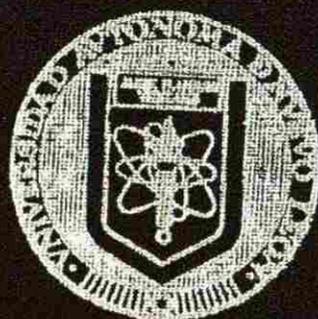


UNIVERSIDAD AUTONOMA DE NUEVO LEON

FACULTAD DE CIENCIAS FISICO-MATEMATICAS

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO



MODELO DE LA DISPERSION DE RAYOS - X
EN RADIOGRAFIA DENTAL

T E S I S

QUE COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER
EL GRADO DE MAESTRIA EN CIENCIAS CON
ESPECIALIDAD EN METROLOGIA DE LA
RADIACION

PRESENTA:

MARIA DOLORES MORENO JIMENEZ

ASESOR:

DR. BERNABE LUIS RODRIGUEZ BUENROSTRO

SAN NICOLAS DE LOS GARZA, N. L.

ABRIL DE 1997

TF

Z 665

FCFM

1997

M6

THE

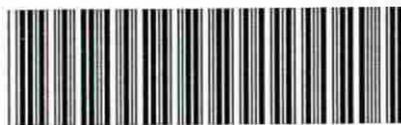
MARRIA DOLORES

JIMENEZ

MORENO

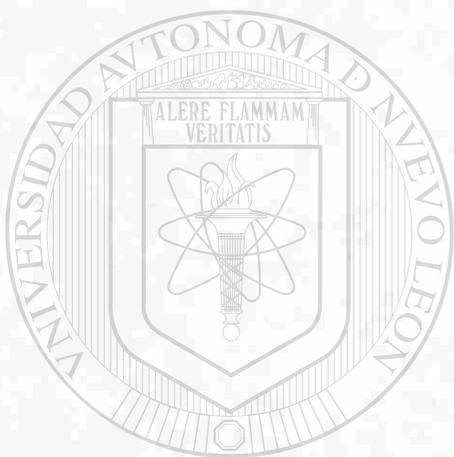
JIMENEZ

1997



1020118982

4/x/98



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

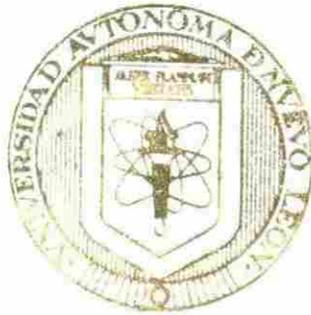
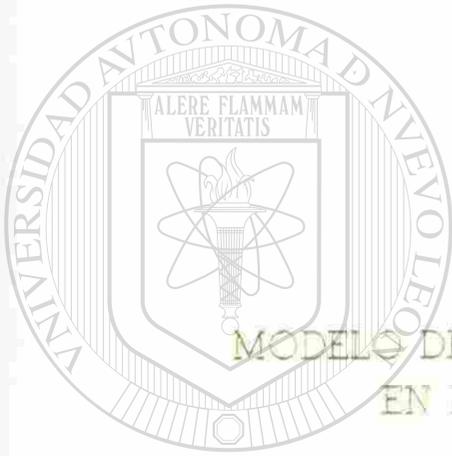


DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO-MATEMÁTICAS

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



MODELO DE LA DISPERSIÓN DE RAYOS - X
EN RADIOGRAFÍA DENTAL

UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

QUE COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER
DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS
EL GRADO DE MAESTRÍA EN CIENCIAS CON
ESPECIALIDAD EN METROLOGÍA DE LA
RADIACIÓN

PRESENTA:

MARIA DOLORES MORENO JIMENEZ

ASESOR:

DR. BERNABE MARTÍN GARCÍA BUENROSTRO

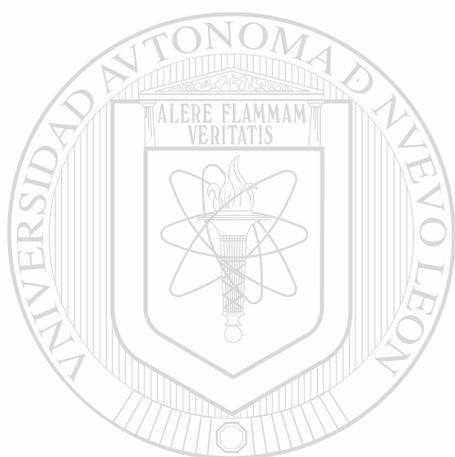
SAN NICOLAS DE LOS

N. L.

ABRIL DE 1997

-M
Z6651
FCFM
1997
M6

0119-14160



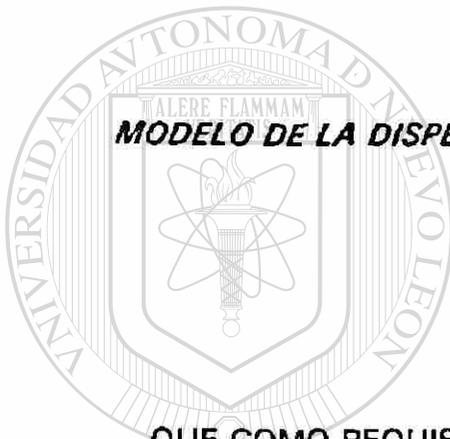
UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

®

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO-MATEMÁTICAS
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



MODELO DE LA DISPERSIÓN DE RAYOS-X EN RADIOGRAFÍA DENTAL

TESIS

**QUE COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRÍA EN CIENCIAS CON ESPECIALIDAD EN METROLOGÍA
DE LA RADIACIÓN**

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

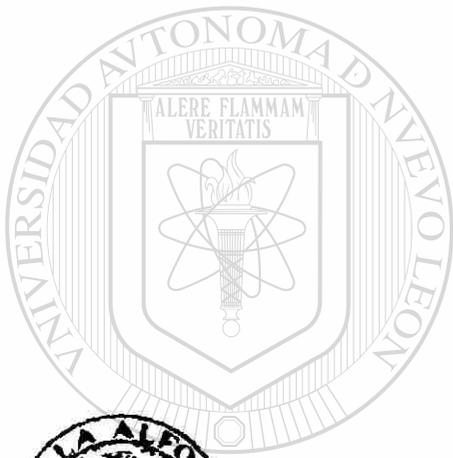
DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS
PRESENTA

