



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

Facultad de
MEDICINA

**CORRELACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN CALCULADA POR EL
ÍNDICE DE DOSIS TOMOGRÁFICO Y DE LA OBTENIDA MEDIANTE
LA DOSIMETRÍA LUMINISCENTE ÓPTICAMENTE ESTIMULADA EN
TOMOGRAFÍAS DE CRÁNEO USANDO UN SIMULADOR**

CORRELATION OF CALCULATED RADIATION DOSE BY COMPUTED
TOMOGRAPHY DOSE INDEX BETWEEN ESTIMATED THROUGH
OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE DOSIMETRY IN SKULL
TOMOGRAPHS USING A SIMULATOR

TESIS PARA OPTAR POR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO
EN TECNOLOGÍA MÉDICA EN LA ESPECIALIDAD DE RADIOLOGÍA

AUTORES:

FIGRELLA VICTORIA ALVARO ROSALES

KEYLA LORENA PEREYRA CERNA

ASESORES:

MG. EDWARD ARTEMIO MECA CASTRO

MG. STEEV ORLANDO LOYOLA SOSA

LIMA – PERÚ

2021

JURADO

Presidente: Lic. FM José Fernando Márquez Pachas
Vocal: Lic. TM Marco Antonio Rivero Mendoza
Secretario: Lic. FM Félix Alexander Neyra Aguilar

Fecha de Sustentación: 13 de mayo de 2021

Calificación: Aprobado

ASESORES DE TESIS:

ASESORES

Mg. Edward Artemio Meca Castro

Departamento Académico de Tecnología Médica

ORCID: 0000-0002-1226-9299

Mg. Steev Orlando Loyola Sosa

Departamento Académico de Tecnología Médica

ORCID: 0000-0001-5455-2423

DEDICATORIA:

A Dios por ser el dador de nuestras vidas y por guiar cada paso que damos.

A nuestros padres por su amor y apoyo incondicional.

AGRADECIMIENTOS

A nuestros asesores Edward Meca y Steev Loyola por el constante apoyo, orientación y tiempo brindado durante la realización de este estudio.

A Nuclear Control por el uso de sus instalaciones y equipamiento, los cuales fueron de gran importancia para el desarrollo de este estudio.

Al servicio de Tomografía Computarizada del Hospital Nacional Dos de Mayo, especialmente a la Licenciada Natalia Mosquera, por su apoyo durante las sesiones de irradiación.

FUENTE DE FINANCIAMIENTO

Esta investigación fue autofinanciada.

DECLARACIÓN DE CONFLICTO DE INTERÉS

Los autores declaran no tener conflictos de interés.

TABLA DE CONTENIDO

I. INTRODUCCIÓN	1
II. OBJETIVOS	5
III. MATERIAL Y MÉTODO	6
Equipamiento y materiales	6
Procedimiento	7
IV. RESULTADOS	13
V. DISCUSIÓN	17
VI. LIMITACIONES	22
VII. CONCLUSIONES	23
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	25

RESUMEN

Antecedentes: En tomografía computarizada, el método frecuente para el cálculo de dosis absorbida es el Índice de Dosis de Tomografía Computarizada (CTDI), sin embargo, diversos autores han reportado limitaciones en dicho método. Al contrario, los dosímetros luminiscentes ópticamente estimulados (OSLD) han demostrado ser un buen método debido a su alta sensibilidad y alto rango dinámico en la obtención de dosis puntuales. **Objetivo:** Se estimó la correlación entre la dosis de radiación calculada por el CTDI y la obtenida mediante la dosimetría OSL en tomografía de cráneo usando un simulador, de acuerdo a cada técnica tomográfica.

Material y métodos: Se diseñaron y construyeron geometrías para la calibración y caracterización de los OSLD. Las irradiaciones fueron realizadas en un tomógrafo Toshiba Aquilion Prime 80. Además, se utilizó un simulador de polimetilmetacrilato de cráneo, cámara de ionización con electrómetro y OSLD con un lector microStar. La correlación por cada técnica tomográfica, fue estimada mediante la prueba estadística de R de Pearson. **Resultados:** Se observó en la primera técnica una correlación positiva ($R=0,97$) al utilizar el campo de visión (FoV) S, M y L entre la dosis calculada por el CTDI y la obtenida por los OSLD.

Conclusión: Los resultados demuestran que existe una fuerte correlación positiva en la técnica 1.

Palabras clave: dosis de radiación, dosimetría luminiscente ópticamente estimulada, tomografía computarizada, simulador.

ABSTRACT

Background: In computed tomography, the frequent method for calculating absorbed dose is the Computed Tomography Dose Index (CTDI), however, several authors have reported limitations for this method. On the other hand, optically stimulated luminescent dosimeters (OSLD) seems to be a good method due to their high sensitivity and high dynamic range for obtaining doses. **Objective:** The correlation was estimated between the radiation dose calculated by CTDI and that obtained by OSL dosimetry in the skull tomography process using a simulator, according to each tomographic technique. **Material and methods:** Geometries were designed and built for the calibration and characterization of the OSLDs. Irradiations were carried out on a Toshiba Aquilion Prime 80 tomograph. Also, a skull polymethylmethacrylate simulator, an ionization chamber with electrometer and OSLD with a microStar reader were used. The correlation for each tomographic technique was estimated using the Pearson R test. **Results:** A positive correlation ($R = 0.97$) was observed in the first technique when using the S, M and L field of view (FoV) between the dose calculated by the CTDI and that obtained by the OSLD. **Conclusions:** Results show that there is a strong positive correlation in technique 1.

Key words: radiation dose, optically stimulated luminescent dosimetry, computed tomography, simulator.

I. INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) se ha posicionado como la técnica de elección en el campo del diagnóstico por imágenes debido a sus rápidos y precisos resultados. (1) A nivel mundial los exámenes de tomografía representan un 7% del total de estudios radiológicos que se realizan. (2) En países como Estados Unidos, aproximadamente 60 millones de exámenes de TC son realizados al año y su demanda va en aumento con una tasa aproximada de 15% anual. (3)

En cuanto a patologías relacionadas a la cabeza, la TC brinda información de suma importancia para el diagnóstico. Sin embargo, la TC involucra la exposición a altas dosis de radiación ionizante, la cual contribuye el 70% de la dosis total administrada a los pacientes durante los exámenes de rayos X. (4) De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, a medida que aumenta las dosis de radiaciones ionizantes, también aumenta el riesgo de efectos estocásticos tales como cáncer o anomalías genéticas. (5)

Durante el 2017, en el Hospital Nacional Dos de Mayo, se realizaron 12 954 estudios de TC; siendo el cráneo la región más explorada, con un promedio de 306 procedimientos realizados mensualmente. Los datos sugieren que existe una tendencia al aumento del número de procedimientos de forma constante. Por tal motivo, existe una preocupación sobre el uso masivo de la TC debido a la dosis de radiación que se le entrega al paciente durante la realización del examen.

Dada la alta demanda y uso masivo de la TC, es importante que los tecnólogos médicos y los médicos radiólogos logren optimizar el equilibrio entre la calidad de la imagen y la dosis de radiación impartida a los pacientes. (6) Como respuesta, se

han desarrollado e implementado múltiples métodos para estimar la dosis absorbida que es impartida al paciente durante un estudio de tomografía computarizada.

El método más usado es el índice de dosis de Tomografía Computarizada (Computed Tomography Dose Index; CTDI por sus siglas en inglés), que se define como la integral del perfil de dosis de radiación de exploración única a lo largo del eje Z, normalizado al grosor de corte de manera estandarizada. (7,8) Posteriormente adaptada, como Índice de Dosis de Tomografía Computarizada Ponderado (CTDI_w) e Índice de Dosis de Tomografía Computarizada Volumétrico (CTDI_{VOL}). (3)

El índice de Dosis de Tomografía Computarizada Ponderado (CTDI_w), representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y, y se calcula mediante la ecuación 1:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{CENTRO} + \frac{2}{3} \left(\frac{CTDI_{SUPERIOR} + CTDI_{INFERIOR} + CTDI_{DERECHO} + CTDI_{IZQUIERDO}}{4} \right) \quad (1)$$

Mientras que el índice de Dosis de Tomografía Computarizada Volumétrica (CTDI_{VOL}), establece la dosis promedio de radiación en el volumen x-y-z, atribuible a un desplazamiento unitario de la camilla en el eje Z. Es muy utilizado como indicador de dosis para un protocolo específico, debido a que incluye la información del *pitch* y se calcula mediante la ecuación 2:

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_w}{PITCH} \quad (2)$$

Otra de las variantes para determinar la dosis de radiación en un examen de tomografía se basa en la utilización de detectores de estado sólido como los dosímetros termoluminiscentes (TLD), semiconductores y películas, los cuales son

usados con frecuencia. Sin embargo, en los últimos años se ha demostrado que estos dispositivos presentan diversas desventajas tales como la no posibilidad de re-lectura, requerimiento de procesos de re-calibración por el propio daño que causa la radiación al detector, dependencia de las condiciones ambientales, entre otros.

Por otro lado, se ha demostrado que los dosímetros luminiscentes ópticamente estimulados (Optically Stimulated Luminescence Dosimeter; OSLD por sus siglas en inglés), son detectores con buenas características que poseen un alto rango dinámico en la obtención de dosis puntuales y una sensibilidad de 40 a 60 veces más amplia que la del TLD, siendo así un sólido candidato para dosis bajas y aplicaciones de corta exposición como es el caso de la TC. (9) Para hacer uso de los OSLD, éstos deben pasar por procedimientos previos y complejos de calibración y caracterización. (10) La calibración consiste en graduar los OSLD a la energía de RX usados en el estudio, en este caso, a energías del tomógrafo; mientras que la caracterización consiste en encontrar factores que influyan en la dosis absorbida dada por los OSLD.

La publicación de Scarboro et al. (11) demostró que los factores de corrección de los OSLD encontrados fueron pequeños (<5%); se encontró que la respuesta del dosímetro es independiente a los efectos de no linealidad para el rango de dosis esperada en la dosimetría de TC, por lo cual, no es necesaria una corrección del desvanecimiento para la lectura de los dosímetros. Por otro lado, en el estudio de Al-Senan (10) los OSLD mostraron buena homogeneidad, reproducibilidad y linealidad en el rango de energía de diagnóstico. Sin embargo, se encontró que algunos factores introducen errores considerables en las mediciones: agregar pequeñas dosis de radiación a un OSLD que ya tiene una alta dosis de radiación

acumulada, dependencia angular y dependencia energética. Además, el estudio de Yusuf y Kinsara (12), demostró que los OSLD tuvieron una buena similitud con el perfil de dosis utilizando la cámara de ionización, lo que demuestra la posibilidad de utilizar OSLD como detector alternativo en la dosimetría de CT, en particular para la evaluación de dosis absorbida en los órganos internos.

