



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

**“MONITOREO DE LA TASA DE DOSIS EQUIVALENTE
AMBIENTAL EN PROCEDIMIENTOS
INTERVENCIONISTAS EN EL HOSPITAL DE
ESPECIALIDADES CARLOS ANDRADE MARÍN”**

TRABAJO DE TITULACIÓN

TIPO: TRABAJO EXPERIMENTAL

Presentado para optar al grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTORA: JENIFFER CAROLINA ZAMBRANO BARRAGÁN

DIRECTORA: Biof. VILMA NOHEMÍ YANCHAPANTA BASTIDAS, Mgs

Riobamba – Ecuador

2019

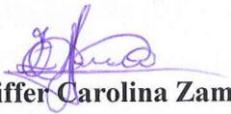
©2019, Jeniffer Carolina Zambrano Barragán

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Jeniffer Carolina Zambrano Barragán, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación. El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 26 de julio del 2019



Jeniffer Carolina Zambrano Barragán

CI: 1723163299

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de titulación: tipo experimental, **“MONITOREO DE LA TASA DE DOSIS EQUIVALENTE AMBIENTAL EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS EN EL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES CARLOS ANDRADE MARÍN”** de responsabilidad de la señorita Jeniffer Carolina Zambrano Barragán, ha sido revisado minuciosamente por los Miembros del Tribunal de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales en tal virtud el Tribunal Autorizada su presentación.

	Firma	Fecha
Mgs. Vilma Nohemí Yanchapanta Bastidas DIRECTORA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	 _____	2019/07/26
Mgs. Fausto Francisco Navarrete Chávez MIEMBRO DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	 _____	2019/07/26

DEDICATORIA

Quiero dedicar este trabajo de titulación, a mi familia que siempre me han apoyado, mi papi Eric que siempre me mantiene con los pies bien puestos sobre la tierra y es la mayor muestra de amor y sacrificio por la familia, mi mami Elisa quien con su amor y constancia me ha enseñado que la vida te puede cambiar de un día para otro y por eso toca disfrutar cada día; estos dos seres maravillosos que me enseñaron valores con mucho amor, pero también con mucha firmeza. Mi querida hermana que estuvo conmigo desde el día uno en esta etapa y siempre me ha mostrado lo orgullosa que se siente de mí. Y a mi abuelita Mercedes quien es un ser de luz en mi vida y me ha enseñado a ser paciente. Gracias infinitas amada familia, este paso no es mío sino nuestro.

Jeniffer

AGRADECIMIENTO

Mi agradecimiento infinito a mi Padre Celestial, por siempre permitirme sentir su presencia y su mover durante el desarrollo de esta investigación y mi vida. A Mi pequeña gran familia por perseverar juntos a lo largo de este camino y depositar su confianza en mí. A mis demás familiares por su amor y creer siempre en mí. Eternamente agradecida.

Al área de Seguridad y Protección Radiológica del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín, en especial a la Master en Física Médica Yulmaris Zambrano por su confianza, amistad, guía para alcanzar el desarrollo de la investigación y su dedicación a lo largo de los últimos 8 meses para llevar con éxito lo propuesto. A todo el personal de área de Hemodinámica e Imagenología, por permitirme realizar utilizar las instalaciones y brindarme la confianza para hacer uso de los equipos. A la Subsecretaria de Control y Aplicaciones Nucleares por facilitarnos en fantoma antropomórfico para la reproducción de los procedimientos.

A los docentes de la carrera de Biofísica por sus saberes y consejos impartidos, a la Biof. Vilma Yanchapanta por sus conocimientos impartidos, por motivarme en dar más en la investigación, por su confianza y consejos. Al Ing. Fausto Navarrete por su colaboración a lo largo de este trabajo de titulación.

A mis amigas y amigos que siempre me han acompañado, no los nombro porque no quisiera omitir a nadie, ustedes saben que los quiero mucho, a todas las personas que he conocido durante esta etapa que han contribuido en lo que soy hoy en día.

Gracias infinitas a todos y un Dios les pague.

Jeniffer

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	xiii
ABSTRACT.....	xiv
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	
1. MARCO REFERENCIAL	3
1.1. Antecedentes	3
1.2. Planteamiento del Problema	4
1.3. Justificación	5
1.4. Objetivos	6
1.4.1. General	6
1.4.2. Específicos	6
CAPÍTULO II	
2. MARCO TEÓRICO	7
2.1. Radiación ionizante	7
2.2. Rayos X	7
2.2.1. Generación de rayos X	8
2.2.2. Componentes del haz de radiación para un arco en C	9
2.2.3. Factores que influyen en la radiación dispersa	11
2.2.4. Factores que influyen en la calidad del haz de rayos X.....	11
2.3. Radiología intervencionista	12
2.3.1. Equipo multidisciplinario involucrado en procedimientos intervencionistas	13
2.4. Equipos de rayos X en intervencionismo	13
2.4.1. Rayos X de tipo arco en C	13
2.4.2. Elementos que componen el angiógrafo	15
2.4.3. Sistema de adquisición digital.....	17
2.4.4. Técnicas Radiológicas para la adquisición de la imagen	18
2.5. Cantidad y magnitudes dosimétricas.....	19
2.5.1. Magnitudes de campo.....	20
2.5.2. Magnitudes Dosimétricas	21
2.6. Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes	23
2.6.1. Relación dosis-respuesta	24
2.7. Protección radiológica.....	24
2.7.1. Principios de la protección radiológica	25

2.7.2.	<i>Medidas básicas de protección radiológica</i>	26
2.7.3.	<i>Límites de dosis nacionales e internacionales</i>	26
2.8.	Equipos utilizados en dosimetría de tasa de dosis	28
2.8.1.	<i>Detectores de ionización gaseosa</i>	29
CAPÍTULO III		
3.	MARCO METODOLÓGICO	31
3.1.	Diseño de la investigación	31
3.2.	Equipos e instrumentos utilizados en el desarrollo de la investigación	31
3.2.1.	<i>Angiógrafos</i>	31
3.2.2.	<i>Cámara de ionización</i>	32
3.2.3.	<i>Fantoma antropomórfico</i>	33
3.3.	Selección de procedimientos de intervencionismo	34
3.4.	Personal ocupacionalmente expuesto involucrado en los procedimientos intervencionistas	36
3.5.	Identificación de las áreas de interés	36
3.6.	Control de calidad de los angiografos previo a la adquisición de los datos	39
3.7.	Criterios considerados para la adquisición de los datos	40
3.8.	Montaje experimental	40
CAPÍTULO IV		
4.	MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	43
4.1.	Análisis de la tasa de dosis equivalente ambiental en hemodinámica	44
4.1.1.	<i>Proyección oblicua anterior izquierda</i>	44
4.1.2.	<i>Proyección oblicua anterior derecha</i>	52
4.2.	Análisis tasa de dosis equivalente ambiental imagenología	59
4.3.	Tasa de dosis en diferentes distancias para el POE dentro de las salas de intervencionismo	68
4.4.	Comparación de la tasa de dosis entre las diferentes angulaciones	74
4.5.	Tasa de dosis equivalente en la ubicación del POE	74
CONCLUSIONES		76
RECOMENDACIONES		78
GLOSARIO		
BIBLIOGRAFÍA		
ANEXOS		

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2:	Procedimientos intervencionistas de las unidades de imagenología y hemodinámica.....	12
Tabla 2-2:	Restricciones de dosis y niveles de referencia.....	27
Tabla 3-2:	Límites de dosis recomendados en situaciones de exposición planificada.....	27
Tabla 4-2:	Límites de dosis Nacionales.....	27
Tabla 1-3:	Datos del equipo.....	32
Tabla 2-3:	Especificaciones de la cámara de ionización.....	33
Tabla 3-3:	Angulaciones del gantry durante la toma de datos.....	35
Tabla 4-3:	Parámetros de la técnica radiológica.....	41
Tabla 1-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental sobre la mesa (z = 142 cm) generada en coronariografías, angulación del gantry 30° (OAI).....	44
Tabla 2-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental al nivel de la mesa (z = 122 cm) generada en coronariografías 30° OAI.....	47
Tabla 3-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental bajo la mesa (z = 52 cm) generada en coronariografías 30° OAI.....	49
Tabla 4-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental sobre la mesa (z = 142 cm) generada en coronariografías 30° OAD.....	52
Tabla 5-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental al nivel de la mesa (z = 122 cm) generada en coronariografías 30° OAD.....	55
Tabla 6-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental bajo la mesa (z = 52 cm) generada en coronariografías 30° OAD.....	57
Tabla 7-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental sobre la mesa (z = 142 cm) generada en angioembolizaciones.....	59
Tabla 8-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental al nivel de la mesa (z = 122 cm) generada en angioembolizaciones.....	62
Tabla 9-4:	Tasa de dosis equivalente ambiental bajo la mesa (z = 52) generada en angioembolizaciones.....	65
Tabla 10-4:	Comparación con los límites permisibles.....	71
Tabla 11-4:	Máxima tasa de dosis equivalente ambiental registrada por angulación.....	74
Tabla 12-4:	Tasa de dosis equivalente en la posición del POE en coronariografías.....	74
Tabla 13-4:	Tasa de dosis equivalente en la posición del POE en Angioembolización.....	75

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2: Espectro electromagnético	8
Figura 2-2: Tubo de rayos X.....	9
Figura 3-2: Componentes del haz de radiación en un arco en C.....	10
Figura 4-2: Equipo de Rayos X de arco en C	14
Figura 5-2: 1 Imagen máscara, 2 imagen de opacificación y 3 imagen sustraída.....	18
Figura 6-2: Relación dosis-respuesta.....	24
Figura 7-2: Detectores gaseosos	29
Figura 8-2: Regiones de operación de un detector gaseoso	30
Figura 1-3: Angiógrafo de la unidad de Imagenología y el de la unidad de Hemodinámica ..	32
Figura 2-3: Fantoma	33
Figura 3-3: Angulaciones del gantry en la reproducción de los procedimientos intervencionistas	36
Figura 4-3: Región de interés.....	37
Figura 5-3: Puntos de recolección de datos para coronariografías	37
Figura 6-3: Puntos de recolección de datos para angioembolización	38
Figura 7-3: Ubicación del POE dentro de las salas de intervencionismo	38
Figura 8-3: Desplazamiento de los ejes	40
Figura 9-3: Montaje hemodinámica.....	41
Figura 10-3: Montaje imagenología	42
Figura 1-4: Dispersión a diferentes distancias en la sala de Imagenología angulación 0° AP	68
Figura 2-4: Dispersión a diferentes distancias en la sala de Hemodinámica angulación 30° OAI.....	69
Figura 3-4: Dispersión a diferentes distancias en la sala de Hemodinámica angulación 30° OAD	70

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3: Frecuencia de procedimientos en hemodinámica	34
Gráfico 2-3: Frecuencia procedimientos intervencionistas en imagenología	35
Gráfico 1-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAI en la sala de hemodinámica sobre la mesa (142 cm)	46
Gráfico 2-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAI al nivel de la mesa (z = 1,22 m)	48
Gráfico 3-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAI en la sala de hemodinámica bajo la mesa.	51
Gráfico 4-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAD en la sala de hemodinámica sobre la mesa.	54
Gráfico 5-4: Diagrama de dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAD en la sala de hemodinámica al nivel de la mesa.....	56
Gráfico 6-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAD en la sala de hemodinámica bajo la mesa.	58
Gráfico 7-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 0° AP en la sala de Imagenología al nivel de la mesa	61
Gráfico 8-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 0° AP en la sala de Imagenología al nivel de la mesa	64
Gráfico 9-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 0° AP en la sala de Imagenología al nivel de la mesa	67

ÍNDICE DE ANEXOS

- Anexo A:** Recolección de información para la selección de la técnica
- Anexo B:** Certificado de calibración de la cámara de ionización
- Anexo C:** Recolección de datos hemodinámica
- Anexo D:** Recolección de datos imagenología

ABSTRACT

The objective of this research was to estimate the equivalent environmental dose rate in interventional procedures of the Hemodynamics and Imaging units of the "Carlos Andrade Marín Specialties Hospital" for the improvement of the radiological protection of occupationally exposed personnel. The coronary angioembolization and cerebral angioembolization procedures were replicated using an anthropomorphic phantom that simulates the patient. For the estimation of the equivalent dose rate an ionization chamber gas detector was used, which was located at different distances around the phantom, using the radiological technique and specific angulation for each procedure. As a result, it obtained that the highest equivalent dose rates at the lens level for angulation of the left and right anterior 30° oblique X-ray tube was 1,941 mSv/h and 1,276 mSv/h respectively, at anteroposterior 0° angulation of 1,335 mSv/h; at the chest level, the dose rates were 4,386 mSv/h, 4,615 mSv/h and 3,386 mSv/h for angles of 30° (anterior left and right oblique) and 0° respectively; values that are within the permissible limits recommended by the Commission International Radiological Protection. By establishing the dispersion cloud within the intervention rooms it was possible to determine reference areas, so that the staff receives doses lower than 20 mSv/year, leaving: the area with hot spots (red) the dose represents 40 %, the orange zone 10 %, the yellow zone 5 % and the green zone doses below 3 % of the permissible limit. It is recommended that personnel working in the hemodynamic area use the left anterior oblique angulation more frequently because the dose rates are lower than the right angulation and that they try to be in the orange zone.

Keywords: <BIOPHYSICS>, <RADIOLOGICAL PROTECTION>, <INTERVENTIONISM>, <RADIATION MONITORING>, <DISPERSED RADIATION>, <EQUIVLENT ENVIRONMENTAL DOSE RATE>, <IONIZATION CHAMBER>.



INTRODUCCIÓN

Los procedimientos intervencionistas durante la última década han incrementado el número de pacientes gracias a la mejora en los beneficios de calidad para el diagnóstico y tratamiento de una amplia gama de enfermedades, además son mínimamente invasivos debido a que el corte para llevar a cabo el procedimiento en el área anatómica afectada es pequeño, por otra parte, esta técnica permite al personal médico tener imágenes dinámicas en tiempo real para la localización de la región de interés, también disminuye el riesgo de infección y el tiempo de recuperación del paciente. El principal equipo utilizado durante estos procedimientos de intervención es el angiógrafo o rayos X de tipo arco en C, que es un generador de radiación X y representa el 8% de radiación ionizante producida por fuentes naturales y artificiales.

En la radiología intervencionista, la interacción de la radiación con el tejido biológico puede desencadenar efectos desfavorables para la salud del paciente y del personal médico que permanece en la sala durante el procedimiento, generando así una mayor exposición ocupacional debido a la radiación dispersa producida principalmente por el paciente y la mesa. Con el avance tecnológico los angiógrafos cada vez brindan una mejor calidad de imagen aumentando la dosis en el paciente y del personal ocupacionalmente expuesto y por ende la dosis equivalente ambiental, por tal razón se planteó la presente investigación, cuyo objetivo fue determinar la tasa de dosis equivalente ambiental, en la unidad de Hemodinámica e Imagenología del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín (HECAM).

Los procedimientos de coronariografías y angioembolización fueron los analizados en estas unidades ya que son los que requieren mayor efectividad y por ende son los más frecuentes en el HECAM.

A continuación, se describe brevemente el contenido de cada uno de los capítulos que conforman este Trabajo de Titulación:

En el Capítulo I, se describe el marco referencial, los antecedentes, el planteamiento del problema, la justificación en base a estudios relevantes en diferentes países para sustentar el trabajo y los objetivos que se quieren lograr con el desarrollo experimental del Trabajo de Titulación, basados en la cultura de seguridad radiológica principalmente para el personal ocupacionalmente expuesto del HECAM.

El Capítulo II contiene las bases teóricas que sustentan los conceptos esenciales de la investigación planteada, lo cual es fundamental para la comprensión del trabajo, contempla los

siguientes puntos: una breve introducción a las radiaciones ionizantes tomando como eje central la radiación dispersa, la radiología intervencionista considerando los principales procedimientos realizados en las áreas de hemodinámica e imagenología con los equipos involucrados con esta técnica radiológica, las unidades y magnitudes dosimétricas básicas en protección radiológica, detectores de medida de la radiación para la recolección de los datos, los efectos biológicos, las medidas y principios de la protección radiológica.

En el Capítulo III, se describe el marco metodológico, el diseño de la investigación, el equipo utilizado, la selección de los procedimientos intervencionistas a reproducir en el fantoma antropomorfo con los ángulos de interés, la identificación de los puntos para la recolección de los datos, instrumento de medida tipo cámara de ionización y el montaje experimental con la técnica radiológica utilizada para la obtención de la tasa de dosis equivalente ambiente dentro de cada sala.

Consecuentemente en el Capítulo IV, reposa la interpretación de los resultados obtenidos en cada punto de interés dentro de las salas de intervencionismo del HECAM, las gráficas de dispersión de la tasa de dosis equivalente, las conclusiones que se alcanzaron y las recomendaciones para mejorar la protección radiológica dentro de cada sala.

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

El Dr. Charles Dotter en 1963, fue el primero en realizar una cirugía vascular aprovechando el potencial de los catéteres. A partir de 1980, se amplió la gama de intervenciones, dispositivos y procedimientos utilizando contrastes en arterias, venas y vasos linfáticos en busca de anomalías o cartografía vascular para cirugía (Murphy & Soares, 2005, pp. 6-9). Con el incremento del uso de la fluoroscopia y la falta de capacitación en el personal sobre protección radiológica, aumentó el riesgo de radiación para el personal y los pacientes ya que los equipos fluoroscópicos pueden causar exposiciones elevadas al Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE), debido a que están a una corta distancia de la radiación dispersa generada por el tubo de rayos X, pacientes y mesa de procedimientos (Rehani, et al., 2011, pp. 10,12).

En el Instituto de Física Nuclear Academia de Ciencias en Polonia en 2014, analizaron la exposición ocupacional a más de 150 departamentos médicos que trabajan en radiología intervencionista, se realizaron análisis de los dosímetros termoluminiscentes (TLD) con una alta sensibilidad, para dosimetría corporal de extremidades y ocular. Determinaron que el análisis en el POE de cuerpo entero, extremidades y cristalino; el 84%, 87% y 34% con una dosis equivalente menor al 0.1mSv/trimestre respectivamente, y con dosis equivalentes que superaron el 0.1mSv/trimestre el 16%, 13% y 66% restantes, que ocasionalmente alcanzan varios cientos de mSv/trimestre. Concluye este trabajo de investigación que la mayoría permanece en niveles de radiación de fondo y en un menor porcentaje exceden los límites de dosis recomendados. Por lo que se recomendó tener un seguimiento, vigilancia y análisis más minucioso a los procedimientos en radiología intervencionista sobre todo en cristalino (Szumska, et al., 2014, pp. 72-75).

Durán en el año 2015, realizó un trabajo de investigación titulado “Protección radiológica en cardiología intervencionista” en el departamento de Cardiología del Hospital de Clínicas de la Facultad de Medicina de Montevideo, debido al aumento progresivo de la cardiología intervencionista, se vio en la necesidad de mejorar la protección radiológica, por la mayor dosis de radiación no solo para el paciente sino también para el POE. Debido a que el objetivo de la protección radiológica es evitar las radiolesiones y reducir los riesgos de inducción de cáncer a

niveles aceptablemente bajos. El conocimiento de cómo proteger al paciente y al POE es crucial, por eso, se debe facilitar todos los planes de acción como: mapa de isodosis que explique el comportamiento de la radiación siguiendo la ley del cuadrado a la distancia, es decir, si el operador duplica la distancia a la fuente disminuye la dosis. Toda la información es libre, en pro del bienestar POE-paciente (Durán , 2015, pp. 230-237).

En el Departamento de Tecnología Médica del Centro de estudios en Ciencias Radiológicas de la Universidad de Tarapacá-Chile, realizaron un artículo con el fin de entregar una guía con recomendaciones para mejorar la Seguridad Radiológica durante los procedimientos de intervencionismo cardiológicos, sugiriendo que se implemente un programa de Protección Radiológica, que incluya la dosimetría personal, monitoreo de radiación, blindaje y entrenamiento al personal; estableciendo acciones permanentes que gestione de la mejor forma posible las dosis de radiación en las intervenciones (Miranda , et al., 2014, pp. 44-50).

Un ejemplo citado por la Sociedad Argentina de Radioprotección, dice que, la tasa de dosis en cardiología intervencionista puede ser de 50-100 mGy/min en la superficie de entrada en piel del paciente, lo que implica que el POE recibirá también una dosis alta, que pueden superar los umbrales para efectos determinísticos. Debido a esto es primordial reducir el tiempo, aumentar blindaje y distancia (Descalzo, 2016, pp. 12,14).

En el Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín, en la unidad de Hemodinámica se estimó la dosis en superficie de entrada recibida por pacientes sometidos a procedimientos intervencionistas, mediante dosímetros termoluminiscentes ubicados en el campo radiante, según Parra K, los valores de estimación de dosis en superficie de entrada no superaron el valor límite recomendado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (<2Gy). En este trabajo no se determinó dosis recibida al personal ocupacionalmente expuesto y solo se contempló a los pacientes de la unidad de Hemodinámica (Parra Riofrío, 2018, pp. xii-xiii).

En todos los lugares donde se trabaja con radiaciones ionizantes, siempre se busca garantizar el cumplimiento en normas de protección radiológica, para que los efectos debido a la radiación sean mínimos o nulos en la medida de lo posible.

1.2. Planteamiento del Problema

El Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín (HECAM), cuenta con dos salas para realizar procedimientos de intervencionismo, la primera está ubicada en la unidad de Hemodinámica y la otra en la unidad de Imagenología. Están, provistas de un angiógrafo arco en

C marca SIEMENS que genera rayos X donde se realizan procedimientos guiados por imágenes manejando una carga de trabajo aproximadamente 25 pacientes a la semana en cada equipo, sin embargo, dentro de las salas de intervencionismo no existe una delimitación de zonas radiológicas seguras donde puedan operar el Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) y para tratar de disminuir la dosis recibida que genera el equipo en cada disparo para obtener la secuencia de imágenes.

Conociendo esta necesidad se pretende conocer de las tasas de dosis equivalente ambiental que se genera alrededor del fantoma antropomórfico que simula al paciente en la reproducción del procedimiento intervencionista más común en cada una de las salas, para así brindar al POE una mayor protección radiológica, que disminuirá la probabilidad de presentar efectos estocásticos y evitar los efectos deterministas debido a la dosis absorbida.

1.3. Justificación

En el Reglamento de Seguridad Radiológica del Ecuador de 1979 vigente en la actualidad, establece en el capítulo III artículo 7 literal (a) que, “*se debe informar al personal que trabaja en el área las precauciones y procedimientos que se deben tomar para reducir la dosis de radiación*”. Debido a la falta de cultura sobre protección radiológica y en cumplimiento con la normativa vigente del Ecuador, este trabajo es relevante para la seguridad radiológica del personal ocupacionalmente expuestos de las salas de intervencionismo y a la vez contribuir a la cultura de la seguridad (Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica, 1979, p. 5).

La Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), dentro de sus principios fundamentales, habla acerca de la Optimización de la protección radiológica, de las limitaciones de los riesgos para las personas y de la protección de las generaciones presentes y futuras; en base a esto se debe proporcionar un nivel más alto de seguridad y protección que sea razonablemente posible alcanzar, tomando medidas para proteger al personal de los riesgos radiológicos, por ende, es fundamental recolectar las dosis equivalentes en las salas de intervencionismo para garantizar el cumplimiento de estos principios (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2016).