MARÍA DOLORES MORENO JIMÉNEZ

ASESOR

DR. BERNABÉ LUIS RODRÍGUEZ BUENROSTRO

San Nicolás de los Garza, N.L., abril de 1997



UANL



FONDO TESIS

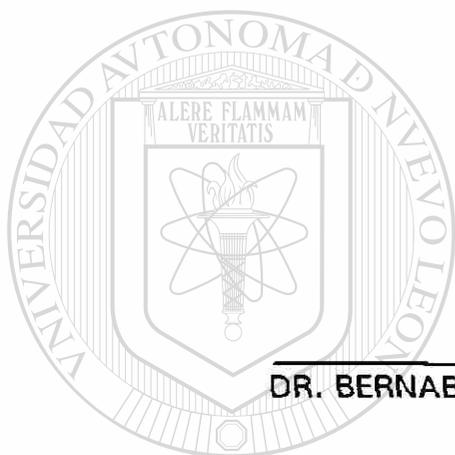
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN



DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

MODELO DE LA DISPERSIÓN DE RAYOS-X EN RADIOGRAFÍA DENTAL

Tesis presentada por María Dolores Moreno Jiménez como requisito parcial para obtener grado de Maestría en Ciencias con Especialidad en Metrología de la Radiación, aprobada por el siguiente jurado:



PRESIDENTE:

DR. BERNABÉ LUIS RODRÍGUEZ BUENROSTRO

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

SECRETARIO:
DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

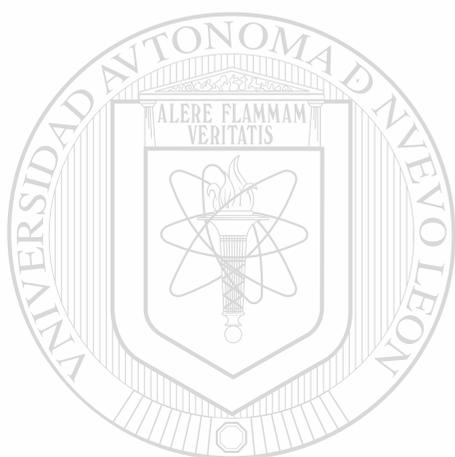


DRA. NORA ELIZONDO VILLARREAL

VOCAL:

M.C. MARIO ALBERTO GONZÁLEZ MEDINA

DEDICATORIA



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN



DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

A mis padres:

*Anacleto Moreno López y
María Magdalena Jiménez de Moreno (+)*

A mis hijos:

*Leslie Hilary,
Gerardo y
Allan Olaf*

AGRADECIMIENTOS

Deseo agradecer al Dr. Bernabé Luis Rodríguez Buenrostro por el apoyo y asesoría que me brindó a lo largo del presente trabajo, sin lo cual no hubiera sido posible terminar.



Al M.C. Mario Alberto González Medina por el apoyo y ayuda que me brindó.

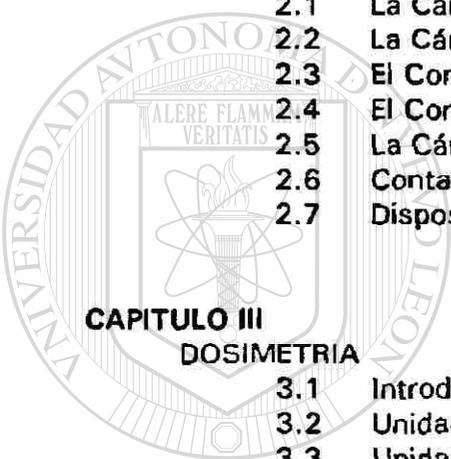
UANL

Así mismo a mi esposo Gerardo Ontiveros Heredia y a todas aquellas personas que de una u otra manera me apoyaron y animaron a concluirlo. Asimismo, a la Srita. Zoraida Rojas Contreras, por su paciencia y excelente trabajo de mecanografía.

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

CONTENIDO

ANTECEDENTES	6
CAPITULO I RAYOS-X	8
CAPITULO II DETECTORES Y MEDICIONES DE LA RADIACION	
2.1 La Cámara de Niebla	9
2.2 La Cámara de Ionización	9
2.3 El Contador Geiger Muller	10
2.4 El Contador de Centelleo	11
2.5 La Cámara de Burbujas	11
2.6 Contadores de Estado Sólido	12
2.7 Dispositivos de Monitoreo	12
CAPITULO III DOSIMETRIA	
3.1 Introducción	13
3.2 Unidades de Dosis Absorbida	13
3.3 Unidades de Exposición	14
3.4 Relación entre Exposición y Dosis	16
3.5 Medición de la dosis absorbida: Principio de Bragg-Gray	16
3.6 Dosimetría con Materiales Termolumiliscentes (TLD)	17
CAPITULO IV PROPUESTA DE LA TESIS	18
CAPITULO V DESARROLLO EXPERIMENTAL Y PRESENTACION DE RESULTADOS	20
CAPITULO VI ANALISIS DE RESULTADOS, CONCLUSIONES Y COMENTARIOS	38
REFERENCIAS BIBLIOGRFICAS	40



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS



ANTECEDENTES

A partir del descubrimiento de los rayos-X en 1895 por Wilhelm Röntgen, se iniciaron diversas investigaciones para determinar sus propiedades, características y diversas formas de producción.

Un gran adelanto se dio al demostrarse que los rayos-X son ondas electromagnéticas cuyas frecuencias se encuentran en el rango de frecuencias de 6×10^{16} Hz. a 300×10^{18} Hz. Las aplicaciones de los rayos-X en la actualidad son muy diversas, destacando el área del sector salud en lo correspondiente a procesos de diagnóstico (radiografía) y de terapia.

La intensidad de los rayos-X empleados en radiodiagnóstico depende sensiblemente de la diferencia de potencial a que son sometidos los electrones que los producen.

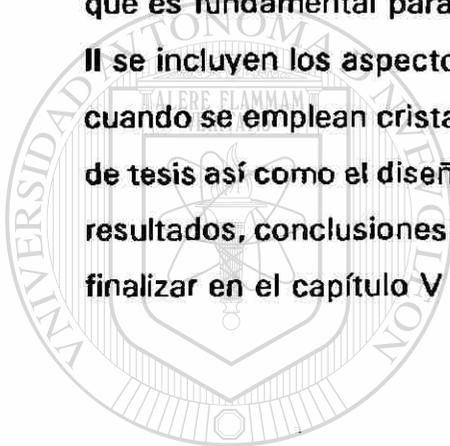
Los efectos biológicos de los rayos-X en el cuerpo humano, empezaron a estudiarse unos años después de su descubrimiento. En nuestro país existen normas para la gran mayoría de las aplicaciones de los rayos-X en radiodiagnóstico.

En el campo de la radiografía dental, se ha aceptado en nuestro país la normatividad exclusivamente para aquellas de tipo "Panorámico" pero no incluye otros tipos de radiografía dental.