Las mediciones para el cálculo de dosis absorbida, usando cualquiera de los métodos mencionados, se realizan en un simulador antropomórfico o de polimetilmetacrilato (PMMA; por sus siglas en inglés) debido a que posee características similares en atenuación y dispersión a la cabeza de un paciente. El simulador cuenta con un orificio central, que corresponde a la anatomía más central de la cabeza del paciente; y cuatro periféricos, que corresponden a la anatomía más superficial de la cabeza. Ladino et al. (13) encontró que, en el orificio anterior llamado “orificio 12”, existe mayor dosis de radiación acumulada. Este hallazgo sugiere que la región de los ojos estaría recibiendo una mayor dosis en comparación a las demás regiones.

Por lo expuesto, se consideró necesario el desarrollo de esta investigación con el objetivo de estimar la dosis de radiación que podría ser impartida al paciente durante una TC de cráneo. Los resultados permitirían optimizar la dosis de radiación impartida, logrando así minimizar el riesgo radiológico en pacientes sometidos a este estudio. En tal sentido, se evaluó la existencia de correlación de la dosis absorbida calculada por el CTDI y la obtenida por los OSLD en tomografía de cráneo usando un simulador, de acuerdo a cada técnica tomográfica empleada.

II. OBJETIVOS

Objetivo general

- Estimar la correlación entre la dosis de radiación calculada por el índice de dosis en tomografía computarizada y la obtenida mediante la dosimetría luminiscente ópticamente estimulada en tomografía de cráneo usando un simulador, de acuerdo a cada técnica tomográfica empleada.

Objetivo secundario

- Evaluar la respuesta dosimétrica del dosímetro luminiscente ópticamente estimulado en tomografía computarizada.
- Evaluar la dosis absorbida en las diferentes zonas irradiadas del simulador de cráneo.

III. MATERIAL Y MÉTODO

Esta investigación es de tipo experimental, basada en un conjunto de simulaciones que pretenden representar una situación real y clínica durante irradiaciones en una exploración tomográfica. Se utilizó un simulador con características similares a la cabeza de un paciente con el objetivo de recrear un cráneo real.

El estudio fue realizado en el Servicio de Tomografía Computarizada del Hospital Nacional Dos de Mayo. Debido a la naturaleza del estudio, no se trabajó ni recolectó información de humanos. Asimismo, no se definió una población, ni se usaron criterios de inclusión o exclusión para delimitarla.

Equipamiento y materiales

- Tomógrafo marca Toshiba, modelo Aquilion Prime de 80 filas de detectores.
- Simulador cilíndrico de Polimetilmetacrilato de 16 cm de diámetro y 20 cm de longitud con características semejantes a un cráneo de un paciente con densidad de $1,18 \text{ g/cm}^3$
- Cámara de ionización tipo lápiz Xi CT - Unfors (100 mm de longitud activa) con su respectivo electrómetro.
- OSLD conformados por un disco retráctil de óxido de aluminio dopado con carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), contenido dentro de una ligera carcasa plástica cuyas, dimensiones son de $1 \times 1 \times 0,2 \text{ cm}^3$ y posee una densidad de $1,03 \text{ g/cm}^3$.
- Lector de OSLD microStar con adaptador posicionado dentro de la gaveta del lector, posee dos modos de lectura: haz fuerte para dosis bajas y un haz débil para dosis altas.

- Varillas de acrílico tipo lapicero de la misma forma y dimensión que la cámara de ionización utilizada en este estudio; calado y perforado en el centro para posicionar los OSLD (Figura 1).
- Placas de acrílico caladas en el centro para ubicar los OSLD (Figura 2-a) y para ubicar la cámara de ionización (Figura 2-b).

Procedimiento

Para estimar la correlación entre la dosis absorbida de radiación, calculada por el CTDI y la obtenida mediante los OSLD de acuerdo a cada técnica tomográfica usada, la primera con el uso de FoV S, M y L y la segunda haciendo uso solo del FoV S; primero se evaluó las características dosimétricas del OSLD para las energías en tomografía.

Calibración

Se calibraron los OSLD a las energías del tomógrafo. (14) Para ello, los dosímetros y la cámara de ionización fueron irradiados a las mismas condiciones cinco veces consecutivas, utilizando la geometría diseñada (placas con insertos) con los siguientes parámetros de exposición en adquisición helicoidal: 80 kV / 50 mA / 0,75 s / pitch: 0,625 / Espesor de corte de 40 mm (0,5 x 80, grosor del detector x filas de detectores) (Figura 3, 4 y 5).

Las dosis absorbidas reportadas por la cámara de ionización y las del OSLD fueron comparadas para obtener los factores de calibración, los cuales se calcularon mediante la ecuación 3:

$$\text{Factor de Calibración (FC)} = \frac{\text{Dosis cámara de ionización (mGy)}}{\text{Dosis OSLD (mGy)}} \quad (3)$$

Se calcularon las incertidumbres respectivas, mediante las siguientes ecuaciones:

(15)

Para la cámara de ionización, la incertidumbre total ($\sigma_{t, ion}$) fue obtenida mediante la siguiente formula:

$$\sigma_{t,ion} = \sqrt{\sigma_{sta,ion}^2 + \sigma_{sys,ion}^2}$$

Donde ($\sigma_{sys, ion}$) es la incertidumbre sistemática, y ($\sigma_{sta, ion}$) es la incertidumbre estadística, la cual se calcula a partir de la desviación estándar de los valores medidos a partir de la siguiente formula.

$$\sigma_{sta,ion} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^5 \frac{1}{4} (m_i - \bar{m})^2}}{\bar{m}}$$

Donde m_i y \bar{m} son valores medidos de la i-ésima medición y una media, respectivamente. Por consiguiente, la incertidumbre total ($\sigma_{t, ion}$) se calcula como:

$$\sigma_{t,ion} = \sqrt{\sigma_{sta,ion}^2 + \sigma_{sys,ion}^2}$$

Donde ($\sigma_{sys, ion}$) es la incertidumbre sistemática.

Para el valor medido (cuentas: N) de los OSLD, se estimó que la fluctuación estadística era la raíz cuadrada de las cuentas según la distribución de Poisson. Por lo tanto, la incertidumbre del valor medido para la i-ésima medición ($\sigma_{i, OSL}$) se calcula como:

$$\sigma_{i,OSL} = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{N}}{N}\right)^2 + \sigma_{sys,OSL}^2}$$

Donde el N vendría a ser las cuentas obtenidas, y $(\sigma_{\text{sys, OSL}})$ la incertidumbre sistemática.

Por tanto, la incertidumbre total $(\sigma_{t, \text{OSL}})$ fue calculada mediante la siguiente ecuación:

$$\sigma_{t, \text{OSL}} = \sqrt{\sum_{i=1}^5 \left(\frac{1}{5} \sigma_{i, \text{OSL}}\right)^2}$$

Caracterización

Se caracterizaron los OSLD con el objetivo de encontrar alguna dependencia de los dosímetros ante cualquier factor que influya en el cálculo de dosis absorbida. Para todas las pruebas evaluadas, se colocó dosímetros con la misma sensibilidad en el calado del centro de la geometría diseñada (varillas), posteriormente fueron ubicadas en el orificio central del simulador cilíndrico (Figura 6), el cual fue posicionado de manera longitudinal en el equipo de tomografía. (11,16)

Las pruebas evaluadas en la caracterización se realizaron en adquisición helicoidal con un mismo espesor de corte de 40 mm (0,5 x 80) y un pitch de 0,625, estas fueron las siguientes:

- **Desvanecimiento de la señal:** Se irradió los OSLD a 80 kV / 50 mA / 0.75s y leídos posteriormente a la irradiación por un determinado tiempo. Esta prueba se realizó con el objetivo de estimar cuánto disminuye la señal del dosímetro en función del tiempo para luego calcular el factor de desvanecimiento.

- **Relectura:** Los OSLD fueron irradiados en la geometría antes mencionada a 80 kV / 50 mA / 0,75 s. Posterior a la exposición, los dosímetros fueron leídos 100 veces consecutivas. El propósito de dichas lecturas fue evaluar la disminución de la señal ante lecturas consecutivas.
- **Linealidad:** Los OSLD fueron irradiados a 120kV con diferentes mAs (17mAs, 22mAs, 30mAs, 50mAs, 75mAs, 100mAs y 150mAs), con el objetivo de evaluar el comportamiento del OSLD al incremento consecutivo de dosis de radiación. Con estas mediciones se obtuvo el factor de linealidad.
- **Dependencia angular:** Se realizó irradiaciones a 120 kV / 50 mA / 0,75 s en distintos ángulos de posición del tubo de RX; 0°,45°,90°,135° y 180° (Figura 7). Esta prueba se llevó a cabo para evaluar el comportamiento de la señal de los OSLD a diferentes ángulos de irradiación.

Técnicas tomográficas

Obtenida la calibración y caracterización respectiva, se procedió a realizar las mediciones mediante técnicas utilizadas frecuentemente en la práctica clínica, con el objetivo de estimar la correlación entre la dosis absorbida obtenida por los OSLD y el calculado por el CTDI, de acuerdo a cada técnica tomográfica utilizada. Asimismo, con estas irradiaciones se evaluó la dosis absorbida en las diferentes zonas del simulador de cráneo. A continuación, se describen los procedimientos ejecutados:

- a. El simulador cilíndrico fue posicionado de manera longitudinal en la camilla del equipo de tomografía, alineando el eje central del simulador con el eje de

rotación del tomógrafo. Los simuladores tipo lapicero o varillas de acrílico con sus respectivos OSLD fueron posicionados en el orificio central del simulador de cráneo, así como en los cuatro orificios periféricos (superior, inferior, derecho e izquierdo) (Figura 8).

b. Se realizaron 15 disparos utilizando 2 técnicas tomográficas diferentes en adquisición helicoidal con un mismo espesor de corte de 40 mm (0,5 x 80). Cada técnica tuvo diferentes factores de kV, mA, tiempo de rotación y un mismo pitch de 0,625.

