

UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO
FACULTAD DE MEDICINA
CARRERA DE TECNOLOGÍA MÉDICA

“Comparación del índice de dosis en tomografía computada medido en fantoma de polimetilmetacrilato y fantoma antropomórfico de cabeza en tomógrafo Toshiba Aquilion RXL perteneciente al hospital San Martín de Quillota, Chile”

Seminario de grado
presentado en conformidad a los requisitos para obtener
el grado académico de
“Licenciado en Tecnología Médica con mención en Imagenología y Física Médica”

Autores

Juan Pablo Cárdenas
María Francisca Catalán
Rocío Devia Bustamante

Profesor Guía:

Jonathan Rivero

Profesores Co-Guía:

Gonzalo Pardo

Gabriel Zelada

AGRADECIMIENTOS

Nos gustaría poner de manifiesto nuestra inmensa gratitud a cada una de las personas que gracias a su gran colaboración durante todo este largo proceso contribuyeron a la realización de este trabajo.

Agradecemos al servicio de Imagenología del Hospital San Martín de Quillota en especial a nuestros profesores guías, TM Jonathan Rivero Guzmán, al TM Gonzalo Pardo Vega y al Sr. Gabriel Zelada, por su abnegada ayuda, comentarios y críticas a nuestro trabajo, lo que fue enriqueciéndolo y llenándolo de buenas ideas, para así llegar al final que nos habíamos propuesto.

También queremos aprovechar este espacio para dejar constancia de agradecimiento al Comisión Chilena de energía nuclear la que nos brindó material fundamental para la realización de nuestro trabajo.

Asimismo deseamos externalizar nuestra gratitud a nuestras familias, amigos y futuros colegas, quienes siempre tuvieron una palabra de apoyo y de ánimo en los momentos más críticos, los cuales con su grano de arena nos llevaron a dar un gran paso hacia nuestro objetivo final, el de ser un profesional integro con valores y vocación de servicio, por todo aquello, muchas gracias a todos.

DEDICATORIA

En primer lugar quisiéramos agradecer a nuestros padres por todo el apoyo, cariño y comprensión que nos han brindado durante todo este largo proceso. Sin sus palabras de aliento y apoyo incondicional en los momentos difíciles nada de esto hubiese sido posible.

A nuestros profesores guía y co-guías por su desinteresada ayuda y dedicación hacia nuestro seminario de grado, sin su incondicional apoyo no habría podido realizar nuestro trabajo.

También queremos agradecer a todas aquellas personas que fueron parte de nuestra formación como profesionales a lo largo de estos años.

RESUMEN

La frecuencia de los exámenes de tomografía computada ha ido en aumento a medida que avanza el tiempo y su tecnología, trayendo consigo un aumento de la dosis en comparación con la radiología convencional. Uno de los métodos que poseen los tomógrafos para medir la dosis otorgada al paciente, corresponde al Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDI), el cual es un índice que entrega dosis absorbida en cada exploración tomográfica.

En este estudio se comparó los $CTDI_w$ entre un fantoma PMMA de 16 cm y un fantoma antropomórfico de cabeza. Para el cálculo del $CTDI_w$ en cada fantoma se realizaron mediciones dosimétricas siguiendo el technical reports serie N° 457 (Anexo 1) establecido por la IAEA, utilizando el tomógrafo Toshiba Aquilion RXL del hospital San Martín de Quillota y contando con una cámara de ionización tipo lápiz, con el fin de evaluar la dosis de radiación empleada en cada exploración tomográfica de cerebro.

Palabras claves

Tomografía computada - Índice de dosis en tomografía computada - Cámara de ionización - Dosis- Fantomas.

ABSTRACT

The frequency of computed tomography CT examinations has been increasing as time and technology advances, bringing a dose increase compared to conventional radiology. One of the methods that tomographers have to measure the patient's hearing dose corresponds to the Computed Tomography Dosage Index (CTDI), which is an index, which sends the absorbed doses at each tomographic scan.

In this study, CTDI was compared between a phantom and an anthropomorphic phantom head. For the calculation of the CTDI dosimetric measurements were made in each of them, using the series technical reports No. 457 established by the IAEA, Using the Toshiba Aquilión RXL tomograph from San Martin de Quillota Hospital and having a pen-type ionization chamber in order to evaluate the radiation's dose used in each brain tomographic scan.

Key words

Computed tomography - Index dose computed tomography - Ionization chamber - Dose - Phantom.

ACRÓNIMOS

TC: Tomografía Computada.

CI: Cámara de ionización.

ALARA: Tan bajo como sea razonablemente posible.

CTDI: Índice de dosis en tomografía computada.

CTDI₁₀₀: Índice de dosis en tomografía computada cien milímetros.

CTDI_w: Índice de dosis en tomografía computada ponderado.

CTDI_v: Índice de dosis en tomografía computada volumen.

ICRP: Comisión Internacional de Protección Radiológica.

IAEA: International atomic energy agency.

OIEA: Organismo Internacional de Energía Atómica.

PMMA: Polimetilmetacrilato.

ABS: Acrilonitrilo butadieno estireno.

MDCT: Tomografía Computada Multi-detector.

CAE: Control Automático de Exposición.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	5
2.1.- RADIACIÓN IONIZANTE	5
2.1.1.-Producción de rayos X	8
2.1.2.- Interacción de los rayos X con la materia	12
2.2.- PROTECCIÓN RADIOLÓGICA	13
2.2.1.-Principios de protección radiológica	14
2.2.2.-Marco legal en protección radiológica	16
2.3.- EFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES	17
2.3.1.-Daño biológico por radiaciones	17
2.3.2.-Clasificación de los efectos biológicos	18
2.4.- RADIACIÓN EN TC	19
2.4.1.- Principio de funcionamiento	19
2.4.2.- Tomografía Computada helicoidal multicorte	25
2.5.- DETECCIÓN DE RADIACIÓN IONIZANTE	26
2.5.1.- Cámara de ionización	27
2.5.2.- Cámara de ionización para TC	29
2.6.- DOSIMETRÍA EN TC	30
2.6.1.- Magnitudes específicas en TC	31
2.6.2.- CTDI _w	34
2.6.3.- CTDI _{VOL}	35
2.6.4.- Dosis efectiva	38

CAPÍTULO 3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	39
3.1.- PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	39
3.2.- RELEVANCIA	39
CAPÍTULO 4. OBJETIVOS	40
4.1.- OBJETIVO GENERAL	40
4.2.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS	40
CAPÍTULO 5. MATERIALES Y MÉTODOS	41
5.1.- TIPO DE ESTUDIO	41
5.2.- MUESTRA	41
5.3.- TIPO DE MUESTREO	42
5.3.1.- Criterios de elegibilidad	42
5.3.2.- Criterios de exclusión	42
5.4.- VARIABLES	42
5.5.- PROCEDIMIENTO Y ACTIVIDADES	43
5.6.- MATERIALES	46
5.7.- ANÁLISIS ESTADÍSTICO	50
5.8.- CONSIDERACIONES ÉTICAS	51
5.9.- FINANCIAMIENTO	51
CAPÍTULO 6. RESULTADOS	52
6.1.- RESULTADOS ESPERADOS	52
6.2.- RESULTADOS OBTENIDOS	52
6.2.1.- Resultados CTDI _w fantoma de cabeza PMMA	52
6.2.2.- Cálculos de CTDI _w en fantoma de PMMA	62
6.2.3.- Resultados CTDI _w fantoma antropomórfico de cabeza	64
6.2.4.- Cálculos de CTDI _w en fantoma antropomórfico de cabeza	73
6.2.5.- Comparación de valores de CTDI _w entre ambos fantomas	74

CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN	76
7.1.- CTDI _w EN FANTOMA DE CABEZA DE PMMA Y FANTOMA ANTROPOMORFICO DE CABEZA	76
7.1.1.- CTDI _w en fantoma de PMMA de cabeza	77
7.1.2.- CTDI _w en fantoma antropomórfico de cabeza	77
7.2.- COMPARACIÓN DE LOS VALORES DE CTDI _w ENTRE AMBOS FANTOMAS	78
CAPÍTULO 8. CONCLUSIÓN	80
CAPÍTULO 9. REFERENCIAS	82
CAPÍTULO 10. ANEXOS	86
10.1.- PROTOCOLO TECHNICAL REPORT 457	86
10.2.- DECRETO SUPREMO N°133	91
10.3.- DECRETO SUPREMO N°3	98
10.4.- HOJAS DE REGISTRO “TECHNICAL REPORTS SERIES N°457”	103
10.5.- ACTA DE ENTREGA CEMENTERIO PLAYA ANCHA, VALPARAISO	105

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Clasificación General de la radiación ionizante	6
Tabla 5.1. Parámetros técnicos de Scout	45
Tabla 5.2. Parámetros técnicos TC Cerebro adquisición axial (un corte).	45
Tabla 6.1. Primera medición realizada en fantoma de cabeza de PMMA	55
Tabla 6.2. Promedio de mediciones periféricas realizadas en primera ronda de mediciones en fantoma de cabeza de PMMA.	55
Tabla 6.3. Corrección y conversión de la carga a dosis de radiación (mGy) del primer set de medición.	56
Tabla 6.4. Segunda medición realizada en fantoma de cabeza de PMMA.	56
Tabla 6.5. Promedio de mediciones periféricas realizadas en segundo set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.	57
Tabla 6.6. Corrección y conversión de la carga a dosis de radiación (mGy) del segundo set de medición.	58
Tabla 6.7. Tercera medición realizada en fantoma de cabeza de PMMA.	58
Tabla 6.8. Promedio de mediciones periféricas realizadas en el tercer set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.	59
Tabla 6.9. Corrección y conversión de la carga a dosis de radiación (mGy) del tercer set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.	60
Tabla 6.10. Resumen y promedio de dosis centrales y periféricas	60

en los tres set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.

Tabla 6.11. Conversión de dosis de radiación central y periférica a $CTDI_w$ en fantoma de cabeza de PMMA.	62
Tabla 6.12. Promedio de los valores de $CTDI_w$ obtenidos en los tres set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.	63
Tabla 6.13. Primera medición realizada en fantoma antropomórfico de cabeza.	64
Tabla 6.14. Promedio de mediciones periféricas realizadas en fantoma antropomórfico de cabeza.	66
Tabla 6.15. Corrección y conversión de la carga de dosis de radiación (mGy) del primer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.	66
Tabla 6.16. Segunda medición realizada en fantomas antropomórficos de cabeza.	67
Tabla 6.17. Promedio de mediciones periféricas realizadas en fantoma de PMMA.	68
Tabla 6.18. Corrección y conversión de la carga a dosis de radiación (mGy) del segundo set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.	68
Tabla 6.19. Tercera medición realizada en fantoma antropomórfico de cabeza.	69
Tabla 6.20. Promedio de mediciones periféricas realizadas en el	70

tercer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

Tabla 6.21. Corrección y conversión de la carga a dosis de radiación 70

(mGy) del tercer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

Tabla 6.22. Resumen y promedio de dosis centrales y periféricas 71

de los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

Tabla 6.23. Conversión de dosis de radiación central y periférica 73

a $CTDI_w$ en fantoma antropomórfico de cabeza.

Tabla 6.24. Promedio de los valores de $CTDI_w$ obtenidos en los 74

tres set de medición en fantoma de cabeza de PMMA

Tabla 6.25. $CTDI_w$ promedio obtenido en fantoma de cabeza 74

de PMMA y fantoma antropomórfico de cabeza.

Tabla 10.1. Límite de dosis para el POE 100

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig 1.1. Progresión de las configuraciones de un típico tomógrafo clínico	3
Fig 2.1. Espectro Electromagnético.	7
Fig 2.2. Representación esquemática de la penetración según tipo de radiación	8
Fig 2.3. Diagrama esquemático de las principales partes de un tubo de rayos X rotatorio.	9
Fig 2.4. Ilustración de interacción de electrones proyectil y Electrones del blanco.	10
Fig 2.5. Producción de rayos X característicos.	11
Fig 2.6. Producción de rayos X Bremsstrahlung.	11
Fig 2.7. Representación de la dispersión Compton.	12
Fig 2.8. Representación de efecto fotoeléctrico.	13
Fig 2.9. Equipo TC con cubierta de Gantry retirada.	20
Fig 2.10. Ilustración de la rotación del tubo alrededor del paciente.	21
Fig 2.11. Representación esquemática de la geometría de exploración y componentes del sistema de medición del equipo.	22
Fig 2.12. Representación esquemática de múltiples filas de detectores.	23
Fig 2.13. Ilustración de la proyección de exploración radiográfica (SPR).	24
Fig 2.14. Diagrama esquemático de la cámara de ionización al aire libre.	27

Fig 2.15. Diagrama esquemático del cilindro (superior) y plano paralelo cámara de ionización (inferior)	28
Fig 2.16. Distribución de dosis en el caso de una proyección radiográfica y en el caso de un corte tomográfico.	31
Fig 2.17. Electrómetro.	33
Fig 2.18. Cámara de ionización tipo lápiz.	33
Fig 2.19. Fantoma estándar de 16 y 32 cm de PMMA para dosimetría en TC.	34
Fig 2.20. Distribución de dosis a lo largo del eje Z para un corte único con un ancho nominal NxT.	36
Fig. 2.21. Perfil de dosis en 10 cortes contiguos.	37
Fig 6.1. Esquema de orientación y nomenclatura para mediciones en fantoma de cabeza de PMMA.	53
Fig 6.2. Esquema de orientación y nomenclatura para mediciones en fantoma antropomórfico de cabeza.	64
Fig 10.1. Disposición de fantoma estándar de cabeza para medición de índice kerma en aire TC.	87

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 6.1. Carga obtenida en posición central y periférica en el primer set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.	54
Gráfico 6.2. Carga obtenida en posición central y periférica en el segundo set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.	57
Gráfico 6.3. Carga obtenida en posición central y periférica en el tercer set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.	59
Gráfico 6.4. Dosis obtenidas en posición central en los tres set de mediciones en fantoma de cabeza de PMMA.	61
Gráfico 6.5. Dosis obtenidas en posición periférica en los tres set de mediciones en fantoma de cabeza de PMMA.	61
Gráfico 6.6. CTDI _w obtenido en los tres set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.	63
Gráfico 6.7. Carga registrada en el primer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.	65
Gráfico 6.8. Cargas registradas en segundo set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.	67
Gráfico 6.9. Cargas registradas en el tercer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.	69

Gráfico 6.10. Dosis obtenidas en posición central en los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.	71
Gráfico 6.11. Dosis obtenidas en posición periférica en los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.	72
Gráfico 6.12. $CTDI_w$ obtenido en los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.	73
Gráfico 6.13. $CTDI_w$ obtenido en la medición en fantoma de cabeza de PMMA y fantoma antropomórfico de cabeza	75

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

La Tomografía Computada (TC) desde su introducción clínica en 1971 ha experimentado sucesivos avances que han hecho posible la aparición de indicaciones nuevas en diferentes campos de la medicina¹. El desarrollo en lo que refiere a avances tecnológicos y aplicaciones clínicas, ha generado una disminución en los tiempos de adquisición de examen y una mejora en el procesado de la imagen².

Con el paso de los años y el avance de la tecnología, también se ven modificadas las dosis que se utilizan en los estudios, siendo la TC, el procedimiento radiológico con mayor dosis de radiación al paciente de forma individual y colectiva³. Esto debido principalmente, por el aumento de la demanda en la práctica clínica y por la introducción de las nuevas técnicas.

Los desarrollos tecnológicos para mejorar la calidad y la velocidad con la que se obtienen las imágenes, han fomentado el crecimiento de la práctica en TC en todo el mundo durante las últimas dos décadas, lo que permite la realización rutinaria de más exámenes los cuales son obtenidos con niveles relativamente altos de dosis al paciente⁴.

La United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), en su reporte del año 2010, determina que los estudios de TC alcanzaron el 5% de todas las exploraciones radiológicas a nivel mundial, con una contribución a la dosis colectiva de un 34%, superando a otras técnicas radiológicas como la angiografía y los procedimientos intervencionistas⁴.

Debido a esto, se ha puesto énfasis a la optimización de la realización de los estudios en TC y así cumplir el principio ALARA (as low as reasonably achievable) de entregar la menor dosis como sea posible sin que se vea afectada la calidad diagnóstica de los estudios, como lo recomienda la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) por la sensibilidad y consecuencias de la radiación sobre los órganos del cuerpo humano⁵.

Existen técnicas especiales de dosimetría empleadas en tomografía computada y la principal magnitud dosimétrica es el Índice de Dosis de Tomografía Computada (CTDI), el cual representa el promedio de la dosis absorbida a lo largo del eje Z de una serie de exploraciones contiguas⁴.

La dosis absorbida medida por el CTDI indica la cantidad de energía que ha sido depositada en una unidad de masa, esto es independiente del tipo de material que se está tratando. Su unidad de medida en el sistema internacional es el Gray (Gy)³.

La definición más común de CTDI es:

$$CTDI = \frac{1}{N \times T} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad \text{Ecuación (1.1)}$$

Donde D(z) es el perfil de dosis procedente de una rotación axial, a lo largo de una línea perpendicular al plano tomográfico, siendo expresada como la dosis absorbida. La integral medida posee las unidades de dosis y longitud. N es el número de canales de adquisición activos (filas de detector) y T es el espesor de corte nominal de cada canal de adquisición (filas de detector o grupo de filas de detectores)⁶.

La fórmula general de CTDI (Ec. 1.1), tanto si se mide en fantomas o en el aire, se compone de tres elementos; la dosis (D) integral, los límites de integración (+/-L/2, donde L es la longitud de los detectores de volumen activo) y el ancho del haz nominal (N x T)⁶.

La dosis integral generalmente se adquiere a partir de la medición de una sola rotación axial con la cámara de ionización tipo lápiz de 100 mm estándar dispuesta a lo largo del eje z. En este caso los límites de integración están definidos por la longitud de la cámara, por lo general de 100 mm⁶.

Los valores de medición obtenidos por la cámara de ionización (y el dosímetro asociado “electrómetro”), se pueden presentar como valores en unidades de carga (nC), la exposición (Roentgen), kerma aire (dosis, mGy), o la longitud (mGy.cm) de kerma en aire (dosis). El enfoque de longitud de kerma en aire (dosis) se ha convertido en el más común debido a los métodos actuales de calibración de las cámaras de ionización. Los valores de medición, obtenidos a partir de la cámara de ionización y el medidor de combinación de dosis, necesitan factores de corrección que deben ser aplicados (presión ambiental, temperatura)⁶.

El ancho de haz nominal se define por $N \times T$, donde N es el número de canales activos en una exploración axial estacionaria y T es el espesor nominal de cada canal de datos⁶.

Cuando el primer tomógrafo de haz cónico se introdujo (Figura 1.1), hubo una necesidad de encontrar una forma adecuada de medir CTDI para dicho equipo. Los grupos de investigadores utilizaron fantomas de dosis para TC muy grandes y cámaras de ionización tipo lápiz muy largas, por lo que fueron capaces de medir CTDI para ciertas situaciones. Sin embargo, las mediciones no eran prácticas para la implementación general, ya que los fantomas eran difícil de manejar (muy pesado y grande) y los 300 mm de la cámara de ionización no eran fácilmente disponible. Además, sería de alto costo reemplazar los fantomas y la cámara de ionización con la que contaban, con nueva cámara de ionización y fantomas más grandes⁶.

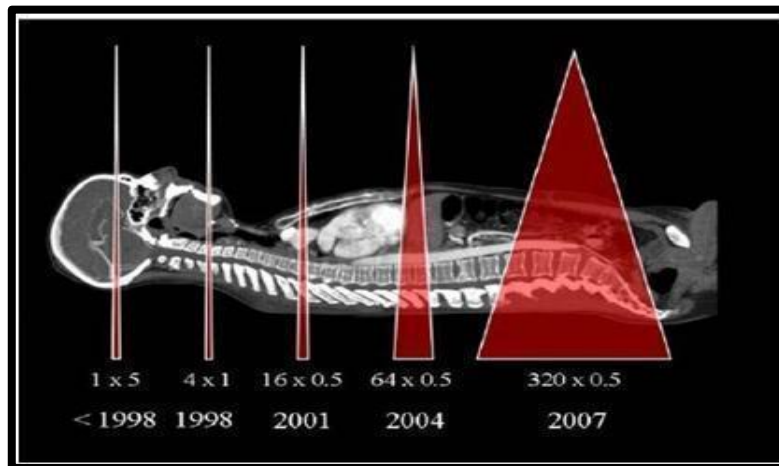


Figura 1.1 Progresión de las configuraciones de un típico tomógrafo clínico ($N \times T$ mm, por ejemplo, $320 \times 0,5$ mm = 16 cm ancho del haz) se muestra con el año de introducción de la nueva tecnología asociada.

Las mediciones en fantomas cilíndricos estándar de PMMA, generan cantidades dosimétricas como el CTDI que se pueden considerar como un índice de dosis al paciente, y también son útiles para los propósitos de garantía de calidad, sin embargo no deben interpretarse como la dosis al

paciente⁶. En la actualidad, la legislación chilena no contempla la obligatoriedad del registro y control de dosis entregadas a pacientes sometidos a exámenes radiológicos, sin embargo esta práctica comienza a ser exigida en varios países del mundo⁷. Por tanto es relevante contar con un método confiable y exacto capaz de medir las dosis entregadas en cada procedimiento tomográfico. Como se mencionó anteriormente el CTDI es la principal magnitud dosimétrica en tomografía computada, por ende la finalidad de este estudio es comparar las dosis absorbidas representadas en el cálculo del $CTDI_w$, al utilizar un fantoma de PMMA de 16 cm y un fantoma antropomórfico de cabeza; y así analizar cuan cercanas son las mediciones entre sí, comprobando la exactitud de tal índice.

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

2.1 RADIACIONES IONIZANTES.

Se define como radiación ionizante, a aquella energía que al interactuar con la materia produce ionización de la misma, es decir, origina partículas con carga eléctrica (iones). El origen de estas radiaciones es siempre atómico, pudiéndose producir tanto en el núcleo del átomo como en los orbitales y pudiendo ser de naturaleza corpuscular (partículas subatómicas) o electromagnética (rayos X, rayos gamma γ)⁸.

Las radiaciones ionizantes se clasifican atendiendo en primer lugar a la carga eléctrica de las partículas (neutras o cargadas). La segunda característica relevante es la masa de las mismas.

A la radiación formada por partículas cargadas se le clasifica como directamente ionizante, mientras que se la denomina indirectamente ionizante si se trata de partículas neutras. La carga eléctrica determina el modo en que la radiación interactúa con los átomos⁹.

Toda radiación ionizante se puede clasificar en dos categorías radiación por partículas y radiación electromagnética⁸.

Tabla 2.1 *Clasificación General de la radiación ionizante.*

CLASIFICACIÓN GENERAL DE LA RADIACIÓN IONIZANTE.				
Tipo de radiación	Símbolo	Número Másico	Carga	Origen
POR PARTÍCULA				
Radiación alfa	α	4	+2	Núcleo
Radiación beta	β^-	0	-1	Núcleo
	β^+	0	+1	Núcleo
ELECTROMAGNÉTICA				
Rayos gamma	γ	0	0	Núcleo
Rayos X	X	0	0	Nube electrónica

Aunque todas las radiaciones ionizantes se comportan de la misma manera con respecto al tejido biológico, existen diferencias fundamentales entre varios tipos de radiación. Estas diferencias se pueden analizar de acuerdo con cinco características físicas: masa, energía, velocidad, carga y origen⁸.

Las radiaciones ionizantes de naturaleza electromagnética son similares en naturaleza física a cualquier otra radiación electromagnética pero con una energía fotónica muy elevada (altas frecuencias, bajas longitudes de onda) capaz de ionizar los átomos. Las radiaciones corpusculares están constituidas por partículas subatómicas que se mueven a velocidades próximas a la de la luz⁸.