En el presente trabajo nos avocamos, inicialmente, al monitoreo de la dispersión de rayos-X, producidos por los aparatos más comúnmente utilizados para radiografías de piezas dentales individuales (placas fotográficas de 2x3 cm.), así como a sus respectivas dosis, y posteriormente, a la propuesta de un modelo que explique estos resultados.

El modelo matemático propuesto es el de una distribución gaussiana muy centrada en la dirección principal del haz ($\pm 15^\circ$) y casi lineal de 0° a 75° y de 105° a 180° , a una distancia de 50 cm. de la fuente. Las dosis absorbidas por los cristales termoluminiscentes de fluoruro de litio en la dirección principal del haz y su vecindad ($\pm 15^\circ$) son de tal magnitud que al cabo de 20 disparos se alcanzan razones de dosis máximas permisibles para algunos órganos del cuerpo humano.

En el primer capítulo se presenta en forma general lo relativo a los rayos-X que es fundamental para nuestro desarrollo; a continuación en el capítulo II se incluyen los aspectos más relevantes en la dosimetría de los rayos-X cuando se emplean cristales termoluminiscentes. La respectiva propuesta de tesis así como el diseño experimental se presentan en el capítulo III. Los resultados, conclusiones y comentarios se incluyen en el capítulo IV, y para finalizar en el capítulo V las referencias y bibliografías consultadas.



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN



DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

CAPITULO I RAYOS-X

Las experiencias elaboradas por Röntgen, tras su detección en 1895 como ecos o ruidos de energía producidos a lo largo de sus investigaciones acerca de los rayos catódicos emanados desde fuentes de radiación electromagnéticas sobre pantallas fluorescentes, establecieron las propiedades fundamentales de la radiación llamada X: su alto poder de penetración, indicativo de un gran contenido energético asociado; la ausencia de desviación en su trayectoria al ser sometido a campos eléctricos y magnéticos externos; y su capacidad para producir fluorescencia. Los estudios sobre la difracción de rayos-X llevada a cabo por el equipo científico de Max Von Laue en los inicios del siglo XX, completó el conocimiento del origen y las características de los mismos.

Se dedujo así que los rayos-X provenían del choque de los electrones, partículas elementales de carga eléctrica negativa, que componen los rayos catódicos al ser emitidos a grandes velocidades contra la superficie de impacto. Tal colisión actúa como freno del haz electrónico y libera energía en forma de radiación electromagnética.

Esta interpretación explica el efecto llamado Bremsstrahlung (del Alemán, radiación de frenado) por el cual la emisión de rayos-X desde un objeto no posee, en general, una frecuencia única sino que la retención de electrones produce un espectro relativamente ancho.

Las aplicaciones de los rayos-X se fundamentan preferentemente en su capacidad de penetración, lo que permite obtener imágenes y fotografías del interior de los objetos en procesos industriales, y del cuerpo humano en diagnósticos médicos. Un exceso de exposición a los rayos-X ocasiona lesiones sobre los órganos y los tejidos del cuerpo, por lo que se establecen unos índices de tolerancia radiactiva que en ningún caso se deben superar.

CAPITULO II

DETECTORES Y MEDICIONES DE LA RADIACIÓN

Posterior al descubrimiento de los rayos-X se descubrieron otras formas de la radiación como: partículas α, β, γ , etc. A continuación se describen los instrumentos de detección y medición más comunes.

2.1 *La Cámara de Niebla*

Inventada en 1911 por Wilson es otro dispositivo para detectar partículas que a diferencia de la placa fotográfica generalmente debe ponerse en condiciones de funcionamiento antes de que pueda responder a una situación de origen nuclear. En realidad la cámara de niebla utiliza un conjunto de iones que produce el desplazamiento de electrones, protones o partículas alfa móviles.

La cámara de expansión, produce la condensación de un vapor en forma de gotas a lo largo del recorrido de una partícula ionizante a través de un gas. El gas y vapor están contenidos en un cilindro con adecuadas ventadas transparentes; las trazas visibles se iluminan y se fotografían a través de las paredes o la parte superior de la cámara. La condensación tiene lugar como resultado de una expansión adiabática producida de forma conveniente por el movimiento controlado de un diagrama de caucho.

2.2 *La Cámara de Ionización*

En su forma más simple, una cámara de ionización consiste de un tubo sellado de metal que contiene un alambre o electrodo aislado en su centro, relleno de gas en cuyo extremo puede haber una ventana de mica u otro material lo suficientemente delgado que permite a la radiación β o α penetrar en la cámara. Tal tubo se conoce como cámara contadora de ventana.

La radiación que entra a la cámara ionizará alguno de los átomos o moléculas del gas en la cámara. Los iones cargados negativamente comenzarán a emigrar hacia el electrodo central con una velocidad que depende del voltaje entre el electrodo y la coraza exterior.

Si el voltaje es bajo puede haber una recombinación extensiva de iones, antes de que éstos alcancen el electrodo. Los iones negativos que alcanzan al electrodo, darán por resultado una corriente (conocida como iónica), a través de los conductores de la porción externa del circuito.

2.3 El Contador Geiger-Müller

Cuando las características de descarga de un contador proporcional están tan alteradas (por reducción de la presión del gas o aumento del voltaje aplicado) que el impulso de salida es independiente de la ionización inicial, el tubo opera como un contador Geiger-Müller (GM)

Para detectar neutrones lentos o térmicos, el contador debe llenarse con trifluoruro de boro a presión o revestir sus paredes con carburo de boro. La reacción entre los neutrones y el boro libera partículas alfa, que a su vez producen la ionización inicial necesaria.

Las principales características intrínsecas de un contador GM son:

- a) Altura del impulso de salida constante, independiente de la ionización inicial.
- b) Sensibilidad a la producción de un único par de iones.
- c) Tiempo de insensibilidad relativamente largo, subsiguiente a la entrada en él de cada partícula. Este tiempo esta constituido por un tiempo muerto, durante el cual el voltaje del contador ha caído por debajo del umbral de recuento, y un tiempo de

recuperación, durante el cual solo se producen impulsos de tamaño muy reducido.

Las características operativas de un contador GM expuestos a una fuente de radiación ionizante son:

- a) Un voltaje umbral V_0 .
- b) Un «plateau» de pequeña pendiente, para el cual la velocidad de recuento aumenta solo ligeramente con el voltaje de funcionamiento.
- c) Una velocidad de recuento de fondo causada por la contaminación de los materiales, la radiación cósmica y las descargas espúreas. Este fondo se puede reducir por apantallamiento y contadores en anticoincidencia a unas 2 cuentas por minuto, pero normalmente es de 7 a 20 cpm (cuentas por minuto).

