

UCH-FC
MAG-Biof. Med.
U 13
C. 1

**DETERMINACIÓN DE NIVELES ORIENTATIVOS DE DOSIS PARA
EXÁMENES DE RADIODIAGNÓSTICO NO INTERVENCIONISTA**

Tesis

Entregada a la

Universidad de Chile

en cumplimiento parcial de los requisitos

para optar al grado de

Magíster en Biofísica Médica

Facultad de Ciencias

por

Carlos Ubeda de la Cerda

Marzo 2006



Director de Tesis: Dr. Alfredo Ramírez Núñez

Co-Director de Tesis: Dr. Carlos Oyarzun C.

FACULTAD DE CIENCIAS

UNIVERSIDAD DE CHILE

INFORME DE APROBACIÓN

TESIS DE MAGISTER

Se informa a la Escuela de Postgrado de la Facultad de Ciencias que la Tesis de Magister presentada por el candidato

Carlos Ubeda de la Cerda

Ha sido aprobada por la Comisión de Evaluación de la tesis como requisito para optar al grado de Magister en Biofísica Médica, en el examen de Defensa de Tesis rendido el día 23 de Marzo del año 2006.

Director de Tesis:

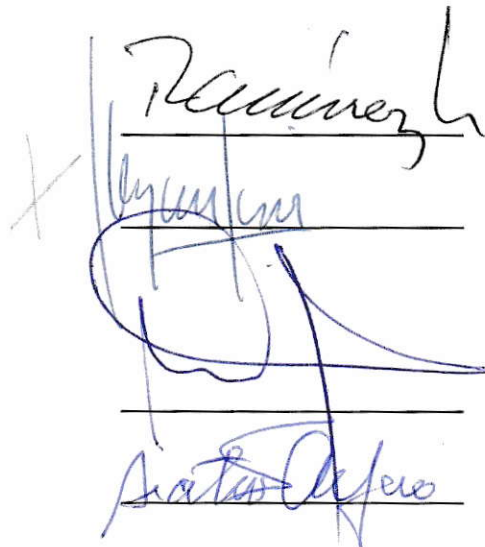
Dr. Alfredo Ramírez N.

Dr. Carlos Oyarzun

Comisión de Evaluación de la Tesis

Dr. Mauricio Canals

Msc. Beatriz Alfaro



The image shows three handwritten signatures in blue ink, each written over a horizontal line. The top signature is 'Alfredo Ramírez N.', the middle one is 'Carlos Oyarzun', and the bottom one is 'Beatriz Alfaro'. There is a large, stylized signature in the center that overlaps the middle and bottom lines, which appears to be 'Mauricio Canals'.

DEDICATORIA

A mis Padres porque como siempre me apoyaron en esta aventura, en especial a mi adorada madre porque para ella este largo camino significo mucha soledad.

Para mi Esposa Marcia por que sin su amor, dedicación y apoyo en los momentos difíciles yo hubiera flaqueado.

A mis tres hermosos hijos Carlita, Denisse y Nachito.

AGRADECIMIENTOS

Cuando miro hacia atrás y repaso todo lo vivido, resulta difícil recordar a todas las personas que me brindaron su ayuda, por lo mismo si alguien se siente excluido de esta lista injustamente le digo Gracias y perdón por el olvido.

Dr. Edmundo Lazo. Académico Universidad de Tarapacá.

Dr. Emilio Rodríguez. Rector Universidad de Tarapacá.

Lic. Teresa Reyes. Decana. FACSAL. Universidad de Tarapacá.

Dr. José Morales. Director programa de Magíster en Biofísica Médica.

Dr. Carlos Oyarzun. Co-director de tesis.

TM. Alfredo Antezana. Pontificia Universidad Católica de Chile.

Ms. Daniella Fabri. Física Médica. Hospital Clínico de la Universidad de Chile.

Ms. Fernando Leyton. Físico Médico.

Dr. Fresia Caba. Docente Universidad de Chile.

Ms. Susana Vargas. Facultad de Ciencias Universidad de Chile.

TABLA DE CONTENIDOS

| | |
|---|-------------|
| LISTA DE TABLAS | VII |
| LISTA DE GRÁFICOS | VIII |
| LISTA DE FIGURA | IX |
| 1 RESUMEN | X |
| ABSTRACT | XI |
| 2 INTRODUCCIÓN | 1 |
| 2.1. Descubrimiento de los Rayos X. | 1 |
| 2.2. El Aparato de Rayos X. | 3 |
| 2.2.1. El Tubo de Rayos X. | 5 |
| 2.2.2. Carcasa Protectora. | 6 |
| 2.2.3. Envoltura de Cristal. | 8 |
| 2.2.4. Cátodo. | 9 |
| 2.2.5. Filamento. | 9 |
| 2.2.6. Copa de Enfoque. | 10 |
| 2.2.7. Ánodo. | 10 |
| 2.2.8. Consola del Operador. | 11 |
| 2.2.9. Generador de Alta Tensión. | 12 |
| 2.3. Mecanismos de Producción de Rayos X. | 13 |
| 2.4. Formación de los Rayos X. | 16 |
| 2.5. Relación entre la Tensión del Tubo y la Energía Radiante Emitida. | 16 |
| 2.6. Tipos de Radiológica. | 18 |
| 2.7. Interacción de los Rayos X con la Materia. | 19 |
| 2.7.1. Dispersión Rayleigh (coherente). | 21 |
| 2.7.2. Dispersión Compton (incoherente). | 22 |
| 2.7.3. Absorción Fotoeléctrica. | 25 |
| 2.7.4. Producción de Pares. | 27 |

| | |
|--|-----------|
| 2.8. Magnitudes Físicas Básicas. | 29 |
| 2.8.1. Fluencia de Fotones. | 30 |
| 2.8.2. Tasa de Fluencia de Fotones. | 30 |
| 2.8.3. Fluencia de Partículas. | 30 |
| 2.8.4. Tasa de Fluencia de Partículas. | 31 |
| 2.8.5. Fluencia de Energía. | 31 |
| 2.8.6. Tasa de Fluencia de Energía. | 31 |
| 2.8.7. Exposición. | 31 |
| 2.9. Magnitudes Dosimétricas Básicas. | 32 |
| 2.9.1. Dosis Absorbida. | 32 |
| 2.9.1.1. Dosis en Tejido a la Entrada (De). | 33 |
| 2.9.1.2. Dosis Glandular Promedio (DG). | 34 |
| 2.9.1.3. Dosis Glandular Estándar (DGS). | 34 |
| 2.9.1.4. Dosis en Aire en la Superficie de Entrada del Paciente (DSE) o Kerma en Aire en la Superficie de Entrada (KASE o K_e). | 34 |
| 2.9.2. Kerma. | 35 |
| 2.9.2.1. Kerma Incidente (K_i). | 35 |
| 2.9.2.2. Kerma en Aire en la Superficie de Entrada (KASE o K_e) o Dosis en Aire en la Superficie de Entrada de Paciente (DSE). | 35 |
| 2.10. Indicadores de la Dosis al Paciente. | 36 |
| 2.11. Medida de Dosis al Paciente. | 41 |
| 2.12. Objetivos de la Tesis. | 42 |
| 3 MATERIAL Y MÉTODO | 44 |
| 3.1. Tipo de Estudio. | 44 |
| 3.2. Universo y Muestra. | 44 |
| 3.2.1 Muestra. | 44 |
| 3.2.2. Selección de la Muestra. | 45 |
| 3.3. Equipos e Insumos por Hospital. | 46 |
| 3.3.1. Hospital Clínico de la Universidad de Chile. | 46 |
| 3.3.2. Hospital Del Salvador. | 46 |
| 3.3.3. Hospital San José. | 47 |
| 3.3.4. Hospital Juan Noé. | 47 |
| 3.4. Metodología de Trabajo. | 48 |
| 3.4.1. Fase I. Pruebas de Control de Calidad. | 48 |
| 3.4.2. Fase II. Toma de Examen. | 55 |
| 3.4.3. Fase III. Cálculos del Rendimiento de los Equipos y Dosis a Pacientes. | 56 |
| 3.4.4. Fase IV. Evaluación de la Calidad de Imagen. | 60 |
| 3.5. Descripción de Variables. | 62 |
| 3.5.1. Variables Dependientes. | 62 |
| 3.5.2. Variables Independientes. | 62 |

| | |
|--|------------|
| 3.6. Plan de Análisis Estadístico e Interpretación. | 64 |
| 3.6.1 Limpieza y Codificación de la Información. | 64 |
| 3.6.2 Análisis Estadístico. | 64 |
| 4 RESULTADOS | 67 |
| 4.1. Análisis Descriptivo. | 69 |
| 4.1. Análisis Inferencial. | 73 |
| 5 DISCUSIÓN | 104 |
| 6 CONCLUSIONES | 115 |
| 7 SUGERENCIA | 118 |
| 8 BIBLIOGRAFÍA | 120 |
| 9 ANEXOS | 122 |
| ANEXO A. Recolección y Análisis de la Información de los Pacientes. | 122 |
| ANEXO B. Factor Campo. | 124 |
| ANEXO C. Criterios de Calidad de Imagen. | 126 |
| ANEXO D. Curvas de Rendimiento/dosis. | 130 |
| ANEXO E. Tablas Pruebas Posteriores de Tukey. | 142 |

LISTA DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla 2-1. Ejemplos de dosis de referencia para diagnóstico, expresadas en dosis en la superficie de entrada por imagen, para placas únicas, Criterios de calidad relativos a las dosis de referencia 1996 [EUR96]. | 38 |
| Tabla 2-2. Niveles orientativos de dosis aplicables en radiografía diagnóstica para un paciente adulto típico. | 40 |
| Tabla 2-3. Niveles orientativos de dosis aplicables en mamografía para una paciente adulta típica. | 40 |
| Tabla 3-1. Valores mínimos de Capa hemirreductora en función de la fase y tensión del tubo. | 54 |
| Tabla 4-1. Distribución de la población de pacientes por examen de acuerdo a cada hospital. | 69 |
| Tabla 4-2. Distribución de la población de pacientes por examen según sexo. | 70 |
| Tabla 4-3. Distribución de la población de pacientes para los exámenes radiográficos según clasificación de índice de masa corporal. | 71 |
| Tabla 4-4. Distribución de las mamas exploradas según rango de espesor y proyección utilizada al momento de la mamografía. | 72 |
| Tabla 4-5. Distribución de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente según tipo de examen y sexo. | 73 |
| Tabla 4-6. Distribución de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente en radiografía de Tórax Postero-anterior, según rango de índice de masa corporal. | 74 |
| Tabla 4-7. Distribución de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente en radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior, según rango de índice de masa corporal. | 76 |
| Tabla 4-8. Distribución de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente de Columna Lumbar LAT, según rango de índice de masa corporal. | 78 |
| Tabla 4-9. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para mamografía en las proyecciones Cráneo-caudal y Medio lateral-oblicua según rango de espesor de mama comprimida. | 80 |
| Tabla 4-10. Distribución por hospital de las variables independientes, en el examen de Tórax Postero-anterior. | 85 |
| Tabla 4-11. Coeficientes de correlación entre los valores de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente y variables independientes para la radiografía de Tórax Postero-anterior según hospital. | 86 |
| Tabla 4-12. Distribución por hospital de los valores de las variables independientes, en el examen de Columna Lumbar Antero-posterior. | 87 |
| Tabla 4-13. Coeficientes de correlación entre los valores de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente y variables independientes para la radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior. | 88 |
| Tabla 4-14. Distribución por hospital de los valores de media, desviación estándar de las variables independientes, en el examen de Columna Lumbar Lateral. | 89 |
| Tabla 4-15. Coeficientes de correlación entre los valores de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente y variables independientes para la radiografía de columna lumbar Lateral. | 90 |
| Tabla 4-16. Coeficientes de correlación entre dosis en aire en la superficie de entrada del paciente y variables independientes para las proyecciones mamográficas Medio Lateral-oblicuo y Cráneo caudal en el hospital A. | 91 |
| Tabla 4-17. Coeficientes de correlación entre la dosis glandular promedio y variables independientes para la mamografía en el hospital A. | 92 |

| | |
|---|-----|
| Tabla 4-18. Pruebas control de calidad equipos. (Valores máximos de perpendicularidad haz de radiación, coincidencial del haz luminoso con el haz de radiación y capa hemirreductora). | 97 |
| Tabla 4-19. Pruebas control de calidad equipos. (Valores máximos de exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición y kilovoltaje). | 98 |
| Tabla 9-1. Relación de los valores medios de Dosis en Aire en la Superficie de entrada del paciente entre hospitales en el examen radiológico de Tórax PA. | 142 |
| Tabla 9-2. Relación de los valores medios de Dosis en Aire en la superficie de entrada del paciente entre hospitales en el examen radiológico de Columna Lumbar AP. | 143 |
| Tabla 9-3. Relación de los valores medios de Dosis en Aire en la Superficie de entrada del paciente entre hospitales en el examen radiológico de Columna Lumbar LAT. | 143 |
| Tabla 9-4. Relación de los valores medios de Dosis en aire en la superficie de entrada del paciente entre el Rango de Espesor de mama comprimida para la proyección Medio lateral Oblicua del examen de mamografía | 144 |
| Tabla 9-5. Relación de los valores medios de Dosis en aire en la Superficie de entrada del paciente entre el Rango de Espesor de mama comprimida para la proyección Cráneo-Caudal de la mamografía. | 145 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|---|----|
| Gráfico 3-1. Rendimiento de un equipo de Rayos x. | 58 |
| Gráfico 4-1. Representación de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para la muestra de radiografías de tórax Postero-anterior según hospital. | 75 |
| Gráfico 4-2. Niveles de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para radiografías de Columna Lumbar Antero-posterior según hospital. | 77 |
| Gráfico 4-3. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente en radiografías de Columna Lumbar Lateral según hospital. | 79 |
| Gráfico 4-4. Representación de la dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para las proyecciones mamográficas. | 81 |
| Gráfico 4-5. Dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para mamografías en la proyección Cráneo-caudal según rango de espesor de mama comprimida. | 82 |
| Gráfico 4-6. Dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para la mamografía en la proyección Medio lateral-oblicua según rango de espesor de mama comprimida. | 83 |
| Gráfico 4-7. Dosis glandular promedio para la muestra de mamografías según proyección mamográfica. | 84 |
| Gráfico 4-8. Proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen para la muestra de radiografías de Tórax Postero-anterior según hospital. | 93 |
| Gráfico 4-9. Proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen para la muestra de radiografías de Columna Lumbar Antero-posterior según hospital. | 94 |
| Gráfico 4-10. Proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen para la muestra de radiografías de Columna Lumbar Lateral según hospital. | 95 |
| Gráfico 4-11. Proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen para las proyecciones mamográficas Cráneo caudal y Medio Lateral-oblicuo. | 96 |
| Gráfico 4-12. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para la muestra de radiografías de tórax Postero-anterior según hospital. | 99 |

| | |
|--|-----|
| Gráfico 4-13. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para la muestra de radiografías de Columna Lumbar Antero-posterior según hospital. | 100 |
| Gráfico 4-14. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para las proyecciones mamográficas. | 101 |
| Gráfico 4-15. Dosis glandular promedio para la muestra de mamografías según proyección mamográfica. | 102 |
| Gráfico 9-1. Factor Campo sala Cosmos | |
| Gráfico 9-2. Rendimiento para la radiografía de Tórax Postero-anterior. Hospital A. | 130 |
| Gráfico 9-3. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior. Hospital A. | 131 |
| Gráfico 9-4. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar Lateral. Hospital A. | 132 |
| Gráfico 9-5. Rendimiento para la radiografía de Tórax Postero-anterior. Hospital B. | 133 |
| Gráfico 9-6. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior. Hospital B. | 134 |
| Gráfico 9-7. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar Lateral. Hospital B. | 135 |
| Gráfico 9-8. Rendimiento para la radiografía de Tórax Postero-anterior. Hospital C. | 136 |
| Gráfico 9-9. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior. Hospital C. | 137 |
| Gráfico 9-10. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar Lateral. Hospital C. | 138 |
| Gráfico 9-11. Rendimiento para la radiografía de Tórax Postero-anterior. Hospital D. | 139 |
| Gráfico 9-12. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior. Hospital D. | 140 |
| Gráfico 9-13. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar Lateral. Hospital D. | 141 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 2-1. Wilhelm Conrad Rontgen (primera radiografía). | 2 |
| Figura 2-2. Efecto Compton. | 24 |
| Figura 2-3. Efecto Fotoeléctrico. | 27 |
| Figura 2-4. Producción de Pares. | 28 |
| Figura 3-1. Objetos de Prueba 3 y 4. | 50 |
| Figura 3-2. Kilovoltímetro. | 51 |
| Figura 3-3. Medidor de tiempo. | 53 |

1. RESUMEN

Analizamos los niveles de dosis generadas en procedimientos de diagnóstico radiológico de uso más frecuente en la práctica clínica convencional (radiografía de Tórax PA, radiografía de Columna Lumbar AP y LAT, además de mamografía), vinculándolo con la evaluación de la calidad de las imágenes obtenidas. Seleccionamos 4 hospitales distribuidos tres de ellos en la Región Metropolitana y uno en la Región de Tarapacá (1ra región). Los resultados obtenidos demuestran que las dosis generadas son dependientes de los factores de exposición como lo es el kV excepto para el único servicio con tecnología digital evaluado, en el cual el nivel de dosis no muestra ningún grado de correlación con el kV utilizado (Columna Lumbar) o bien se mantiene con un valor que no se modifica (Tórax). Los niveles de dosis observadas en un número significativo de la población estudiada se encuentran por sobre las normas establecidas por las autoridades regulatorias incluyendo en ellos las pacientes en quienes se realizaron mamografías. Se discuten los factores que pueden incidir en los hallazgos comentados y se mencionan las limitaciones encontradas para procurar con esta información una propuesta para establecer niveles referenciales a nivel nacional. Se hace un llamado a la autoridad regulatoria nacional para realizar esfuerzos tendientes a realizar conducta rectificatorias que tiendan a mejorar los

resultados observados y sólo entonces efectuar un intentar por definir niveles de referencia nacional.

ABSTRACT

We analyze the dose levels generated in procedures more frequently used in radiological diagnose (PA Chest radiographs, AP and LAT Lumbar Spine radiographs, to other of mammography) linking it with the evaluation of the quality of the images obtained. We select 4 hospitals, distributed three of them in the Metropolitan Region and one in the Region of Tarapacá (1st region). The obtained results demonstrate that the generated doses depend of the expose factors like the kV except for the center that use digital technology in which there is not a direct relationship with the kV (Lumbar Spine) or it maintain a constant value (Thorax). The dose levels observed in the study shown that a significant number of cases were over the norms establish by the regulatory authorities, including the patients who carried out mammography. The different factors that can be meaningful on the discoveries are discussed and the opposing limitations found to offer a proposal of referential levels at national level are mentioned. A call is made to the national regulatory authority to carry out efforts tending to rectify the observed results and then try to establish reference levels.

2. INTRODUCCIÓN

2.1. Descubrimiento de los Rayos X.

El 8 de noviembre de 1895, el Profesor Wilhelm Conrad Rontgen (1845-1923) (Fig.2-1), descubrió una nueva clase de radiación, a la que llamo "rayos X", sus investigaciones en el comportamiento de los rayos catódicos, utilizando los llamados tubos Hittorf Geissler Crookes, (ampollas de vidrio en cuyo interior se había hecho un alto vacío), por aquel entonces de reciente introducción e interés, encuentra que algunos cristales que estaban cerca del tubo habían adquirido una intensa frecuencia. Motivado por el hallazgo Rontgen analiza el fenómeno y llego a la conclusión de que se debía a una radiación hasta entonces desconocida.

El 28 de diciembre de 1895 hizo en Wiirzburg el primer anuncio de esta radiación en un artículo titulado: "Ueber eine neue Art von Strahlen" (De una nueva clase de radiación). Su presentación de los hechos fue tan convincente que no dejo duda alguna respecto a que se había descubierto una nueva clase de radiación. De la cual, Rontgen ya había investigado algunas de sus propiedades lo que le permite reafirmar sus pensamientos originales pasando a la historia.

El registro de la primera impresión radiológica de una estructura humana en la mano de su esposa pudiera considerarse la primera sobrexposición a radiaciones

ionizantes. No obstante el significado que este hallazgo implica para el desarrollo del hombre, en una trascendental sesión de la academia de ciencias de Berlín rechazó toda contribución y derechos por su descubrimiento argumentando que, fiel a la tradición de los científicos alemanes, los descubrimientos que puedan significar una ayuda al bienestar de la humanidad han de estar libres de cualquier derecho.



Figura 2-1. Wilhelm Conrad Röntgen (primera radiografía).

En algunos idiomas, estos rayos no se llaman "rayos X" (en alemán: Röntgenstrahlen; en holandés: rontgenstralen; en inglés: X-rays; en francés: rayons X; en español: rayos X).

Rontgen nació en Remscheid-Lennep, cerca de Wuppental, ciudad muy visitada por su encanto intrínseco. Junto a la casa en que nació Rontgen se ha fundado un museo, en el que pueden verse muchos instrumentos y documentos de su tiempo. Este museo se mantiene constantemente al día y en el puede apreciarse el desarrollo de la técnica de los rayos X al correr de los años.

La aplicación de su descubrimiento ha dado origen a una industria que se ha expandido a muy diversos ámbitos siendo la salud uno de ellos y con proyecciones que aún no es posible imaginar dada la complementación que hoy tiene con el aporte de la computación y a lo cual en un futuro próximo se le deberá agregar la nano tecnología [1].

2.2. El Aparato de Rayos X.

Los diversos tipos de aparatos de rayos X se identifican de acuerdo con la energía radiante que producen o bien según la forma en que se utilizan dichos rayos. Los que se utilizan en medicina para diagnóstico tienen múltiples formas y tamaños, estas unidades funcionan a kilovoltajes (kV) comprendidos entre 25 y 150 kV_p (kilovoltaje máximo) y con intensidades de corriente de tubo de 100 a 1.200 mA (miliampere). El tubo radiográfico está unido a una grúa de techo movable que permite colocar fácilmente el tubo y dirigir el haz de rayos X. Con independencia del tipo de unidad de rayos X que se emplee, se necesita para la mayoría de las

aplicaciones de una mesa radiográfica pero existe otra como las que se utilizan para la patología oral que registran directamente la imagen en la placa sensible.

La mesa radiográfica puede ser plana o curvada, pero debe tener un grosor uniforme y ser lo más radioluciente posible en el espectro de los rayos X. Las partes superiores de la mesa de fibra de carbono son lo suficientemente fuertes como para sostener sin problemas a pacientes de peso elevado y aun así absorber poca radiación; de esta forma, los rayos X pueden atravesar el material de la mesa e impresionar la película radiológica. En su mayoría, las partes superiores de la mesa son flotantes. Inmediatamente debajo de la parte superior de la mesa se distingue una apertura para la introducción de una bandeja Bucky que sostiene un casete o chasis de rayos X y una rejilla. La apertura de Bucky se protege automáticamente de la radiación con el diseño de una cubierta especial.

Todas las unidades de rayos X, sea cual sea su diseño, cuentan con tres partes principales: 1) el tubo de rayos X, 2) la consola del operador y 3) el generador de alta tensión. En algunos tipos de aparatos de rayos X, como las unidades móviles y las dentales, estos tres componentes forman un conjunto compacto. No obstante, la mayoría de los equipos tienen un tubo de rayos X situado en la sala de rayos, la consola del operador en una sala de control contigua y una barrera de protección que los separa. La barrera de protección debe tener una ventana aislante impermeable a las radiaciones que permita observar al paciente durante el examen. El generador de

alta tensión puede estar alojado en una esquina, junto a la pared de la sala de rayos X. Algunas instalaciones aprovechan los falsos techos para este uso, en cuyo caso los generadores se encuentran, ocultos, sobre la sala de examen.

2.2.1. El Tubo de Rayos X.

Es un componente muy pesado y necesita una sólida estructura que lo soporte. Se requieren además mecanismos que permitan al Tecnólogo Médico desplazarlo con facilidad. Los seis métodos principales utilizados como soportes del tubo de rayos X son:

- 1 El soporte de techo es el sistema de uso más frecuente. Consta de dos conjuntos de rieles montados en el techo directamente sobre la mesa radiográfica. Estos dos conjuntos de rieles se montan mutuamente perpendiculares entre sí, de manera que el tubo pueda ser desplazado a voluntad longitudinalmente sobre la mesa y también en dirección transversal al eje mayor de la mesa de examen. Entre los rieles del techo y la carcasa del tubo de rayos X existe una columna telescópica cuya distancia a la mesa varía en concordancia con las manipulaciones que se realizan al tubo emisor. La distancia desde el tubo de rayos X (foco) a la película de rayos X o casete se denomina distancia del receptor fuente-imagen (DFI) o distancia foco-película (DFP).

- 2 El sistema de soporte suelo-techo posee una única columna con rodillos en cada extremo, uno montado en el riel del techo y el otro en el del suelo. El tubo de rayos X se mueve longitudinalmente en todas direcciones: hacia arriba, hacia abajo y hacia los lados.
- 3 Una alternativa al modelo de columna es el tubo de rayos X dispuesto sobre un sistema de montaje en el suelo.
- 4 El tubo de rayos X usado en fluoroscopia se monta debajo de la mesa radiográfica y recibe energía sólo durante la fluoroscopia cuando la torre de intensificación de imagen se bloquea en la posición adecuada.
- 5 Los tubos de rayos X pueden montarse también en un soporte en forma de C. En tal caso, se denominan unidades de brazo en C, y se usan como equipos fluoroscópicos portátiles o en sistemas de procedimientos especiales.
- 6 Los tubos de rayos X pueden montarse también en máquinas móviles o portátiles para su empleo en la cama del paciente.

2.2.2. Carcasa Protectora.

Los rayos X, son emitidos de forma isótropa, es decir, con la misma intensidad en todas direcciones. El haz útil es el formado por los rayos X emitidos a través de la sección especial del tubo llamada ventana. Los restantes rayos X que escapan a través de la carcasa protectora constituyen la denominada radiación de fuga, que no

contribuye a la información diagnóstica y produce una exposición innecesaria del paciente y del personal ocupacionalmente expuesto. Una carcasa protectora de diseño adecuado reduce el nivel de radiación de fuga a menos de 100 mR/h a 1 m de distancia cuando se utiliza en condiciones de operación máximas. La industria productora de tubos de rayos X, deben cumplir una estricta normativa sobre radiación de fuga la cual esta definida por protocolos de garantías de calidad a la cual adhieren los países según convenios avalados por Naciones Unidas y su organismo dependiente que es la agencia Internacional de Energía Atómica. Esta normativa indica que la radiación de fuga ha de ser inferior a 100 mR/h a 1 m de distancia. La carcasa protectora incluye un enchufe de alta tensión especialmente diseñado para resistir las descargas eléctricas accidentales.

La carcasa protectora proporciona también soporte mecánico al tubo de rayos X y lo protege frente al posible daño producido por una manipulación descuidada. La carcasa protectora presente alrededor de algunos tubos de rayos X contiene un aceite que actúa como aislante eléctrico y como amortiguador térmico. Algunas de estas carcasas están dotadas de un ventilador para refrigerar el tubo o el aceite en el que éste se encuentra sumergido y un dispositivo a modo de fuelle que permite la expansión del aceite cuando se calienta. Si esta expansión es demasiado acusada, se activa un microconmutador que impide el uso del tubo hasta que se recupera una temperatura normal.

2.2.3. Envoltura de Cristal.

El tubo de rayos X es un tubo de vacío o diodo con dos electrodos: el cátodo (filamento) y el ánodo (blanco). Los componentes del tubo se encuentran dentro de una envoltura de cristal. El tubo de rayos X es una clase especial de tubo de vacío. Su tamaño es considerablemente mayor que el de otros tipos, con una longitud de 30 a 50 cm y 20 cm de diámetro. La envoltura de vidrio, fabricada habitualmente con cristal Pyrex para que pueda soportar el calor generado, mantiene el vacío que, dentro del tubo, hace posible una producción más eficaz de rayos X y prolonga la vida del dispositivo. Los primeros tubos de rayos X, que fueron concebidos como modificaciones del tubo de Crookes, no eran de vacío, sino que contenían cantidades controladas de gas en sus envolturas de cristal y su diseño se asemejaba al de los tubos fluorescentes. El moderno tubo de rayos X, conocido como tubo de Coolidge, es una auténtica válvula de vacío.

Una mejora reciente en el diseño del tubo consiste en añadir metal en vez de vidrio como parte o la totalidad de la envoltura. Cuando los tubos con envoltura de cristal envejecen, una parte del wolframio se evapora y recubre el interior de la envoltura. Ello altera el potencial eléctrico del tubo, permitiendo la formación de corrientes parásitas y la interacción con la envoltura de cristal. Como resultado, se producen chispas y fallos de funcionamiento en el tubo. Los tubos con envoltura metálica mantienen un potencial eléctrico constante entre los electrones de la

corriente del tubo y la envoltura. Por tanto, son más duraderos y es menos probable que alteren su rendimiento conservando una vida útil prolongada. Casi todos los actuales tubos de rayos X de alta potencia utilizan envolturas metálicas. La ventana del tubo es un segmento de la envoltura de cristal que mide aproximadamente 5 cm^2 y contiene una sección fina, a través de la cual se emite el haz útil de rayos X. La ventana permite una máxima emisión de rayos X con absorción mínima por la envoltura de cristal.

2.2.4. Cátodo.

El Cátodo es el lado negativo del tubo de rayos X y tiene dos partes principales: un filamento y una copa de enfoque.

