios a partir de una distribución normal ($\sigma = 1, \mu = 0$). El procedimiento es:

1. Generar dos números aleatorios uniformes (U_1, U_2) en el rango $[0,1]$.
2. Obtener $V_1 = 2U_1 - 1$ y $V_2 = 2U_2 - 1$, para conseguir dos números uniformemente distribuidos en $[-1,1]$.
3. Calcular: $S = V_1^2 + V_2^2$.
4. Si $S \geq 1$, regresar al paso 1. Si $S < 1$, calcular los números aleatorios normalmente distribuidos, X_1 y X_2 , a partir de:

$$X_1 = V_1 \sqrt{(-2 \ln S)/S} \quad \text{y} \quad X_2 = V_2 \sqrt{(-2 \ln S)/S}.$$

Si la distribución normal tiene una media μ y una desviación estándar σ , entonces la variable aleatoria Y se obtiene con:

$$Y_n = \mu + \sigma X_n.$$

La teoría detrás de este método consiste en encontrar las coordenadas de un punto aleatorio uniformemente distribuido, (V_1, V_2) , dentro de un círculo unitario S. Convirtiendo a coordenadas polares:

$$V_1 = R \cos \theta \quad \text{y} \quad V_2 = R \sin \theta,$$

obtenemos:

$$S = R^2, \quad X_1 = R \cos \theta \quad \text{y} \quad X_2 = R \sin \theta,$$

donde $R = \sqrt{-2 \ln S}$ y θ , está uniformemente distribuida entre 0 y 2π ; y la probabilidad de que $R \leq r$ es igual a la probabilidad de que:

$$S \geq e^{-r^2/2},$$

que al tratarse de un círculo unitario se tiene que :

$$1 - e^{-r^2/2} \geq 0,$$

Por consiguiente la probabilidad de que $R \in [r, r+dr]$ se encuentre entre r y $r+dr$ es la derivada de:

$$1 - e^{-r^2/2},$$

es decir, $re^{-r^2/2} dr$. De la misma manera, la probabilidad de que θ se encuentre entre θ y $\theta+d\theta$ es

$$\frac{1}{2\pi} d\theta.$$

Regresando a coordenadas cartesianas, tenemos:

$$F(X_1 \leq x_1, X_2 \leq x_2) = \left(\sqrt{\frac{1}{2\pi}} \int_{-\infty}^{x_1} e^{-\frac{x^2}{2}} dx \right) \left(\sqrt{\frac{1}{2\pi}} \int_{-\infty}^{x_2} e^{-\frac{y^2}{2}} dy \right),$$

donde se puede observar que X_1 y X_2 corresponden a una distribución normal y además son independientes.

DISTRIBUCIÓN EXPONENCIAL

El tiempo transcurrido entre la emisión de dos partículas por una fuente radioactiva tiene una distribución exponencial con media μ , si en promedio una partícula es emitida cada μ segundos. El proceso se describe por:

$$F(X) = 1 - e^{-\frac{x}{\mu}}.$$

Aunque existen otros métodos para obtener números aleatorios con esta distribución, el denominado Método Logarítmico es el más utilizado por su simplicidad. Si $y = F(x)$ entonces:

$$x = F^{-1}(y) = -\mu \ln(1-y).$$

Generando un número aleatorio uniformemente distribuido, U , se obtiene una variable aleatoria X con una distribución exponencial a partir de:

$$X = -\mu \ln(1-U).$$

VECTORES ALEATORIOS

Para completar la simulación de todo sistema físico, es necesario saber la orientación de una partícula después que sufre una interacción. En el método más sencillo para seleccionar una orientación aleatoria en tres dimensiones, se debe primero generar un número aleatorio uniforme U en el rango $[0, 1]$. Luego escala para obtener un número aleatorio φ que esté uniformemente distribuido entre $[0, 2\pi]$, es decir, $\varphi = 2\pi U$. De manera similar se obtiene un número aleatorio ω distribuido uniformemente entre -1 y 1 .

Las coordenadas del vector de orientación son:

$$X = \sqrt{1 - \omega^2} \cos \varphi$$

$$Y = \sqrt{1 - \omega^2} \sin \varphi$$

$$Z = \omega.$$

ERROR RELATIVO

Existe una diferencia entre el valor esperado verdadero de una función f y el valor de la misma función cuando sólo se toma un muestreo de N variables estadísticas independientes (Número de partículas a simular). Para saber si la simulación presentada en el siguiente trabajo proporciona un resultado confiable, es importante tomar en cuenta el error relativo R . Este dato representa la precisión estadística y es calculado por el programa a partir de cada historia aleatoria.

El error esperado se estima con la desviación estándar:

$$\delta_N^2 = \langle ((f(x_1, x_2, \dots, x_N) - f(x_1, x_2, \dots, \infty))^2) \rangle.$$

Sin embargo como no se tiene un número infinito de variables, el error se estima considerando cada selección aleatoria como un estimador independiente de f ; así:

$$\begin{aligned} \delta_N^2 &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [f(x_i) - \langle f \rangle_N]^2, \\ &= \langle h^2 \rangle_N - \langle h \rangle_N^2. \end{aligned}$$

La suma de las desviaciones estándar, ϵ_{sum}^2 es N veces el valor de δ_N^2 .

Por consiguiente el error de expectación es:

$$\epsilon_{\text{sum}}^2 = \sqrt{N} \delta_N.$$

El error relativo es la media de dicho error de expectación, de tal manera que:

$$R = \frac{\epsilon_{\text{sum}}^2}{N} = \frac{\delta_N}{\sqrt{N}}$$

Es importante mencionar que R es proporcional a $\frac{1}{N}$, es decir, mientras mayor sea el número de partículas usadas en la simulación se podrá obtener un resultado más preciso. Para reducir el error relativo en una simulación se puede aumentar N o reducir el valor de δ_N . Sin embargo, es desfavorable el incremento de N por el tiempo que se requiere de uso de la computadora. Por esta razón, existen técnicas de reducción de varianza en el código MCNP-4B que se basan en disminuir el valor de δ_N .