Con el desarrollo de este estudio, se favorecerá al Plan Nacional de Desarrollo Toda una Vida, enmarcado en el objetivo 1 que garantiza una vida digna con iguales oportunidades para todas las personas, dentro del eje 1 sobre Derechos para todos durante toda la vida (Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo, 2017, pp. 53-59); Además, el Comité Científico de Naciones Unidas sobre los efectos de la Radiación Atómica (UNSCEAR) en su informe a la asamblea general en 2008

menciona que las exposiciones médicas ha incrementado la radiación ambiental, dentro de estos, los procedimientos intervencionistas representan el tercer mayor contribuyente dentro de este tipo de exposiciones (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2011, pp. 1-2); en la actualidad en las salas de intervencionismo no existe una delimitación de zonas seguras donde puede estar el POE.

Por lo antes expuesto se justifica el desarrollo de este Trabajo de Titulación ya que dentro de las salas de Hemodinámica e Imagenología donde se realizan procedimientos de intervencionismo, no existe identificación de las zonas de riesgo radiológico, los cuales pueden aumentar los efectos estocásticos y determinísticos desencadenados por las radiaciones ionizantes en el POE que están durante las intervenciones, generando la necesidad de la determinación de la tasa de dosis equivalente ambiental establecida dentro de cada sala para contribuir a la optimización de dosis del POE y brindar mejores condiciones en el ámbito de salud mejorando la ubicación de estos profesionales.

1.4. Objetivos

1.4.1. General

Monitorear la tasa de dosis equivalente ambiental en procedimientos intervencionistas para el mejoramiento de la protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín.

1.4.2. Específicos

- Identificar las zonas de riesgo radiológico más utilizadas por el personal ocupacionalmente expuesto durante los procedimientos de intervencionismo.
- Medir las tasas de dosis equivalentes ambientales en las salas de intervencionismo mediante la cámara de ionización.
- Analizar los datos de las tasas de dosis equivalente para identificar las zonas con puntos calientes.
- Identificar zonas de protección ideal del POE dentro del servicio de intervencionismo.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes son partículas elementales u ondas electromagnéticas con energía suficiente para arrancar electrones de los átomos y moléculas que están en su trayectoria convirtiéndolos en iones (Comisión Chilena de Energía Nuclear, 2016, p. 14), los cuales tienen propiedades de ionizar la materia cuando interaccionan. La capacidad de ionizar de estas partículas, es proporcional a la energía mientras que la capacidad de penetración es inversamente proporcional al tamaño de la partícula (Khan, 2003, p. 12). Las radiaciones ionizantes, se usan en las áreas de radiodiagnóstico, radioterapia, industria, investigación y docencia (Federación de Enseñanza de Andalucía, 2009, p. 4).

2.2. Rayos X

El descubrimiento de los rayos X fue de manera accidental cuando Wilhelm Roentgen estaba en su laboratorio de física en Alemania construyendo un tubo de rayos catódicos el 8 de noviembre de 1895, observó que una placa de platinocianida de bario que estaba en el laboratorio brillaba y al acercar el tubo de rayos catódicos el brillo aumentaba lo que creó curiosidad en Roentgen, a la luminiscencia creada por el tubo la denominó luz X. Con el pasar de los años Roentgen investigó de forma rigurosa y realizó algunas publicaciones lo cual le atribuyó un premio Nobel de Física. A principios de 1896 se dio cuenta de la importancia del descubrimiento para la medicina y publicó la primera imagen médica de rayos X, la mano de su esposa. La luz X como en un principio la denominó Roentgen luego pasaría a ser llamada rayos X, que son paquetes de alta energía sin carga eléctrica (Bushong, 2010, p. 7).

2.2.1. Generación de rayos X

En el espectro electromagnético los rayos X emiten una longitud de onda de 10 nm a 0,01 nm como se puede observar en la figura 1-2, la energía y poder de penetración de los rayos X es inversamente proporcional a su longitud de onda. Se pueden diferenciar dos clases de rayos X, los blandos que se encuentran cerca de la región ultravioleta y los duros que son más energéticos hasta se pueden solapar con la región gamma (Pifarré, et al., 2012, pp. 22,23).

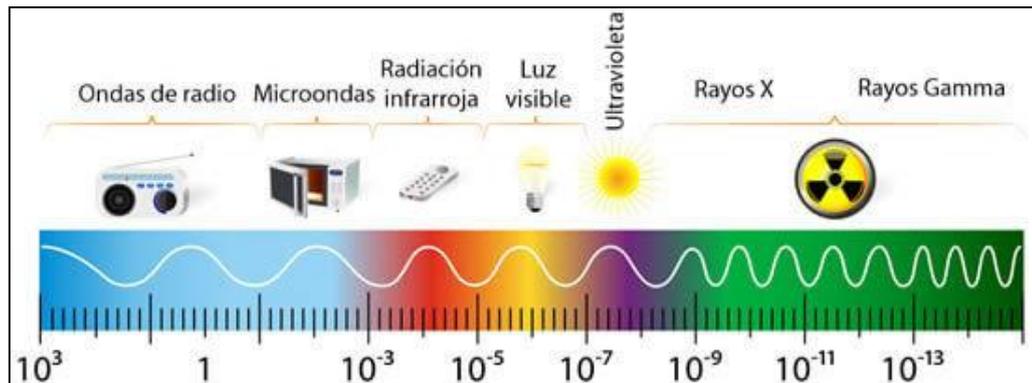


Figura 1-2: Espectro electromagnético

Fuente: (Panorama Bisness Group, 2017)

Su generación en los equipos de radiodiagnóstico e intervencionismo se produce en el tubo de rayos X (figura 2-2) compuesto de una coraza protectora metálica que protege a la ampolla de cristal en su interior está el cátodo, filamento, copa de enfoque y el ánodo. Al aplicar un diferencial de potencial por el efecto termoiónico arranca los electrones del filamento en el cátodo los cuales son acelerados y direccionados gracias a la copa de enfoque para colisionar en el blanco o diana del ánodo el cual es de alto número atómico contribuyendo a la eficiencia en la producción de rayos X y su calidad. Al chocar los electrones interactúan con el blanco transfiriendo su energía cinética hasta casi quedar en reposo esto se puede dar por tres diferentes mecanismos, el primero los átomos del blanco son excitados volviendo a su estado fundamental en forma de calor esto se da en el 99 % y el 1% restante puede producir radiación característica o de frenado, el segundo mecanismo se produce radiación característica cuando el electrón proyectil tiene la suficiente energía para arrancar un electrón de las capas intermedias por lo general de la capa K, lo que deja una vacante que será ocupada por otro electrón de las capas más externa para estabilizar al electrón en esta transición se emite un fotón de rayos X de energía igual a la diferencia de energía de enlace del electrón de la capa y el tercer mecanismo es por radiación de frenado producto de que el electrón proyectil es frenado y desviado de su trayectoria por la intervención del núcleo, perdiendo energía cinética y generando un fotón de la misma energía que perdió en la interacción (Pifarré, et al., 2012, pp. 26-43).

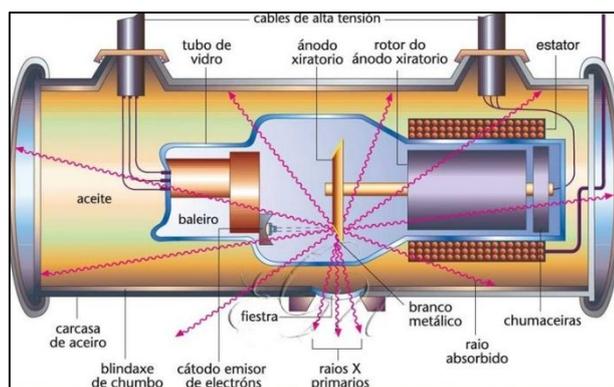


Figura 2-2: Tubo de rayos X

Fuente: (Frame, 2009)

Un fluoroscopio se basa en dos componentes esenciales: un tubo de rayos X y una pantalla fluoroscópica (Pifarré, et al., 2012, pp. 90-101). El fundamento de la imagen fluoroscópica está en la capacidad que tienen los rayos X de causar fluorescencia, esto se produce cuando los rayos X que logran atravesar al paciente inciden en la pantalla intensificadora interactuando con el fósforo de entrada yoduro de cesio (CsI) y convirtiendo su energía en luz visible, estimulando al fotocátodo el cual emite electrones proporcional a la intensidad de rayos X incidentes; los fotoelectrones son direccionados al fósforo de salida donde interactúa generando luz, esta luz será convertida en señal eléctrica para reconstruir la imagen por el monitor de televisión (Méndez Padilla, 2013, pp. 15, 16). Los procedimientos intervencionistas con fluoroscopia generan radiación ionizante que sirven para guiar pequeños instrumentos como catéteres, balones, stents, dentro del paciente (da Silva, et al., 2010, p. 1).

2.2.2. Componentes del haz de radiación para un arco en C

Un equipo emisor de rayos X puede producir varios tipos de radiación como se observa en la figura 3-2, los cuales se describen a continuación:

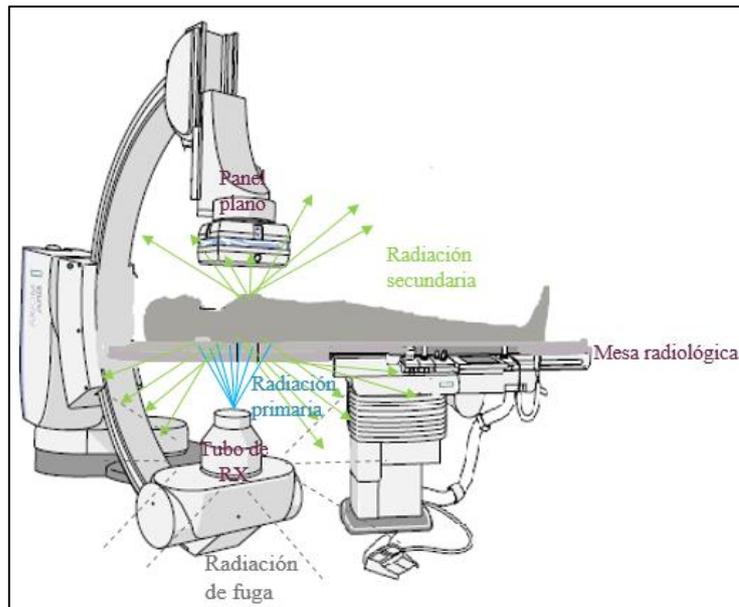


Figura 3-2: Componentes del haz de radiación en un arco en C

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Radiación primaria

Es el haz primario de radiación que se origina en el tubo de rayos X que interacciona directamente con el paciente, esa radiación es el haz útil que atraviesa el cuerpo del paciente proporcionando una imagen médica, este tipo de radiación se controla su formación en intensidad, penetración, dirección y campo a irradiar, para poder proteger al paciente, POE y el público (Guaman, 2001, p. 17).

Radiación secundaria

Se produce cuando el haz primario atraviesa al paciente donde parte de su energía es absorbida y la otra se dispersa con diferente ángulo de incidencia, lo que convierte al paciente en el generador de la radiación secundaria o dispersa. Este tipo de radiación en su camino de interacción con el medio reduce considerablemente su energía. Los daños que puede causar depende de la dosis recibida, es por ello que se utilizan elementos de protección radiológica y dispositivos que minimicen la dosis (Guaman, 2001, pp. 17,18).

Radiación de fuga

Es la radiación que escapa a través de la carcasa protectora del tubo de rayos X, debido a que ciertos fotones producidos en el ánodo no se direccionan hacia el haz útil saliendo en diferentes direcciones, por lo que se ha establecido en protocolos que la radiación de fuga no sea mayor a 1 mGy/h a un metro de distancia en condiciones de máximo kV y mA (Guaman, 2001, pp. 19,20).

2.2.3. Factores que influyen en la radiación dispersa

La radiación dispersa contribuye en mayor proporción a la dosis que recibe el POE por su carácter multidireccional, por eso es vital conocer los principales factores que influyen, estos pueden ser:

Factores técnicos

Estos factores son referentes a la técnica que se utiliza durante el procedimiento, la tensión del tubo kV, la cantidad de corriente mA encargada de arrancar los electrones proyectil para la producción de rayos X. La complejidad del procedimiento en intervencionismo aumenta el riesgo de irradiación, los tiempos de fluoroscopia prolongados, la cantidad de imágenes radiográficas generadas, proximidad del equipo médico a la fuente de radiación y la posición del tubo de rayos X, ajuste de los parámetros de exposición con el arreglo del tamaño de campo y la zona del cuerpo a magnificar (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009, pp. 4-9) (Bushong, 2010 págs. 2651-2670).

Factores morfológicos

Los actuales sistemas de angiografía cuentan con el control automático de exposición CAE que ajusta el kV y mA en función del peso, densidad y espesor, a mayor peso del paciente se necesita que el haz sea más energético para atravesar el espesor del paciente y que llegue información al intensificador de imagen, aumentando el volumen irradiado contribuyendo a la cantidad de fotones que sufrirán dispersión generando mayor radiación dispersa este mismo efecto ocurre al angular el brazo del arco en C incrementando el espesor a irradiar (Haqqani, et al., 2013, p. 1339). (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2014, p. 32)

2.2.4. Factores que influyen en la calidad del haz de rayos X

La calidad de los rayos X es fundamental para la radioprotección y calidad de imagen, proporcionando que el haz útil tenga en su mayor composición fotones de alta energía que contribuirán en la formación de la imagen y pocos serán absorbidos por la piel del paciente, por ello se deben tener en cuenta los siguientes factores: la intensidad de la corriente del tubo en cuanto mayor sea la corriente mayor será el número de electrones, la integración de la corriente con el tiempo nos da la cantidad de fotones generado en función de tiempo mAs, el Kilovoltaje aplicado proporciona la mayor aceleración en los electrones que se desplazan del cátodo al ánodo por consiguiente habrá mayor cantidad de rayos X de frenado y característicos que son más penetrantes y energéticos, el material blanco determina la eficiencia en la producción de los rayos

X dependiendo de la práctica que se realiza en el equipo de rayos X se selecciona el material del ánodo que dan fotones con energías características y la filtración del haz de salida produce un endurecimiento del haz al filtrar los fotones de baja energía dejando un mejor haz útil con un aumento de la energía media (Guaman, 2001, pp. 17-19) (Ramos & Villarreal, 2013, pp. 5-6).

2.3. Radiología intervencionista

La radiología se encarga de estudiar las imágenes médicas que se obtienen mediante los rayos X, las imágenes muestran estructuras, tejidos y órganos internos normales y anormales (Vega Blanco, et al., 2016, p. 672). Para obtener imágenes se necesita un haz de rayos X lo suficiente para penetrar la estructura anatómica, por lo que se debe suministrar alto voltaje y corriente necesaria dentro del tubo de rayos X. Dentro de la radiología existe 2 tipos de examen: radiografía y fluoroscopia, el primero se usa para fines diagnósticos y el segundo tanto diagnósticos y terapéuticos por lo cual el paciente esta mayormente expuesto a la radiación ionizante (Bushong, 2010, pp. 7-9).

La radiología intervencionista es un procedimiento diagnóstico y /o terapéutico apoyado con equipos de imagen diagnóstica, mediante técnicas mínimamente invasivas (Méndez Padilla, 2013, p. 10). Los procedimientos intervencionistas con fluoroscopia generan radiación ionizante que sirven para guiar pequeños instrumentos como catéteres, balones, stents, dentro del paciente (da Silva, et al., 2010, p. 1). Este tipo de radiología se utiliza en procedimientos de hemodinámica y neurovasculares, depende de la complejidad de cada técnica, aumenta o disminuye el tiempo de exposición; los procedimientos intervencionistas en las áreas de interés se describen en la tabla 1-2.

Tabla 1-2: Procedimientos intervencionistas de las unidades de imagenología y hemodinámica

	Diagnóstico	Tratamiento
Imagenología	Vasculares: flebografía, estudios vasculares percutáneos, malformaciones arteriovenosas, angiografía de extremidades	Vasculares: angioplastia, atrectomia, fibrinólisis, angioembolización
	No vasculares: Procedimientos vía biliar, biopsia endoluminal, procedimientos urológicos, angiografía pulmonar, colangiografía,	No vasculares: Linfografía, urología, drenaje biliar

Hemodinámica	Arteriografía, coronariografía.	Cateterismo, cierre de PCA o CIV, extracción de cuerpo extraño, intervencionismo coronario percutáneo.
--------------	---------------------------------	--

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

2.3.1. Equipo multidisciplinario involucrado en procedimientos intervencionistas

Para realizar un procedimiento intervencionista, se requiere de un equipo médico especializado y capacitado para llevar a cabo la cirugía mínimamente invasiva, dentro de la sala participan: médicos especialistas, enfermeros, auxiliares de enfermería, instrumentistas, anestesiólogos y técnicos radiólogos; el número de especialistas involucrados varía dependiendo de la complejidad del procedimiento, pero al menos 1 de cada campo debe estar durante la intervención diagnóstica o terapéutica. Todos ellos están expuestos a la radiación ionizante dispersada por el paciente (Rehani, et al., 2011, pp. 13,34).

2.4. Equipos de rayos X en intervencionismo

Los equipos de rayos X en radiodiagnóstico se clasifican según el área a estudiar y la complejidad del estudio teniendo: *equipos convencionales* se usan en radiología general para proyecciones simple de huesos y partes blandas, *telemandados* para estudios complejos permitiendo obtener imágenes en tiempo real que se proyectan en el monitor las cuales son guiadas por el radiólogo, *equipos de tipo arco intervencionista* también denominados angiógrafos para estudios y procedimientos complejos que involucran al sistema circulatorio ayudados por un medio de contraste, *radioquirúrgicos* son arcos intervencionistas pequeños que sirven de ayuda en la realización de cirugías. En procedimientos intervencionistas se usa el arco en C o angiógrafo que es el equipo emisor de radiación ionizante utilizado en este trabajo de investigación (Pifarré, et al., 2006, pp. 24-26).

2.4.1. Rayos X de tipo arco en C

Se denominan equipo de rayos X en arco en C, por el aspecto que presenta el conjunto tubo de rayos X y receptor de imagen (típicamente intensificador de imagen y cámara dispositivo de carga

completa, CCD por sus siglas en el inglés) como un arco en C, con ambas partes siempre alineadas y a una distancia fija (90 cm – 100 cm), de esta manera puede colocarse al paciente entre el tubo y el intensificador y el acceso a la zona de exploración queda relativamente libre. Este arco va montado al final de un brazo extensible anclado al pie del equipo que incluye el generador de rayos X y la consola con los controles (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2014, pp. 29, 30).

Los equipos de arco en C marca SIEMENS (ver figura 4-2) están provistos de un tubo de radiógeno¹ de 125 kVp con ánodo giratorio, transformador de 125 kV, con alimentación monofásica, onda completa, columna de arco en C, colimador con alimentación de 12V (Inostroza Peres, 2008, p. 47).

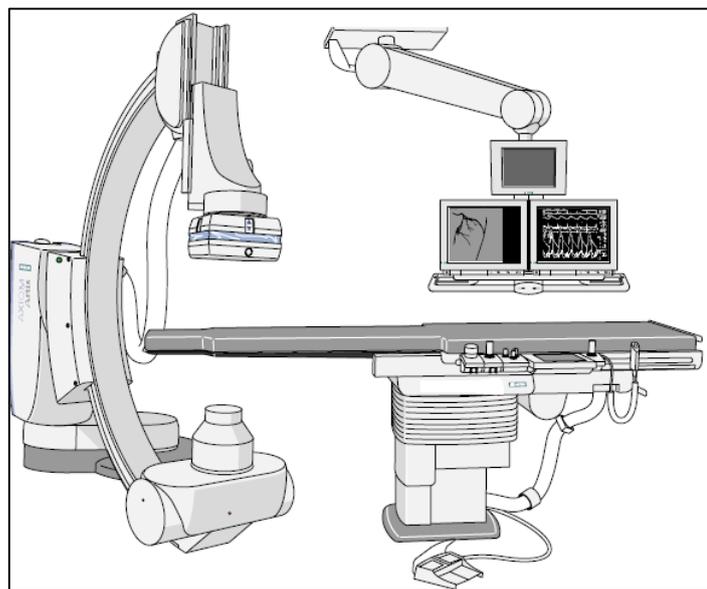


Figura 4-2: Equipo de Rayos X de arco en C

Fuente: (Siemens, 2009)

El principio de funcionamiento de los arcos en C o angiógrafos, se basan en la fluoroscopia que produce una imagen continua, para ver los cambios dinámicos dentro del paciente (órganos en movimiento o flujo de medios de contraste a través de los vasos sanguíneos, aparato digestivo, entre otros). El fundamento de la imagen fluoroscópica está en la capacidad que tienen los rayos X de causar fluorescencia en un material tipo fósforo (Pifarré, et al., 2012, pp. 53-55). Permiten la visualización de la fluoroscopia en tiempo real, mover y colocar al paciente en diversas posiciones mientras se hace los disparos de rayos X y a la vez se observa la fluoroscopia, lo que implica disponer de una mesa basculante con una columna que incluya el tubo de rayos X alineado con el sistema de imagen y que permita realizar su manipulación detrás de un blindaje estructural. Estos equipos permiten también obtener secuencias digitales de imágenes radiográficas a tasas altas de

¹ Radiógeno que genera rayos X.

adquisición de hasta 25 imágenes por segundo, que es posible reproducir, una vez procesadas, como una secuencia de vídeo, mediante la sustracción digital (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2014, p. 30).

Las unidades de angiografías vasculares y cardíacas, mediante sistemas de inyección automática de medio de contraste llenan los vasos del sistema circulatorio, este medio de contraste es un buen absorbente de la radiación que produce una sombra visible en la imagen, la tecnología de imagen fluoroscópica usa un sistema completo de adquisición digital, para mantener una calidad de imagen alta utilizando fluoroscopia pulsada en lugar de continua a la vez que se disminuye el tiempo de irradiación (Pifarré, et al., 2012, pp. 133-134) (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2014, p. 35).

2.4.2. Elementos que componen el angiógrafo

El Arco en C puede estar suspendido al techo o fijo al piso, está compuesto por: tubo de rayos X y el sistema receptor de imagen, mesa elevable, tablero plano, flotante y deslizante que permite el acceso fácil al paciente, dos o más monitores de TV que permite al especialista seguir la imagen en tiempo real mientras realiza la exploración o visualizar las series dinámicas obtenidas previamente y el panel plano.

El panel plano ha mejorado la calidad de imagen y es claramente superior en resolución y contraste respecto a los intensificadores de imagen, además del aligeramiento en masa y volumen del arco permite una notable agilidad con movimientos más rápidos y precisos (Pifarré, et al., 2012, p. 135). A continuación, se describen los componentes de los angiografos digitales utilizados para los procedimientos intervencionistas cardiacos y neuro-vasculares.

Arco en C

El gantry está sujeto al suelo con una base giratoria, tiene una forma de C, se pueden realizar proyecciones cráneo-caudal, oblicuas y angulaciones del arco en C; en un extremo porta el tubo de rayos X con un detector primario y en el otro el panel plano (FD) acoplado con un dispositivo de elevación para variar la distancia fuente isocentro (Siemens, 2009, pp. 19,20).

Mesa de paciente

La mesa del paciente es de fibra de carbono que proporciona estabilidad y baja interacción con el haz de rayos X, la altura de la mesa y su desplazamiento se pueden ajustar de forma manual en

función del procedimiento y las características del paciente; consta del tablero con colchoneta, rieles deslizantes en dirección craneal-caudal y palanca para desbloquear el giro de la mesa. Los movimientos que se realizan con la mesa para el desplazamiento del paciente facilitan el trabajo a la hora de la intervención (Siemens, 2009, pp. 25-27).