2.2.5. Filamento.

El filamento es una espiral de hilo conductor que suele medir alrededor de 2 mm de diámetro y de 1 a 2 cm de longitud. Si la corriente que atraviesa el filamento posee intensidad suficiente, de aproximadamente 4 A o más, los electrones de la capa externa de los átomos del filamento entran en ebullición y son expulsados del filamento. Ese fenómeno se conoce como emisión termoiónica. Los filamentos suelen fabricarse de wolframio toriado. El wolframio produce una emisión termoiónica mayor que otros metales. Su punto de fusión es de $3.410 \text{ }^\circ\text{C}$, por lo que no es probable que

se funda como el filamento de una bombilla. Además, el wolframio no se vaporiza con facilidad; si lo hiciese, el tubo se llenaría rápidamente de gas y sus componentes internos se recubrirían de wolframio. En última instancia, sin embargo, el wolframio termina por vaporizarse y se deposita en los componentes internos, lo cual altera algunas de las características eléctricas del tubo y puede llegar a dañarlo. Aunque no se trata de un fenómeno repentino, es la causa más común de fallo del tubo. La adición de una cantidad comprendida entre el 1 y el 2% de torio al filamento de wolframio eleva la eficacia de la emisión termoiónica y prolonga la vida del tubo.

2.2.6. Copa de Enfoque.

El filamento está embebido en un refuerzo metálico denominado copa de enfoque. Dado que todos los electrones acelerados desde el cátodo hasta el ánodo son eléctricamente negativos, el haz tiende a dispersarse debido a la repulsión electrostática y algunos electrones pueden escapar completamente del ánodo. La copa de enfoque está cargada negativamente, de forma tal que condensa el haz de electrones en un área pequeña del ánodo.

2.2.7. Ánodo.

El ánodo es el lado positivo del tubo de rayos X. Los materiales más comúnmente utilizados en el ánodo son cobre, molibdeno y grafito.

Las funciones del ánodo en el tubo de rayos X son:

- 1 El ánodo es un conductor eléctrico. Recibe los electrones emitidos por el cátodo y los conduce a través del tubo hasta los cables conectores y, de vuelta, al generador de alta tensión de la máquina de rayos X.
- 2 Ofrece también soporte mecánico al blanco.
- 3 Cuando los electrones chocan con el ánodo, más del 99% de su energía cinética se convierte en calor, que debe ser eliminado rápidamente antes de que pueda fundir el ánodo. Una adecuada disipación térmica es uno de los principales problemas de ingeniería en el diseño de tubos de rayos X de alta capacidad. Existen dos tipos de ánodos: estacionarios y rotatorios. Ambos tipos poseen una estructura de soporte y un blanco.

2.2.8. Consola del Operador

La consola del operador es la parte de la máquina de rayos X más familiar para el Tecnólogo Médico. Es el aparato que le permite comprobar los valores de corriente y tensión del tubo de rayos X, de forma tal, que el haz de rayos útil tenga la intensidad y capacidad de penetración apropiadas. La intensidad, número de rayos X del haz, se expresa normalmente en mR o mR/mAs (miliroentgens por miliampersegundo). La capacidad de penetración se mide en kVp o capa hemirreductora (CHR).

Los controles básicos que se regulan con la consola son: el control de encendido/apagado, la selección de mAs, la selección de kVp, la unidad de activación de mesa o pared y el interruptor de exposición. Por otra parte, la consola del operador proporciona medios de ajuste de la compensación de línea y, a veces, mA y tiempo de exposición distintos. En ocasiones está equipada con un medidor de miliamperios-segundo (mAs). Los equipos que incorporan control de exposición automática (foto-cronometraje) sólo contienen controles de mAs.

Muchas consolas de operador modernas se basan en tecnología computarizada. Los controles y medidores son digitales, y la selección de los factores técnicos se realiza en pantallas táctiles. En ocasiones se sustituye la selección de factores técnicos por íconos que simbolizan las partes, formas y tamaño del cuerpo. Muchas de las propiedades del panel de control son automáticas, a pesar de lo cual el Tecnólogo Médico ha de conocer perfectamente su significado y su utilización apropiada.

2.2.9. Generador de Alta Tensión

El generador de alta tensión en una máquina de rayos X se encarga de convertir la baja tensión que suministran las redes domésticas en un kilovoltaje de la forma de onda apropiada. [2-3]

2.3. Mecanismos de Producción de Rayos X.

Los rayos X se producen siempre que los electrones chocan con velocidad muy alta contra una materia, siendo frenados repentinamente. Los rayos X emitidos de este modo se conocen con la denominación alemana de Bremsstrahlung (radiación de frenado). La mayor parte, con mucho (el 99 por 100), de la energía cinética de los electrones se convierten, mediante colisiones, en energía térmica (calor) de la materia bombardeada por esos electrones. La radiación X se produce como consecuencia del frenado (desaceleración) de algunos electrones en los campos eléctricos existentes dentro del material.

Cuando un electrón pierde toda su energía, o una parte de ella, a causa de los campos eléctricos existentes dentro del átomo, se crea un fotón, cuya energía ($h\nu$, siendo h la constante de Planck y ν la frecuencia) depende del modo en que se haya realizado la transferencia de la energía del electrón. Si esta es virtualmente completa, se crea un fotón con una gran cantidad de energía, que representa una radiación de onda corta.

Aunque todos los electrones chocasen con el material del ánodo exactamente con la misma velocidad (por ejemplo, mediante una tensión rigurosamente igual entre cátodo y ánodo), la transferencia de energía de los electrones individuales seguirían siendo diferente y, como consecuencia, los fotones creados también tendrían distintas energías. Tal es la explicación de que la Bremsstrahlung conste siempre de

radiación X de muy diferentes longitudes de onda, que en conjunto forman un espectro continuo o Bremspectrum. En general, los electrones que ceden toda su energía producen los fotones mas energético que se pueden crear con esa determinada velocidad de colisión, y así es como se determina también la longitud de onda más corta de esa mezcla de radiaciones. Fotones mayores aun (con longitudes de onda más cortas) solo se pueden producir por medio de grandes velocidades de los electrones (y, por tanto, mayor tensión en el tubo). Aparte de la Bremsstrahlung, si la energía de los electrones que chocan es lo suficientemente grande, puede producirse incluso otra clase de radiación, con determinadas longitudes de onda, características del material contra el que chocan los electrones. Este fenómeno esta relacionado con la energía característica de los electrones de las órbitas mas internas del átomo de cada elemento. La radiación característica se superpone al Bremspectrum con una o varias líneas espectrales. La intensidad de la radiación característica de los tubos de rayos X suele ser baja en comparación con la radiación Bremsstrahlung.

Los electrones que llegan con suficiente velocidad, es decir, acelerados por una tensión bastante alta, pueden arrancar electrones de su órbita en el propio material anódico. Poco tiempo después, el hueco será rellenado por otro electrón, que se libera de otra órbita. En tal caso, de cada órbita o capa se libera una cantidad de energía muy definida, expresada en la emisión de un cuanto (fotón), de energía $h\nu$.

Con velocidades electrónicas suficientemente altas y órbitas de gran energía, estos cuantos son de rayos X. Estos forman pues un espectro definido y de características completamente determinadas, según el elemento particular de que esté compuesto el ánodo. Como prácticamente todos los tubos de rayos X están hechos de wolframio nos interesa sobre todo la radiación característica de éste. Las órbitas K, L y M de este elemento tienen energías aproximadas de 69,5, 10-12 y 2,8 keV, respectivamente. Con tensiones inferiores a 69,5 kV sólo puede intentarse la interacción con las órbitas L y M (y la de menor energía aún, la N). La radiación característica de unos 10-12 y 2,8 keV así producida es muy blanda y quedará absorbida en el filtro inherente del tubo.

Con tensiones de 69,5 kV y superiores aparece la radiación característica K, con energías aproximadas de 57 keV (salto o transición L-K) y aunque emitida con mucha menor intensidad de 67,4 keV (transición M-K). La radiación K (con energía de 57 keV, $\lambda=0,022$ nm) es bastante dura y con tensiones superiores a unos 70 kV constituye una contribución apreciable a la intensidad de los rayos X emitidos.

La radiación monocromática, es decir la que sólo contiene una longitud de onda definida en el espectro de líneas características, suele usarse a veces con fines especiales (exámenes materiales y estructurales). Este es el caso del ánodo de mamografía que se hace de un elemento particular, molibdeno por ejemplo, ya que

se aprovechan las radiaciones características de este elemento ($\lambda=0,063$ y $0,071$ nm) que se producen con bajas tensiones y pequeñas energías de $19,6$ y $17,4$ keV.

2.4. Formación de los Rayos X.

Los rayos X forman parte del espectro electromagnético y se propagan en línea recta, como la luz. A esta clase de propagación se le denomina rectilínea. Los rayos X se desplazan con la velocidad de la luz, pero no hay medio de doblarlos o interrumpirlos, como se hace con esta, y, como consecuencia, su dirección no puede alterarse. Es imposible la concentración o la desviación de los rayos X mediante lentes o espejos, al modo como se hace con la luz.

2.5. Relación entre la Tensión del Tubo y la Energía Radiante Emitida.

Los rayos X generados en un tubo tienen diferentes longitudes de onda, lo mismo que los rayos luminosos que se producen en una lámpara. Esto se debe a que la energía de los electrones individuales que inciden en el ánodo y quedan frenados por el se divide en cantidades variables de calor y radiación.

Una conversión de gran energía ocasiona rayos duros, en tanto que una pequeña da rayos blandos. Todos los haces de radiación X emitidos por un tubo de rayos X contenga un Bremsspectrum.

La más alta tensión utilizada (expresada en kV_p) determina la mayor velocidad de los electrones y, por tanto, la mayor energía o menor longitud de onda que aparece en el espectro de radiación. La razón entre esta menor longitud de onda (λ_m) que antes se expresaba en A (Angstrom) y ahora en nm (nanómetros), y la tensión máxima (kV_p) queda establecida por la ley de Duane-Hunt:

$$\lambda_{\min} \text{ (nm)} = \frac{1.24}{Kv_{pick}} \quad (1)$$

Con 62 kV_p , λ_{\min} equivale pues a 0,02 nm y con 124 kV_p vale 0,01 nm. En general hay diferencias en la intensidad de radiación de las distintas longitudes de onda de un haz. Si se declara que la intensidad de un haz es función de la longitud de onda, se habla de espectro. El espectro emitido por un tubo de rayos X termina bruscamente en λ_{\min} . Hay una intensidad máxima en las proximidades de esta longitud de onda menor y una reducción gradual hacia las longitudes mayores. El máximo se tiene en una longitud de onda que llevara como nombre λ_i donde se emite con mayor intensidad que en el resto. Al aumentar la tensión, el espectro se desplaza hacia las longitudes de onda más cortas. De todos modos, λ_i no se puede calcular tan fácilmente como λ_{\min} . Una buena aproximación la da $\lambda_i = 2/kv_{\max}$, en nm.

[3]

2.6. Tipos de Radiológica.

Actualmente la obtención de una imagen radiológica puede lograrse, a través de 2 técnicas:

1. Convencional: Donde el haz de rayos X que atraviesa el paciente forma en una película radiográfica lo que se conoce como imagen latente. Esta película esta formada básicamente por una base (da el soporte físico a la emulsión fotosensible, y su composición es un poliéster), y la emulsión (compuesto de una mezcla de gelatina y haluros de plata). Se sabe que menos del 1% del haz de rayos X que alcanza la película radiográfica contribuye a la imagen latente, para elevar la eficiencia y disminuir la dosis al paciente se pone en contacto dicha película con pantallas intensificadoras dentro de un casete. Las pantallas intensificadoras convierten la energía del haz de rayos X en fotones luminosos, que a su vez, interaccionan con la película radiográfica para formar la imagen latente. El material que forma las pantallas intensificadoras es un elemento fosforescente, que desde el año 1972 pueden ser fósforos como gadolinio, lantano e itrio. También es importante señalar que las pantallas intensificadoras se clasifican de acuerdo a la sensibilidad relativa (velocidad de la película), en folios Fine (sensibilidad relativa 200), Regular (sensibilidad relativa 400), etc. Finalmente la imagen latente se hace visible a través de los procesos químicos de revelado y fijado de una película.

2. Digital: La técnica explicada consiste en receptores de imagen de estado sólido que adquieren directamente las imágenes radiográficas de forma digital mediante un elemento fosforescente fotoestimulable. Estos receptores se asemejan a una pantalla intensificadora convencional, y se expone dentro de una casete con un equipo radiográfico normal. El receptor está formado por compuestos de fluorohaluros de bario, que reciben energía al ser expuestos a los rayos X. La imagen latente se convierte en manifiesta mediante su exposición a un haz muy estrecho de un láser de alta intensidad. El haz láser libera a los electrones de su trampa, y les permite regresar a la banda de valencia, mediante la luz de color azul. La señal electrónica, que emerge del tubo fotomultiplicador, se digitaliza y almacena para su posterior visualización en una pantalla o impresión en papel. [3]

2.7. Interacción de los Rayos X con la Materia.

Las consideraciones siguientes, referentes a los cambios que se realizan en un haz de rayos X cuando entra en un cuerpo, nos permitirán entender los detalles de la atenuación de la intensidad de la radiación, la cual se explica con la siguiente expresión:

$$\Phi = \Phi_0 * e^{-\mu x} \quad (2)$$

Donde,

- Φ = Fluencia de fotones emergentes.
- Φ = Fluencia de fotones incidente.
- μ = Coeficiente de atenuación lineal.
- X = Espesor del material con el cual interaccionan los fotones.

La energía de los rayos X incidentes puede transferirse, por ejemplo, a las moléculas como calor. En la práctica, este calor no se puede medir, por lo que el efecto térmico se desprecia. De todos modos, podemos suponer que este calor leve se transfiere a los electrones periféricos de moléculas y átomos, que a su vez abandonan sus órbitas, ocasionando ciertas reacciones químicas.

En general, podemos decir que los fotones de rayos X, al atravesar la materia, extraen electrones de sus órbitas en las moléculas o átomos con que chocan, imprimiéndoles una gran velocidad. De este modo se crean iones (átomos o moléculas cargados, electrones rápidos y otros rayos X de menor energía).

Un fotón interactúa principalmente por uno de 4 procesos. La probabilidad de cada uno está determinado por la sección eficaz, la cual depende de la energía del fotón y de la densidad y número atómico del medio. Estos mecanismos son:

- 1 Dispersión Rayleigh (coherente): el fotón interactúa con la nube total de electrones del átomo.

- 2 Dispersión Compton (incoherente): el fotón interactúa con un electrón individual cuya energía de ligado es baja comparada con la del fotón.
- 3 Absorción fotoeléctrica: el fotón interactúa con un electrón atómico interno.
- 4 Producción de pares: el fotón convierte dentro un par electrón-positrón cuando estos se introducen rodeando un campo culombiano fuerte en un núcleo atómico.

Además para la consideración de cada interacción individual, es importante considerar lo siguiente:

- La atenuación de un haz de fotones incluye dispersión como también procesos de absorción.
- Aparte de la dispersión coherente, todos los procesos de interacción resultan en la producción de electrones. Estos proveen la media por la cual la principal fracción de la energía de los fotones es impartida para el medio. Consecuentemente, los fotones son conocidos ahora como radiación ionizante indirecta. [4]

2.7.1. Dispersión Rayleigh (coherente).

Un fotón de rayos X que tenga insuficiente energía para arrancar un electrón periférico de su órbita puede chocar con un átomo entero. El fotón no pierde energía, pero queda desviado de su trayectoria original, aunque con su longitud de onda

invariable. Esto es lo que constituye la radiación dispersa producida por la dispersión coherente o clásica, que ocasiona una pérdida de parte de la radiación primaria. La dispersión clásica sólo sucede cuando el número de protones (Z) y la cantidad total de nucleones (A) del medio son grandes. Con energías de fotones de rayos X superiores a 15 keV, tales como las que se dan en radiología de diagnóstico, esta dispersión carece de importancia.

2.7.2. Dispersión Compton (incoherente).

Un fotón de rayos X podría colisionar asimismo con uno de los electrones de la órbita exterior de un átomo (o con un electrón libre), liberarlo, usando parte de su energía, y también darle algo de ésta, pero de modo que le quedase aún una parte de ella. La energía con que el electrón se une al átomo en el caso de un electrón orbital exterior es pequeña comparada con la cedida al electrón en el momento del choque con el fotón de rayos X. La consecuencia es que ese electrón no sólo es expelido de su capa, fuera del átomo, sino que también adquiere velocidad. Dicho electrón se llama de retroceso o de Compton. De modo similar, se dijo en el caso de un fotoelectrón, el electrón Compton puede liberar otros del material que lo rodea y, por consiguiente, causar ionización.

Después de la colisión se emite un fotón de rayos X con la energía que quede (menor que la del fotón original y, por tanto, de mayor longitud de onda) y en una

dirección que difiere de la del fotón original. Este fenómeno, en el que los rayos X incidente se transforman en otros menos energéticos y con distinta dirección, se conoce con el nombre de dispersión Compton (Fig. 2-2). La cantidad de energía que el fotón transmite al electrón orbital está determinada por la energía propia del fotón y por la geometría del choque. Cuanto mayor sea la energía del fotón, menos cantidad de ella se usará para liberar el electrón, más se transforma en energía cinética del electrón y relativamente mayor es el cambio de longitud de onda del fotón restante. Cuanto menor sea este cambio, tanto menos variará la dirección de la dispersión Compton respecto a la original. La geometría del choque determina la dirección en que se desplazarán el electrón de retroceso y el de dispersión respecto a la del fotón incidente. De las leyes propias del choque puede deducirse que el electrón de retroceso será proyectado siempre en una dirección que formará un ángulo comprendido entre 9° y 90° , hacia delante, en tanto que el nuevo fotón, tras el choque con el electrón, quedará dirigido oblicuamente hacia delante, hacia un costado e incluso hacia atrás (con un choque frontal). En este último caso, el electrón de retroceso seguirá hacia delante, en la dirección del fotón incidente.

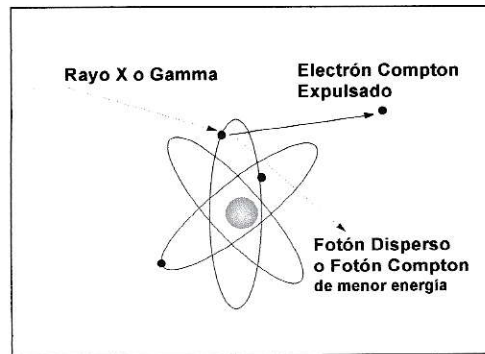


Figura. 2-2. Efecto Compton.

Cuando los rayos X se atenúan por el efecto Compton, parte de la energía de los fotones de rayos X se transforma en cinética de los electrones y el resto se conserva como fotones de rayos X, en forma de radiación dispersa de longitudes de onda mayores (dispersión Compton). Cuando un fotón quede enviado hacia atrás como consecuencia de un choque frontal con un electrón, se producirá el mayor incremento de la longitud de onda y el electrón de retroceso adquirirá el máximo de energía. No sólo hay que considerar como pérdida de la radiación incidente a la energía transferida al electrón de retroceso y la necesaria para liberarlo, sino que así ha de entenderse también la energía de la radiación dispersa (aunque se desplace en la misma dirección que el haz primario) que, por tanto, contribuye a su atenuación o debilitamiento.

La atenuación por efecto Compton depende en menor grado que la fotoeléctrica de la energía (longitud de onda) de la radiación primaria. La energía de los electrones, Compton aumenta en proporción a la reducción de la longitud de onda y

asimismo, a medida que aumenta la tensión, se hace más dura la radiación dispersa. Además, la dispersión Compton es aproximadamente la misma por gramo de diversos materiales (el efecto Compton es proporcional al número de electrones y éste es más o menos el mismo por gramo de varios materiales). Por eso la dispersión Compton es proporcional a la densidad del material.

El término radiación dispersa debería significar en sentido estricto dispersión Compton (con variación de la longitud de onda) y dispersión clásica (sin variación de la longitud de onda).

2.7.3. Absorción Fotoeléctrica.

En este caso cuando un fotón X choca con un electrón orbital y lo arranca de su átomo, traspasándole toda la energía que le queda, hablamos de efecto fotoeléctrico (Fig.2-3). El fotón en este caso queda completamente absorbido. La energía original del fotón se aprovecha parcialmente para extraer el electrón de su órbita y la energía restante se le aplica al electrón extraído a modo de energía cinética. Este electrón, llamado fotoelectrón, se desplaza por la materia que lo rodea, con una velocidad que puede ser alta o baja. También puede a su vez entrar en colisión con otros electrones, y liberarlos (electrones secundarios). Por su parte, éstos también pueden liberar otros electrones (terciarios), si aún les queda suficiente energía, y así sucesivamente. Los espacios libres que en las órbitas van quedando como

consecuencia de este proceso se rellenan casi inmediatamente con electrones procedentes del exterior del átomo. La energía liberada de este modo ocasiona como ya vimos la radiación característica.

El efecto fotoeléctrico causa pues una absorción total de los fotones de rayos X y se traduce en la liberación de electrones (fotoelectrones y electrones secundarios, terciarios, etc.) y la producción de radiación característica. Este efecto fotoeléctrico se llama también absorción real. El grado en que se absorbe la energía de radiación en el material usado con este fin se expresa como porcentaje de los fotones incidentes que ocasiona efecto fotoeléctrico. El grado de absorción lo determinan la energía de la radiación incidente y el número atómico del elemento irradiado. Cuanto más alto sea ese número (razón de tercera potencia, es decir, proporcional al cubo del número atómico, comparando un gramo de materia) y menor la energía de la radiación incidente, o sea, cuanto menor sea la tensión o más larga la longitud de onda (también razón de tercera potencia), mayor será la absorción fotoeléctrica. Además, la absorción es proporcional a la densidad de la materia (siendo igual el número atómico). Como conclusión podemos decir que la absorción fotoeléctrica es proporcional a Z^3 , a λ^3 y a la densidad de la materia.

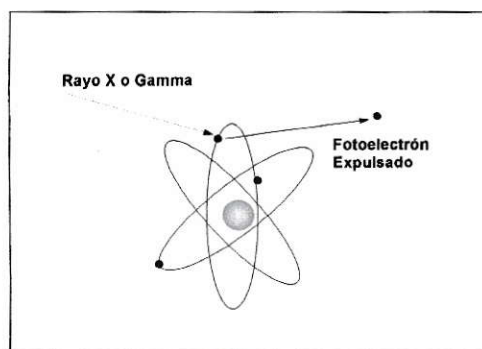


Figura. 2-3. Efecto Fotoeléctrico.

2.7.4. Producción de Pares.

Los fotones de rayos X o gamma que posea una energía mayor de 1,022 MeV entra en el campo eléctrico que rodea un núcleo atómico, puede convertirse en par electrón-positrón, proceso en el cual la radiación se convierte en masa. De modo inverso, también sucede la desaparición de masa (materia) y la producción de radiación. A esto se le llama aniquilación de masa y a la energía procedente de ese fenómeno, radiación de aniquilación (Fig.2-4).

Para la producción de pares, la energía del fotón ha de ser por lo menos de 1,022 MeV, ya que las dos partículas así formadas tienen una masa equivalente a 0,511 MeV cada una (511 keV). Si el fotón productor de pares tiene una energía superior a los 1,022 MeV, la sobrante se le aplica al par electrón-positrón como energía cinética. El fotón en consideración se absorbe por completo. La probabilidad de producción de pares aumenta al hacerlo la energía de rayos X y el número atómico del medio absorbente, y es proporcional a la densidad. Como hemos dicho,

los pares formados pueden transformarse, mediante aniquilación, otra vez en radiación. Esta puede emitirse en cualquier dirección y, por tanto, ha de considerarse como radiación dispersa. La producción de pares no ocurre con las energías de rayos X usadas en la radiología de diagnóstico (incluida la mamografía).

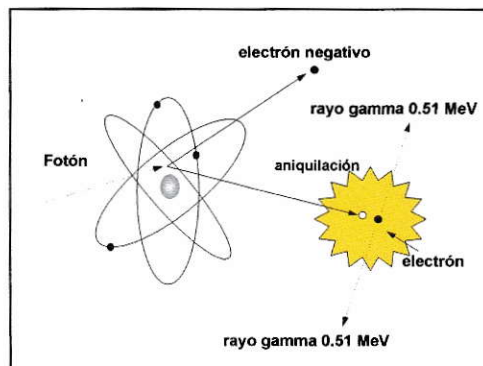


Figura. 2-4. Producción de Pares.

En todo lo anterior se han mencionado repetidamente las distancias recorridas por los electrones y los iones después de su ionización, colisiones, etc. Aunque estas partículas, lo mismo que los átomos y las moléculas, no pueden hacerse visibles, ni siquiera con los microscopios electrónicos, se han podido visualizar sus pistas en vapor de agua supersaturado. Esto es lo que ocurre en la cámara de niebla de Wilson, en la que, gracias a una reducción brusca de la presión, las partículas se condensan alrededor de los iones que constituyen las partículas más rápidas, creando así una pista o camino iónico. Estas pistas se hacen visibles con una iluminación

intensa. La extracción de partículas nucleares (por ejemplo, radiación α) también puede fotografiarse o filmarse de este modo. [3-4-5]

2.8. Magnitudes Físicas Básicas.

La necesidad de establecer normas de protección contra los efectos biológicos nocivos producidos por las radiaciones ionizantes, se hizo patente a los pocos meses del descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895 y el comienzo del trabajo con elementos radiactivos en 1896.

Como consecuencia del trabajo con radiaciones ionizantes, algunos operadores en este campo, comenzaron a manifestar efectos adversos. El análisis de síntomas patológicos de un conjunto de radiólogos, permitió establecer en 1922 que la incidencia de cáncer en este grupo de trabajo, era significativamente, más alta respecto a otros médicos, circunstancia ésta que demostró la peligrosidad potencial de las radiaciones ionizantes y la necesidad de establecer normas específicas de radioprotección, con la introducción de nuevas magnitudes radiológicas, así como sus correspondientes unidades.

La normativa internacional que inició la normalización de las magnitudes y unidades en el campo de la Metrología, tuvo su inicio cuando en 1875, 17 países firmaron la Convención del Metro y se creó la oficina internacional de Pesos y Medidas (BIPM). En 1925, se creó la Comisión Internacional de Medidas y Unidades Radiológicas (ICRU).

2.8.1. Fluencia de Fotones.

Es el cociente dN por da , donde dN es el número de fotones incidentes sobre una esfera cuya sección transversal tiene un área elemental dA .

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \left(\frac{\text{número de fotones}}{\text{cm}^2} \right) \quad (3)$$

2.8.2. Tasa de Fluencia de Fotones.

Es el cociente de $d\Phi$ por dt , donde $d\Phi$ es el incremento de fotones en un intervalo de tiempo por unidad de área.

$$\emptyset = \frac{d\Phi}{dt} \left(\frac{\text{número de fotones}}{\text{s} \times \text{m}^2} \right) \quad (4)$$

2.8.3. Fluencia de Partículas.

Es el cociente dN por da , donde dN es el número de partículas incidentes sobre una esfera cuya sección transversal tiene un área elemental dA .

$$\emptyset = \frac{dN}{dA} \left(\frac{\text{número de partículas}}{\text{cm}^2} \right) \quad (5)$$

2.8.4. Tasa de Fluencia de Partículas.

Es el cociente de $d\phi$ por dt , donde $d\phi$ es el incremento de partículas en un intervalo de tiempo por unidad de área.

$$\phi = \frac{d\phi}{dt} \left(\frac{\text{número de partículas}}{\text{s} \times \text{m}^2} \right) \quad (6)$$

2.8.5. Fluencia de Energía.

Es el cociente de dR por da , donde dR es el incremento de la energía radiante incidente sobre una esfera cuya sección transversal tiene un área elemental da .

$$\psi = \frac{dR}{da} \left(\frac{\text{Joule}}{\text{m}^2} \right) \quad (7)$$

2.8.6. Tasa de Fluencia de Energía.

Es el cociente de $d\psi$ por dt , donde $d\psi$ es el incremento de la fluencia de energía intervalo de tiempo por unidad de área.

$$\dot{\psi} = \frac{d\psi}{dt} \left(\frac{\text{Joules}}{\text{s} \times \text{m}^2} \right) \quad (8)$$

2.8.7. Exposición (simbolizada por **X**), como la razón.

$$X = \Delta Q / \Delta m \quad (9)$$

Donde ΔQ (léase delta q) "es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo (+ ó -) producida en el aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en el aire cuya masa Δm (léase delta m) quedan completamente frenados en el aire".

La unidad de Exposición es el C/kg de aire, aunque todavía se continúa utilizando la unidad especial roentgen (R), la que se ha definido como: [4-5-6]

$$1 \text{ R} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ Coulombs/kg de aire (stp)}. \quad (10)$$

2.9. Magnitudes Dosimétricas Básicas.

Históricamente, las magnitudes utilizadas para medir la cantidad de radiación ionizante se han basado en el número total de eventos en una situación definida o en la cantidad total de energía depositada, generalmente en una masa definida de material. Estos criterios no tienen en cuenta la naturaleza discontinua del proceso de ionización, pero están justificados empíricamente por la observación de que las magnitudes se pueden correlacionar bastante bien con los efectos biológicos resultantes. [7]

2.9.1. Dosis Absorbida.

Es la energía absorbida por unidad de masa, siendo su unidad especial el Joule por kilogramos, que recibe el nombre especial de Gray. La dosis absorbida esta definida de tal forma que se puede identificar en un punto determinado.

$$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy} \quad (11)$$

Entonces, la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado, se define como:

$$D = \frac{d\varepsilon}{d_m} \quad (12)$$

Donde,

- $d\varepsilon$ = Energía entregada al medio.
- d_m = Masa del medio.

El valor de la dosis absorbida puede especificarse para cualquier medio y para cualquier tipo de radiación ionizante, sea ésta corpuscular o de origen electromagnético.