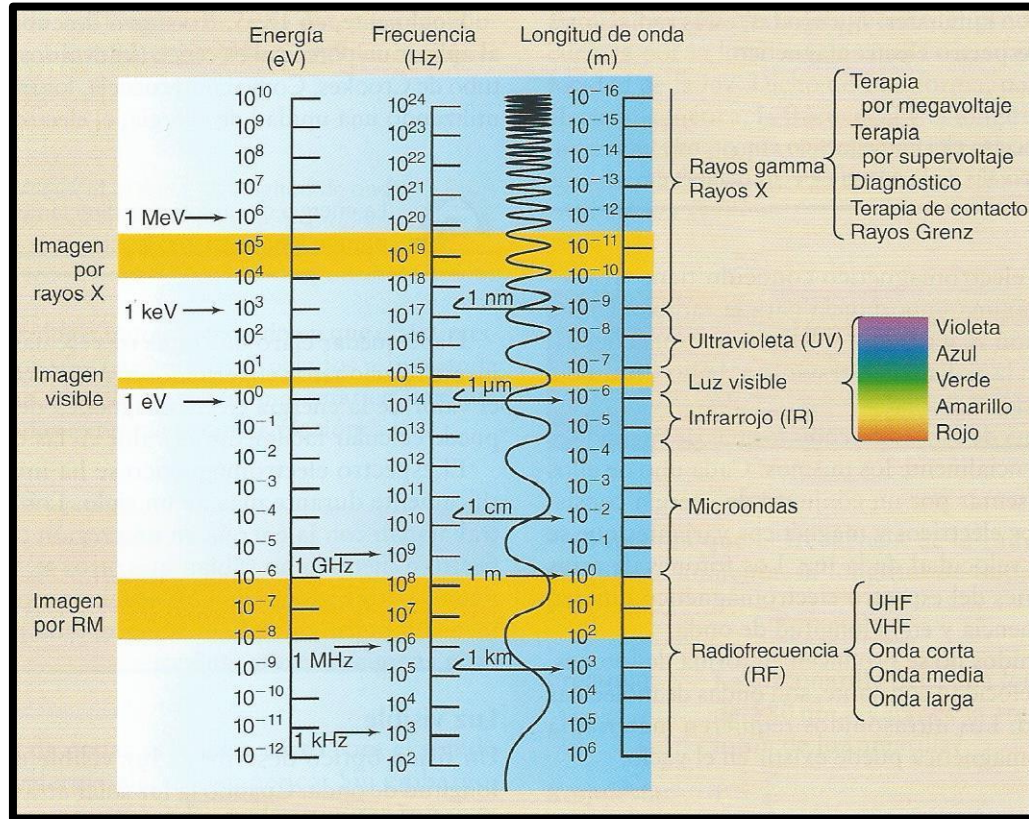


Figura 2.1 Espectro electromagnético. Esta gráfica muestra los valores de energía, frecuencia y longitud de onda, e identifica las tres regiones comunes de espectro.

Este esquema de onda ondulatoria, posee dos características fundamentales que proveerá de todas sus características distintivas: Frecuencia y longitud de onda.

La frecuencia, corresponde a la velocidad de subida y bajada de la onda sinusoidal. Este fenómeno también se puede definir como el número de oscilaciones o ciclos por segundos que realiza una onda, es decir el número de crestas o de valles que pasan por un punto determinado en cada unidad de tiempo⁸.

Existen varios tipos de radiaciones emitidas por los átomos, siendo las más frecuentes: la desintegración, de desintegración “ β ”, la emisión “ γ ” y la emisión de rayos X y neutrones. Las características de cada radiación varían de un tipo a otro, siendo importante considerar su

capacidad de ionización y su capacidad de penetración, que en gran parte son consecuencia de su naturaleza⁸.

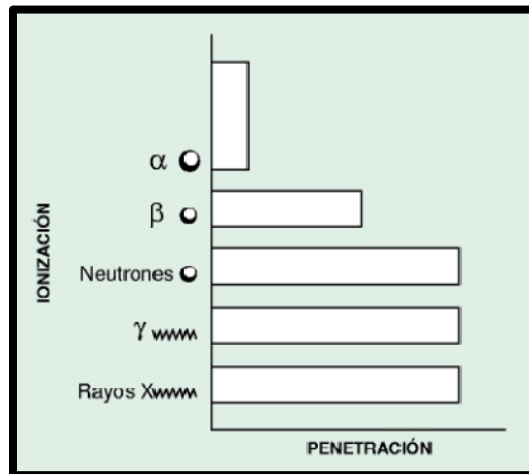


Figura. 2.2 Representación esquemática de la penetración según el tipo de radiación.

Desde el momento de la concepción un ser humano está expuesto a diferentes fuentes de radiación ionizante, a estas, se ven expuestos todos los habitantes de la tierra de manera natural e inevitable, la cual procede de tres fuentes: rayos cósmicos, radiación terrestre y radionucleidos (núcleos radiactivos) producidos por medios naturales en el cuerpo humano. Por otro lado existe radiación artificial, producida por el ser humano, esta proviene de fuentes utilizadas en medicina (radiodiagnóstico y terapia) y la industria⁸.

2.1.1 Producción de rayos X

Roentgen descubrió los rayos X en 1895 mientras estudiaba rayos catódicos (corriente de electrones) en un tubo de descarga de gas. Observó que se producía otro tipo de radiación (presumiblemente por la interacción de electrones con las paredes de vidrio del tubo) que podría detectarse fuera del tubo. Esta radiación podría penetrar sustancias opacas, producir fluorescencia, ennegrecer papel fotográfico, e ionizar un gas. Nombró a la nueva radiación como rayos X¹⁰.

La figura 2.3 es una representación esquemática de un tubo de rayos x convencional. El tubo consiste en una envoltura de vidrio que ha sido evacuada a alto vacío. En un extremo está un

cátodo (electrodo negativo) y en el otro un ánodo (electrodo positivo), ambos sellados herméticamente en el tubo¹⁰.

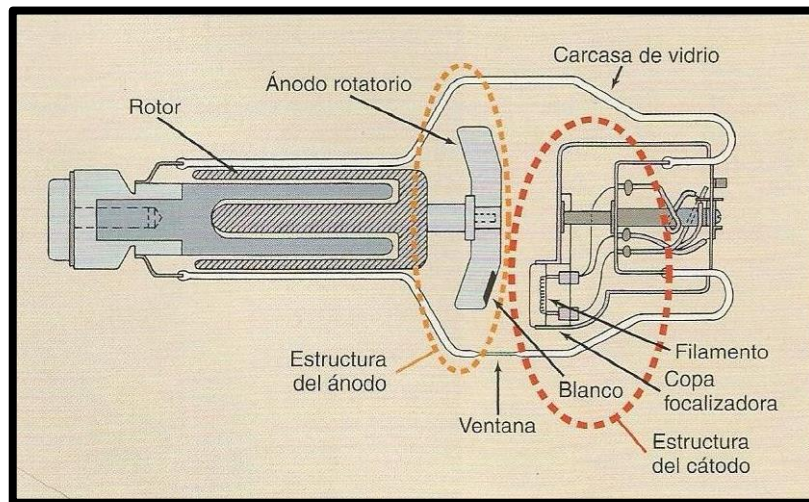


Figura. 2.3 Diagrama esquemático de las principales partes de un tubo de rayos x rotatorio.

El cátodo es un filamento de tungsteno que cuando se calienta emite electrones, un fenómeno conocido como emisión termoiónica¹⁰. El filamento está integrado en una concavidad metálica llamada copa focalizadora. Debido a que todos los electrones acelerados del cátodo al ánodo son eléctricamente negativos, el haz de electrones tiende a dispersarse por la repulsión electrostática. Algunos electrones pueden incluso perder completamente la dirección hacia el ánodo⁸.

El ánodo consiste en una barra de cobre gruesa al final de la cual se coloca un pequeño trozo de blanco de tungsteno. Cuando se aplica un alto voltaje entre el ánodo y el cátodo, los electrones emitidos desde el filamento se aceleran hacia el ánodo y alcanzan velocidades elevadas antes de golpear al blanco. Los rayos X son producidos por la desviación repentina o aceleración del electrón causada por la fuerza de atracción del núcleo de tungsteno. El haz de rayos x emerge a través de una delgada ventana de vidrio ubicada en la envoltura del tubo¹⁰.

Cuando los electrones proyectil que provienen del cátodo interactúan con el ánodo, más del 99% de su energía cinética se convierte en calor y este se debe disipar rápidamente⁸.

Un requisito importante del diseño del ánodo es el tamaño óptimo del área objetivo desde donde se emiten los rayos X. Esta área, que se llama el punto focal, debe ser tan pequeña como sea posible para producir imágenes radiográficas óptimas. Sin embargo, los puntos focales más pequeños generan más calor por unidad de área de objetivo y, por lo tanto, limitan las corrientes y la exposición¹⁰.

Los electrones proyectil interaccionan con los átomos del blanco a una profundidad de penetración muy pequeña. Cuando se producen, los electrones proyectil se frenan y, finalmente, llegan casi a detenerse, momento en el que son conducidos a través de la estructura del ánodo del tubo de rayos X y dirigidos hacia los circuitos electrónicos asociados⁸.

El electrón proyectil interacciona con los electrones orbitales o con el campo nuclear de los átomos del blanco. Estas interacciones producen una conversión de la energía cinética de los electrones en energía térmica (calor), energía electromagnética en forma de radiación infrarroja (también calor) y rayos X⁸.

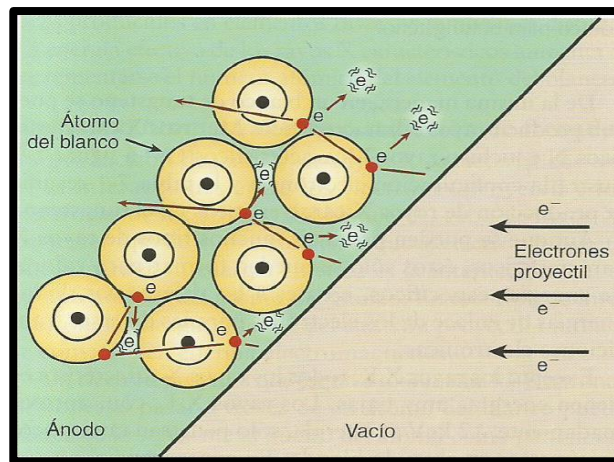


Figura. 2.4 Ilustración de la interacción de los electrones proyectil con los electrones de las capas externas de los átomos del blanco.

Si el electrón proyectil interacciona con los electrones de las capas internas del átomo del blanco, se pueden producir rayos X característicos. Estos se forman cuando la interacción es suficientemente violenta como para ionizar el átomo del blanco mediante la extracción de un electrón de la capa interna. Esta radiación es emitida cuando un electrón de la capa externa ocupa

un hueco de la capa interna K. Recibe su nombre porque es característica del elemento del blanco⁸.

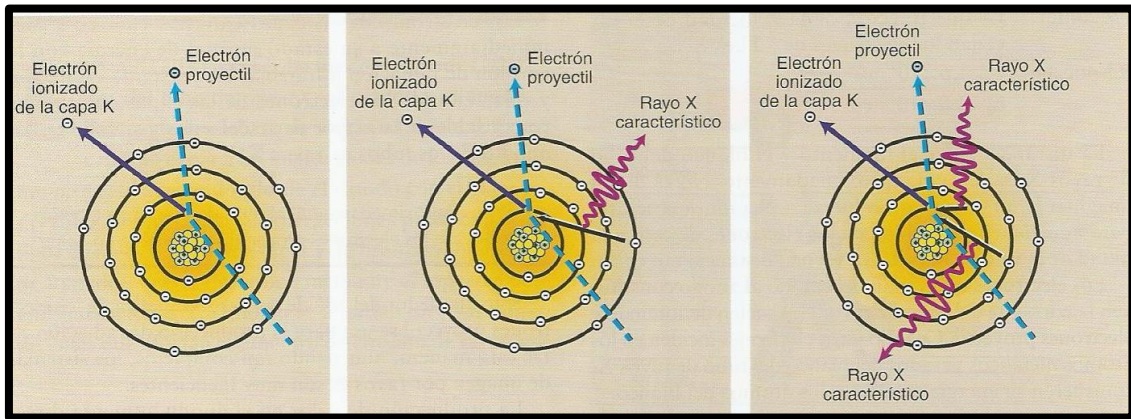


Figura. 2.5 Producción de rayos X característicos.

La producción de calor y de rayos X característicos implica interacciones entre los electrones proyectil y los electrones de los átomos del blanco del tubo de rayos X. Un tercer tipo de interacción es la producción de rayos X Bremsstrahlung, en donde un electrón proyectil es frenado por el campo eléctrico del núcleo de un átomo del blanco. En este tipo de interacción, la energía cinética del electrón proyectil también se convierte en energía electromagnética⁸.

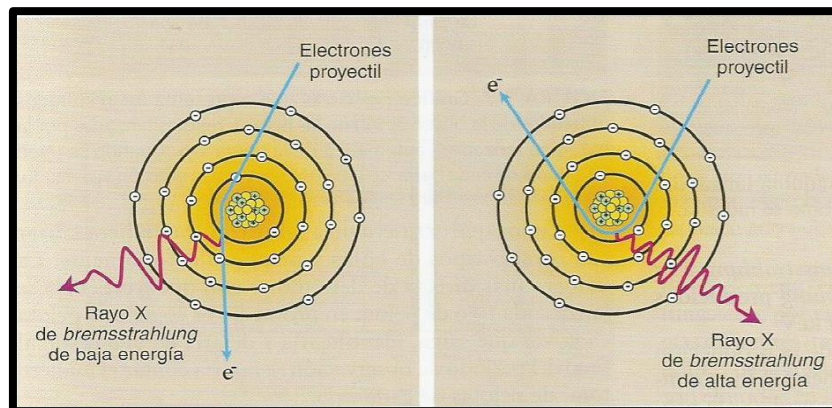


Figura. 2.6 Producción de rayos X Bremsstrahlung. Se producen por la interacción entre un electrón proyectil y un núcleo del blanco. El electrón se frena y su dirección cambia.

2.1.2 Interacción de los rayos X con la materia.

La imagen radiográfica está formada por los fotones transmitidos, los que son absorbidos o dispersados y representan la atenuación por parte de la materia¹¹.

Existen cinco mecanismos mediante los cuales interaccionan los rayos X con la materia: la dispersión coherente, la dispersión Compton, el efecto fotoeléctrico, la producción de pares y la fotodesintegración. Dos de ellos son de importancia en cuanto a la formación de imagen por rayos X, la dispersión Compton y el efecto fotoeléctrico⁸.

En la dispersión Compton, el rayo X incidente interacciona con un electrón de una capa externa y lo expulsa del átomo, con lo que este último queda ionizado. El electrón expulsado se denomina electrón Compton. El rayo X continúa su camino en una dirección diferente y con menor energía⁸.

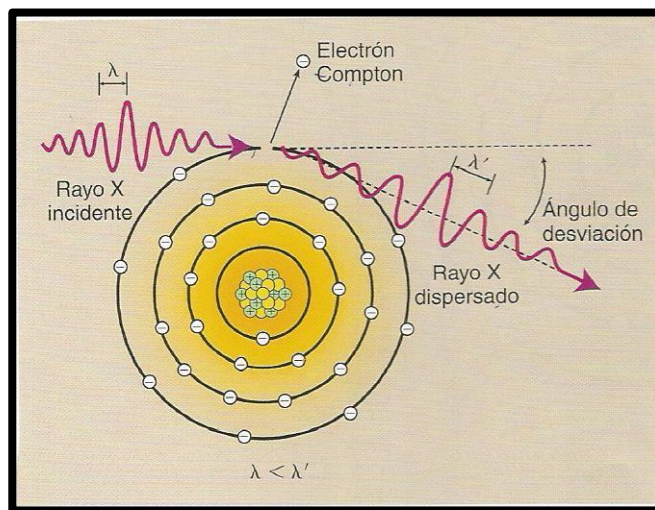


Figura. 2.7 Representación de la dispersión Compton.

El efecto fotoeléctrico, por otro lado, ocurre cuando un rayo X incidente interacciona con un electrón de las capas internas. En este caso, el rayo X no se dispersa, sino que se absorbe totalmente, siendo expulsado un electrón llamado fotoelectrón. La expulsión del fotoelectrón de la capa K por la acción del rayo X incidente crea un hueco en dicha capa. Este estado no natural es corregido de forma inmediata cuando un electrón de una capa más externa normalmente de la capa L, ocupa este hueco, produciéndose rayos X característicos constituyendo una radiación

secundaria. No contribuyen, de ningún modo, en el valor diagnóstico y, por fortuna, su energía es lo suficientemente baja para impedirles penetrar en el receptor de imagen⁸.

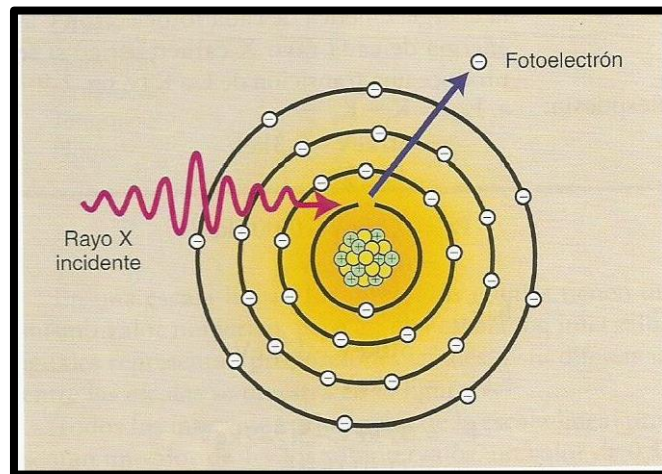


Figura. 2.8 Representación de efecto Fotoeléctrico.

2.2 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

Es el conjunto de medidas establecidas por organismos competentes para garantizar que toda práctica que conlleve exposición a las radiaciones ionizantes se realice con la mayor seguridad y protección, minimizando al máximo posible, la exposición y el riesgo de los trabajadores expuestos, de la población y del medio ambiente¹².

El objetivo fundamental de la protección radiológica es contribuir al nivel adecuado de protección tanto a las personas como al medio ambiente de los efectos perjudiciales de la exposición a la radiación ionizante, esto sin limitar indebidamente las acciones humanas beneficiosas que pueden estar asociadas a dicha exposición. Se necesita un modelo para proteger de la radiación a los seres humanos y al medio ambiente, es debido a esto que las

recomendaciones están basadas en el conocimiento científico y en su evaluación por los expertos¹³.

Todos los aspectos involucrados en la protección radiológica requieren efectuar un juicio de valor sobre la importancia relativa de los diferentes tipos de riesgos y del balance de riesgos y beneficios. En esto, la protección radiológica no difiere de otras especialidades interesadas en el control de riesgos. La protección radiológica se ocupa de dos tipos de efectos nocivos. Las dosis elevadas causarán efectos deterministas, a menudo de naturaleza aguda, que sólo aparecen cuando la dosis excede un valor umbral. Tanto las dosis altas como las bajas pueden causar efectos estocásticos (cáncer o efectos heredables) que pueden observarse como un aumento estadísticamente significativo en la incidencia de estos efectos mucho tiempo después de la exposición¹³.

Sus objetivos principales son relativamente directos: controlar las exposiciones a la radiación ionizante para prevenir los efectos deterministas y reducir los riesgos de los efectos estocásticos hasta donde sea razonablemente alcanzable, tal como lo expresa “ALARA”¹³.

2.2.1 Principios de protección radiológica.

La ICRP en las recomendaciones de 1990, propuso como principios de protección un conjunto de principios aplicables a situaciones de exposición planificada a radiaciones ionizantes, estos principios se basan en las premisas de: justificación, optimización de la protección y la aplicación de límites de dosis¹³.

Justificación: Cuando se considere realizar actividades humanas que impliquen un incremento o disminución del nivel de exposición a la radiación ionizante, el cambio esperado en el detrimento de la radiación debería estar incluido explícitamente en el proceso de decisión. Las consecuencias a considerar no se limitan a aquéllas asociadas con la radiación, incluyen otros riesgos y los costos y beneficios de la actividad. A veces, el detrimento de la radiación será una parte pequeña del total. La justificación va mucho más allá del alcance de la protección radiológica. Es por estas razones que la ICRP sólo recomienda que la justificación requiera un beneficio neto positivo (beneficio individual o social como para compensar el detrimento que causa dicha decisión). Buscar la mejor de todas las alternativas disponibles es una tarea que está más allá de la responsabilidad de las autoridades de protección radiológica¹³.

Optimización de la protección: El proceso de optimización de la protección es aplicable a situaciones que han sido consideradas justificadas. El principio de optimización de la protección, es la restricción de la magnitud de dosis o riesgo individual, deberían mantenerse tan bajas como sea razonablemente posible cumpliendo el principio de “ALARA”, esto es esencial en el sistema de protección y se aplica a las tres situaciones de exposición: planificada, de emergencia y existente. Esto significa que el nivel de protección debe ser maximizando el margen del beneficio en relación al daño¹³.

Límites de dosis: Los conceptos de restricción de dosis y nivel de referencia se emplean conjuntamente con la optimización de la protección para restringir las dosis individuales. Es necesario que exista un nivel de dosis individual definido ya sea como restricción de dosis o como nivel de referencia (los límites de dosis reglamentarios son decididos por la autoridad reguladora teniendo en cuenta las recomendaciones internacionales, y se aplican a trabajadores y miembros del público en situaciones de exposición planificada). La intención inicial sería al menos no exceder estos niveles o permanecer en ellos y la ambición consiste en reducir todas las dosis a niveles que sean tan bajos como sea razonablemente alcanzable, teniendo en cuenta los factores económicos y sociales¹³.

En los equipos actuales es posible controlar automáticamente el voltaje del tubo (kV), la corriente del tubo (mA) y tiempo (s) de exposición para adaptarse al tamaño individual de los pacientes y a los diferentes ángulos de adquisición, como medida de controlar la dosis empleada en cada exploración. Esto se describe como una forma de control automático de exposición (CAE)¹⁴. El usuario determina los requisitos de calidad de imagen (en cuanto a ruido o la relación de contraste a ruido), y el sistema de TC determina la corriente del tubo- tiempo del producto correspondiente. En la práctica, es relativamente sencillo para el sistema entregar la calidad de imagen deseada. Sin embargo, puede ser bastante difícil de lograr una concordancia entre la calidad de imagen para los diferentes tipos de adquisiciones tomográficas y la edad de los pacientes¹⁵.

El sistema ajusta la corriente del tubo durante la rotación del gantry, durante el movimiento a lo largo del eje z, o durante el movimiento en las tres dimensiones, de acuerdo con la constitución física del paciente y los requisitos de calidad de imagen del operador. En conjunto, estas tareas se conocen como CAE¹⁵.

2.2.2 Marco legal en protección radiológica

El marco regulatorio legal que norma la protección radiológica y los límites de exposición a radiaciones ionizantes en Chile, se encuentran definidos en el Decreto Supremo N° 133 (Anexo 2) “Reglamento sobre autorizaciones para instalaciones radiactivas o equipos generadores de radiaciones ionizantes, personal que se desempeña en ellas, u opere tales equipos y otras actividades afines”, y él en Decreto Supremo N° 3 del Ministerio de Salud: “Reglamento de Protección Radiológica de Instalaciones Radiactivas” (Anexo 3)¹⁶.

En estas normas se establecen las diferentes categorías de instalaciones según el riesgo que conlleven sus actividades, encontrando instalaciones de primera, segunda y tercera categoría. También se establecen las autoridades competentes quienes actúan como entes aprobatorios y fiscalizadores¹⁶.

Las instalaciones de primera categoría corresponderían a aceleradores de partículas; plantas de irradiación; laboratorios de alta radiotoxicidad; radioterapia y roentgenterapia profunda; radiografía y gammagrafía industrial, siendo la Comisión Chilena de Energía Nuclear (CCHEN), la autoridad a cargo de esta categoría. En la segunda categoría, estarán los laboratorios de baja radiotoxicidad, rayos X médicos y dentales, radioterapia y roentgenterapia superficial. En tercera categoría se encuentran equipos con fuentes selladas de uso industrial, como densitómetros, medidores de flujo y de nivel. La autoridad competente para estas dos últimas categorías es el Ministerio de Salud, a cargo de las Secretarías Regionales de Salud¹⁶.