Sistema portamonitor

La manivela del sistema portamonitores permite desplazar, girar y ajustar su altura, puede estar equipado de 3 a 8 monitores, la cantidad de monitores depende la disponibilidad de los modos de visualización. Con una pantalla de datos donde se visualizará los valores de la unidad y toda la información sobre la técnica que se utiliza en los otros se evidenciará las imágenes patrón o de escopía (Siemens, 2009, pp. 50-56).

Interruptor para disparar la radiación

El interruptor puede ser manual o de pedal. El manual tiene un botón para efectuar una o series de adquisiciones dependiendo de la selección previa en el programa de adquisición. El interruptor de pedal tiene 4 o más funciones dependiendo del modelo las básicas son: escopía, adquisición, freno del tablero e iluminación de la sala (Siemens, 2009, pp. 44,46).

Consola de mando

La consola de mando tiene cuatro tipos básicos de módulos de mando: módulo de mando de la mesa para el desplazamiento del tablero del paciente, módulo de mando del soporte del gantry sirve para orientaciones del arco en C, módulo de mando del colimador para ajustar el diafragma y filtros, y el panel de mando de la pantalla táctil del sistema de imagen (Siemens, 2009, pp. 28-42).

Consola del sistema

Los elementos de la consola del sistema del angiógrafo está compuesto por monitores, teclado, ratón, interruptor de conexión, unidades y PC con sistemas electrónicos. El monitor LCD permite la visualización de la adquisición de imagen en tiempo real, las imágenes que han sido guardadas con anterioridad, además proporciona información sobre la técnica que se está empleando y la presencia de errores. El monitor SIMOMED consta de un sensor de luz ambiental que ajusta el contraste del monitor de forma automática para dar una calidad de imagen óptima y pueda servir de guía e información precisa durante el procedimiento. El teclado del angiógrafo, cuenta las teclas básicas de función, alfanuméricas, de control del cursor y el teclado de símbolo que permite acceder de manera directa al sistema del angiógrafo para modificar brillo, contraste, el nombre de la escena, acceder al registro de pacientes, copiar placas y enviar a la red médica (Siemens, 2009, pp. 7-12).

2.4.3. Sistema de adquisición digital

Es un proceso que incluye un muestreo y una cuantización de la señal analógica, llevada a cabo por un Intensificador de Imagen (II), el rango de valores viene determinado por el número de bits usado por el II para estimar la amplitud de la señal convirtiendo la energía radiante en luz y un sistema de circuito cerrado de video que lleva la imagen al monitor (Gil, et al., 2006, p. 445).

Digitalización con cámaras CCD

Consiste en una matriz bidimensional de sensores luminosos de estado sólido y de condensadores, la electrónica de lectura necesaria para leer las cargas acumuladas en cada condensador. Los CCD están compuestos por una capa de cristales de silicio electrónico. Para fotones luminosos de energía el silicio se ilumina generando una carga eléctrica que se muestrea pixel a pixel y luego es traducida en imagen, típicamente los sensores CCD utilizados en las cámaras de los equipos de rayos X tienen una región sensible a la luz y otra región igualmente grande, para almacenamiento. La imagen obtenida en la primera región se envía a la zona de almacenamiento por fibra óptica, donde será enviada a un amplificador de señal. La señal de salida de un CCD es directamente proporcional a la exposición (Pifarré, et al., 2012) (López Gutierrez, 2017, p. 360).

Digitalización directa

Este detector digital convierte los fotones incidentes en una matriz digital de valores. Procesado de las imágenes en tiempo real que permite obtener la máxima información contenida en la imagen. Mejora la calidad en términos de resolución espacial, reducción del ruido, rango dinámico y resolución de contraste. Todos los sistemas de gama alta que utilizan fluoroscopia han incorporado este tipo de detectores como sistema de imagen ya que su rango dinámico es varias veces superior al mejor de los sistemas basados en un intensificador de imagen (Villegas Aguilera & Villegas Noguera, 2015, pp. 64-66).

Sustracción digital

Se basa en la adquisición digital de imágenes antes y después de la inyección de un medio de contraste en el sistema circulatorio. Las imágenes obtenidas sin contraste (máscara) son restadas píxel a píxel de las imágenes obtenidas con medio de contraste (opacificación) para resaltar el cambio en la atenuación de los rayos X debido a la presencia del medio de contraste en la sangre. Las regiones donde el cambio de atenuación es diferente aunque sea mínimo se resalta y donde la atenuación se eliminan en la imagen sustraída como se muestra en la figura 5-2 (Siemens, 2009, pp. 71, 72).

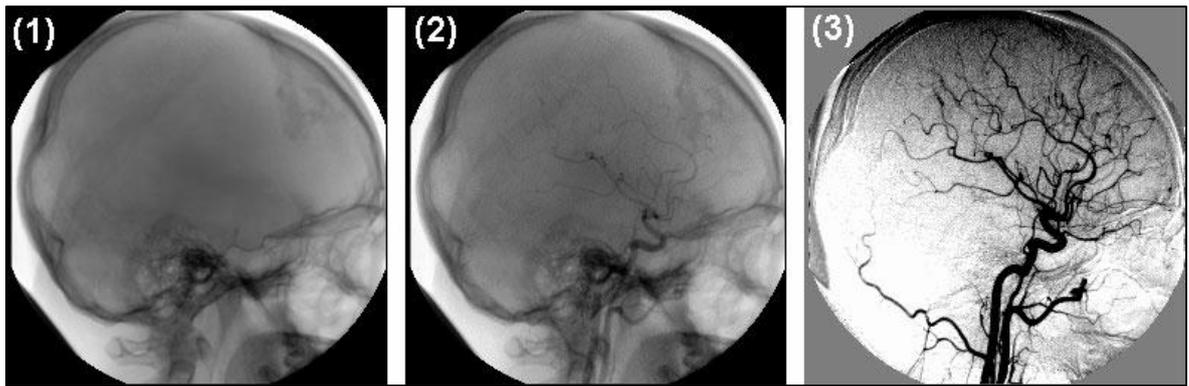


Figura 5-2: 1 Imagen máscara, 2 imagen de opacificación y 3 imagen sustraída.

Fuente: (Siemens, 2009)

2.4.4. Técnicas Radiológicas para la adquisición de la imagen

La adquisición de imagen en fluoroscopia depende de los parámetros de la técnica radiológica, el Control Automático de Exposición CAE en adquisición de imágenes y el control automático de intensidad en escopía.

Parámetros de la técnica radiológica

Los parámetros se eligen si desea imagen por adquisición o escopía, en adquisición de imágenes se debe hacer primero la selección de los parámetros, se realiza una exposición intensa y corta para poder adquirir la imagen patrón de buena calidad, la escopía para la visualización de las imágenes dinámicas en tiempo real son las imágenes que sirven de guía para la práctica intervencionista de exposición menos intensa tiempos más prolongados con disparos de rayos X (Pifarré, et al., 2012, p. 47) (Rehani, et al., 2011, p. 24).

Los parámetros a elegir:

- a. Kilovoltaje kV, es la tensión generada entre el cátodo y el ánodo, resulta en la energía con la que los electrones van a moverse del cátodo al ánodo, al haz útil le proporciona mayor poder de penetración lo que repercute a la exposición y contraste de imagen (Pifarré, et al., 2012, pp. 47,48). Durante la radiación el kV puede cambiar para garantizar el brillo en la imagen, baja cuando existe objetos extremadamente pequeños y aumenta en regiones de baja transparencia (Siemens, 2009, p. 18).
- b. Corriente del tubo mA, es la cantidad de electrones que se desplazan del cátodo al ánodo por unidad de tiempo, a mayor mA más electrones liberados por efecto termoiónico por ende mayor corriente de tubo, en el haz útil habrá mayor fluencia de fotones y mayor exposición en el panel plano afectando la densidad óptica. El tiempo de exposición se selecciona cuando

se hace la adquisición de imágenes, para evitar los movimientos del paciente se prefiere trabajar con mA altos y tiempos cortos, obteniendo en el producto corriente mA por tiempo s mayor cantidad de fotones en el haz útil (Pifarré, et al., 2012, pp. 47,48).

Control automático de exposición

El CAE es el sistema encargado del tiempo de exposición en la adquisición de imágenes, su función varía según la naturaleza del sistema receptor de imagen:

- a. Puede ser, un conjunto de hasta 3 cámaras de ionización colocadas junto al receptor, la señal recibida es analizada en tiempo real por el sistema cuando alcanza el umbral previamente calibrado, ordena al generador la finalización de la exposición.
- b. En sistema de adquisición digital con panel plano, el CAE propio de la matriz en la zona de interés, se integra la señal recibida y se decide cuando esta es suficiente y finaliza la exposición.
- c. En sistema de adquisición digital con intensificador de imagen, el CAE es un sistema de medición de luz de una o varias zonas de interés en la imagen de salida, se integra la señal luminosa medida hasta que esta llega a un cierto umbral de corte de la exposición (Pifarré, et al., 2012, pp. 49,50) (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2014, pp. 32, 33).

Control Automático de Intensidad

El Control Automático de Intensidad CAI, se encarga de regular la corriente del tubo, consiste en un tubo fotomultiplicador que mide la intensidad luminosa de la imagen de salida del intensificador, entonces varía automáticamente el mA en escopía, insuficiencia de brillo se aumenta el mA y viceversa (Pifarré, et al., 2012, pp. 50, 51).

2.5. Cantidad y magnitudes dosimétricas

Para el campo de las radiaciones ionizantes se estableció cantidades y unidades por la ICRU que actualmente están actualizadas bajo el Sistema Internacional de medidas. En el ámbito de la protección radiológica la ICRP también tiene establecida normas para su utilización en este campo. A continuación, se describen las magnitudes con sus unidades de interés en este estudio.

2.5.1. Magnitudes de campo

Las cantidades radiométricas escalares son todas las cantidades que brindan información del campo de radiación como:

Número de partículas

Es el número de partículas (N) que son emitidas, transferidas o recibidas. Es adimensional (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 11).

Energía Radiante

La energía radiante (R), es la energía de las partículas que se emiten, transfieren o reciben, excluyendo la energía en reposo. Su unidad J. Para partículas de energía E , la energía radiante, R , es igual al producto N_E . Las distribuciones, N_E y R_E , del número de partículas y la energía radiante con respecto a la energía están dadas por (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 11):

$$N_E = \frac{dN}{dE} \quad (1)$$

$$R_E = \frac{dR}{dE} \quad (2)$$

Flujo de partículas

El flujo de partículas (\dot{N}), es el cociente del incremento del número de partículas en un intervalo de tiempo. Unidad: s^{-1} . Por lo tanto es (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 11):

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (3)$$

Flujo de energía

El flujo de energía (\dot{R}), es el cociente del incremento de la energía radiante en un intervalo de tiempo. Unidad $J s^{-1}$ (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 12). Por lo tanto, es:

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad (4)$$

Fluencia de partículas

La fluencia de partículas Φ , es el cociente del número de partículas incidentes dN en una esfera de área de sección transversal da . La unidad es el m^{-2} (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 12):

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (5)$$

Fluencia de energía

La fluencia de energía Ψ , es el cociente de la energía radiante incidente dR en una esfera de área de sección transversal da . Esta cantidad es específica para la energía transportada por los fotones del haz de rayos X. Su unidad es $J m^{-2}$ (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 12):

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (6)$$

Tasa de fluencia de partículas

La tasa de fluencia de partículas $\dot{\Phi}$, es el cociente del incremento de la fluencia $d\Phi$ en el intervalo de tiempo dt . Su unidad es $m^{-2} s^{-1}$ (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 13):

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (7)$$

Tasa de fluencia de energía

La tasa de fluencia de energía $\dot{\Psi}$, es el cociente del incremento de la fluencia de energía $d\Psi$ en el intervalo de tiempo dt . Su unidad es $W m^{-2}$ (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 13):

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (8)$$

2.5.2. Magnitudes Dosimétricas

Para cuantificar la dosis se utiliza las siguientes unidades dosimétricas:

Exposición

La exposición X , permite cuantificar la capacidad que posee un haz de rayos X para ionizar el aire. Expresado como la cantidad de carga eléctrica de los electrones Q por unidad de masa de aire dm . La unidad es el coulomb C por cada kg de aire (C/kg aire) (Andisco, et al., 2014, p. 115).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (9)$$

Kerma

El kerma K , es la energía transferida por los fotones de rayos X (dE_{tr}) a los electrones liberados por unidad de masa dm de aire ionizado. Su unidad es el Gray (1Gy=1J/kg) (Andisco, et al., 2014, p. 115).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (10)$$

Dosis absorbida

La dosis absorbida D , expresa la cantidad de energía media impartida $d\bar{\epsilon}$ por la radiación ionizante a la materia de masa dm . Conocer esta magnitud ayuda a determinar si la exposición a la radiación ionizante ha generado un efecto biológico. Su unidad es el Gray (Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011, p. 27).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (11)$$

Dosis equivalente

La dosis equivalente H , permite determinar el riesgo de efectos estocásticos, para ello se considera el tipo de energía y la dosis absorbida que varía dependiendo del órgano irradiado. Es decir las dosis absorbida D por el factor de ponderación W_R de efectos biológicos en función de la radiación, su unidad es el Sievert (Unites Nation Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2010, p. 39) (Andisco, et al., 2014, p. 115).

$$H = D * W_R \quad (12)$$

Dosis efectiva

La dosis efectiva E , es la dosis equivalente H recibida por un órgano multiplicado por el factor de ponderación W_T de radiosensibilidad del órgano irradiado, la dosis efectiva proporciona

información sobre el riesgo general del organismo por su exposición frente a las radiaciones. Su unidad es el Sievert (Andisco, et al., 2014, p. 116)

$$E = H * W_T$$

La dosis equivalente y la dosis efectiva ayudan a reglamentar los límites de dosis para el POE y público.

2.6. Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes

Al pasar el haz de radiación sobre el medio biológico, se da una serie de fenómenos que son de origen por efectos de las radiaciones ionizantes, primero empieza con efectos físicos de ionización o excitación de los átomos a lo largo de su paso por el organismo vivo, cuando depositan energía se dan reacciones químicas que desencadena en efectos biológicos. La interacción de la radiación con la materia viva es de carácter probabilístico, no selectiva que puede afectar a cualquier estructura celular, sin embargo, existe ciertas partes de la célula que son de vitales para garantizar su supervivencia o reparación (Gea-Izquierdo, 2018, p. 89).

La radiación ionizante puede generar dos tipos de acciones dentro de la molécula: acción directa interacción específicamente con la estructura de la macromolécula importante y la acción indirecta se da una serie de procesos con el medio intracelular que terminan con una lesión considerable en la macromolécula, lo cual, produce daños en el ADN, pudiendo ser reparado de manera correcta o haber una reparación incorrecta generando lesiones, aberraciones cromosómicas, mutaciones, hasta llegar a una replicación incorrecta manifestando el efecto o la muerte celular. Resultando en algún efecto que puede ser estocástico o determinístico (Gea-Izquierdo, 2018, pp. 90-93).

Los efectos estocásticos son de tipo probabilístico, es decir que no necesitan de una dosis umbral para que ocurran, su severidad depende de la dosis, a mayor dosis absorbida la probabilidad de la transformación de la célula aumenta, aunque las transformaciones pueden no tener un efecto final, esto estará determinado por el tipo de célula afectada. Los efectos determinísticos, se presentan con dosis elevadas de radiación por el gran número de células lesionadas que originan el daño, es por ello que este si tiene un umbral de dosis para que se considere el daño celular y pueda ser observable, este hecho varía dependiendo de la célula y radiosensibilidad² (Gea-Izquierdo, 2018, pp. 92-93).

² La sensibilidad o vulnerabilidad de un ente biológico a la acción de la radiación.

2.6.1. Relación dosis-respuesta

La variación en la incidencia de los efectos con la dosis recibida, es la relación dosis-respuesta. La relación dosis- respuesta para efectos estocásticos, solo nos proporciona información probabilística que permite especular su incidencia sobre daños por efecto de dosis bajas, existen 3 modelos como se muestra en la figura 6-2 que describen diversas probabilidades de la aparición de este tipo de efectos, el modelo lineal sin umbral donde la presencia del efecto es nula para dosis cero y superior a cero se presente de forma independiente al nivel de radiación, modelo lineal con umbral donde el efecto se da por encima de una cierta dosis y el modelo de U se basa en la hipótesis que a dosis bajas de radiación no hay daño y crea una resistencia a bajas radiaciones, después de una cierta dosis incrementa la posibilidad de efectos. La relación dosis-respuesta para efectos deterministas tiene una forma sigmoidea, esto se debe que partir del umbral de dosis la aparición de efectos es diferente de cero, a mayor dosis el efecto es más probable y puede crecer hasta que la probabilidad es 1 y su incidencia es de 100%, atribuyendo con toda seguridad el efecto debido a la radiación (Gea-Izquierdo, 2018).

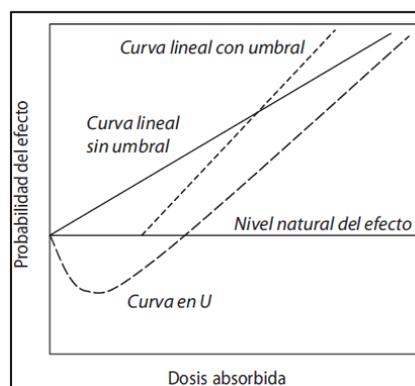


Figura 6-2: Relación dosis-respuesta

Fuente: (Gerrero Alcalde, et al., 2006)

2.7. Protección radiológica

La protección radiológica es esencial en la práctica médica intervencionista, implica tener conocimientos de carácter científico y técnico para establecer un conjunto de medidas con la finalidad de proteger a las personas y al medio ambiente, asegurando un nivel apropiado frente a posibles riesgos y efectos nocivos que resulta de la exposición a las radiaciones ionizantes (Miralles, 2016) (Consejo de Seguridad Nuclear, 2012). Uno de sus principales objetivos es proteger al personal expuesto que por su formación profesional trabaja de forma directa con las radiaciones ionizantes, brindando condiciones para que la exposición sea la menor posible y el resultado de las dosis

individuales no sobrepasen los límites de dosis reglamentarios a nivel nacional e internacional (Consejo de Seguridad Nuclear, 2013).

2.7.1. Principios de la protección radiológica

Los requisitos para protección radiológica con fines de diagnóstico y de intervencionismo son los siguientes:

Justificación de la práctica

El uso de la radiología con fines diagnóstico en vigilancia de la salud ocupacional no se justifica a menos que proporcione información provechosa para la persona expuesta (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2010, pp. 25, 26).

Optimización de la protección relativa a la exposición médica

Se debe contar con equipos digitales de control automático de exposición. Se facilitarán la optimización de la dosis con el mantenimiento y el control de calidad de manera periódica. Se debe realizar capacitaciones sobre protección radiológica y modificaciones en los reglamentos sobre seguridad y siempre implicar la menor dosis sin incidir sobre el diagnóstico o tratamiento, aplicando el principio ALARA (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2010, pp. 26-30).

Limitación

La capacitación en protección radiológica debería ser parte integral de las personas que laboran en estas áreas, basadas en las Normas Básicas de Seguridad, donde la dosis debe estar por debajo de los niveles orientativos. En caso de superar la dosis de los niveles de referencia se debe realizar los exámenes médicos al personal involucrado (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2010, p. 71). Los beneficios y riesgos radiológicos, den ser considerados cuando se aplica nuevas técnicas de intervencionismo (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2011, pp. 51, 52).

2.7.2. Medidas básicas de protección radiológica

Las 3 reglas fundamentales de protección frente a la radiación es:

Tiempo

Alejarse lo más posible de la fuente de radiación para reducir la dosis recibida, por lo que es primordial que el POE estén capacitados y bien informados sobre el procedimiento a realizar y las normas de protección, para disminuir tanto como se pueda el tiempo de la intervención.

Distancia

Aumentar la distancia del POE con la fuente de radiación primaria y secundaria, para que la exposición a la radiación disminuya considerablemente con el cuadrado de la distancia. El personal que este dentro de la sala al momento de hacer las adquisiciones debe alejarse en función del rol que desempeñe dentro del procedimiento (Consejo de Seguridad Nuclear, 2012, p. 14).

Blindaje

El blindaje en intervencionismo es muy importante y complementario de las otras dos medidas, el material de blindaje absorbente de la radiación disminuye la energía con la que llegar al POE, durante los procedimientos se debe usar mandiles plomados, gafas plomadas, protector tiroideo, mampara y faldón plomado. Se debe aplicar una buena práctica, la protección adecuada y la técnica apropiada para no tener efectos de la radiación (International Atomic Energy Agency, 2014) .

2.7.3. Límites de dosis nacionales e internacionales

La intención de los límites y niveles de referencia de dosis, es estar dentro de los valores estandarizados tratando de no exceder, lo ideal sería reducir todas las dosis a niveles tan bajos como sea razonablemente alcanzable. Las restricciones de dosis se utiliza para situaciones de exposición planificada mientras que los niveles de referencia en situaciones de exposición de emergencia y exposiciones existentes se muestra en la tabla 2-2 y la tabla 3-2 (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2008, p. 81).

Tabla 2-2: Restricciones de dosis y niveles de referencia

Tipo de situación	Exposición ocupacional	Exposición de público	Exposición médica
Exposición planificada	Límites de dosis. Restricción de dosis	Límites de dosis. Restricción de dosis	Niveles de dosis en diagnóstico. Restricción de dosis
Exposición de emergencia	Niveles de referencia	Niveles de referencia	Niveles de referencia
Exposición existente	Niveles de referencia	Niveles de referencia	Niveles de referencia

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Fuente: (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2010)

Tabla 3-1: Límites de dosis recomendados en situaciones de exposición planificada

Tipo de límite	Ocupacional	Público
Dosis efectiva	100 mSv promediados en un periodo de 5 años, 20 mSv/año sin superar 50 mSv en un año	1 mSv/año
Dosis equivalente anual en:		
Cristalino	20 mSv (máximo 50 mSv/año)	15 mSv
Piel	500 mSv/año	50 mSv
Manos y pies	500 mSv/año	--

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Fuente: (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2010)

En el Ecuador las exposiciones ocupacionales en las prácticas pacíficas de radiaciones ionizantes, están reguladas en el Reglamento de Seguridad Radiológica publicado mediante decreto ejecutivo N°3640, Registro Oficial N°891 el 8 de agosto de 1979, los límites se describen en la tabla 4-2:

Tabla 4-2: Límites de dosis Nacionales

Órgano	Dosis máxima permitida	Dosis máxima permitida
Cuerpo entero, gónadas, médula ósea	5 rem /año 3 rem/trimestre	50 mSv/año 30 mSv/trimestre
Hueso, piel de todo el cuerpo, tiroides	30 rem/año 15 rem/trimestre	300 mSv/año 150 mSv/trimestre
Manos, antebrazos, pies, tobillos	75 rem/año 40 rem/trimestre	750 mSv/año 400 mSv/trimestre
Todos los otros órganos	8 rem/trimestre	150 mSv/año

		80 mSv/trimestre
Personal femenino en edad reproductiva	1.25 rem/trimestre	12.5 mSv/trimestre
Mujer en estado de gravidez	1 rem/periodo de embarazo	10 mSv/periodo de embarazo
Miembros del público en general	10 % de los límites establecidos para el POE	10% de los límites establecidos para el POE

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Fuente: (Reglamento de Seguridad Radiológica, 1979)

2.8. Equipos utilizados en dosimetría de tasa de dosis

La tasa de dosis indica la intensidad del campo de radiación ionizante en un instante determinado, permitiendo la caracterización radiológica de zonas, vigilancia instantánea o continua de campos de radiación que pueden cambiar con el tiempo y alcanzar niveles que pueden ser perjudiciales para las personas expuestas (Consejo de Seguridad Nuclear, 2013, p. 4).