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{Joule}}{\text{kg}} = 100 \text{ rad} \quad (13)$$

2.9.1.1. Dosis en Tejido a la Entrada (De).

También llamada "dosis en músculo a la entrada", hace referencia a la dosis absorbida por un tejido blando o por agua. Se obtiene a partir de la dosis en aire en la superficie de entrada, ya definida, tomando en consideración que en aquel material se produce diferente absorción de energía que en el aire:

$$D_e = DSE \frac{(\mu_{en\rho})_{\text{agua}}}{(\mu_{en\rho})_{\text{aire}}} \quad (14)$$

Aunque dependen de la energía de los fotones, los valores del cociente entre los coeficientes de absorción másicos del agua y del aire para los espectros de rayos X típicos en radiodiagnóstico (desde 40 hasta 140 kV) sólo oscilan entre 1,05 y 1,07.

Por lo tanto, puede estimarse un factor promedio de 1,06 para pasar de la "dosis en aire en la superficie de entrada" a la dosis en tejido a la entrada, es decir

$$D_e = DSE * 1,06 \quad (15)$$

2.9.1.2. Dosis Glandular Promedio (DG).

Término de referencia para la estimación de la dosis de radiación en una mamografía con rayos X. Es la dosis absorbida en promedio en el tejido glandular, excluyendo la piel, de una mama comprimida uniformemente con una composición de un 50 % de tejido adiposo y un 50 % de tejido glandular.

2.9.1.3. Dosis Glandular Estándar (DGS).

Valor de la dosis glandular media para la mama estándar calculada a partir de las medidas realizadas con el maniquí estándar. [12]

2.9.1.4. Dosis en Aire en la Superficie de Entrada del Paciente (DSE) o Kerma en Aire en la Superficie de Entrada (KASE o K_e)

Es el kerma medido en aire libre (con retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado.

2.9.2 Kerma.

Describir la interacción inicial entre los fotones y el medio, específicamente la transferencia de energía cinética desde los fotones a los electrones. [5]

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \left(\frac{\text{Joule}}{\text{Kg}} \right) \text{ o Gy} \quad (16)$$

2.9.2.1. Kerma Incidente (K_i).

Es el Kerma medido en aire libre (sin retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado. El factor de retrodispersión (BSF), es la relación entre el valor del Kerma en aire medido en la superficie de entrada de un material y el medido en idénticas condiciones en ausencia del material dispersor. Depende de la calidad del haz y del tamaño del campo de radiación. Sus valores típicos son de 1,3 a 1,4 para radiología convencional, de 1,05 a 1,1 en mamografía y 1,1 en radiología dental.

2.9.2.2. Kerma en Aire en la Superficie de Entrada (K_{ASE} o K_e) o Dosis en Aire en la Superficie de Entrada del Paciente (DSE).

Es el kerma medido en aire libre (con retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado.

2.10. Indicadores de la Dosis al Paciente.

De todas las actividades que involucran radiaciones ionizantes, las aplicaciones médicas son las responsables de la mayor contribución a la exposición de la población en tiempos de paz [8].

El control de la dosis impartida al paciente, conjuntamente con la calidad de la imagen en exploraciones de radiodiagnóstico, puede constituir un primer estimador sobre el estado global del sistema (equipamiento radiológico, protocolo de exploración, formación del personal) a partir del cuál se decidan actuaciones de verificación dirigidas a elementos concretos para corregir comportamientos anómalos. Para obtener datos de relevancia, las medidas deben realizarse preferentemente sobre pacientes estándar y no mediante procedimientos de simulación.

La información disponible sobre control de la dosis al paciente en exploraciones radiológicas es aún escasa. El documento sobre "Criterios de Calidad de las Imágenes en Radiodiagnóstico", elaborado por una comisión de expertos de la Unión Europea (UE), propone valores de referencia de dosis a la entrada del paciente para una imagen obtenida en condiciones estándar, aplicables a muestras representativas de pacientes en una sala o centro y no con carácter individual (Tabla 2-1). Los valores de referencia no deben aplicarse a pacientes individuales.

En el documento de la UE se incorporan, debidamente actualizados, además de los criterios de calidad de la imagen, valores de referencia de dosis a la entrada del

paciente para exploraciones radiológicas convencionales (combinación película pantalla) de tórax, cráneo, columna lumbar, pelvis, tracto urinario y mama, basados en la dosis promedio observada en una muestra de diferentes centros representativos. El valor de dosis de referencia se ha convenido en considerarla a las comprendidas en el percentil 75% del total de observaciones. Según este criterio, si el 75% puede trabajar en tales condiciones, el 25% restante debería poder corregir sus equipos y/o técnicas de trabajo para reducir adecuadamente sus dosis. [9-10]

Tabla 2-1. Ejemplos de dosis de referencia para diagnóstico, expresadas en dosis en la superficie de entrada por imagen, para placas únicas, Criterios de calidad relativos a las dosis de referencia 1996 [EUR96].

| Radiografía | Criterios de calidad relativos a la dosis de referencia 1996 Dosis en la superficie de entrada Placa única (mGy)* |
|---|---|
| Columna vertebral lumbar anteroposterior (AP) | 10 |
| Columna vertebral lumbar lateral (LAT) | 30 |
| Columna articulación lumbosacra (ASL) | 40 |
| Pelvis anteroposterior (AP) | 10 |
| Tórax posteroanterior (PA) | 0,3 |
| Tórax lateral (LAT) | 1,5 |
| Cráneo anteroposterior (AP) | 5 |
| Cráneo lateral (LAT) | 3 |
| Tracto urinario sin administración de un medio de contraste o antes de la misma | 10 |
| Tracto urinario después de la administración de un medio de contraste | 10 |
| Mama Cráneo caudal (CC) con rejilla** | 10 |
| Mama medio lateral Oblicua (MLO) con rejilla | 10 |

*Criterios relativos a la dosis de radiación recibida por el paciente: la dosis en la superficie de entrada para pacientes de talla estándar expresa la dosis absorbida en aire (mGy) en el punto de intersección del haz de rayos con la superficie de incidencia de un paciente de talla estándar (70 kg de peso corporal o 5 cm de grosor de mama en compresión), incluida la radiación retrodispersa.

**En el informe no se hace referencia a esta placa, que incluimos en aras de una mayor exhaustividad.

La adopción de valores de referencia se exige en la Directiva Europea 97/43 sobre exposiciones médicas. El Decreto 1976/1999 incluye la sistemática de determinación de dosis de referencia como indicador básico de calidad. De acuerdo con la filosofía del documento EUR 16260, sugiere tomar como proyecciones

radiográficas estándar las de cráneo, tórax, columna lumbar, pelvis, abdomen y mama, para el control de la dosis y la calidad de la imagen, con los valores de referencia de la dosis a la entrada del paciente.

Con la publicación de las Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra las Radiaciones Ionizantes y la Seguridad de las Fuentes (BSS), se establecieron requisitos para asegurar que las exposiciones de pacientes sean las mínimas necesarias para lograr el objetivo diagnóstico, quedando definidos niveles orientativos de dosis para las diferentes aplicaciones médicas radiológicas convencionales (Tablas 2-2, 2-3). [10-11]

Tabla 2-2. Niveles orientativos de dosis aplicables en radiografía diagnóstica para un paciente adulto típico.

| Examen | | Dosis de entrada en superficie por radiografía (mGy)* |
|--|-----|---|
| Columna vertebral lumbar | AP | 10 |
| | LAT | 30 |
| | ASL | 40 |
| Abdomen, urografía y colecistografía intravenosa | AP | 10 |
| Pelvis | AP | 10 |
| Articulación de la cadera | AP | 10 |
| Tórax | PA | 0,4 |
| | LAT | 1,5 |
| Columna vertebral torácica | AP | 1 |
| | LAT | 20 |
| Cráneo | PA | 5 |
| | LAT | 3 |

*En aire, con retrodispersión. Estos valores son aplicables a una combinación placa-pantalla convencional con una sensibilidad relativa de 200. Para las combinaciones placa-pantalla de alta sensibilidad (400-600), los valores deberían dividirse por un factor de 2 a 3.

Tabla 2-3. Niveles orientativos de dosis aplicables en mamografía para una paciente adulta típica

| Dosis promedio a la mama por proyección Cráneo-caudal* |
|--|
| 1 mGy (sin rejilla) |
| 3 mGy (con rejilla) |

*Determinada en una mama comprimida de 4,5 cm compuesta por 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo, para sistemas placa-pantalla y aparatos dedicados exclusivamente a mamografía, con blanco y filtro de molibdeno. [serie115]

2.11. Medida de Dosis al Paciente.

Para obtener la medida de los parámetros relacionados con las dosis que reciben los pacientes, se pueden utilizar:

- 1 Dosímetros de termoluminiscencia (TLD) colocados a la entrada del haz de rayos X en el paciente.
- 2 Cámaras de ionización de transmisión, utilizadas en el curso de la exploración radiológica del paciente.
- 3 Valores de rendimiento medidos con detectores de radiación (sin paciente) aplicando las condiciones particulares de las exploraciones de que se trate, con los datos de pacientes y técnicas radiográficas utilizadas. [12]

El rendimiento de un tubo de rayos X, $Y(d)$, se expresa en kerma incidente en aire, K_i (sin retrodispersión, es decir, en el seno de aire), dividido por la carga del tubo, dada por el producto P_{It} , y referido a una distancia de referencia. La unidad para el rendimiento, es Gy/C^{-1} o $Gy(As)^{-1}$. Es equivalente usar mGy/mAs o el submúltiplo $\mu Gy/mAs$ el cual conviene usar por conveniencia para el ajuste de curvas.

Tenemos que hablar de Kerma porque, en las energías de radiodiagnóstico, todas las cámaras de ionización del mundo están calibradas en Kerma en aire en el seno de aire. Además es inadecuado hablar de dosis absorbida en aire. La dosis absorbida debe referirse a sólidos y a líquidos y es una magnitud calculada, no medida directamente (en el caso del radiodiagnóstico).

Estos niveles orientativos constituyen una herramienta importante para la optimización, proporcionando una guía de lo que puede considerarse aceptable con buenas prácticas. En este sentido, por lo pronto, no existe en nuestro país un estudio relacionado a niveles orientativos de dosis para exámenes de radiodiagnóstico no intervencionista asociada a una calidad de imagen. [8-9-10]

2.12. Objetivos de la Tesis.

Objetivo General:

- Obtener niveles referenciales de dosis en exámenes radiográficos en combinación con la evaluación de la calidad de las imágenes clínicas.

Objetivos Específicos:

- 1 Construir curvas de rendimiento-dosis para cada uno de los equipos radiográficos evaluados e incorporados en el desarrollo de la tesis.
- 2 Cuantificar cuales son las dosis generadas para los exámenes radiográficos de tórax en la proyección posteroanterior (PA), columna lumbosacra en las proyecciones anteroposterior (AP) y lateral (LAT), mamografía en las proyecciones medio lateral oblicua (MLO) y cráneo-cauda (CC).
- 3 Evaluar la calidad diagnostica de cada una de las imágenes radiográficas obtenidas, tomando como referencia los criterios establecidos en la European

Guidelines on Quality Criteriar for Diagnostic Radiographic Images y proyecto ARCAL LXXV.

- 4 Clasificar los valores de dosis obtenidos para cada uno de los exámenes realizados, según sexo e índice de masa corporal. En el caso de mamografía las dosis serán clasificadas según el espesor de las mamas.
- 5 Realizar un control de calidad a los equipos radiográficos de cada hospital participante, definido en proyecto ARCAL XLIX.

3. MATERIAL Y MÉTODO

3.1. Tipo de Estudio.

El diseño utilizado en el presente estudio es de tipo transversal, descriptivo, analítico y comparativo.

3.2. Universo y Muestra.

Pacientes sometidos a exámenes radiológicos de Tórax PA, Columna Lumbar AP, Columna Lumbar LAT y Mamografía bilateral durante el segundo semestre del año 2005 en hospitales de la región Metropolitana (Clínico de la Universidad de Chile, Del Salvador, San José) y de la primera región de Tarapacá (Dr. Juan Noé).

3.2.1. Muestra.

La muestra de estudio se obtuvo de 429 pacientes tomados a partir del proyecto ARCAL LXXV. El muestreo fue de tipo polietápico, seleccionando en la primera etapa las regiones Metropolitana y Tarapacá. La segunda etapa se seleccionaron los hospitales Clínico de la Universidad de Chile (radiología digital), Del Salvador (radiología convencional), San José (radiología convencional), Dr. Juan Noé (radiología convencional). Tercera etapa se seleccionan pacientes sometidos a los

exámenes de interés del presente estudio de los diferentes servicios imagenológicos de cada uno de los hospitales participantes.

La unidad de muestra corresponde a exámenes 200 radiografías de Tórax PA, 182 radiografías de Columna Lumbar en proyecciones AP y LAT y 94 Mamografías en proyecciones CC y MOL.

3.2.2. Selección de la Muestra.

Para ser incluidos en el estudio de las radiografías, los pacientes fueron seleccionados en forma aleatoria y debían tener una justificación de examen determinada por una indicación de un médico tratante, además los criterios de inclusión fueron los siguientes:

- Individuos de ambos sexos.
- Edad entre 18 y 85 años.
- Peso entre 55 y 85 Kg.
- Estatura desde 150 cm.

En el caso de la mamografía los pacientes fueron seleccionados en forma aleatoria y mediante el criterio inclusión de sexo femenino.

3.3. Equipos e Insumos por Hospital.

3.3.1. Hospital Clínico de la Universidad de Chile.

- Sala N°4:
 - Equipo radiográfico marca Siemens, modelo N° 4803404.
 - Chasis ADS (digital).
- Sala N°5:
 - Equipo radiográfico marca Siemens, modelo N° 4803404.
 - Chasis ADS (digital).
- Sala Mamografía:
 - Equipo mamográfico marca Siemens, modelo Nova 3000.
 - Chasis Agfa. Folio HDS.
 - Película marca Agfa HCR-Plus.
 - Reveladora marca Agfa EOS.

3.3.2. Hospital Del Salvador.

- Sala N°3, equipo mesa:
 - Equipo radiográfico marca Varían. Modelo Diamond 150. Serie AW17089.
- Sala N° 3, equipo estativo:
 - Equipo radiográfico marca Varían. Modelo Diamond 150. Serie 22631-4W.

- Chasis folio Lanex Regular (sensibilidad relativa 400, para todo tipo de radiografías).
- Películas marca Retina Verde y Agfa horto cp-gu.
- Reveladora marca Agfa.
- Revelador Agfa-g 334.
- Fijador Agfa-g 138.

3.3.3. Hospital San José.

- Sala N°2:
 - Equipo radiográfico marca Shimatzu. Multipulsos. Serie 90142.
 - Chasis Lanex Fine (sensibilidad relativa 200, para radiografía de tórax PA)
 - Chasis Lanex Regular (sensibilidad relativa 400, para radiografías de columna lumbar).
 - Películas marca Agfa horto cp-gu
 - Reveladora marca Agfa.
 - Revelador Agfa-g 334.
 - Fijador Agfa-g 138.

3.3.4. Hospital Juan Noé.

- Sala N°4:

- Equipo radiográfico marca Shimatzu. Modelo S. Apphire 15° TH. Serie A043230.
- Sala Cosmos:
 - Equipo radiográfico marca Phillips. Modelo 9836100. Serie 2474100.0014.
 - Chasis Lanex Regular (sensibilidad relativa 400, para todo tipo de radiografías).
 - Películas marca Kodax MXG y RXG.
 - Reveladora marca Kodak, modelo M-35-OMAT.
 - Revelador Kodak.
 - Fijador Kodax.

3.4. Metodología de Trabajo.

Para desarrollar los objetivos propuestos en este estudio, el trabajo se dividió en fases:

3.4.1. Fase I. Pruebas de Control de Calidad.

- **Prueba 1. Perpendicularidad del Rayo Central y Coincidencia del Campo Luminoso con el Campo de Radiación:** Este procedimiento consiste en verificar que la simetría y la intensidad del campo luminoso fueran adecuadas y coincidentes en el máximo de la perfección. Para proceder a esta prueba se colocó el chasis cargado sobre el plano de medida (receptor de

imagen) y se posiciona el objeto de prueba sobre el chasis. Se procede a continuación a Posicionar el tubo encima del chasis a una distancia de 100 cm y se verifica si se encuentra nivelado en relación con el plano de medida. A continuación se hace coincidir el centro del campo luminoso con el centro del objeto de prueba 3 (OP3) y se ajusta el campo para que coincida con el rectángulo demarcado en la placa. Se dispone el objeto de prueba 4 (OP4) sobre OP3 haciendo coincidir el centro de ambos objetos. Se selecciono una técnica radiográfica considerada como adecuada por criterio subjetivo. Se ajusta el colimador de modo tal que el campo luminoso sea mayor que el anterior, alcanzando los límites de la placa o del chasis. Se efectúa la impresión de la placa con la correspondiente dosis de rayos X y, una vez revelada la película, se verifica si la imagen fue adecuada a nuestros propósitos. Los parámetros de tolerancia de esta prueba fueron:

- La localización de la imagen de la esfera en la superficie superior del cilindro se debe encontrar dentro del círculo externo ($< 3^\circ$).
- La distancia máxima entre los bordes del campo visual y el campo de radiación es $\leq 2\%$ de la distancia foco-película utilizada y la suma total de las diferencias entre los bordes es $\leq 4\%$ de la distancia foco-película.

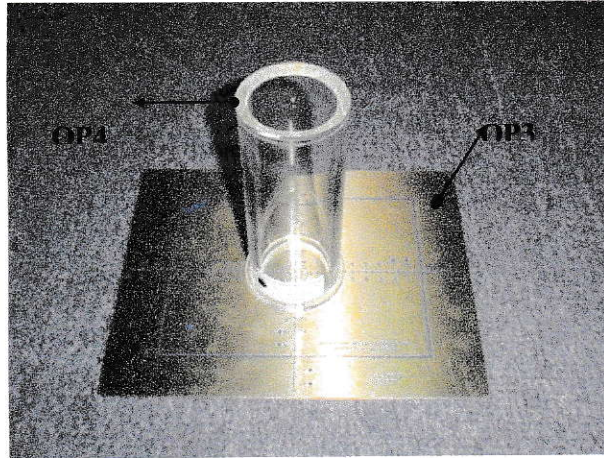


Figura 3-1. Objetos de Prueba 3 y 4.

- Prueba 2. Exactitud y Repetibilidad del valor Nominal de la tensión del tubo:** Para realizar esta prueba se definieron 4 valores de kV, después de lo cual se posiciona el instrumento de medida, sobre la mesa y se nivela el tubo de rayos X a una distancia foco-instrumento de 100 cm. El tamaño de campo a utilizar fue de 5 x 5 cm. Se selecciona una técnica radiográfica considerada como adecuada según criterios de experiencia y se procedió a calcular la exactitud y repetibilidad del kilovoltaje. El procedimiento de cálculo para la exactitud se realiza determinando para cada valor de kV seleccionado la desviación máxima obtenida entre los valores nominales y los valores observados para las 2 mediciones de kV:

$$\text{Desvio Máximo(\%)} = 100 \frac{kV_{ind} - kV_{med}}{kV_{ind}} \quad (17)$$

Donde,

- kV_{ind} es el valor nominal.
- KV_{med} es el valor medido más discrepante.

Para evaluar la repetibilidad se tomaron dentro de los cuatro valores medidos para un mismo kV, los dos valores más discrepantes (k_1 y k_2):

$$Desvio \text{ Máximo}(\%) = 100 \frac{kV_1 - kV_2}{(kV_1 + kV_2)/2} \quad (18)$$

Tanto para la exactitud y repetibilidad el límite de tolerancia es de $\pm 10 \%$.



Figura 3-2. Kilovoltmetro.

- **Prueba 3. Exactitud y Repetibilidad del Tiempo de Exposición:** Para la realización de este Test fue necesario considerar 3 valores del tiempo comúnmente utilizados. Se procede a nivelar el tubo de rayos X; se dispone el instrumento de medida sobre la mesa y se posiciono el tubo a la distancia foco-instrumento según recomendación del fabricante, 100 cm. El tamaño de campo que se utilizó fue de 5 x 5 cm. Se realizaron 3 disparos para cada

tiempo de exposición con una técnica considerada como adecuada según criterios de experiencia .El procedimiento de cálculo de la exactitud se realiza determinando para cada valor de tiempo seleccionado la desviación máxima obtenida:

$$Desvio\ Máximo(\%) = 100 \frac{T_{ind} - T_{med}}{T_{ind}} \quad (19)$$

Donde,

- T_{ind} es el valor seleccionado.
- T_{med} es el valor medido más discrepante.

En la evaluación de la Repetibilidad, se tomaron los dos valores de tiempo más discrepantes (L_{mayor} y L_{menor}) y se calculo la desviación máxima:

$$repetibilidad(\%) = 100 \times \frac{L_{mayor} - L_{menor}}{(L_{mayor} + L_{menor})/2} \quad (20)$$

El límite de tolerancia para la exactitud fue $\pm 10\%$ para tiempos superiores a 20 ms y $\pm 15\%$ para tiempos menores que 20 ms.

El límite de tolerancia para la repetibilidad fue $\pm 10\%$ para todos los tiempos.



Figura 3-3. Medidor de tiempo.

- **Prueba 4. Capa Hemirreductora:** Para la realización de este Test se procede en primera instancia a seleccionar una técnica considerada como adecuada. A continuación se dispone la ubicación de una cámara de ionización a 30 cm., de la mesa y se posiciona el tubo a 100 cm de distancia foco-cámara. Se procede a colimar el haz de manera tal que se cubra exactamente el volumen sensible de la cámara. Se realizan 3 disparos el primero de los cuales se efectúa sin la interposición de filtro alguno. A continuación se efectúa idéntica maniobra pero agregando la interposición de placas de aluminio de un espesor de 3 - 4 mm .El procedimiento de cálculo se realizó comparando la razón entre el valor de la lectura con filtro (L) y la lectura sin filtro (Lo):

$$CHR = \frac{-F \ln 2}{\ln \frac{L}{L_0}} \quad (21)$$

Donde,

- F es el espesor del filtro utilizado (mmAl) [13].

El valor debe ser igual o superior al valor que aparece en tabla 3-1 para considerar la aceptación de la prueba.

Tabla 3-1. Valores mínimos de Capa hemirreductora en función de la fase y tensión del tubo.

| kV | 2 pulsos | Multipulso o trifásico |
|----|----------|------------------------|
| 70 | 2.1 | 2.3 |
| 80 | 2.3 | 2.6 |
| 90 | 2.5 | 3.0 |

Para la situación particular del mamógrafo para la realización del test se selecciona el modo de operación manual y una tensión de 28 kV (valor medido) para un valor dado de mAs y una combinación filtro target molibdeno-molibdeno (Mo/Mo). Se procede a ubicar la cámara de ionización a 5 cm (como mínimo) sobre el soporte, centrada (derecha-izquierda) y a 4 cm de la supuesta pared torácica, de manera que el volumen sensible de la cámara quede inmerso completamente dentro del campo de radiación. Se procede a colimar el haz para cubrir el volumen sensible de la cámara. El compresor se sitúa en la mitad de la distancia foco-cámara y se aplica una lámina de 0,3 mm de Aluminio sobre el compresor y se procede a realizar la exposición con los

mismos parámetros previamente utilizados repitiendo por 2 ó 3 veces. Se posiciona a continuación un segundo filtro (0,4 mm Al) habiendo retirado el filtro anterior y se procede a la repetición de los disparos con los mismos parámetros previos. El procedimiento de cálculo se realiza a partir de F_a y F_b que son los espesores de filtros utilizados, L_a y L_b son las lecturas respectivamente medidas, y L_o es la lectura sin filtro de prueba:

$$CHR = \frac{F_b \ln\left(\frac{2L_a}{L_o}\right) - F_a \ln\left(\frac{2L_b}{L_o}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (22)$$

El valor de CHR obtenido debe encontrarse dentro de los siguientes intervalos en mmAl para cumplir con la prueba.

- Sin compresor : $kVp/100 \leq CHR \leq kVp/100 + C$
- Con compresor: $kVp/100 + 0.03 \leq CHR \leq kVp/100 + 0,02 + C$
- Donde $C = 0.10$ para Mo/Mo; 0.17 para Mo/Rh y 0.20 para Rh/Rh

3.4.2. Fase II. Toma de Examen.

En cada uno de los hospitales participantes, los exámenes radiográficos y mamográficos fueron realizados de acuerdo a los protocolos de cada servicio en particular en lo que dice relación a centrajes, distancia foco paciente, valores de exposición, etc.

A demás de realizar los exámenes a cada paciente, personal de los diferentes servicios de imagenología participantes, deben registrar la información pertinente a cada paciente según protocolo establecido y que se muestra en Anexo A.

En el caso de las mediciones de peso y estatura de cada paciente (información con la cual se puede derivar el índice de masa corporal (IMC) por paciente), se realiza con balanzas que se disponen en cada uno de los servicios y con standares de calibración propios [14].

3.4.3. Fase III. Cálculos del Rendimiento de los Equipos y Dosis a Pacientes.

El cálculo del Rendimiento de los equipos y dosis a pacientes fue medido utilizando un Dosímetro Universal PTW-Unidos (cámara de ionización modelo 77334 de 1 cm³, y con el soporte de un aparato de medición de dosis modelo 10008). La cámara de ionización se ubica sobre una pieza de plástico que permitió desplazarla 30 cm de la mesa de examen, evitando de este modo el fenómeno de la retrodispersión de la mesa. La distancia desde el foco del equipo de rayos X a la mesa de examen fue de 100 cm y se denomina distancia de referencia d_{ref} . El tamaño de campo utilizado varía en función de los formatos de los chasis usados en cada servicio para cada uno de los exámenes. Estos variaron desde el tamaño 24 x 30 cm para las radiografías de Columnas Lumbares hasta el tamaño 35 x 43 cm en el

caso de las radiografías de tórax. Se estimó el factor Campo para corregir los valores de rendimiento de aquellos pacientes donde el tamaño de campo utilizados en ellos fue distinto de los utilizados para cuantificar los rendimientos, sin embargo se evidencia que existió una variación de un $\pm 3 \%$ entre el menor tamaño de campo (24 x 30 cm) y el mayor tamaño de campo posible (máximo tamaño) utilizados en este estudio, razón por la cual decidimos no considerar para el análisis esta variable (Anexo B).

Se determinó el rendimiento de 10 en 10 kVp a la distancia de referencia y para diferentes valores de mAs y se ajustaron estos valores a una función potencial aU^b , ocupando para ello el programa Excel (Microsoft) para que representara la información recogida mediante un gráfico con una línea de tendencia en la función potencial, obteniendo los parámetros de ajuste "a" y "b" (Gráfico 3-1).

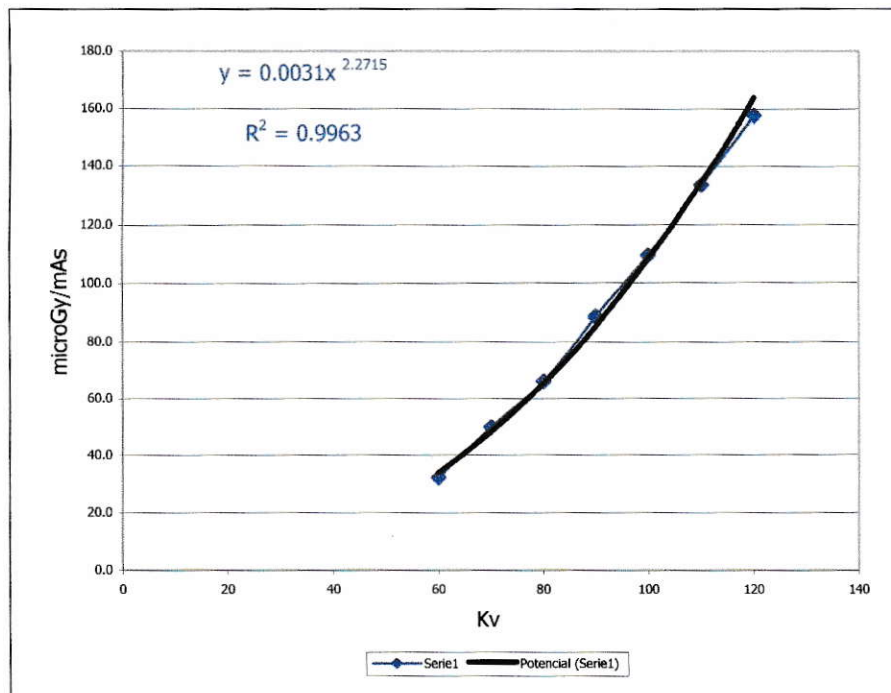


Figura. 3-1. Gráfico Rendimiento equipos generadores de rayos X.

Estos parámetros se necesitaron para determinar el K_e para cada paciente, a partir de los valores particulares de kVp en cada uno de los exámenes. En algunos casos fueron distintos de los que se utilizaron para determinar el rendimiento. El kerma en aire en la superficie de entrada, K_e incluye la retrodispersión y se puede obtener a partir del rendimiento del tubo. La fórmula para obtener K_e a partir del rendimiento es:

$$K_e = Y P_{It} \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 B = a U^b P_{It} \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 B \quad (23)$$

Donde:

- Y es el rendimiento del tubo (mGy/mAs) o (μ Gy/mAs).

- U es la tensión aplicada al tubo (en kVp) y la función aU^b es la que aproxima al rendimiento del tubo, Y . El valor de rendimiento que se toma es el correspondiente al de U seleccionado en la exposición de cada paciente.
- d_{ref} es la distancia a la que se expresó el rendimiento.
- d es la distancia del foco a la piel del paciente.
- P_{It} es el producto intensidad por tiempo o carga del tubo para exponer cada paciente (en mAs).
- B es el factor de retrodispersión, que para campos grandes (tórax y columna) se puede aproximar por el valor 1,35 [8-9-10].