El Decreto Supremo N°3 establece las medidas de protección radiológica, la necesidad de la vigilancia radiológica personal por dosimetría de los trabajadores expuestos, de los elementos de protección personal y los límites primarios de dosis para los trabajadores expuestos que fueron seleccionados a partir de los resultados de estudios e investigaciones reportadas en las recomendaciones de la comisión internacional de protección radiológica¹⁶.

Es mediante el decreto anterior que se establece que el personal ocupacionalmente expuesto debe portar un dosímetro personal durante su jornada de trabajo y que su empleador tiene la obligación de remitir trimestralmente este instrumento de medición al Instituto de Salud Pública para el registro de dosis absorbida por el personal, generando un historial dosimétrico (Decreto No133, Art. 6). Los valores de dosis absorbidas obtenidas se deben comparar con los valores establecidos por la legislación nacional, permitiendo un control sobre los efectos estocásticos y una prevención de los efectos no estocásticos¹⁶.

2.3 EFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES.

Como muchos otros agentes físicos, químicos o biológicos, las radiaciones ionizantes son capaces de producir daños orgánicos. Esto es en virtud de que la radiación interacciona con los átomos de la materia viva, provocando en ellos principalmente el fenómeno de ionización. Luego de esto da lugar a cambios importantes en las células, tejidos, órganos, y en el individuo en su totalidad. El tipo y magnitud del daño dependen del tipo de radiación, de su energía, de la dosis absorbida (energía depositada), de la zona afectada, y del tiempo de exposición¹².

2.3.1 Daño biológico por radiaciones

Para los agentes farmacológicos en general es válida la regla que, para obtener un efecto biológico dado, se requiere dar una determinada dosis mayor que la dosis umbral.

La dosis umbral es aquella que marca el límite arriba de la cual se presenta un efecto, y debajo de la cual no hay efecto¹³.

Algunos de los efectos de la radiación caen en este caso, los no estocásticos (determinísticos). Otras sustancias no tienen una respuesta de este tipo, es decir no tienen umbral, por lo tanto no hay una dosis mínima para producir un efecto. Consecuentemente, cualquier dosis dada produce

un efecto, para obtener un efecto cero, se requiere una dosis cero. Los efectos estocásticos de la radiación se comportan de esta manera¹³.

La rapidez con la cual se absorbe la radiación es importante en la determinación de los efectos. Una dosis dada producirá menos efecto si se suministra fraccionada, en un lapso mayor, que si se aplica de una sola exposición. Esto se debe al poder de restauración del organismo; sin embargo hay que tomar en cuenta que esta recuperación no es total y puede quedar un daño que es acumulativo¹³.

El lapso entre el instante de radiación y la manifestación de los efectos se conoce como periodo latente. Con base en esto se pueden clasificar los daños biológicos como agudos (a corto plazo), que aparecen en unos minutos, días o semanas, y diferidos (largo plazo), que aparecen después de años, décadas y a veces en generaciones posteriores¹³.

2.3.2 Clasificación de los efectos biológicos.

La comisión internacional de protección radiológica (ICRP) ha introducido un concepto en la clasificación de los efectos, basados en la probabilidad de ocurrencia: los efectos *estocásticos* y los *determinísticos*¹².

Los *efectos estocásticos* son aquellos cuya probabilidad de ocurrencia se incrementa con la dosis recibida, así como con el tiempo de exposición. No tienen una dosis umbral para manifestarse. Pueden ocurrir o no ocurrir, no hay un estado intermedio. La inducción de un cáncer en particular es un efecto estocástico. Su probabilidad de ocurrir depende la dosis absorbida; sin embargo, no se puede asegurar que el cáncer se presente, menos aún determinar una dosis. La protección radiológica trata de limitar en lo posible los efectos estocásticos, manteniendo la dosis lo más baja posible (ALARA.)¹².

En los *efectos determinísticos* la severidad aumenta con la dosis, y se produce a partir de una dosis umbral. Para dosis pequeñas no habrá efectos clínicamente detectables. Al incrementar la dosis se llega a niveles en que empiezan a evidenciarse, hasta llegar a situaciones de gravedad. Para estos casos la protección consiste en prevenir los efectos, no excediendo los umbrales definidos en cada caso¹².

2.4 RADIACIÓN EN TC.

La tomografía computarizada se introdujo en la práctica clínica a principios de la década de los 70 y revolucionó las imágenes de rayos X, proporcionando imágenes de alta calidad que reproducen secciones transversales del cuerpo. La técnica ofrece, en particular, una mejor resolución de bajo contraste para una mejor visualización de los tejidos blandos, pero con dosis absorbida de radiación relativamente alta. El potencial inicial de la modalidad de imagen ha sido realizado por los rápidos avances tecnológicos, lo que resulta en una continua expansión de la práctica en TC. Como resultado, los números de los exámenes están aumentando no solo en la medida en que la TC ha hecho un impacto sustancial en la atención al paciente, sino también la exposición del paciente y de la población médica expuesta a los rayos X. Hoy representa hasta el 40% de la dosis colectiva resultante de radiología diagnóstica en algunos países de la unión europea. En consecuencia, se requieren medidas especiales para asegurar la optimización del rendimiento en TC, y de la protección de los pacientes¹⁷.

2.4.1 Principio de funcionamiento

La tomografía computarizada es un procedimiento radiológico que implica la medición indirecta del debilitamiento, o atenuación, de los rayos x en numerosos puntos o posiciones localizadas alrededor del paciente explorado¹⁸.

El tubo de rayos X está situado dentro del Gantry (Fig.2.9) y funciona a 80 kV y 140 kV. Este tubo puede generar más de 109 fotones por segundo por mm a 75 cm del foco del tubo, para la configuración típica de equipos con tensión del tubo (120 kV) y la corriente (300 mA)¹⁴.

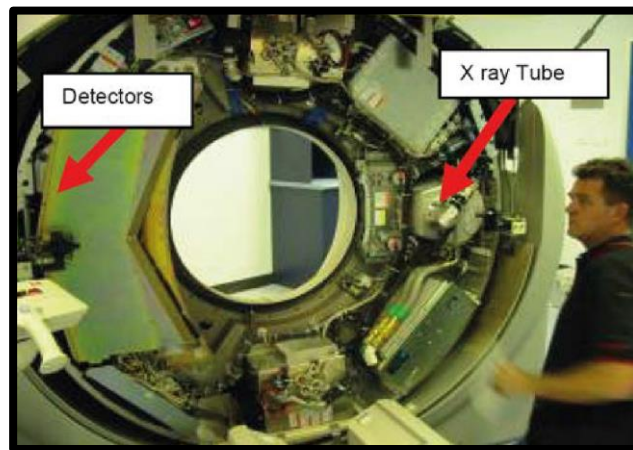


Figura.2.9 Equipo TC con la cubierta del gantry retirada. Nota del tubo de rayos X en el lado derecho con colimador y filtros que enfrenta la abertura de exploración. Los detectores se encuentran en el lado izquierdo.

El tubo de rayos X funciona normalmente a elevado voltaje y elevada corriente de tubo y por largos períodos de tiempo, lo que requiere la rápida disipación del calor para evitar la falla de éste. El sistema de refrigeración del tubo está diseñado para tratar con esto. Sin embargo, es esencial que la temperatura ambiente alrededor del equipo sea controlado por un efectivo aire acondicionado para permitir el funcionamiento óptimo¹⁴.

El haz de rayos X, después de salir del tubo, pasa a través del material de filtro para eliminar fotones de baja energía. Típicamente, los filtros de forma especial se aplican entonces para compensar las diferencias de atenuación en la cabeza o el cuerpo de un paciente. Es esencial utilizar el filtro correcto para la parte adecuada del cuerpo. El colimador de grosor de corte, situado a la salida del filtro, determina la anchura del haz de rayos X. En los escáneres modernos, múltiples cortes (actualmente hasta 320) se adquieren simultáneamente. Estos escáneres son conocidos como multidetector, multicorte o varias filas. La anchura de los haces para estas adquisiciones es el producto del ancho de corte individual y el número de cortes adquiridos simultáneamente¹⁴.

La mayoría de los cortes en TC están orientados verticalmente al eje corporal: se llaman habitualmente cortes o secciones axiales o transversales. Para cada corte el tubo de rayos X rota

alrededor del paciente para obtener un grosor de sección preseleccionado (Fig.2.10). La mayoría de los sistemas de TC emplea la rotación continua y el diseño del haz en abanico; con este diseño, el tubo y el detector están estrictamente acoplados y rotan continuamente alrededor del área de rastreo mientras los rayos X son emitidos y detectados. Así, los rayos X que han atravesado al paciente, alcanzan los detectores situados enfrente del tubo. La apertura en abanico del haz va desde los 40° a 60° , dependiendo del diseño particular del sistema, y viene definido por el ángulo que se origina en el foco del tubo de rayos X y que se extiende hasta los límites externos del detector¹⁸.

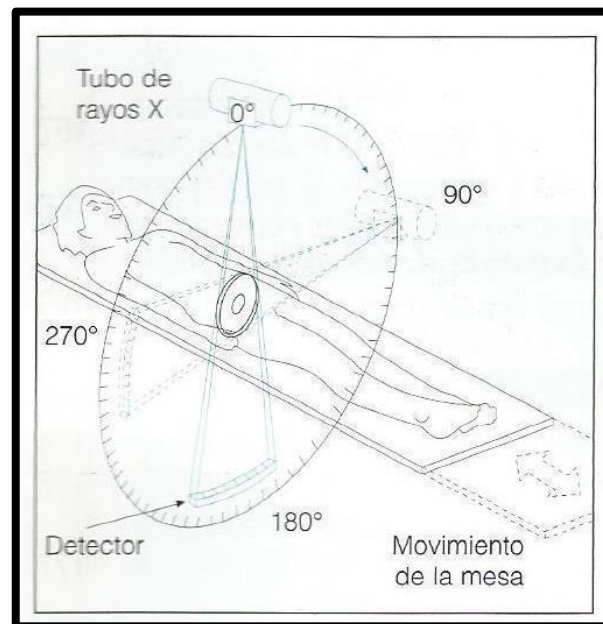


Figura.2.10 *Ilustración de la rotación del tubo alrededor del paciente para obtener un grosor de sección preseleccionado.*

Para un solo corte axial, la unidad de detector tendrá más de 700 elementos dispuestos a lo largo de un arco para interceptar el haz de salida del plano tomográfico. Este tipo de adquisición puede producir espesores de corte que varían entre 0,5 mm a 10 mm. Con un detector de este tipo, el

tiempo de adquisición se reduce y la aparición de artefactos de movimiento se reduce considerablemente¹⁴.

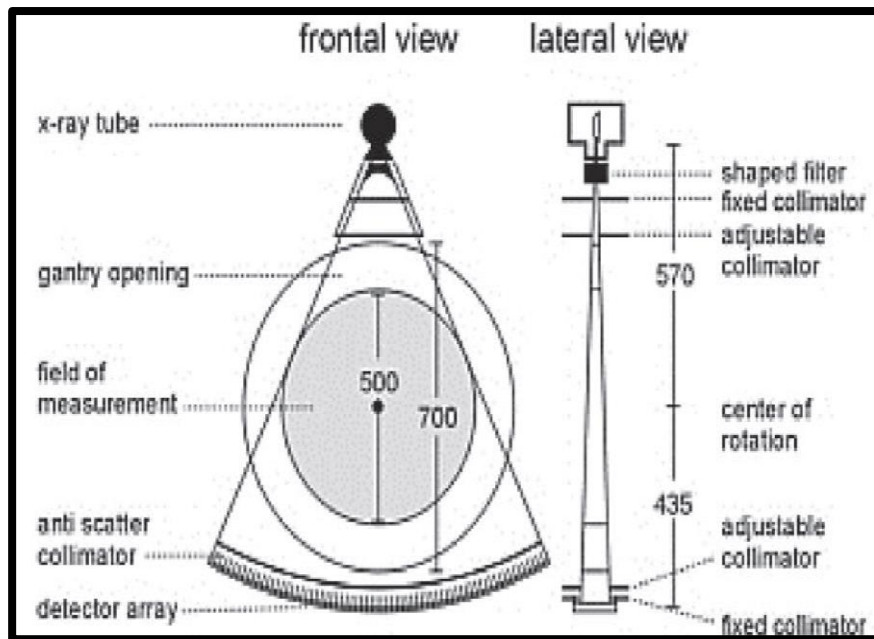


Figura. 2.11 Representación esquemática de la geometría de exploración y componentes importantes del sistema de medición del equipo en la vista frontal (plano x-y) y en vista lateral (ordenada en el plano z).

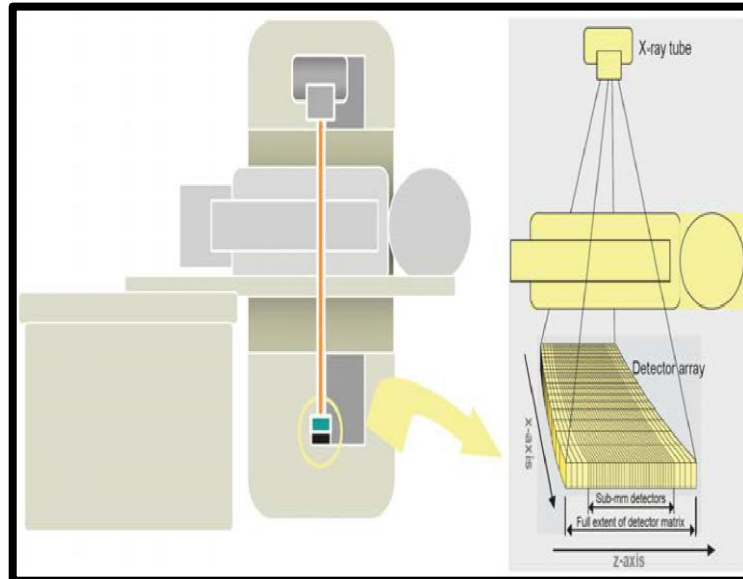


Figura. 2.12 Representación esquemática de la geometría de exploración en la vista lateral (plano y-z) para un tomógrafo multidetector, demostrando las múltiples filas de detectores a lo largo del eje z.

La adquisición de la imagen más simple es la proyección de exploración radiográfica (SPR), también conocido como un scout view, escanograma, survieo o topograma, dependiendo del fabricante. Esto se adquiere con el fin de planificar la adquisición con el tubo de rayos X¹⁴.

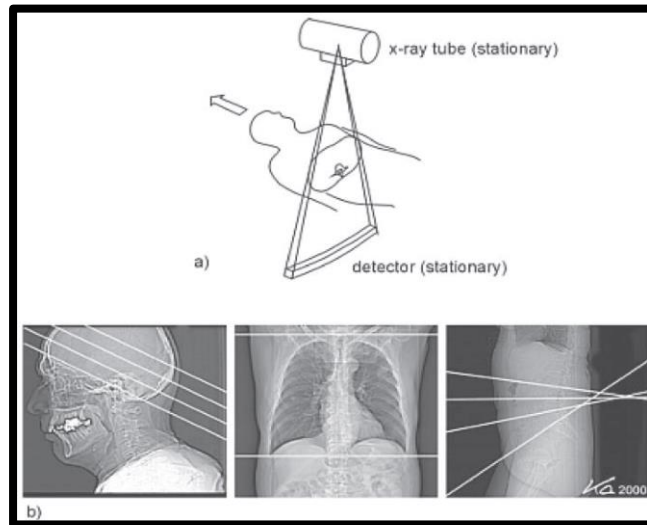


Figura. 2.13 *SPR se toma con una dosis baja y una baja resolución espacial mediante el movimiento del paciente a través del campo de medición con el tubo de rayos X en una posición fija (a). La dirección de la proyección es (en este caso AP) es arbitraria en principio. Las SPR permiten la selección de la posición y la inclinación del gantry para un solo corte o para la región de exploración completa como se muestra esquemáticamente (b).*

La exploración de corte axial implica la adquisición de una colección de perfiles de atenuación alrededor de un paciente que está detenido en la mesa de exploración. Esto asegura que todos los perfiles están en el mismo plano y permite el rápido cálculo de reconstrucción. La camilla se mueve entonces para permitir la adquisición de un nuevo corte en una región anatómica diferente¹⁴.

Cuando el complejo fuente-detector hace un barrido, o traslación, sobre el paciente, las estructuras internas del cuerpo atenúa el haz de rayos X en relación a la densidad de su masa y a su número atómico efectivo. La intensidad de la radiación varía en relación a este patrón de atenuación y forma un perfil de intensidad, o proyección⁸.

Al final de esta traslación, el complejo fuente-detector regresa a su posición inicial y todo el complejo gira y comienza una segunda traslación. Durante la segunda traslación, la señal del

detector será otra vez proporcional a la atenuación de las estructuras anatómicas del haz de rayos X y se describirá una segunda proyección⁸.

Si este proceso se repite muchas veces se generan un gran número de proyecciones que no se muestran visualmente, pero se almacenan en formato digital en el ordenador. El procesado informático de estas proyecciones conlleva la superposición efectiva de cada proyección para reconstruir una imagen de las estructuras anatómicas de ese corte⁸.

La superposición de las proyecciones no ocurre como uno podría imaginar. La señal del detector durante cada traslación tiene un intervalo dinámico de 12 bits (4096 niveles de gris). El valor de cada incremento está relacionado con el coeficiente de atenuación de toda la trayectoria de los rayos X a través del tejido. Mediante ecuaciones simultáneas se obtiene una matriz de valores que representa el corte transversal anatómico⁸.

2.4.2 Tomografía Computada helicoidal multicorte

La TC multicorte representa el avance más reciente: en este caso, enfrente del tubo de rayos X se disponen varias hileras de detectores. Con ello se acorta notablemente el tiempo de exploración y mejora la resolución temporal (por ejemplo, a la hora de averiguar la acumulación de medio de contraste en el sistema vascular)¹⁸.

Enfrente del tubo de rayos X, y a lo largo del eje Z del paciente, se colocan hileras de detectores de diferente espesor. El espesor va aumentando desde el centro hasta los bordes del plano de corte. De ese modo, mejoran las posibilidades para la reconstrucción posterior de la imagen¹⁸.

La exploración helicoidal o espiral, se logra cuando la camilla se mueve al mismo tiempo que los perfiles de escaneo se adquieren. Esto elimina algunos artefactos asociados con el movimiento respiratorio y permite que el tiempo de ciclo se reduzca considerablemente¹⁴.

Sin embargo, la reconstrucción se complica ya que los perfiles ya no están en el mismo plano y pueden ser interpolados (los llamados z interpolación) a un estado pseudo-planar antes de la reconstrucción. El beneficio máximo de la adquisición helicoidal se logra con la adquisición multidetector (MDCT). Aquí, se lleva a cabo un proceso conocido como filtrado de z. Estos algoritmos tienen diferentes características de los algoritmos de reconstrucción axial. Una característica notable es la capacidad de alterar el ancho de corte a cualquier espesor igual o mayor que la anchura nominal de los elementos de detección utilizados en la adquisición inicial. Esto conduce a la posibilidad de generar muchos conjuntos de imágenes a partir de la adquisición y puede aumentar en gran medida los requisitos de almacenamiento de imágenes y las prácticas de manejo de datos de un departamento¹⁴.

Los cortes finos pueden mostrar más ruido en la imagen que los cortes gruesos. Sin embargo, las imágenes con cortes finos no sufren de efectos de volumen parcial que reducen el contraste de pequeños objetos densos dentro del paciente¹⁴.

2.5 DETECCIÓN DE RADIACIÓN IONIZANTE.

La dosis de los exámenes radiológicos es baja y por lo general no se acercan a umbrales para generar efectos determinísticos, es preciso tomar en cuenta que la mayor fuente de exposición de la población a radiación ionizante artificial proviene de la radiología diagnóstica. Por tanto, las dosis administradas en los procedimientos radiológicos de diagnóstico deben determinarse con precisión con el fin de mantener un equilibrio razonable entre calidad de imagen y la exposición del paciente¹⁹.

Por lo tanto los métodos dosimétricos que se utilicen deben asegurar niveles adecuados de precisión y estabilidad a largo plazo. Consecuentemente una medición exacta de la dosis requiere la correcta calibración del instrumento¹⁹.

2.5.1 CÁMARA DE IONIZACIÓN.

La cámara de ionización está constituida por un recipiente lleno de un gas, en el que se disponen dos electrodos separados a una cierta distancia y sometidos a una diferencia de potencial; las cámaras de ionización se clasifican de acuerdo a la forma de sus electrodos, existiendo las de tipo planas y cilíndricas, según estén dotadas de electrodos planos-paralelos o cilíndricos (formados por un electrodo en forma de cilindro hueco y el otro, un alambre o varilla en disposición coaxial), la respuesta de las cámaras cilíndricas es simétrica con respecto al eje de la cámara. Por ello están orientadas, por lo general, con el eje cilíndrico de la cámara de manera perpendicular al haz de rayos X¹⁹.

Para el llenado de las cámaras de ionización se utilizan varios tipos de gases, desde aire a la presión atmosférica, hasta gases nobles, en especial argón²⁰.

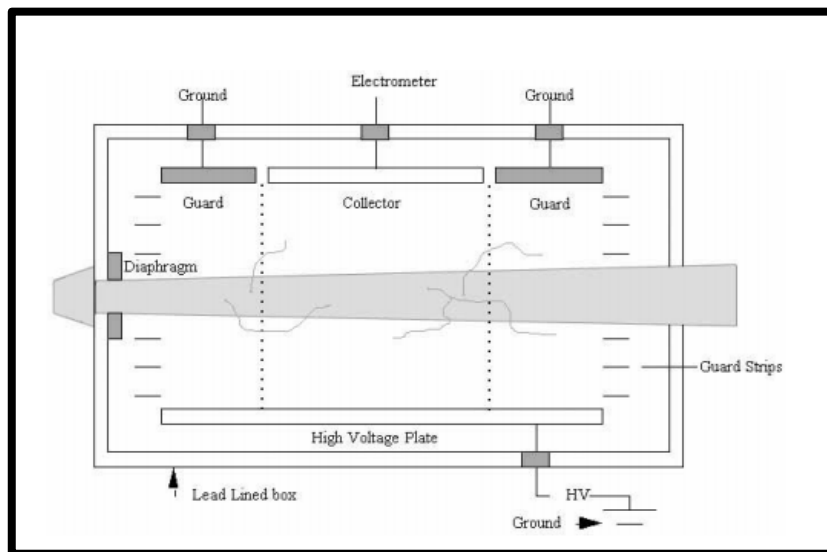


Figura. 2.14 Diagrama esquemático de la cámara de ionización al aire libre.