Se mide la tasa de dosis por medio de monitores de radiación, que se basan en diferentes tipos de detectores, para su funcionamiento se necesita alimentación eléctrica o baterías, condicionando parte de su tamaño, peso y autonomía. Estos monitores deben estar calibrados en las magnitudes correspondientes para vigilancia de área o ambiental, pueden ser dosis equivalente ambiental y dosis equivalente direccional ambas en Sievert ($1\text{Sv} = 1\text{ J/kg}$) y sus tasas en periodo de una hora por lo general ($\mu\text{Sv/h}$, mSv/h) en unidades del Sistema Internacional (Consejo de Seguridad Nuclear, 2013, pp. 4, 5).

Los monitores de tasa de dosis ofrecen dos modos de operación: el modo instantáneo (lecturas de la tasa de dosis que se mide en cada instante) y modo integrado (el monitor acumula las señales de la radiación ionizante en un periodo de tiempo controlado y al final da la dosis del periodo) (Consejo de Seguridad Nuclear, 2013, pp. 5, 6).

Los detectores que se usan para medir la tasa de dosis con monitores son: de ionización gaseosa, de centelleo y semiconductores. Cada uno con un principio físico diferente. En este apartado solo se describen los detectores de ionización gaseosa.

2.8.1. Detectores de ionización gaseosa

Este tipo de detectores, están esencialmente llenos de gas, con una determinada presión, con dos electrodos a los que se somete una tensión de polarización. Cuando la radiación ioniza el gas, el aislante eléctrico pasa a ser parcialmente conductor, producto de pares iónicos (Ramos Amores, 2013, p. 9).

Con una eficiencia de casi el 100 % para detectar radiaciones alfa, beta. Para fotones su rendimiento es bajo debido ya que funciona con gases a presión para aumentar su eficiencia. Dentro del volumen sensible se producen pares iónicos al interactuar las partículas alfas y beta que son directamente ionizantes o por fotones que son indirectamente ionizante. Este es un proceso reversible donde el gas vuelve a estabilizarse ver la figura 7-2 (Consejo de Seguridad Nuclear, 2013, p. 7).

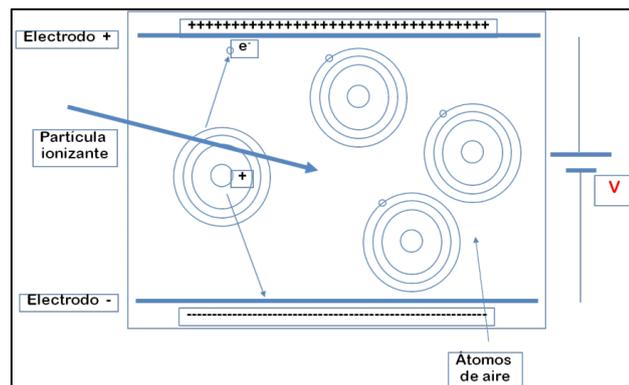


Figura 7-1: Detectores gaseosos

Fuente: (Ramos, 2011)

Las clases de detectores gaseosos son: cámara de ionización, contador proporcional, contador Geiger-Muller y detectores de neutrones como se detalla en la figura 8-2.

Cámara de ionización

Las cámaras de ionización trabajan cuando el voltaje es mayor o igual a 300 V y la recombinación iónica se produce con 0 V. Hay dos tipos de cámaras de ionización, de tipo plana y las cilíndricas. Cámaras de corriente, que requiere de un amplificador de señales para su operación (Ramos Amores, 2013, pp. 13, 14).

Contador proporcional

Los contadores proporcionales operan con voltajes de 600 a 700 V, aquí se produce el fenómeno de multiplicación de la carga; donde los electrones liberados en el proceso de ionización en su trayecto al ánodo adquieren más energía por lo que producen más ionizaciones (Ramos Amores, 2013, p. 15).

Contador Geiger-Muller

Los contadores Geiger-Muller operan con voltajes de 700 hasta 800 V, todos los impulsos alcanzan la misma amplitud. El fenómeno de multiplicación de carga aumenta generando una avalancha de ionización, luego el campo eléctrico es perturbado por los iones positivos que rodean el ánodo, alcanzan el cátodo y se restablece el campo. No proporcionan información de la partícula (Ramos Amores, 2013, pp. 16, 17)

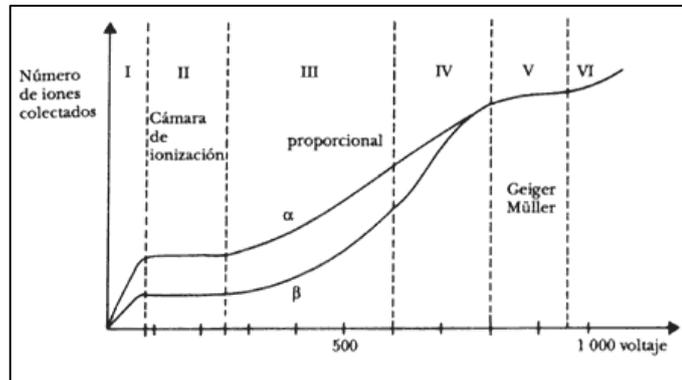


Figura 8-2: Regiones de operación de un detector gaseoso

Fuente: (Consejo de Seguridad Nuclear, 2013)

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Diseño de la investigación

La investigación desarrollada en el presente trabajo de titulación tiene un carácter experimental, debido al uso del instrumento de medida de radiación directa como es la cámara de ionización para cuantificar las tasas de dosis equivalente ambiental, producidas a diferentes distancias debido a la radiación dispersa generada al incidir el haz de radiación primaria sobre el fantoma antropomórfico durante los procedimientos intervencionistas. De esta manera, se definieron zonas de seguridad en función del nivel de radiación a las que están expuesto el equipo multidisciplinario durante los procedimientos de intervencionismo en las áreas de Hemodinámica e Imagenología del HECAM con el fin de mejorar y contribuir a la protección radiológica.

3.2. Equipos e instrumentos utilizados en el desarrollo de la investigación

3.2.1. *Angiógrafos*

Los angiógrafos digitales existentes en el área de imagenología y hemodinámica del HECAM son de marca Siemens, los mismos cuentan con paneles planos, base fija al piso, como sus características principales. Estos equipos se utilizaron para reproducir los procedimientos de coronariografía y angioembolización, cuyas imágenes se obtienen mediante la adquisición por sustracción digital. Para llevar a cabo el desarrollo de la investigación se analizó la radiación dispersa generada dentro de la sala durante los procedimientos intervencionistas.

En la figura 1-3 se observa el equipo generador de radiaciones de cada unidad cuyas especificaciones técnicas se describen en la tabla 1-3.



Figura 1-3: Angiógrafo de la unidad de Imagenología y el de la unidad de Hemodinámica

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Tabla 1-3: Datos del equipo

Imagenología		Hemodinámica	
Equipo		Equipo	
Marca	Siemens	Marca	Siemens
Descripción	Arco en C	Descripción	Arco en C
Modelo	Artis Zee	Modelo	Axiom Artis
Año	2011	Año	2012
Tubo		Tubo	
Marca	Megalix	Marca	Megalix
Modelo	Cat Plus	Modelo	Cat Plus

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

3.2.2. Cámara de ionización

Las especificaciones técnicas de la cámara de ionización Ludlum utilizada para recolectar la tasa de dosis equivalente ambiental se detallan en la tabla 2-3.

Tabla 2-3: Especificaciones de la cámara de ionización

Ludlium Modelo Radcal RSM	
Tipo	Cámara de ionización presurizada
Modelo	9DP
Detecta	Rayos X y gamma mayor a 25keV, beta mayor a 1MeV
Volumen de la cámara	230cc a 8atm
Exactitud	±10 %
Tiempo de respuesta	5seg a rangos bajos y 2seg para los demás rangos
Rango de temperatura	20-50°C

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Fuente: (Radcal Survey Meter, 2013)

3.2.3. *Fantoma antropomórfico*



Figura 2-3: Fantoma

Realizado: Zambrano Jeniffer, 2019

Es un maniquí que simula al paciente, fabricado con insertos plásticos de similar número atómico al tejido biológico humano. El fantoma utilizado en este estudio es de marca Alderson proporcionado por la SCAN como se muestra en la figura 2-3 con estructura de género masculino, de 34 láminas con 2,5 cm de grosor, cada lamina tiene orificios acoplados con material equivalentes a hueso, tejidos blandos o pulmonar dependiendo del área anatómica capaces de reproducir los coeficientes de atenuación propios de cada órgano o estructura.

Cuando incide el haz de radiación ionizante sobre el fantoma, una parte de la energía es absorbida y la otra dispersada al igual que sucede en un paciente (Radiology Support Devices Inc, 2018).

3.3. Selección de procedimientos de intervencionismo

Se recolectó información durante más de 6 meses de los procedimientos intervencionistas realizadas en las diferentes unidades de Hemodinámica e Imagenología. La selección del procedimiento se hizo mediante frecuencias absorbidas (contar el número de casos), dando como resultado el procedimiento de coronariografía con 62 % en hemodinámica y angiembolización 32 % en imagenología, porcentajes que se muestran en las gráficas 1-3 y 2-3.

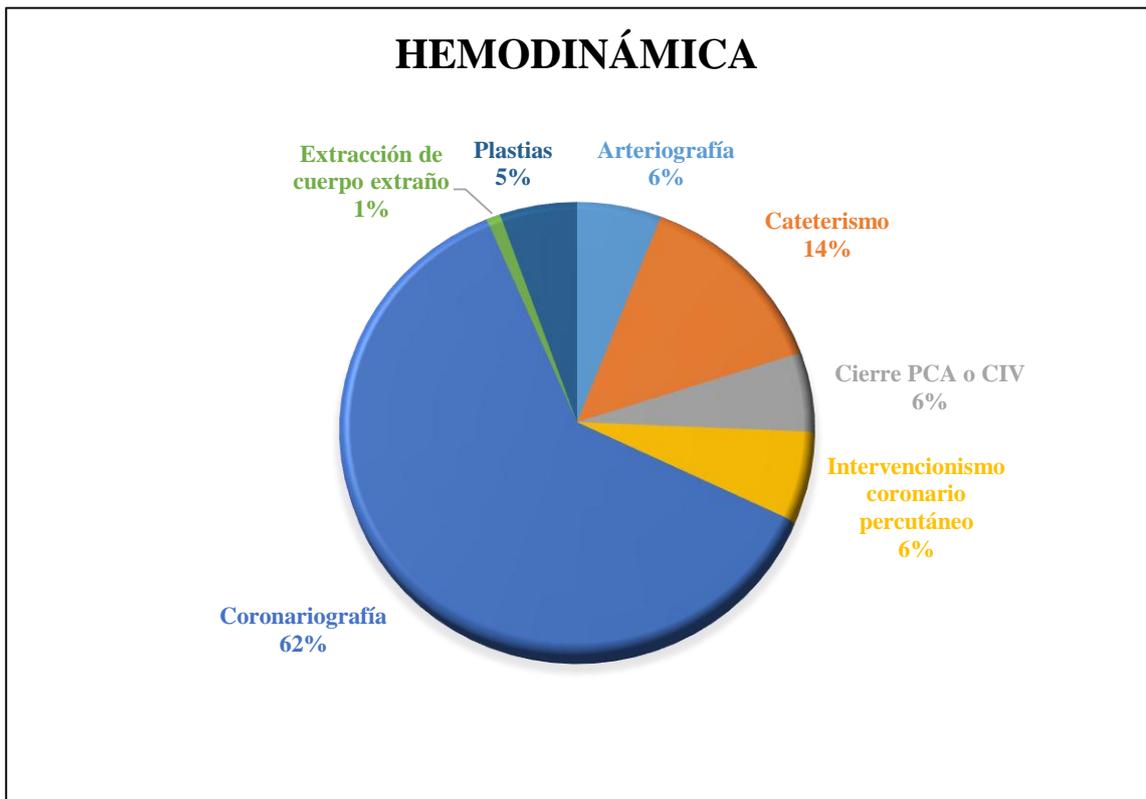


Gráfico 1-3: Frecuencia de procedimientos en hemodinámica

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

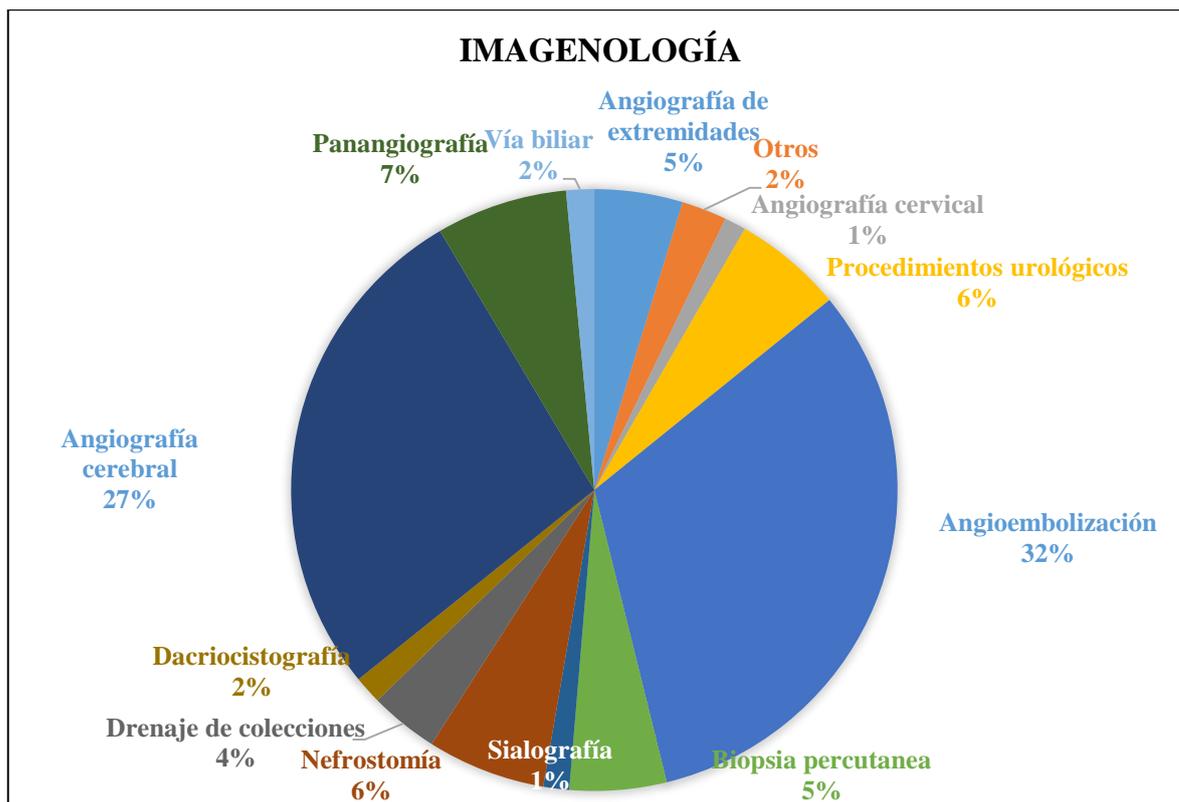


Gráfico 2-3: Frecuencia procedimientos intervencionistas en imagenología

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Las proyecciones que se realizan durante los procedimientos de intervencionismo varían en función de la anatomía del paciente, estas siempre se mantienen dentro de la región de interés (ROI), para ello se estandarizó los ángulos dependiendo de la información recolectada en los procedimientos seleccionados (ver Anexo A) y obteniendo ángulos diferentes por procedimiento como se detalla en la tabla 3-3 y figura 3-3:

Tabla 3-3: Angulaciones del gantry durante la toma de datos

Sala	Procedimiento	Ángulos
Hemodinámica	Coronariografía	OAI: 30° OAD: 30°
Imagenología	Angioembolización	AP: 0°

OAD: oblicua anterior derecho, OAI: oblicuo anterior izquierdo, AP: anteroposterior.

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

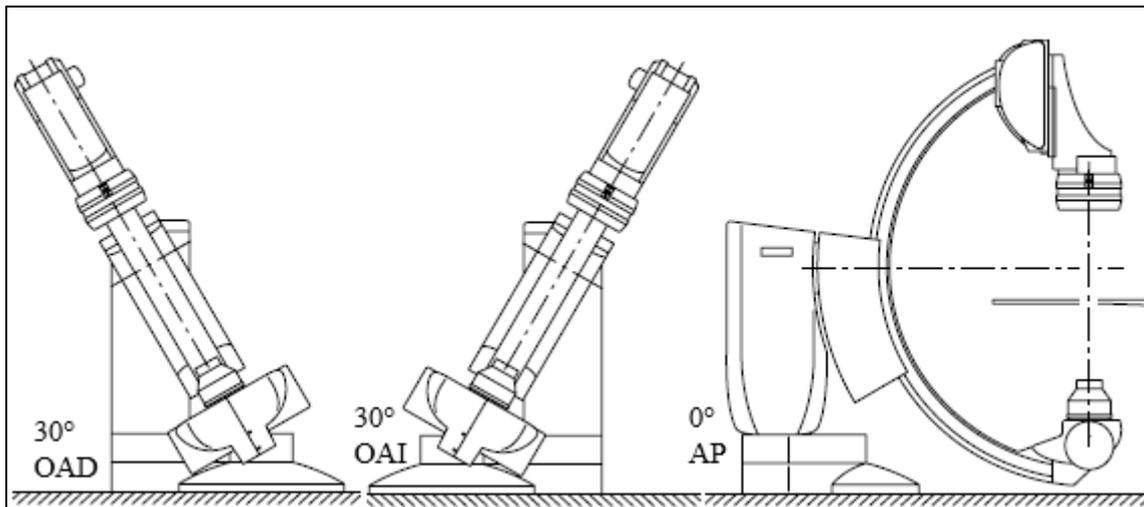


Figura 3-3: Angulaciones del gantry en la reproducción de los procedimientos intervencionistas

Fuente: (Siemens, 2009)

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

3.4. Personal ocupacionalmente expuesto involucrado en los procedimientos intervencionistas

Los procedimientos intervencionistas necesitan de mucha precisión por ser mínimamente invasivos y deben realizarse en el menor tiempo posible por la presencia de radiaciones ionizantes, por ello se debe contar con un equipo de profesionales capacitados para poder ejecutar con éxito y sin mayor dificultad el procedimiento. Los parámetros de exposición de este equipo varían dependiendo del estudio que se realice debido a que trabajan con plantillas por procedimientos y cuentan con CAE y CAI. En la unidad de imagenología están presentes: médico especialista (intervencionista), médico radiólogo, instrumentista, anestesiólogo, enfermero, auxiliar de enfermería, mientras que en el caso de hemodinámica ingresan el médico tratante (hemodinamista), médico auxiliar (hemodinamista), instrumentista, enfermeras, auxiliares de enfermería, técnico radiólogo, anestesiólogo.

3.5. Identificación de las áreas de interés

Las áreas de interés se fijaron en 2 etapas: en la primera etapa se considera la posición para generar la radiación dispersa en los procedimientos de Coronariografías en Hemodinámica, en la cual se tomó como referencia el área anatómica torácica a la altura del corazón, mientras que en los procedimientos de angiembolización realizados en Imagenología se utilizó como referencia el

cráneo del maniquí para direccionar el haz de radiación primario y el panel plano, como se describe en la figura 4-3.

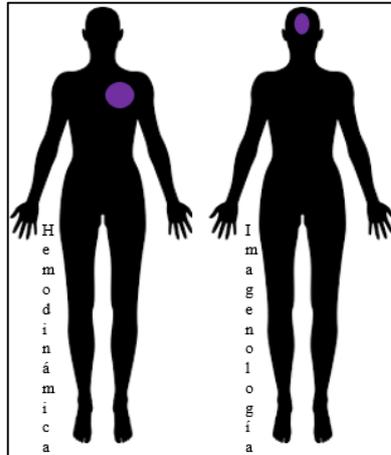


Figura 4-3: Región de interés

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Así también se consideró el borde de la mesa para ubicar el sistema de referencia (punto $x = 0$ y $y = 0$) y, se midieron tasas de dosis en puntos desplazados cada 50 cm de forma transversal (eje x) y longitudinal (eje y) y 3 alturas respecto del piso (eje z). Las distancias consideradas desde el piso al punto de medición fueron: 52 cm, 122 cm y 142 cm ver figura 5-3 y 6-3.

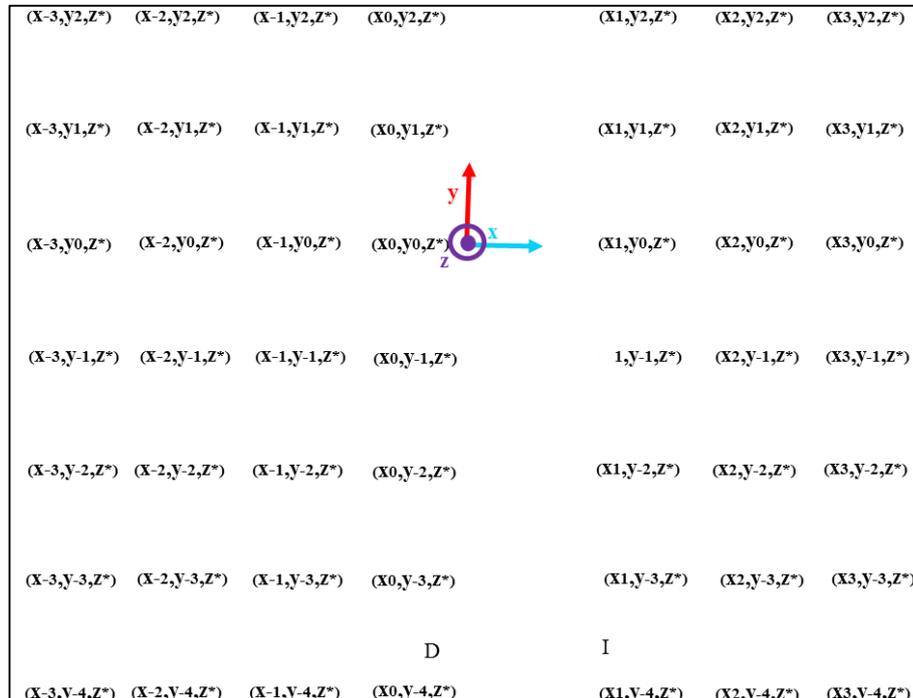


Figura 5-3: Puntos de recolección de datos para coronariografías

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

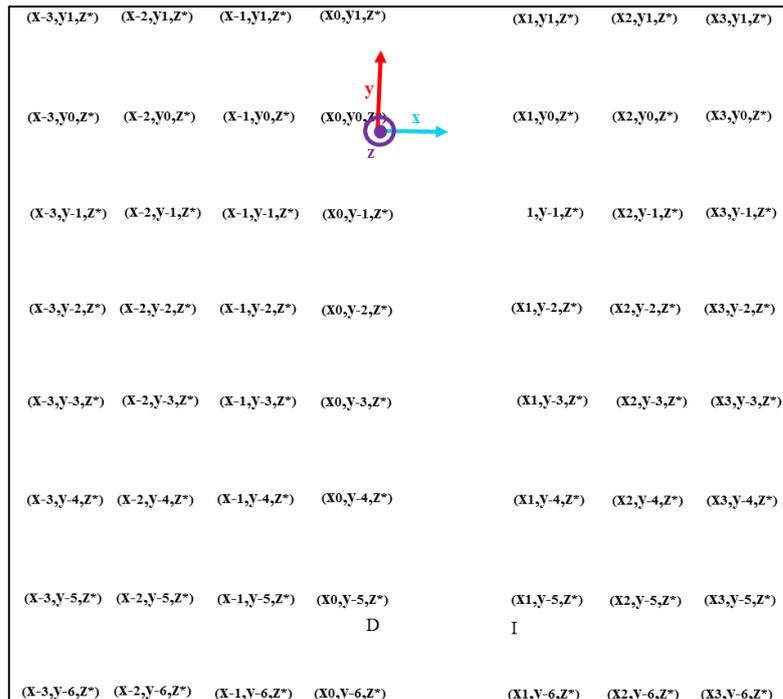


Figura 6-3: Puntos de recolección de datos para angioembolización

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

En la segunda etapa se midió la tasa de dosis a nivel del tórax (distancia a 122 cm de altura) para determinar cada una de las ubicaciones que ocupan dentro de la sala los miembros del equipo multidisciplinario como se detalla en la figura 7-3 donde:

- A es el médico principal.
- B el médico ayudante.
- C el enfermero instrumentista.
- D el enfermero rodador.
- E el anestesiólogo.