2.4 *El Contador de Centelleo*

Es un instrumento mucho más eficaz y sensible a los rayos gamma que el mejor contador GM. Se basa en el principio de que ciertos materiales fluorescentes emiten destellos de luz cuando una radiación choca con ellos. Para esta finalidad se utilizan una variedad de elementos sensibles a las radiaciones o fosforescentes, tales como el sulfuro de zinc activado con plata, el sodio activado con talio el potasio o los cristales de yoduro de cesio, el antraceno o el estilbeno.

2.5 *La cámara de Burbujas*

Las posibilidades que ofrecían las cámaras de detección visual aumentaron significativamente en 1952, con la invención por Glaser de la cámara de burbujas, en la cual la mezcla sobresaturada

de gas-vapor que llena la cámara de niebla se reemplaza por un líquido sobrecalentado. Bajo ciertas condiciones, el paso de una partícula ionizante a través de tal líquido sobrecalentado puede producir burbujas que crezcan a lo largo de la traza hasta un tamaño tal que se puedan fotografiar, antes de que produzca una ebullición incontrolada en todo el volumen del líquido.

2.6 *Contadores de Estado Sólido*

Están comenzando a reemplazar a todos los demás en el campo de la investigación nuclear de baja energía. Se fabrican con silicio altamente purificado, puede ser de un tamaño inferior al de una moneda de diez centavos, con capacidad para analizar e identificar rayos y partículas ionizantes y además medir la energía de éstos.

En cuanto a su aspecto los contadores se parecen a los cristales de centelleo, pero desde el punto de vista del funcionamiento son más similares a las cámaras de ionización. El contador de estado sólido convierte directamente la radiación incidente en corriente eléctrica, esencialmente de la misma manera que una celda solar de silicio convierte la energía luminosa en electricidad.

2.7 *Dispositivos de Monitoreo*

Los dispositivos portátiles de monitoreo de radiación usados principalmente para la seguridad personal pueden clasificarse en tres grupos generales: cámaras de ionización o medidores de reconocimiento de neutrones, diseñados para medir los niveles de radiación en una región específica; cámaras de ionización de bolsillo, para registrar dosis acumuladas; y películas adhesivas que registran la dosis integrada.

CAPITULO III DOSIMETRIA

3.1 *Introducción*

En los primeros intentos de medición de dosis de radiación se utilizaba una película para radiografía dental con un clip adjunto. Con una fuente de exposición diaria se detectaba una sombra, la cual fue considerada como la dosis máxima permisible. Para grandes dosis y propósitos de terapia, la "unidad eritema de piel" fue la unidad de dosis más frecuentemente utilizada. Además se comprobó que la radiación absorbida por el cuerpo humano depende de la energía, por la cual es necesario distinguir entre dosis absorbida de radiación y exposición a la radiación.

3.2 *Unidades de dosis absorbida*

El daño por la radiación depende de la concentración de energía absorbida por el tejido. La unidad de dosis de radiación es expresada en términos de energía absorbida por unidad de masa en el tejido, y es llamada Gray (Gy), definida como:

Un Gray es una dosis de radiación absorbida de un joule por kilogramo

$$1\text{Gy} = 1\text{j/Kg}$$

El Gray es aplicable para todo tipo de dosimetría de radiación ionizante.

Antes de la adopción del sistema internacional, la unidad de medida era el Rad (dosis de radiación absorbida)

Un Rad es una dosis de radiación absorbida de 100 ergs por gramo.

Como $1\text{J} = 10\text{ ergs}$, y $1\text{Kg} = 1000\text{g}$, se obtiene: $1\text{ Gy} = 100\text{ rads}$.

El Gray es la nueva unidad que eventualmente reemplazará al rad, aunque ésta es ampliamente utilizada.

3.3 Unidades de exposición

La dosis absorbida en algún punto dentro del organismo depende de los siguientes factores:

- 1) Del tipo y energía de radiación
- 2) De la profundidad dentro del organismo
- 3) De la constitución física del medio absorbente.

Por ejemplo los huesos están compuestos de elementos (Ca y P) cuyo número atómico es mayor que el del tejido blando (C, O, H y N), y por lo tanto absorbe más energía de un rayo-X por unidad de masa, que el tejido blando. Por esta razón los campos de rayos-X a los cuales un organismo puede ser expuesto, son frecuentemente especificados en unidades de exposición. La unidad de exposición

representa una medida del flujo de fotones y esta relacionada con la cantidad de energía transferida del campo de rayos-X a una unidad de masa de aire. Una unidad de exposición esta definida como la cantidad de radiación X o gamma que produce en el aire iones portando 1 coulomb de carga por Kg de aire. $1\text{ unidad X} = 1\text{ C/Kg aire}$.

La unidad de exposición esta basada en la ionización del aire, debido a la relativa facilidad con que dicha ionización se puede medir, en un rango que va de algunos Kev hasta algunos Mev, por lo cual el uso de la unidad de exposición es limitada para rayos-X o gamma, cuyas cantidades de energía no excedan de 3 MeV. Para fotones de alta energía, la exposición es expresada en unidades de watt segundo por

m². La definición operacional de la unidad de exposición puede ser convertida a unidades más fundamentales de energía absorbida por unidad de masa de aire. Como la carga de un ion simple es de $1.6 \times 10^{-19} \text{C}$ y la energía promedio disipada en la producción de un simple par iónico en aire es 34eV, entonces:

$$1 \text{ unidad } X = \left[1 \frac{\text{C}}{\text{kg de aire}} \right] \left[\frac{1 \text{ ion}}{1.6 \times 10^{-19} \text{C}} \right] \left[34 \frac{\text{eV}}{\text{ION}} \right] \bullet$$

$$\bullet \left(1.6 \times 10^{19} \text{J/eV} \right) \left[1 \frac{\text{gY}}{\text{J/Kg}} \right] = 34 \text{ Gy (en aire)}$$

Es muy importante notar que esta unidad de exposición es una medida integrada de exposición, y es independiente del tiempo en el cual ocurre la exposición. La intensidad de un campo de rayos-X o gamma es usualmente expresada como una razón de exposición de Coulomb por Kg por hora. La exposición total, es el producto de la razón de exposición por el tiempo.