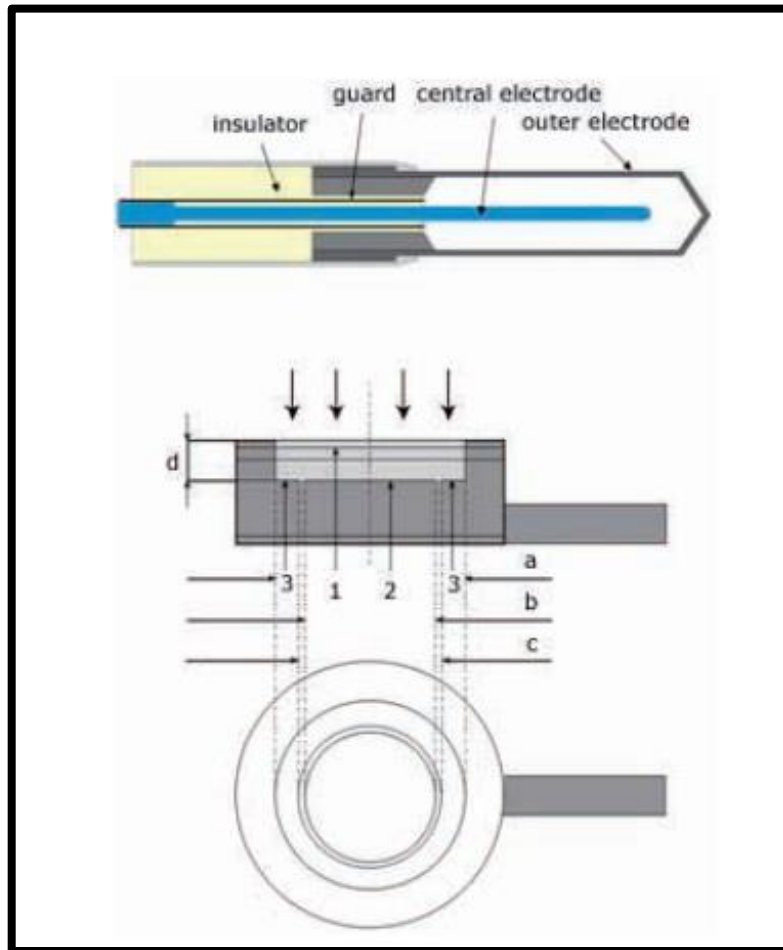


Figura. 2.15 Diagrama esquemático del cilindro (superior) y plano paralelo cámaras de ionización (inferior). 1: polarizar electrodo; 2: electrodo de medición; 3: anillo de protección. (A) es el diámetro del electrodo de polarización; (B) es el diámetro del electrodo colector; (C) es la anchura del anillo de protección; y (d) es la altura (separación de electrodos) de la cavidad de aire²¹.

2.5.2 CÁMARA DE IONIZACIÓN PARA TC.

Las cámaras de ionización son fabricadas en diferentes diseños dependiendo de su uso. Por ejemplo encontramos un diseño único para las cámaras de ionización utilizadas para dosimetría en TC, la cual a menudo se denomina “*cámara lápiz*” debido a que su volumen activo comprende un cilindro delgado de 100 mm de longitud, o a veces más, y un volumen aproximado de 3 cm³ (esto corresponde a un diámetro ligeramente mayor de 6 mm)¹⁹.

La cámara lápiz está diseñada para una exposición no uniforme ya sea en una exploración o una serie de exploraciones en su eje axial. Por lo general, la cámara lápiz es insertada dentro de un fantoma (por lo general este también es de forma cilíndrica), que se utiliza para atenuar el haz primario y generar rayos X dispersos, simulando de esta manera las condiciones cuando nos enfrentamos a un paciente. Para la medición del producto kerma en aire longitud, (PKL), la cámara se posiciona en paralelo al eje de rotación del scanner al interior del fantoma cilíndrico. Para una sola exploración (excepción de la exploración multicorte), el haz primario normalmente no cubre más del 10% de la longitud de la cámara; así mismo la cámara de TC detecta radiación dispersa generada en el fantoma por el haz primario, lo que permite la cuantificación de la exposición total en un paciente. Es debido a este uso de la cámara que se requiere una respuesta uniforme del volumen activo a lo largo de toda su longitud axial¹⁹.

En el caso de utilizar la cámara de ionización “*tipo lápiz*”, también es importante medir la temperatura y la presión en el momento y lugar de medición. Hay algunos dosímetros que miden la temperatura y la presión y corrigen automáticamente su influencia¹⁹.

El uso de dosímetros en radiología diagnóstica requiere una correcta posición para que se realice una correcta medición. El efecto de la radiación dispersa en la respuesta de energía de los dosímetros no suele ser bien conocido, y puede dar lugar a grandes inexactitudes en la medición¹⁹. Es por ello que cuando se emplea un dosímetro, el usuario debe asegurarse de que este está en conformidad con la norma IEC 61674²². Esta norma aplica tanto a los dosímetros

equipados como cámaras de ionización y detectores semiconductores, el usuario debe tener en cuenta el tipo de instrumento es el más adecuado para el tipo de medición requerida¹⁹.

2.6 DOSIMETRÍA EN TC.

Se denomina dosimetría al conjunto de medidas que se realizan para estimar la dosis, ya sea en los trabajadores ocupacionalmente expuestos, áreas de trabajo, entorno, pacientes. Por lo tanto, al utilizar radiación ionizante, es necesario establecer magnitudes que permitan determinar la dosis de radiación que pueden recibir los pacientes que se someten a estudios mediante esta técnica imagenológica²³.

Debido a la particularidad del tipo de radiación que comprende la TC (360° alrededor del paciente) se hace necesario definir magnitudes dosimétricas específicas a esta disciplina que nos permitan representar la dosis entregada al paciente²³.

Por lo tanto, determinar la energía que la radiación es capaz de impartir en el medio es de máxima importancia en protección radiológica, la magnitud que refleja esto es la denominada *dosis absorbida (D)* y se define como la energía absorbida por unidad de masa en un determinado punto²⁴.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad \text{Ecuación 2.1}$$

D es el cociente de $d\varepsilon$ por dm , donde $d\varepsilon$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia de masa dm . La unidad es el julio por kilogramo (J Kg^{-1}) y se le da la denominación especial de gray (Gy)²⁴.

En ciertas ocasiones resulta necesario utilizar magnitudes complementarias que permitan obtener mediante cálculos la dosis absorbida, una de ellas es la *exposición (X)* la que se define como el valor absoluto de la carga total de los iones producidos en una masa de aire, cuando todos los electrones liberados por fotones están completamente detenidos. La carga puede determinarse en

una cámara de ionización en la cual tenemos electrodos encargados de recolectar esta carga y un sistema electrónico asociado para cuantificarla, la unidad asociada es el Roentgen (Rg)²³.

2.6.1 Magnitudes específicas en TC

Tenemos que recordar cómo es la distribución de dosis en el paciente cuando se realiza un corte tomográfico. A diferencia de una exposición en radiodiagnóstico en la cual la dosis disminuye gradualmente desde el punto de entrada del haz hasta la salida de este, en TC la distribución de dosis es más circular y concéntrica, observándose los mayores porcentajes de dosis a poca profundidad de la superficie del paciente, y disminuyendo gradualmente hacia el centro²³.

La distribución de la dosis en TC difiere en su distribución dependiendo del diámetro de la estructura a evaluar, debido a esto, la diferencia en las mediciones a realizar en el fantoma de 16 cm de diámetro presentará una distribución de dosis más uniforme que las realizadas en uno de 32 cm.

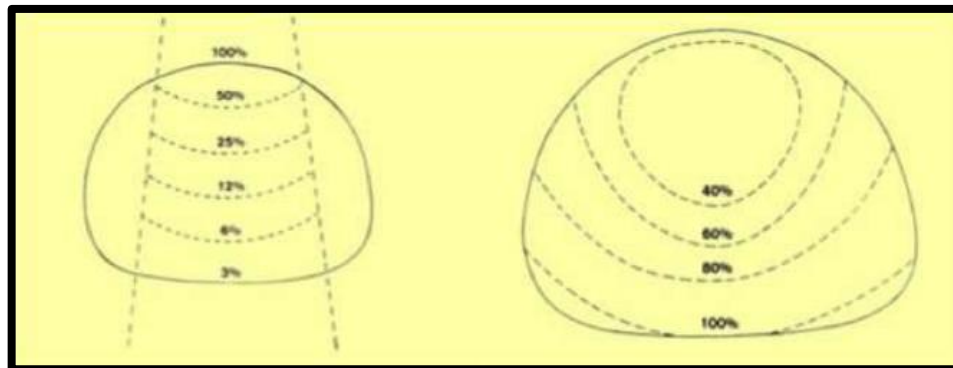


Figura. 2.16 Distribución de dosis en el caso de una proyección radiográfica (imagen izquierda) y en el caso de un corte tomográfico (imagen derecha).

En la literatura se reportan tres métodos para determinar dosis en TC²³:

Métodos Estándar: En este método se obtiene el Índice de Dosis en TC CTDI usando fantomas de control de calidad estándar dedicados a esta medición.

Método Monte Carlo: Este método se utiliza para obtener como resultado final la dosis efectiva para órganos específicos usando fantomas antropomórficos matemáticos y códigos Monte Carlo para la estimación del depósito de energía.

Método Directo: Este método se utiliza igualmente para obtener como resultado final la dosis efectiva para órganos específicos, pero utiliza fantomas antropomórficos físicos y cristales de TLD.

El método más comúnmente usado es el Estándar, el cual se basa en la determinación del CTDI.

El CTDI se define como la integral a lo largo de una línea paralela al eje de rotación z del perfil de dosis D(z) de un corte único, dividido por el grosor nominal T del corte (ó NxT en el caso de los TC multicorte)²³.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad \text{Ecuación 2.2}$$

En esta fórmula, D(z) es la dosis, también en función del eje "z" para un corte único en el plano x-y, y T es la colimación (es decir, el ancho del haz de radiación). Además, a efectos prácticos y para obviar la dificultad de integrar entre extremos infinitos, a la hora de evaluar el CTDI se acorta arbitrariamente el intervalo de integración a una distancia finita (generalmente entre -5 y +5 cm) en relación con el plano de interés, debido a la utilización de la cámara de ionización tipo lápiz (Fig. 2.18) unida a un electrómetro (Fig. 2.17)³.



Figura. 2.17 *Electrómetro.*



Figura.2.18 *Cámara de ionización tipo lápiz.*

Para realizar las mediciones de dosis en la práctica, se utilizan fantomas de polimetilmetacrilato (PMMA). Cuando la cámara lápiz se coloca en aire o en el interior de un fantoma, en posición paralela al eje z de barrido del equipo, y se efectúa un corte por el plano que pasa por el centro de la cámara, esta recoge una carga que corresponde a una irradiación parcial. La lectura incluye no sólo el componente de radiación directa que llega a su zona central, sino también los componentes de radiación dispersa que llegan a ambos lados. Por lo tanto el valor del CTDI

puede calcularse tanto en aire como en el interior de un fantoma de PMMA, los cuales habitualmente son cilíndricos (aunque también hay elípticos y antropomorfos) y tienen alturas de entre 15 y 20 cm, y diámetros de 16 (fantoma representativo para cabeza) o 32 cm (fantoma representativo del cuerpo estándar)³. Siempre llevan un agujero central para la cámara tipo lápiz y al menos cuatro agujeros periféricos, estos últimos a 1 cm de profundidad desde la superficie exterior del cilindro y situados regularmente a 90° entre sí (Fig. 2.19)³.

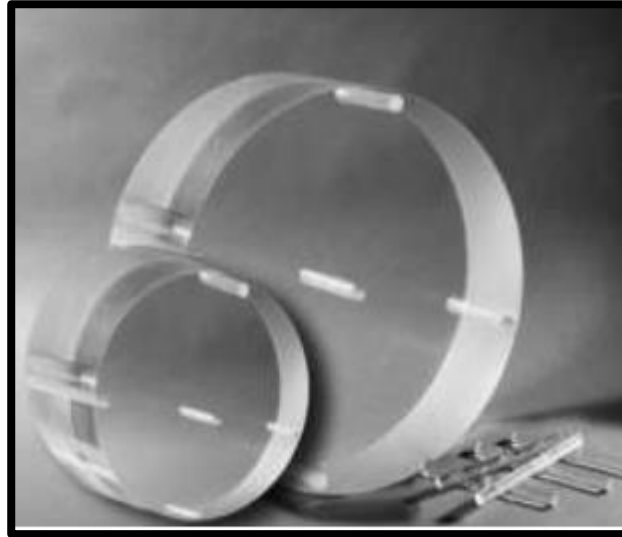


Figura. 2.19 *Fantoma estándar de 16 y 32 cm de PMMA para realizar dosimetría en TC.*

2.6.2. Índice de Dosis en Tomografía Computada ponderado (CTDI_w).

Las medidas del CTDI deben efectuarse tanto en el centro como en la periferia del fantoma (los valores periféricos se promedian, obteniendo el CTDI_{perif}). Para los fantomas de cabeza los valores entre uno y otro agujero periférico, con la geometría y filtración habitual, no suelen ser muy diferentes¹⁹.

Se ha propuesto unir las medidas en un CTDI ponderado o efectivo ($CTDI_{100,W}$), calculado como:

$$CTDI_W = \frac{1}{3} (CTDI_{100 \text{ central}}) + \frac{2}{3} (CTDI_{100 \text{ periférico}}) \quad \text{Ecuación 2.3}$$

El subíndice 100 hace referencia a la longitud de la cámara de ionización.

2.6.3. Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen ($CTDI_{vol}$).

Como primera aproximación a la estimación de la dosis aplicada en un protocolo específico, se ha definido una magnitud denominada Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen ($CTDI_{VOL}$), cuya expresión para cortes axiales es:

$$CTDI_{VOL} = \frac{NT}{I} CTDI_W \quad \text{Ecuación 2.4}$$

En la fórmula, N es el número de cortes axiales a realizar, T es el espesor de cada uno de los cortes expresados en mm e I es el avance de la camilla entre cortes. Las medidas también son en mGy¹⁹.

En la tomografía helicoidal, el parámetro que describe la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla es el pitch. En este caso, el $CTDI_{VOL}$ viene definido en función del pitch mediante la expresión:

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{pitch} CTDI_W \quad \text{Ecuación 2.5}$$

El $CTDI_W$ representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y, mientras que el $CTDI_{VOL}$ establece la dosis promedio de radiación en el volumen x-y-z, atribuible

a un desplazamiento unitario de la camilla en el eje z. Esta última magnitud es utilizada como indicador de dosis para un protocolo específico, porque tiene en cuenta la información del pitch¹⁹.

El valor del $CTDI_{VOL}$ suele estar aclarado por el fabricante del equipo en los informes de dosis por estudio, pero es aconsejable comprobar, tanto al inicio como a lo largo de la vida del tomógrafo, que los valores reales coincidan con los especificados. Además, es importante tener en cuenta que en muchos casos el fabricante detalla los valores de CTDI como "dosis en metacrilato", ya que, si las cámaras y electrómetros están calibrados para dar dosis en agua o en aire, el valor directamente leído (con las correcciones exactas por presión, temperatura, etc.) será superior¹⁹.

Es importante tener en consideración que el perfil de dosis para un corte único se extiende más allá del ancho nominal del haz, debido a la penumbra y los efectos de dispersión. Estas zonas, conocidas como colas del perfil de dosis o "tails", juegan un rol importante en la dosis total acumulada por una serie de cortes realizados a lo largo de eje longitudinal. El CTDI considera el perfil de dosis en el centro del eje de rotación, incluyendo estas colas de radiación³.

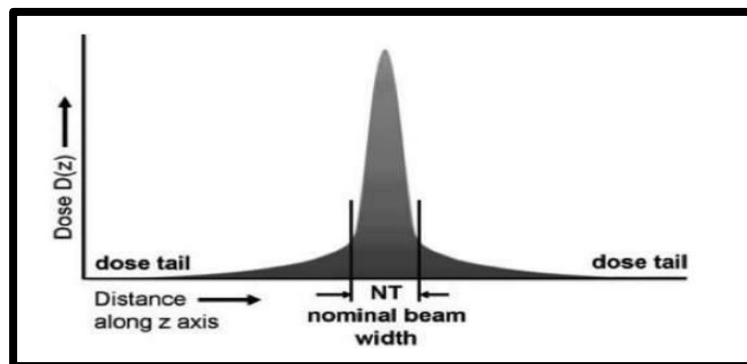


Fig. 2.20 Distribución de dosis a lo largo del eje Z para un corte único con un ancho nominal $N \times T$

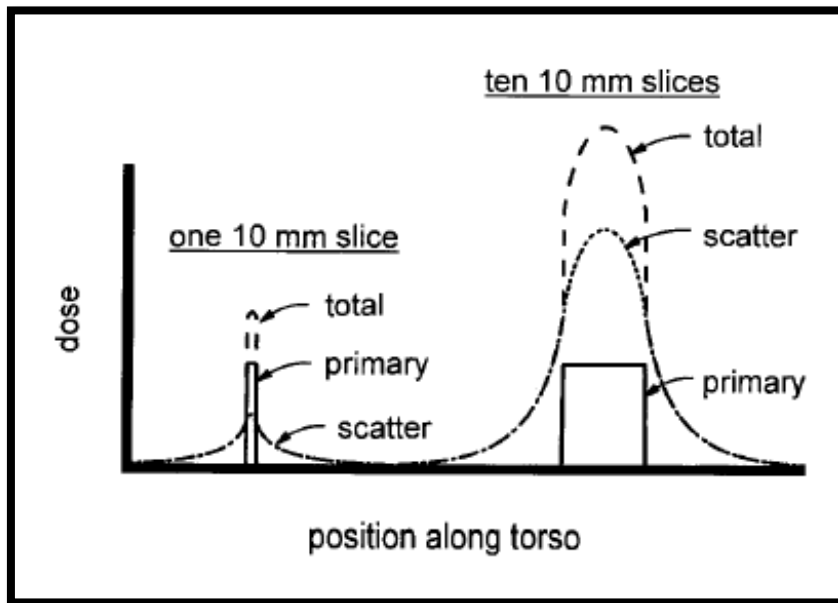


Fig. 2.21 El perfil de dosis para un corte de 10 mm se muestra a la izquierda y el perfil de dosis para 10 cortes contiguos de 10 mm se muestra a la derecha. La contribución (alto) del perfil de dosis del componente primario es la misma. Sin embargo, con un número de cortes adyacente, las colas de radiación dispersa se acumulan y aumentan la dosis total en cada corte tomográfico.

Como ya hemos mencionado, el CTDI y todas sus derivaciones se determinan para un corte único. Ahora bien, para determinar la dosis total que recibe un paciente durante un barrido completo, el parámetro que define esto se denomina *producto dosis longitud* DLP.

Esta magnitud tiene la ventaja de ser proporcional a la energía total que se imparte al paciente y, por tanto, con algunas limitaciones, también a la dosis efectiva. De hecho, se pueden encontrar valores que permiten el cálculo de la dosis efectiva a partir del cálculo de la energía total. En la tomografía helicoidal existen expresiones especialmente establecidas para esta magnitud³.

De manera equivalente y práctica para el área médica, se puede utilizar la expresión:

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot L \quad \text{Ecuación 2.6}$$

En esta ecuación, L es la longitud real escaneada a lo largo del eje z del paciente. La unidad habitualmente utilizada es el mGy.cm, por su practicidad³.

2.6.4. Dosis efectiva

Para estimar el riesgo de llevar a cabo una tomografía en el paciente, se deberían tener en cuenta las dosis absorbidas por cada órgano en función de la radiación. Además, en el caso de la TC, es necesario definir factores de peso obtenidos a través de una dosis efectiva normalizada, utilizándose la siguiente fórmula:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad \text{Ecuación 2.7}$$

Así, E representa la dosis efectiva expresada en milisieverts (mSv), DLP es expresado en mGy.cm y E_{DLP} es la dosis efectiva normalizada expresada en $\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ en una región específica³.

CAPÍTULO 3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Nuestro trabajo de investigación se genera ante la incertidumbre de conocer la veracidad de la dosis absorbida recibida por los pacientes en los procedimientos de TC de cerebro, mediante la utilización de un fantoma de PMMA de 16 cm y un fantoma antropomórfico de cabeza.

3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la diferencia entre los índices de dosis en tomografía computada obtenidos de la medición en fantomas PMMA y antropomórfico de cabeza, en el Tomógrafo Toshiba Aquilion RXL del Hospital San Martín de Quillota?

3.2 RELEVANCIA

El propósito de este estudio es determinar la fiabilidad en las dosis que se emplean y entregan a los pacientes en cada estudio tomográfico de cerebro en el hospital San Martín de Quillota, a través de la comparación de índices de dosis en tomografía computada ($CTDI_w$), que serán medidos en dos fantomas, uno de ellos corresponde al de fábrica de PMMA de 16 cm y el otro a un fantoma antropomórfico de cabeza emulando las condiciones estándares de un adulto promedio; para lo cual se utilizará un protocolo de medición establecido por la agencia internacional de energía atómica (IAEA) siendo éste el Technical Reports serie N° 457.

Se espera que con este estudio, se pueda fortalecer el conocimiento del operador y directiva del hospital en cuanto a materias de protección radiológica, con el fin de entregar la base para una futura evaluación de las dosis entregadas en los protocolos tomográficos, cumpliendo con el principio ALARA y resguardando de esta forma a sus pacientes.

CAPÍTULO 4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar los índices de dosis en tomografía computada obtenidos de la medición en fantomas PMMA y antropomórfico de cabeza, en el tomógrafo Toshiba Aquilion RXL del Hospital San Martín de Quillota.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- I. Describir las mediciones de $CTDI_w$ obtenidas en fantoma PMMA de cabeza.
- II. Describir los valores de $CTDI_w$ obtenidos en fantoma antropomórfico de cabeza.
- III. Comparar los valores de $CTDI_w$ obtenidos de la medición en fantomas PMMA y antropomórfico de cabeza.

CAPÍTULO 5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 TIPO DE ESTUDIO.

El presente estudio, según la intervención del investigador, es de tipo experimental, debido a que existe intervención de éste.

Según el número de variables de interés es un estudio de tipo analítico ya que se analizó y planteó la relación entre las variables del estudio.

Finalmente, corresponde a una investigación transversal ya que las mediciones se recogieron en

5.2 MUESTRA.

El tamaño de la muestra en este estudio, está representado por el total de mediciones a realizar con la cámara de ionización tipo lápiz inserta tanto en fantoma de PMMA (cabeza) y fantoma antropomórfico (cabeza).

.La estimación del tamaño de la muestra se hizo considerando un nivel de significancia de 0.05 y potencia de la prueba estadística de 80% para un contraste bilateral. La prueba estadística sería una comparación de promedios para muestras relacionadas. Por tanto se espera comparar el promedio de los 3 valores de $CTDI_w$ obtenidos en cada fantoma. Este tamaño muestral (3 valores) será suficiente para detectar una diferencia igual o superior a 6 unidades de mGy. Se asume que la desviación estándar común será del orden de 3 unidades y el coeficiente de correlación entre las medidas hechas en cada fantoma será de alrededor de 0.7. Dada la forma de realizar este estudio no se anticipan pérdidas de muestras por lo que se consideró un 0% de

pérdida. Los cálculos antes señalados fueron hechos con la calculadora estadística en línea llamada “GRANMO”²⁵. Cuyo tamaño muestral coincide con el número de mediciones establecidas en el Technical Reports Series N°457.

5.3 TIPO DE MUESTREO.

5.3.1 CRITERIOS DE ELEGIBILIDAD.

Se incluyen en esta investigación todas aquellas mediciones efectuadas de acuerdo al protocolo Technical Reports series N° 457 de la IAEA, en conjunto con la utilización del protocolo técnico de cerebro, para pacientes adultos del hospital San Martín de Quillota.

5.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Se excluyen de la investigación, aquellos datos que escapen a los rangos exploratorios establecidos con anterioridad.

5.4 VARIABLES

Índice de dosis en tomografía computada en fantoma PMMA de cabeza:

Definición de la variable: Corresponde a los valores de dosis de radiación detectada por la cámara de ionización tipo lápiz inserta en fantoma PMMA (cabeza) para el procedimiento tomográfico. Se considera una variable numérica, cuantitativa e intervalar continua.

Índice de dosis en tomografía computada en fantomas antropomórfico de cabeza:

Definición de la variable: Corresponde a los valores de dosis de radiación detectada por la cámara de ionización tipo lápiz inserta en fantoma antropomórfico de cabeza para el

procedimiento tomográfico. Se considera una variable numérica, cuantitativa e intervalar continua.

5.5 PROCEDIMIENTOS Y ACTIVIDADES.

Se emplearon dos fantomas, un fantoma antropomórfico de cabeza fabricado en ABS y otro fantoma de cabeza de PMMA. Las mediciones dosimétricas en los fantomas se realizaron en el Hospital San Martín de Quillota, con una cámara de ionización tipo lápiz, CI SCAN PTW-2069. Se utilizó un electrómetro STANDARD IMAGING CDX-2000A para leer la carga obtenida por el CI SCAN PTW-2069.