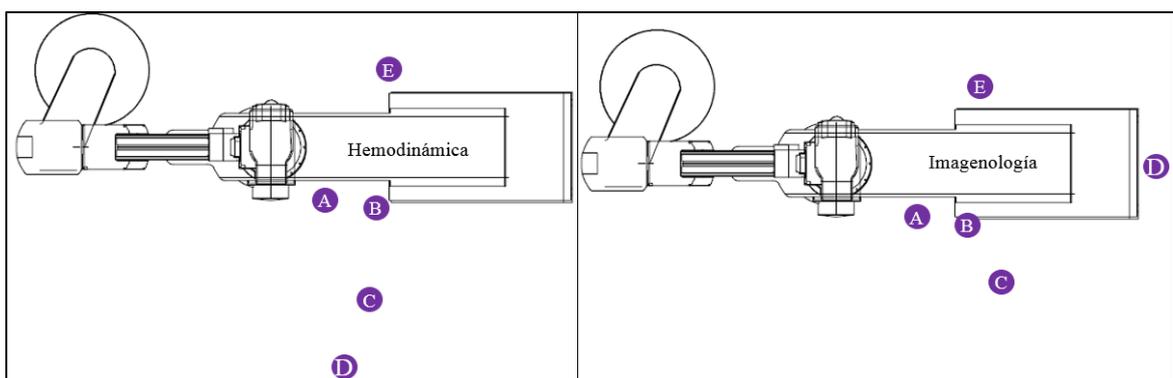


Figura 7-3: Ubicación del POE dentro de las salas de intervencionismo

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

3.6. Control de calidad de los angiógrafos previo a la adquisición de los datos

Previo al desarrollo de la toma de datos se realizó el control de calidad, para asegurar que las condiciones geométricas y dosimétricas del equipo están dentro de las tolerancias permitidas según el protocolo de control de calidad ARCAL XLIX. Para dicho control se realizaron las pruebas siguientes:

- Nivel de la mesa y panel plano, esta prueba se realizó para garantizar que la distribución de dosis sea lo más homogénea posible. En los dos angiógrafos el nivel de la mesa del paciente está centrada al igual que el receptor de imagen.
- La prueba radiación de fuga cumple con lo establecido en el Protocolo ARCAL XILX, donde establece que el límite de tolerancia debe ser menor a 1 mGy/h a 1 metro del foco. Para realizar esta prueba se cubrió con mandil plomado el tubo de RX obteniendo valores inferiores 0,009 mGy/h y sin cubrir el tubo al realizar la prueba se obtuvo valores inferiores a 0,02 mGy/h.
- Sistema de colimación y tamaño de la imagen, cumple con la simetría en sus colimadores y linealidad del haz, la coincidencia del tamaño de campo de radiación restringido al área útil del intensificador de imagen cumple para 3 tamaños de campo con la tolerancia de desviación que es el 2 %.
- Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión del tubo: los valores obtenidos de repetibilidad y exactitud del kV del tubo de rayos X medidos con el detector diodo semiconductor, para exactitud la desviación máxima fue de 3,93 % y en repetibilidad la desviación máxima fue de 1,5 % mismos que están dentro de la tolerancia del 10% según el ARCAL XILX.
- Repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire, los valores de tasa de kerma para repetibilidad tienen una desviación máxima 2,35 % lo que indica que está dentro de la tolerancia que es el 10 % y en la prueba de linealidad se establece que la tolerancia es del 20 % donde se obtuvo una desviación máxima del 4 %.
- Tasa de dosis máxima en la entrada de la piel del paciente, la tasa de dosis máxima en la entrada de la piel del paciente en condiciones normales de trabajo sin rejilla es de 3,45 y con rejilla $\mu\text{Gy/s}$ 7,07 $\mu\text{Gy/s}$ cumpliendo con el Protocolo ARCAL XILX que indica que en condiciones normales debe ser inferior a 25 mGy/min.

3.7. Criterios considerados para la adquisición de los datos

Para la colocación de la cámara de ionización a las diferentes alturas (142 cm, 122 cm y 52 cm) se utilizó cartones ya que poseen bajo número atómico y su contribución de radiación dispersa hacia el detector es mínima, para el desplazamiento longitudinal y transversal de los 50 cm se colocó cintas métricas en el piso para que las medidas sean lo más exactas posibles como se muestra en la figura 8-3.

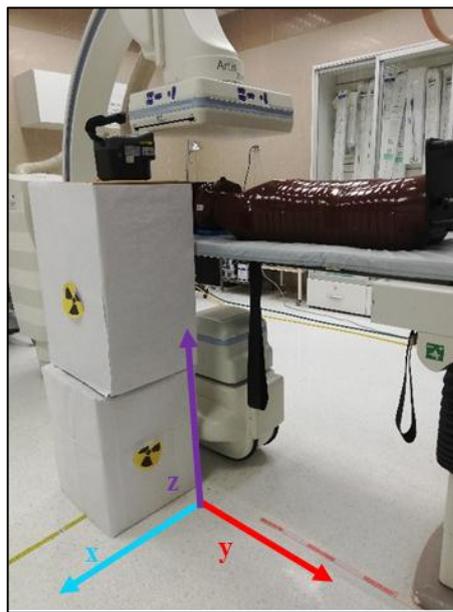


Figura 8-3: Desplazamiento de los ejes

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Cada dato adquirido en los puntos, fue tomado 5 veces para trabajar con la media estadística de la tasa de dosis equivalente ambiental, esta media se multiplica por el factor de calibración del instrumento, en el cálculo del error se estimó la desviación más la apreciación del instrumento en la unidad medida.

3.8. Montaje experimental

Durante la réplica de los procedimientos se utilizaron los parámetros establecidos en la tabla 4-3 que mantienen las condiciones reales de los procedimientos intervencionistas y las diferentes técnicas radiológicas proporcionadas por el CAE y CAI. En la figura 9-3 se muestra el montaje

experimental en la sala de Hemodinámica y en la figura 10-3 se muestra el montaje experimental en la sala de Imagenología.

Tabla 4-3: Parámetros de la técnica radiológica

Parámetro	Angulación 30° OAI	Angulación 30° OAD	Angulación 0° AP
Tensión kV	74,5	70	68,4
Intensidad mA	169,8	133,7	98,1
Frecuencia de pulso p/s	10	10	10
Ancho de pulso m/s	7,6	7,6	3,8
Filtración Cu mm	0,2	0,2	0,2

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019



Figura 9-3: Montaje hemodinámica

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019



Figura 10-3: Montaje imagenología

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

CAPÍTULO IV

4. MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

En esta sección se presentan las tablas con los valores de tasa de dosis equivalente obtenidos en los diferentes puntos, gráficas de la dispersión de la radiación dentro de cada sala por angulación y los procedimientos a diferentes distancias en las ubicaciones habituales dentro de la sala en que se dispone el POE durante los procedimientos.

4.1. Análisis de la tasa de dosis equivalente ambiental en hemodinámica

4.1.1. Proyección oblicua anterior izquierda

Con el equipo angulado 30° OAI, la fuente de rayos X queda debajo de la mesa y el panel plano del lado contrario donde se ubica el médico hemodinamista.

En las tablas 1-4, 2-4 y 3-4 se muestran los resultados producto de la misma técnica radiológica, con una tensión de 74,5 kV, corriente de 169,8 mA, tiempo de disparo 20 s, con una frecuencia de pulso 10 p/s, filtración 0,2 mm Cu, mediante adquisición de imagen por sustracción digital con una angulación del gantry de 30° (OAI) que corresponde a una proyección oblicua anterior izquierda. Las medidas fueron corregidas restando la radiación de fondo de 0,13 μ Sv/h y multiplicadas por el factor de calibración del detector que es 1,1; para el error se consideró la apreciación del instrumento y la desviación de los datos obtenidos.

Tabla 1-4: Tasa de dosis equivalente ambiental sobre la mesa ($z = 142$ cm) generada en coronariografías, angulación del gantry 30° (OAI)

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_{-3}	x_{-2}	x_{-1}	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,177 \pm 0,005$	$0,319 \pm 0,017$	$0,709 \pm 0,011$	$1,941 \pm 0,032$	$0,052 \pm 0,001$	$0,365 \pm 0,004$	$0,247 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,174 \pm 0,005$	$0,310 \pm 0,017$	$0,703 \pm 0,011$	$1,935 \pm 0,032$	$0,052 \pm 0,001$	$0,363 \pm 0,004$	$0,246 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,170 \pm 0,002$	$0,278 \pm 0,013$	$0,510 \pm 0,004$	$0,640 \pm 0,037$	$0,168 \pm 0,003$	$0,254 \pm 0,001$	$0,220 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,168 \pm 0,002$	$0,273 \pm 0,013$	$0,507 \pm 0,004$	$0,623 \pm 0,037$	$0,166 \pm 0,003$	$0,254 \pm 0,001$	$0,220 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-2} = 100$						

Tasa de dosis (mSv/h)	0,146 ± 0,005	0,180 ± 0,004	0,223 ± 0,001	0,281 ± 0,008	0,059 ± 0,001	0,134 ± 0,004	0,158 ± 0,006
Mediana (mSv/h)	0,143 ± 0,005	0,180 ± 0,004	0,222 ± 0,001	0,283 ± 0,008	0,060 ± 0,001	0,134 ± 0,004	0,159 ± 0,006
Distancia y (cm)	$y_{-3} = 150$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,155 ± 0,015	0,14 ± 0,008	0,126 ± 0,009	0,047 ± 0,008	0,047 ± 0,001	0,054 ± 0,001	0,155 ± 0,014
Mediana (mSv/h)	0,155 ± 0,015	0,138 ± 0,008	0,132 ± 0,009	0,042 ± 0,008	0,047 ± 0,001	0,054 ± 0,001	0,162 ± 0,014
Distancia y (cm)	$y_{-4} = 200$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,051 ± 0,008	0,062 ± 0,001	0,056 ± 0,002	0,025 ± 0,009	0,034 ± 0,005	0,031 ± 0,007	0,045 ± 0,001
Mediana (mSv/h)	0,047 ± 0,008	0,062 ± 0,001	0,056 ± 0,002	0,021 ± 0,009	0,030 ± 0,005	0,025 ± 0,007	0,045 ± 0,001
Distancia y (cm)	$y_1 = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,142 ± 0,009	0,134 ± 0,007	0,188 ± 0,004	0,388 ± 0,012	0,292 ± 0,008	0,188 ± 0,001	0,148 ± 0,005
Mediana (mSv/h)	0,143 ± 0,009	0,136 ± 0,007	0,188 ± 0,004	0,386 ± 0,012	0,295 ± 0,008	0,188 ± 0,001	0,147 ± 0,005
Distancia y (cm)	$y_2 = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,060 ± 0,008	0,099 ± 0,039	0,135 ± 0,016	0,140 ± 0,008	0,078 ± 0,004	0,028 ± 0,002	0,128 ± 0,003
Mediana (mSv/h)	0,056 ± 0,008	0,080 ± 0,039	0,127 ± 0,016	0,138 ± 0,008	0,078 ± 0,004	0,029 ± 0,002	0,130 ± 0,003

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

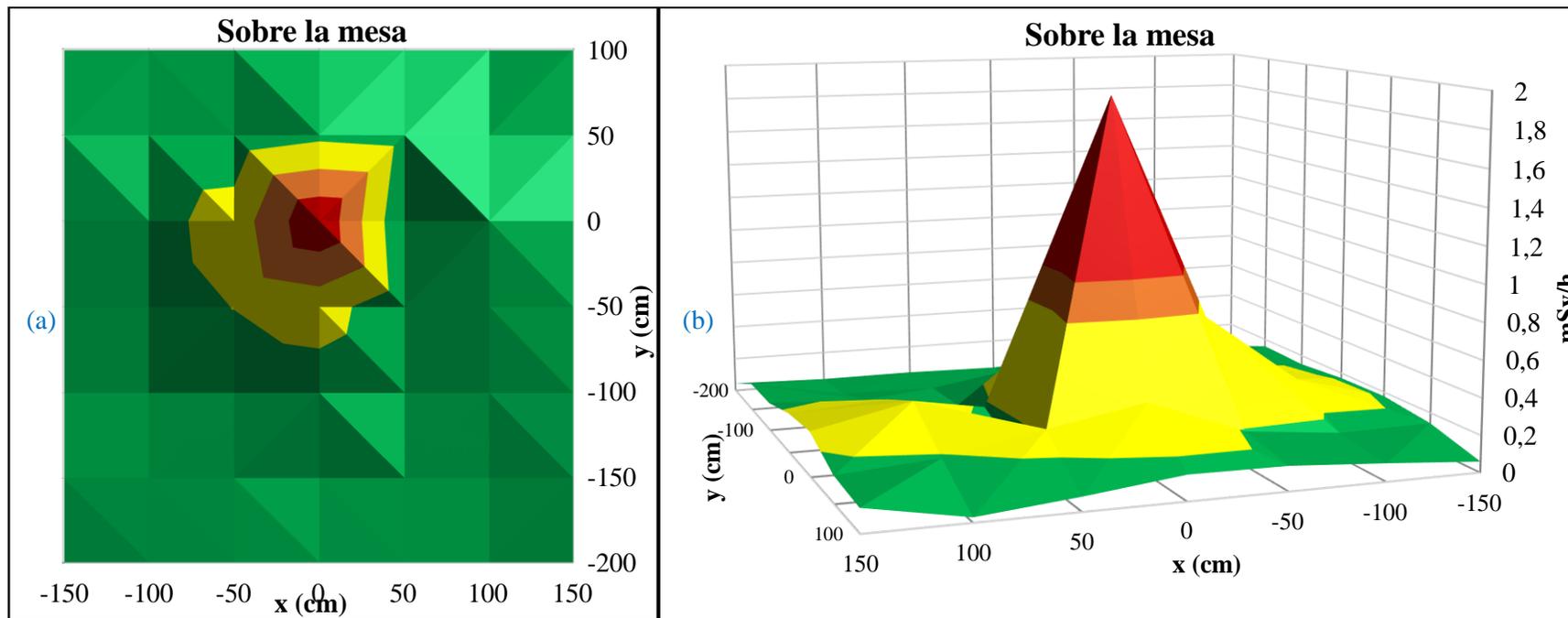


Gráfico 1-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAI en la sala de hemodinámica sobre la mesa (142 cm)

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

En el gráfico 1-4 se observa que cuando el gantry se encuentra angulado a 30° OAI, la mayor contribución de tasa de dosis equivalente es junto a la fuente en la posición $y = 0$ cm y $x = 0$ cm donde se obtuvo $(1,941 \pm 0,032)$ mSv/h. Esta disminuye significativamente con la distancia respecto al eje longitudinal midiéndose una tasa de dosis mínima de $(0,025 \pm 0,019)$ mSv/h, mientras que al alejarse transversalmente (dirección del eje x) la tasa de dosis equivalente se mantiene oscilante esto se debe a la forma de la fuente y la mesa hasta los 1,5 m de distancia obteniéndose un mínimo valor de $(0,051 \pm 0,018)$ mSv/h. La nube de dispersión de radiación secundaria es unimodal con pico máximo cerca de la fuente, obteniendo mayor tasa de dosis si nos alejamos de manera transversal que

longitudinalmente. Sin embargo, las tasas de dosis no disminuyen siempre al alejarnos transversalmente producto de la contribución de radiación dispersa de los equipos médicos que se encuentran en la sala.

Tabla 2-4: Tasa de dosis equivalente ambiental al nivel de la mesa ($z = 122$ cm) generada en coronariografías 30° OAI

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_3	x_2	x_1	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,181 \pm 0,005$	$0,323 \pm 0,001$	$1,006 \pm 0,343$	$4,386 \pm 0,077$	$0,603 \pm 0,003$	$0,596 \pm 0,001$	$0,271 \pm 0,003$
Mediana (mSv/h)	$0,178 \pm 0,005$	$0,323 \pm 0,001$	$0,839 \pm 0,343$	$4,366 \pm 0,077$	$0,604 \pm 0,003$	$0,597 \pm 0,001$	$0,271 \pm 0,003$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,174 \pm 0,003$	$0,305 \pm 0,017$	$0,604 \pm 0,003$	$0,866 \pm 0,005$	$0,285 \pm 0,019$	$0,444 \pm 0,031$	$0,244 \pm 0,005$
Mediana (mSv/h)	$0,175 \pm 0,003$	$0,295 \pm 0,017$	$0,606 \pm 0,003$	$0,865 \pm 0,005$	$0,271 \pm 0,019$	$0,425 \pm 0,031$	$0,242 \pm 0,005$
Distancia y (cm)	$y_{-2} = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,151 \pm 0,006$	$0,189 \pm 0,003$	$0,278 \pm 0,017$	$0,304 \pm 0,021$	$0,121 \pm 0,005$	$0,166 \pm 0,003$	$0,148 \pm 0,005$
Mediana (mSv/h)	$0,153 \pm 0,006$	$0,187 \pm 0,003$	$0,270 \pm 0,017$	$0,296 \pm 0,021$	$0,121 \pm 0,005$	$0,167 \pm 0,003$	$0,150 \pm 0,005$
Distancia y (cm)	$y_{-3} = 150$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,111 \pm 0,010$	$0,120 \pm 0,003$	$0,154 \pm 0,051$	$0,132 \pm 0,009$	$0,037 \pm 0,002$	$0,066 \pm 0,002$	$0,158 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,108 \pm 0,010$	$0,121 \pm 0,003$	$0,136 \pm 0,051$	$0,131 \pm 0,009$	$0,037 \pm 0,002$	$0,066 \pm 0,002$	$0,158 \pm 0,002$
Distancia y (cm)	$y_{-4} = 200$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,037 \pm 0,010$	$0,037 \pm 0,003$	$0,038 \pm 0,007$	$0,004 \pm 0,001$	$0,018 \pm 0,001$	$0,024 \pm 0,002$	$0,065 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,029 \pm 0,010$	$0,038 \pm 0,003$	$0,033 \pm 0,007$	$0,004 \pm 0,001$	$0,018 \pm 0,001$	$0,024 \pm 0,002$	$0,065 \pm 0,002$
Distancia y (cm)	$y_1 = 50$						

Tasa de dosis (mSv/h)	$0,134 \pm 0,008$	$0,146 \pm 0,004$	$0,229 \pm 0,002$	$0,369 \pm 0,009$	$0,357 \pm 0,006$	$0,320 \pm 0,021$	$0,169 \pm 0,004$
Mediana (mSv/h)	$0,132 \pm 0,088$	$0,145 \pm 0,004$	$0,229 \pm 0,002$	$0,368 \pm 0,009$	$0,360 \pm 0,006$	$0,327 \pm 0,021$	$0,169 \pm 0,004$
Distancia y (cm)	$y_2 = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,067 \pm 0,001$	$0,134 \pm 0,021$	$0,147 \pm 0,006$	$0,153 \pm 0,003$	$0,171 \pm 0,008$	$0,150 \pm 0,003$	$0,127 \pm 0,003$
Mediana (mSv/h)	$0,067 \pm 0,001$	$0,128 \pm 0,021$	$0,149 \pm 0,006$	$0,151 \pm 0,003$	$0,169 \pm 0,008$	$0,149 \pm 0,003$	$0,126 \pm 0,003$

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

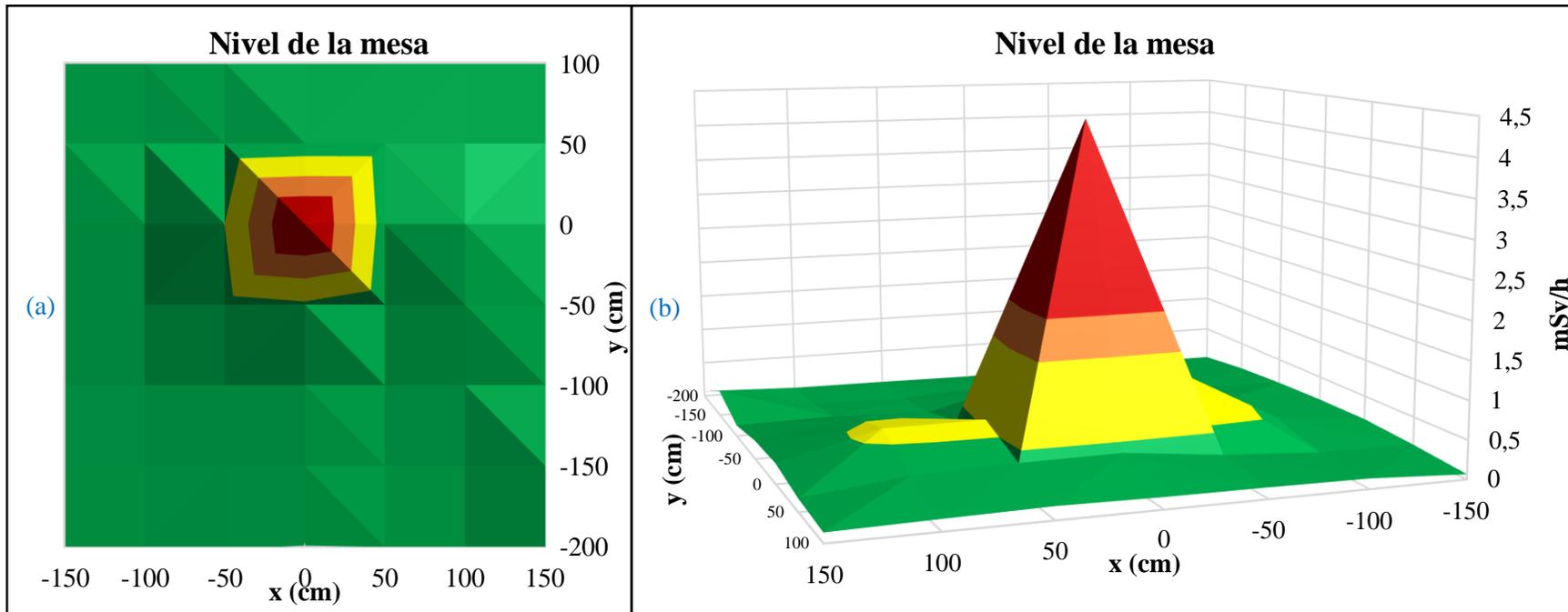


Gráfico 2-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAI al nivel de la mesa (z = 1,22 m).