Antes de que el sistema internacional de unidades fuera adoptado, la unidad de exposición de rayos-X fue llamada Röntgen, y su símbolo es R. El Röntgen fue definido como la cantidad de radiación X o gamma que produce iones portando un statcoulomb de carga por centímetro cúbico de aire a 0°C y 760 mm. Hg.

$$1 \text{ R} = 1 \text{ S.C./cm}^3$$

Ya que un ión porta una carga de $4.8 \times 10^{-10} \text{ SC}$ y la masa de 1 cm^3 de aire estandar es de 0.001293 gr., una exposición de 1 R corresponde a una absorción de 87.7 erg por gramo de aire, o sea, una dosis en aire de 0.877 rad. Cuando la exposición es medida en Röntgen, la intensidad de rayos-X o gamma se define en unidades como Röntgen por minuto o mR por hora. ($1 \text{ mR} = 10^{-3} \text{ R}$)

La relación entre la unidad de exposición y el Röntgen puede ser calculada como:

$$\frac{(34 \frac{J}{Kg} / \frac{C}{Kg}) (10 \frac{7ergs}{1000G})}{87.7 \frac{ergs}{g} / R} = 3876.853 R / \frac{C}{Kg}$$

$$6 \quad 1 \text{ unidad x} = 3877R$$

3.4 Relación entre exposición y dosis

En la cámara de pared de aire, como lo indica su nombre, se mide la energía absorbida en el aire, sin embargo, en la mayoría de los casos nos interesa medir la energía absorbida en el tejido. Dado que la energía absorbida es aproximadamente proporcional a la densidad electrónica del absorber en la región de energía donde las unidades de exposición son válidas, se puede demostrar que la dosis en el tejido no es necesariamente igual a la dosis en el aire producida por algún campo de radiación.

3.5 Medición de la dosis absorbida: Principio de Bragg-Gray

De acuerdo al principio de Bragg-Gray, la cantidad de ionización producida en una pequeña cavidad llena de gas rodeada por un medio sólido absorbente es proporcional a la energía absorbida por el sólido. Si la cavidad esta rodeada por un medio sólido de una anchura adecuada, permitirá un equilibrio electrónico estable, entonces la energía absorbida por unidad de masa de la pared, dE/dM está relacionada con la energía absorbida por unidad de masa del gas en la cavidad, dE_g/dM_g a través de relación:

$$\frac{dE_m}{dM_m} = \left[\frac{S_m}{S_g} \right] \left[\frac{dE_g}{dM_g} \right]$$

Donde S_m es el poder másico de frenado del material de la pared y S_g es el poder másico del gas. Como la ionización por unidad de masa del gas es una medida directa de dE/dMg , la ecuación anterior puede ser escrita como:

$$\frac{dE_m}{dM_m} = (P_m) (w) (j)$$

Donde p es la razón de los poderes másico de frenado del sólido relativo al gas (S_m/s_g), w es la energía media disipada en la producción de un par iónico en el gas, y J es el número de pares iónicos por unidad de masa del gas.

3.6 *Dosimetría con materiales termolumiliscentes (TLD)*

Algunos materiales termolumiliscentes de tipo cristalino, son aquellos para los cuales una pequeña cantidad de impurezas ha sido añadida, (ej, $CaSO_4:Mn$, donde el manganeso es el activador). Otros (notablemente Li F) no requieren de la adición de un activador para la creación de trampas de iones, sino que son creadas por las impurezas inertes y defectos en el cristal. Al escoger entre los

materiales TLD debe tomarse en cuenta principalmente: la profundidad de las trampas y el número atómico del material.

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

De todos los materiales termoluminiscentes se ha comprobado que el más utilizado es el Li f, ya que el desvanecimiento de este es despreciable a diferentes temperaturas y tiene bajo número atómico por lo cual no difiere mucho de un tejido o aire. la energía depositada en el LiF esta relacionada con la exposición a rayos gamma.

CAPÍTULO IV PROPUESTA DE LA TESIS

La presente tesis tiene su origen en el trabajo desarrollado por Mario Alberto González Medina 1995 (Ref. No. 1), donde se investigó la dispersión de rayos-X en radiografía dental, encontrándose que dicha dispersión debe ser analizada con mayor precisión dada su relevancia para la salud, tanto del paciente como del personal ocupacionalmente expuesto.

El análisis y determinación del comportamiento azimutal de la dispersión de estos rayos-X constituyen la propuesta básica de esta tesis.

Para tal fin se diseñó un sistema de monitoreo de la dispersión azimutal consistente en 42 detectores termoluminiscentes de fluoruro de litio (marca Victoreen), configurados cilíndricamente, como se ilustra en la siguiente figura.

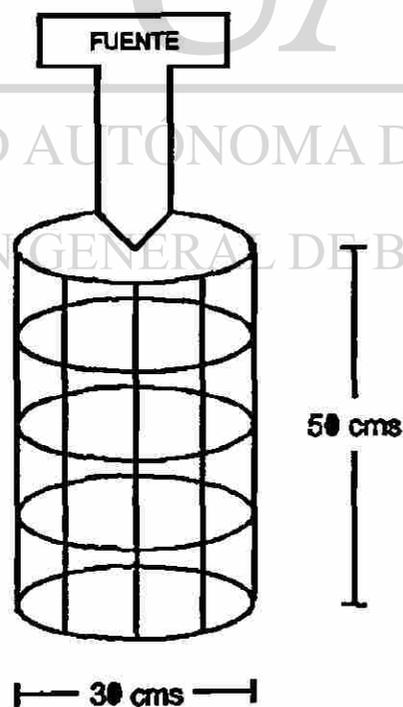


FIGURA No. 1

Los cristales se distribuyeron de la siguiente forma:

GRUPO	CRISTALES	ANGULO AZIMUTAL
1	6	0°
2	6	40°
3	6	59°
4	6	69°
5	6	75°
6	6	80°
7	5	84°
8	1	90°

Dado que en la región Noreste de México no encontramos ninguna referencia al respecto, salvo la de González Medina, nuestra propuesta inicial es similar a la obtenida por PASQUILL 1974 (Ref. No. 2), para la dispersión de contaminantes en la atmósfera producida por chimeneas de uso industrial (incluido el terreno periférico) o sea se propuso una forma de distribución Gaussiana para dispersión azimutal de los rayos-X en este campo de aplicación, la cual se ajustó a los valores experimentales con el fin de determinar los parámetros pertinentes.

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

CAPÍTULO V DESARROLLO EXPERIMENTAL Y PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

Con el fin de determinar experimentalmente la medición de la dosis absorbida, se diseñó un sistema de detección de bajas dosis de radiación para una fuente típica de rayos-X en radiografía dental.

Dicho sistema de detección permite cuantificar la dispersión angular del haz así como la dosis equivalente de radiación absorbida a diferentes distancias de la fuente; dado que en principio el haz exhibe simetría cilíndrica, las variables relacionadas con la dispersión serán: la coordenada polar θ y la coordenada azimutal φ ; la determinación de la dosis equivalente de radiación absorbida se obtiene mediante la colocación de detectores en las respectivas direcciones de dispersión.