Respetando el protocolo “*Technical Reports serie N°457*”, se realizaron tres set de mediciones en cada uno de los agujeros que cuentan los fantomas. Utilizando este protocolo, el procedimiento para el posicionamiento de los fantomas y de la medición fue el siguiente:

- (1) Ajustar la inclinación del gantry a 0° .
- (2) Coloque el fantoma en el soporte de cabeza en la camilla del scanner. Orientar el fantomas de manera que uno de los orificios de medición periféricos esté en la posición máxima de dosis.
- (3) Use las marcas externas del fantomas y el láser para la alineación óptica del fantomas con el scanner. Debe estar centrado en el plano de exploración con su eje coincidiendo con el eje de rotación del scanner. (Si el fantomas proporciona inserciones de alineación, estas deben ser colocadas en los cinco orificios de medición y el fabricante debe dar las instrucciones para su orientación. Hacer un barrido axial del fantomas para corroborar su alineación del espectro. Si es necesario se deben realizar los ajustes en la posición del fantomas y repetir el procedimiento hasta que el fantoma se encuentre alineado).

- (4) Inserte la cámara de ionización con su funda de plástico y coloque todo el conjunto en el orificio central, de modo que el centro del volumen activo de la cámara se encuentre en el plano central del fantoma. Asegúrese de que los demás agujeros del fantoma tengan insertas las protecciones de PMMA.
- (5) Seleccione los parámetros deseados en el scanner y una rotación axial (protocolo estándar del centro).
- (6) Registre la lectura del dosímetro, M_{1c} , Para una rotación axial del scanner.
- (7) Hacer dos exposiciones más y registrar las lecturas del dosímetro M_{2c} , y M_{3c} .
- (8) Repita este procedimiento para los cuatro orificios periféricos en el fantomas con el fin de obtener tres lecturas M_{1p} , M_{2p} , y M_{3p} , esto se realiza en cada posición de la periferia.
- (9) Registrar todos los parámetros relevantes del scanner, incluyendo la tensión del tubo, filtro del haz, grosor de corte y carga del tubo.
- (10) Anotar la temperatura y la presión.

Es de importancia destacar, que para los puntos de medición periférica para el fantoma antropomórfico de cabeza, se consideró los pabellones auriculares como referencia de esta posición, quedando cada uno, equidistante al agujero central que se ubica en el centro de la bóveda craneana. La distancia entre el agujero central y los agujeros periféricos del fantoma antropomórfico de cabeza, es equivalente a la distancia de estos puntos en el fantoma de PMMA de 16 cm.

El $CTDI_w$ de ambos fantomas se calculó a partir de los datos obtenidos por los dos instrumentos anteriormente mencionados. Las mediciones se llevaron a cabo con los parámetros técnicos del protocolo de cerebro para pacientes adultos, como se puede observar en las tablas 5.1 y 5.2, en el tomógrafo modelo Aquilion RXL, marca Toshiba con 32 canales de Data y 320 filas de detectores.

Tabla 5.1 *Parámetros técnicos de Scout.*

Scout	Frontal/Lateral
KV	120
mA	50

Tabla 5.2 *Parámetros técnicos TC Cerebro adquisición axial (un corte).*

KV	120
mA	250
Rango	32 mm
Rotación del tubo	0,75 seg
Espesor de corte	2x16
D-FOV	221,3 (S)
Foco	Small

La investigación se efectuó en una sala especialmente acondicionada para operar un tomógrafo de las características antes mencionadas. Durante cada sesión de medición se utilizó dos dosímetros personales RADOS, RAD (60), además se monitoreó la presión y temperatura ambiental.

5.6 MATERIALES

MATERIAL	IMAGEN
Tomógrafo Toshiba Aquilion RXL.	 A photograph of a Toshiba Aquilion RXL CT scanner. The machine is white and grey, with a large circular gantry and a patient table extending from the front. The brand name 'Aquilion' is visible on the side of the gantry.
CI SCAN PTW-2069 (Cámara de ionización).	 A photograph of a PTW-2069 ionization chamber. It consists of a black, cylindrical probe with a textured grip, connected to a coiled black cable. The cable has several connectors, including a BNC connector and a standard electrical plug. The device is resting on a wooden surface.

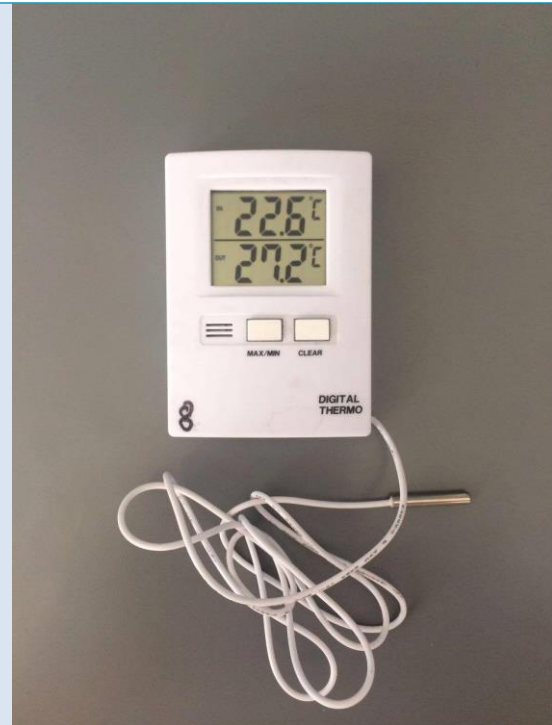
STANDARD IMAGING CDX-2000^a
(Electr6metro)



Fantoma de PMMA 16 cm



Fantoma antropomórfico de cabeza**Dosímetro personal RAD-60**

TERMOMETRO**BAROMETRO**

5.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos obtenidos en las mediciones fueron anotados en la hoja de registro sugerida por el protocolo Technical reports serie N°457 (Anexo 4) y posteriormente traspasados a una hoja de cálculo en Microsoft Office Excel®, con el fin de crear una base de datos, de la cual se calculó el promedio de dosis absorbida, representada por el $CTDI_w$, de los tres valores finales de $CTDI_w$ en cada fantoma.

Para obtener un valor de $CTDI_w$ fue necesario registrar la medición de la carga central y de las cuatro mediciones de carga periférica, de estas últimas mediciones se calculó su promedio, obteniendo de esa forma un valor de carga periférica y un valor de carga central. Se repitió este procedimiento tres veces en cada fantoma.

Una vez finalizado este procedimiento, se corrigieron los valores promedio de carga de acuerdo a la presión y la temperatura con el factor K_{TP} , teniendo como resultado la carga corregida en nC; posteriormente se multiplicó dicha carga con el factor de calibración 2,69 (largo 119 mm) (mGy/nC), y así se obtuvo la dosis en mGy.

Tras realizar los procedimientos antes mencionados, se obtuvo un total de seis valores correspondientes a la dosis en mGy, tres valores periféricos y tres valores centrales en cada fantoma, dos valores de dosis por cada set de medición. Con estos valores de dosis central y periférica se calculó el valor del $CTDI_w$, para cada fantoma, aplicando la Ecuación 2.3.

Al aplicar la fórmula se tuvo como resultado tres valores de $CTDI_w$ tanto para el fantomas de PMMA de 16 cm, como para el fantomas antropomórfico, correspondientes a los tres set de medición.

Obteniendo estos tres valores en cada fantoma, se aplicó la prueba estadística de *comparación de promedios para muestras relacionadas*, la cual consiste en promediar los valores de $CTDI_w$ de cada fantomas y para finalmente comparar el promedio de $CTDI_w$ de ambos fantomas.

Se elaboraron gráficos con los datos obtenidos en cada medición, tanto de las cargas como de las dosis de radiación, correspondientes a los set de medición de cada fantoma. Junto con esto, se

elaboraron gráficos de los valores de $CTDI_w$ obtenidos de cada fantoma por separado y también de los valores adjuntos, con el fin de comparar los índices de dosis finales y así conocer la diferencia que existe entre ambos.

5. 8 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Para la realización del estudio, las mediciones se llevaron a cabo en un día estratégico donde hubiese menor flujo de pacientes, de manera tal de no perjudicar la realización de exámenes tomográficos a los pacientes del Hospital San Martín de Quillota.

Con respecto a la fabricación del fantoma antropomórfico, se contó con restos humanos, correspondiendo a cráneo, mandíbula y vértebras cervicales, los cuales fueron facilitados por el cementerio N°3 de Playa ancha, Valparaíso y para lo cual contamos con una carta que avala lo anteriormente mencionado (Anexo 5).

5. 9 FINANCIAMIENTO

La presente investigación, no está patrocinada por ningún tipo de organización y no posee fines de lucro. El acceso tanto al equipo Tomográfico, ubicado en el Hospital San Martín de Quillota, como el uso de la cámara de ionización, para realizar las mediciones, y la construcción de fantomas, serán concedidas por el Tecnólogo Médico del Hospital San Martín de Quillota, Jonathan Rivero y a la Comisión Chilena de Energía Nuclear (CCHEN), respectivamente.

CAPÍTULO 6. RESULTADOS.

6.1. RESULTADOS ESPERADOS.

A partir de los resultados obtenidos luego de realizadas las mediciones y su posterior análisis, se determinará la relación que existe entre los valores de $CTDI_w$ obtenidos por el fantoma de PMMA de 16 cm y fantoma antropomórfico de cabeza. Es de esperar que por medio de este estudio se pueda contribuir a la optimización de las dosis entregadas a los pacientes, tal como lo menciona el principio ALARA.

6.2. RESULTADOS OBTENIDOS.

Previo a la realización de las mediciones, se realiza calibración del tubo de rayos X, y se mantienen las condiciones óptimas de la sala de examen para la operación del equipo.

En las mediciones de ambos fantomas se calcula el factor K_{TP} , con la finalidad de corregir la carga obtenida de acuerdo a las condiciones ambientales de la sala de examen al momento de realizada la medición.

6.2.1 RESULTADOS $CTDI_w$ FANTOMAS DE CABEZA PMMA.

Tal como se mencionó anteriormente, durante cada sesión de medición se tomó registro de la temperatura ($^{\circ}C$) y la presión atmosférica (kPa). Esto con la finalidad de obtener el factor K_{TP} con el propósito de corregir la carga eléctrica obtenida de acuerdo a las condiciones ambientales de la sala de examen en el momento de la medición.

El cálculo del factor K_{TP} se obtuvo utilizando la siguiente fórmula:

$$K_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right)$$

Donde: P_0 es la presión de aire de referencia ($P_0 = 101,3$ kPa).

T_0 es la temperatura del aire de referencia ($T_0 = 20$ °C).

P es la presión de aire durante la medición.

T es la temperatura del aire durante la medición.

NOMENCLATURA DE LA POSICION DE MEDICION EN FANTOMA DE CABEZA DE PMMA

Al momento de realizar las mediciones, se siguió el siguiente orden, partiendo por el agujero central y continuando por los agujeros periféricos (1, 2, 3 y 4 según sentido horario).

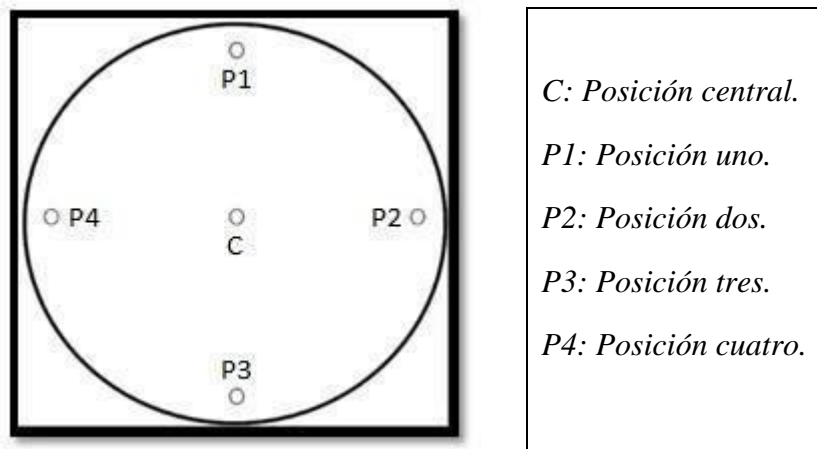
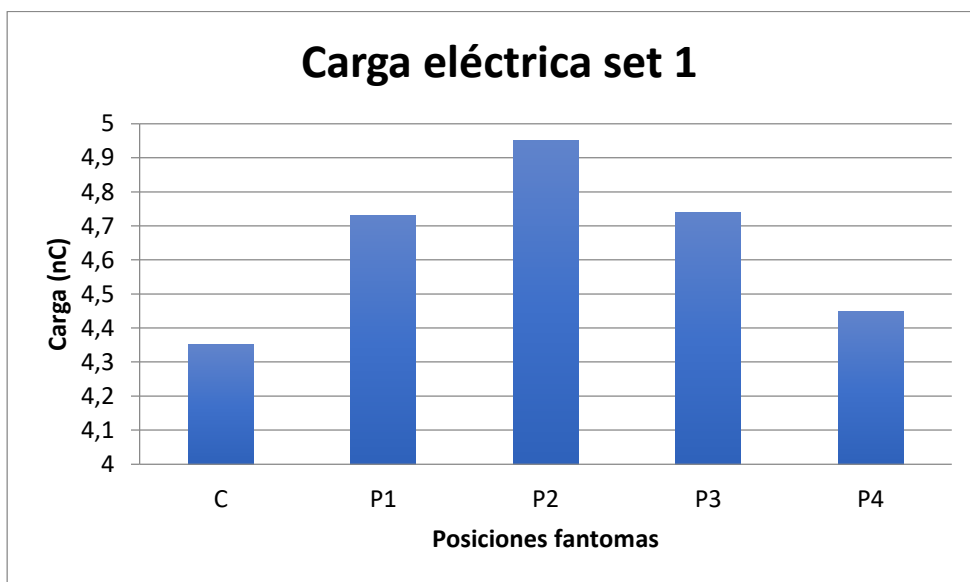


Figura 6.1. Esquema de orientación y nomenclatura para mediciones en fantoma de cabeza de PMMA.

SET DE MEDICIONES N°1.**TABLA 6.1.** *Primera medición realizada en fantoma de cabeza de PMMA. Registro de temperatura - presión y cálculo de factor K_{TP} correspondiente.*

MEDICIÓN	T (°C)	P (kPa)	CARGA (nC)	FACTOR K_{PT}
Central	19	97,77	4,35	1,03
Periférica 1	19	97,77	4,73	1,03
Periférica 2	19	97,77	4,95	1,03
Periférica 3	19	97,77	4,74	1,03
Periférica 4	19	97,77	4,45	1,03

**GRÁFICO 6.1.** *Carga obtenida en posición central y periférica en el primer set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.*

Como se puede observar en el Grafico 6.1, la carga eléctrica obtenida en cada punto de medición no es constante sino que fluctúa en valores cercanos, obteniéndose la mayor carga en la posición dos, correspondiendo a 4,95 nC y la menor carga en la posición central correspondiente a 4,35 nC.

Luego de registrar las mediciones, se promedió las mediciones periféricas, con el fin de trabajar con este valor promedio.

TABLA 6.2. *Promedio de mediciones periféricas realizadas en primera ronda de mediciones en fantoma de cabeza de PMMA, con una variación estándar de 0,21 y un porcentaje de variación de 4,45% entre mediciones.*

MEDICIONES PERIFÉRICAS	CARGA ELÉCTRICA (nC)
Periférica 1	4,73
Periférica 2	4,95
Periférica 3	4,74
Periférico 4	4,45
Promedio	4,72 ±0,21

Una vez obtenido el promedio de las mediciones periféricas, se corrigió la carga eléctrica tanto para la medición central como para el promedio de las mediciones periféricas, ésta corrección es el producto de la carga eléctrica y el factor K_{TP} , con la finalidad de adaptar el valor a las condiciones atmosféricas de la sala de examen.

Para obtener la dosis (mGy), se multiplicó el valor de la carga eléctrica corregida (nC) con el factor de calibración, cuya unidad de medición es (nC/mGy). De esta forma se obtuvo la dosis de radiación en la posición central y periférica del primer set de mediciones.

TABLA 6.3. *Corrección y conversión de la carga a dosis de radiación (mGy) del primer set de medición.*

MEDICIÓN	CARGA CORREGIDA (nC)	FACTOR CAL (mGy/nC)	DOSIS (mGy)
Central	4,48	2,69	12,05
Periférica	4,816	2,69	13,07

SET DE MEDICIONES N°2.

TABLA 6.4. *Segunda medición realizada en fantoma de cabeza de PMMA. Registro de temperatura y presión, junto con el factor K_{TP} correspondiente.*

MEDICIÓN	T (°C)	P (kPa)	CARGA (nC)	FACTOR K_{TP}
Central	22,8	100,19	4,36	1,02
Periférica 1	22,8	100,19	4,70	1,02
Periférica 2	22,8	100,19	4,61	1,02
Periférica 3	22,8	100,19	4,56	1,02
Periférica 4	22,8	100,19	5,17	1,02

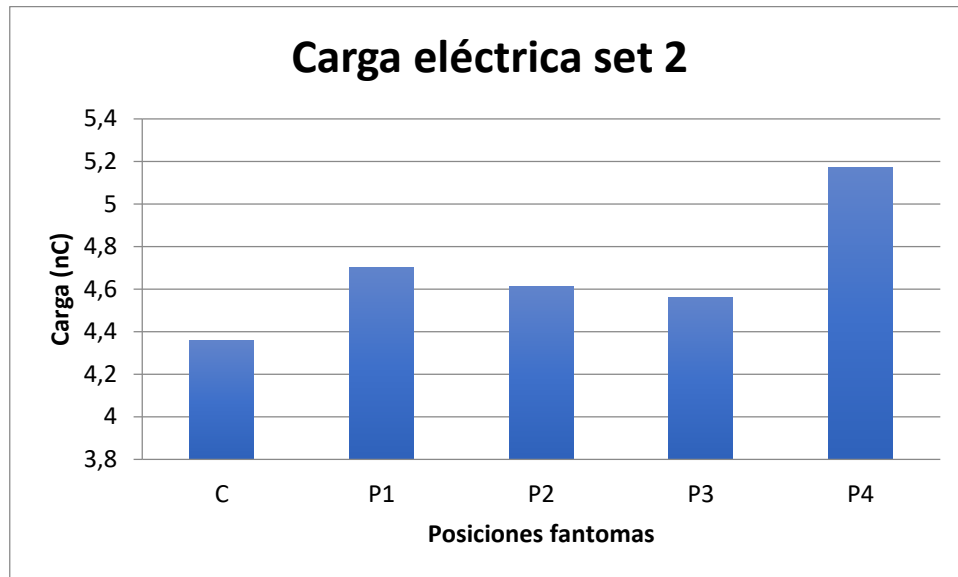


GRÁFICO 6.2. *Carga obtenida en posición central y periférica en el segundo set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.*

Como se puede observar en el grafico 6.2, al igual que en la primera ronda de mediciones, los valores de la carga eléctrica en las distintas posiciones fluctúan, observándose la mayor carga eléctrica en la posición cuatro y la menor carga eléctrica en la posición central, correspondiendo a 5,17 nC y 4,36 nC respectivamente.

TABLA 6.5. *Promedio de mediciones periféricas realizadas en segundo set de medición en fantoma de cabeza de PMMA, con una desviación estándar de 0,28 y un porcentaje de variación de 5,88%.*

MEDICIONES PERIFÉRICAS	CARGA ELÉCTRICA (nC)
Periférica 1	4,70
Periférica 2	4,61
Periférica 3	4,56
Periférica 4	5,17
Promedio	4,76 ±0,28

Al igual que en el primer set de medición, la carga eléctrica obtenida se corrigió con el factor K_{TP} y se convirtió a dosis absorbida por medio del factor de calibración.

TABLA 6.6. *Corrección y conversión de la carga a dosis de radiación (mGy) del segundo set de medición.*

MEDICIÓN	CARGA CORREGIDA (nC)	FACTOR CAL (mGy/nC)	DOSIS (mGy)
Central	4,45	2,69	11,97
Periférica	4,86	2,69	13,07

SET DE MEDICIONES N°3.

TABLA 6.7. *Tercera medición realizada en fantoma de cabeza de PMMA. Registro de temperatura y presión, junto con el factor K_{TP} correspondiente.*

MEDICIÓN	T (°C)	P (kPa)	CARGA ELÉCTRICA (nC)	FACTOR K_{PT}
Central	22,8	100,19	4,35	1,02
Periférica 1	22,8	100,19	4,98	1,02
Periférica 2	22,8	100,19	4,63	1,02
Periférica 3	22,8	100,19	4,66	1,02
Periférica 4	22,8	100,19	4,84	1,02

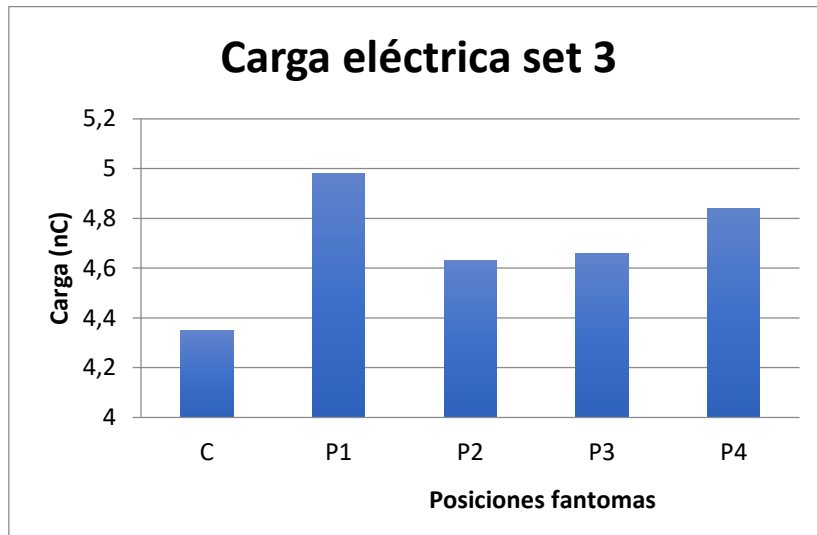


GRÁFICO 6.3. *Carga eléctrica obtenida en posición central y periférica en el tercer set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.*

Como se observa en el gráfico 6.3, al igual que en el primer y segundo set de mediciones, los valores de carga eléctrica obtenidos fluctúan en las distintas posiciones, observándose la mayor carga eléctrica en la posición uno y la menor carga eléctrica en la posición central, correspondiendo a 4,98 nC y 4,35 nC respectivamente.

TABLA 6.8. *Promedio de mediciones periféricas realizadas en el tercer set de medición en fantoma de cabeza de PMMA, una desviación estándar de 0,16 y un porcentaje de variación de 3,35%.*

MEDICIONES PERIFÉRICAS	CARGA ELECTRICA (nC)
Periférica 1	4,98
Periférica 2	4,63
Periférica 3	4,66
Periférica 4	4,84
Promedio	4,78±0,16

Al igual que en el primer y segundo set de medición, la carga eléctrica obtenida se corrigió con el factor K_{TP} y se convirtió a dosis absorbida por medio del factor de calibración.