El rendimiento del mamógrafo se determina igual que para la radiografía general, sin embargo es necesario realizar algunos ajustes complementarios:

- Intercalar el compresor delante de la cámara, al determinar el rendimiento.
- Para evitar medir en el seno de aire (es decir, sin retrodispersión), la distancia entre la cámara y la bandeja debe ser de 5 cm o más. Esta distancia es mucho menor que en radiografía general, pues en mamografía la retrodispersión es significativamente de menor magnitud.
- La determinación de la dosis en aire en la superficie de entrada del paciente o Kerma en aire en superficie de entrada considerando el factor de retrodispersión, se obtiene a partir del kerma incidente para cada paciente, utilizando fórmula (23), donde el factor de retrodispersión para mamografía se

puede aproximar por el valor 1,09.

Para determinar la dosis glandular promedio se obtiene a partir del kerma incidente para cada paciente, utilizando la formula:

$$D_G = c_{D_G, K_i} s K_i = c_{D_G, K_i} s Y P_{It} (d_{ref} / d)^2 \quad (24)$$

Donde:

- D_G es la dosis glandular promedio.
- K_i es el kerma incidente para cada paciente, el cual se obtiene a partir del rendimiento, medido con el mismo valor de U y después corregido por distancia, es decir $K_i = Y (d_{ref} / d)^2$.
- c_{D_G, K_i} es un coeficiente de conversión de Kerma incidente a dosis glandular promedio, el cual depende del valor de la capa hemirreductora (CHR). Éste a su vez depende del valor de U.
- "s" es un factor dependiente del material del ánodo y filtro. Si se utiliza el molibdeno para ambos, el valor de "s" es la unidad.
- P_{It} es el producto intensidad por tiempo o carga del tubo para exponer cada paciente (en mAs). [8-15-16-17-18]

3.4.4. Fase IV. Evaluación de la Calidad de Imagen.

Esta parte fue realizada en una primera instancia por cada Tecnólogo Médico de las instituciones participantes en el momento de realizar cada examen, ya que, son

los profesionales encargados de efectuar todos los exámenes en los servicios de imagenología. Además, en consideración a la formación curricular el profesional Tecnólogo Médico esta capacitado para discriminar criterios de calidad en exámenes radiológicos y mamográficos. Posteriormente fueron los Médicos Radiólogos con actividad laboral estable en los diferentes centros incluidos en este estudio quienes evaluaron la calidad de imagen de cada uno de los exámenes radiográficos o mamográficos de acuerdo a los criterios de calidad de imagen estipulados con antelación para el presente estudio (Anexos C).

La información requerida por cada paciente fue recogida en un formulario ad hoc preparado con pregunta ya formulada y opción de respuesta si/no. Esta rutina no se desarrolla en el centro donde se obtiene imagen en forma digital en atención a que en su práctica convencional los criterios definidos en este proyecto estaban incorporados a la rutina del trabajo y se realiza una recolección digital de toda la información obtenida. [8-19]

3.5. Descripción de Variables.

3.5.1. Variables Dependientes.

- Dosis en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE): Expresada en (mGy).
- Dosis glandular promedio (DG): Expresada en (mGy).

3.5.2. Variables Independientes.

- Sexo: Se presenta la información según sexo.
- Edad: Expresado en (años).
- Estatura: Medida en (cm) o (m).
- Peso: Medido en (Kg).
- Índice de masa corporal (IMC): Relación entre el peso y la estatura por m^2 de superficie corporal.
- Las categorías fueron:
 - Peso Normal: 18.5 a 24.9 (Kg/m^2).
 - Obesidad grado I: 25 a 29.9 (Kg/m^2).
 - Obesidad grado II: 30 a 34.9 (Kg/m^2).
 - Obesidad grado III: 35 a 39.9 (Kg/m^2).
 - Obesidad grado IV: ≥ 40 (Kg/m^2).

- Rango índice de masa corporal (RIMC): Clasificación de los IMC en rangos enumerados:
 - 0= Peso Normal.
 - 1= Obesidad grado I.
 - 2= Obesidad grado II y Obesidad grado III.
- Espesor de mama comprimida (EMC): Grosor de la mama comprimida expresada en (cm).
- Rango espesor de mama comprimida (REMC): Clasificación del grosor de la mama comprimida en rangos enumerados.
 - I = 19 30 (mm).
 - II = 31 a 40 (mm).
 - III = 41 a 50 (mm).
 - IV = 51 a 60 (mm).
 - V = > a 60 (mm).
- Kilovoltaje (kV): Diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo, condiciona la penetrabilidad del haz de radiación.
- Miliampere-segundo (mAs): Potencia del tubo de rayos X, genera la cantidad de fotones X y su tiempo de producción.
- Distancia foco-paciente (DFP): Es el recorrido entre el foco y la superficie de entrada del paciente, se expresa generalmente en (cm).

- Kerma incidente: Expresada en (mGy).
- Rendimiento: Es el Kerma aire que genera un equipo de rayos X, para una determinada combinación de distancia foco-cámara, kV, mAs. Se expresa en ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) a una distancia de 100 cm desde el foco del tubo de rayos X.

3.6. Plan de Análisis Estadístico e Interpretación.

De acuerdo al tipo de estudio se realizó lo siguiente:

3.6.1 Limpieza y Codificación de la Información.

Una vez recolectada la información, se llevó a una plantilla Excel posterior a la codificación y limpieza de los datos. Luego para su análisis estadístico fue llevada a 2 programas computacional estadísticos (STATA 8.0 y SPSS 11).

3.6.2 Análisis Estadístico.

- **Análisis Descriptivo:** Después de la revisión de la base de datos, se realizó:
 - Un análisis exploratorio de cada una de las variables para evaluar la calidad de la información y observar el comportamiento respecto de la distribución de frecuencia, medidas de tendencia central, de dispersión y de posición relativa (media, desviación estándar, y percentil 75) para cada una de las variables.

- Se hizo una estratificación en aquellas variables que fue necesario según objetivos del estudio, como por ejemplo el IMC.
- **Análisis Inferencial:** Se realizó para observar el comportamiento de la variable dependiente de interés dosis en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) o dosis glandular promedio (DG), con las variables independientes (hospital, sexo, edad, etc.), para ello se realizó:
 - Se calcula la media y percentil 75 a la variable dependiente (dosis en aire en la superficie de entrada del paciente "DSE") para todos los exámenes) por hospital de acuerdo a las variables independiente sexo, rango de índice de masa corporal (RIMC).
 - Calculo del coeficiente correlación de Pearson (r), para establecer si existe algún tipo de relación o asociación entre las variables dependientes (DSE o DG), con las variables independientes (sexo, edad, etc.) por hospital, y establecer si dichas correlaciones son estadísticamente significativas. En este caso los programas STATA 8.0 y SPSS 11, entregaron automáticamente el valor del coeficiente de correlación y su significancia estadística ($p \leq 0.05$).
 - Para observar las diferencias existente entre los distintos hospitales se utilizó el test de ANOVA (análisis de varianza). Cuando el resultado demostró diferencias estadísticamente significativas se utilizaron las pruebas

posteriores de HSD de Tukey, cuya significancia estadística se expresa a través de un $p \leq 0.05$.

- En el caso del análisis de la calidad de imagen entre los diferentes hospitales se realizó una diferencia de proporciones totales de cumplimiento de criterios de calidad de imagen (si), de esta forma se evaluó diferencia entre dos proporciones y se estableció si estas presentaban significancia estadística ($p \leq 0.05$). Se compararon todos los hospitales (B, C, D) con el hospital A, ya que este presentó un perfecto cumplimiento de todos los criterios de calidad de imagen en todos los exámenes radiológicos estudiados, obteniendo una proporción igual a la unidad. El estadístico de prueba utilizado fue Z. [20-21]

4. RESULTADOS

El análisis de la información del estudio comprende un universo de 429 pacientes como se ha detallado previamente en el punto 3.2 del capítulo precedente. El objetivo principal de nuestra investigación es la de tratar de obtener un marco orientativo para lograr obtener niveles referenciales de dosis en exámenes radiodiagnósticos rutinarios (radiografía de Tórax Postero-anterior, Columna Lumbar en proyecciones tanto Antero-posterior como Lateral y mamografía) en combinación con la evaluación de la calidad de las imágenes clínicas logradas. Por lo tanto nuestros resultados se inician dando respuesta al objetivo específico N°1 (Anexo D). Posteriormente la descripción continúa, a través de un análisis de distribución de la muestra en estudio de acuerdo a ciertas variables (hospitales, sexo, rango de índice de masa corporal (RIMC)) y la presentación de la dosis en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) según las mismas variables independientes, todo esto con su respectivo nivel orientativo o referencial de dosis el cual deseamos también evaluar la correspondencia con la magnitud equivalente al percentil 75 de nuestra muestra. Posteriormente nuestros resultados se presentan mediante un análisis inferencial para cuantificar el comportamiento de las variables estimadas como dependientes: dosis en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) o dosis

glandular promedio (DG) con las variables consideradas como independientes vale decir hospital, sexo, edad, entre otras, respondiendo de esta forma los objetivos específicos N°2, N°3 y N°4 enunciados previamente . Finalmente se muestran los valores resultantes de las pruebas de control de calidad realizadas a los diferentes equipos radiológicos analizados , contestando de este modo el objetivo específico N°5.

4.1. Análisis Descriptivo.

Tabla 4-1. Distribución de la población de pacientes por examen de acuerdo a cada hospital.

| Hospital | Radiografía de Tórax Postero-anterior | | Radiografía de Columnas Lumbares | | Mamografía | |
|-------------------|---------------------------------------|----------------|----------------------------------|----------------|------------|----------------|
| | Casos (n) | Porcentaje (%) | Casos (n) | Porcentaje (%) | Casos (n) | Porcentaje (%) |
| Hospital A | 50 | 25.0 | 40 | 22.0 | 47 | 100.0 |
| Hospital B | 50 | 25.0 | 46 | 25.3 | 0 | 0.0 |
| Hospital C | 50 | 25.0 | 50 | 27.5 | 0 | 0.0 |
| Hospital D | 50 | 25.0 | 46 | 25.3 | 0 | 0.0 |
| Total | 200 | 100.0 | 182 | 100.0 | 47 | 100.0 |

En la tabla 4-1, se puede observar que en general la población de pacientes analizados es semejante para cada uno de los hospitales en los cuales se realizó nuestro estudio con un número cercano a 50 pacientes para cada hospital en las diferentes técnicas analizadas. Debemos destacar que solo en el hospital A se incluyeron muestras para mamografías considerando que en los otros servicios no fue posible en razón de circunstancias locales fortuitas que no era posible modificar.

Tabla 4-2. Distribución de la población de pacientes por examen según sexo.

| | Radiografía de Tórax Postero-anterior | | Radiografía de Columnas Lumbares | | Mamografía | |
|---------------------------|--|-------------------|-------------------------------------|-------------------|--------------|-------------------|
| | Casos (n) | Porcentaje (%) | Casos (n) | Porcentaje (%) | Casos (n) | Porcentaje (%) |
| Sexo Femenino | 128 | 64.0 | 130 | 71.4 | 47 | 100.0 |
| Sexo Masculino | 72 | 36.0 | 52 | 28.6 | 0 | 0.0 |
| Total | 200 | 100.0 | 182 | 100.0 | 47 | 100.0 |

Destaca en la tabla 4-2, que el sexo femenino representa el 64% y 71.4% de las muestras de radiografías de Tórax y Columnas Lumbares respectivamente. En el caso de las mamografías la muestra esta compuesta, como es posible asumir, solo por pacientes de sexo femenino (n=47).

Tabla 4-3. Distribución de la población de pacientes para los exámenes radiográficos según clasificación de índice de masa corporal.

| Clasificación del índice de masa corporal | Radiografía de Tórax Postero-anterior | | Radiografía de Columnas Lumbares | |
|---|---------------------------------------|----------------|----------------------------------|----------------|
| | Casos (n) | Porcentaje (%) | Casos (n) | Porcentaje (%) |
| Normopeso | 71 | 35.5 | 58 | 31.9 |
| Obesidad grado I | 98 | 49.0 | 91 | 50.0 |
| Obesidad grado II | 28 | 14.0 | 28 | 15.4 |
| Obesidad grado III | 3 | 1.5 | 5 | 2.7 |
| Total | 200 | 100.0 | 182 | 100.0 |

En nuestra población de estudio debemos destacar que la mayoría presenta algún grado de obesidad siendo de grado II-III casi el 18% del total de la muestra tanto en radiografías de Tórax como en radiografías de Columna Lumbar, siendo la población de peso normal una minoría en el total de la muestra analizada.

Tabla 4-4. Distribución de las mamas exploradas según rango de espesor y proyección utilizada al momento de la mamografía.

| Rango de espesor de mama comprimida | Proyección Cráneo-Caudal (CC) | | Proyección Medio lateral Oblicuo (MLO) | |
|-------------------------------------|-------------------------------|----------------|--|----------------|
| | Casos (n) | Porcentaje (%) | Casos (n) | Porcentaje (%) |
| 19 – 30 mm | 10 | 11.1 | 12 | 13.3 |
| 31- 40 mm | 37 | 41.1 | 27 | 30.0 |
| 41 - 50 mm | 26 | 28.8 | 30 | 33.3 |
| 51 - 60 mm | 12 | 13.3 | 16 | 17.7 |
| 61 - ≥ | 5 | 5.5 | 5 | 5.5 |
| Total | 90 | 100.0 | 90 | 100.0 |

Según la tabla 4-4, para la proyección mamográfica CC el 41.1% de las mamas tenían un espesor que iba entre los 31 a 44 mm de espesor. En cambio en la proyección MLO el mayor porcentaje estaba en el rango de mamas de 41 a 50 mm de espesor, con un total de 30 mamas (33.3%).

4.2. Análisis Inferencial.

Tabla 4-5. Distribución de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente según tipo de examen y sexo.

| | Radiografía de Tórax Postero-anterior | | Radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior | | Radiografía de Columna Lumbar Lateral | |
|--------------------------------|---------------------------------------|--------------------------------|--|---------------------------------|---------------------------------------|-----------------------------------|
| | Mujer x \pm ds () | Hombre x \pm ds () | Mujer x \pm ds () | Hombre x \pm ds () | Mujer x \pm ds () | Hombre x \pm ds () |
| Hospital A | 0.35 \pm 0.16 (0.12-0.75) | 0.37 \pm 0.14 (0.16-0.68) | 13.17 \pm 4.84 (5.94-1.97) | 16.04 \pm 3.94 (8.80-1.86) | 25.89 \pm 7.31 (15.18-42.22) | 29.96 \pm 5.15 (22.37-37.03) |
| Hospital B | 0.17 \pm 0.32 (0.11-0.23) | 0.18 \pm 0.29 (0.13-0.22) | 5.37 \pm 2.21 (3.24-13.36) | 6.57 \pm 3.95 (3.71-14.88) | 10.77 \pm 4.14 (6.35-21.50) | 12.35 \pm 7.49 (6.59-29.52) |
| Hospital C | 0.36 \pm 0.10 (0.19-0.58) | 0.38 \pm 0.11 (0.22-0.58) | 5.34 \pm 1.89 (2.56-8.32) | 5.44 \pm 1.50 (3.51-9.94) | 11.42 \pm 4.67 (5.88-22.47) | 12.01 \pm 4.07 (5.72-18.73) |
| Hospital D | 0.14 \pm 0.29 (0.09-0.20) | 0.14 \pm 0.31 (0.11-0.19) | 5.69 \pm 1.66 (3.11-9.88) | 5.77 \pm 1.43 (3.39-8.71) | 13.07 \pm 3.03 (7.60-20.81) | 13.52 \pm 2.24 (9.31-18.03) |
| Percentil 75 hospitales | 0.15* | 0.17* | 6.34** | 6.82** | 15.16** | 17.61** |

x ; \pm ds; () = Rango de valores observados; *Hospitales B y D, **Hospitales B, C y D.

Según se puede apreciar en la tabla 4-5, el hospital A y C tienen las mayores dosis en aire en la superficie de entrada del paciente 0,37 y 0,38 mGy respectivamente. Esta situación se observa también para el hospital A que tiene la mayor dosis para los procedimientos de Columna Lumbar en ambas proyecciones en una magnitud que está entre 2 y 3 veces superior a los otros servicios hospitalarios analizados al realizar un análisis según la distribución de la magnitud de la radiación

en el percentil 75.

Tabla 4-6. Distribución de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente en radiografía de Tórax Postero-anterior, según rango de índice de masa corporal.

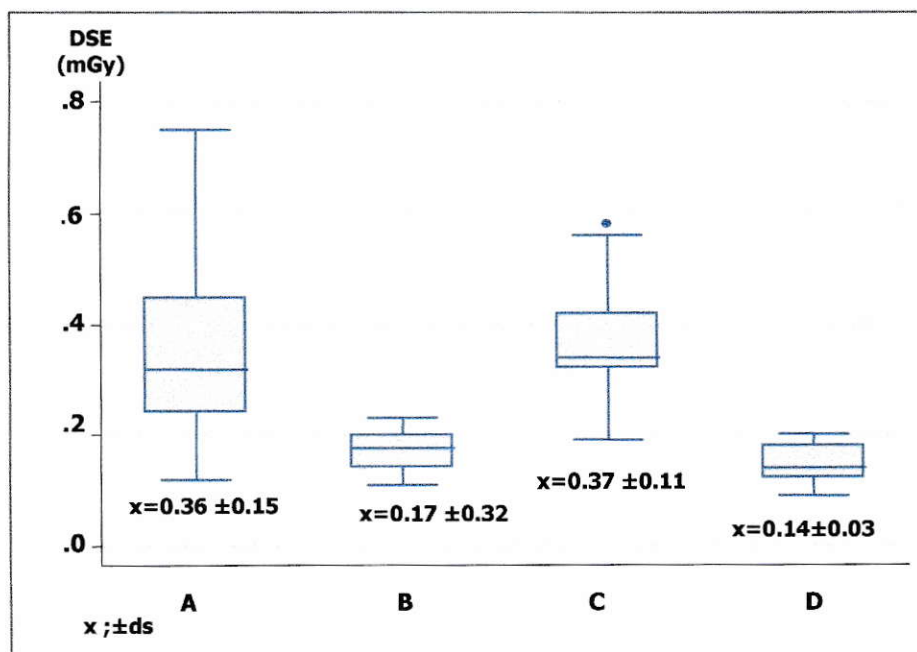
| | Rango 0 (Peso Normal) (Kg/m²) | Rango 1 (Obesidad grado I) (Kg/m²) | Rango 2 (Obesidad grado II y III) (Kg/m²) |
|---|---|--|---|
| | x ±ds () | x ±ds () | x ±ds () |
| Hospital A | 0.29* ±0.10 (0.12-0.49) | 0.37* ±0.15 (0.16-0.66) | 0.48* ±0.20 (0.23-0.75) |
| Hospital B | 0.16* ±0.30 (0.11-0.21) | 0.18 ±0.28 (0.12-0.23) | 0.18 ±0.45 (0.11-0.23) |
| Hospital C | 0.29* ±0.58 (0.19-0.40) | 0.39* ±0.09 (0.23-0.58) | 0.45* ±0.12 (0.30-0.58) |
| Hospital D | 0.13 ±0.21 (0.09-0.20) | 0.13 ±0.26 (0.09-0.18) | 0.18* ±0.19 (0.14-0.20) |
| Percentil 75 hospitales B, D | 0.17 | 0.19 | 0.20 |

*=p≤0.05 (bilateral).

x ;±ds; () = Rango de valores observados.

En la tabla 4-6, se observa que en el hospital A y C la dosis en el aire en la superficie de entrada del paciente se incrementa en forma proporcional al grado de incremento en el índice de masa corporal situación que no se presenta en el hospital B y D donde los incrementos son mínimos o no existen. Al efectuar el análisis de parte de nuestras observaciones según distribución en percentil 75 encontramos que el valor se incrementa en forma gradual y proporcional al mayor índice de masa corporal situación que no esta presente en dos de nuestro centros estudiados.

Gráfico 4-1. Representación de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para la muestra de radiografías de Tórax Postero-anterior según hospital.



En el gráfico 4-1, se establece la media de la dosis en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) para cada hospital, destacando que el hospital C presenta el mayor valor (0.37 mGy) en comparación con los hospitales B y D. Cabe señalar que la diferencia de media para las dosis de estos últimos 2 hospitales (B y C) en comparación con el hospital C fue estadísticamente significativo ($p \leq 0.05$). (Anexo E, tabla 8-1)

Tabla 4-7. Distribución de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente en radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior, según rango de índice de masa corporal.

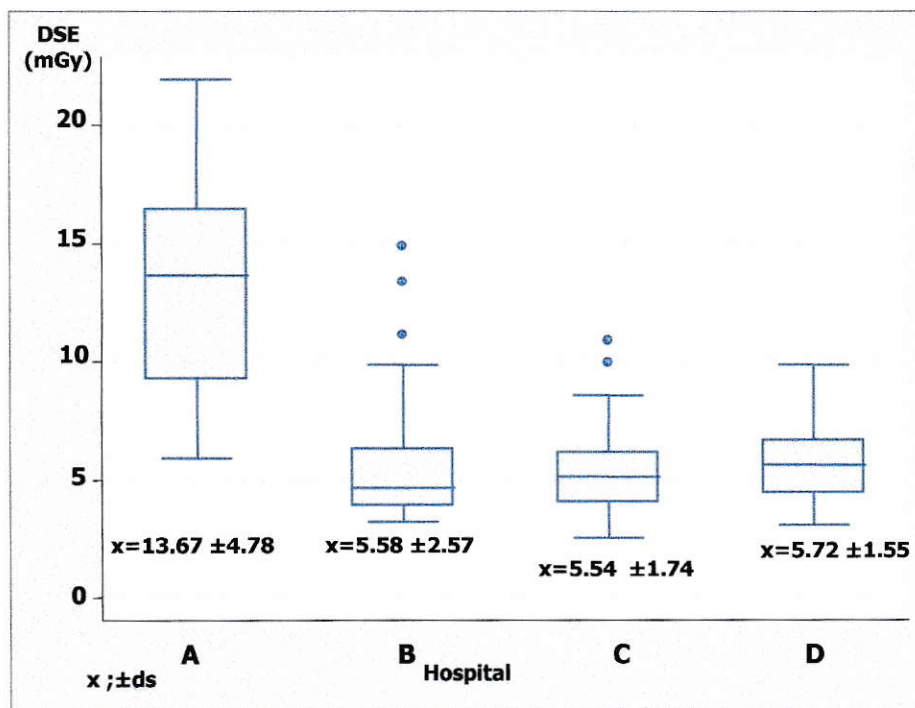
| | Rango 0 (Peso Normal) (Kg/m²) | | | Rango 1 (Obesidad grado I) (Kg/m²) | | | Rango 2 (Obesidad grado II y III) (Kg/m²) | | |
|---|---|------------|--------------|--|------------|--------------|---|-----------|---------------|
| | x | ±ds | () | x | ±ds | () | M | DS | () |
| Hospital A | 13.17 | ±5.06 | (8.48-21.66) | 12.92 | ±4.82 | (5.94-21.97) | 16.46 | ±3.83 | (11.05-21.91) |
| Hospital B | 4.99 | ±2.81 | (3.24-14.88) | 5.71 | ±2.53 | (3.39-13.36) | 6.38 | ±2.23 | (4.00-11.12) |
| Hospital C | 4.97 | ±1.35 | (2.56-7.17) | 5.19 | ±1.24 | (3.33-8.25) | 6.51 | ±2.76 | (3.38-10.88) |
| Hospital D | 5.09* | ±1.39 | (3.11-7.40) | 5.93* | ±1.41 | (3.74-8.71) | 6.75* | ±1.82 | (4.23-9.88) |
| Percentil 75 (hsopitales B, C, D) | | 5.83 | | 6.42 | | | 7.76 | | |

*= $p \leq 0.05$ (bilateral). x ; ±ds; () = Rango de valores observados.

Según la tabla 4-7. En el hospital A se observa el mayor valor de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente, la cual alcanza un nivel de 2 a 3 veces superior a lo registrado en los otros servicios de radiología analizados siendo muy poco evidente la influencia potencial del índice de masa corporal en la dosis de radiación emitida para lograr el registro radiológico, el cual varía escasamente entre los diferentes grupos en los cuales fue dividida nuestra población (excepto hospital D) de estudio en el análisis de distribución según percentil 75, se hace evidente la nula o escasa influencia que tiene el índice de masa corporal en la dosis para esta proyección radiológica y como, al ser analizada toda nuestra población de estudio en

conjunto se enmascararan aquellos con niveles altos de emisión.

Gráfico 4-2. Niveles de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para radiografías de Columna Lumbar Antero-posterior según hospital.



El mayor valor medio para las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) para la radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior en el gráfico 4-2, es de 13.67 mGy, que corresponde al hospital A. Este valor de dosis resulto estadísticamente diferente a los otros hospitales ($p < 0.0001$). En el caso del resto de los otros hospitales (B, C y D) sus valores medios de dosis no resultaron estadísticamente significativos ($p > 0.05$) entre ellos. (Anexo E, tabla 8-2)

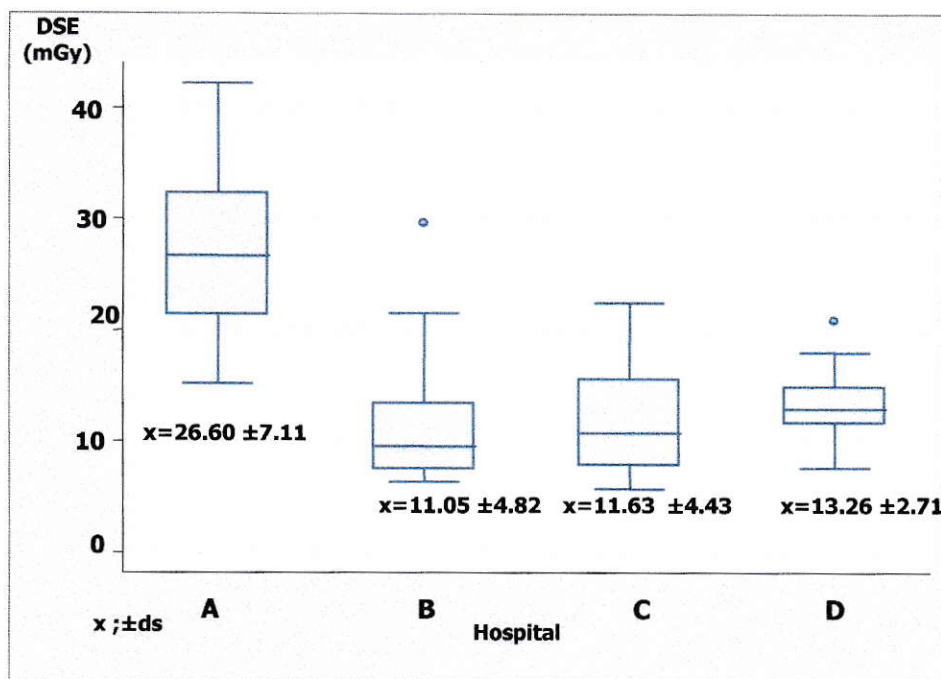
Tabla 4-8. Distribución de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente de Columna Lumbar Lateral, según rango de índice de masa corporal.

| | Rango 0 (Peso Normal) (Kg/m²) | | | Rango 1 (Obesidad grado I) (Kg/m²) | | | Rango 2 (Obesidad grado II y III) (Kg/m²) | | |
|--|---|------------|---------------|--|------------|---------------|---|------------|---------------|
| | x | ±ds | () | x | ±ds | () | x | ±ds | () |
| Hospital A | 27.02 | ±8.05 | (19.66-37.73) | 26.97 | ±7.27 | (15.18-42.22) | 25.10 | ±6.53 | (15.32-37.47) |
| Hospital B | 10.16 | ±6.05 | (6.35-19.52) | 11.51 | ±4.30 | (6.70-21.50) | 11.56 | ±3.94 | (7.09-17.829) |
| Hospital C | 13.21 | ±5.12 | (5.88-22.47) | 10.62 | ±3.998 | (5.88-17.65) | 11.02 | ±3.52 | (5.72-17.34) |
| Hospital D | 12.53 | ±2.97 | (7.60-18.00 9 | 13.82 | ±2.42 | (10.54-20.81) | 13.44 | ±2.83 | (9.33-18.03) |
| Percentil 75 hospitales B, C, D | | 15.46 | | | 14.70 | | | 14.28 | |

x ;±ds; () = Rango de valores observados.

La tabla 4-8, muestra que en el hospital A el nivel dosimétrico encontrado para las radiografías de Columna Lumbar en proyección Lateral es superior en 2 a 3 veces al observado en los otros hospitales. El análisis del comportamiento del percentil 75 entre los distintos grupos de índice de masa corporal es muy próximo al valor medio encontrado en los hospitales B, C y D pero enmascara el alto nivel dosimétrico encontrado en el hospital A.

Gráfico 4-3. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente en radiografías de Columna Lumbar Lateral según hospital.