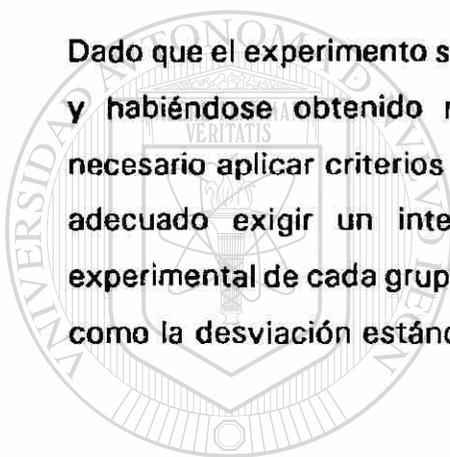
Además, la infraestructura del laboratorio de Metrología de las Radiaciones de la División de Estudios de Posgrado me permitió la realización de este experimento dado que cuenta con suficientes detectores de dosis de radiación (cristales termoluminiscentes de fluoruro de litio) así como el horno y lector debidamente calibrados. Para la realización del experimento se colocaron cuarenta y dos cristales cuyo estado base previamente se determina, distribuidos geoméricamente como se explica en la propuesta de tesis.

Una vez hecho este arreglo se procede a instalar el cilindro bajo la fuente de radiación y se efectúan tres disparos con duración de 0.9 seg., y a un voltaje de 60Kv. cada uno; donde el primer disparo se hace de tal forma que el cero de la fuente coincida con un grupo de detectores; un segundo y tercer disparo se efectúan girando al fuente 30° y 60° respectivamente. Este procedimiento se repite para un segundo experimento pero

incrementado el intervalo de tiempo de disparo a 1.0 seg., con el mismo voltaje.

Los resultados obtenidos en las dos veces que se llevó a cabo el experimento, la primera el día 26 de marzo y la segunda el 12 de abril de 1996, se presentan en las tablas I a la VIII, a partir de la página siguiente, donde a cada grupo de datos obtenidos se les calculó la media experimental y la desviación estándar respectiva. Además se incluyen las gráficas correspondientes (de la I a la VIII).

Dado que el experimento se realizó dos veces en igualdad de circunstancias y habiéndose obtenido resultados semejantes pero no idénticos, fue necesario aplicar criterios de confiabilidad. Para cada grupo se consideró adecuado exigir un intervalo de confianza del 98% para la media experimental de cada grupo con la finalidad de descartar datos erróneos, así como la desviación estándar experimental y la teórica.

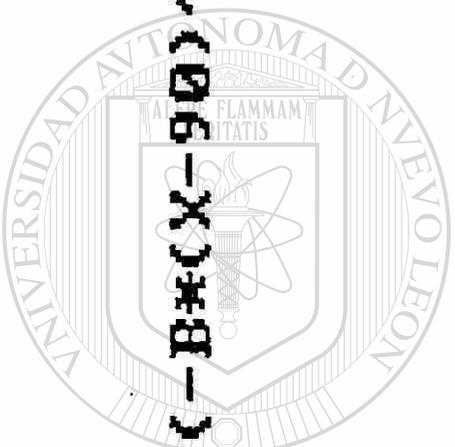


UANL

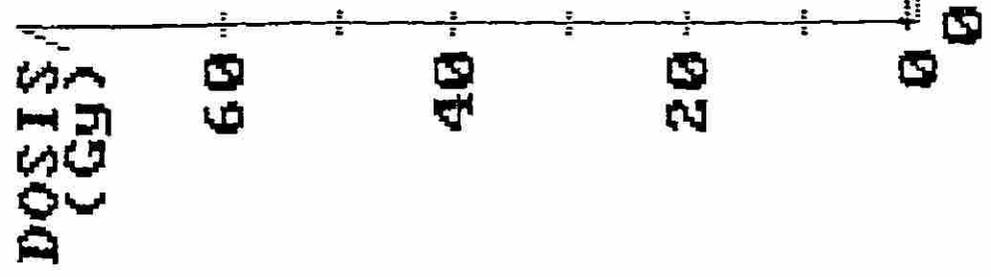
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN



DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS



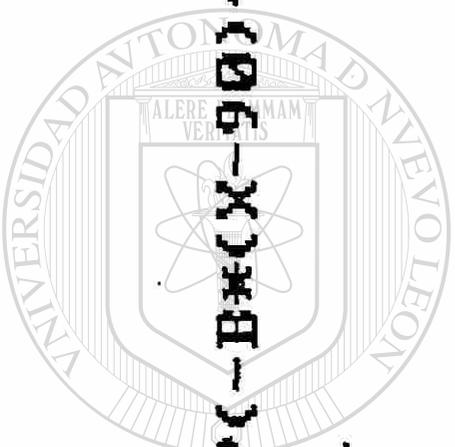
$Y = C + A * \text{EXP}(-B * (X - 90)^2)$
 A = 42.008
 B = 1.0008
 C = 1



<AMPL=150>

ANGULO AZIMUTAL

GRAFICA 1



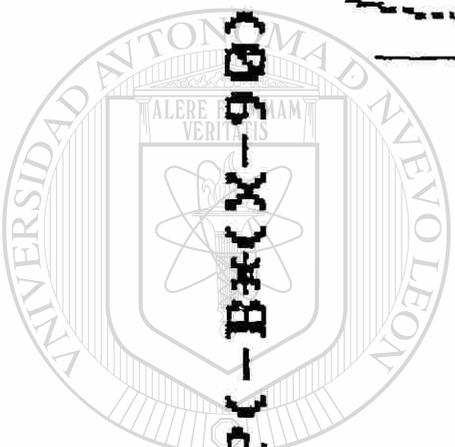
UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECA

DOSIS/
(Gy)
60
40
20
0
 $Y = C + A * \exp(-B * (X - 90) ^ 2)$
A = 45
B = 0.0081
C = 2