TABLA 6.9. *Corrección y conversión de la carga eléctrica a dosis de radiación (mGy) del tercer set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.*

MEDICIÓN	CARGA CORREGIDA (nC)	FACTOR CAL (mGy/nC)	DOSIS (mGy)
Central	4,44	2,69	11,94
Periférica	4,88	2,69	13,13

TABLA 6.10. *Resumen y promedio de dosis absorbidas centrales y periféricas en los tres set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.*

DOSIS ABSORBIDA	
DOSIS ABSORBIDAS CENTRALES (mGy)	12,05 mGy
	11,97 mGy
	11,94 mGy
DOSIS ABSORBIDAS PERIFÉRICAS (mGy)	13,07 mGy
	13,07 mGy
	13,13 mGy

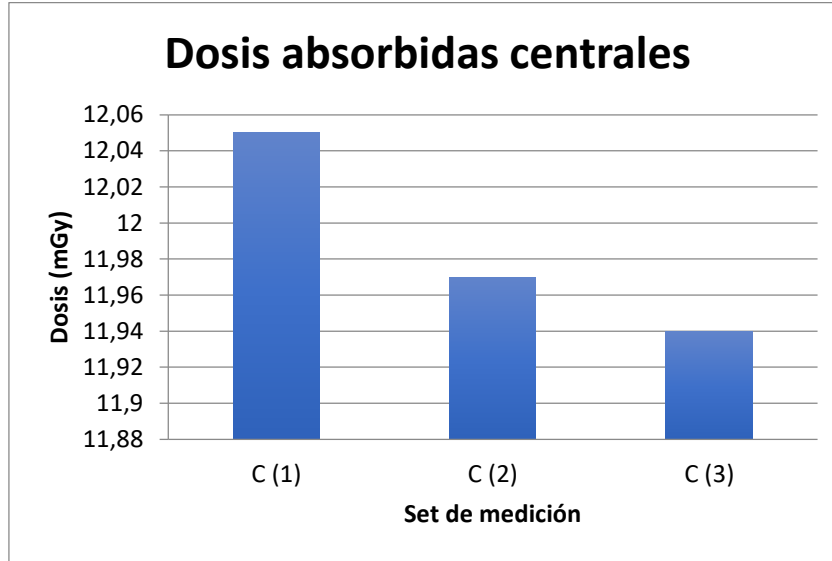


GRÁFICO 6.4. *Dosis obtenidas en posición central en los tres set de mediciones en fantoma de cabeza de PMMA.*

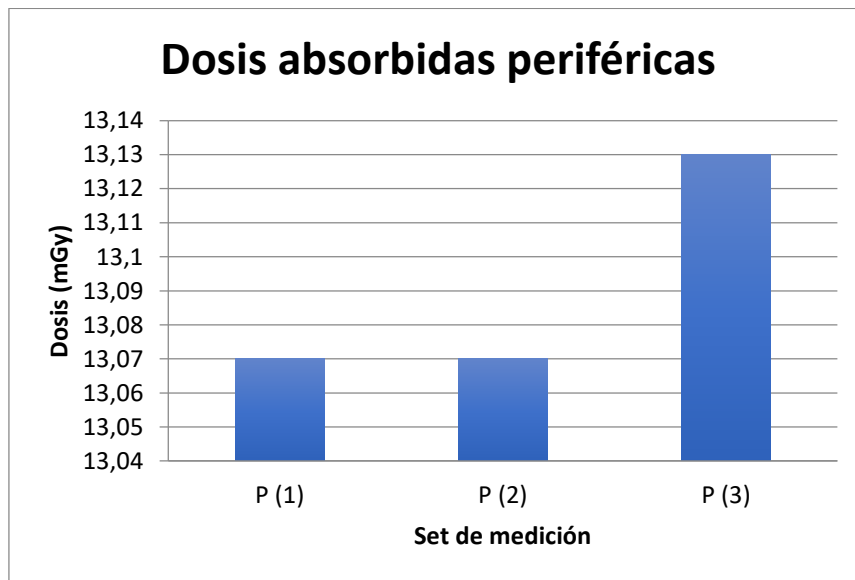


GRÁFICO 6.5. *Dosis obtenidas en posición periférica en los tres set de mediciones en fantoma de cabeza de PMMA.*

En el grafico 6.4 y 6.5 se puede observar las tres dosis absorbidas obtenidas en posición central y las 3 dosis absorbidas obtenidas en posición periférica. Siendo, en el grafico 6.4, la dosis más elevada en el primer set de medición y la menor en el tercer set de medición. En el grafico 6.5, la dosis absorbida periférica más elevada se observa en el tercer set de medición y el mismo valor de dosis absorbida en el primer y segundo set de medición.

6.2.2. CALCULOS DE $CTDI_w$ EN FANTOMA DE CABEZA DE PMMA.

Para el cálculo del $CTDI_w$ se utiliza la (ecuación 2.3). Aplicada la formula los valores de $CTDI_w$ obtenidos son

TABLA 6.11. *Conversión de dosis de radiación central y periférica a $CTDI_w$ en fantoma de cabeza de PMMA.*

SET	DOSIS ABSORBIDA CENTRAL (mGy)	DOSIS ABSORBIDA PERIFERIA (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
1	12,05	13,07	12,73
2	11,97	13,07	12,70
3	11,94	13,13	12,73

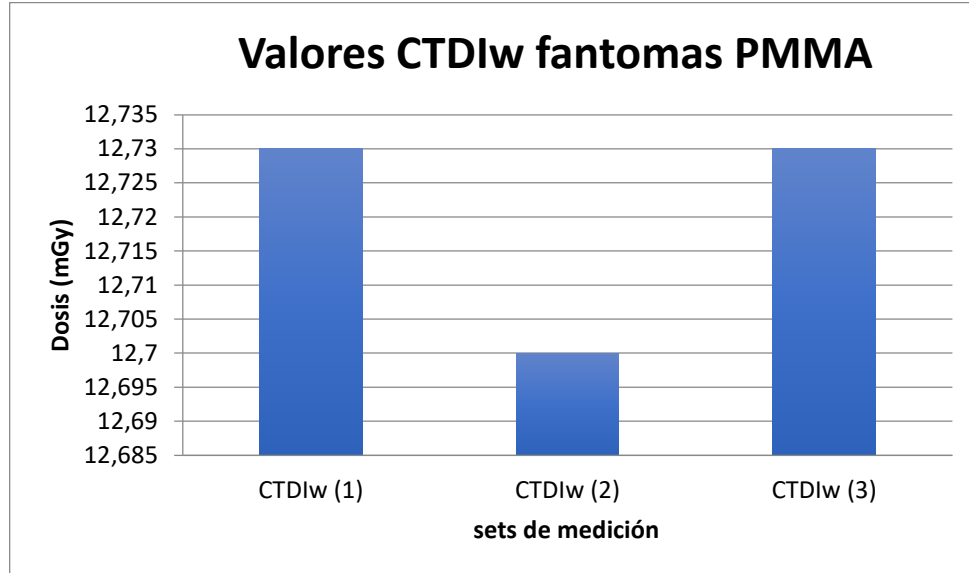


GRÁFICO 6.6. *CTDI_w obtenido en los tres set de medición en fantoma de cabeza de PMMA.*

En el gráfico 6.6, se puede observar el CTDI_w obtenido en cada set de medición. Donde se obtuvo su mayor valor fue en el primer y tercer set de medición y su menor valor en el segundo set de medición, correspondiendo a 12,73 mGy y 12,70 mGy respectivamente. El valor promedio de los tres valores de CTDI_w se puede observar en la tabla 6.12, que corresponde a 12,72 mGy.

TABLA 6.12. *Promedio de los valores de CTDI_w obtenidos en los tres set de medición en fantoma de cabeza de PMMA, con una desviación estándar de 0,02 y un porcentaje de variación de 0,16%.*

SET	CTDI _w (mGy)
Set 1	12,73
Set 2	12,70
Set 3	12,73
Promedio	12,72±0,02

6.2.3 RESULTADOS CTDI_w FANTOMAS DE CABEZA ANTROPOMÓRFICO.

NOMENCLATURA DE LA POSICION DE MEDICION EN FANTOMA ANTROPOMORFICO DE CABEZA.

Al momento de realizar las mediciones, se siguió el siguiente orden, partiendo por el agujero central, continuando por el agujero periférico derecho y luego por el izquierdo.

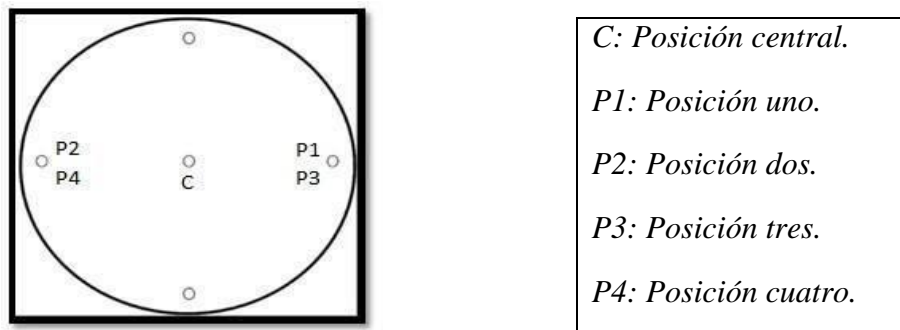


Figura 6.2. Esquema de orientación y nomenclatura para mediciones en fantoma antropomórfico de cabeza.

SET DE MEDICIONES N°1.

TABLA 6.13. *Primera medición realizada en fantoma antropomórfico de cabeza. Registro de temperatura – presión y cálculo del factor K_{TP} correspondiente.*

MEDICIÓN	T (°C)	P (kPa)	CARGA ELÉCTRICA (nC)	FACTOR K_{TP}
Central	19	97,77	2,88	1,03
Periférica 1	19	97,77	2,77	1,03
Periférica 2	19	97,77	2,77	1,03
Periférica 3	19	97,77	2,96	1,03
Periférica 4	19	97,77	2,91	1,03

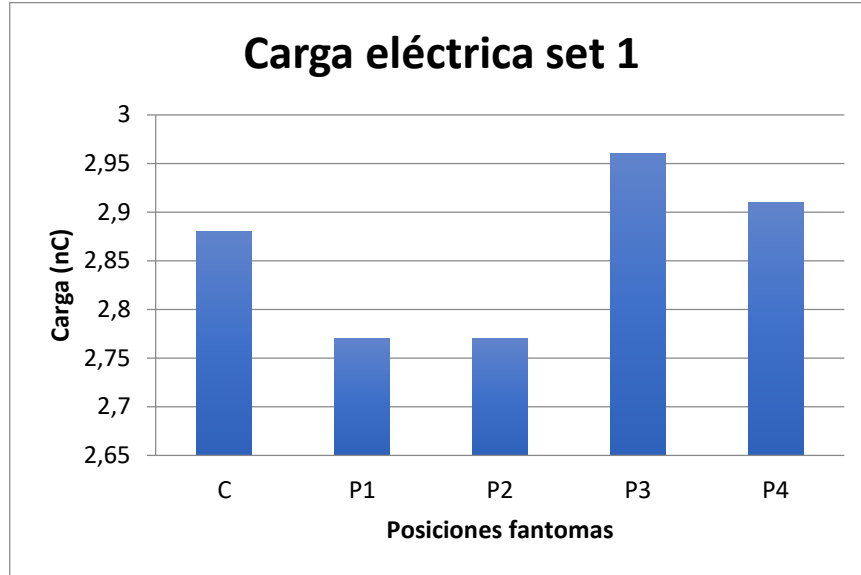


GRÁFICO 6.7. *Carga eléctrica registrada en el primer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.*

Como se puede apreciar en la tabla 6.13 y en el gráfico 6.7, observamos el comportamiento de la carga eléctrica registrada en el electrómetro por medio de la cámara de ionización inserta en fantoma antropomórfico de cabeza en la posición central y en las posiciones periféricas. El mayor valor de carga eléctrica se registra en la posición tres y el menor valor en las posiciones uno y dos, correspondiendo a 2,96 nC y 2,77 nC respectivamente.

Luego de registradas las mediciones, se promediaron las mediciones periféricas, con el fin de trabajar con este valor promedio.

TABLA 6.14. Promedio de mediciones periféricas realizadas en fantoma antropomórfico de cabeza, con una desviación estándar de 0,10 y un porcentaje de variación de 3,51%.

MEDICIONES PERIFÉRICAS	CARGA ELECTRICA (nC)
Periférica 1	2,77
Periférica 2	2,77
Periférica 3	2,96
Periférico 4	2,91
Promedio	2,85±0,10

Una vez obtenido el promedio de las mediciones periféricas, se corrigió la carga eléctrica tanto para la medición central como para el promedio de las mediciones periféricas, ésta corrección es el producto de la carga eléctrica en (nC) por el factor K_{TP} , con la finalidad de adaptar el valor a las condiciones atmosféricas de la sala de examen.

Para obtener la dosis absorbida en (mGy), se multiplicó el valor de la carga eléctrica corregida (nC) con el factor de calibración cuya unidad de medición es (nC/mGy). De esta forma se obtuvo la dosis absorbida en la posición central y periférica del primer set de mediciones en (mGy).

TABLA 6.15. Corrección y conversión de la carga eléctrica de dosis de radiación (mGy) del primer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza

MEDICIÓN	CARGA CORREGIDA (nC)	FACTOR CAL (mGy/nC)	DOSIS (mGy)
Central	2,97	2,69	7,99
Periférica	2,94	2,69	7,91

SET DE MEDICIONES N°2.

TABLA 6.16. Segunda medición realizada en fantomas antropomórficos de cabeza. Registro de temperatura – presión junto con el factor K_{TP} correspondiente.

MEDICIÓN	T (°C)	P (kPa)	CARGA ELÉCTRICA (nC)	FACTOR K_{TP}
Central	20,1	100,02	2,91	1,01
Periférica 1	20,1	100,02	2,78	1,01
Periférica 2	20,1	100,02	2,76	1,01
Periférica 3	20,1	100,02	2,81	1,01
Periférica 4	20,1	100,02	2,76	1,01

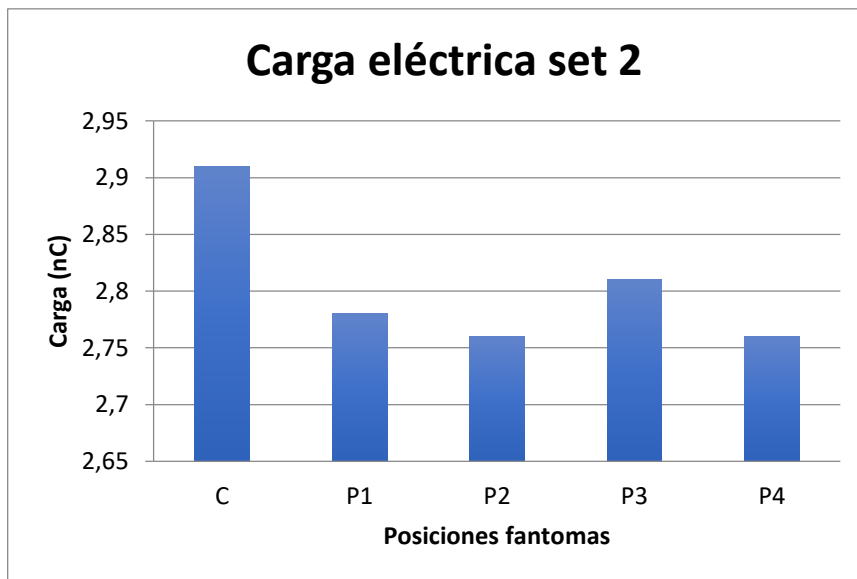


GRÁFICO 6.8. Cargas eléctricas registradas en segundo set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

En el gráfico 6.8 se puede apreciar las cargas eléctricas registradas en el segundo set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza, en la posición central y posiciones periféricas, donde se

registra su mayor valor en la posición central y su menor valor en la posición dos y cuatro, correspondiendo a 2,91 nC y 2,76 nC respectivamente.

TABLA 6.17. Promedio de mediciones periféricas realizadas en fantoma de PMMA, con una desviación estándar de 0,02 y un porcentaje de variación de 0,72%.

MEDICIONES PERIFÉRICAS	CARGA ELECTRICA (nC)
Periférica 1	2,78
Periférica 2	2,76
Periférica 3	2,81
Periférico 4	2,76
Promedio	2,78±0,02

Al igual que en el primer set de mediciones, la carga eléctrica obtenida se corrigió con el factor K_{TP} y se convirtió a dosis absorbida por medio del factor de calibración.

TABLA 6.18. Corrección y conversión de la carga eléctrica a dosis absorbida (mGy) del segundo set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

MEDICIÓN	CARGA CORREGIDA (nC)	FACTOR CAL (mGy/nC)	DOSIS (mGy)
Central	2,94	2,69	7,91
Periférica	2,81	2,69	7,56

SET DE MEDICIONES N°3.

TABLA 6.19. Tercera medición realizada en fantoma antropomórfico de cabeza. Registro de temperatura y presión junto con el factor K_{TP} correspondiente al tercer set de mediciones.

MEDICIÓN	T (°C)	P (kPa)	CARGA ELÉCTRICA (nC)	FACTOR K_{TP}
Central	20,1	100,02	2,99	1,01
Periférica 1	20,1	100,02	2,61	1,01
Periférica 2	20,1	100,02	2,78	1,01
Periférica 3	20,1	100,02	2,62	1,01
Periférica 4	20,1	100,02	2,93	1,01

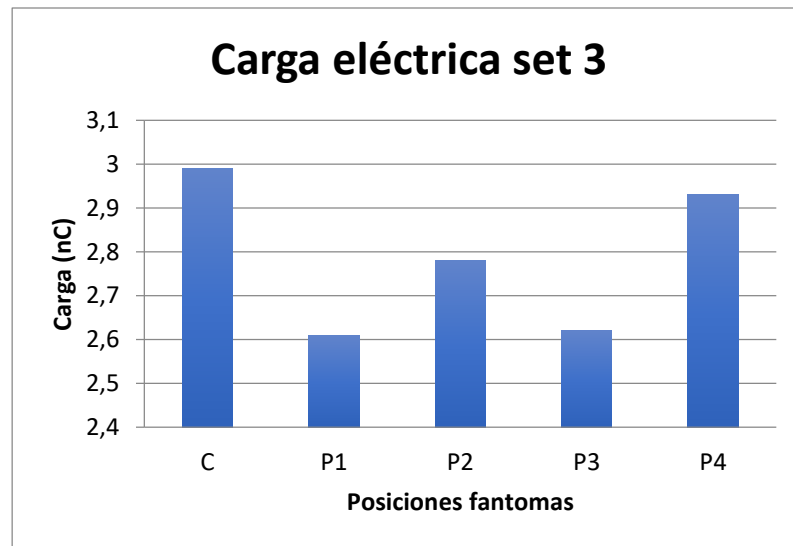


GRÁFICO 6.9. Cargas eléctricas registradas en el tercer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

Como se puede apreciar en el grafico 6.9, la mayor carga eléctrica registrada en el tercer set de medición corresponde a 2,99 nC en la posición central, y la menor carga eléctrica registrada corresponde a 2,61 nC en la posición uno.

TABLA 6.20. Promedio de mediciones periféricas realizadas en el tercer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza, con una desviación estándar de 0,15 y un porcentaje de variación de 5,47%.

MEDICIONES PERIFÉRICAS	CARGA ELÉCTRICA (nC)
Periférica 1	2,61
Periférica 2	2,78
Periférica 3	2,62
Periférico 4	2,93
Promedio	2,74±0,15

Al igual que en el primer y segundo set de mediciones, la carga eléctrica obtenida se corrigió con el factor K_{TP} y se convirtió a dosis absorbida por medio del factor de calibración.

TABLA 6.21. Corrección y conversión de la carga eléctrica a dosis absorbida (mGy) del tercer set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

MEDICIÓN	CARGA CORREGIDA (nC)	FACTOR CAL (mGy/nC)	DOSIS (mGy)
Central	3,02	2,69	8,12
Periférica	2,77	2,69	7,45

TABLA 6.22. Resumen y promedio de dosis absorbidas centrales y periféricas de los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

DOSIS ABSROBIDAS	
DOSIS CENTRALES (mGy)	7,99 mGy
	7,91 mGy
	8,12 mGy
DOSIS PERIFERICAS (mGy)	7,91 mGy
	7,56 mGy
	7,45 mGy

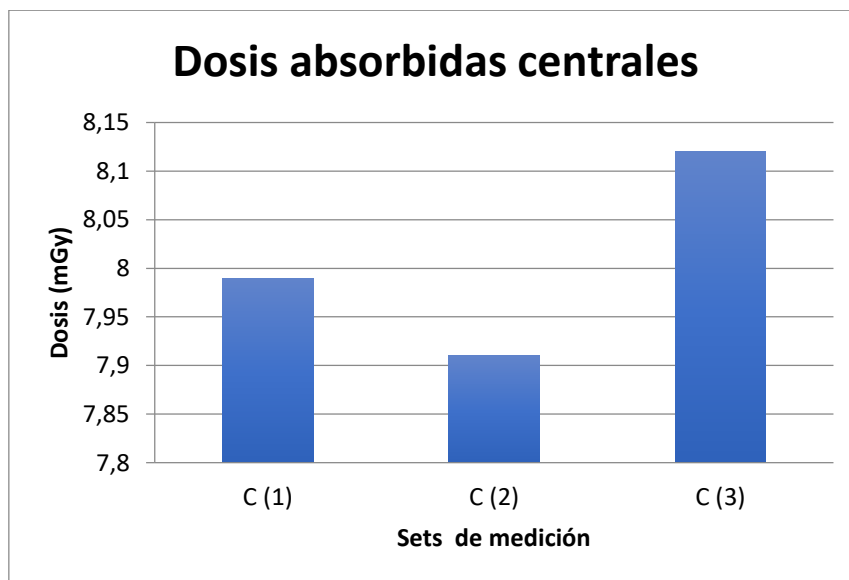


GRAFICO 6.10. Dosis absorbidas obtenidas en posición central en los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.

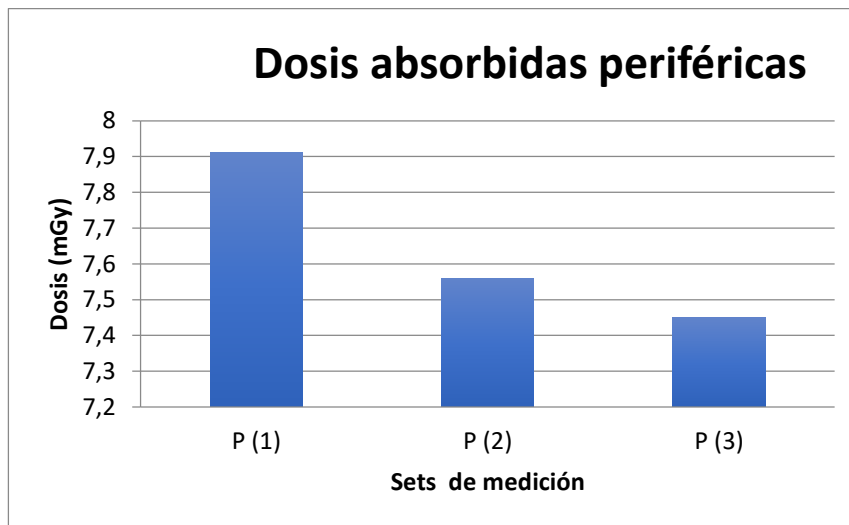


GRAFICO 6.11. *Dosis absorbidas obtenidas en posición periférica en los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.*

En el grafico 6.10 y 6.11 se pueden observar las tres dosis absorbidas obtenidas en posición central y las 3 dosis absorbidas obtenidas en posición periférica. Observando en el grafico 6.10, la dosis absorbida más elevada en el tercer set de medición y la menor en el primer set de medición. En el grafico 6.11, la dosis absorbida periférica más elevada se observa en el primer set de medición y la menor en el tercer set de medición.