1. Técnica: 100 kV - 270 mA – 0,50 s

2. Técnica: 120 kV – 200 mA – 0,75 s

c. En la primera técnica tomográfica se utilizó tres diferentes campos de visión (Field of View; FoV por sus siglas en inglés) **S**, **M** y **L**. Por otro lado, en la segunda técnica tomográfica se utilizó un FoV **S**. El FoV es el área de la superficie de corte a estudiar, que se puede ampliar o reducir en función de la zona de interés. La medida del FoV S fue de 220,3 mm, del FoV M fue de 320 mm y del FoV L 400 mm.

d. Después de la irradiación se tomó los valores del $CTDI_{vol}$ calculado por el tomógrafo, el cual es mostrado en el monitor de la consola.

e. Asimismo, se realizaron las lecturas y conversiones respectivas para determinar la dosis absorbida reportada por los OSLD por cada orificio mediante la ecuación 4:

$$Dosis\ Final\ OSLD = Dosis\ OSLD \times 1,12 \times 1,16 \times F.C \times Factores\ de\ Caracterización$$

(4)

Donde, “Dosis OSLD” es la primera corrección de la lectura del OSLD, y se obtuvo mediante la ecuación 5, el valor de 1,12 es el Factor de Calibración del lector microStar calibrado a energías de diagnóstico de 80kV. El valor de 1,06 es el Factor de conversión tejido – aire (mGy), “F.C” es el Factor de Calibración de los OSLD y los Factores de Caracterización, que constan de los Factores de fading, linealidad y dependencia angular.

$$\mathbf{Dosis\ OSLD} = (\mathit{Lectura\ OSLD} \times \mathit{F.D} \times \mathit{F.U}) - \mathit{Dosis}_{BG}\mathit{OSLD} \quad (5)$$

Donde, “F.D” es el Factor de Depletion (desvanecimiento de la señal) de los OSLD leídos, “F.U” es el Factor de Uniformidad (sensibilidad) de los OSLD, y “Dosis_{BG}” (background) es la dosis de radiación de fondo de dichos dosímetros.

f. Con los valores de dosis absorbida obtenidos, tanto por los OSLD como por el CTDI_{VOL}, se pasó a realizar la comparación entre ambos métodos con el objetivo de evaluar la correlación respectiva para cada técnica tomográfica.

IV. RESULTADOS

CALIBRACIÓN:

En la tabla 1, se muestra los datos de los cálculos de incertidumbre para el OSLD y la Cámara de Ionización, respectivamente. Se estimó una incertidumbre sistemática ($\sigma_{\text{sys, OSL}}$) de 0,05 (5%), una incertidumbre del valor medido para la i -ésima medición ($\sigma_{i, \text{OSL}}$) de 0,10 (10%) y una incertidumbre total ($\sigma_{t, \text{OSL}}$) de 0,04 (4%) para el OSLD. Por otro lado, se obtuvo una incertidumbre sistemática para la cámara de ionización ($\sigma_{\text{sys, ion}}$) de 0,05 (5%), una incertidumbre estadística ($\sigma_{\text{sta, ion}}$) de 0,004 (0,4%) y una incertidumbre total ($\sigma_{t, \text{ion}}$) de 0,05 (5%). Con estos resultados se concluyó que los factores de calibración cumplen con los estándares establecidos para ser aceptados. En la tabla 2, se observan los factores de calibración obtenidos, con un promedio de 0,661 y con una desviación estándar de 0,013.

CARACTERIZACIÓN:

- **Relectura**

En los gráficos 1, 2 y 3, se muestra el comportamiento de los tres OSLD irradiados. En el primer OSLD la señal disminuye en 0,08%, en el segundo 0,12% y en el tercero 0,12%. El promedio de disminución de la señal fue de 0,11% por cada lectura, con un factor de relectura de 0,999. Estos parámetros representaron el promedio de la fracción de pérdida de señal por lectura de los tres OSLD.

- **Desvanecimiento**

Las dosis absorbidas por el OSLD fueron leídas en el lector microStar después de 30 minutos de haber sido irradiados hasta el día 21, obteniéndose como factor de desvanecimiento 0,980.

En el gráfico 4, se observa que la señal del OSLD se desvanece con el transcurrir de los días, con un comportamiento exponencial. Además, al evaluar el desvanecimiento se aprecia una caída abrupta de la señal desde las primeras doce horas hasta el quinto día, y entre los días 19 al 21 se aprecia un desvanecimiento de la señal estable.

- **Linealidad**

En el gráfico 5, se aprecia que los datos tienen una tendencia lineal, cumpliendo con el objetivo de esta prueba. Las dosis absorbidas obtenidas por el OSLD y mAs son directamente proporcionales, por lo cual, la señal aumenta conforme se acumula la dosis de radiación. El factor de linealidad obtenido fue de 0,9642.

- **Dependencia Angular**

En el gráfico 6, se observa una evidente variación con respecto a las dosis absorbidas obtenidas por los OSLD y los ángulos de irradiación. El OSLD recibe mayor dosis de radiación en el ángulo de 0° y menor dosis de radiación en el ángulo de 135° . Al evaluar este parámetro se obtuvo un desvío que osciló entre 5,74% y 11,45%. Se encontró un factor de dependencia angular de 0,924.

TÉCNICAS:

Se realizaron las irradiaciones haciendo uso de dos técnicas tomográficas diferentes, estas fueron escogidas por ser las más usadas para la realización de tomografías de cabeza en el Servicio de Tomografía del Hospital Nacional Dos de Mayo.

- **Primera Técnica**

Se encontró una alta correlación positiva $R=0,97$ entre los valores de dosis absorbida calculados por el CTDI y los obtenidos por los OSLD, debido al uso de 3 diferentes FoV S, M y L (gráfico 8).

El gráfico 7 y 8 muestran las dosis absorbidas mediante la primera técnica para los diferentes FoV utilizados. Las dosis absorbidas obtenidas haciendo uso del FoV S están presentadas en azul, el M en naranja, y el L en gris (gráfico 7). La dosis absorbida calculada por el CTDI entre disparo y disparo fue la misma, y cambió de acuerdo a cada FoV utilizado, encontrándose desvíos entre $\pm 2,5\%$ (gráfico 9). Además, se observó que cuando se hace uso del FoV S, la dosis absorbida obtenida es mayor en comparación de la obtenida al utilizar los FoV M y L.

En el gráfico 10, se muestra la variación de la dosis absorbida usando el FoV S por cada orificio. Se observó mayor dosis absorbida en el orificio superior. Las dosis absorbidas obtenidas del OSLD por orificio, y utilizando el FoV S, oscilaron entre 14 mGy y 19 mGy, encontrándose desvíos entre $\pm 15\%$ (gráfico 11).

En el gráfico 12, se muestra la variación de la dosis absorbida, usando el FoV M. Se observó mayor dosis absorbida en el orificio superior. La dosis

absorbida obtenida por los OSLD varió entre 13 mGy y 18 mGy, encontrándose desvíos entre $\pm 15\%$ (gráfico 13).

En el gráfico 14 se muestra la variación de la dosis absorbida, usando el FoV L. Se observó mayor dosis absorbida en el orificio superior. Las dosis absorbidas obtenidas del OSLD por orificio osciló entre 13 mGy y 18 mGy, encontrándose desvíos entre $\pm 15\%$ (gráfico 15).

- **Segunda Técnica**

No se observó correlación debido a que se encontró un $R=0$ entre los valores de dosis absorbida calculados por el CTDI y los obtenidos por los OSLD, debido a que fue utilizado un solo FoV, el S, para todos los disparos. Esto se debió, a que no se pudieron realizar las mediciones con los FoV M y L respectivamente, a causa de la pandemia provocada por el SARS-CoV-2. Sin embargo, se encontró los siguientes resultados:

El gráfico 16 muestra las dosis absorbidas obtenidas mediante la segunda técnica. Se obtuvo un $CTDI_{vol}$ de 45,8 mGy y dosis absorbidas de los OSLD que variaron entre 42,9 mGy a 44,7 mGy. Se observó que la dosis absorbida calculada por el CTDI entre disparo y disparo haciendo uso del FoV S fue la misma; mientras que las dosis absorbidas obtenidas por OSLD se incrementaron al aumentar la cantidad de disparos, en este caso 15.

En el gráfico 17 se muestra la variación de la dosis absorbida usando el FoV S por cada orificio. Se observó una mayor dosis absorbida en el orificio superior. Las dosis absorbidas de los OSLD por orificio oscilaron entre 24 mGy a 31 mGy utilizando el FoV S, encontrándose desvíos entre $\pm 10\%$ (gráfico 18).

V. DISCUSIÓN

Basados en los resultados obtenidos al evaluar las características dosimétricas, podemos atribuir que la señal del OSLD disminuye en un 0,11% por cada lectura, estos resultados son consistentes con los encontrados en el estudio Al-Senana y Hatab (10), donde se menciona que la señal tiene un agotamiento de 0,05%. Esta pequeña variación puede ser explicada por la sensibilidad de los OSLD o fluctuación estadística.(10,16) Por el contrario, Yusuf et al. (16) obtuvo un agotamiento de hasta 0,59%, el cual es cinco veces más alto que el nuestro. Estos resultados nos indican, que la pérdida de señal por lectura de los OSLD es relativamente pequeña, siendo un indicador confiable en las lecturas repetitivas realizadas por el lector microStar.

Asimismo, se observó que la señal del OSLD se desvanece con el transcurso del tiempo (gráfico 6), con un comportamiento exponencial similar al observado en las publicaciones de Scarboro et al. (11), Yusuf et al. (16) y Jursinic et al. (17) Esta pérdida de la señal se debe a la alta inestabilidad de las trampas de baja energía y a las numerosas transiciones ocurridas post irradiación. (18,19) A pesar de lo mencionado, los OSLD mostraron ser fiables dado que no se presentó pérdidas significativas de la información almacenada. (20)

De la misma manera, la respuesta del OSLD tiene una tendencia lineal semejante a la publicación de Yusuf et al. (16), cuyo estudio obtuvo coincidentemente un $R^2=0,99$, valor semejante al obtenido en este estudio. En base a dicho hallazgo, se concluye en una relación lineal positiva. Es decir, el OSLD demostró tener una muy

buena respuesta lineal para las cinco diferentes cargas utilizadas (mAs) durante el procedimiento.

Por otro lado, la dependencia angular es una característica importante a estudiar debido a la irregularidad que poseen los OSLD. En esta prueba se observó que, cuando el ángulo de incidencia varía, se presenta una pequeña desviación en cuanto a las dosis absorbidas reportadas. Cuando el ángulo de incidencia fue 0° , el estudio de Noreña (18) encontró que la respuesta relativa era mayor en 2,7% que cuando el haz incide en 90° . Nuestros resultados son similares y consistentes a los reportados por Noreña (18), pues encontramos que la respuesta relativa fue mayor cuando el ángulo de incidencia fue de 0° , esto debido a que existe mayor volumen irradiado (cara anterior y posterior del OSLD); mientras que cuando el ángulo de incidencia fue de 90° el volumen irradiado fue menor (del lado derecho a izquierdo del OSLD) y por tanto la respuesta relativa también lo fue. (16)

Las desviaciones encontradas pueden ser atribuidas principalmente a la geometría del OSLD. Cuando el disco de óxido de aluminio es paralelo al haz de radiación, la fluencia de fotones primarios a través del disco es reducida, en comparación cuando el disco es perpendicular al haz primario. Además de los efectos de la geometría del dosímetro, el *gap* de aire que rodea el disco con el material sensible es un factor a tomar en cuenta. La dependencia angular se reduce con la presencia de *gap* de aire, es decir cuando un *gap* de aire rodea el óxido de aluminio pocos fotones interactúan dentro de la cavidad de aire, lo que reduce el número de electrones Compton dispersados que pueden depositar dosis de radiación en el óxido de aluminio. Sin embargo, el poder de frenado reducido por el *gap* de aire permite la entrada de un número de electrones desde afuera de la cavidad hacia el material, que, de otro

modo, serían detenidos si existiese agua circundante, de esta manera hay una pequeña compensación en la dosis de radiación depositada al material.