GRAFICA 2

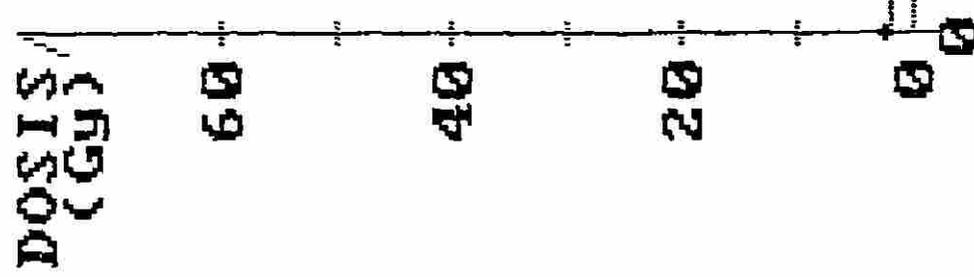


UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

$$Y = C + A * \text{EXP}(-B * (X - 90)^2)$$

A = 65
B = 2.03
C =



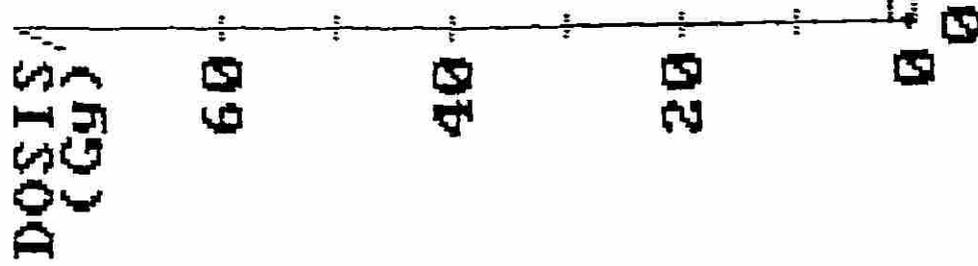
GRAFICA 3

$$Y = C + A \cdot \exp(-B \cdot (X - 90)^2)$$

$$A = 65$$

$$B = 0.19$$

$$C = 2$$



<AMPL=150>

ANGULO AZIMUTAL

GRAFICA 4



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

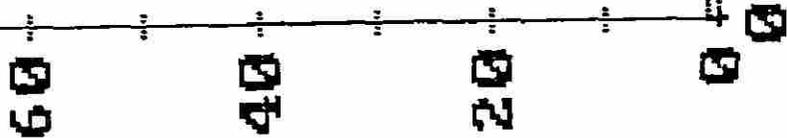
$$Y = C + A * \exp(-B * (X - 90)^2)$$

A = 26

B = 1.0008

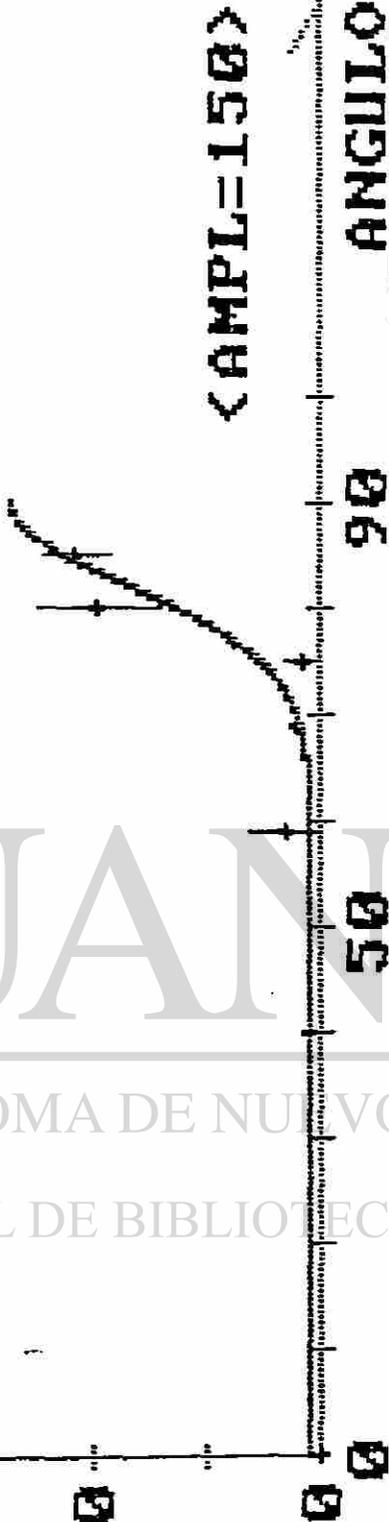
C = 1.0

DOSIS
(Gy)

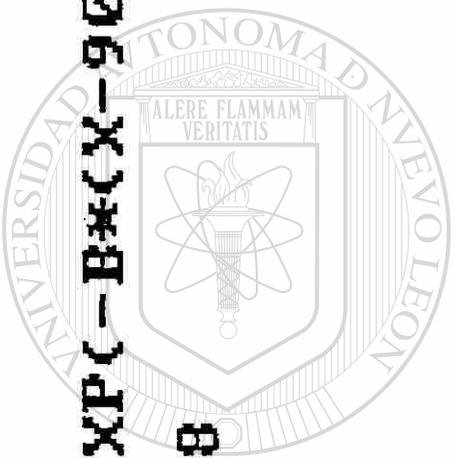


<AMPL=150>

ANGULO
AZIMUTAL



GRAFICA 5



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS



DOSIS (Gy) 60 40 20 0 0

$$Y = C + A * \exp(-B * (X - 90) ^ 2)$$

A = 26.007
 B = 0.007
 C = 1.0

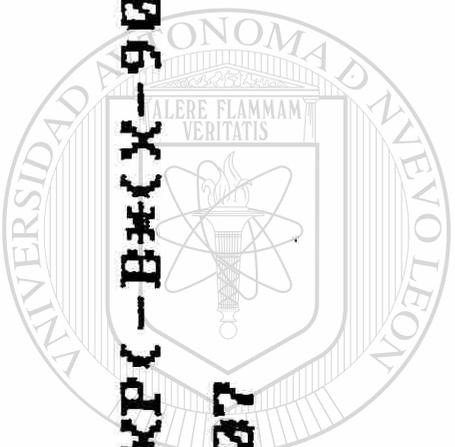
<AMPL=150>

ANGULO AZIMUTAL

90

50

GRAFICA 6



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS





UANI

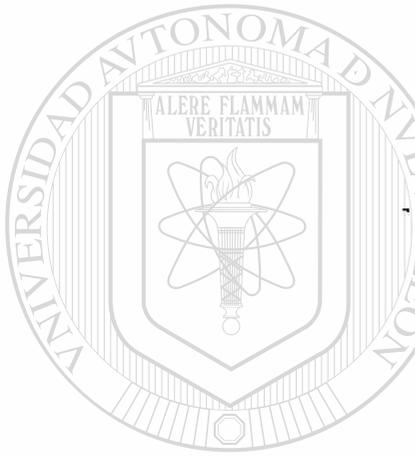
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