De todos los hospitales representados en el gráfico 4-3, el hospital A, es quién presenta el valor medio de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) más discrepante con el resto de los hospitales ($p < 0.0001$), cuyo valor es de 26.6 mGy. La diferencia apreciada entre los valores de medios de dosis entre los hospitales B, C y D no resultaron estadísticamente significativos ($p > 0.05$). (Anexo E, tabla 8-3)

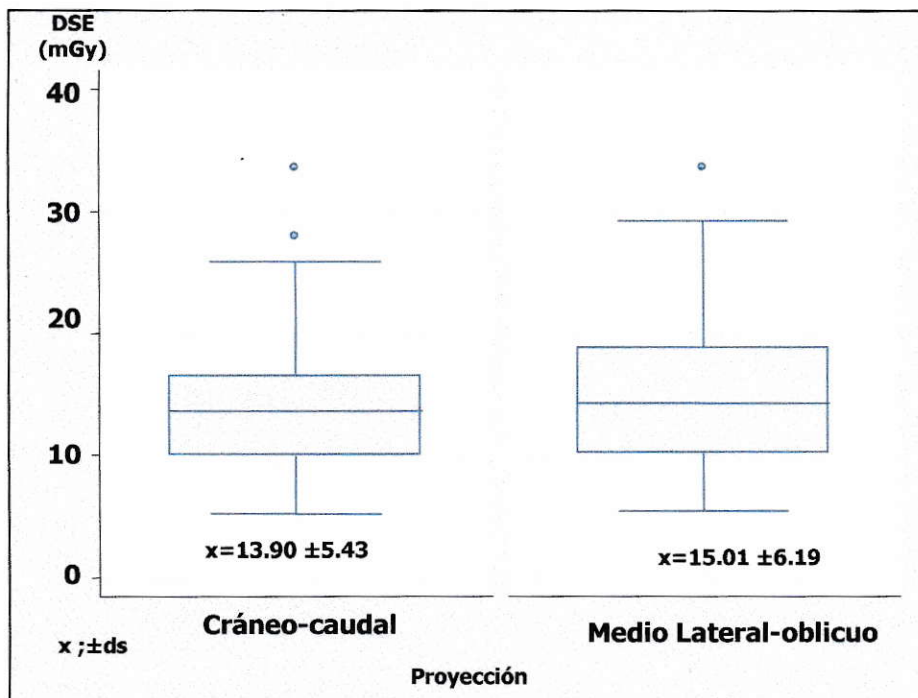
Tabla 4-9. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para mamografía en las proyecciones Cráneo-caudal y Medio lateral-oblicua según rango de espesor de mama comprimida.

| | Rango I (19-30 mm) x ±ds () | Rango II (31-40 mm) x ±ds () | Rango III (41-50 mm) x ±ds () | Rango IV (51-60 mm) x ±ds () | Rango V (61-≥) x ±ds () |
|--------------------------------------|---|--|---|--|---|
| Craneo caudal | 8.08 ±2.31 (5.22-12.52) | 11.11 ±3.05 (5.96-8.22) | 16.21 ±3.77 (11.18-25.90) | 17.93 ±5.61 (13.47-33.57) | 24.47 ±2.37 (22.67-27.98) |
| Medio lateral oblicuo | 7.87 ±2.05 (5.22-12.52) | 11.35 ±3.09 (5.96-20.93) | 16.12 ±3.77 (7.91-25.90) | 19.12 ±5.19 (9.88-33.57) | 26.45 ±3.47 (22.67-33.57) |

x ;±ds; () = Rango de valores observados.

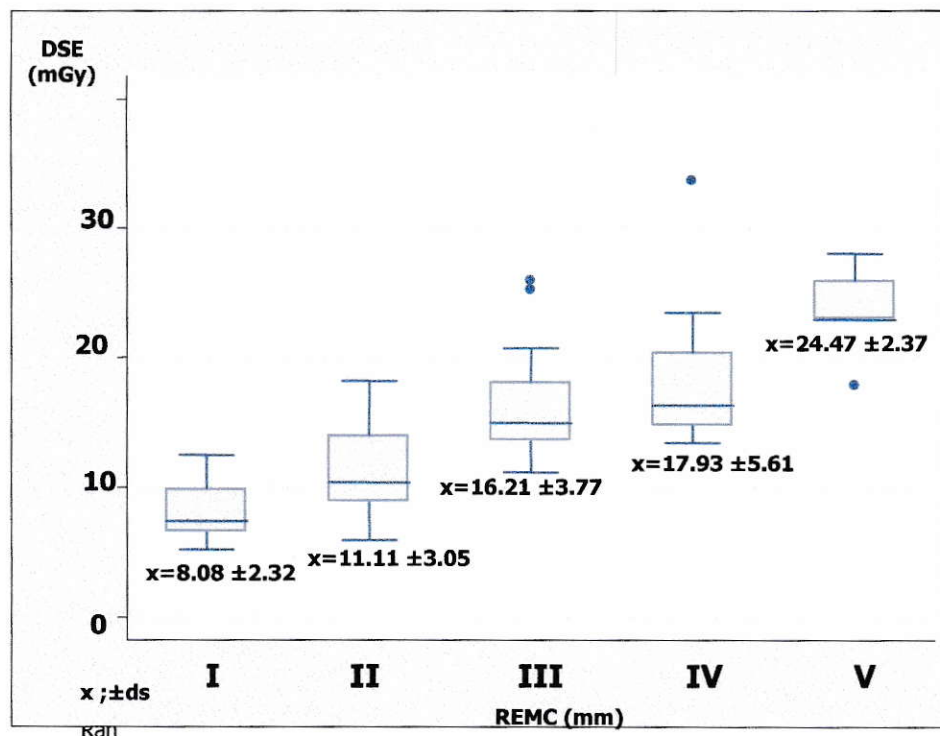
Según se observa en la tabla 4-9 los niveles dosimétricos tienden a incrementarse en forma progresiva, según el incremento en el espesor de la mama comprimida analizada, menos para la diferencia de medias entre los grupos de mamas de los Rangos I y II, de la proyección CC con un $p=0.144$ (Anexo E, tablas 8-4 y 8-5). Por otra parte, los niveles de emisión son conservados en ambas proyecciones.

Gráfico 4-4. Representación de la dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para las proyecciones mamográficas.



En el gráfico 4-4, se establece que el promedio de la dosis en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) para la proyección mamográfica Medio lateral-oblicua (MLO) tuvo un valor de 15.01 mGy, cabe señalar que este valor de dosis no fue estadísticamente significativo ($p=0.203$) con la DSE de la proyección Cráneo-caudal (CC).

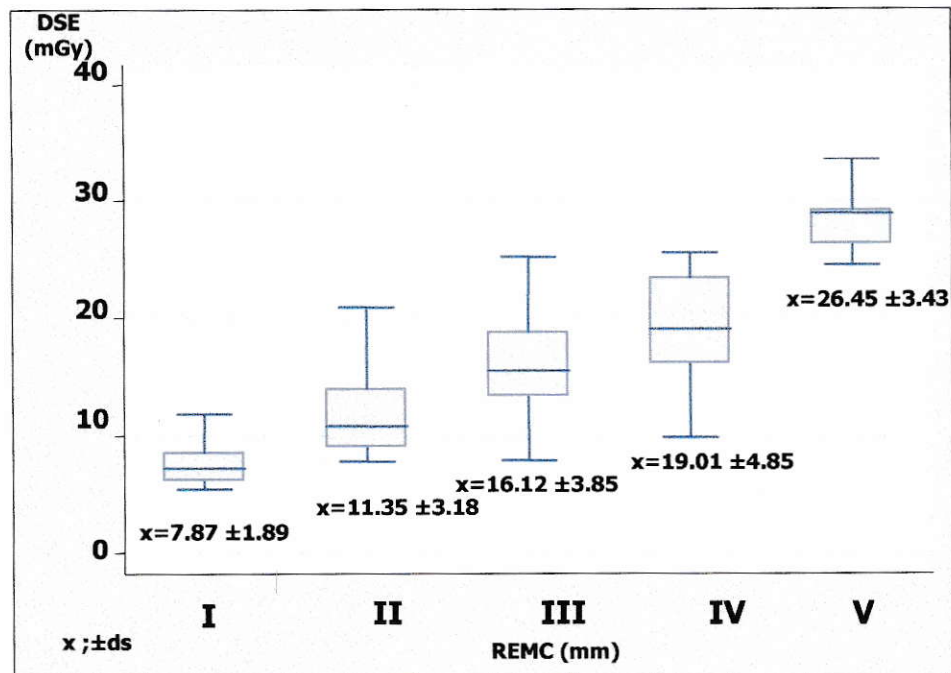
Gráfico 4-5. Dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para mamografías en la proyección Cráneo-caudal según rango de espesor de mama comprimida.



Rango I=19 a 30 (mm). Rango II=31 a 40 (mm). Rango III=41 a 50 (mm). Rango IV=51 a 60 (mm). Rango V=> a 60 (mm).

La figura 4-5 representa la distribución de la dosis en aire en la superficie de entrada del paciente según la distribución arbitraria realizada para el propósito de nuestra investigación. Se puede evidenciar que el grosor de la glándula mamaria tiene una directa relación con la magnitud de dosis, menos entre los rangos III y IV ($p \leq 0,05$). (Anexo E, tabla 8-5)

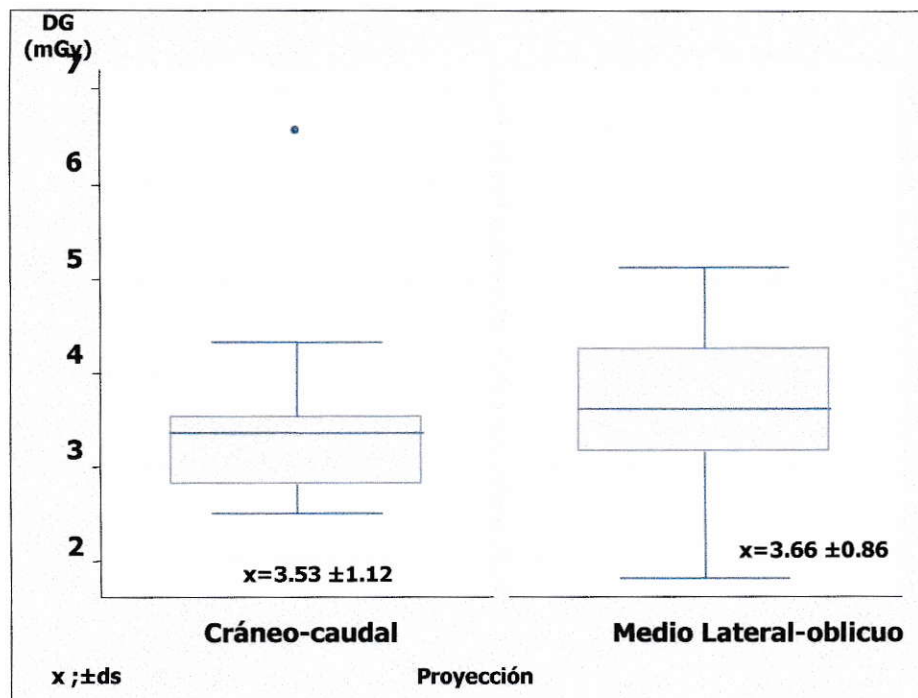
Gráfico 4-6. Dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para la mamografía en la proyección Medio lateral-oblicua según rango de espesor de mama comprimida



Rango I=19 a 30 (mm). Rango II=31 a 40 (mm). Rango III=41 a 50 (mm). Rango IV=51 a 60 (mm). Rango V=> a 60 (mm).

Igual correlación se observa para la proyección Medio Lateral-oblicuo con una dosis de 7.9 mGy para el grosor mas pequeño según nuestra distribución y 26.45 mGy para el mayor grosor que corresponde a mamas comprimidas que tienen espesor superior a 60 mm ($p \leq 0,05$). (Anexo E, tabla 8-4)

Gráfico 4-7. Dosis glandular promedio para la muestra de mamografías según proyección mamográfica.



La dosis glandular promedio es sensiblemente igual en ambas proyecciones ($p=0.747$) como se evidencia en el gráfico 4-7.

Tabla 4-10. Distribución por hospital de las variables independientes, en el examen de Tórax Postero-anterior.

| | Edad (años) | | Peso (Kg) | | Talla (cm) | | IMC (Kg/m ²) | | kV (kV) | | mAs (mAs) | | DFP (cm) | |
|-------------------|-----------------------|--------|---------------------|--------|----------------------|-------|------------------------------------|-------|-------------------|-------|---------------------|-------|--------------------|--------|
| | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds |
| Hospital A | 53.12 | ±17.78 | 69.92 | ±10.66 | 160.68 | ±9.11 | 27.10 | ±3.76 | 150.00 | ±0.00 | 3.85 | ±1.60 | 162.26 | ±11.00 |
| Hospital B | 40.90 | ±15.34 | 67.24 | ±9.69 | 161.84 | ±7.54 | 25.66 | ±3.15 | 111.82 | ±3.31 | 3.45 | ±.39 | 176.18 | ±4.60 |
| Hospital C | 49.36 | ±16.14 | 68.26 | ±9.03 | 160.88 | ±8.20 | 26.42 | ±3.25 | 114.76 | ±5.28 | 5.36 | ±1.33 | 173.74 | ±4.84 |
| Hospital D | 47.88 | ±16.42 | 69.94 | ±9.20 | 162.18 | ±8.49 | 26.62 | ±3.08 | 108.30 | ±1.12 | 1.58 | ±0.29 | 155.34 | ±2.20 |

IMC=Índice de masa corporal. kV=Kilovoltaje. mAs=Miliampere-segundo. DFP=Distancia foco-paciente. Y=Rendimiento.
x ± ds

Se observa en la tabla 4-10, que los caracteres somáticos de nuestra población en estudio es esencialmente semejante, representando, a nuestro entender una buena representación de la población Chilena media que concurre a nuestros hospitales públicos. El valor de kilovoltaje mayor utilizado como técnica de trabajo al momento de realizar nuestras observaciones fue de 150 kV, el cual resultó claramente distinto a los valores de kV, del resto de los hospitales.

Tabla 4-11. Coeficientes de correlación entre los valores de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente y variables independientes para la radiografía de Tórax Postero-anterior según hospital.

| | Edad (años) | Peso (Kg) | Talla (cm) | IMC (Kg/m²) | kV | mAs | DFP (cm) |
|-----------------------|------------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------------------|-----------|------------|---------------------|
| Hospital A | 0.399* | 0.492* | 0.060 | 0.503* | No | 0.913* | -0.255 |
| Hospital B | -0.005 | 0.349* | 0.101 | 0.335* | 0.759* | 0.895* | -0.637* |
| Hospital C | 0.266 | 0.648* | 0.070 | 0.610* | 0.221 | 0.910* | -0.004 |
| Hospital D | 0.323* | 0.604* | 0.052 | 0.668* | 0.488* | 0.984* | -0.594* |

*= $p \leq 0.05$ (bilateral.)IMC=Índice de masa corporal. kV=Kilovoltaje. mAs=Miliampere-segundo. DFP=Distancoa foco-paciente. Y=Rendimiento.

El análisis de la tabla 4-11 demuestra que el miliampere-segundo está relacionado en todos los hospitales en forma directa con la magnitud de la dosis que se genera en la obtención de la radiografía de Tórax Postero-anterior.

Tabla 4-12. Distribución por hospital de los valores de las variables independientes, en el examen de Columna Lumbar Antero-posterior.

| H | Edad (años) | | Peso (Kg) | | Talla (cm) | | IMC (Kg/m ²) | | kV (kV) | | mAs (mAs) | | DFP (cm) | |
|----------|-------------|--------|-----------|--------|------------|-------|--------------------------|-------|---------|--------|-----------|--------|----------|--------|
| | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds |
| A | 56.17 | ±15.33 | 69.60 | ±9.21 | 158.08 | ±7.09 | 27.89 | ±3.65 | 72.00 | ±3.73 | 121.8 | ±71.63 | 96.68 | ±14.09 |
| B | 55.20 | ±15.21 | 66.45 | ±8.91 | 157.13 | ±6.33 | 26.99 | ±3.83 | 62.35 | ± 4.55 | 63.82 | ±23.16 | 81.93 | ±7.10 |
| C | 47.54 | ±15.72 | 68.82 | ±8.48 | 160.00 | ±6.61 | 26.92 | ±3.29 | 60.52 | ±3.72 | 58.96 | ±18.32 | 73.66 | ±3.88 |
| D | 55.96 | ±15.66 | 68.28 | ± 9.74 | 160.00 | ±7.69 | 26.65 | ±3.30 | 66.52 | ±3.01 | 58.41 | ±5.99 | 71.43 | ±7.48 |

H=Hospitales. IMC=Índice de masa corporal. kV=Kilovoltaje. mAs=Miliampere-segundo. DFP=Distancoa foco-paciente. Y=Rendimiento. x ±ds

En el análisis de nuestra información expuesta en la tabla 4-12 destaca que los caracteres somáticos de nuestra población en estudio es esencialmente semejante , representando, a nuestro entender, una buena representación de la población Chilena media que concurre a nuestros hospitales públicos. Observamos que el miliampere-segundo y la DFP del hospital A tiene un valor mayor que el resto de los hospitales.

Tabla 4-13. Coeficientes de correlación entre los valores de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente y variables independientes para la radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior.

| | Edad (años) | Peso (Kg) | Talla (cm) | IMC (Kg/m²) | kV | mAs | DFP (cm) |
|-----------------------|------------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------------------|-----------|------------|---------------------|
| Hospital A | 0.177 | 0.319* | 0.061 | -0.291 | -0.246 | 0.419* | -0.137 |
| Hospital B | 0.373* | 0.404* | 0.136 | 0.304 | 0.886* | 0.145 | -0.691* |
| Hospital C | 0.488* | 0.264 | -0.153 | 0.377* | 0.026 | 0.767* | -0.414* |
| Hospital D | -0.053 | 0.477* | 0.184 | 0.445* | 0.577* | 0.410* | -0.775* |

*= $p \leq 0.05$ (bilateral) IMC=Índice de masa corporal. kV=Kilovoltaje. mAs=Miliampere-segundo. DFP=Distancia foco-paciente. Y=Rendimiento.

En la tabla 4-13, para el caso de la radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior el hospital B muestra el mayor valor positivo de coeficiente de correlación entre la variable dependiente (dosis en aire en la superficie de entrada del paciente) y la variable independiente kilovoltaje, lo que implica que en la medida que aumente el valor del kilovoltaje, aumente el valor de la dosis en la superficie de entrada del paciente. Por otro lado se puede observar que en el hospital C, presenta una situación semejante, pero en este caso la variable independiente fue el miliampere-segundo.

Tabla 4-14. Distribución por hospital de los valores de media, desviación estándar de las variables independientes, en el examen de Columna Lumbar Lateral.

| H | Edad (años) | | Peso (Kg) | | Talla (cm) | | IMC (Kg/m ²) | | kV (kV) | | mAs (mAs) | | DFP (cm) | |
|----------|-------------|--------|-----------|-------|------------|-------|--------------------------|-------|---------|-------|-----------|--------|----------|--------|
| | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds | x | ±ds |
| A | 56.17 | ±15.33 | 69.60 | ±9.21 | 158.08 | ±7.09 | 27.89 | ±3.65 | 79.21 | ±3.75 | 216.88 | ±42.70 | 91.93 | ±14.90 |
| B | 55.20 | ±15.21 | 66.45 | ±8.91 | 157.13 | ±6.33 | 26.99 | ±3.83 | 70.80 | ±2.86 | 84.77 | ±38.28 | 76.70 | ±7.08 |
| C | 47.54 | ±15.72 | 68.82 | ±8.48 | 160.00 | ±6.61 | 26.92 | ±3.29 | 68.54 | ±4.18 | 98.3 | ±44.79 | 72.4 | ±4.36 |
| D | 55.96 | ±15.66 | 68.28 | ±9.74 | 160.00 | ±7.69 | 26.65 | ±3.30 | 76.93 | ±3.33 | 83.48 | ±11.51 | 64.89 | ±7.60 |

H=Hospitales. IMC=Índice de masa corporal. kV=Kilovoltaje. mAs=Miliampere-segundo. DFP=Distancia foco-paciente. Y=Rendimiento. . x ±ds

En el análisis de nuestra información expuesta en la tabla 4-14 destaca que los caracteres somáticos son los mismos que tabla 4-12. El kilovoltaje utilizado como técnica de trabajo al momento de realizar nuestras observaciones son también esencialmente iguales, fluctuando entre 68,5 y 79,21 kV. Sin embargo, cuando observamos el miliampere-segundo el hospital A tiene un valor que está próximo a ser tres veces superior a lo encontrado en los hospitales B, C y D.

Tabla 4-15. Coeficientes de correlación entre los valores de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente y variables independientes para la radiografía de Columna Lumbar Lateral.

| | Edad (años) | Peso (Kg) | Talla (cm) | IMC (Kg/m²) | kV (kV) | mAs (mAs) | DFP (cm) |
|-----------------------|------------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------------------|--------------------|----------------------|---------------------|
| Hospital A | 0.038 | -0.052 | 0.078 | -0.116 | 0.052 | 0.247 | -0.673* |
| Hospital B | 0.147 | 0.171 | 0.070 | 0.117 | 0.305* | 0.756* | -0.750 |
| Hospital C | 0.335* | -0.272 | -0.179 | -0.152 | -0.680* | 0.980* | -0.343* |
| Hospital D | -0.138 | 0.357* | 0.317 | 0.182 | 0.597* | -0.357* | -0.800* |

*= $p \leq 0.05$ (bilateral). IMC=Índice de masa corporal. kV=Kilovoltaje. mAs=Miliampere-segundo. DFP=Distancoa foco-paciente. Y=Rendimiento.

Las variables antropométricas tienen muy escasa correlación con el nivel de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente, con la excepción del hospital C donde se aprecia una débil asociación cuyas causas no son aparentes en forma inmediata. En los hospitales B, C y D encontramos que, como era de suponer existe correlación muy estrecha entre los niveles de dosis recibida con el kV y mAs utilizado como técnica radiológica. Esta situación no se hace evidente en el hospital A donde ambos parámetros son completamente indiferentes de la dosis recibida con un índice de correlación muy pequeño lo cual implica prácticamente una independencia de la dosis recibida por el paciente a y los parámetros que la motivan.

Tabla 4-16. Coeficientes de correlación entre dosis en aire en la superficie de entrada del paciente y variables independientes para las proyecciones mamográficas Medio Lateral-oblicuo y Cráneo caudal en el hospital A.

| | Edad (años) | Espesores mama comprimida (mm) | kV (kV) | mAs (mAs) | DFP (cm) |
|---------------------------|------------------------|---|--------------------|----------------------|---------------------|
| Proyección MLO | -0.059 | 0.829* | 0.554* | 0.940* | -0.831* |
| Proyección CC | -0.096 | 0,755* | 0.551* | 0.941* | -0.775* |

*= $p \leq 0.05$ (bilateral). kV=Kilovoltaje. mAs=Miliampere-segundo. DFP=Distancoa foco-paciente. Y=Rendimiento. K_i = Kerma incidente.

En el análisis de la tabla 4-16, aparece como evidente una correlación muy directa entre los espesores de la mama comprimida y el nivel de dosis de entrada en piel . También existe una asociación directa entre la dosis y los valores de exposición (kV y mAs) que se utiliza en la técnica radiográfica. La distancia foco paciente tambien tiene una correlación directa con la dosis entrada en piel para ambas proyecciones.

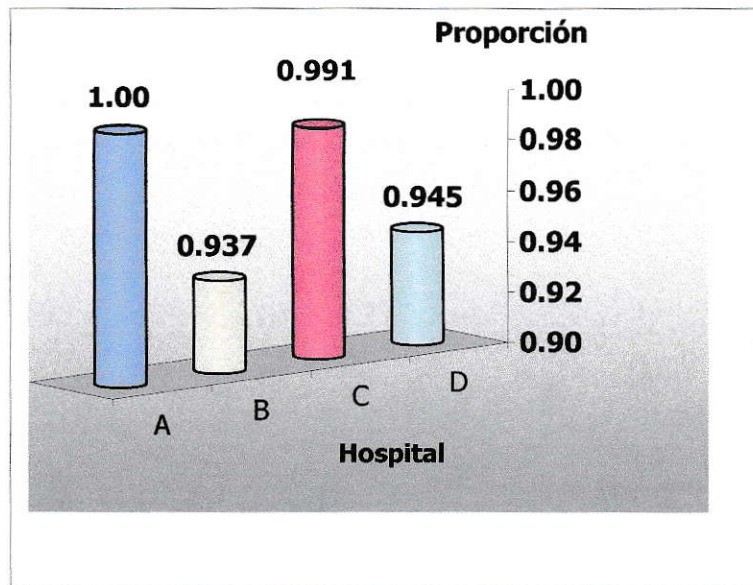
Tabla 4-17. Coeficientes de correlación entre la dosis glandular promedio y variables independientes para la mamografía en el hospital A.

| | Edad (años) | Espesores mama comprimida (mm) | kV (kV) | mAs (mAs) | DFP (cm) |
|--|------------------------|---|--------------------|----------------------|---------------------|
| Proyección Medio lateral- oblicuo | -0.13 | 0.788* | 0.429 | 0.813* | -0.788* |
| Proyección Cráneo-caudal | -0.059 | 0.667* | 0.589 | 0.946* | -0.667* |

*= $p \leq 0.05$ (bilateral) kV=Kilovoltaje. mAs=Miliampere-segundo. DFP=Distancia foco-paciente.
Y=Rendimiento. K_i = Kerma incidente.

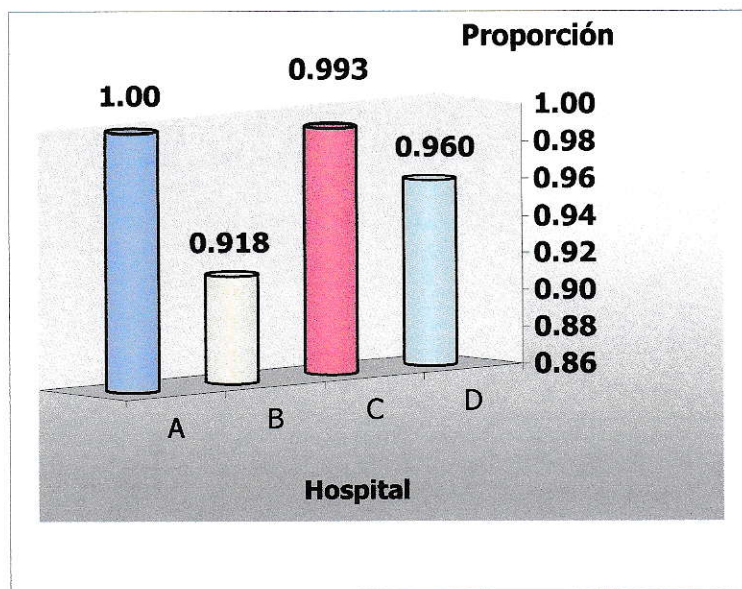
En la tabla 4-17, se dan las mismas correlaciones que en tabla anterior.

Gráfico 4-8. Proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen para la muestra de radiografías de Tórax Postero-anterior según hospital.



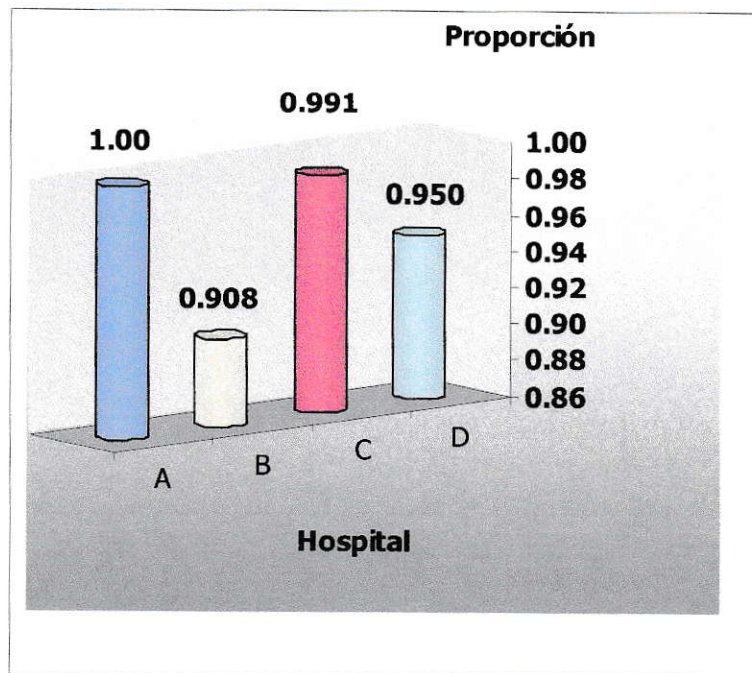
Se observa en el gráfico 4-8, que el hospital A presenta una proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen en la muestra de radiografías de tórax PA igual a 1.0, lo que indica que en dichas radiografías se cumplían el 100% de los criterios de calidad de imagen. Esta proporción fue estadísticamente significativa con respecto a la proporción de aciertos del hospital B ($p=0.032$), y en relación a las proporciones de aciertos de los hospitales C y D con el hospital A, no hubo diferencias estadísticamente significativas con ($p=0.238$) y ($p=0.070$) respectivamente.

Gráfico 4-9. Proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen para la muestra de radiografías de Columna Lumbar Antero-posterior según hospital.



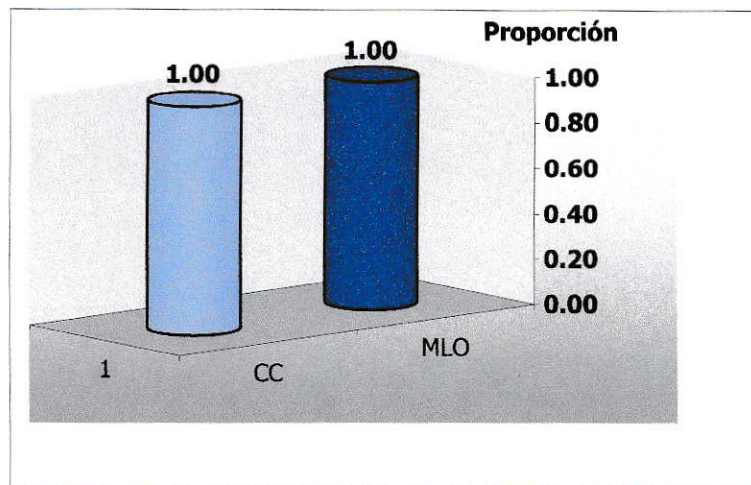
En el gráfico 4-14, la proporción de acierto de criterios de calidad de imagen para la muestra de radiografías de Columna Lumbar AP en el hospita A, presentó una proporción igual a 1.0, lo que indica que en dichas radiografías se cumplían el 100% de los criterios de calidad de imagen. Esta proporción no fue estadísticamente significativa con respecto a la proporción de aciertos de los hospitales C ($p=0.254$) y D ($p=0.083$), en cambio hubo diferencias estadísticamente significativas con respecto a la proporción del hospital B ($p=0.017$).