Por otro lado, en lo que respecta a las técnicas tomográficas, los resultados obtenidos mediante los OSLD sugirieron ser una buena herramienta para mediciones de dosis puntuales frente al CTDI, el cual fue introducido con la finalidad de establecer un consenso al momento de estandarizar la dosimetría en TC. A pesar de las limitaciones que presenta el CTDI en cuanto a parámetros no tomados en cuenta, como el movimiento de la mesa, tamaño del paciente, además de no reflejar la dosis de radiación entregada cuando se hace uso de tecnología de reducción de dosis (7), nuestros resultados son útiles para investigaciones futuras.

En la primera técnica tomográfica (100 kV con 270 mA) se obtuvo una correlación positiva con un $R=0,97$, debido al uso de los 3 diferentes FoV S, M y L (gráfico 8). Cuando se utilizó esta técnica con los FoV en mención, se encontró que hay una menor dosis absorbida cuando se hace uso del FoV M (en un rango de 23,5 mGy hasta 24,5 mGy) seguido por el FoV L (en un rango de 24,1 mGy hasta 24,6 mGy), a diferencia del FoV S (en un rango de 26,3 mGy hasta 27,1 mGy) (gráfico 7). Estos hallazgos son diferentes a los reportados por en el estudio de Villarrubia (21), en el que se recomienda el uso del FoV S para tomografías de cráneo, sin embargo, las Directrices Europeas sobre Criterios de Calidad de Tomografía Computarizada (22) mencionan que cualquier FoV a usar debe ser ajustado al mínimo requerido y eso fue lo que se realizó en este estudio.

Por otro lado, en la segunda técnica tomográfica (120kv con 200 mA) no se encontró correlación $R= 0$ debido al único uso del FoV S para todos los disparos (gráfico 16). Esto se debió, a que no se pudieron realizar las mediciones con los

FoV M y L respectivamente, a causa de la pandemia provocada por el SARS-CoV-2.

Se encontró que las dosis absorbidas obtenidas mediante los OSLD eran menores (en un rango de 43 mGy hasta 44,5mGy) que la calculada por el CTDI (45,8 mGy), y fue la misma en todos los disparos (gráfico 16), con ello se demuestra que, al cambiar la técnica tomográfica, los valores de dosis absorbida varían también. Sin embargo, el CTDI se mantiene constante y no disminuye debido que estos valores ya están establecidos por el fabricante del equipo. En tal sentido, la publicación de Andisco et al. (3) recomiendan la evaluación constante del tomógrafo para asegurar que las dosis de radiación coincidan con las especificadas.

Con respecto a la variación de la dosis absorbida en las diferentes zonas evaluadas del simulador, nuestros resultados tanto en la técnica 1 como en la técnica 2, coinciden con los hallazgos reportados por Ladino et al. (13), en el cual se usaron tiras de películas radiocrómicas y se realizaron mediciones con condiciones semejantes a las nuestras en cada uno de los orificios del simulador para registrar el perfil de dosis en cada región usando tres kV diferentes. Los resultados del estudio mencionado registran que, en el orificio anterior, denominado “orificio 12”, existe mayor dosis absorbida, y en el orificio inferior denominado “orificio 6”, se observó una menor dosis absorbida. En la región central se registró un valor promedio de la posición superior e inferior. Este patrón de dosis absorbida es semejante al registrado en este estudio (gráfico 10, 12, 14 y 17). Esto podría indicar que la mesa del equipo contribuye significativamente en la atenuación del haz de radiación por tener un bajo poder de penetración. (13) Por el contrario, en el estudio de Yusuf y Kinsara (12) se encontró que la dosis absorbida en el centro era más alta

que la encontrada en la superficie hasta en un 28,1%. Esta discrepancia está relacionada a los parámetros o técnicas de irradiación, ya que en el estudio no se coloca el simulador sobre la camilla, sino que es sostenido desde la parte central por un estativo.

VI. LIMITACIONES

- Dado que este estudio es experimental y se fundamenta en simulaciones, los resultados obtenidos cuando se usa un simulador cilíndrico de polimetilmetacrilato pueden diferir ligeramente de los observados en una tomografía de cráneo de un paciente. Específicamente, la densidad del polimetilmetacrilato y de las varillas de acrílico es de $1,18 \text{ g/cm}^3$, mientras que el agua o tejido es de 1 g/cm^3 . En tal sentido, habría diferencia en los resultados.
- Los resultados en cuanto a la dosis de radiación podrían variar debido al tipo de adquisición del equipo (secuencial o helicoidal) y número de filas de detectores. Si el equipo cuenta con más filas de detectores la dosis de radiación será mayor en comparación a un equipo con menos filas de detectores.
- Las condiciones de las técnicas y las características particulares utilizadas de forma experimental podrían no reflejar la realidad de todos, o la mayoría, de centros de tomografía. Por tanto, nuestros resultados únicamente podrían ser inferidos a lugares que trabajen con condiciones similares a las descritas en el estudio
- Inicialmente se pretendía realizar mediciones usando FoV S, M y L. Debido a la pandemia provocada por el SARS-CoV-2, solo se culminó con la realización de las mediciones del FoV S en la segunda técnica tomográfica. Estos datos fueron presentados a la Facultad de Medicina y Comité de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia y fueron aprobados.

VII. CONCLUSIONES

- Con respecto a la primera técnica tomográfica, el coeficiente de correlación de la dosis de radiación estimada por el índice de dosis de tomografía computarizada y la obtenida por la dosimetría luminiscente ópticamente estimulada es diferente a cero; es decir, están correlacionadas.
- Se encontró que las características físicas de los OSLD cumplen los estándares dosimétricos para ser un buen candidato en las mediciones de dosis puntuales, reportándose buena homogeneidad, reproducibilidad sin pérdida de información, excelente linealidad en el rango de energía de diagnóstico, posibilidad de ser reutilizados y sobre todo la sensibilidad de estimar con alta precisión y exactitud la dosis de radiación.
- Se encontró mayor dosis absorbida en la zona del orificio anterior del simulador cilíndrico, que corresponde a estructuras de la superficie anterior de la cabeza del paciente, por ejemplo, los ojos.

VIII. RECOMENDACIONES

- A pesar de que el CTDI calcula dosis absorbida cercanas a las obtenidas mediante los OSLD, es importante que el tomógrafo reciba una evaluación periódica para asegurar el funcionamiento dentro los parámetros establecidos y que las dosis absorbidas que reciba el paciente coincidan con las mostradas en la consola del equipo, ya que por mínima que sea la diferencia de la dosis de radiación, esta no es despreciable.
- Se recomienda realizar estudios para validar nuestro hallazgo en referencia a la dosis absorbida que llega a los ojos del paciente durante una TC de cráneo, dado que en este estudio se evidenció la existencia de mayor dosis absorbida en las estructuras de la superficie anterior de la cabeza del paciente.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Granados D. Metodos de estimacion de dosis a pacientes en tomografia computariada. 2013;17–30.
2. American Association of Physicists in Medicine. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. AAPM Report NO 96. 2008;(8):1–34.
3. Andisco D, Blanco S, Buzzi AE. Dosimetría en tomografía computada. Rev Argentina Radiol [Internet]. 2014;78(3):156–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rard.2014.07.004>
4. Corona EC, García Ferreira I-B, García Herrera J, Román López S, Salmerón Covarrubias O. Verification of CTDI and DLP values for a head tomography reported by the manufacturers of the CT scanners, using a CT dose profiler probe, a head phantom and a piranha electrometer. 15th Int Symp Solid State Dosim. 2015;426–35.
5. Radiaciones ionizantes: efectos en la salud y medidas de protección [Internet]. [cited 2020 Oct 7]. Available from: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures>
6. Takegami K, Hayashi H, Yamada K, Mihara Y, Kimoto N, Kanazawa Y, et al. Entrance surface dose measurements using a small OSL dosimeter with a computed tomography scanner having 320 rows of detectors. Radiol Phys Technol. 2017;10(1):49–59.
7. Allende F, Lobos V, Zúñiga A. Corrección de índice de dosis en tomografía computarizada por parámetro de diámetro efectivo según reporte 204 de la Asociación Americana de Físicos Médicos. Rev Chil Radiol. 2016;22(2):61–9.
8. American Association Physicists in Medicine. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Rep No

204. 2011;1–26.
9. Vallejo J. Dosimetría in vivo mediante OSLD, en tratamientos de radioterapia de intensidad modulada IMRT. Universidad de Buenos Aires. 2015.
 10. Al-senan RM, Hatab MR. Characteristics of an OSLD in the diagnostic energy range. 2011;38.
 11. Scarboro SB, Cody D, Alvarez P, Followill D, Court L, Stingo FC, et al. Characterization of the nanoDot OSLD dosimeter in CT. *Med Phys*. 2015;42(4):1797–807.
 12. Yusuf M, Kinsara AA. Preliminary Study in In Vivo CT Dosimetry Using Optically Stimulated Luminescence Detector (OSLD). *JKAU Eng SciJournal King Abdulaziz Univ Eng Sci*. 2018;29(1):21–32.
 13. Ladino Gómez Á, Carmo Santana P, Prata Mourao A. Estudio de dosimetría utilizando maniquí de cabeza en exploraciones de Tomografía computarizada. *Int Symp Solid State Dosim*. 2017;3:68–78.
 14. Scarboro SB, Cody D, Stingo FC, Alvarez P, Followill D, Court L, et al. Calibration strategies for use of the nanoDot OSLD in CT applications. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(1):331–9.
 15. Takegami K, Hayashi H, Okino H, Kimoto N, Maehata I, Kanazawa Y, et al. Practical calibration curve of small-type optically stimulated luminescence (OSL) dosimeter for evaluation of entrance skin dose in the diagnostic X-ray region. *Radiol Phys Technol*. 2015;8(2):286–94.
 16. Yusuf M, Saoudi A, Alothmany N, Alothmany D, Natto S, Natto H et al. Characterization of the Optically Stimulated Luminescence nanoDot for CT Dosimetry. *Life Sci J*. 2014;11(2):445–50.
 17. Jursinic PA. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. *Med Phys*. 2007;34(12):4594–604.