$Y = C + A * \exp(-B * (X - 90)^2)$
 $A = 28.000$
 $B = 0.000$
 $C = 1$



GRAFICA 7

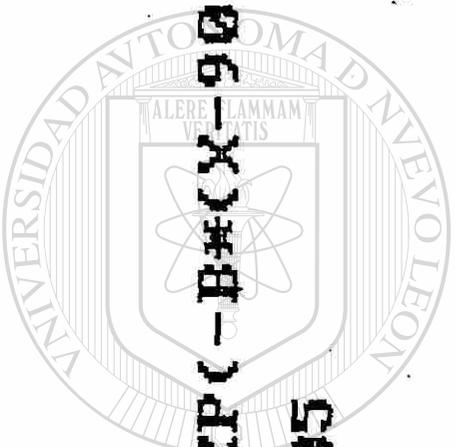


UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5	GRUPO 6	GRUPO 7	GRUPO 8
ANG= 0	ANG= 40	ANG= 59	ANG= 69	ANG= 75	ANG= 80	ANG= 85	ANG= 0
I	I	I	I	I	I	I	I
0.002	0.011	0.004	0.032	0.028	0.111	0.150	I
0.006	0.008	0.009	0.023	0.030	0.139	0.159	I
I	I	I	I	I	0.141	0.148	I
I	I	0.013	I	0.031	0.160	I	I
I	I	0.015	I	0.027	I	I	I
I	I	I	I	I	I	I	I
I	I	I	I	I	I	I	I
I	I	I	I	I	I	I	I
I	I	I	I	I	I	I	I
XM	I						
0.004	0.010	0.010	0.027	0.029	0.138	0.152	I
DS	I						
0.003	0.002	0.005	0.007	0.002	0.020	0.006	I
I	I	I	I	I	I	I	I

T A B L A 8



UANL

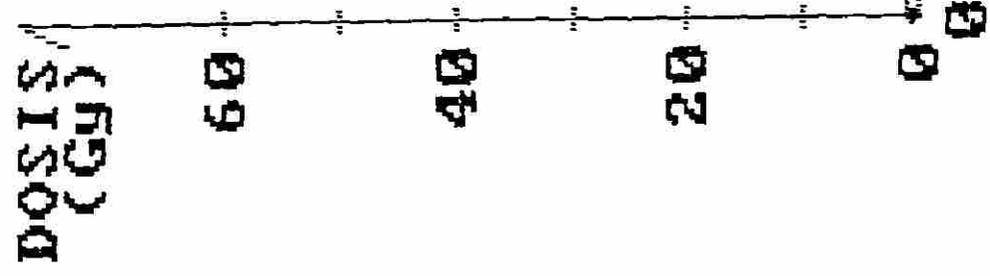
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECA

```

DOSIS,
(Gy)
60
40
20
0
Y=C+A*EXP(-B*(X-90)^2)
A=26.005
B=0.005
C=1.0

```



<AMPL=150>

ANGULO AZIMUTAL

GRAFICA 8

CAPÍTULO VI ANÁLISIS DE RESULTADOS, CONCLUSIONES Y COMENTARIOS

La representación de los resultados experimentales contenidos en las tablas (1-8) se encuentra en las gráficas correspondientes (1-8), donde el eje de las abscisas representa al ángulo azimutal y el de las ordenadas a la dosis (la cual se amplificó 150 veces) para mejorar la presentación de la gaussiana.

Las primeras dos gráficas corresponden a los datos obtenidos para un intervalo de tiempo de 0.9 seg. y las otras dos (3 y 4) para un intervalo de tiempo de 1.0 seg., siendo el voltaje de 60 Kv., con los detectores inclinados perpendicularmente a la dirección de la radiación.

Las siguientes cuatro gráficas corresponden a las mismas condiciones anteriores pero con los detectores paralelos a la pared del cilindro y a la base.

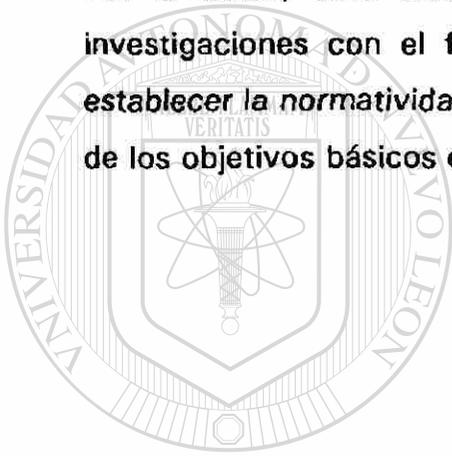
El valor de los parámetros de cada gaussiana se realizó de tal forma que esta se ajustara a los intervalos de confianza para cada valor de la dosis según el ángulo azimutal.

La determinación de estas gaussianas nos permite asegurar que en este nivel de aproximación la distribución de la dispersión azimutal de los rayos-X se describen bien con el modelo propuesto, alcanzándose entonces el objetivo fundamental de la propuesta de esta tesis.

A través de esta investigación no solo se corroboran los resultados obtenidos por González Medina (Ref. 1), sino que además se comprobó la validez del modelo explicativo para la dispersión azimutal de los rayos-X en radiografía dental. Este trabajo fue presentado parcialmente en el XXXIX

Congreso Nacional de Física de la Sociedad Mexicana de Física, celebrado en la ciudad de Oaxaca, Oaxaca, del 14 al 18 de octubre de 1996 donde se nos informó que no se tiene otra referencia de investigación similar en la República Mexicana.

Como se señalara en los "Antecedentes", en nuestro País sólo existe la normatividad para radiografías dentales de tipo panorámico, pero no para las radiografías de piezas individuales por no contarse con modelos científicamente comprobados de la dispersión de radiación en estos casos. Por lo tanto, este trabajo se constituye en una fuente de futuras investigaciones con el fin de determinar los estándares que permitan establecer la normatividad nacional de estos casos, cumpliéndose así uno de los objetivos básicos de toda investigación científica.



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN



DIRECCIÓN GENERAL DE BIBLIOTECAS

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. BURCHAN, W.E., F.R.S.
Nuclear Physics An Introduction
Mc Graw Hill, 1983
2. CEMBER, Herman
Introduction To Health Physics
Pergamon Press, 1993
3. GONZALEZ MEDINA, Mario Alberto
Diseño de un monitoreo de la dispersión de rayos X (tesis de maestría)
Facultad de Físico-Matemáticas, UANL, 1995
4. KAPLAN, Irving
Nuclear Physics
Addison Wesley, 1972
5. KNOLL, G.F.
Radiation Detention And Measurement
John Wiley & Sons., 1991
6. PASQUILL, F.
Atmospheric Diffusion
Van Nostrand Reinhold, N.Y., 1962