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

La tasa de dosis equivalente ambiental al nivel de la mesa que hace referencia al tórax, con el gantry angulado a 30° OAI se representa en el gráfico 2-4, donde la nube de dispersión de radiación secundaria tiene un comportamiento casi simétrico a 0,5 m de distancia tanto longitudinal como transversal con tasas de dosis oscilantes de 4 a 1 mSv/h. Para distancias mayores la tasa de dosis equivalente disminuye considerablemente y la cola más larga se extiende hasta aproximadamente 1,5 m hacia la posición donde se encuentra el panel plano.

La mayor tasa de dosis equivalente medida fue $4,386 \pm 0,087$ mSv/h que es un valor 55,75 % superior a lo medido en $z = 142$ cm en esta misma posición $y = 0$ cm y $x = 0$ cm, esto se da porque está casi al nivel generación de radiación secundaria (fantoma) por esto la diferencia de tasa de dosis entre una y otra altura de medición.

Tabla 3-4: Tasa de dosis equivalente ambiental bajo la mesa ($z = 52$ cm) generada en coronariografías 30° OAI

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_3	x_2	x_1	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,214 \pm 0,002$	$0,450 \pm 0,009$	$1,224 \pm 0,029$	$0,952 \pm 0,006$	$1,416 \pm 0,028$	$0,596 \pm 0,034$	$0,255 \pm 0,003$
Mediana (mSv/h)	$0,213 \pm 0,002$	$0,454 \pm 0,009$	$1,231 \pm 0,029$	$0,955 \pm 0,006$	$1,418 \pm 0,028$	$0,574 \pm 0,034$	$0,256 \pm 0,003$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,219 \pm 0,031$	$0,376 \pm 0,013$	$0,832 \pm 0,015$	$2,186 \pm 0,025$	$0,760 \pm 0,004$	$0,444 \pm 0,003$	$0,237 \pm 0,021$
Mediana (mSv/h)	$0,206 \pm 0,031$	$0,368 \pm 0,013$	$0,827 \pm 0,015$	$2,188 \pm 0,025$	$0,759 \pm 0,004$	$0,434 \pm 0,003$	$0,227 \pm 0,021$
Distancia y (cm)	$y_{-2} = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,185 \pm 0,004$	$0,291 \pm 0,006$	$0,377 \pm 0,007$	$0,650 \pm 0,005$	$0,364 \pm 0,010$	$0,278 \pm 0,003$	$0,120 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,186 \pm 0,004$	$0,292 \pm 0,006$	$0,374 \pm 0,007$	$0,648 \pm 0,005$	$0,358 \pm 0,010$	$0,279 \pm 0,003$	$0,121 \pm 0,002$
Distancia y (cm)	$y_{-3} = 150$						

Tasa de dosis (mSv/h)	0,142 ± 0,005	0,145 ± 0,007	0,130 ± 0,019	0,046 ± 0,003	0,016 ± 0,002	0,117 ± 0,007	0,077 ± 0,002
Mediana (mSv/h)	0,140 ± 0,005	0,146 ± 0,007	0,132 ± 0,019	0,045 ± 0,003	0,015 ± 0,002	0,113 ± 0,007	0,078 ± 0,002
Distancia y (cm)	$y_4 = 200$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,042 ± 0,001	0,048 ± 0,001	0,014 ± 0,001	0,011 ± 0,001	0,005 ± 0,001	0,043 ± 0,004	0,074 ± 0,001
Mediana (mSv/h)	0,042 ± 0,001	0,048 ± 0,001	0,014 ± 0,001	0,011 ± 0,001	0,005 ± 0,001	0,043 ± 0,004	0,074 ± 0,001
Distancia y (cm)	$y_1 = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,139 ± 0,012	0,261 ± 0,006	0,428 ± 0,014	0,522 ± 0,002	0,612 ± 0,003	0,292 ± 0,004	0,255 ± 0,004
Mediana (mSv/h)	0,141 ± 0,012	0,262 ± 0,006	0,435 ± 0,014	0,522 ± 0,002	0,612 ± 0,003	0,290 ± 0,004	0,254 ± 0,004
Distancia y (cm)	$y_2 = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,129 ± 0,011	0,145 ± 0,007	0,204 ± 0,005	0,038 ± 0,001	0,071 ± 0,001	0,165 ± 0,002	0,126 ± 0,002
Mediana (mSv/h)	0,132 ± 0,011	0,146 ± 0,007	0,206 ± 0,005	0,038 ± 0,001	0,072 ± 0,001	0,165 ± 0,002	0,126 ± 0,002

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

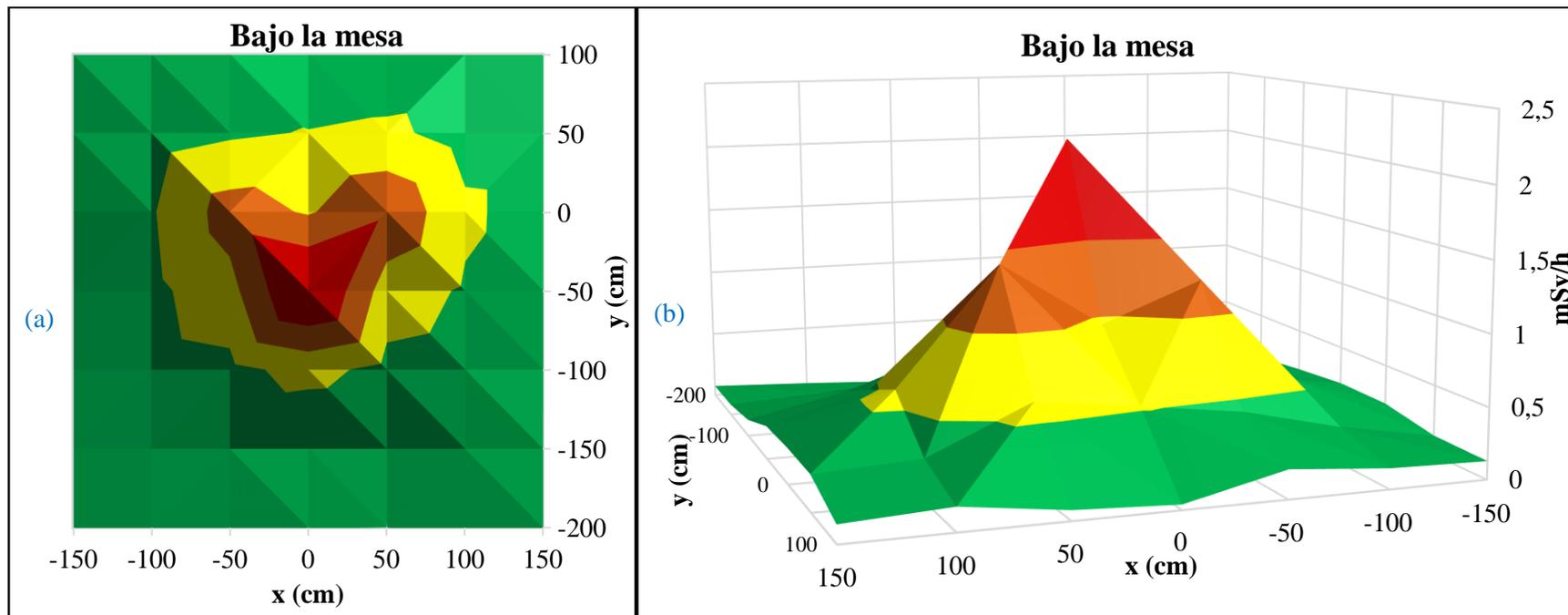


Gráfico 3-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAI en la sala de hemodinámica bajo la mesa.

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

En el gráfico 3-4 se aprecia la tasa de dosis equivalente registradas en los diferentes puntos en $z = 52$ cm, altura que hace referencia aproximadamente al nivel de la rodilla. En esta gráfica se observa que la nube de dispersión producto de la radiación secundaria muestra un comportamiento de 3 picos, el mayor pico está ubicado junto a la mesa hasta los 0,5 m de distancia, a partir de este punto se forman 2 picos simétricos de tasas de dosis en un rango de 1-1,5 mSv/h. A esta altura las tasas de dosis medidas son superiores a lo largo de la sala de hemodinámica respecto a las medidas para las otras alturas (que disminuyen considerablemente con la distancia), lo cual concuerda con el ICRP sobre Radiological protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the

imaging department que indica que la tasa de dosis bajo la mesa es superior a las recibidas sobre la mesa, debido a que la radiación dispersa va en mayor contribución en sentido hacia donde se encuentra la fuente emisora de rayos X (Rehani, et al., 2011, p. 30).

4.1.2. *Proyección oblicua anterior derecha*

Los resultados expuestos en las tablas 4-4, 5-4 y 6-4 son producto de datos obtenidos con la fuente de rayos X debajo de la mesa, el panel plano del lado donde se ubica el médico hemodinamista, con una tensión de 70 kV, corriente de 133,7 mA, tiempo de disparo 20 s, con una frecuencia de pulso 10 p/s, filtración 0,2 mm Cu, mediante adquisición de imagen por sustracción digital para la angulación del gantry de 30° OAD.

Tabla 5-4: Tasa de dosis equivalente ambiental sobre la mesa (z = 142 cm) generada en coronariografías 30° OAD

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_{-3}	x_{-2}	x_{-1}	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,148 \pm 0,002$	$0,246 \pm 0,002$	$0,376 \pm 0,009$	$0,134 \pm 0,002$	$1,276 \pm 0,079$	$0,478 \pm 0,003$	$0,281 \pm 0,005$
Mediana (mSv/h)	$0,148 \pm 0,002$	$0,246 \pm 0,002$	$0,371 \pm 0,009$	$0,134 \pm 0,002$	$1,320 \pm 0,079$	$0,478 \pm 0,003$	$0,283 \pm 0,005$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,152 \pm 0,004$	$0,230 \pm 0,001$	$0,326 \pm 0,011$	$0,296 \pm 0,003$	$0,548 \pm 0,002$	$0,437 \pm 0,004$	$0,231 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,153 \pm 0,004$	$0,230 \pm 0,001$	$0,328 \pm 0,011$	$0,295 \pm 0,003$	$0,547 \pm 0,002$	$0,438 \pm 0,004$	$0,231 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-2} = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,138 \pm 0,008$	$0,164 \pm 0,005$	$0,155 \pm 0,004$	$0,072 \pm 0,003$	$0,207 \pm 0,001$	$0,257 \pm 0,001$	$0,158 \pm 0,001$

Mediana (mSv/h)	0,140 ± 0,008	0,163 ± 0,005	0,154 ± 0,004	0,072 ± 0,003	0,207 ± 0,001	0,256 ± 0,004	0,157 ± 0,001
Distancia y (cm)	$y_{-3} = 150$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,186 ± 0,003	0,145 ± 0,002	0,053 ± 0,001	0,049 ± 0,001	0,179 ± 0,010	0,140 ± 0,010	0,077 ± 0,006
Mediana (mSv/h)	0,187 ± 0,003	0,146 ± 0,002	0,053 ± 0,001	0,049 ± 0,001	0,179 ± 0,010	0,135 ± 0,010	0,076 ± 0,001
Distancia y (cm)	$y_{-4} = 200$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,068 ± 0,003	0,051 ± 0,001	0,026 ± 0,001	0,024 ± 0,001	0,038 ± 0,001	0,048 ± 0,001	0,047 ± 0,002
Mediana (mSv/h)	0,066 ± 0,003	0,051 ± 0,001	0,026 ± 0,001	0,024 ± 0,001	0,038 ± 0,001	0,048 ± 0,001	0,046 ± 0,002
Distancia y (cm)	$y_1 = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,152 ± 0,002	0,228 ± 0,001	0,353 ± 0,009	0,617 ± 0,001	0,809 ± 0,005	0,306 ± 0,006	0,173 ± 0,004
Mediana (mSv/h)	0,152 ± 0,002	0,228 ± 0,001	0,358 ± 0,008	0,617 ± 0,001	0,808 ± 0,005	0,302 ± 0,006	0,174 ± 0,004
Distancia y (cm)	$y_2 = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,155 ± 0,003	0,241 ± 0,001	0,478 ± 0,001	0,708 ± 0,001	0,272 ± 0,002	0,207 ± 0,001	0,142 ± 0,001
Mediana (mSv/h)	0,155 ± 0,003	0,241 ± 0,001	0,478 ± 0,001	0,708 ± 0,001	0,271 ± 0,002	0,207 ± 0,001	0,142 ± 0,001

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

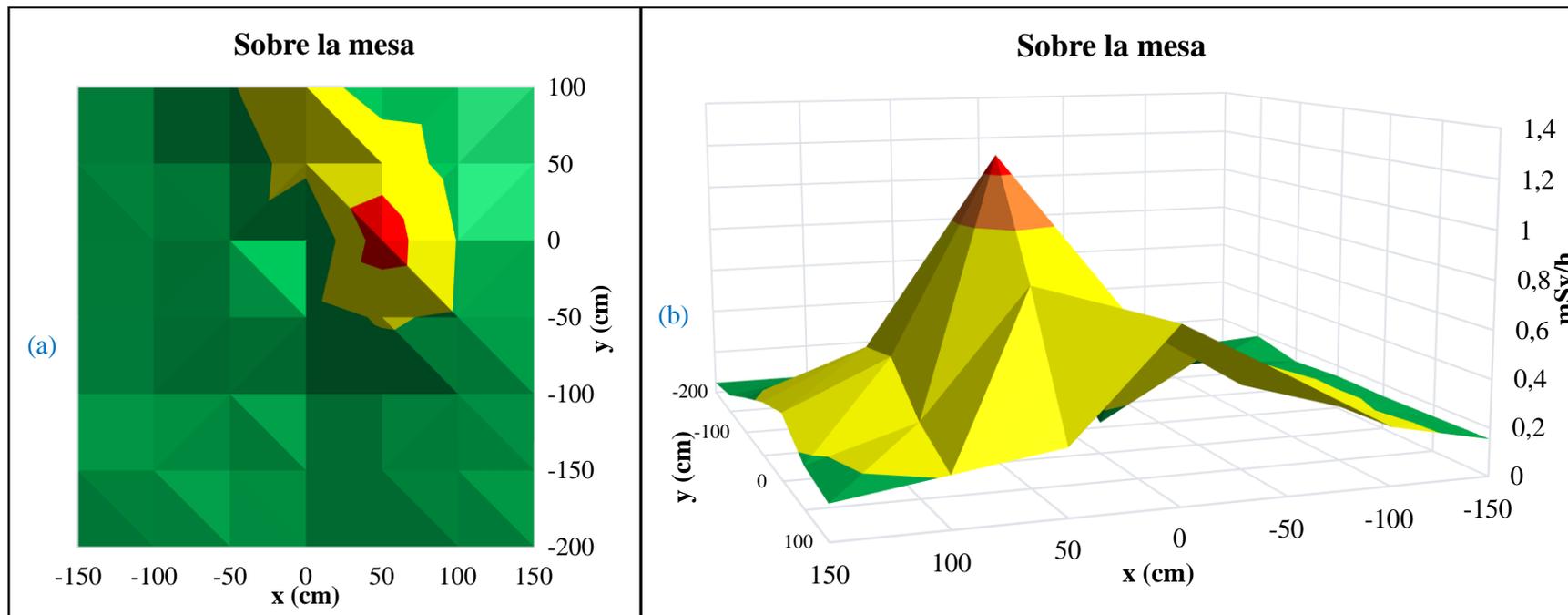


Gráfico 4-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAD en la sala de hemodinámica sobre la mesa.

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

La tasa de dosis equivalente ambiental sobre la mesa (gráfico 4-4) hace referencia a nivel de cristalino, sin embargo, las medidas adquiridas en la posición $x = 0$, $y = 0$ requerían que la ubicación de la cámara de ionización quedase justo detrás del panel plano, razón por la cual el detector registró una tasa de dosis baja producto de la atenuación. Esta es la razón por la que las medidas de tasa de dosis en la posición $x = 50$ cm y $y = 0$ cm son superiores a las obtenidas justo en la posición donde se encuentra el panel plano que corresponde a $x = 0$, $y = 0$. A pesar de la observación anterior, las medidas de tasa de dosis para esta altura $z = 142$ cm son superiores a las registradas en la posición OAI. Las medidas fueron corregidas restando la radiación de fondo $0,12 \mu\text{Sv/h}$ y multiplicando por el factor de calibración del detector que es 1,1; para el error se consideró la apreciación del instrumento y la desviación de los datos obtenidos.

Tabla 5-4: Tasa de dosis equivalente ambiental al nivel de la mesa ($z = 122$ cm) generada en coronariografías 30° OAD

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_{-3}	x_{-2}	x_{-1}	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,162 \pm 0,002$	$0,271 \pm 0,001$	$0,569 \pm 0,002$	$0,663 \pm 0,004$	$4,615 \pm 0,021$	$0,622 \pm 0,002$	$0,257 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,162 \pm 0,002$	$0,270 \pm 0,001$	$0,569 \pm 0,002$	$0,664 \pm 0,004$	$4,620 \pm 0,021$	$0,622 \pm 0,002$	$0,257 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,166 \pm 0,003$	$0,247 \pm 0,002$	$0,432 \pm 0,002$	$0,244 \pm 0,001$	$0,850 \pm 0,001$	$0,550 \pm 0,003$	$0,286 \pm 0,005$
Mediana (mSv/h)	$0,164 \pm 0,003$	$0,247 \pm 0,002$	$0,433 \pm 0,002$	$0,244 \pm 0,001$	$0,850 \pm 0,001$	$0,550 \pm 0,003$	$0,284 \pm 0,005$
Distancia y (cm)	$y_{-2} = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,145 \pm 0,003$	$0,171 \pm 0,001$	$0,185 \pm 0,001$	$0,126 \pm 0,004$	$0,234 \pm 0,001$	$0,275 \pm 0,001$	$0,166 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,145 \pm 0,003$	$0,171 \pm 0,001$	$0,185 \pm 0,001$	$0,126 \pm 0,004$	$0,234 \pm 0,001$	$0,275 \pm 0,001$	$0,165 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-3} = 150$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,137 \pm 0,002$	$0,130 \pm 0,003$	$0,068 \pm 0,001$	$0,054 \pm 0,002$	$0,079 \pm 0,002$	$0,142 \pm 0,003$	$0,154 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,137 \pm 0,002$	$0,132 \pm 0,003$	$0,069 \pm 0,001$	$0,053 \pm 0,002$	$0,079 \pm 0,002$	$0,142 \pm 0,003$	$0,155 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-4} = 200$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,055 \pm 0,001$	$0,053 \pm 0,001$	$0,026 \pm 0,001$	$0,009 \pm 0,001$	$0,035 \pm 0,002$	$0,042 \pm 0,001$	$0,047 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,055 \pm 0,001$	$0,053 \pm 0,001$	$0,026 \pm 0,001$	$0,009 \pm 0,001$	$0,035 \pm 0,002$	$0,042 \pm 0,001$	$0,047 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_1 = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,137 \pm 0,004$	$0,182 \pm 0,004$	$0,259 \pm 0,001$	$0,309 \pm 0,001$	$1,079 \pm 0,001$	$0,371 \pm 0,001$	$0,198 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,135 \pm 0,004$	$0,182 \pm 0,004$	$0,259 \pm 0,001$	$0,310 \pm 0,001$	$1,080 \pm 0,001$	$0,371 \pm 0,001$	$0,198 \pm 0,001$

Distancia y (cm)	$y_2 = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,131 \pm 0,002$	$0,183 \pm 0,001$	$0,276 \pm 0,001$	$0,294 \pm 0,005$	$0,299 \pm 0,001$	$0,229 \pm 0,001$	$0,157 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,131 \pm 0,002$	$0,183 \pm 0,001$	$0,276 \pm 0,001$	$0,296 \pm 0,005$	$0,299 \pm 0,001$	$0,229 \pm 0,001$	$0,157 \pm 0,001$

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

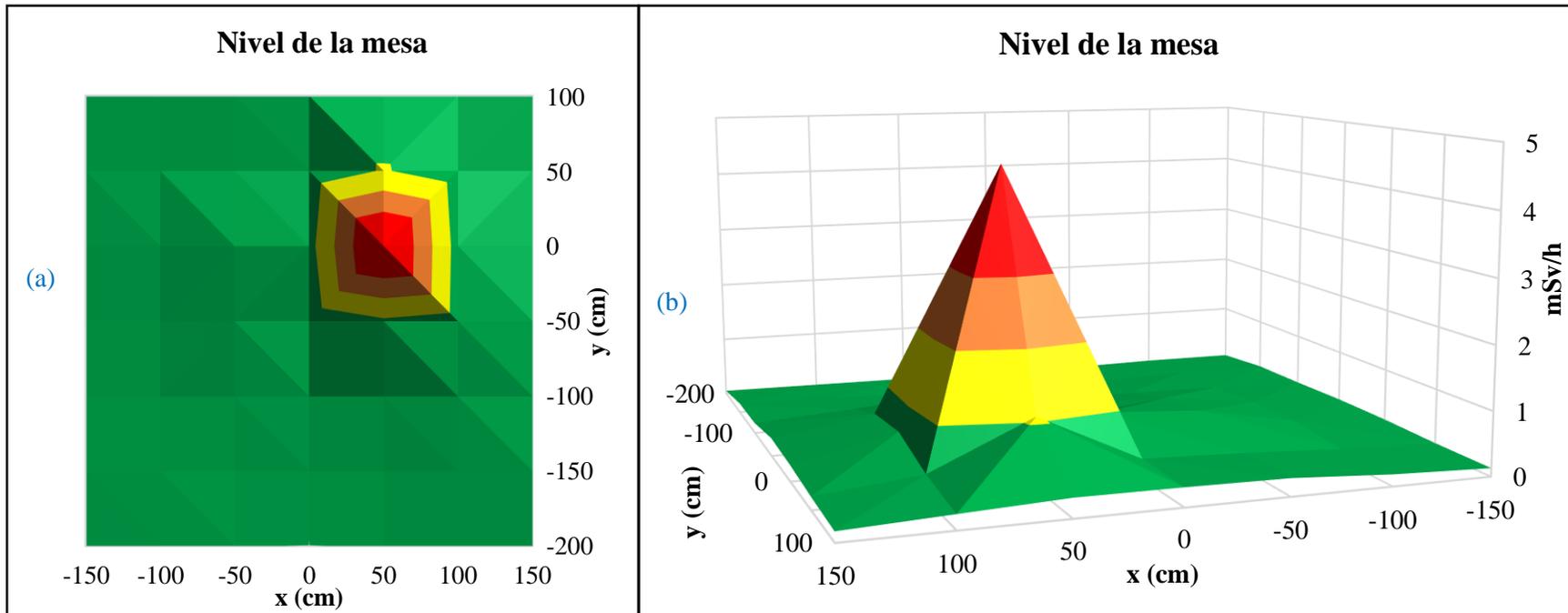


Gráfico 5-4: Diagrama de dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAD en la sala de hemodinámica al nivel de la mesa

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

En el gráfico 5-4, se puede observar que la distribución de la tasa de dosis a $z = 122$ cm, tiene el mismo comportamiento observado con la angulación del gantry en la proyección OAI, y la tasa de dosis se distribuyen de manera simétrica a medida que nos alejamos transversal y longitudinalmente. La tasa de dosis máxima

es $4,615 \pm 0,021$ mSv/h en la posición $(x1, y0)$ esto se debe a la angulación del gantry. Por otro lado, se puede notar que las tasas de dosis medidas son superiores en un 5 % a las obtenidos en la posición $x0, y0$ con la angulación OAI.