18. Noreña Ospina PT. Dosimetría interna con el uso de OSL nanoDot. Universidad Nacional de Cuyo; 2016.
19. Gonzales VE. Dosimetría in vivo con el uso de OSL NanoDot. Universidad Nacional de Cuyo; 2016.
20. Meca Castro E, Bourel V, Melo A. Caracterización Dosimétrica de los Detectores Luminiscentes Ópticamente Estimulados. Rev latinoam fís méd. 2016;2(1):117–21.
21. Villarrubia ZA, Luque LA, Núñez RP, Cabrerizo CH, Silva EC, Hierro AS. Medida del índice de dosis en TC de 320 filas de detectores Measurement of the dose index in a 320 detector row CT scanner. 2019;20(1):11–20.
22. European Study Group of radiologists and physicists. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. 2000.

X. IMÁGENES, TABLAS Y GRÁFICOS

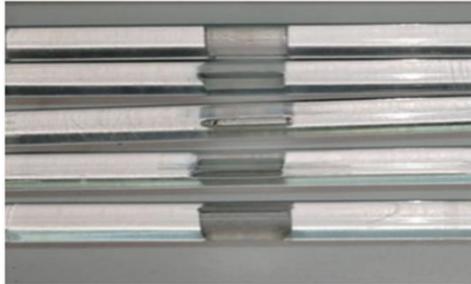


Figura 1: Cinco varillas de acrílico caladas.

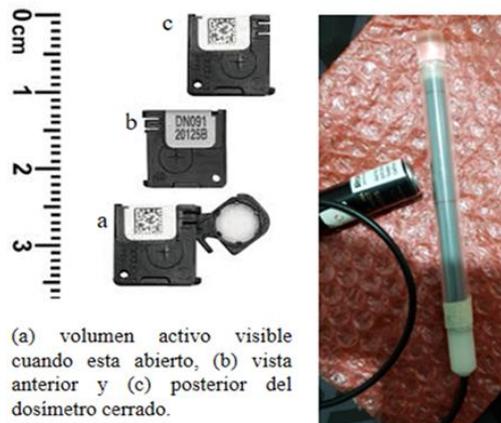


Figura 2a



Figura 2b

Figura 2: (a) placa con inserto para colocar el OSLD y (b) placa con inserto para colocar el volumen sensible de la cámara de ionización.



(a) volumen activo visible cuando esta abierto, (b) vista anterior y (c) posterior del dosímetro cerrado.

Figura 3: OSLD y cámara de ionización.

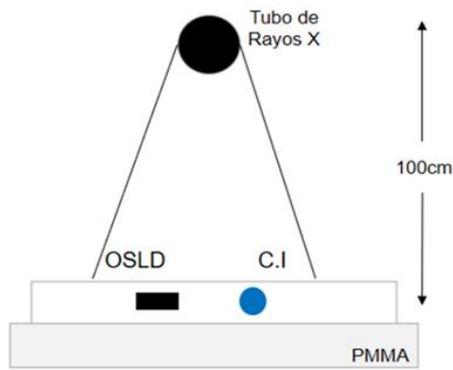


Figura 4: Esquema de la calibración del OSLD.

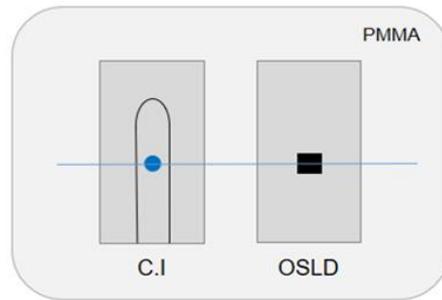


Figura 5: Vista anterior de ambas placas.

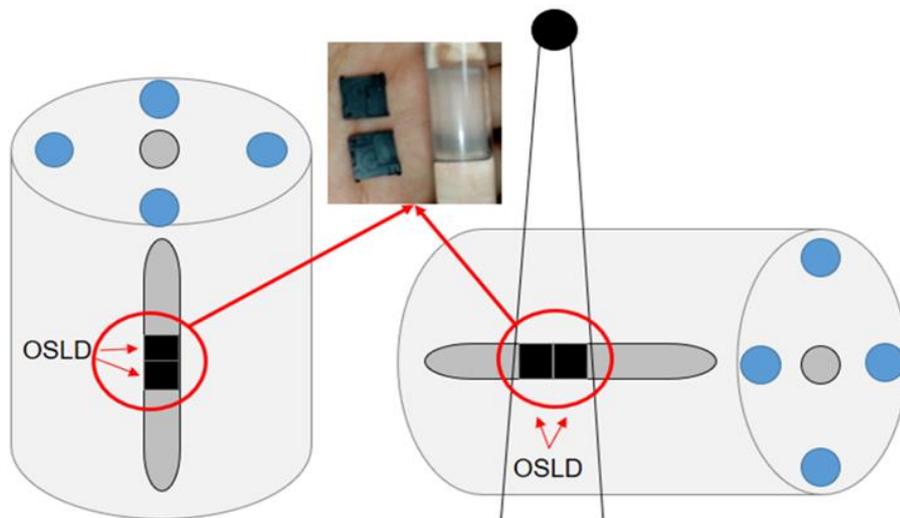


Figura 6: Diagrama del posicionamiento de la varilla de acrílico con los dos OSLD en el orificio central del simulador de cráneo, realizado para las pruebas de caracterización.

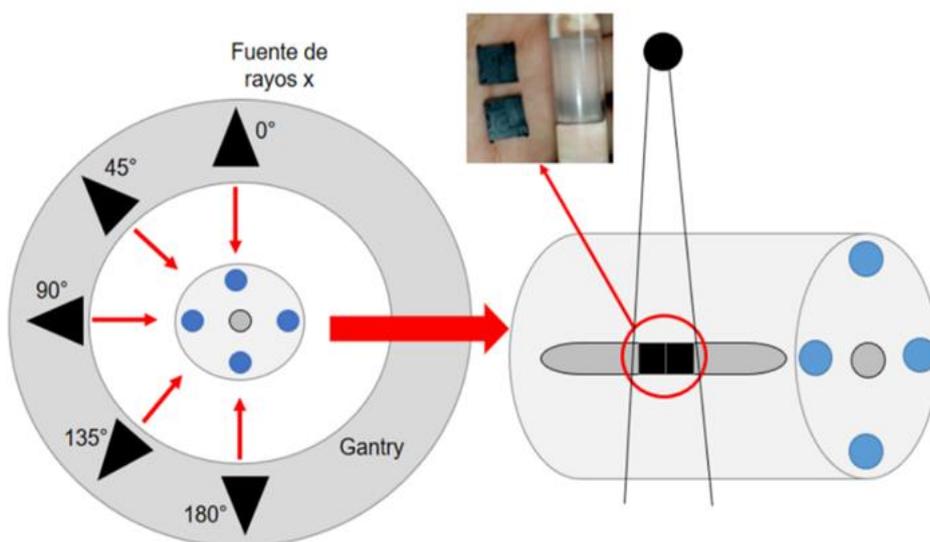


Figura 7: Esquema para determinar la dependencia angular del OSLD, colocando la varilla de acrílico con los dos OSLD en el orificio central de simulador de cráneo.

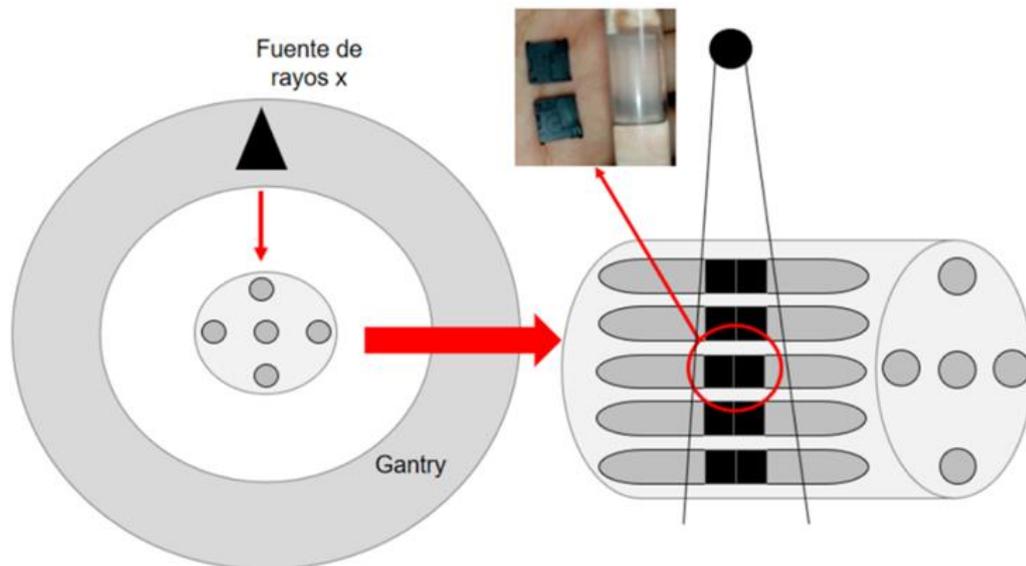


Figura 8: Diagrama del posicionamiento de las varillas de acrílico con los dos OSLD en los cinco orificios del simulador de cráneo, realizado para las técnicas tomográficas.

Tabla 1: Datos de los cálculos de incertidumbre

OSL		Cámara de ionización	
0.05	$\sigma_{\text{sys,OSL}}$	0.05	$\sigma_{\text{sys, ion}}$
0.10	$\sigma_{\text{i,OSL}}$	0.004	$\sigma_{\text{sta,ion}}$
0.04	$\sigma_{\text{t,OSL}}$	0.050	$\sigma_{\text{t, ion}}$

Tabla 2: Factores de Calibración

Dosis promedio OSLD (mGy)	Dosis cámara (mGy)	Factor de calibración
1.303	0.8688	0.667
1.322	0.8618	0.652
1.302	0.8756	0.673
1.337	0.8792	0.658
1.315	0.8604	0.654
FACTOR DE CALIBRACIÓN		0.661

Gráfico 1: Lecturas consecutivas del OSLD comparadas con el modelo Jursinic y los calculados en nuestro estudio.