6.2.4. CALCULO DEL $CTDI_w$ EN FANTOMA ANTROPOMORFICO DE CABEZA

Para el cálculo del $CTDI_w$ se utiliza la Ecuación 2.3. Aplicada la fórmula, los valores de $CTDI$ obtenidos son:

TABLA 6.23. *Conversión de dosis absorbida central y periférica a $CTDI_w$ en fantoma antropomórfico de cabeza.*

SE T	DOSIS ABSORBIDA CENTRO (mGy)	DOSIS ABSORBIDA PERIFERIA (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)
1	7,99	7,91	7,93
2	7,91	7,56	7,67
3	8,12	7,45	7,68

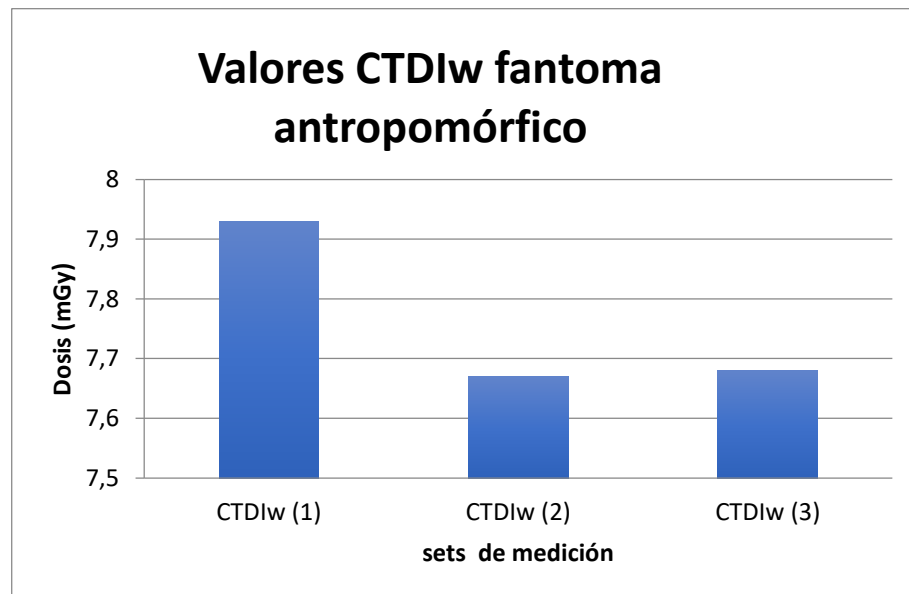


GRÁFICO 6.12. *$CTDI_w$ obtenido en los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza.*

En el gráfico 6.12, se puede observar el $CTDI_w$ obtenido en cada set de medición. Donde se obtuvo su mayor valor fue en el primer set de medición y su menor valor en el segundo set de medición, correspondiendo a 7,94 mGy y 7,68 mGy respectivamente. El valor promedio de los tres valores de $CTDI_w$ se puede observar en la tabla 6.24, que corresponde a 7,76 mGy.

TABLA 6.24. Promedio de los valores de $CTDI_w$ obtenidos en los tres set de medición en fantoma antropomórfico de cabeza, con una desviación estándar de 0,15 y un porcentaje de variación de 1,93%.

SET	DOSIS (mGy)
Set 1	7,93
Set 2	7,67
Set 3	7,68
Promedio	7,76±0,15

6.2.5 COMPARACIÓN DE VALORES DE $CTDI_w$ ENTRE AMBOS FANTOMAS.

TABLA 6.25. $CTDI_w$ promedio obtenido en fantoma de cabeza de PMMA y fantoma antropomórfico de cabeza.

$CTDI_w$ FANTOMAS PMMA (mGy)	$CTDI_w$ FANTOMAS ANTROPOMÓRFICO (mGy)
12,72	7,76

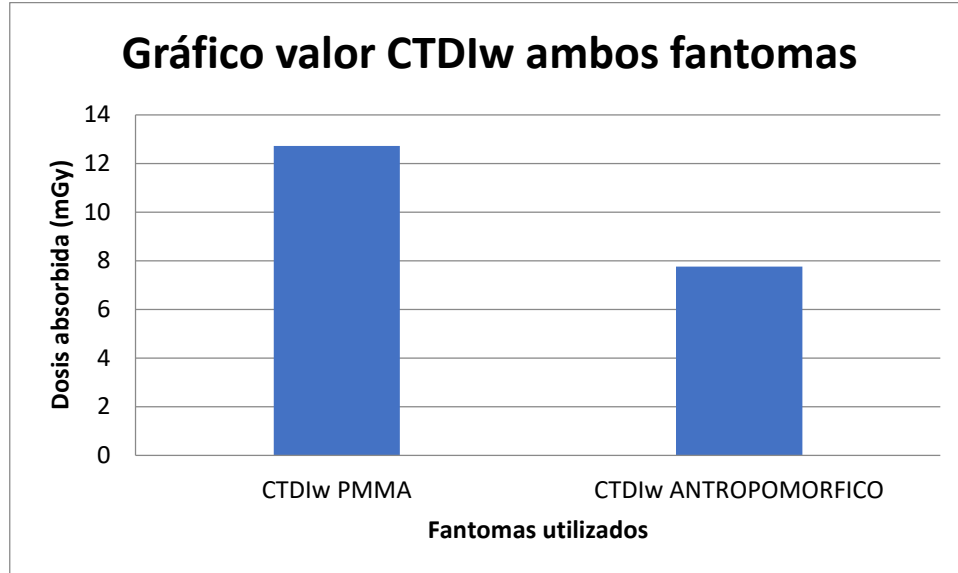


GRÁFICO 6.13. *CTDI_w obtenido en la medición en fantoma de cabeza de PMMA y fantoma antropomórfico de cabeza.*

En la tabla 6.25 y en el gráfico 6.13 se puede observar que el índice de dosis en tomografía computada es mayor en la medición realizada en el fantoma de cabeza de PMMA que la medición en fantoma antropomórfico de cabeza, siendo los valores de 12,72 mGy y 7,76 mGy respectivamente, con un porcentaje de variación de 39,1%.

CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN

7.1. $CTDI_w$ EN FANTOMA DE CABEZA DE PMMA Y FANTOMA ANTROPOMÓRFICO DE CABEZA.

En la tabla y gráfico 6.1 se registran los datos obtenidos en el primer set de medición de la carga eléctrica en el fantoma de PMMA de 16 cm. Los mismos datos para la medición en fantoma antropomórfico de cabeza se pueden visualizar en la tabla 6.13 y en el gráfico 6.7.

En el registro de estos datos, se evidenció un valor de carga eléctrica relativamente constante, sin mayor variación entre medición central y mediciones periféricas. Lo mismo ocurre en el segundo (*Tabla 6.4 - Tabla 6.16*) y tercer set de medición (*Tabla 6.7 - Tabla 6.19*) en ambos fantomas. Existe también, una variación mínima entre los set de medición, para los dos casos. Como se menciona en el Technical Reports Series N°457, la distribución del kerma en aire a una profundidad de 10 mm por debajo de la superficie del fantoma, no será uniforme debido a la presencia de la camilla del paciente y el efecto del sobreescaneo, el aumento gradual de la tensión al comienzo de la exploración también puede dar lugar a un aumento localizado, que explica lo mencionado anteriormente.

Para los fantomas de cabeza los valores periféricos no suelen ser muy diferentes entre sí, debido a su geometría y filtración habitual, esto explica los valores de carga eléctrica similares obtenidos en las posiciones periféricas en los sets de medición del fantoma de PMMA de 16 cm.

Las óptimas condiciones técnicas de los equipos utilizados, la constancia de las condiciones ambientales y en general la reproducibilidad de las condiciones experimentales, contribuyen a la baja variación de la carga eléctrica obtenida entre los set.

Tras obtener el valor de la carga eléctrica se realizaron los cálculos del $CTDI_w$ que se describen a continuación.

7.1.1. CTDI_w en fantoma de PMMA de cabeza

Se puede apreciar en la tabla 6.11 y en el gráfico 6.6 los valores obtenidos en cada set de medición, donde se observa una mayor dosis absorbida en el primer y tercer set y la menor dosis en el segundo set de medición.

En la tabla 6.12 se encuentra el promedio de las dosis obtenidas en los tres set de medición, en donde se puede evidenciar una diferencia de 0,03 mGy entre el valor máximo y mínimo obtenido, lo que se traduce a un 0,16 % de variación, cifra relativamente baja y que refleja la estabilidad de los parámetros de adquisición.

7.1.2. CTDI_w en fantoma antropomórfico de cabeza

En la tabla 6.23 y gráfico 6.12 se puede apreciar los índices de dosis en tomografía computada ponderado, obtenidos en cada set de medición, en donde se observa el mayor valor de dosis absorbida en el primer set de y el menor valor en el segundo.

El promedio de los valores de dosis se puede observar en la tabla 6.24, donde se evidencia una diferencia de 0,26 mGy entre el valor máximo y mínimo obtenido, lo que se traduce en un porcentaje de variación del 1,93%, siendo de igual manera una cifra baja.

Cabe destacar que los parámetros técnicos utilizados (tabla 5.1 y 5.2) en la medición con ambos fantomas, son específicos del establecimiento donde se llevó a cabo el estudio, por lo que si se realizaran investigaciones posteriores los valores variarán de acuerdo al protocolo establecido en el centro hospitalario a realizar el estudio y también el tipo de fantoma a utilizar.

7.2. COMPARACIÓN DE VALORES DE $CTDI_w$ ENTRE FANTOMAS.

En las tablas 6.12 y 6.24 se observan los valores promedio de los $CTDI_w$ obtenidos en los tres set de medición utilizando el fantoma de PMMA de 16 cm y el fantoma antropomórfico de cabeza respectivamente.

Como se puede apreciar en la tabla 6.25 y gráfico 6.13, se observa el resumen de los valores finales de los $CTDI_w$, en donde se evidencia un valor de dosis absorbida significativamente inferior al utilizar el fantoma antropomórfico de cabeza. La dosis absorbida por el fantoma de PMMA de 16 cm supera a la dosis medida en el fantoma antropomórfico de cabeza en 5,02 mGy lo que se traduce en un 39,1% por encima de ésta.

Como el fantoma de PMMA de 16 cm se utiliza para calcular de manera empírica el valor del $CTDI_{VOL}$ de los tomógrafos actuales y además para la realización de las pruebas semestrales de control de calidad, se evidencia una sobreestimación de la dosis absorbida en una adquisición de cerebro para pacientes adultos sin medio de contraste, en comparación a la dosis medida en el fantoma antropomórfico, el cual está diseñado y construido de tal manera que se acerca lo máximo posible a la realidad de un paciente adulto.

Debido a que se mantuvieron constantes los parámetros de adquisición del tomógrafo y las condiciones ambientales de la sala de examen, el único elemento que varió entre ambas mediciones, fue el fantoma. Por lo tanto la diferencia entre las dosis se debe al cambio de material y geometría de los fantomas. El fantoma de PMMA de cabeza, no considera en su composición una estructura ósea, como si lo hace el fantoma antropomórfico, teniendo como uno de sus componentes un cráneo humano, lo que contribuye a la atenuación de la radiación, que conlleva a una menor dosis absorbida.

Es preciso destacar, que el fantoma antropomórfico utilizado, fue construido con elementos que simularan las estructuras internas de un cráneo humano, de manera tal de acercarse lo más posible a la realidad en cuanto a la geometría y atenuación del haz de radiación, y así, de la misma forma, obtener mediciones cercanas a la realidad.

La inquietud y necesidad de realizar este estudio experimental se basa principalmente en evaluar la dosis absorbida que pudieran estar recibiendo los pacientes que acuden al servicio de salud donde se realizó este estudio. Por dicho motivo, se realiza la comparación entre ambos fantomas.

Como se mencionó en el capítulo 2.1, el marco legal en cuanto a la protección radiológica, trata esencialmente de la protección a los profesionales ocupacionalmente expuestos. A nivel mundial no existe legislación en cuanto a la protección de los pacientes, es por esto que las entidades referentes a la materia, como la ICRP, se han encargado de velar por este tema, brindando un beneficio al paciente, y que esto no le conlleve ningún costo.

CAPÍTULO 8. CONCLUSIÓN

Desde sus inicios en la década de los 70 los avances experimentados por la TC, han permitido realizar adquisiciones de datos cada vez más rápidas. Después de tanto logros tecnológicos cabe preguntarse ¿Nos hemos preocupado si es cierta la dosis que estamos impartiendo en cada adquisición que se realiza? Este cuestionamiento tiene gran relevancia cuando tomamos en cuenta que se están utilizando radiaciones ionizantes en aquellos pacientes que a diario se someten a la intervención de esta tecnología. Por lo tanto debemos ser conscientes y rigurosos en cuanto a la certeza de la dosis absorbida impartida.

De acuerdo a estos preceptos, el propósito de esta investigación, fue corroborar la información entregada por el $CTDI_w$, calculado a partir de mediciones en un fantoma de PMMA de 16 cm, considerando que éste procedimiento forma parte de un control de calidad que debe ser realizado de manera semestral, versus la información entregada por un fantoma antropomórfico el cual simula las condiciones anatómicas del cráneo y cerebro de un ser humano adulto.

De acuerdo a los objetivos planteados en esta investigación se pudo demostrar el porcentaje de variación del índice de dosis en tomografía computada entre el fantoma de PMMA de 16 cm y el fantoma antropomórfico de cabeza, utilizando los parámetros de adquisición estándar de cerebro perteneciente al hospital San Martín de Quillota. Por lo tanto se logró demostrar que los valores de dosis absorbida en fantoma de PMMA son mayores que la dosis absorbida en fantoma antropomórfico de cabeza, en un 39,1%, lo cual tiene un fuerte impacto en la dosis absorbida real por el paciente.

A la luz de éste análisis se hace injustificado no realizar esta prueba de control de calidad, en los periodos establecidos por el protocolo ARCAL XLIX, Protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico.

Una contribución que se espera de este estudio radica en la factibilidad de realizar el cálculo del valor de $CTDI_w$ en los diversos protocolos utilizados en centros radiológicos que posean tomógrafos computados, idealmente utilizando fantomas antropomórficos cuyos componentes estructurales simulan, en cuanto a la densidad y coeficiente de atenuación, los tejidos del cuerpo

humano. De ser así, se recomienda no modificar los valores de CTDI (w o vol) del equipo ya que estos fueron insertados por el fabricante hasta completar una serie de evaluaciones sistemáticas empleando la metodología propuesta por la IAEA.

Recomendar también aplicar un criterio de reducción de dosis, estableciendo las mismas capacidades de evaluación clínica.

Finalmente, es importante señalar que a nivel nacional no existen muchos estudios enfocados en la dosis absorbida por el paciente, por lo tanto este estudio puede ser la base inicial para una nueva línea investigativa que profundice aún más nuestro propósito de estudio.

De esta manera se busca contribuir a la evaluación de las dosis absorbidas que se emplean para llevar a cabo una adquisición tomográfica, siempre teniendo en cuenta y cumpliendo el principio de ALARA, para mantener la calidad del examen, y entregar las mejores imágenes diagnósticas, beneficiando al paciente y resguardando su seguridad.

CAPÍTULO 9. REFERENCIAS

- 1.- **A CALZADO, J GELEJINSA (2010)** *Tomografía Computarizada. Evolución, Principios técnicos y aplicaciones*; Revista de Física Médica. Departamento de Radiología y Medicina Física. Universidad Complutense. Madrid, Vo. N° 3, Noviembre, 163-180.
- 2.- **J. GONZALEZ VASQUEZ (2011)** *MANUAL PRACTICO DE TOMOGRAFIA; TACH-TACH-TEM-TCMD*. 15
- 3.- **D ANDISCO, S BLANCO, A E BUZZI (2014)** *Dosimetría en tomografía computada*; Revista Argentina de Radiología, Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires; Buenos Aires, Argentina; Facultad de Ingeniería, Universidad de Belgrano, Rev Argentin Radiol.2014; 78(3): 156- 160.
4. - **UNSCEAR (2000) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Annex D: Medical Radiation Exposures**, Report to the General assembly. United Nations, New York.
5. - **ICRP, Annals of the ICRP (2006) The optimisation of Radiological Protection - Broadening the Process**, ICRP Publication 101b, Volume 36 N° 3.
6. - **IAEA HUMAN HEALTH REPORTS (2011) Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners**, International Atomic Energy Agency, Vienna. N°5.
7. - **N.B. GONZAGA, A.P. MURAO, M.J. MAGALHAES, T.A. DA SILVA (2013)**, *Organ equivalent doses of patients undergoing chest computed tomography: Measurements with TL dosimeters in an anthropomorphic phantom*; Applied radiation and isotopes, Elsevier, 83, 242-244.
- 8.- **BUSHONG, S (2013)** *Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica. 10^{ma} edición*. Madrid, Elsevier España S.A.

- 9. - ANTONIO BROSED (2011)** *Fundamentos de Física Médica, Medida de la Radiación, Volumen I.* Sociedad Española de Física Médica, Madrid.
- 10. - FAIZ M. KHAN, Ph. D (2003)** *The Physics of Radiation Therapy, Third edition.* Department of Therapeutic Radiology. Minneapolis, Minnesota, USA.
- 11. - PENELOPE ALLISY- ROBERTS, JERRY WILLIAMS (2007)** *Farr's Physics for Medical Imaging, second edition.* Elsevier, USA.
- 12. - VIVALLO, L., VILLANUEVA, L., SANHUEZA, S. (2010)** *Efectos de las radiaciones ionizantes en el ser humano.* CCHEN, Chile.
- 13. - ICRP (2007)** *Las recomendaciones 2007 de la comisión internacional de Protección Radiológica, Publicación 103.* Sociedad Española de Protección Radiológica, Madrid.
- 14. - IAEA HUMA HEALTH SERIES N°19 (2012)** *Quality assurance programme for Computed Tomography: Diagnostic and therapy Applications.* Vienna.
- 15. - McCOLLOUGH, C.H., BRUESEWITZ, M.R., KOFLER, J.M., (2006)** *CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options,* Radiographics 26 503–512.
- 16. - BIBLIOTECA DEL CONGRESO NACIONAL DE CHILE, (1985)** Gobierno de Chile (Internet). Santiago, Chile.
- <https://www.leychile.cl/Consulta/listaresultadosimple?cadena=decreto+supremo+3+proteccion+radiologica>
- 17. - EUROPEAN COMMISSION (1999)** *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography.* Luxemburgo.

- 18. - MATTHIAS HOFFER (2001)** *Manual Práctico de TC. Introducción a la TC*, 5^{ta} Edición. Panamericana.
- 19. - IAEA, International Atomic Energy Agency (2007)**, *TECHNICAL REPORTS SERIES No 457; Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*; Vienna, 191-193.
- 20. - ORTEGA ARAMBURU X y JORBA BISBAL J (1997)** *Radiaciones Ionizantes. Utilización y riesgos (I)*. Ed UPC, Barcelona (pp247-339).
- 21. - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (2005)**, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, (PODGORSAK, E.B., Ed.), IAEA, Vienna.
- 22. - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION**, *Medical Electrical Equipment — Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semiconductor Detectors as Used in X-Ray Diagnostic Imaging*, Rep. IEC-61674, IEC, Geneva (1997).
- 23. - TM DANIEL CASTRO ACUÑA, MSc (2015)** *Tomografía Computada, 4^{ta} versión*. Modulo 2, Magnitudes Dosimétricas en Tomografía Computada (U de Chile).
- 24. - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (2011)** *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. ICRU Report 85.
- 25.- INSTITUTO MUNICIPAL DE INVESTIGACION MEDICA (2012)** Calculadora “GRANMO” Versión 07 (Internet), Barcelona, España.
<https://www.imim.cat/ofertadeserveis/software-public/granmo/>
- 26.-FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (2000)**, *Performance Standards for Diagnostic X-Ray Systems—Computed Tomography (CT) Equipment*, Federal Register Rules and Regulations Ed 1/4/00 CFR Part 1020.33, FDA/CDRH, Rockville, MD.

27. - INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE (2003),
Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems: Computed Tomography X-Ray Scanners, IPEM Rep. 32, Part 3, 2nd edn, IPEM, York.

CAPITULO 10. ANEXOS

Anexo 1

10.1 PROTOCOLO TECHNICAL REPORT 457:

Elección de las magnitudes dosimétricas.

En el código de prácticas “*Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*” las mediciones utilizadas para la dosimetría en TC son el índice de kerma en aire TC, $C_{a,100}$ y C_w . El índice de kerma en aire TC, C_{VOL} , derivan de C_w parámetros particulares del escaneo del paciente. La dosis para pacientes en un examen completo se describe en términos del producto kerma en aire longitud $P_{KL,CT}$.¹⁹.

Medición de $C_{PMMA,100,c}$ y $C_{PMMA,100,p}$ utilizando el fantoma estándar de cabeza.

Para la medición de $C_{PMMA,100,c}$ y $C_{PMMA,100,p}$ (y por tanto C_w), el soporte de la cámara de ionización y el fantomas se colocan en la parte superior de la camilla. La disposición se muestra en la Fig. 2.30.



Figura 10.1 *Disposición para la medición del índice kerma en aire TC, $C_{PMMA,100,c}$ en el fantoma estándar de cabeza. El fantoma es posicionado en la camilla y la cámara es posicionada en el agujero central del fantoma. El protector plástico se coloca en la cámara para asegurar un buen calce dentro del fantoma. El plano central del fantoma aún no se encuentra alineado con la posición del corte a realizar. En la práctica el fantoma puede ser asegurado con una cinta adhesiva.*

El fantoma estándar debe estar orientados de manera que una medición de los orificios periféricos corresponda a la posición máxima del kerma en aire a una profundidad de 10 mm por debajo de la superficie del fantomas²²⁻²⁶. La ubicación de esta posición debe ser proporcionada por el fabricante. Sólo se requieren cuatro agujeros equidistantes.

La distribución del kerma en aire a una profundidad de 10 mm por debajo de la superficie del fantomas no será uniforme debido a la presencia de la camilla del paciente y el efecto del sobreescaneo, el aumento gradual de la tensión al comienzo de la exploración también puede dar lugar a un aumento localizado. Si la exposición máxima del kerma no se conoce, puede ser localizado cuando el equipo se poner en marcha mediante el uso de una serie de mediciones tomadas con diferentes orientaciones del fantomas. En algunas situaciones, sin embargo, el ángulo de inicio del barrido puede variar de ciclo en ciclo, por lo que la posición de la dosis

máxima es difícil de localizar. En esta situación, se puede adoptar el protocolo IPEM²⁷. Puede ser posible operar la maquina en modo “enginner” para controlar el ángulo de inicio de la exploración. Si esto no es posible, se puede efectuar una serie de mediciones en un agujero periférico y ser utilizadas para determinar el rango de valores. Si la posición del máximo varía de ciclo en ciclo, un enfoque práctico para realizar mediciones de rutina es hacer las mediciones para tres rotaciones axiales completas del scanner.

Al menos un conjunto de mediciones para el C_w se obtiene realizando tres grupos de lecturas en cada agujero del fantomas, para determinar la reproducibilidad y para establecer si hay alguna variación debido al sobrecorrido. A partir de entonces, podemos utilizar las lecturas individuales en cada agujero del fantomas¹⁹.

El procedimiento es el siguiente:

- (1) Ajustar la inclinación del gantry a 0° .
- (2) Coloque el fantoma en el soporte de cabeza en la camilla del scanner. Orientar el fantomas de manera que uno de los orificios de medición periféricos esté en la posición máxima de dosis.
- (3) Use las marcas externas del fantomas y el láser para la alineación óptica del fantomas con el scanner. Debe estar centrado en el plano de exploración con su eje coincidiendo con el eje de rotación del scanner. (Si el fantomas proporciona inserciones de alineación, estas deben ser colocadas en los cinco orificios de medición y el fabricante debe dar las instrucciones para su orientación. Hacer un barrido axial del fantomas para corroborar su alineación del espectro. Si es necesario se deben realizar los ajustes en la posición del fantomas y repetir el procedimiento hasta que el fantoma se encuentre alineado).
- (4) Inserte la cámara de ionización con su funda de plástico y coloque todo el conjunto en el orificio central, de modo que el centro del volumen activo de la cámara se encuentre en el plano central del fantoma. Asegúrese de que los demás agujeros del fantoma tengan insertas las protecciones de PMMA.
- (5) Seleccione los parámetros deseados en el scanner y una rotación axial (protocolo estándar del centro).

- (6) Registre la lectura del dosímetro, M_{1c} , Para una rotación axial del scanner.
- (7) Hacer dos exposiciones más y registrar las lecturas del dosímetro M_{2c} , y M_{3c} .
- (8) Repita este procedimiento para los cuatro orificios periféricos en el fantomas con el fin de obtener tres lecturas M_{1p} , M_{2p} , y M_{3p} , esto se realiza en cada posición de la periferia.
- (9) Registrar todos los parámetros relevantes del scanner, incluyendo la tensión del tubo, filtro del haz, grosor de corte y carga del tubo.
- (10) Anotar la temperatura y la presión.