Tabla 66-4: Tasa de dosis equivalente ambiental bajo la mesa ($z = 52$ cm) generada en coronariografías 30° OAD

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_{-3}	x_{-2}	x_{-1}	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,157 \pm 0,005$	$0,311 \pm 0,008$	$0,682 \pm 0,002$	$2,301 \pm 0,029$	$6,261 \pm 0,080$	$0,971 \pm 0,003$	$0,347 \pm 0,003$
Mediana (mSv/h)	$0,158 \pm 0,005$	$0,315 \pm 0,008$	$0,681 \pm 0,002$	$2,299 \pm 0,029$	$6,270 \pm 0,080$	$0,971 \pm 0,003$	$0,346 \pm 0,003$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,136 \pm 0,002$	$0,227 \pm 0,001$	$0,442 \pm 0,004$	$1,030 \pm 0,001$	$1,430 \pm 0,026$	$0,772 \pm 0,008$	$0,328 \pm 0,004$
Mediana (mSv/h)	$0,136 \pm 0,002$	$0,227 \pm 0,001$	$0,442 \pm 0,004$	$1,031 \pm 0,001$	$1,430 \pm 0,026$	$0,770 \pm 0,008$	$0,330 \pm 0,004$
Distancia y (cm)	$y_{-2} = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,148 \pm 0,004$	$0,177 \pm 0,002$	$0,254 \pm 0,004$	$0,509 \pm 0,002$	$0,389 \pm 0,002$	$0,279 \pm 0,002$	$0,196 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,147 \pm 0,004$	$0,178 \pm 0,002$	$0,252 \pm 0,004$	$0,510 \pm 0,002$	$0,389 \pm 0,002$	$0,278 \pm 0,002$	$0,197 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-3} = 150$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,168 \pm 0,002$	$0,138 \pm 0,002$	$0,130 \pm 0,001$	$0,049 \pm 0,001$	$0,040 \pm 0,002$	$0,145 \pm 0,003$	$0,120 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,169 \pm 0,002$	$0,137 \pm 0,002$	$0,130 \pm 0,001$	$0,049 \pm 0,001$	$0,040 \pm 0,002$	$0,146 \pm 0,003$	$0,120 \pm 0,002$
Distancia y (cm)	$y_{-4} = 200$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,072 \pm 0,002$	$0,059 \pm 0,001$	$0,047 \pm 0,001$	$0,005 \pm 0,001$	$0,028 \pm 0,001$	$0,075 \pm 0,003$	$0,059 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,073 \pm 0,002$	$0,059 \pm 0,001$	$0,047 \pm 0,001$	$0,005 \pm 0,001$	$0,028 \pm 0,001$	$0,077 \pm 0,003$	$0,059 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_1 = 50$						

Tasa de dosis (mSv/h)	$0,157 \pm 0,003$	$0,265 \pm 0,002$	$0,498 \pm 0,002$	$1,320 \pm 0,029$	$1,643 \pm 0,058$	$0,596 \pm 0,001$	$0,270 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,159 \pm 0,003$	$0,264 \pm 0,002$	$0,498 \pm 0,002$	$1,320 \pm 0,029$	$1,650 \pm 0,058$	$0,597 \pm 0,001$	$0,269 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_2 = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,125 \pm 0,001$	$0,171 \pm 0,003$	$0,274 \pm 0,003$	$0,439 \pm 0,004$	$0,352 \pm 0,003$	$0,317 \pm 0,008$	$0,189 \pm 0,003$
Mediana (mSv/h)	$0,125 \pm 0,001$	$0,169 \pm 0,003$	$0,273 \pm 0,003$	$0,440 \pm 0,004$	$0,352 \pm 0,003$	$0,312 \pm 0,008$	$0,190 \pm 0,003$

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

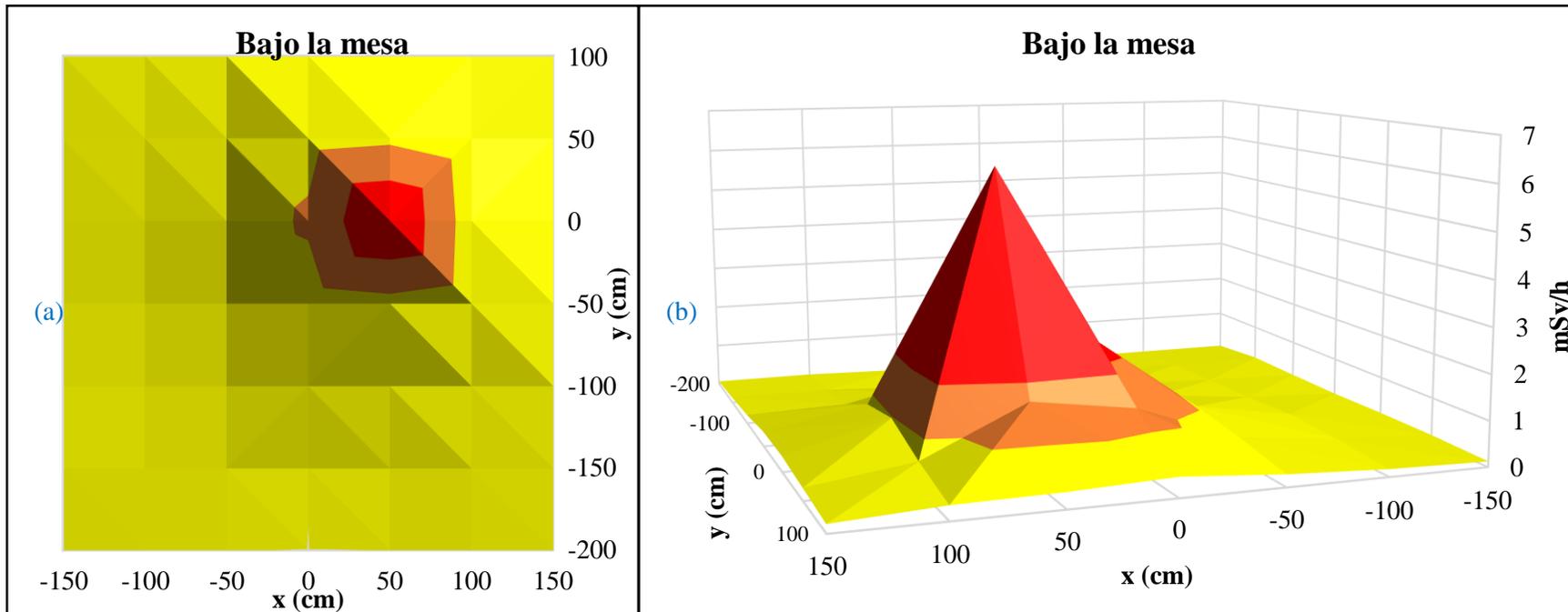


Gráfico 6-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 30° OAD en la sala de hemodinámica bajo la mesa.

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Para la proyección del gantry en OAD, las tasas de dosis medidas a la altura $z = 25$ cm representado en el gráfico 8-4, son superiores a las medidas en la proyección OAI. De igual manera como se menciona en el ICRP sobre Radiological protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the imaging department indica que la tasa de dosis bajo la mesa es superior a las recibidas sobre la mesa, al igual como se obtuvo con la proyección OAI, las tasas de dosis medidas debajo de la mesa muestran que la mayor contribución de dosis dispersa va en sentido hacia la fuente emisora de rayos x (Rehani, et al., 2011, p. 30).

4.2. Análisis tasa de dosis equivalente ambiental imagenología

Los resultados obtenidos en las tablas 7-4, 8-4 y 9-4 son producto de la misma técnica radiológica, con una tensión de 68 kV, corriente de 98,1 mA, tiempo de disparo 20 s, con una frecuencia de pulso 10 p/s, filtración 0,2 mm Cu, mediante adquisición de imagen por sustracción digital para la proyección anteroposterior 0° . Las medidas fueron corregidas restando el fondo y multiplicando por el factor de calibración del detector que es 1,1; para el error se consideró la apreciación del instrumento y la desviación de los datos obtenidos.

Tabla 7-4: Tasa de dosis equivalente ambiental sobre la mesa ($z = 142$ cm) generada en angioembolizaciones

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_{-3}	x_{-2}	x_{-1}	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,185 \pm 0,007$	$0,333 \pm 0,015$	$0,725 \pm 0,038$	$1,335 \pm 0,019$	$1,232 \pm 0,039$	$0,585 \pm 0,004$	$0,293 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,183 \pm 0,007$	$0,326 \pm 0,015$	$0,710 \pm 0,038$	$1,342 \pm 0,019$	$1,221 \pm 0,039$	$0,587 \pm 0,004$	$0,293 \pm 0,002$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,176 \pm 0,007$	$0,316 \pm 0,003$	$0,673 \pm 0,049$	$0,830 \pm 0,015$	$0,423 \pm 0,002$	$0,480 \pm 0,003$	$0,267 \pm 0,001$

Mediana (mSv/h)	0,172 ± 0,007	0,316 ± 0,003	0,657 ± 0,049	0,833 ± 0,015	0,423 ± 0,002	0,479 ± 0,003	0,267 ± 0,001
Distancia y (cm)	y ₋₂ = 100						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,151 ± 0,015	0,318 ± 0,005	0,228 ± 0,003	0,148 ± 0,010	0,156 ± 0,006	0,185 ± 0,004	0,182 ± 0,004
Mediana (mSv/h)	0,153 ± 0,015	0,318 ± 0,005	0,225 ± 0,003	0,149 ± 0,010	0,158 ± 0,006	0,186 ± 0,004	0,181 ± 0,004
Distancia y (cm)	y ₋₃ = 150						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,091 ± 0,006	0,085 ± 0,007	0,068 ± 0,001	0,045 ± 0,002	0,046 ± 0,001	0,058 ± 0,001	0,171 ± 0,002
Mediana (mSv/h)	0,094 ± 0,006	0,081 ± 0,007	0,067 ± 0,001	0,044 ± 0,002	0,046 ± 0,001	0,058 ± 0,001	0,172 ± 0,002
Distancia y (cm)	y ₋₄ = 200						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,068 ± 0,001	0,059 ± 0,001	0,045 ± 0,001	0,018 ± 0,001	0,017 ± 0,001	0,027 ± 0,001	0,045 ± 0,001
Mediana (mSv/h)	0,068 ± 0,001	0,059 ± 0,001	0,045 ± 0,001	0,018 ± 0,001	0,017 ± 0,001	0,027 ± 0,001	0,045 ± 0,001
Distancia y (cm)	y ₋₅ = 250						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,058 ± 0,001	0,037 ± 0,009	0,024 ± 0,001	0,014 ± 0,001	0,011 ± 0,001	0,015 ± 0,001	0,026 ± 0,001
Mediana (mSv/h)	0,058 ± 0,001	0,044 ± 0,009	0,024 ± 0,001	0,014 ± 0,001	0,011 ± 0,001	0,015 ± 0,001	0,027 ± 0,001
Distancia y (cm)	y ₋₆ = 300						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,010 ± 0,001	0,009 ± 0,001	0,007 ± 0,002	0,004 ± 0,001	0,007 ± 0,001	0,009 ± 0,001	0,015 ± 0,001
Mediana (mSv/h)	0,010 ± 0,001	0,009 ± 0,001	0,007 ± 0,002	0,004 ± 0,001	0,007 ± 0,001	0,009 ± 0,001	0,015 ± 0,001
Distancia y (cm)	y ₁ = 50						
Tasa de dosis (mSv/h)	0,217 ± 0,003	0,370 ± 0,010	0,683 ± 0,002	1,511 ± 0,057	0,534 ± 0,002	0,400 ± 0,001	0,251 ± 0,001
Mediana (mSv/h)	0,216 ± 0,003	0,365 ± 0,010	0,683 ± 0,002	1,529 ± 0,057	0,534 ± 0,002	0,400 ± 0,001	0,250 ± 0,001

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

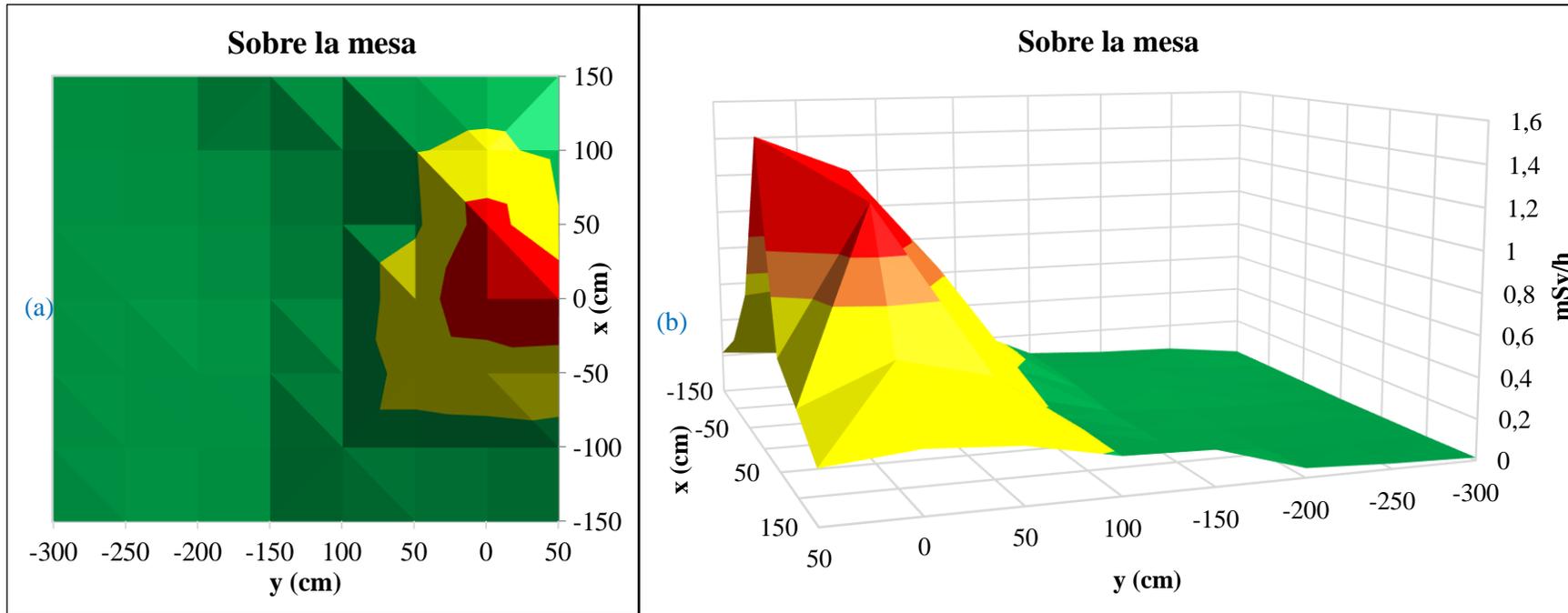


Gráfico 7-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 0° AP en la sala de Imagenología al nivel de la mesa

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

De los resultados obtenidos se puede observar en el gráfico 7-4, que para angulaciones del gantry a 0 grados, la distribución de la tasa de dosis es bimodal y se obtienen dos picos separados simétricamente. Las medidas en el eje positivo de las y se tomaron hasta una distancia de 3 m porque en esa posición se ubica el POE dentro de la sala, mientras que para el lado negativo (-y), se encuentra el brazo del arco en C del equipo.

Tabla 8-4: Tasa de dosis equivalente ambiental al nivel de la mesa ($z = 122$ cm) generada en angiembolizaciones

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_{-3}	x_{-2}	x_{-1}	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,174 \pm 0,001$	$0,336 \pm 0,004$	$0,851 \pm 0,007$	$3,386 \pm 0,028$	$1,982 \pm 0,033$	$0,742 \pm 0,004$	$0,304 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,174 \pm 0,001$	$0,337 \pm 0,004$	$0,854 \pm 0,007$	$3,388 \pm 0,028$	$1,980 \pm 0,033$	$0,742 \pm 0,004$	$0,302 \pm 0,002$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,166 \pm 0,003$	$0,313 \pm 0,016$	$0,646 \pm 0,025$	$1,577 \pm 0,082$	$0,694 \pm 0,003$	$0,533 \pm 0,006$	$0,313 \pm 0,031$
Mediana (mSv/h)	$0,165 \pm 0,003$	$0,302 \pm 0,016$	$0,636 \pm 0,025$	$1,551 \pm 0,082$	$0,693 \pm 0,003$	$0,535 \pm 0,006$	$0,328 \pm 0,031$
Distancia y (cm)	$y_{-2} = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,156 \pm 0,007$	$0,195 \pm 0,006$	$0,260 \pm 0,015$	$0,056 \pm 0,002$	$0,174 \pm 0,001$	$0,207 \pm 0,002$	$0,188 \pm 0,003$
Mediana (mSv/h)	$0,156 \pm 0,007$	$0,191 \pm 0,006$	$0,257 \pm 0,015$	$0,056 \pm 0,002$	$0,175 \pm 0,001$	$0,207 \pm 0,002$	$0,187 \pm 0,003$
Distancia y (cm)	$y_{-3} = 150$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,042 \pm 0,001$	$0,055 \pm 0,008$	$0,040 \pm 0,001$	$0,021 \pm 0,001$	$0,039 \pm 0,001$	$0,071 \pm 0,001$	$0,177 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,042 \pm 0,001$	$0,052 \pm 0,008$	$0,039 \pm 0,001$	$0,021 \pm 0,001$	$0,039 \pm 0,001$	$0,071 \pm 0,001$	$0,177 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-4} = 200$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,065 \pm 0,001$	$0,058 \pm 0,003$	$0,022 \pm 0,001$	$0,044 \pm 0,001$	$0,017 \pm 0,001$	$0,038 \pm 0,002$	$0,068 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,065 \pm 0,001$	$0,056 \pm 0,003$	$0,021 \pm 0,001$	$0,044 \pm 0,001$	$0,017 \pm 0,001$	$0,037 \pm 0,002$	$0,068 \pm 0,002$
Distancia y (cm)	$y_{-5} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,039 \pm 0,001$	$0,030 \pm 0,001$	$0,012 \pm 0,001$	$0,013 \pm 0,001$	$0,010 \pm 0,001$	$0,015 \pm 0,001$	$0,025 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,039 \pm 0,001$	$0,031 \pm 0,001$	$0,012 \pm 0,001$	$0,013 \pm 0,001$	$0,010 \pm 0,001$	$0,015 \pm 0,001$	$0,026 \pm 0,001$

Distancia y (cm)	$y_{-6} = 300$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,010 \pm 0,001$	$0,007 \pm 0,001$	$0,005 \pm 0,001$	$0,003 \pm 0,001$	$0,005 \pm 0,001$	$0,009 \pm 0,001$	$0,012 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,010 \pm 0,001$	$0,007 \pm 0,001$	$0,005 \pm 0,001$	$0,003 \pm 0,001$	$0,005 \pm 0,001$	$0,009 \pm 0,001$	$0,011 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_1 = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,150 \pm 0,006$	$0,242 \pm 0,001$	$0,503 \pm 0,004$	$0,773 \pm 0,011$	$0,765 \pm 0,002$	$0,485 \pm 0,001$	$0,263 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,147 \pm 0,006$	$0,242 \pm 0,001$	$0,502 \pm 0,004$	$0,767 \pm 0,011$	$0,766 \pm 0,002$	$0,485 \pm 0,001$	$0,263 \pm 0,002$

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

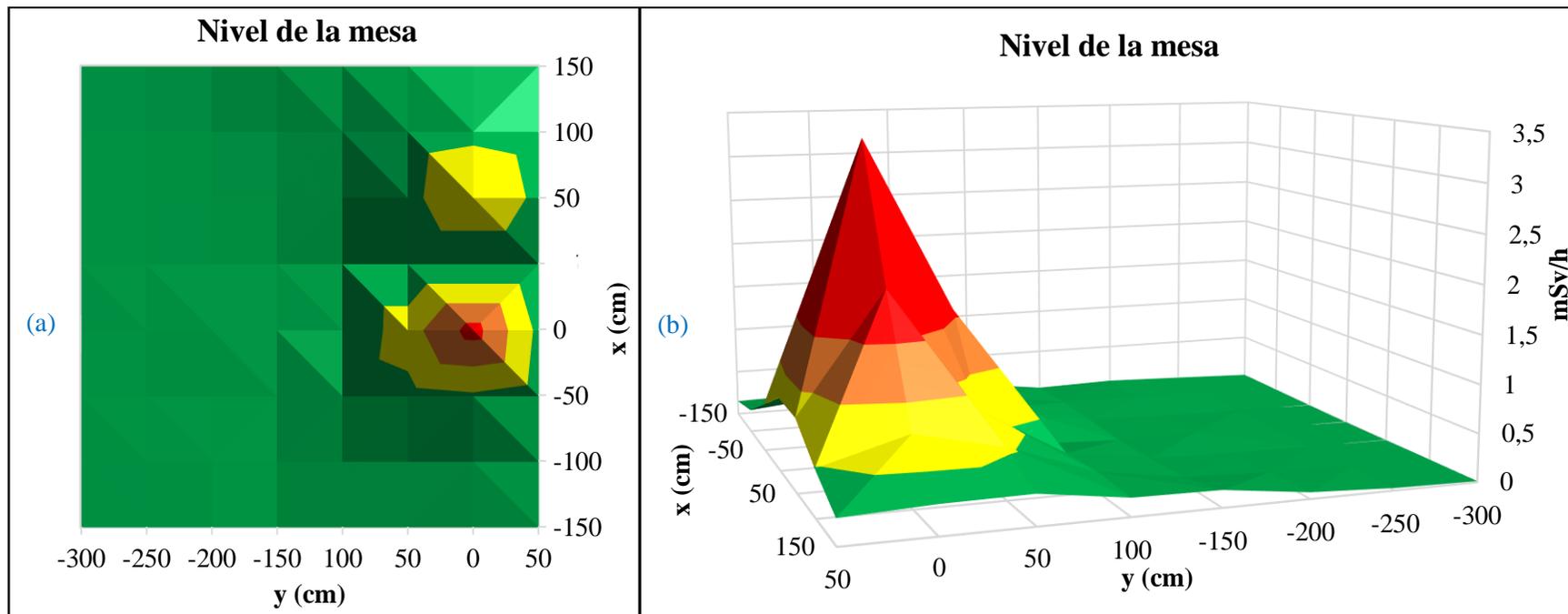


Gráfico 8-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 0° AP en la sala de Imagenología al nivel de la mesa

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

A esta altura se observa en el gráfico 8-4, que la distribución de tasa de dosis sigue siendo bimodal y se obtiene dos picos separados simétricamente de manera transversal a la mesa. Esta distribución a lo largo del eje y , se debe a la presencia del faldón plomado presente en esta dirección, el cual sirve como un material atenuador y dispersor de la radiación.