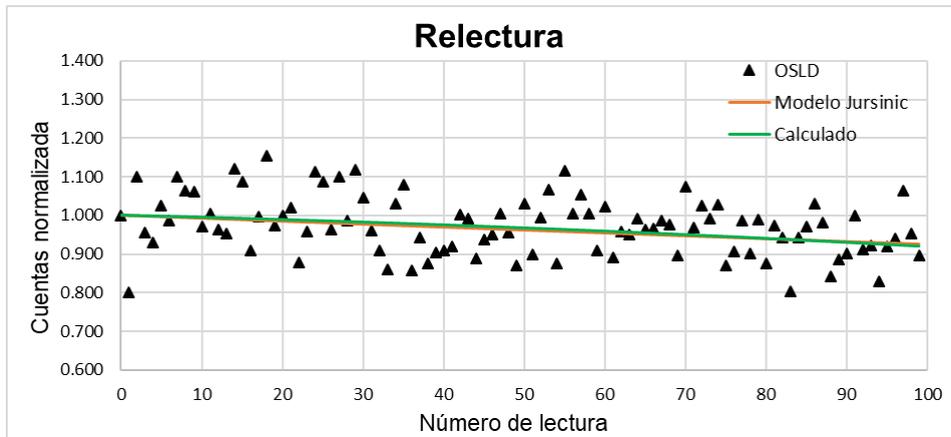


Gráfico 2: Lecturas consecutivas del OSLD comparadas con el modelo Jursinic y los calculados en nuestro estudio.

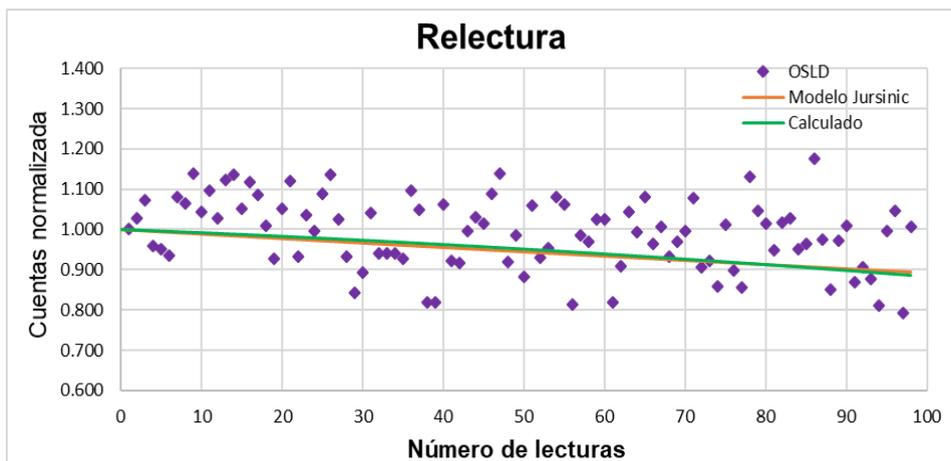


Gráfico 3: Lecturas consecutivas del OSLD comparadas con el modelo Jursinic y los calculados en nuestro estudio.

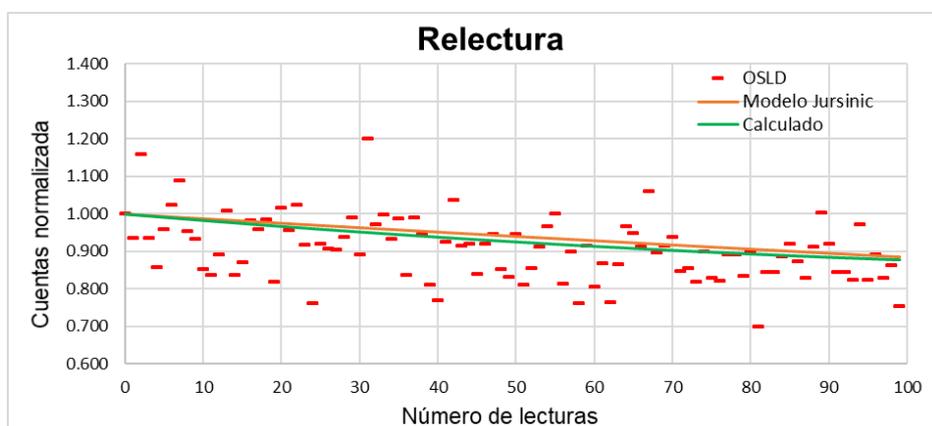


Gráfico 4: $K_{F, \text{medido}}$ (Signal fading) respecto a los días de lectura. Los datos fueron normalizados al tercer día de lectura.

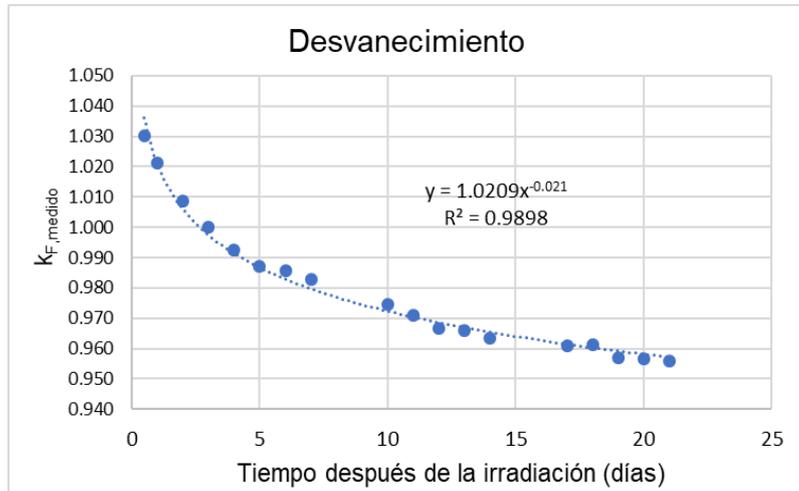


Gráfico 5: Dosis de los OSLD con los cinco valores de mAs diferentes.

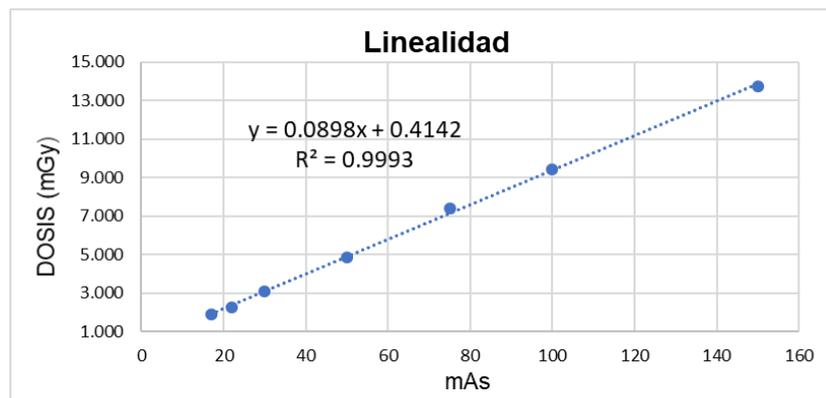


Gráfico 6: Dosis de OSLD normalizados con su respectivo ángulo al que fueron irradiados.

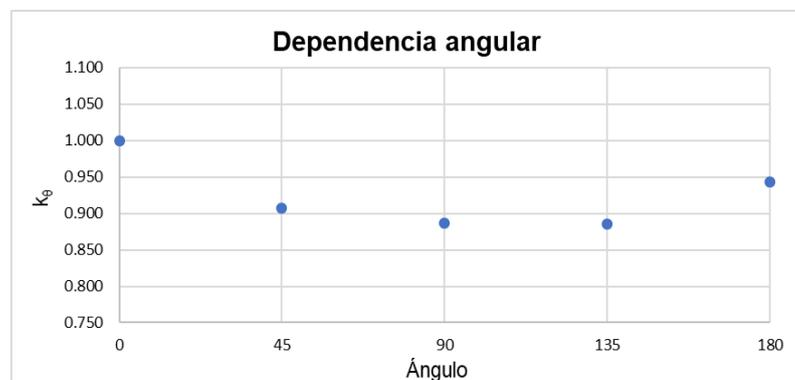


Gráfico 7: Dosis obtenidas por los OSLD y la calculada por el $CTDI_{vol}$, usando la técnica de 100 kv y 270 mA con los tres FoV.

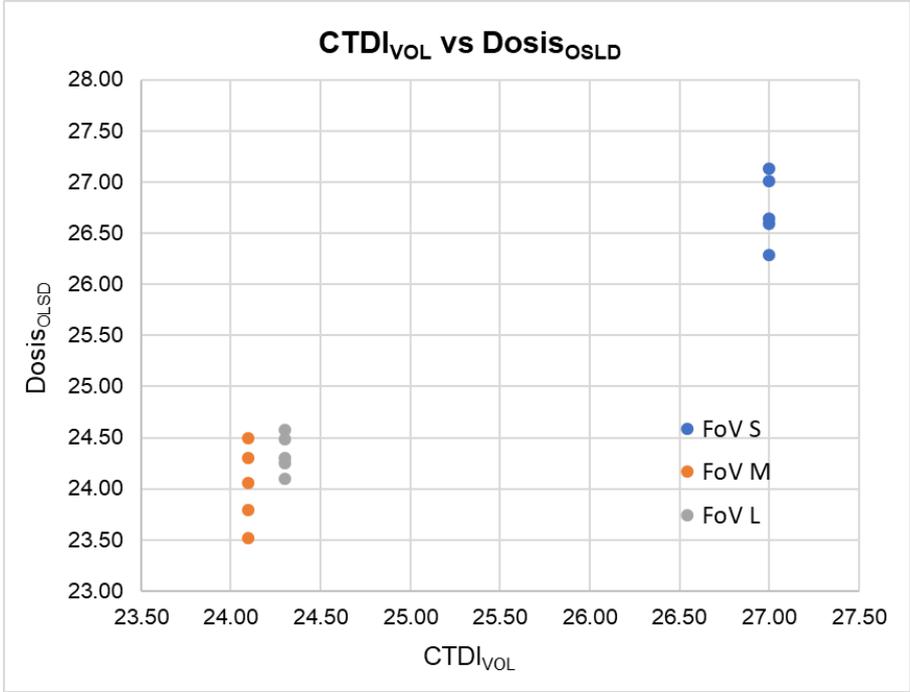


Gráfico 8: Dosis obtenidas por los OSLD y la calculada por el $CTDI_{vol}$, usando la primera técnica tomográfica.