Gráfico 4-10. Proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen para la muestra de radiografías de Columna Lumbar Lateral según hospital.



Se observa en el gráfico 4-10, que el hospital A presenta una proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen en la muestra de radiografías de Columna Lumbar Lateral igual a 1.0, lo que indica que en dichas radiografías se cumplían el 100% de los criterios de calidad de imagen. Esta proporción fue estadísticamente significativa con respecto a la proporción de aciertos del hospital B ($p=0.015$), y en relación a las proporciones de aciertos de los hospitales C y D con el hospital A, no hubo diferencias estadísticamente significativas con ($p=0.245$) y ($p=0.060$) respectivamente.

Gráfico 4-11. Proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen para las proyecciones mamográficas Cráneo caudal y Medio Lateral-oblicuo.



Se observa en el gráfico 4-11, que ambas proyecciones mamográficas presentan una proporción de aciertos de criterios de calidad de imagen igual a 1.0, lo que indica que dichas mamografías cumplían a plenitud con los criterios de calidad que se determinaron para este análisis.

Tabla 4-18. Pruebas control de calidad equipos.(valores máximos de perpendicularidad haz de radiación, coincidencia del haz luminoso con el haz de radiación y capa hemirreductora).

| Hospital | Equipo o sala | Prueba 1 Perpendicularidad del Rayo Central | | Prueba 1 Distancia entre los bordes del haz luminoso y el haz de radiación | | Prueba 1 Suma total de las diferencias entre los bordes de los haces | | Prueba 4 Capa hemirreductora | |
|----------|------------------|--|--------|---|--------|---|--------|---------------------------------|----------------------|
| | | Resultado | Límite | Resultado | Límite | Resultado | Límite | Resultado | Límite |
| A | Sala 4 | < 1.5° | < 3.0° | 0.5 cm | 2.0 cm | 0.75 cm | 4.0 cm | 3.0 mm | >2.3 mm |
| A | Sala 5 | < 1.5° | < 3.0° | 0.25 cm | 2.0 cm | 0.75 cm | 4.0 cm | 3.1 mm | >2.3 mm |
| B | Sala 3. Mesa | < 1.5° | < 3.0° | 1.5 cm | 2.0 cm | 2.8 cm | 4.0 cm | 2.5 mm | >2.3 mm |
| B | Sala 3. Estativo | < 3.0° | < 3.0° | 1.0 cm | 2.0 cm | 2.5 cm | 4.0 cm | 2.7 mm | >2.3 mm |
| C | Sala 2 | < 1.5° | < 3.0° | 1.1 cm | 2.0 cm | 2 cm | 4.0 cm | 2.8 mm | >2.3 mm |
| D | Sala Cosmos | < 3.0° | < 3.0° | 1.0 cm | 2.0 cm | 2 cm | 4.0 cm | 3.5 mm | >2.3 mm |
| D | Sala 4 | <1.5° | < 3.0° | 1.1 cm | 2.0 cm | 2 cm | 4.0 cm | 3.7 mm | >2.3 mm |
| A | Mamógrafo | NR | NR | NR | NR | NR | NR | 0.36 mm | Entre 0.31 y 0.40 mm |

NR=No realizada

Destaca en la tabla 4-18, que la sala 5 del hospital A presento los menores valores (0.25 cm y 0.75 cm respectivamente), en las pruebas de distancia entre los bordes del haz luminoso y el haz de radiación y la suma total de las diferencias entre los bordes de los haces. El mayor valor de capa hemirreductora fue de 3,7 mm, de la sala 4 perteneciente al hospital D.

Tabla 4-19. Pruebas control de calidad equipos.(valores máximos de exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición y kilovoltaje).

| Hospital | Equipo o sala | Prueba 3 Exactitud del tiempo de exposición | | Prueba 3 Repetibilidad del tiempo de exposición | | Prueba 2 Exactitud del kilovoltaje | | Prueba 2 Repetibilidad del kilovoltaje | |
|----------|---------------------|---|--------|--|--------|--|--------|--|--------|
| | | Resultado | Límite | Resultado | Límite | Resultado | Límite | Resultado | Límite |
| A | Sala 4 | NR | ≤±10% | 0.3% | ≤±10% | 2.2% | ≤±10% | 0.1% | ≤±10% |
| A | Sala 5 | NR | ≤±10% | 0.4% | ≤±10% | 2.8% | ≤±10% | 0.1% | ≤±10% |
| B | Sala 3. Mesa | -15.0% | ≤±15% | 0.5% | ≤±10% | 5.6% | ≤±10% | 0.6% | ≤±10% |
| B | Sala 3. Estativo | -13.3% | ≤±15% | 4.4% | ≤±10% | 6.4% | ≤±10% | 0.7% | ≤±10% |
| C | Sala 2 | NR | ≤±15% | 0.6% | ≤±10% | 6.0% | ≤±10% | 0.2% | ≤±10% |
| D | Sala Cosmos | NR | ≤±15% | 6.5% | ≤±10% | 3.6% | ≤±10% | 0.01% | ≤±10% |
| D | Sala 4 | -28.1% | ≤±15% | 4.1% | ≤±10% | 12.2% | ≤±10% | 1.19% | ≤±10% |
| A | Mamógrafo | NR | ≤±10% | 0.26% | ≤±10% | -3.3% | ≤±5% | -0.4% | ≤±2% |

NR=No realizada

Se observa en la tabla 4-19, que la sala 4 del hospital D presenta la mayor variación en la prueba exactitud del tiempo de exposición equivalente a un -28.1%, correspondiente a un solo valor de tiempo estudiado. Con respecto a la repetibilidad del tiempo de exposición la sala 4 del hospital A, presenta la menor variación de todos los hospitales (0.3%). En la prueba de exactitud del kilovoltaje el mayor porcentaje de variación (12.2%) se da en la sala 4 del hospital D.

Gráfico 4-12. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para la muestra de radiografías de Tórax Postero-anterior según hospital.

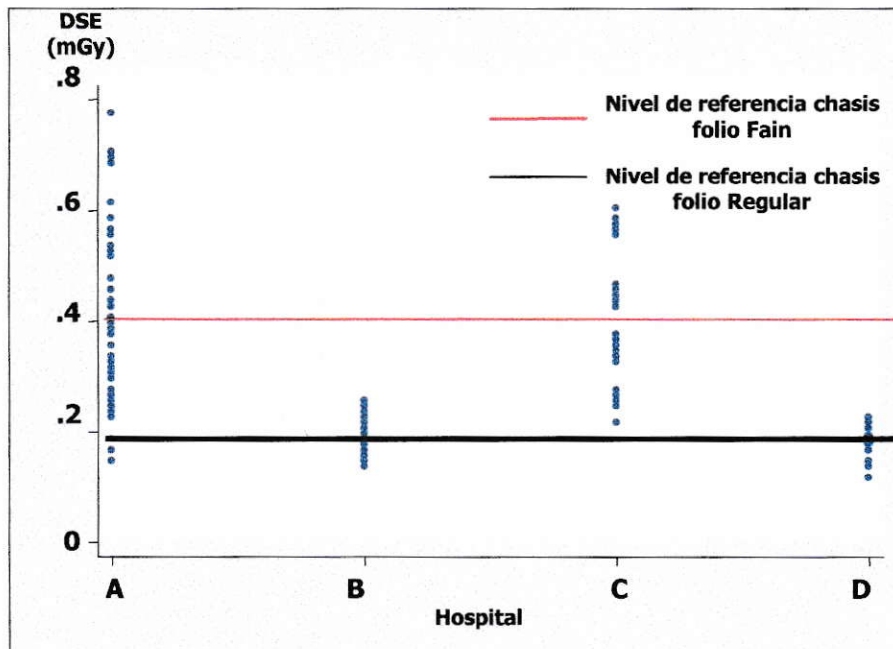


Gráfico 4-13. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para la muestra de radiografías de Columna Lumbar Antero-posterior según hospital.

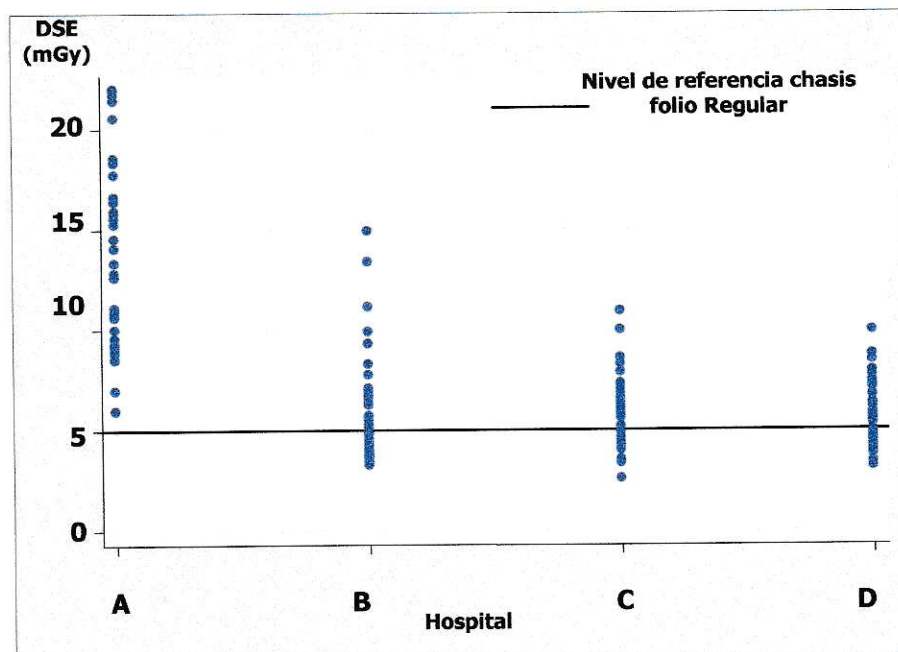


Gráfico 4-14. Distribución de las dosis en aire en la superficie de entrada del paciente para las proyecciones mamográficas.

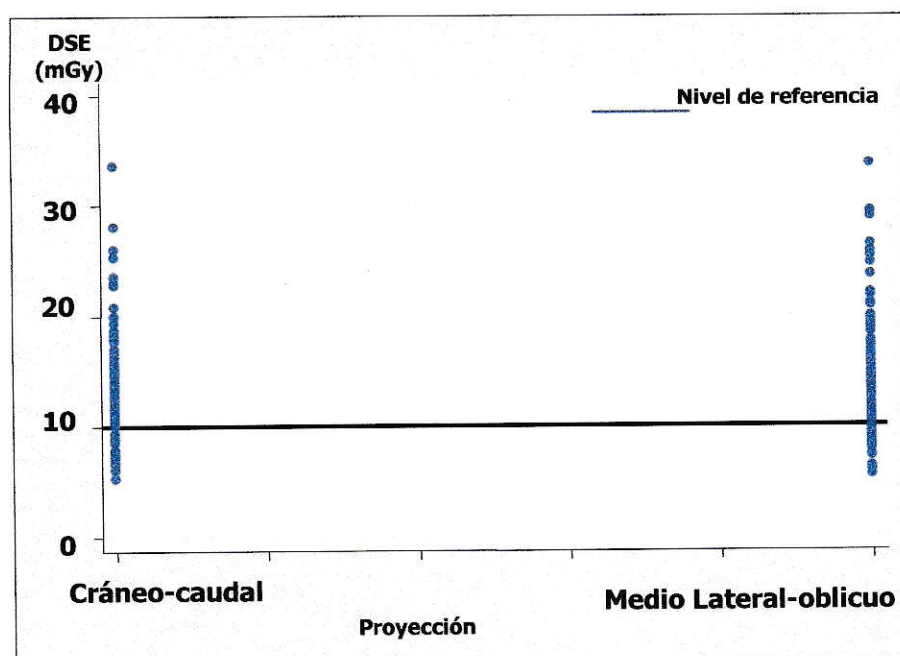
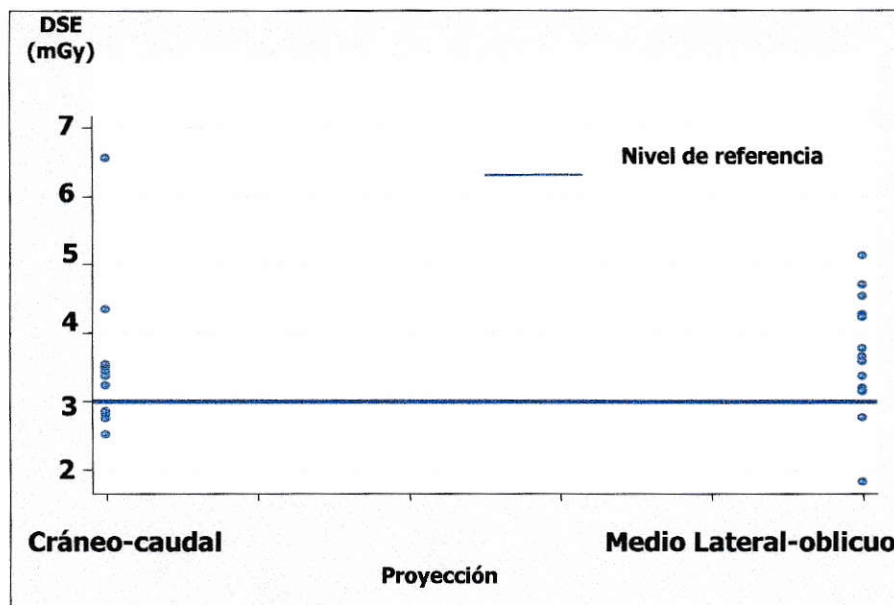


Gráfico 4-15. Dosis glandular promedio para la muestra de mamografías según proyección mamográfica.



En los gráficos 4-12, 4-13 hemos proyectado nuestros resultados con los respectivos niveles de referencia propuestos por el OIEA [10], se puede evidenciar que todos los hospitales tienen un número importante de procedimientos que están por sobre los niveles de tolerancia. En el caso específico del hospital A, con la técnica aplicada para la exploración de Columna Lumbar todos los pacientes están sobre la norma propuesta (100%), situación similar pero en menor medida es para los casos de los hospitales B (41%), hospital C (54%), hospital D (63%). Por el contrario cuando evaluamos el procedimiento radiográficos de Tórax del hospitales D están aplicando procedimientos técnicos que generarán niveles de radiación igual o inferiores

a la norma.

En los gráficos 4-14, 4-15. en los cuales analizamos la dosis en aire en la superficie de entrada del paciente como la dosis glandular promedio, un número mayoritario de procedimientos (75% en promedio), se están realizando por sobre los niveles referenciales propuestos.

5. DISCUSIÓN

La práctica de la radiología actual impone la necesidad de tener patrones definidos de trabajos que aseguren la calidad de la información obtenida permitiendo, al mismo tiempo que la información se registre con la menor dosis de radiación posible. Establecer niveles de referencia para un determinado procedimiento implica efectuar un registro protocolizado de la información con instrumentación calibrada para los efectos según rígidos patrones de calidad. Para estos efectos nuestros instrumentos están bajo la norma establecida por la Comisión Chilena de Energía Nuclear lo cual permite una adecuada ponderación con registros obtenidos en otros países, según los instructivos del propio Organismo Internacional de Energía Atómica.

El tipo de pacientes incorporados en nuestro estudio, fundamentado en la homogenización observada en los grupos de pacientes de los diferentes hospitales participantes nos permiten afirmar que ellos son representativos de la comunidad nacional que asiste cotidianamente a nuestros hospitales, donde se hace atención a pacientes adultos. La existencia de un número tan importante de ellos con incremento en su índice de masa corporal no hace sino poner énfasis en el problema contingente que tiene la sociedad chilena con el tema de la obesidad [14]. Tal contingencia tiene su expresión cuando se hace el análisis de los niveles dosimétricos

en pacientes a quienes se realiza una radiografía de Tórax Postero-anterior la cual, como se demuestra particularmente para los Hospitales A y C esta muy relacionada con el índice de masa corporal de la población analizada. Los niveles medios de emisión para este procedimiento, definido por el documento N° 115 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) publicado en 1997 [10], entrega un nivel de referencia para la Radiografía de Tórax en la proyección Postero-anterior de 0,4 mGy situación que se cumple en todos los hospitales analizados cuando se considera el grupo de pacientes con IMC normal pero cuando se trata de pacientes con un grado de Obesidad, más evidente en los grados II y III que implica un IMC superior a 29.9 (Kg/m²), los Hospitales A y C tiene sus valores por sobre la media establecida. En nuestro universo analizado debemos destacar como un factor de complejidad asociado para lograr establecer un nivel tentativo de referencia es la modalidad de trabajo que se observa entre los distintos Hospitales analizado pues el Hospital A es un lugar que ha incorporado la tecnología digital mientras que el Hospital B y D tiene pantallas de media velocidad (sensibilidad 400) mientras que el Hospital C tiene pantallas intensificadoras de baja velocidad (sensibilidad 200), valores coincidente con los equipos que fueron utilizados para establecer los niveles regulatorios por el OIEA.

Del mismo modo, el análisis del grosor de las glándulas mamarias incluidos en nuestro estudio nos permite distinguir un universo heterogéneo de población, con

grosos de 19 a 30 mm según nuestra propia clasificación a grupos de mujeres con mamas superiores a 51 mm situación que en nuestro grupo se evidenció en 17 pacientes y que se corresponde con el 18% de nuestra población de estudio.

Este simple análisis demográfico nos permite evidenciar las condiciones que deberemos exigir para lograr una muestra representativa del universo de nuestro país, en el cual se representen en forma homogénea la población y también los diferentes equipamientos con los cuales se realizan estos procedimientos.

Esta situación se pone de manifiesto en nuestros análisis inferencial en los cuales confrontamos la variable DSE con algunas variables independientes como es el sexo de nuestra población. Es claro que ello no tiene una incidencia mayor en el nivel de emisión generada por los procedimientos, pero es también manifiesto desde ya que existen dos Hospitales, los cual hemos denominado como A y C que presentan un nivel mayor de dosis que los denominados B y D para los procedimientos de radiología de Tórax PA y el Hospital llamado A para los procedimientos de Radiología en Columna Lumbar en sus dos proyecciones analizadas. Es decir, los niveles de emisión se nos presentan como heterogéneos entre algunos de nuestros Hospitales analizados sin una vinculación manifiesta con el sexo de los pacientes. Cuando estos valores se expresan en función del percentil 75 de la muestra sus niveles tienden a enmascarar al centro con mayor nivel de emisión por lo cual su utilización como un parámetro regulatorio merece ser considerado con precaución.

La presencia de un servicio con aplicación de tecnología digital nos ha parecido de gran interés dado que ello representa un importante avance tecnológico pero al mismo tiempo un desafío laboral en atención a que representa un importante cambio en el concepto de trabajo para un servicio de Radiología y al mismo tiempo una posibilidad de reducir los niveles de emisión en estos tipos de procedimientos. En nuestras observaciones encontramos que, tal como se ha registrado en otros centros donde se ha incorporado esta tecnología, los niveles de emisión en vez de reducirse se incrementan por lo cual los beneficios esperados no se proyectan del modo deseado a nuestra población. Esta situación, de común ocurrencia en los servicios cuando no se realizan los ajustes adecuados a las modalidades de trabajo han preocupado a la autoridad regulatoria mundial, el Organismo Internacional de Energía Atómica, quién en fecha reciente ha desarrollado un documento donde se ofrecen recomendaciones formales para controlar estos mayores niveles de emisión. En nuestra situación particular nos ha parecido de interés analizar lo que hemos presentado en la tabla 4.11 en la cual exponemos los coeficientes de correlación encontrados entre los valores de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente con diferentes variables independientes, encontrando que el kV del Hospital A no está vinculado con la dosis de emisión no ocurriendo lo mismo con el mAs de los pacientes observado en esta misma población de pacientes. Tal situación se debe a nuestro entender a que en el Hospital A se ha estructurado una técnica de trabajo en el cual

el kV se ha mantenido fijo en un valor predeterminado a priori aprovechando las facilidades que otorga la radiología digital. Sin duda que ello facilita el trabajo de obtención de las imágenes a las cuales se les puede efectuar el post proceso pertinente con ayuda de programas computacionales adecuados lo que lleva a enmascarar los niveles de emisión elevados y que fueron utilizados para efectuar el registro. El resultado final es ampliamente favorable dado que el nivel de aceptación de exámenes según los criterios establecidos fue el más alto de los cuatro centros analizados, con un nivel de perfección (1.00) que se contrapone al 0.937 encontrado en el Hospital B que fue el menor del grupo. En el análisis de las técnicas radiológicas utilizadas merece ser diferenciado el comportamiento encontrado en el Hospital D quien tiene una proporcionalidad muy equilibrada entre los factores condicionantes de la generación de dosis con el menor kV de los centros evaluados (108.30 ± 1.12) y también el menor mAs (1.58 ± 0.29) con el resultado final de ser el centro con el menor dosis a pacientes ($0,14$ mGy) lo cual esta comprendido en el nivel de aceptación propuesto por las autoridades regulatorias Internacionales.

En el análisis de los procedimientos relacionados con la técnica de la radiología de columna lumbar en sus dos proyecciones nos parece relevante destacar la homogeneidad encontrada en los niveles de emisión de los Hospitales B, C y D en contraposición al alto nivel registrado en el Hospital A cuyas cifras de emisión son casi 3 veces más alta que lo encontrado en los otros centros participantes. El análisis

de nuestra Tabla 4-14 nos permite evidenciar que , a diferencia de lo encontrado en los procedimientos que involucran al Tórax, en los procedimientos de Columna se incrementa en forma manifiesta la magnitud del mAs el cual es superior al doble de lo encontrado en el Hospital con menor emisión (216.88 ± 42.70 v/s 83.48 ± 11.51 $p \leq 0.05$), sin embargo dicho aumento puede tener su explicación en parte por la diferencia entre las medias de las distancias foco paciente utilizadas (Hospital A = 91.93 cm, versus los 71.3 cm para el resto de los Hospitales). En la evaluación realizada con las pruebas de correlación de la variable dependiente Dosis en aire en la superficie de entrada del paciente con las variables independientes se hace manifiesta la estrecha vinculación que tienen ambos parámetros, kV y mAs en la generación de dosis en los Hospitales B, C y D a diferencia del Hospital A que aparece completamente desvinculado de estos tradicionales factores de exposición. La explicación de esta observación la atribuimos en forma directa a la presencia de la radiología digital y la modalidad de trabajo asignada en la cual se hace evidente la capacidad que tiene esta modalidad de imagen radiológica para generar representaciones corporales y la facilidad para perfeccionar el trabajo resultante con software de procesamiento de imágenes. Estos hechos han sido advertidos en atención a que en radiología digital a mayor nivel de dosis resulta en una mejor calidad de imagen y que el incremento desmesurado de las dosis no se advierte pues no se modifica en forma cualitativa en la calidad de imagen obtenida.[22]

Las evaluaciones proyectadas para mamografía solo se realizaron en un Hospital, el denominado A en consideración a que en los otros centros existían factores locales intercurrentes que limitaban una adecuada recolección de la información. El centro evaluado dispone de un grupo de trabajo homogéneo y con experiencia en su actividad de varios años. Al igual que lo observado en otras experiencias dosimétricas en mamografía encontramos que los niveles de dosis de aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) y dosis glandular promedio (DG) fueron sensiblemente iguales para las dos proyecciones evaluadas pero, como es dable asumir, los valores de dosis en aire en la superficie de entrada del paciente fue superior a la dosis glandular promedio. En la proyección Cráneo-caudal la DSE fue de 13.9 ± 5.43 y en la Medio Lateral-oblicua de 15.01 ± 6.19 . Debemos enfatizar que estos valores están por sobre el nivel de referencia establecido por el Organismo regulatorio Internacional [10], pero si efectuamos un análisis un poco más ajustado fraccionando nuestra población según el grosor de la mama comprimida esta diferencia se hace aún más evidente dado que para las mamas con grosor superior a 60 mm la dosis en la proyección Cráneo-caudal fue de 24.47 ± 2.37 y en la Medio Lateral-oblicuo fue de 28.43 ± 3.43 . Esta situación nos parece que debe ser objeto de análisis por cuanto puede haber factores involucrados en sus génesis susceptibles de ser modificados asegurando por ende un mejor cumplimiento de las normas básicas de seguridad en la buena práctica médica. En la tabla 4-17 mostramos que los niveles de kV para

ambas proyecciones analizadas, y enfatizando que corresponden a una combinación filtro/blanco molibdeno/molibdeno (Mo/Mo) de 27 a 30 kV lo cual es muy semejante a lo reportado por evaluaciones semejantes a las nuestras realizadas con equipos digitales lo que enfatiza la meticulosidad con que se asumen se ajusta el equipo para el trabajo cotidiano.

La dosis glandular promedio que es en última instancia la medida que más importa por la acción biológica de las radiaciones fue de 3.53 ± 1.12 mGy en la proyección Cráneo-caudal y de 3.66 ± 1.12 para la proyección Medio Lateral-oblicua siendo los valores recomendados por la autoridad regulatoria de 3 mGy [10], aún cuando debemos mencionar que en algunas comunidades específicas los niveles de tolerancia son algo mayores tal como sucede con los niveles referenciales en el Reino Unido de Gran Bretaña [23]. Si consideramos experiencias derivadas de la aplicación de mamografía digital estos valores aparecen aún como más desproporcionados pues se reportan niveles medios de dosis glandular de 1.8 mGy por exposición en proyección cráneo caudal con dosis totales por examen de 3.8 mGy con 4 imágenes por examen. [22]

El nivel de cumplimiento de los criterios de calidad exigidos para este particular procedimiento fue óptimo (1.00), lo cual es una expresión de la pureza de la técnica empleada pero que no se vincula con una economía de dosis al paciente. Este punto nos parece trascendente de enfatizar y aunque no figura entre los objetivos

prioritarios de este trabajo debe ser mencionado toda vez que los procedimientos de uso preventivo de la mamografía ha sido en cierta forma objetados por trabajos de Goetzsche y Olsen publicados en el 2000 recogiendo una experiencia de meta análisis tomando como referencia lo publicado en la base de datos Cochrane [24]. La trascendencia de este debate al cual tampoco podemos ser indiferentes se deriva de las ideas que suponen que mujeres expuestas a controles seriados de mamografías podrían desarrollar patología neoplásica como consecuencia directa de las emisiones recibidas por el procedimiento de tipo preventivo. Según la opinión de algunos autores presentados en artículos de revisión de reciente publicación [24]. Este supuesto no tendría la base suficiente de índole experimental cuando se trabaja en el rango de dosis de 3-4 mGy para dos proyecciones. Debemos dejar claro que nuestros valores se refieren a dosis tomadas por cada proyección por lo cual cuando la proyectamos al paciente deberemos adicionar la resultante del examen en su conjunto. También debemos mencionar publicaciones recientes en las cuales se ha evaluado en condiciones in Vitro la potencialidad de inducir cambios mutagénicos en células de mamíferos con dosis generadas con emisiones producidas con diferencias de potencial de 26 a 30 kV que son semejantes a las utilizadas en nuestro servicio analizado. En tales estudios se sugiere que el riesgo de inducir cambios adversos en el material genético de las células sería el doble del previamente estimado y el cual fue asumido según exposición de mujeres a radiación producida por altos kV derivada

de explosiones nucleares como Japón, múltiples fluoroscopias y terapia con fuentes radioactivas. [25]

Como se demuestra en las figuras 4-12, 4-13, 4-14, 4-15 la información obtenida en los diferentes Hospitales están por sobre el nivel de referencia para cada procedimiento en cuestión de un número significativo de procedimientos. Tal circunstancia nos hace meditar en torno a la representatividad que puede tener nuestra información con respecto al verdadero acontecer nacional. De ser ello cierto podría significar que un número importante de procedimientos se estarían efectuando en Chile por sobre la norma, es decir podríamos tener la opción de, al aplicar medidas respaldadas por la autoridad regulatoria pertinente, para disminuir en forma importante la emisión de radiaciones ionizantes a la que esta expuesta la población chilena considerando que es precisamente la radiación que genera por usos de tipo médico la principal fuente de emisión en la vida civil y en tiempo de paz [11-12]. De concretarse este logro podríamos sentir que hemos contribuido a dar un paso más en el desarrollo del país y también en justificar el esfuerzo y el trabajo demandado para desarrollar este hermoso proyecto y estaríamos en condiciones, en ese instante de pensar en establecer nuevos niveles orientativos de dosis para estos y otros procedimientos vinculados al radiodiagnóstico tal y como se esta haciendo en los pasases de primer mundo donde esta tipo de actividades son parte de la rutina diaria.

Por último resulta interesante el comentar los resultados de las pruebas de control de calidad, que se deben enmarcan dentro de lo que se conoce como "Programa de garantía de calidad", que ha diferencia de los países de la comunidad europea, en nuestro país no es obligatorio [12]. Este control consiste en realizar periódicamente una serie de pruebas para monitorear el estado de los componentes y funciones de una unidad radiológica. En el caso de nuestro estudio las pruebas fueron realizadas al comienzo del estudio (menos equipo mamográfico). Las tablas 4-18 y 4-19 muestran que salvo el resultado de la sala 4 del hospital D, en la prueba de exactitud del kilovoltaje todos los demás valores se encontraron dentro de los rangos de tolerancia.