Cálculos.

Medición del $C_{PMMA,100,c}$ y $C_{PMMA,100,p}$ usando el fantoma de cabeza y el cálculo de C_w .

El procedimiento para medir es el siguiente:

- (1) Seleccionar el conjunto de mediciones obtenidas con el fantomas de cabeza.
- (2) Para un determinado conjunto de mediciones, determinados parámetros de scanner, calcular la media de la lectura del dosímetro, M_c , a partir de las lecturas M_1 , M_2 y M_3 en el agujero central del fantoma, y la media del dosímetro M_p , desde las doce lecturas realizadas en los cuatro agujeros periféricos (lecturas M_{1p} , M_{2p} y M_{3p} en cada una de las cuatro posiciones).
- (3) Calcular el índice de kerma en aire TC $C_{PMMA,100,c}$ para la medición del agujero central del fantomas $C_{PMMA,100,p}$ y para las mediciones de los cuatro agujeros periféricos utilizando la media de las lecturas del dosímetro M_c y M_p y las ecuaciones (8.35) y (8.36). En las ecuaciones T es el espesor de corte nominal, N es el número de cortes realizados simultáneamente (de forma que la anchura nominal del haz de radiación es NT). K_{TP} es el factor de corrección para la temperatura y la presión, N_{PKQ0} es el coeficiente de calibración del dosímetro en términos de producto kerma en aire longitud³⁰ y K_Q es el

factor que corrige las diferencias en la respuesta del dosímetro en la calidad de la calibración y en la medición de la calidad Q, del haz clínico de rayos X¹⁹.

$$C_{\text{PMMA},100,c} = \frac{1}{NT} \bar{M}_c N_{P_{\text{KL}},Q_0} k_Q k_{\text{TP}} \quad (8.35)$$

$$C_{\text{PMMA},100,p} = \frac{1}{NT} \bar{M}_p N_{P_{\text{KL}},Q_0} k_Q k_{\text{TP}} \quad (8.36)$$

El factor de corrección K_{PT} , está dado por:

$$k_{\text{TP}} = \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (8.37)$$

- (4) Calcular el índice de kerma en aire TC ponderado, C_w y el índice de kerma en aire ponderado normalizado, ${}_n C_w$ usando:

--

$$C_w = \frac{1}{3} (C_{\text{PMMA},100,c} + 2C_{\text{PMMA},100,p}) \quad (8.38)$$

$${}_n C_w = \frac{C_w}{P_{\text{It}}} \quad (8.39)$$

Donde P_{It} es la carga del tubo para una rotación completa.

- (5) Repetir el cálculo para todos los conjuntos de mediciones utilizando los parámetros seleccionados del scanner en el fantoma estándar¹⁹.

Anexo 2

10.2 DECRETO SUPREMO 133

APRUEBA REGLAMENTO SOBRE AUTORIZACIONES PAA INSTALACIONES RADIATIVAS O EQUIPOS GENERADORES DE RADIACIONES IONIZANTES, PERSONAL QUE SE DESEMPEÑA EN ELLAS U OPERE TALES EQUIPOS Y OTRAS ACTIVIDADES AFINES.

Santiago, 22 de Mayo de 1984.- Hoy se decretó lo que sigue:

Num. 133.- Visto: Lo dispuesto en los artículos 86 y 90 del decreto con fuerza de ley N° 725, de 1968, que aprobó el código sanitario; en el libro decimo del mismo cuerpo legal; en el artículo 67 de la ley N° 18.302; en la ley N° 16.319 y las facultades que me confiere el artículo 32 N° 8 de la constitución política del estado.

Decreto:

Apruébese el siguiente reglamento sobre autorizaciones para instalaciones radiactivas o equipos generadores de radiaciones ionizantes, personal que se desempeña en ellas, u opere tales equipos y otras actividades afines.

TITULO I

Disposiciones generales

Artículo 1°.- El presente reglamento establece las condiciones y requisitos que deben cumplir las instalaciones radiactivas o los equipos generadores de radiaciones ionizantes, el personal que se desempeña en ellas u opere estos equipos, la importación, exportación, distribución y venta de las sustancias radiactivas que se utilicen o mantengan en las instalaciones radiactivas o en los equipos generadores de radiaciones ionizantes y el abandono o desecho de sustancias radiactivas.

Artículo 2°.- Las instalaciones radiactivas o los equipos generadores de radiaciones ionizantes a que se refiere el artículo precedente, no podrán funcionar sin autorización previa del servicio de

salud en cuyo territorio se encuentren ubicados. Tratándose de la región metropolitana, esta facultad le corresponderá al Servicio de salud del ambiente de esa región.

Artículo 3°.- Toda persona que se desempeñe en las instalaciones radiactivas u opere equipos generadores de radiaciones ionizantes, y esté expuesta a dichas radiaciones, deberá contar con autorización del servicio de salud correspondiente.

Artículo 4°.- La adquisición, posesión, uso, manejo, manipulación, almacenamiento, importación, exportación, distribución y venta de sustancias radiactivas no podrá efectuarse sin la autorización sanitaria pendiente.

Artículo 5°.- Compete, igualmente, a los servicios de salud el control y fiscalización del correcto cumplimiento de las disposiciones establecidas en este reglamento y en las normas e instrucciones que conforme a él imparta el Ministerio de salud.

TITULO II

De las definiciones

Artículo 6°.- Para los efectos del presente reglamento se entenderá por:

- a) Instalaciones radiactivas.- El recinto o dependencia habilitado especialmente para producir, tratar, manipular, almacenar o utilizar sustancias radiactivas u operar equipos generadores de radiaciones ionizantes.
- b) Sustancia radiactiva.- Cualquier sustancia que tenga una actividad específica mayor de dos milésimas de micro curio por gramo o su equivalente en otras unidades.
- c) Radiaciones ionizantes.- Es la programación de energía de naturaleza corpuscular o electromagnética, que en su interacción con la materia produce ionización.
- d) Desecho radiactivo.- Cualquier sustancia radiactiva o material contaminado por dicha sustancia que, habiendo utilizado sido con fines científicos, médicos, agrícolas, comerciales, industriales u otros, sean desechados.
- e) Historial dosimétrico.- Conjunto de documentos que acrediten las dosis recibidas por una persona expuesta a las radiaciones ionizantes durante todo su desempeño laboral.
- f) Dosimetría.- Técnica para medir las dosis absorbidas por una persona, expuesta a las radiaciones ionizantes, en un periodo de tiempo determinado.

TITULO III

De las instalaciones radiactivas

Artículo 7°.- Las instalaciones radiactivas se clasifican en tres categorías.

Quedan comprendidos en la primera categoría los aceleradores de partículas, plantas de irradiación, laboratorios de alta radiotoxicidad, radioterapia y roentgenerapia profunda, gammagrafía y radiografía industrial.

Pertenecen a la segunda categoría los laboratorios de baja toxicidad, rayos X para diagnostico medico o dental, radioterapia y roentgenerapia superficial.

La tercera categoría incluye los equipos de fuente sellada de uso industrial, tales como: pesómetros, densitómetros, medidores de flujo y de nivel, detectores de humo, medidores de espesores, etc. Asimismo, quedan comprendidas en esta categoría las fuentes patrones, estimuladores cardiacos radio isotópicos, marcadores o simuladores de uso médico, equipos de rayos X para control de equipajes, correspondencia, etc., fluroscopía industrial y difractómetros.

Artículo 8°.- Las instalaciones de primera categoría requerirán autorización de construcción, operación, y cierre temporal y definitivo. Las instalaciones de segunda categoría requerirán autorización de operación y de cierre temporal o definitivo, y las de tercera categoría, solo requerirán autorización de operación.

Artículo 9°.- Para el otorgamiento de la autorización de construcción de las instalaciones de primera categoría, el interesado deberá presentar los siguientes antecedentes:

- a) Plano de ubicación e informe de emplazamiento, cuando corresponda.
- b) Anteproyecto de construcción.
- c) Plano y memoria, de diseño de la instalación, que deberá incluir blindajes, manuales de los equipos, de los sistemas de seguridad y control, y de los sistemas auxiliares, y
- d) Plan de utilización, que contendrá una descripción de los elementos radiactivos y de los equipos generadores de radiaciones ionizantes, y la utilización estimada de los mismos.

Artículo 10°.- Para el otorgamiento de la autorización de operación de las instalaciones de primera categoría, el interesado deberá presentar los siguientes documentos:

- a) Manual de operación y mantenimiento de sistemas y equipos con descripción de los procedimientos.
- b) Plan de emergencia, en caso de accidente.
- c) Informe de funcionamiento y de seguridad radiológica favorable de la autoridad sanitaria. Este informe también podrá ser emitido por una persona natural o jurídica, especialmente autorizada para estos efectos, por los Servicios de salud, conforme a las normas que al respecto dicte el Ministerio de salud.

Artículo 11°.- para el otorgamiento de la autorización de operación de las instalaciones radiactivas de segunda categoría, se exigirá:

- a) Manual de operación y mantenimiento de sistemas y equipos.
- b) Informe de funcionamiento y seguridad radiológica favorable de la autoridad sanitaria. Este informe también podrá ser emitido por una persona natural o jurídica, especialmente autorizada para estos efectos, por los Servicios de salud, conforme a las normas que al respecto dicte el Ministerio de salud.

Artículo 12°.- Para el otorgamiento de la autorización de operación de las instalaciones de tercera categoría, el interesado deberá presentar el plano de la instalación y las especificaciones técnicas de los equipos.

Artículo 13°.- Para el otorgamiento de las autorizaciones de cierre temporal o definitivo de las instalaciones radiactivas de primera y segunda categoría, el interesado deberá presentar a la autoridad sanitaria una solicitud debidamente fundada, en la que se indicara los procedimientos y sistemas de seguridad que se adoptarán para tales efectos.

Artículo 14°.- El titular de una autorización para instalación radiactiva, será siempre responsable de la seguridad de su emplazamiento, puesta en servicio, funcionamiento y cierre temporal o definitivo, sin perjuicio de la responsabilidad que pudiera afectar al personal que se desempeña en dicha instalación, de acuerdo a las normas generales del derecho.

Artículo 15°.- Para el otorgamiento de la autorización de operación de los equipos generadores de radiación ionizantes móviles, el interesado deberá presentar ante el Servicio de salud correspondiente, los siguientes antecedentes:

- a) Manual de operación y mantenimiento del equipo con descripción de los procedimientos.
- b) Nómina de los operadores, debidamente autorizados, encargados del manejo de tales equipos. Dicha nómina deberá mantenerse actualizada, comunicándole a la autoridad sanitaria cualquier cambio que se produzca en ella.

TITULO IV

De las autorizaciones para las personas que se desempeñan en las instalaciones radiactivas

Artículo 16°.- Toda persona que desarrolle actividades relacionadas directamente con el uso, manejo o manipulación de sustancias radiactivas u opere equipos generadores de radiaciones ionizantes deberá ser autorizada por el Servicio de salud correspondiente. Esta autorización tendrá validez en todo el territorio nacional.

Artículo 17°.- Para obtener esta autorización, el interesado deberá acreditar ante el Servicio de salud respectivo, el cumplimiento de los siguientes requisitos:

- a) Licencia secundaria o su equivalente.
- b) Haber aprobado el curso de protección radiológica, dictado por la Comisión Chilena de Energía Nuclear, los Servicios de salud , el Instituto de salud pública de Chile u otros organismos autorizados por el Ministerio de salud, o haber convalidado estudios realizados al efecto, ante los Servicios de Salud.

Artículo 18°.- No obstante lo dispuesto en el artículo precedente, podrán optar a esta autorización aquellas personas que acrediten fehacientemente, haberse desempeñado en tales actividades por un periodo de a lo menos tres años. Para estos efectos, los Servicios de salud, cuando lo estimen conveniente, podrán exigir que el solicitante rinda un examen de acerca de

materias de protección radiológica. Asimismo, se exigirá a los interesados la presentación de su historial dosimétrico, o en su defecto, el examen médico correspondiente.

Artículo 19°.- Las autorizaciones a que se refiere el presente título, serán otorgadas por un plazo máximo de tres años. Para su renovación, deberá considerarse el historial dosimétrico del interesado, que llevara el Instituto de salud pública de Chile. La dosimetría personal podrá efectuarse por otro organismo habilitado para tales efectos, por el Ministerio de salud.

TITULO V

De las autorizaciones de importación, exportación, venta, distribución y almacenamiento de sustancias radiactivas

Artículo 20°.- Las sustancias radiactivas no podrán ser internadas al territorio nacional o enviadas fuera de él, sin la competente autorización sanitaria. Asimismo, la transferencia a cualquier título de dichas sustancias, deberá contar con autorización del Servicio de salud respectivo.

Artículo 21°.- Los lugares destinados al almacenamiento de sustancias o desechos radiactivos, deberán contar con autorización del servicio de salud competente.

TITULO VI

Del abandono o desecho de sustancias radiactivas

Artículo 22°.- Todo abandono o desecho de sustancias radiactivas, requerirá de autorización del Servicio de salud respectivo.

TITULO VII

De las sanciones

Artículo 23°.- El incumplimiento de las disposiciones establecidas en este reglamento, será sancionado por los Servicios de salud en la forma y conforme a los procedimientos previstos en el libro décimo del Código Sanitario.

TITULO FINAL

Artículo 24°.- El presente reglamento entrara en vigencia a contar de su publicación en el Diario oficial, fecha en la cual quedara derogada toda norma, disposición contraria o incompatible con sus preceptos.

DISPOSICIONES TRANSITORIAS

Artículo 1°.- Las instalaciones radiactivas o los equipos generadores de radiaciones ionizantes que se encuentren en funcionamiento a la fecha de vigencia de este decreto, sin autorización sanitaria, deberán obtener la correspondiente autorización de operación de acuerdo a las normas que se establecen en esta materia, dentro del plazo de 180 días contados desde la fecha de su vigencia.

Artículo 2°.- Las personas que actualmente se encuentren desempeñándose en instalaciones radiactivas u operen equipos generadores de radiaciones ionizantes sin la correspondiente autorización sanitaria, deberán obtenerla dentro del mismo plazo señalado en el artículo precedente.

Anexo 3

10.3 DECRETO SUPREMO N° 3

Aprueba reglamento de protección radiológica de instalaciones radiactivas

Publicada el 25 de abril de 1985

Hoy se decreto lo siguiente:

Numero 3

Visto: Lo dispuesto en el artículo 67 de la ley N°18.302; en el artículo 86 del decreto con fuerza de ley N°725 de 1968, del Ministerio de Salud, que aprueba el Código Sanitario; en el decreto supremo N°78, de 9 de febrero de 1983, del Ministerio de Salud; y las facultades que me confiere el artículo 32 N°8 de la Constitución Política del Estado.

Decreto:

Apruébese el siguiente reglamento de protección radiológica de instalaciones radiactivas.

Artículo 1. El presente reglamento establece las medidas de protección personal radiológicas y los límites de dosis radiactivas que pueden recibir las personas ocupacionalmente expuestas, con el objeto de prevenir y evitar la sobreexposición a las radiaciones ionizantes y sus efectos en la salud.

Se exceptúan, por consiguiente, de la aplicación de este reglamento a las personas que reciban dosis provenientes de la radiación natural o como consecuencia de un tratamiento médico.

Artículo 2. Para los fines de este reglamento se considerará persona ocupacionalmente expuesta, a aquella que se desempeñe en las instalaciones radiactivas u opere equipos generadores de radiaciones ionizantes, la que deberá, además, contar con la autorización sanitaria a que se refiere el decreto supremo N°133, de 22 de mayo de 1984, del Ministerio de Salud.

Artículo 3. Corresponderá a los servicios de salud y al servicio de salud del ambiente en la Región Metropolitana fiscalizar y controlar el cumplimiento de las disposiciones del presente reglamento y las del Código Sanitario en la misma materia, todo ello de acuerdo con las normas e instrucciones generales que imparta el Ministerio de Salud.

El Instituto de Salud Pública tendrá el carácter de laboratorio nacional y de referencia en las materias a que se refiere este reglamento. Le corresponderá, asimismo, fijar los métodos de análisis, procedimientos de muestreo y técnicas de medición orientadas al personal expuesto.

Artículo 4 . Toda persona ocupacionalmente expuesta deberá portar durante su jornada de trabajo, un dosímetro personal destinado a detectar y registrar las radiaciones ionizantes que pudiere recibir, el que le será proporcionado por el empleador cada vez que sea necesario.

Asimismo, el empleador deberá otorgar todos los elementos de protección radiológica personal necesarios para disminuir los riesgos del trabajador expuesto.

Artículo 5 . Será obligación del empleador remitir, trimestralmente, al Instituto de Salud Pública el o los dosímetros personales de sus trabajadores expuestos, para que ese organismo registre las dosis recibidas por el personal durante el periodo señalado, en sus respectivos historiales dosimétricos.

Artículo 6 . Si se detectare que un trabajador ha excedido el límite de dosis anual, el instituto lo comunicara al Servicio de Salud correspondiente, con el objeto de que éste exija al empleador que destine a su dependiente otra función.

Artículo 7 . La dosimetría personal, entendida ésta como la técnica para medir las dosis absorbidas por una persona expuesta a las radiaciones ionizantes en un periodo determinado, podrá ser efectuada por la Comisión Chilena de Energía Nuclear u otros organismos especialmente habilitados para tales efectos por el Ministerio de Salud.

Artículo 8. Los organismos interesados en desarrollar tales actividades en las instalaciones radiactivas, solicitaran su habilitación al Ministerio de Salud, para lo cual deberán:

- A. Acreditar que disponen del personal idóneo para desempeñar estas funciones.
- B. Especificar el tipo de dosimetría a efectuar.
- C. Acreditar, mediante certificado, que su sistema dosimétrico está referido al laboratorio patrón nacional reconocido por el Ministerio de Salud.

- D. Especificar los rangos de detección de su sistema dosimétrico.
- E. Contar con un informe favorable del Instituto de Salud Pública, en el cual se deje constancia de que el organismo solicitante posee la infraestructura técnica suficiente. Dicho informe deberá detallar cada uno de los elementos disponibles y los métodos y procedimientos aprobados por el Instituto para efectuar la dosimetría.

Artículo 9. Los organismos habilitados por el Ministerio de Salud para estos efectos, deberán remitir, trimestralmente, al Instituto de Salud Pública la siguiente información:

- A. Individualización del trabajador, lugar del trabajo y funciones específicas que desempeña en las instalaciones radiactivas.
- B. Dosis absorbidas por el trabajador.
- C. Nombre del empleador.

Artículo 10. El Instituto de Salud Pública deberá controlar que los organismos habilitados para efectuar la dosimetría personal, la ejecuten conforme a los procedimientos individualizados en el informe a que se refiere el artículo 8°, letra e.

Artículo 11. Si el Instituto de Salud Pública detectare que el servicio de dosimetría no se efectúa por dichos organismos de acuerdo a los métodos y procedimientos aprobados, procederá a comunicarlo al Ministerio de Salud, con el objeto de que éste determine si corresponde cancelar la habilitación otorgada. Sin perjuicio de lo anterior, esta situación será comunicada al Servicio de Salud competente, para que se apliquen las medidas que correspondan.

Artículo 12 . Los límites de dosis (LD) para trabajadores; expuestos a radiaciones ionizantes serán los siguientes:

Tabla 10.1 *Limite de dosis para Profesional Ocupacionalmente Expuesto (POE)*

Órgano Expuesto	Límites de dosis REM anual
Cuerpo entero, gónadas, medula ósea	5
Cristalino	30
Cualquier otro órgano en forma individual	50

Artículo 13. Se exceptúa de lo establecido en el artículo anterior a las mujeres en edad de procrear para las cuales la irradiación al abdomen se reducirá al mínimo posible, no sobrepasando 1,25 rem trimestrales por única vez en el año.

Artículo 14. Una vez comprobado el embarazo e informado al empleador por parte de la interesada, ésta no podrá recibir irradiación de origen ocupacional superior a 0,5 rem al feto durante todo el periodo de la gestación hasta el término del embarazo.

Artículo 15. Los menores de 18 años no podrán exponerse ocupacionalmente a radiaciones ionizantes.

Artículo 16. Para todo trabajador expuesto a contaminación interna con cualquier radionúclido se estará a lo establecido en las normas que para tales efectos imparta el Ministerio de Salud.

Para el caso particular del yodo radiactivo, el trabajador ocupacionalmente expuesto se someterá a un control trimestral de orina. Los costos asociados a tales exámenes serán del cargo del empleador. Las dosis resultantes se adicionaran a las indicadas en el artículo 12.

Artículo 17. En aquellas situaciones en las cuales se requiera sobreexponer a un individuo a contaminación, tales como mantención de las instalaciones radiactivas, se deberá contar con una autorización expresa del director del Servicio de Salud, que fijara los límites de dosis que pueda recibir en el evento.

Artículo 18. Las dependencias de una instalación radiactiva deberán estar adecuadamente señalizadas, conforme a las normas técnicas que imparta el Ministerio de Salud.

Deberá señalizarse, además las áreas de acceso prohibido al público, como también se deberá indicar el nombre de las personas calificadas para operar los equipos de la instalación.

Artículo 19. Las infracciones al presente reglamento serán sancionadas en la forma y de acuerdo a los procedimientos establecidos en el libro decimo del Código Sanitario.

Artículo 20. Deróguense los artículos 39 a 43, ambos inclusive, del decreto supremo N°78, del 9 de febrero de 1983, del Ministerio de Salud, que aprueba el reglamento sobre condiciones sanitarias y ambientales mínimas en los lugares de trabajo.

Anexo 4

10.4 Hojas de registro “Technical Reports Series N°457”

<p>8.7.2.6. Worksheets</p> <p>Measurement of $C_{a,100}$, $C_{PMMA,100,c}$ and $C_{PMMA,100,p}$ and calculation of C_w</p> <p>User: _____ Date: _____</p> <p>Hospital or clinic name: _____</p> <p>1. X ray equipment</p> <p>CT scanner model: _____ Room no.: _____</p> <p>2. Ionization chamber, electrometer and phantom</p> <p>Dosimeter model: _____ Serial no.: _____ Date of calib.: _____</p> <p>Calibration coefficient (N_{PKL,Q_0})³¹: _____ <input type="checkbox"/> mGy·cm/nC <input type="checkbox"/> mGy·cm/reading</p> <p>Reference conditions: Beam quality: _____ HVL (mm Al): _____</p> <p style="padding-left: 40px;">Pressure P_0 (kPa): _____ Temperature T_0 (°C): _____</p> <p>Manufacturer of phantom: _____ Serial no.: _____</p> <p>Conditions during measurement:</p> <p>Pressure P_0 (kPa): _____ Temperature T_0 (°C): _____ $k_{TP} = \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) =$</p>	<div style="border: 1px solid black; padding: 2px; width: fit-content; margin: auto;">Phantom: CT 1</div>
<p>³¹ This is the calibration coefficient for the whole dosimeter, including the detector and the measurement assembly. For systems with separate calibration coefficients for the detector and the measurement assembly, the overall calibration coefficient is calculated as a product of the two separate calibration coefficients.</p>	

Anexo 5

10.5 Acta de entrega cementerio Playa Ancha, Valparaíso



ADMINISTRACIÓN DE CEMENTERIOS
CEMENTERIO PLAYA ANCHA

ACTA DE ENTREGA

Con fecha 06 de Noviembre 2014, se hace entrega a la alumna de la Universidad de Valparaíso, de lo siguiente para fines académicos:

- UN CRANEO, DOS HUMERO, TRES CLAVICULAS, UNA MANDIBULA, DOS ESCAPULAS Y 10 VETEBRAS CERVICALES

JUAN CARDENAS GALLEGUILLOS Rut.: 17.479.898-2

ADMINISTRADOR CEMENTERIOS
Cooperación Municipal de Valparaíso
para el Desarrollo Social
LINCOLN PARRA SOLIS
DIRECTOR DE CEMENTERIOS

LPS/jps