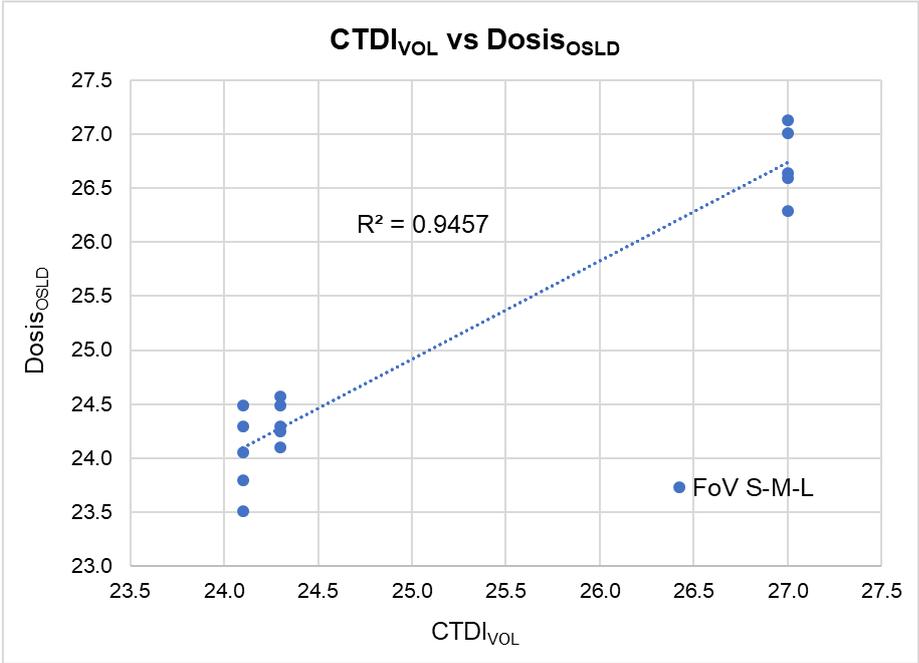


Gráfico 9: Desvíos obtenidos para los tres FoV utilizados.

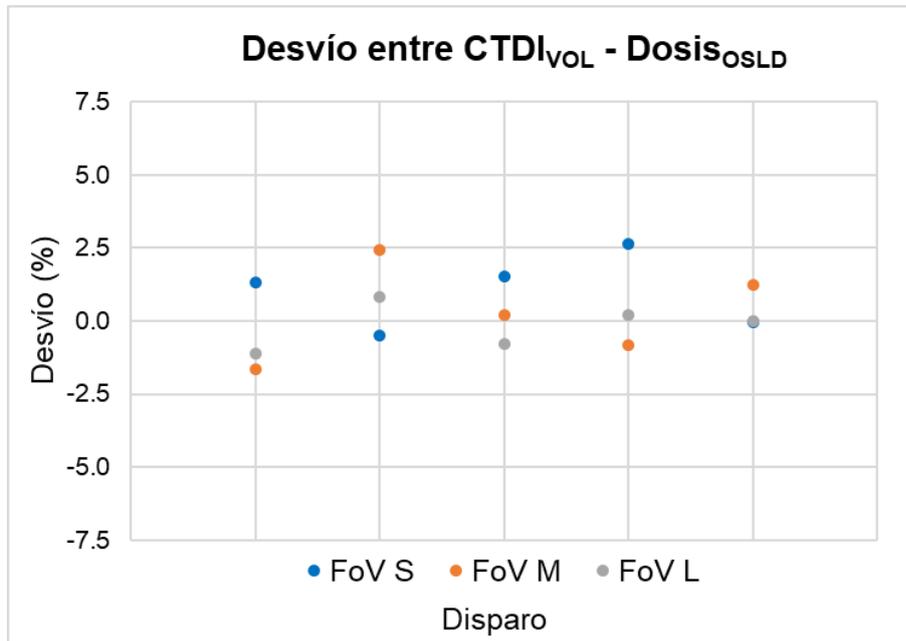


Gráfico 10: Dosis OSLD obtenidas por orificio haciendo uso del FoV S.

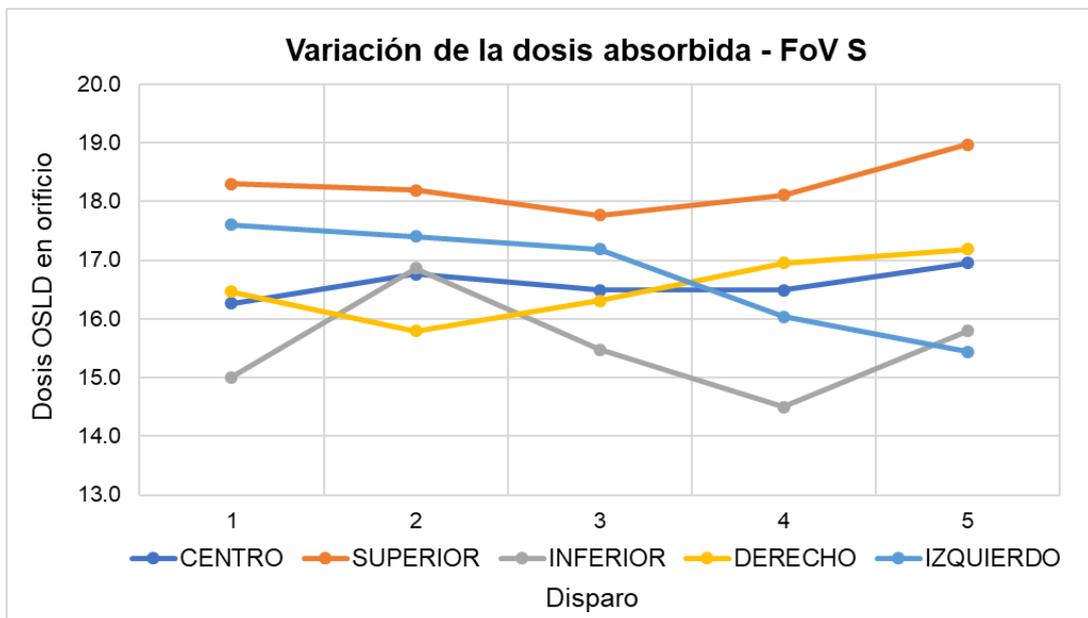


Gráfico 11: Desvío obtenido por cada orificio utilizando el FoV S.

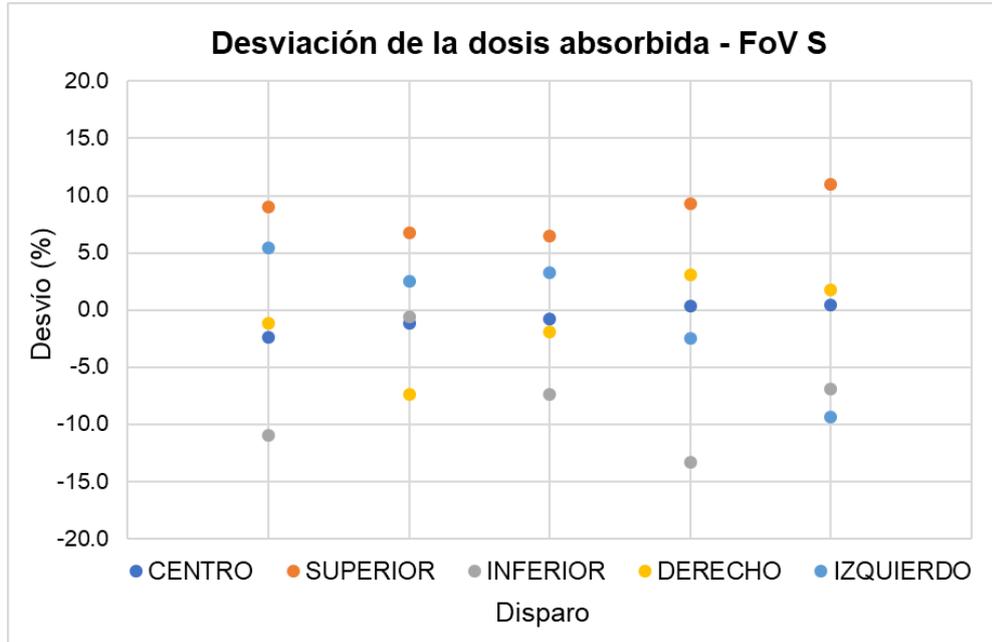


Gráfico 12: Dosis OSLD obtenidas por orificio haciendo uso del FoV M.

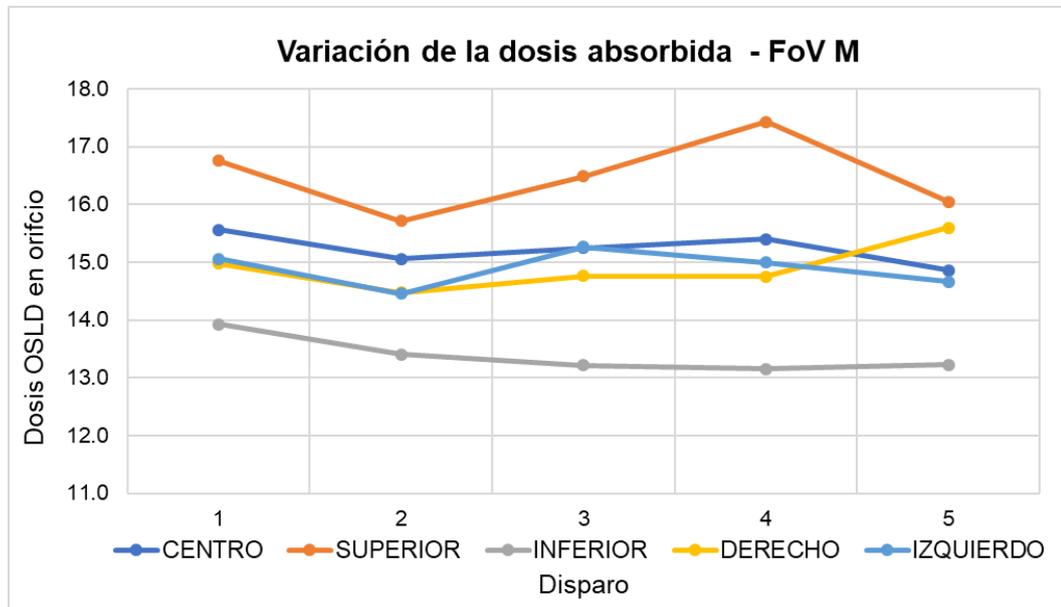


Gráfico 13: Desvío obtenido por cada orificio utilizando el FoV M,

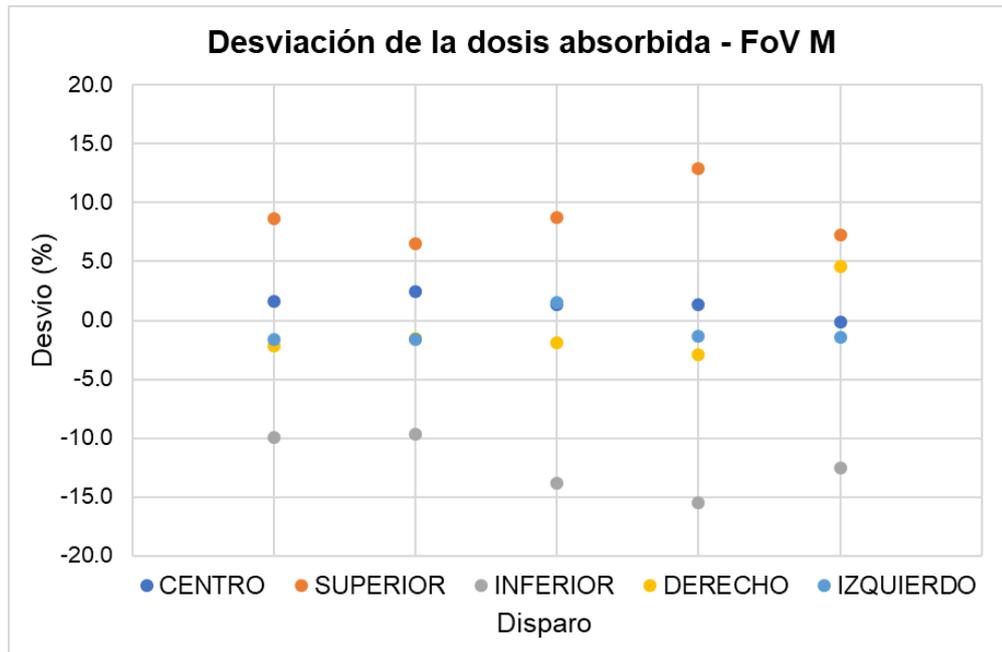


Gráfico 14: Dosis OSRD obtenidas por orificio haciendo uso del FoV L.