6. CONCLUSIONES

- 1 Las dosis emitidas por los diferentes equipos analizados son heterogéneas con significativas diferencias entre unos y otros. Las mayores dosis emitidas las encontramos en el servicio que utiliza equipos con radiología digital.
- 2 Los diferentes equipos de radiología analizados tienen modalidades de trabajo que utilizan diferentes protocolos para la obtención de la información lo cual puede contribuir a la heterogeneidad de los resultados encontrados.
- 3 Las magnitudes de dosis en la mayoría de los equipos evaluados demostraron tener un número importante de casos por sobre los valores de referencia establecidos por los organismos regulatorios internacionales.
- 4 Las magnitudes de dosis observadas están vinculadas en algunos casos al índice de masa corporal de los pacientes particularmente en la radiografía de Tórax PA. Lo anterior se evidencia también en las mamografías con la estrecha relación entre las magnitudes de dosis con el espesor de la mama comprimida.
- 5 En el servicio que tiene incorporada la metodología de radiología digital no se aprecia la dependencia que debiera existir entre el nivel de dosis generada y

los parámetros tradicionales de exposición como es el kV. Esta situación se evidencia con el índice de correlación.

- 6 No logramos establecer diferencias entre la magnitud de las dosis generadas y el sexo de nuestra población de estudio.
- 7 El cumplimiento de los criterios de calidad entre los hospitales fue diferente, evidenciándose en el servicio con tecnología digital una evaluación perfecta (1.0) a diferencia de los otros centros que presentaron fluctuaciones desde 0.91 como nivel inferior. Sin embargo el servicio con mejor grado de cumplimiento tiene también los mayores niveles de emisión favoreciendo con ello la posibilidad de generar modalidades rectificatorias a su plan de trabajo cotidiano para buscar optimizar los niveles de emisión.
- 8 La aplicación de pruebas de control de calidad a los equipos analizados demostraron la buena calidad operacional de todos los equipos evaluados.
- 9 Para lograr establecer niveles referenciales para nuestro país en su práctica contingente estimamos que deberíamos generar, desde la autoridad regulatoria nacional una vertiente homogenizadora de la práctica contingente en los diferentes centros del país como etapa intermedia para buscar mejorar el rendimiento de nuestros equipos entendido como el cociente entre dosis emitida (mGy) y el mAs observado a tal dosis.

10 La calidad técnica de los equipos de radiología y el nivel de trabajo observado entre los diferentes grupos de profesionales involucrados permiten tener una fuerte esperanza que, si la autoridad regulatoria establece medidas correctoras, la población chilena podría reducir en un tercio o quizás más la dosis de radiación a la cual está expuesta por el solo hecho de ajustar la metodología de trabajo en la obtención de las imágenes. El factor más frecuente de repetición de procedimientos (nueva irradiación) es consecuencia de actitudes posturales o inadecuada preparación del paciente. [8]

7. SUGERENCIAS

Con el propósito de contribuir a estimular una conducta tendiente a reducir la dosis que reciben los pacientes durante las diferentes exploraciones que se les realizan nos atrevemos a sugerir para ser consideradas en futuras investigaciones:

- 1 Utilizar chasis con folios de media y alta velocidad en la toma de exámenes.
- 2 Considerar la tasa de repetición por examen para el cálculo de la Dosis en aire en la superficie de entrada al paciente.
- 3 Obtener niveles de referencia de dosis para cada segmento poblacional fundamentado en sus rangos antropométricos esenciales
- 4 En el caso de la mamografía establecer niveles referenciales de dosis glandular promedio para mamas según los rangos que se discrimen por diversos espesores.
- 5 Después de establecer niveles orientativos de dosis, se debe realizar un proceso de optimización de la dosis en las instalaciones que corresponda. Posterior a ello se deben calcular nuevamente los niveles referenciales de dosis.
- 6 Cada servicio de imagenología debería crear un documento de trabajo, donde se protocolice la toma de cada examen radiológico, en cuanto a centrajes,

valores de exposición, folios de chasis, etc. a fin de evitar el libre albedrío laboral.

- 7 Para establecer niveles orientativos definitivos consideramos que se requiere un trabajo mancomunado de las diferentes instituciones con un eje conductor central que debe ser la autoridad regulatoria pertinente. A nuestro entender y en función de la particular topografía nacional se deberían incluir los Hospitales más importantes de cada región del país. [8]

8. BIBLIOGRAFÍA

- 1 Historia de la Ciencia en el siglo XX. Papp, D. Editorial Universitaria. 1983.
- 2 Técnicas de la Radiología Médica. Van Der Plaats. Tercera edición. Editorial Paraninfo.1984.
- 3 Manual de Radiología para Técnicos. Stewart C. Bushong. Sexta edición. Harcourt Brace. 1998.
- 4 A Primer in Applied Radiation Physics. F.A. Smith. Primera edición. Editorial World Scientific Publishing. 2000.
- 5 The Physics of Radiology. Johns, H., Cunningham, J. Cuarta edición. Charles C. Thomas. 1983.
- 6 IAEA. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Charper 2.Dosimetric principles, quantities and units. Editor Ervin B. Podgorsak, Ph.D. May 2003
- 7 Recomendaciones 1990. ICRP-60. Sociedad Española de Protección Radiológica.
- 8 Determinación de Niveles Orientativos para Radiología convencional e Intervencionista”, ARCAL LXXV (Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y la Tecnología Nuclear en Latinoamérica y el Caribe). 2004
- 9 European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. EUR 16260. Luxemburgo, EC 1996.<http://www-ns.iaea.org/tech-areas/radiation-safety/arcalfilelist.asp?pgpr=p6>
- 10IAEA TECDOC Guidance Levels, version 5. Methods of surveying patient dose and image quality for obtaining local guidance (reference) levels.
- 11International Basic Safety Standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources, IAEA Safety Series No. 115, Vienna (1997).
- 12Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Sociedad Española de Física Médica – Sociedad Española de Protección Radiológica. 1996.

- 13 Implementación de las normas Básicas de Seguridad Internacionales en las Prácticas Médicas, Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, ARCAL XLIX (Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y la Tecnología Nuclear en Latinoamérica y el Caribe ARCAL XLIX). 2001.
- 14 WHO Preventing and managing the global epidemic: Report of a WHO consultation on obesity. Ginebra 3-5 junio 1997.
- 15 European protocol on dosimetry in mammography, Report EUR 16263 EN. Luxembourg: Commission of the European Communities, 1996:43.
- 16 A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer. 2001. K.J. Robson, BSc. The British Journal of Radiology, 74, 335-340.
- 17 Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. 1999. D.R. Dance, C.L. Skinner, K.C Young, Phys. Med. Biol. 45 (2000) 3225-3240.
- 18 Estimación de dosis en radiografía de mama. 2003. M.A. Rivas Ballarín, P. Ruíz Manzano, etc. Revista de Física Médica, 95-100.
- 19 Evaluation of the European image quality criteria for chest examinations. 1995. E Vaño, E Guibelarde. The British Journal of Radiology, 68, 1349-1355.
- 20 Bioestadística médica. Berth. Danson PHD., Robert G. Trapp MD. Editorial el manual moderno. Segunda edición. 1997
- 21 Bioestadística Base para el análisis de las ciencias de la salud. Wayne W. Daniel. Editorial Noriega. Tercera edición. 1999.
- 22 Patient dose in digital mammography. 2004. Chevalier M, Moran P. Medical Physic, 31(9) :2471-9.
- 23 Radiation doses received in the UK Breast Screening Programme in 2001 and 2002. K .C .Young, A. Burch, Phil and J. M. Oduko. 2005, The British Journal of Radiology, 78 207-218.
- 24 In screening for breast cancer with mammography justifiable. 2000. P. C. Gotzsche, O. Olsen. The Lancet. Vol 355.
- 25 Routine screening mammography: how important is the radiation-risk side of the benefit-risk equation. 2002. Brenner DJ, Sawant SG. Int J Radiat Biol. 78: 1065-7.

9. ANEXOS

ANEXO A.

Recolección y Análisis de la Información de los Pacientes.

Tipo de examen: **mamografía** Proyección (**cráneo caudal o medio oblicuo lateral**)

Hospital: _____ Fecha: _____

Estudio realizado por: _____

Número de estudios realizados: _____ Sala: _____

| No. | Identificación | Espesor de mama comprimida | kVp | mAs | Tiempo | Distancia Foco -mama | Edad |
|-----|----------------|----------------------------------|-----|-----|--------|-------------------------|------|
| 1 | | | | | | | |
| 2 | | | | | | | |
| 3 | | | | | | | |
| 4 | | | | | | | |
| 5 | | | | | | | |
| 6 | | | | | | | |
| 7 | | | | | | | |
| 8 | | | | | | | |
| 9 | | | | | | | |
| 10 | | | | | | | |
| 11 | | | | | | | |
| 12 | | | | | | | |

Tipo de examen (**tórax o columna**) y proyección (**PA/AP o lateral**)

Hospital: _____ Fecha: _____

Estudio realizado por: _____

Número de estudios realizados: _____ Sala: _____

| No. | Peso | Talla | Identificación | kVp | mAs | Tiempo | Distancia Foco -paciente | Edad | Observaciones: |
|-----|------|-------|----------------|-----|-----|--------|-----------------------------|------|----------------|
| 1 | | | | | | | | | |
| 2 | | | | | | | | | |
| 3 | | | | | | | | | |
| 4 | | | | | | | | | |
| 5 | | | | | | | | | |
| 6 | | | | | | | | | |
| 7 | | | | | | | | | |
| 8 | | | | | | | | | |
| 9 | | | | | | | | | |
| 10 | | | | | | | | | |
| 11 | | | | | | | | | |
| 12 | | | | | | | | | |
| 13 | | | | | | | | | |
| 14 | | | | | | | | | |

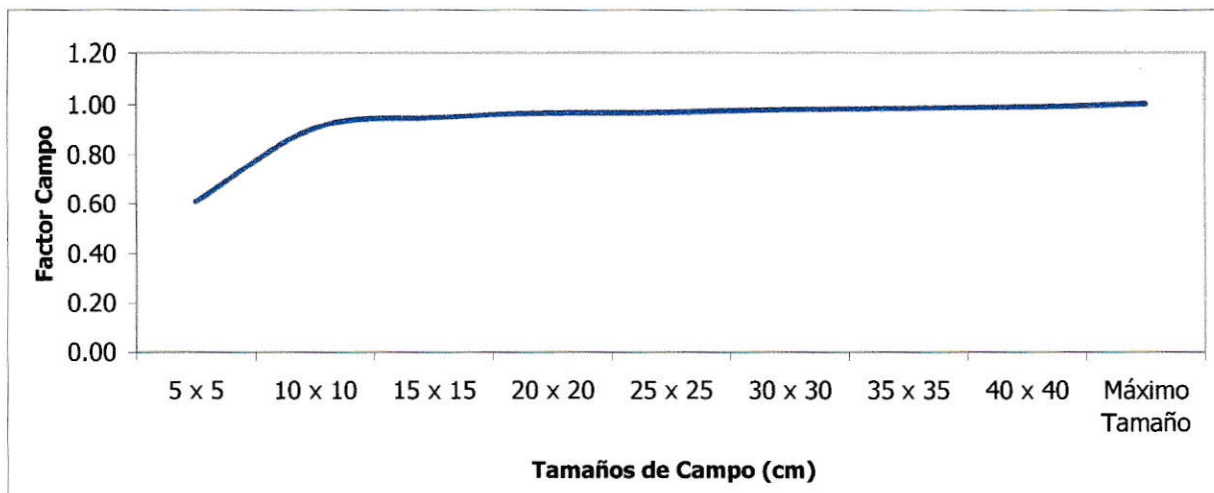
ANEXO B.

Factor Campo.

Se realiza el mismo montaje que el utilizado para el cálculo de las curvas de rendimiento de cada equipo. Se realizaron 3 exposiciones por tamaño de campo y se cuantifico el rendimiento. Los valores de exposición utilizados fueron 108 kV - 1 mAs.

Tabla 8-1. Valores de porcentaje de rendimiento y factor campo, según tamaños de campo. Sala Cosmos.

| Tamaño de Campo | Rendimiento promedio | Porcentaje | Campo |
|-------------------------|-----------------------------|------------------------|--------------|
| (cm²) | (mGy/mAs) | Rendimiento (%) | |
| 5 x 5 | 210.2 | 60.87 | 0.61 |
| 10 x 10 | 313.2 | 90.70 | 0.91 |
| 15 x 15 | 327.8 | 94.93 | 0.95 |
| 20 x 20 | 334.0 | 96.73 | 0.97 |
| 25 x 25 | 334.5 | 96.87 | 0.97 |
| 30 x 30 | 338.2 | 97.94 | 0.98 |
| 35 x 35 | 339.4 | 98.29 | 0.98 |
| 40 x 40 | 341.2 | 98.81 | 0.99 |
| Máximo Tamaño | 345.3 | 100 | 1.00 |

Gráfico 9-1. Factor Campo sala Cosmos

ANEXO C.

Criterios de Calidad de Imagen.

1-. Radiografía de Tórax en proyección Postero-anterior.

Criterios de imagen:

- Realizada en inspiración completa (documentada por la posición de las costillas encima del diafragma, ya sea seis anterior o 10 posterior) con respiración suspendida.
- Reproducción simétrica del tórax mostrando posición central de los procesos espinosos en el medio de las clavículas.
- Ubicación del borde medial de la escápula por fuera del campo pulmonar reproducción completa de la caja torácica por encima del diafragma.
- Visualización precisa del patrón vascular de todo el pulmón, particularmente vasos periféricos.
- Visualización precisa de: traquea y bronquios principales. Márgenes o bordes de corazón y aorta. Ángulos costofrénicos y diafragma
- Visualización del pulmón retrocardiaco y el mediastino.

Detalles importantes de imagen:

- Visualización de nódulos o imágenes dentro del parénquima pulmonar, incluyendo región retrocardiaca, dentro de los siguientes parámetros: 0,7mm de alto contraste y 2mm de bajo contraste

- Visualización de detalles lineales o reticulados en la periferia del pulmón, dentro de los siguientes parámetros: 0,3 mm de ancho en alto contraste y 2mm de ancho en bajo contraste

2-. Radiografía de Columna Lumbar en proyección Antero-posterior.

Criterio de imágenes:

- Visualización precisa como una simple línea, de la superficie del platillo superior e inferior en el área central visualizada.
- Visualización precisa de los pedículos.
- Reproducción de los espacios intervertebrales.
- Reproducción de los procesos espinosos y transversales.
- Visualización precisa de la corteza y las estructura trabeculares.
- Reproducción de los tejidos de partes blandas particularmente el músculo psoas.
- Reproducción de la articulación sacro iliaca.
- Detalle importante de la imagen 0.3-0.5 mm

3-. Radiografía de Columna Lumbar en proyección Lateral.

Criterio de imágenes:

- Visualización precisa como una simple línea, de la superficie del plato superior e inferior, con la visualización resultante del espacio intervertebral.
- Total superposición de los bordes posteriores de las vértebras.
- Reproducción de los pedículos y de los forámenes.
- Visualización de los procesos espinosos.
- Visualización precisa de la corteza y de las estructuras trabeculares.
- Detalle importante de la imagen 0.5 mm.

4-. Mamografía en proyección Medio Lateral-oblicuo

Criterios de imagen referentes a la posición:

- Ángulo correcto del músculo pectoral (entre).
- Visualización del ángulo inframamario.
- Visualización nítida de la grasa retromamaria.
- Visualización nítida del tejido glandular cráneolateral.
- Pezón en su totalidad fuera de la línea que bordea la mama.
- No debe visualizarse la piel.
- Simetría entre ambas mamas.

Criterios de Imágenes relativos a los parámetros de exposición:

- Visualización de la piel a través de luz fuerte (alta).
- Reproducción de las estructuras vasculares que se observen a través del parénquima mamario.
- Visualización nítida de todos los vasos, tejido fibroso y márgenes del músculo pectoral.
- Detalles de la imagen: microcalcificaciones de 0.2 mm.

5-. Mamografía en proyección Cráneo-caudal

Criterios de imagen referentes a la posición:

- Visualización nítida margen del músculo pectoral.
- Visualización nítida de la grasa retromamaria.
- Visualización nítida del tejido glandular medial.
- Visualización nítida del tejido glandular media.
- No debe visualizarse la piel.
- Simetría entre ambas mamas.

Criterios de Imágenes relativos a los parámetros de posición:

- visualización de la piel a través de luz fuerte (alta). [8-9-15-19].

ANEXO D.

Curvas de Rendimiento/dosis.

Para el cálculo del Kerma en aire en la superficie de entrada del paciente, fue necesaria realizar la construcción de una curva de Rendimiento/dosis para cada uno de los valores de mAs utilizados en cada equipo, ya que de otra forma la estimación de dicha magnitud dosimétrica hubiera resultado sobre o sub-estimada. A continuación se muestra algunos de los gráficos de Rendimiento/dosis por examen radiológico y hospital.

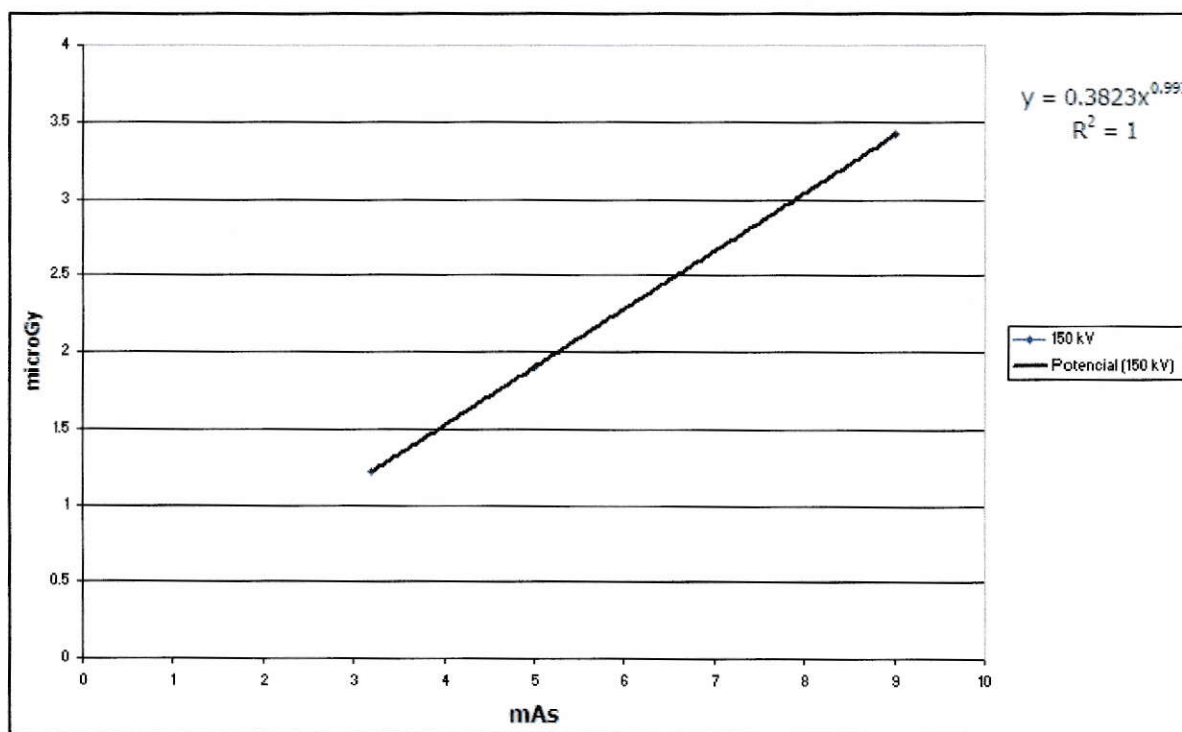
Gráfico 9-2. Rendimiento para la radiografía de Tórax PA. Hospital A.

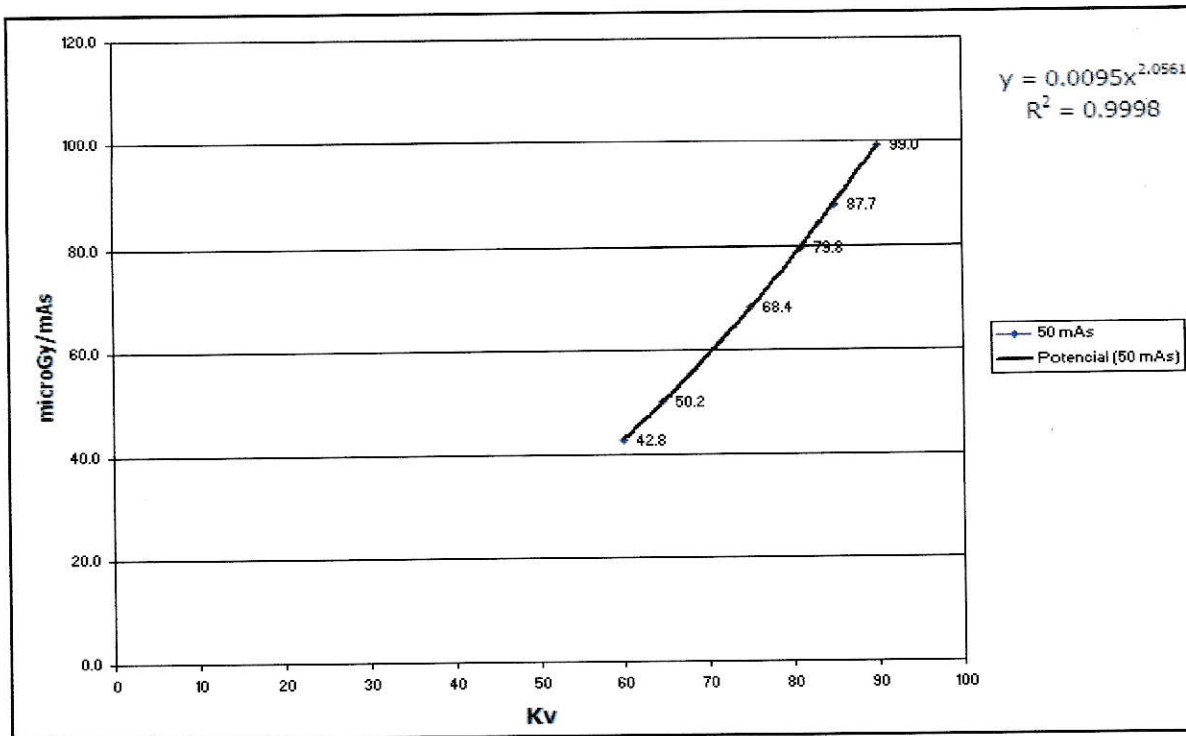
Gráfico 9-3. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar AP. Hospital A.

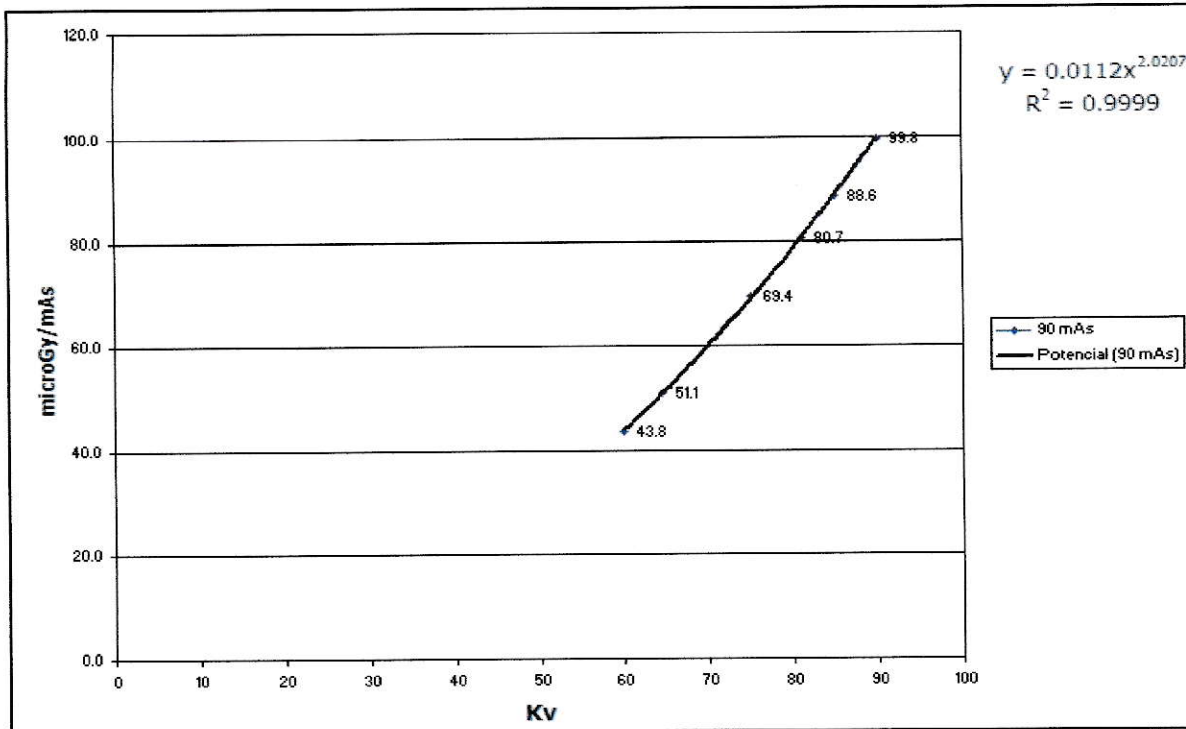
Gráfico 9-4. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar LAT. Hospital A.

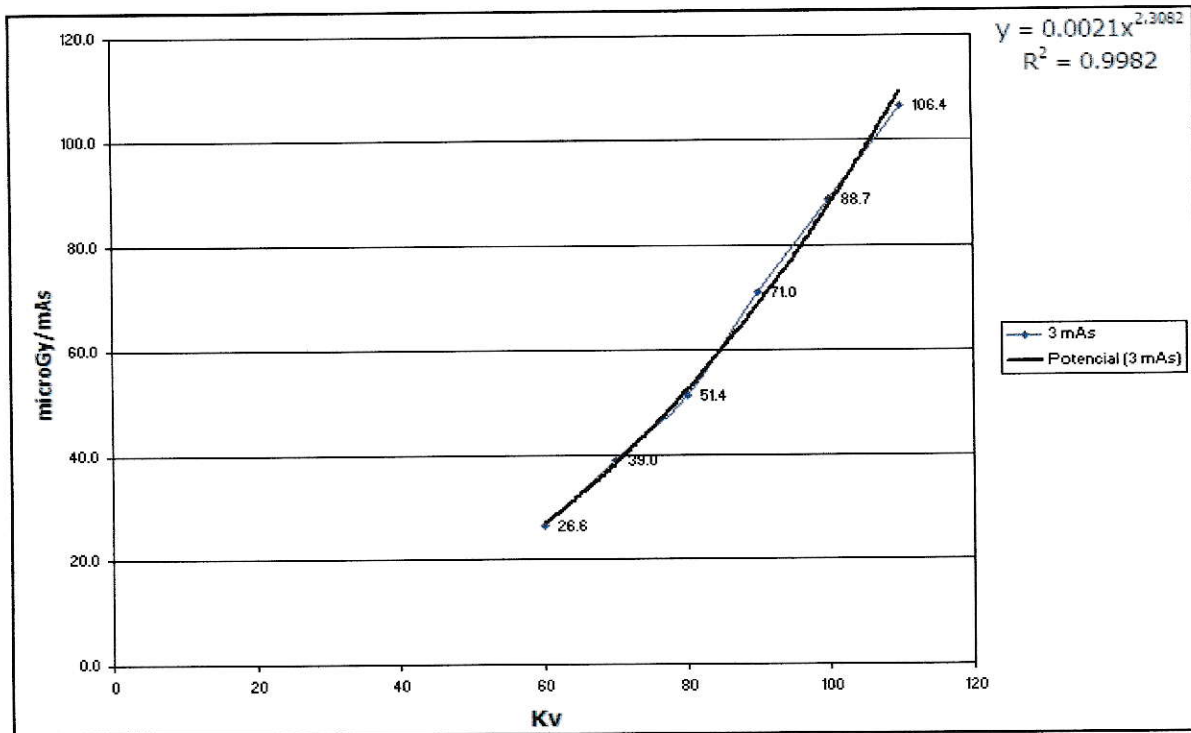
Gráfico 9-5. Rendimiento para la radiografía de Tórax PA. Hospital B.

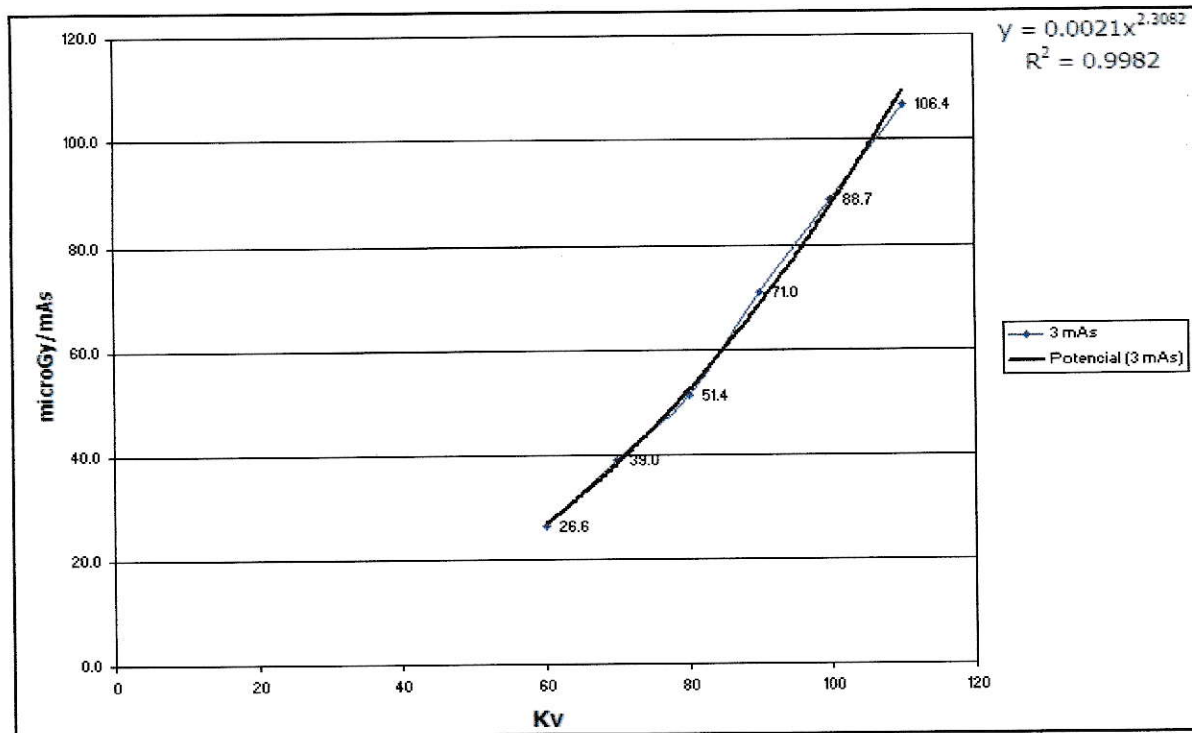
Gráfico 9-6. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar AP. Hospital B.