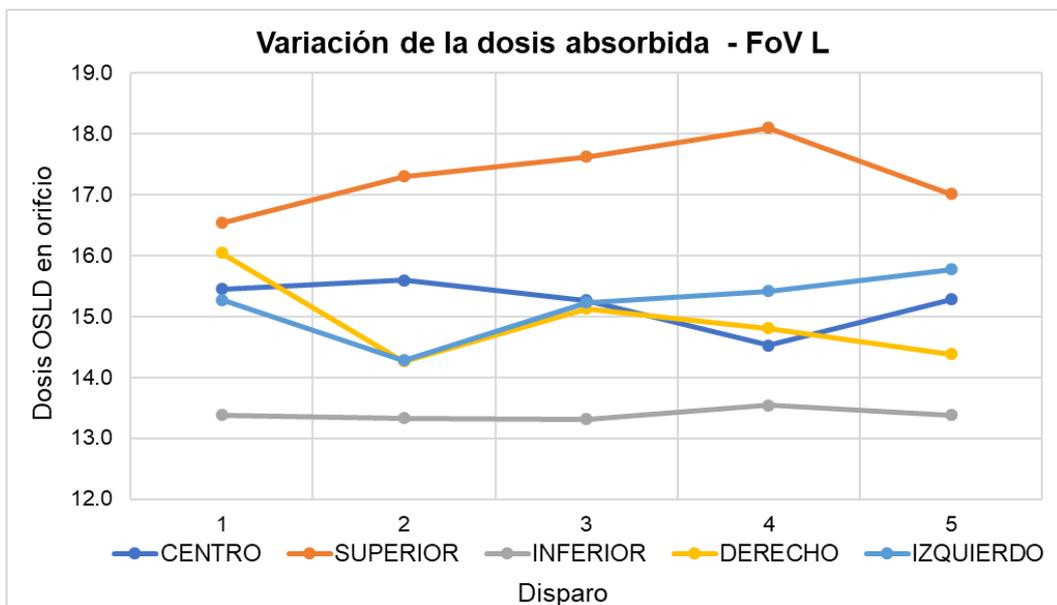


Gráfico 15: Desvíos obtenidos por cada orificio utilizando el FoV L.

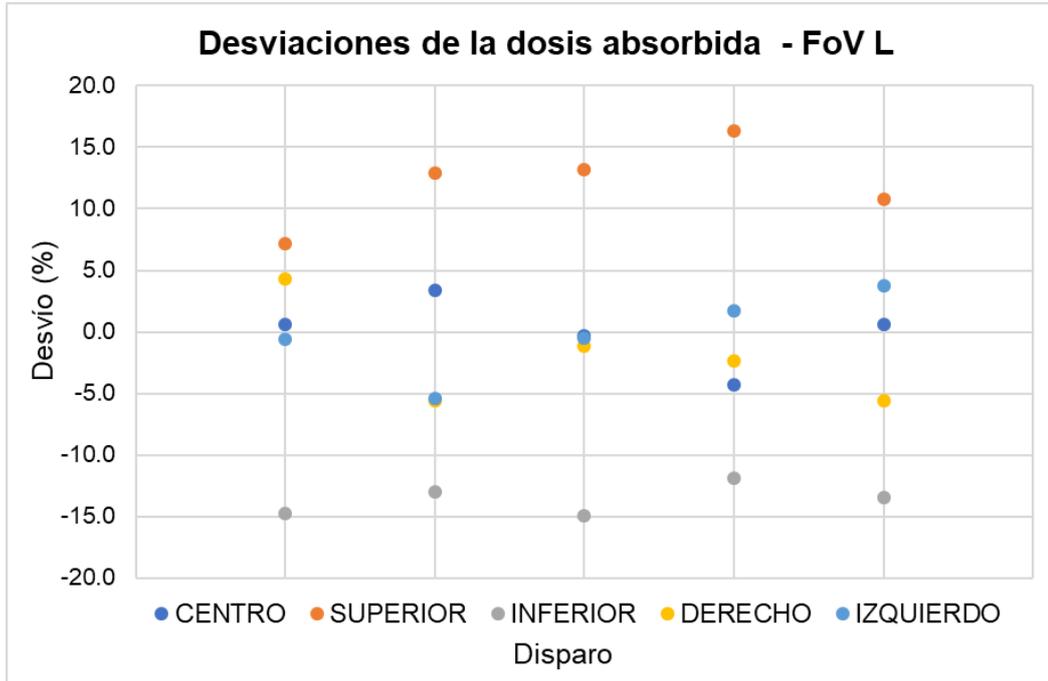


Gráfico 16: Dosis obtenidas por los OSLD y la calculada por el $CTDI_{VOL}$, usando la técnica de 120 kv y 200 mA con FoV S.

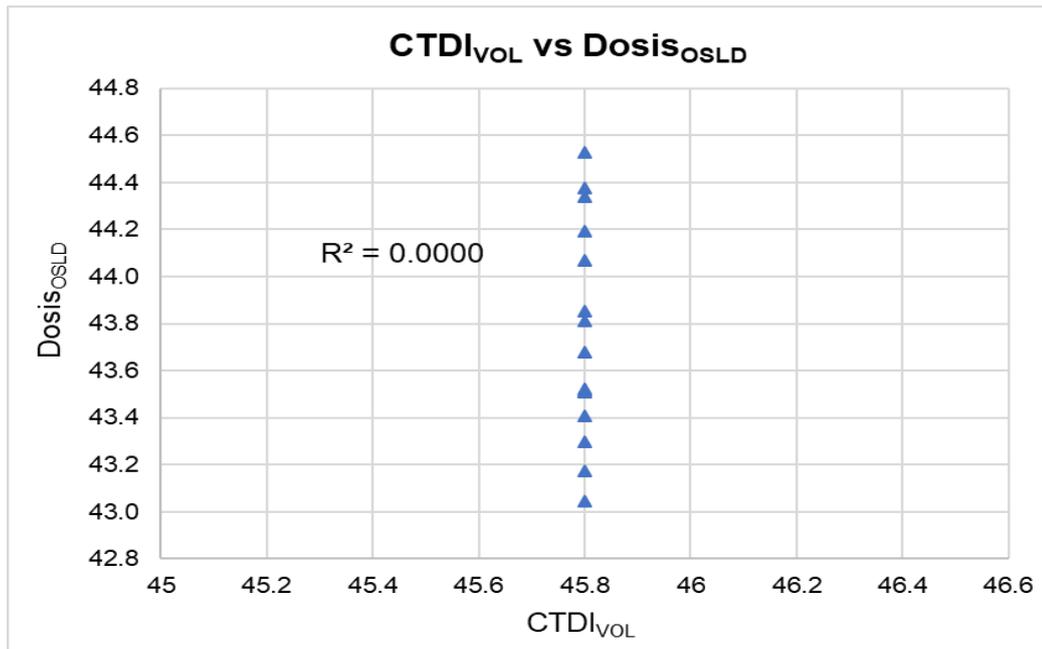


Gráfico 17: Dosis OSLD obtenidas por orificio utilizando FoV S.

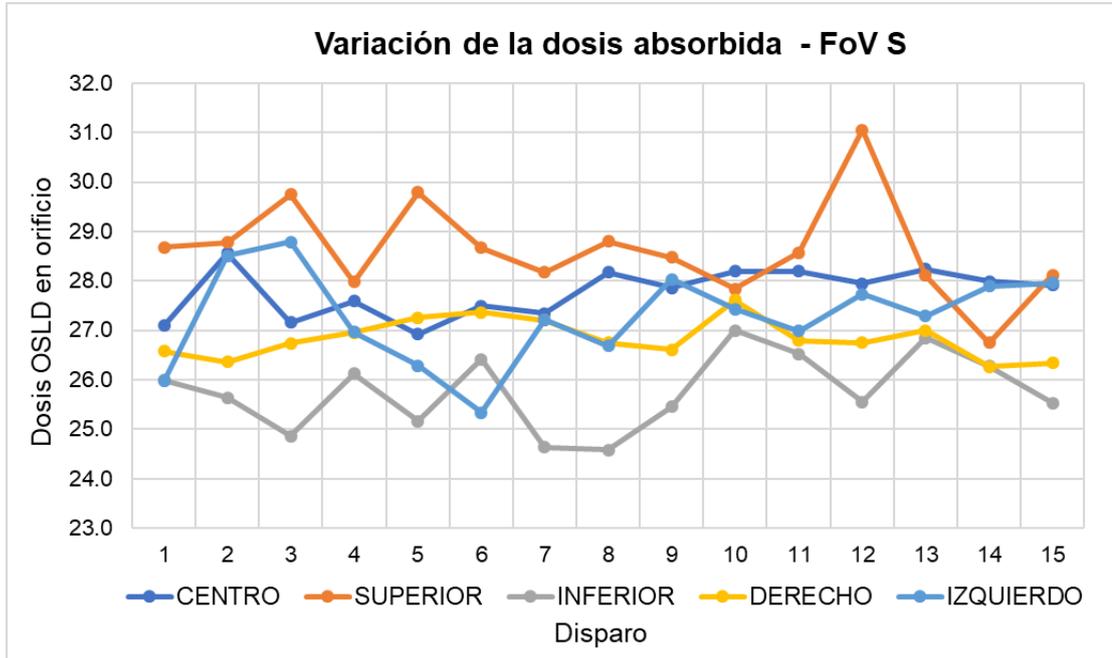


Gráfico 18: Desvío obtenido por cada orificio utilizando el FoV S.