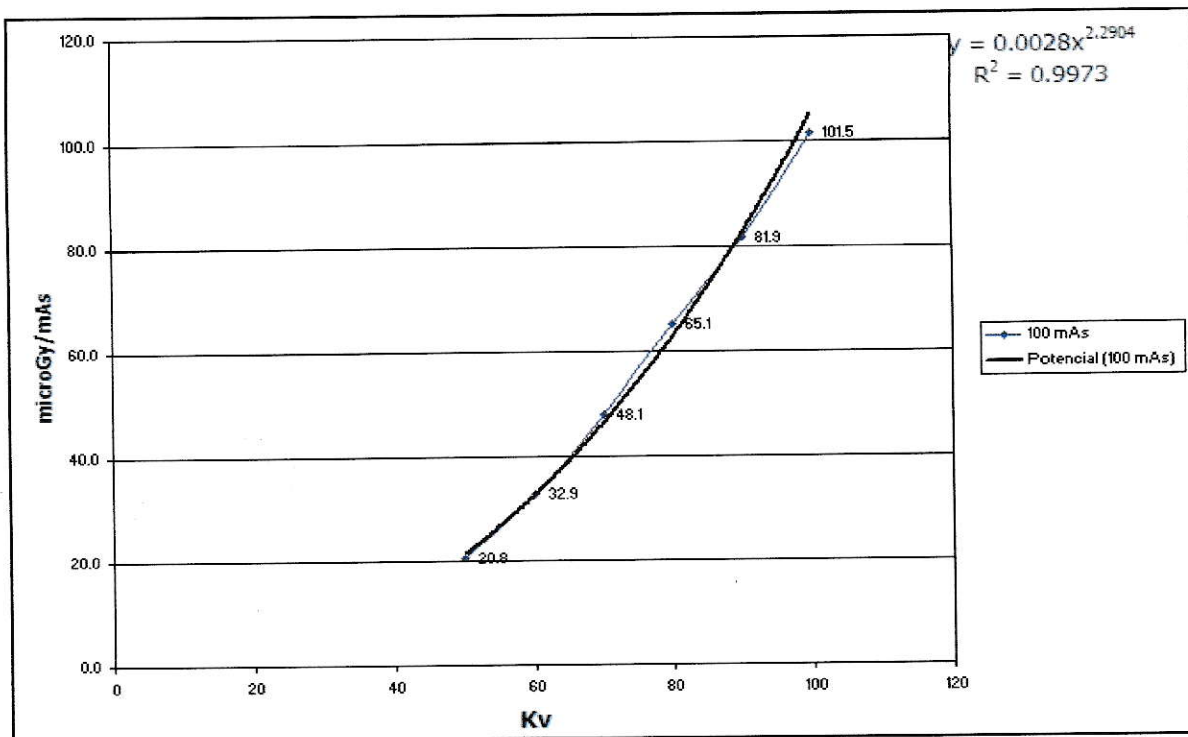
Gráfico 9-7. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar LAT. Hospital B.

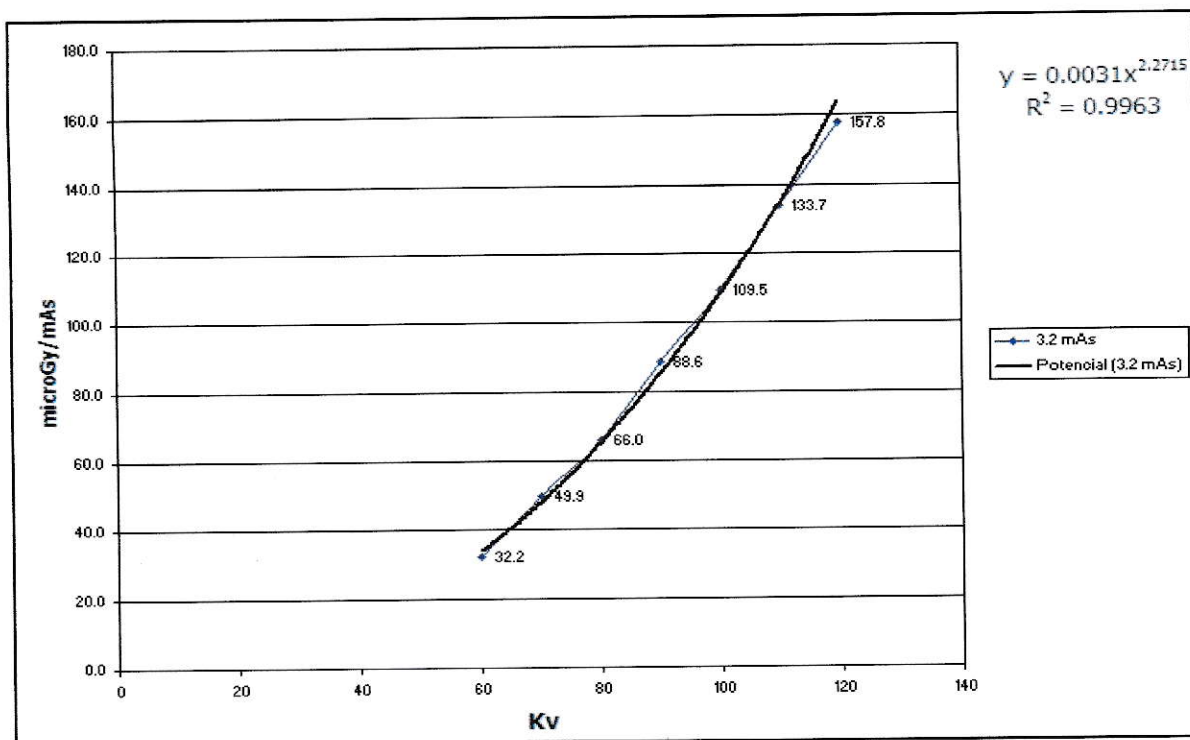
Gráfico 9-8. Rendimiento para la radiografía de Tórax PA. Hospital C.

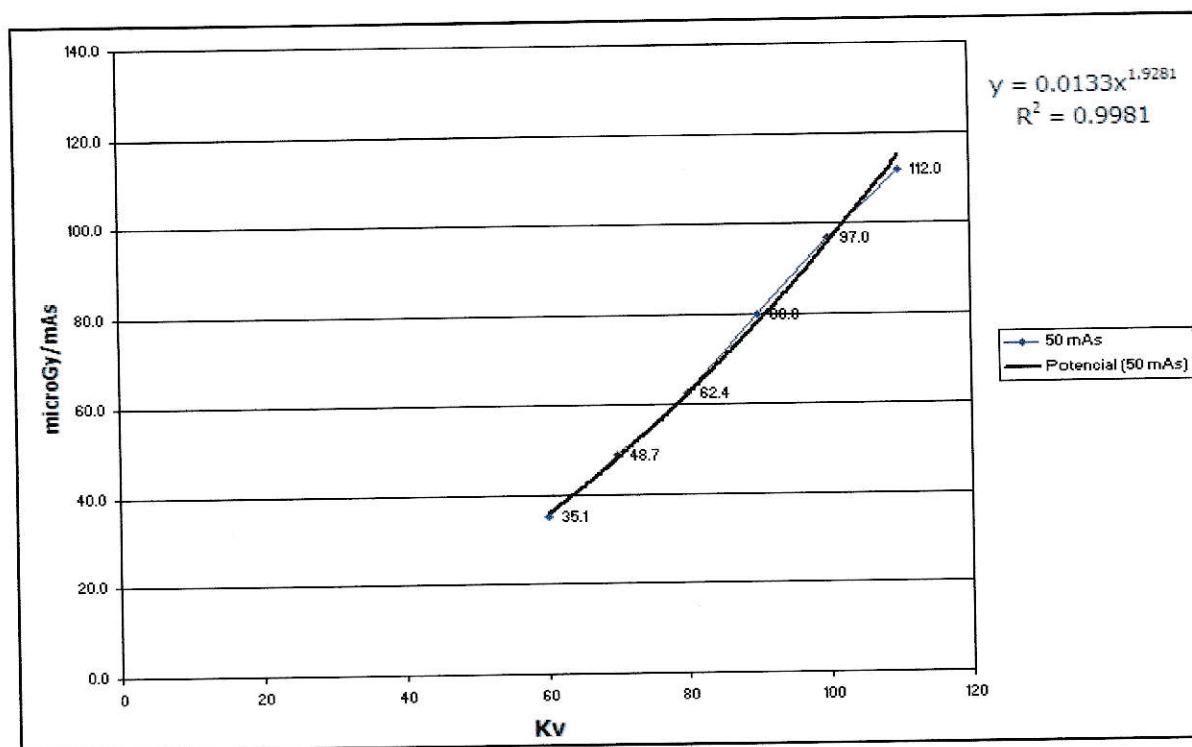
Gráfico 9-9. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar AP. Hospital C.

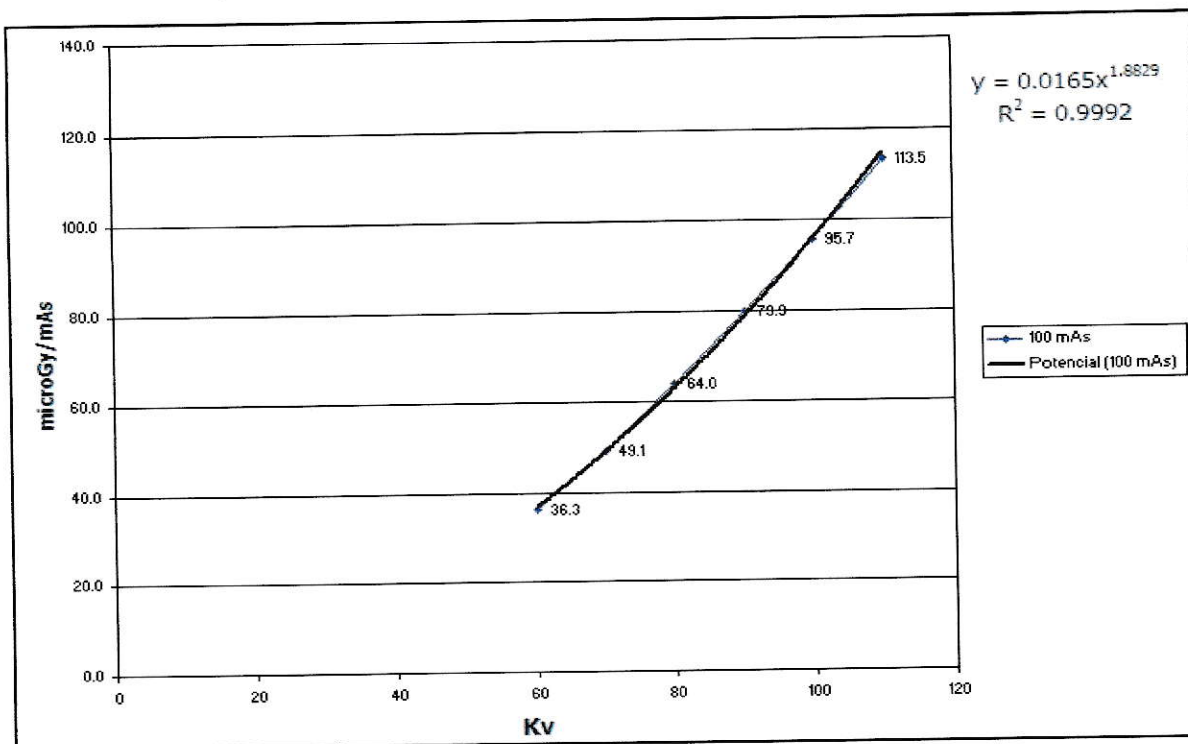
Gráfico 9-10. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar LAT. Hospital C.

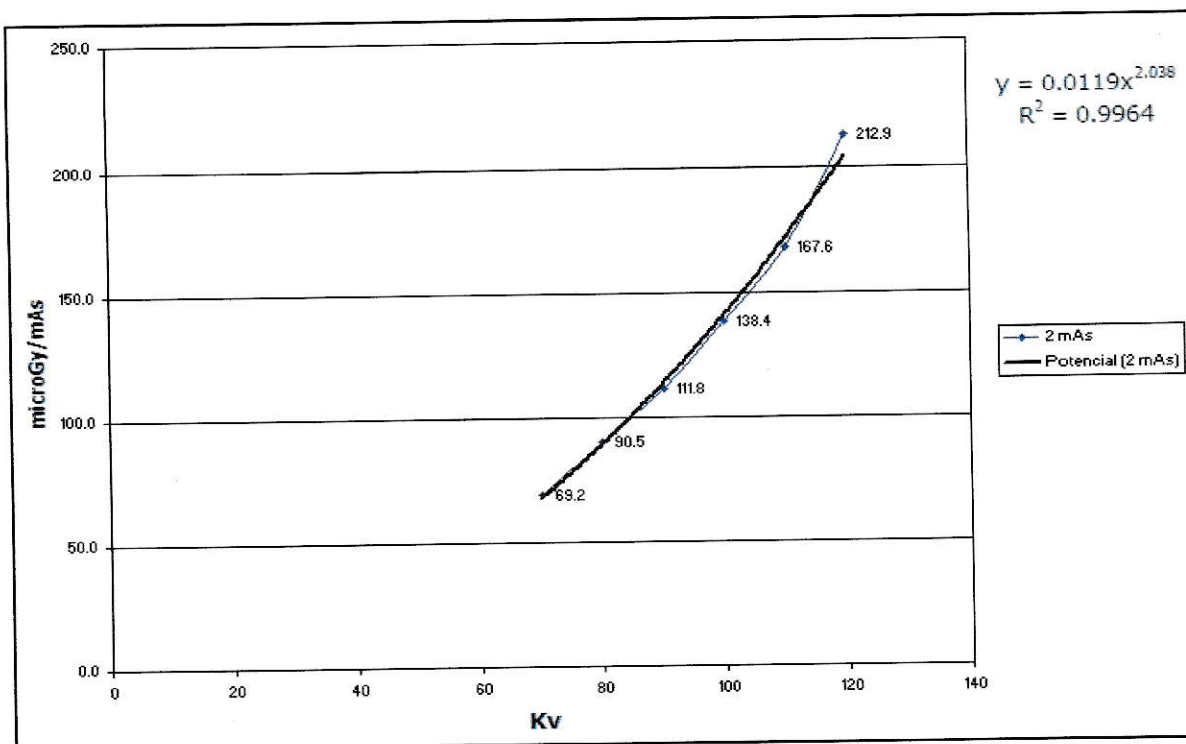
Gráfico 9-11. Rendimiento para la radiografía de Tórax PA. Hospital D.

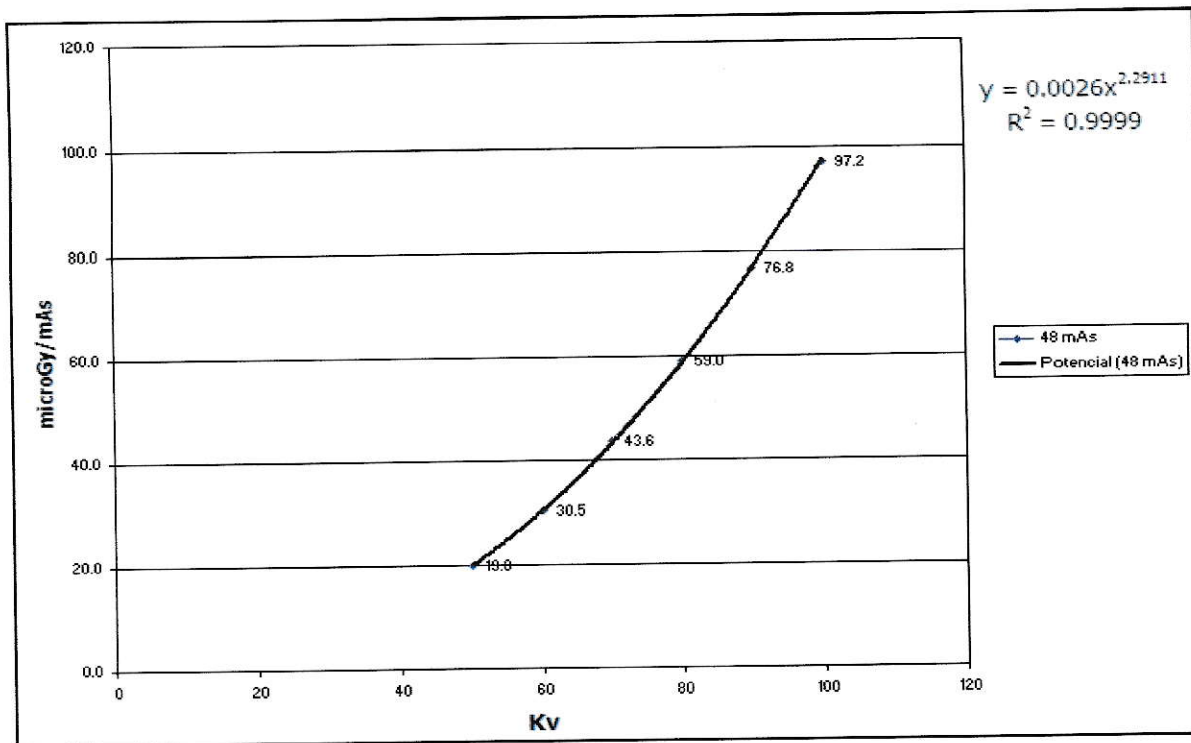
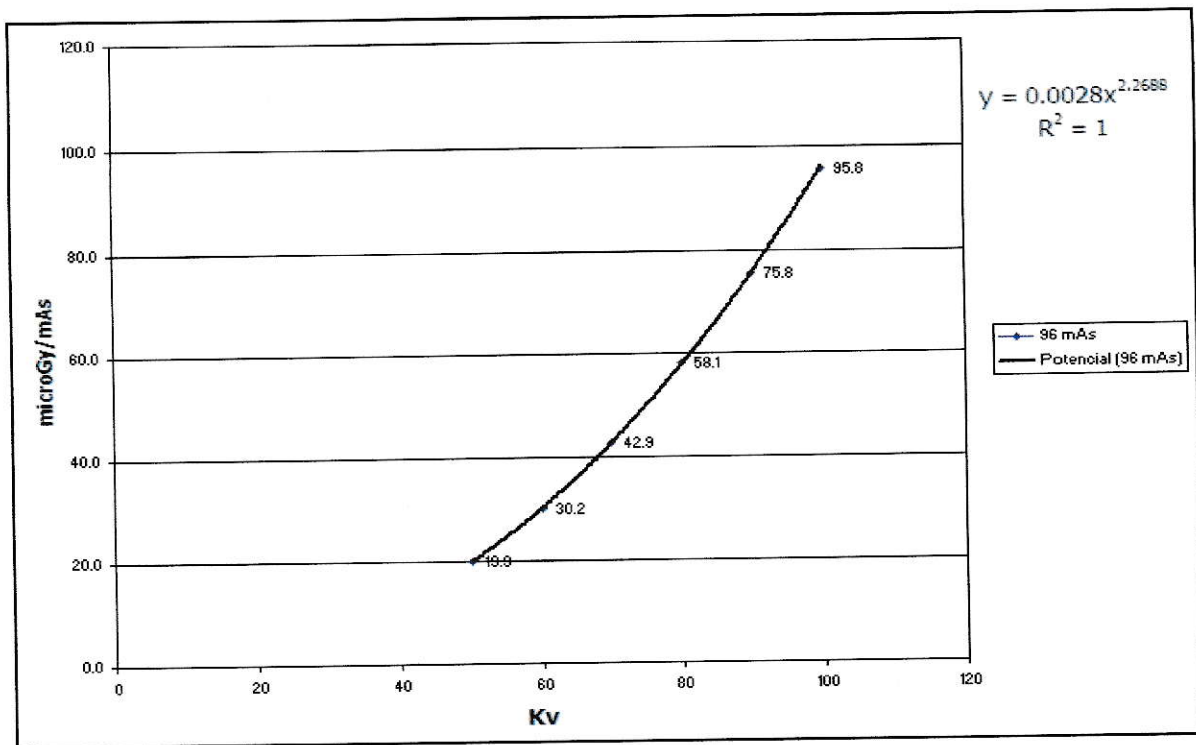
Gráfico 9-12. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar AP. Hospital D.

Gráfico 9-13. Rendimiento para la radiografía de Columna Lumbar LAT. Hospital D.

ANEXO E.

Tablas Pruebas Posteriores de Tukey.

Tabla 9-1. Relación de los valores medios de Dosis en Aire en la Superficie de entrada del paciente entre hospitales en el examen radiológico de Tórax PA.

| (I) Hospital | (J) Hospital | Diferencia de medias (I-J) | p | Intervalo de confianza al 95% | |
|-----------------|-----------------|-------------------------------|--------|----------------------------------|--------------------|
| | | | | Límite inferior | Límite superior |
| A | B | 0.186* | 0.0001 | 0.136 | 0.235 |
| | C | -0.015 | 0.860 | -0.064 | 0.034 |
| | D | 0.215* | 0.0001 | 0.166 | 0.265 |
| B | A | -0.186* | 0.0001 | -0.235 | -0.136 |
| | C | -0.201* | 0.0001 | -0.250 | -0.151 |
| | D | 0.029 | 0.421 | -0.020 | 0.078 |
| C | A | 0.015 | 0.860 | -0.034 | 0.064 |
| | B | 0.201* | 0.0001 | 0.151 | 0.250 |
| | D | 0.230* | 0.0001 | 0.181 | 0.280 |
| D | A | -0.215* | 0.001 | -0.265 | -0.166 |
| | B | -0.029 | 0.421 | -0.078 | 0.020 |
| | C | -0.230* | 0.0001 | -0.280 | -0.181 |

* La diferencia entre las medias es significativa con un $p \leq 0.05$.

Tabla 9-2. Relación de los valores medios de Dosis en Aire en la superficie de entrada del paciente entre hospitales en el examen radiológico de Columna Lumbar AP.

| (I) Hospital | (J) Hospital | Diferencia de medias (I-J) | p | Intervalo de confianza al 95% | |
|-----------------|-----------------|-------------------------------|--------|----------------------------------|--------------------|
| | | | | Límite inferior | Límite superior |
| A | B | 8,098* | 0.0001 | 6,500 | 9,696 |
| | C | 8,299* | 0.0001 | 6,731 | 9,867 |
| | D | 7,951* | 0.0001 | 6,353 | 9,550 |
| B | A | -8,098* | 0.0001 | -9,696 | -6,500 |
| | C | 0.201 | 0.986 | -1,309 | 1,711 |
| | D | -0.147 | 0.995 | -1,688 | 1,394 |
| C | A | -8.299* | 0.0001 | -9,867 | -6,731 |
| | B | -0.201 | 0.986 | -1,711 | 1,309 |
| | D | -0.348 | 0.933 | -1,858 | 1,162 |
| D | A | -7.952* | 0.0001 | -9,550 | -6,353 |
| | B | 0.147 | 0.995 | -1,394 | 1,688 |
| | C | 0.348 | 0.933 | -1,162 | 1,858 |

* La diferencia entre las medias es significativa con un $p \leq 0.05$.

Tabla 9-3. Relación de los valores medios de Dosis en Aire en la superficie de entrada del paciente entre hospitales en el examen radiológico de Columna Lumbar LAT.

| (I) Hospital | (J) Hospital | Diferencia de medias (I-J) | p | Intervalo de confianza al 95% | |
|-----------------|-----------------|-------------------------------|--------|----------------------------------|--------------------|
| | | | | Límite inferior | Límite superior |
| A | B | 15.555* | 0.0001 | 12.799 | 18.312 |
| | C | 14.971* | 0.0001 | 12.265 | 17.675 |
| | D | 13.347* | 0.0001 | 10.587 | 16.101 |
| B | A | -15.555* | 0.0001 | -18.312 | -12.799 |
| | C | -0.585 | 0.937 | -3.190 | 2.019 |
| | D | -2.211 | 0.139 | -4.870 | 0.447 |
| C | A | -14.971* | 0.0001 | -17.675 | -12.265 |
| | B | 0.585 | 0.937 | -2.019 | 3.190 |
| | D | -1.625 | 0.370 | -4.231 | 0.979 |
| D | A | -13.344* | 0.0001 | -16.101 | -10.587 |
| | B | 2.211 | 0.139 | -0.447 | 4.870 |
| | C | 1.625 | 0.370 | -0.979 | 4.231 |

* La diferencia entre las medias es significativa con un $p \leq 0.05$.

Tabla 9-4. Relación de los valores medios de Dosis en aire en la superficie de entrada del paciente entre el Rango de Espesor de mama comprimida para la proyección Medio lateral Oblicua del examen de mamografía

| (I) REMC | (J) REMC | Diferencia de medias (I-J) | p | Intervalo de confianza al 95% | |
|-------------|-------------|-------------------------------|--------|----------------------------------|--------------------|
| | | | | Límite inferior | Límite superior |
| Rango I | Rango II | -3.975 | 0.013 | -7.360 | -0.591 |
| | Rango III | -8.343* | 0.0001 | -11.675 | -5.011 |
| | Rango IV | -11.704* | 0.0001 | -15.482 | -7.926 |
| | Rango V | -20.863* | 0.0001 | -25.740 | -15.985 |
| Rango II | Rango I | 3.9757 | 0.013 | 0.591 | 7.360 |
| | Rango III | -4.367* | 0.0001 | -6.955 | -1.779 |
| | Rango IV | -7.728* | 0.0001 | -10.870 | -4.587 |
| | Rango V | -16.887* | 0.0001 | -21.290 | -12.484 |
| Rango III | Rango I | 8.343* | 0.0001 | 5.011 | 11.675 |
| | Rango II | 4.367* | 0.0001 | 1.779 | 6.955 |
| | Rango IV | -3.361* | 0.026 | -6.445 | -0.276 |
| | Rango V | -12.520* | 0.0001 | -16.883 | -8.157 |
| Rango IV | Rango I | 11.704* | 0.0001 | 7.926 | 15.483 |
| | Rango II | 7.728* | 0.0001 | 4.587 | 10.870 |
| | Rango III | 3.361* | 0.026 | 0.276 | 6.445 |
| | Rango V | -9.159* | 0.0001 | -13.871 | -4.447 |
| Rango V | Rango I | 20.863* | 0.0001 | 15.985 | 25.740 |
| | Rango II | 16.887* | 0.0001 | 12.484 | 21.290 |
| | Rango III | 12.520* | 0.0001 | 8.157 | 16.882 |
| | Rango IV | 9.159* | 0.0001 | 4.447 | 13.871 |

* La diferencia entre las medias es significativa con un $p \leq 0.05$.

Tabla 9-5. Relación de los valores medios de Dosis en aire en la Superficie de entrada del paciente entre el Rango de Espesor de mama comprimida para la proyección Cráneo-Caudal C de la mamografía.

| (I) REMC | (J) REMC | Diferencia de medias (I-J) | p | Intervalo de confianza al 95% | |
|-------------|-------------|-------------------------------|--------|----------------------------------|--------------------|
| | | | | Límite inferior | Límite superior |
| Rango I | Rango II | -3.025 | 0.144 | -6.637 | 0,586 |
| | Rango III | -8.124* | 0.0001 | -11.894 | -4.353 |
| | Rango IV | -10.204* | 0.0001 | -14.466 | -5.942 |
| | Rango V | -16.837* | 0.0001 | -22.831 | -10.842 |
| Rango II | Rango I | 3.025 | 0.144 | -0.586 | 6.637 |
| | Rango III | -5.098* | 0.0001 | -7.692 | -2.505 |
| | Rango IV | -7.179* | 0.0001 | -10.445 | -3.912 |
| | Rango V | -13.811* | 0.0001 | -19.144 | -8.478 |
| Rango III | Rango I | 8.124* | 0.0001 | 4.353 | 11.894 |
| | Rango II | 5.098* | 0.0001 | 2.505 | 7.692 |
| | Rango IV | -2.080 | 0.449 | -5.522 | 1,362 |
| | Rango V | -8.713* | 0.0001 | -14.155 | -3.270 |
| Rango IV | Rango I | 10.204* | 0.0001 | 5.942 | 14.466 |
| | Rango II | 7.178* | 0.0001 | 3.911 | 10.446 |
| | Rango III | 2.080 | 0.449 | -1,362 | 5.522 |
| | Rango V | -6.632* | 0.017 | -12,426 | -0.839 |
| Rango V | Rango I | 16.837* | 0.0001 | 10.842 | 22.831 |
| | Rango II | 13.811* | 0.0001 | 8.478 | 19.145 |
| | Rango III | 8.713* | 0.0001 | 3.270 | 14.155 |
| | Rango IV | 6.633* | 0.017 | 0.839 | 12.426 |

* La diferencia entre las medias es significativa con un $p \leq 0.05$.