Tabla 9-4: Tasa de dosis equivalente ambiental bajo la mesa ($z = 52$) generada en angiembolizaciones

Distancia y (cm)	$y_0 = 0$						
Distancia x	x_{-3}	x_{-2}	x_{-1}	x_0	x_1	x_2	x_3
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,146 \pm 0,011$	$0,284 \pm 0,041$	$0,559 \pm 0,008$	$1,315 \pm 0,065$	$1,300 \pm 0,062$	$0,420 \pm 0,012$	$0,175 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,139 \pm 0,011$	$0,252 \pm 0,041$	$0,563 \pm 0,008$	$1,276 \pm 0,065$	$1,320 \pm 0,062$	$0,422 \pm 0,012$	$0,174 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-1} = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,134 \pm 0,007$	$0,226 \pm 0,002$	$0,435 \pm 0,011$	$0,980 \pm 0,035$	$0,673 \pm 0,005$	$0,347 \pm 0,002$	$0,193 \pm 0,003$
Mediana (mSv/h)	$0,129 \pm 0,007$	$0,226 \pm 0,002$	$0,429 \pm 0,011$	$0,877 \pm 0,035$	$0,672 \pm 0,005$	$0,346 \pm 0,002$	$0,192 \pm 0,003$
Distancia y (cm)	$y_{-2} = 100$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,049 \pm 0,001$	$0,073 \pm 0,008$	$0,149 \pm 0,016$	$0,171 \pm 0,003$	$0,199 \pm 0,001$	$0,171 \pm 0,005$	$0,128 \pm 0,002$
Mediana (mSv/h)	$0,050 \pm 0,001$	$0,069 \pm 0,008$	$0,156 \pm 0,016$	$0,171 \pm 0,003$	$0,198 \pm 0,001$	$0,173 \pm 0,005$	$0,128 \pm 0,002$
Distancia y (cm)	$y_{-3} = 150$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,034 \pm 0,001$	$0,058 \pm 0,004$	$0,007 \pm 0,001$	$0,002 \pm 0,001$	$0,032 \pm 0,001$	$0,079 \pm 0,001$	$0,073 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,034 \pm 0,001$	$0,058 \pm 0,004$	$0,007 \pm 0,001$	$0,002 \pm 0,001$	$0,032 \pm 0,001$	$0,078 \pm 0,001$	$0,072 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-4} = 200$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,050 \pm 0,004$	$0,034 \pm 0,001$	$0,017 \pm 0,001$	$0,006 \pm 0,001$	$0,009 \pm 0,001$	$0,031 \pm 0,001$	$0,039 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,052 \pm 0,004$	$0,034 \pm 0,001$	$0,017 \pm 0,001$	$0,006 \pm 0,001$	$0,009 \pm 0,001$	$0,031 \pm 0,001$	$0,039 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_{-5} = 250$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,035 \pm 0,001$	$0,030 \pm 0,001$	$0,006 \pm 0,001$	$0,004 \pm 0,001$	$0,004 \pm 0,001$	$0,008 \pm 0,001$	$0,022 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,036 \pm 0,001$	$0,030 \pm 0,001$	$0,006 \pm 0,001$	$0,004 \pm 0,001$	$0,004 \pm 0,001$	$0,009 \pm 0,001$	$0,022 \pm 0,001$

Distancia y (cm)	$y_{-6} = 300$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,014 \pm 0,001$	$0,005 \pm 0,001$	$0,002 \pm 0,001$	$0,001 \pm 0,001$	$0,002 \pm 0,001$	$0,006 \pm 0,001$	$0,011 \pm 0,001$
Mediana (mSv/h)	$0,014 \pm 0,001$	$0,005 \pm 0,001$	$0,002 \pm 0,001$	$0,001 \pm 0,001$	$0,002 \pm 0,001$	$0,006 \pm 0,001$	$0,011 \pm 0,001$
Distancia y (cm)	$y_1 = 50$						
Tasa de dosis (mSv/h)	$0,151 \pm 0,004$	$0,193 \pm 0,002$	$0,363 \pm 0,020$	$0,512 \pm 0,011$	$0,694 \pm 0,003$	$0,324 \pm 0,001$	$0,180 \pm 0,003$
Mediana (mSv/h)	$0,150 \pm 0,004$	$0,193 \pm 0,002$	$0,371 \pm 0,020$	$0,508 \pm 0,011$	$0,695 \pm 0,003$	$0,324 \pm 0,001$	$0,180 \pm 0,001$

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

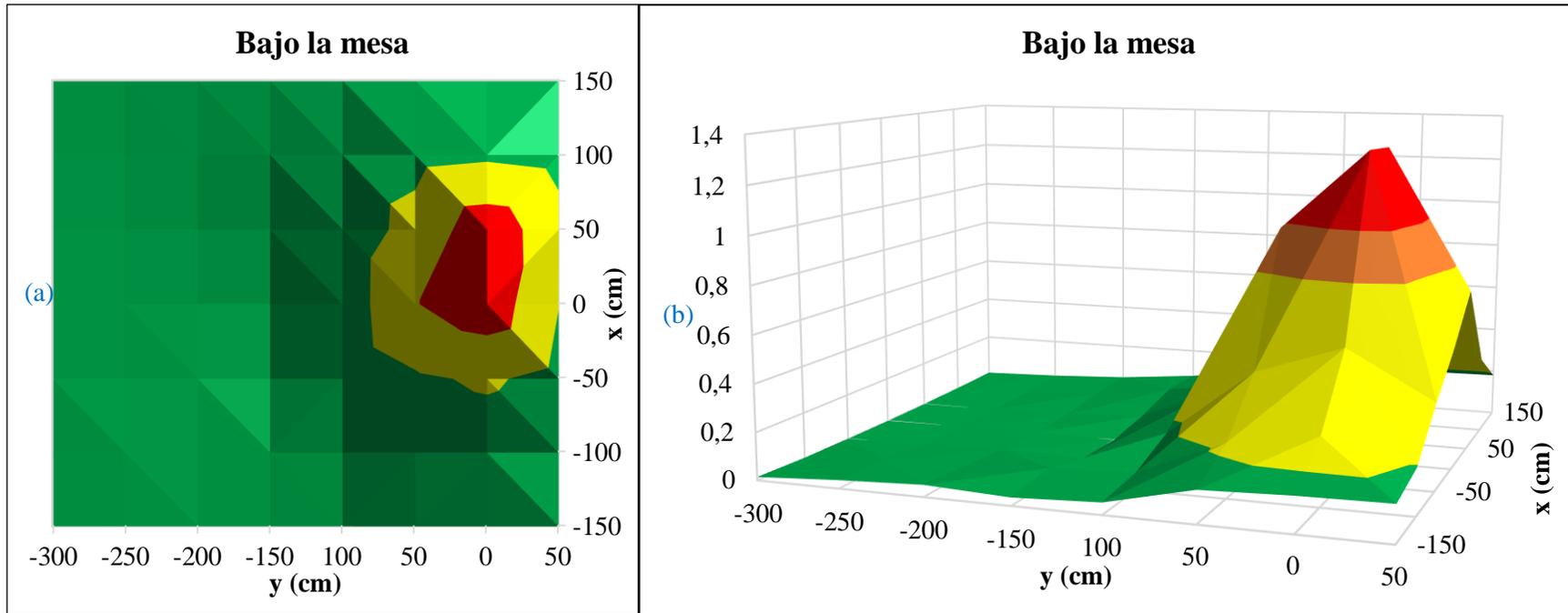


Gráfico 9-4: Diagrama de la dispersión, (a) 2D y (b) 3D para la angulación de 0° AP en la sala de Imagenología al nivel de la mesa

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Se observa en el gráfico 9-4 que la tasa de dosis a la altura de $z = 122$ cm se distribuye con un comportamiento bimodal con un pico máximo de $1,315 \pm 0,065$ mSv/h.

4.3. Tasa de dosis en diferentes distancias para el POE dentro de las salas de intervencionismo

Las figuras 1-4, 2-4 y 3-4 muestran las dispersiones generadas a la altura $z = 122$ cm a diferentes distancias, en Imagenología para procedimientos de angioembolizaciones y en Hemodinámica para procedimientos de coronariografías, se estableció zonas para disminuir la tasa de dosis efectiva en el POE, como se muestra en la tabla 10-4.

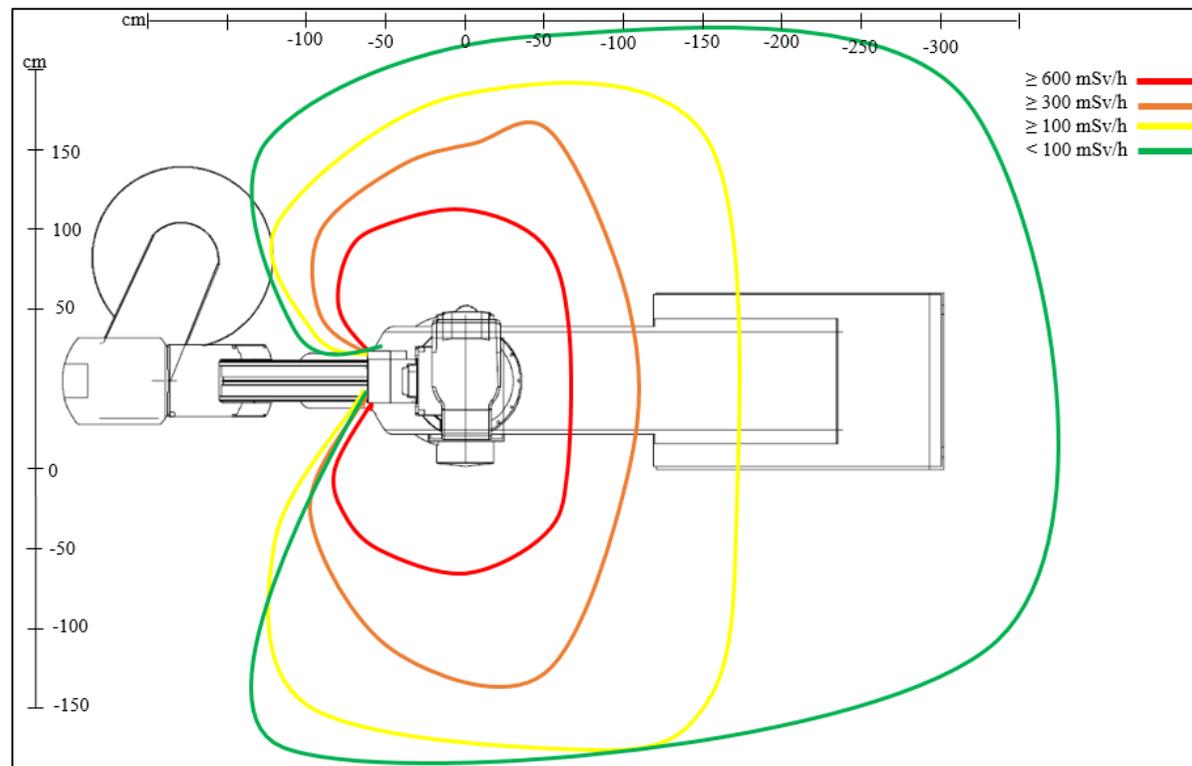


Figura 1-4: Dispersión a diferentes distancias en la sala de Imagenología angulación 0° AP

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

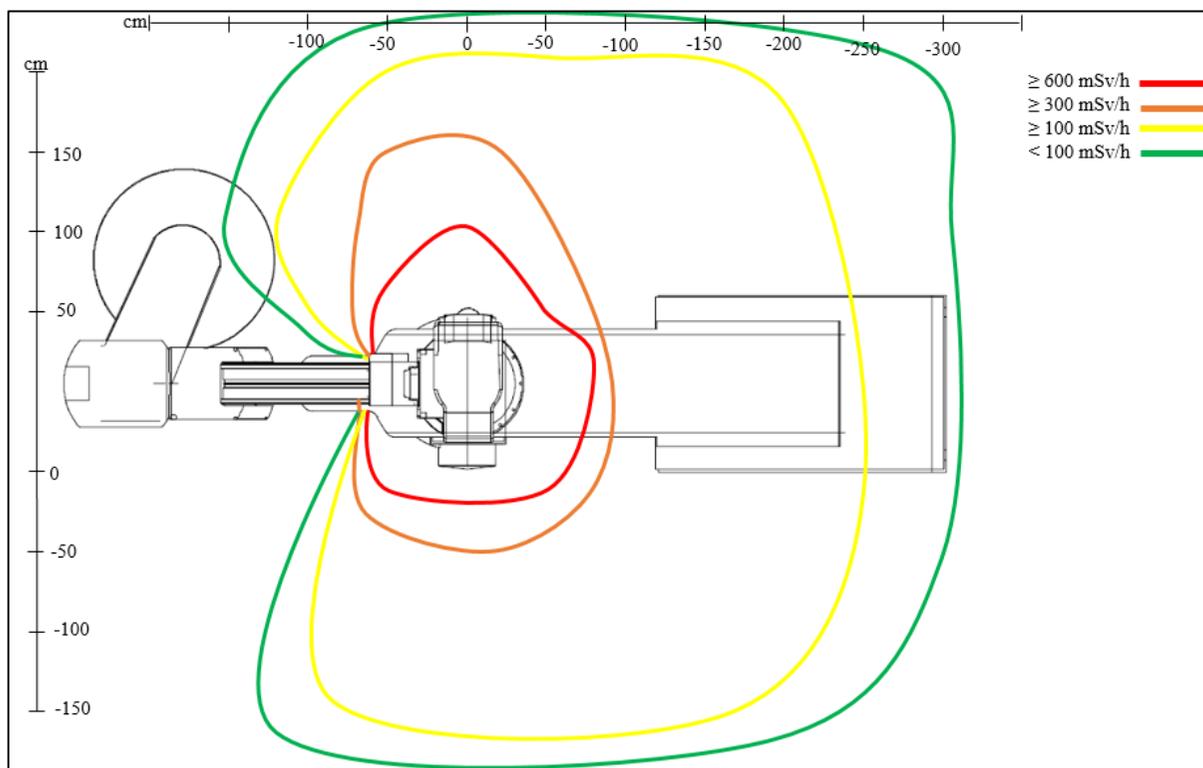


Figura 2-4: Dispersión a diferentes distancias en la sala de Hemodinámica angulación 30° OAI

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

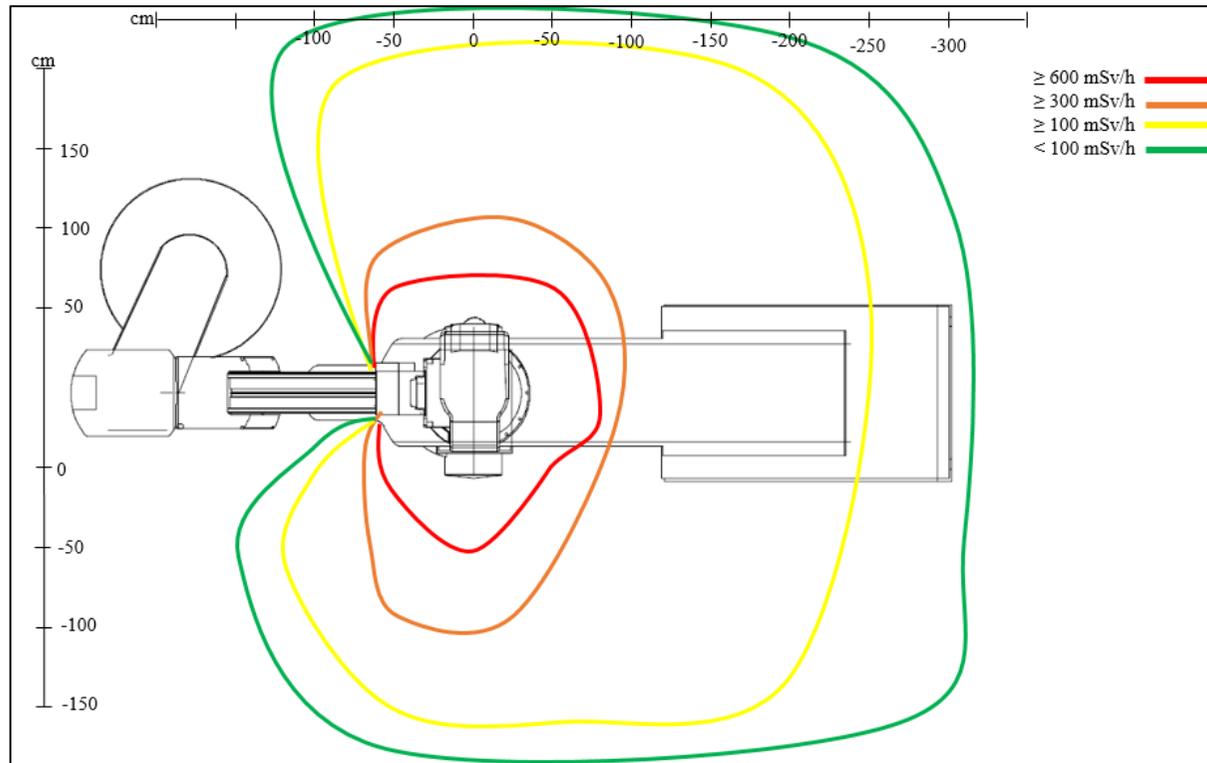


Figura 3-4: Dispersión a diferentes distancias en la sala de Hemodinámica angulación 30° OAD

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Para el cálculo de la tasa de dosis efectiva se consideró las medias de cada zona que se encuentran dentro de las siguientes curvas de nivel: roja representa las tasas de dosis equivalente ambiental mayor o igual a 600 mSv/h, naranja: mayor o igual a 300 mSv/h, amarilla: mayor o igual a 100 mSv/h y verde: menor a 100 mSv/h. Aplicando la fórmula 14 y multiplicando por el factor de ponderación de la radiación para rayos X y por el factor de ponderación del tejido u órgano que están al nivel de cristalino, tórax y rodilla se obtienen los siguientes resultados descritos en la tabla 10-4. Al comparar estos valores con los límites de tasa de dosis efectiva para el POE recomendados por la OIEA, se observa que estos se encuentran por debajo de los límites establecidos. ⁽¹⁴⁾

$$dato \frac{mSv}{h} \times \frac{1}{180} = \frac{24 h}{1 \text{ día}} \times \frac{5 \text{ día}}{1 \text{ semana}} \times \frac{52 \text{ semanas}}{1 \text{ año}}$$

Tabla 10-4: Comparación con los límites permisibles

Angulación	Área anatómica	Zona	Tasa de dosis medida mSv/h	Tasa de dosis efectiva mSv/año	Porcentajes
30° OAI	Cristalino	Roja	1,035 ± 0,620	2,153	10,77 % de 20 mSv/año
		Naranja	0,396 ± 0,082	0,822	4,11 % de 20 mSv/año
		Amarilla	0,181 ± 0,019	0,377	1,89 % de 20 mSv/año
		Verde	0,052 ± 0,052	0,108	0,54 % de 20 mSv/año
	Tórax	Roja	1,493 ± 1,627	9,835	49,18 % de 20 mSv/año
		Naranja	0,377 ± 0,099	2,486	12,43 % de 20 mSv/año
		Amarilla	0,171 ± 0,049	1,125	5,63 % de 20 mSv/año
		Verde	0,039 ± 0,021	0,259	1,30 % de 20 mSv/año
	Rodilla	Roja	1,079 ± 0,526	2,244	0,45 % de 500 mSv/año

		Naranja	$0,445 \pm 0,080$	0,925	0,2 % de 500 mSv/año
		Amarilla	$0,193 \pm 0,062$	0,401	0,01 % de 500 mSv/año
		Verde	$0,040 \pm 0,025$	0,084	0,02 % de 500 mSv/año
30° OAD	Cristalino	Roja	$0,853 \pm 0,293$	1,774	8,87 % de 20 mSv/año
		Naranja	$0,413 \pm 0,086$	0,858	4,29 % de 20 mSv/año
		Amarilla	$0,193 \pm 0,050$	0,401	2,01 % de 20 mSv/año
		Verde	$0,050 \pm 0,017$	0,104	0,52 % de 20 mSv/año
	Tórax	Roja	$1,566 \pm 1,714$	10,314	51,57 % de 20 mSv/año
		Naranja	$0,379 \pm 0,218$	2,500	12,5 % de 20 mSv/año
		Amarilla	$0,201 \pm 0,058$	1,327	6,64 % de 20 mSv/año
		Verde	$0,047 \pm 0,020$	0,308	1,54 % de 20 mSv/año
	Rodilla	Roja	$1,823 \pm 1,737$	3,792	0,76 % de 500 mSv/año
		Naranja	$0,412 \pm 0,093$	0,857	0,17 % de 500 mSv/año
		Amarilla	$0,186 \pm 0,055$	0,388	0,08 % de 500 mSv/año
		Verde	$0,048 \pm 0,022$	0,101	0,02 % de 500 mSv/año
0° AP	Cristalino	Roja	$0,998 \pm 0,351$	2,077	10,39 % de 20 mSv/año
		Naranja	$0,418 \pm 0,097$	0,869	4,35 % de 20 mSv/año
		Amarilla	$0,201 \pm 0,047$	0,418	2,09% de 20 mSv/año
		Verde	$0,031 \pm 0,023$	0,065	0,33 % de 20 mSv/año
	Tórax	Roja	$1,268 \pm 0,919$	8,356	41,78 % de 20 mSv/año
		Naranja	$0,398 \pm 0,103$	2,622	13,11 % de 20 mSv/año

		Amarilla	$0,196 \pm 0,039$	1,291	6,46 % de 20 mSv/año
		Verde	$0,030 \pm 0,021$	0,194	0,97 % de 20 mSv/año
	Rodilla	Roja	$0,976 \pm 0,315$	2,029	0,41 % de 20 mSv/año
		Naranja	$0,423 \pm 0,087$	0,880	0,18 % de 20 mSv/año
		Amarilla	$0,172 \pm 0,073$	0,359	0,07 % de 20 mSv/año
		Verde	$0,025 \pm 0,024$	0,044	0,01 % de 20 mSv/año

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Los resultados expuestos en la tabla 10-4 se encuentran dentro del límite permisible para el POE, tanto a nivel cristalino, tórax y rodilla. Al analizar estos resultados se considera los obtenidos a nivel de tórax, ya que representa la zona con mayor incidencia de radiación dispersa, por lo que, para reducir estas dosis se las separo por zonas: la zona con puntos calientes (roja) donde la dosis recibida representa alrededor del 40% del límite permisible, la zona naranja abarca alrededor del 10 % del límite, la zona amarilla el 5 % y la zona verde el 3 % de los 20 mSv/año,

4.4. Comparación de la tasa de dosis entre las diferentes angulaciones

En la tabla 11-4 se observa que la tasa de dosis más altas a las diferentes alturas con su respectiva angulación del gantry es a nivel de cristalino, varía en un máximo del 14 % respecto a la más alta que es $1,941 \pm 0,032$ mSv/h en la posición x_0, y_0 para la angulación de 30° oblicua anterior izquierda, a nivel de tórax la mayor tasa de dosis equivalente se registra para la angulación del gantry 30° oblicua anterior derecha en la posición x_1, y_0 con $4,615 \pm 0,021$ mSv/h y al nivel de rodilla entre las otras alturas es la más alta con una tasa de dosis equivalente ambiental de $6,261 \pm 0,080$ mSv/h en 30° oblicua anterior derecha.

Tabla 11-4: Máxima tasa de dosis equivalente ambiental registrada por angulación

	30° OAI Tasa de dosis (mSv/h)	30° OAD Tasa de dosis (mSv/h)	0° AP Tasa de dosis (mSv/h)
Cristalino	$1,941 \pm 0,032 (x_0, y_0)$	$1,276 \pm 0,079 (x_1, y_0)$	$1,335 \pm 0,019 (x_0, y_0)$
Tórax	$4,386 \pm 0,087 (x_0, y_0)$	$4,615 \pm 0,021 (x_1, y_0)$	$3,386 \pm 0,028 (x_0, y_0)$
Rodilla	$1,416 \pm 0,028 (x_1, y_0)$	$6,261 \pm 0,080 (x_1, y_0)$	$1,315 \pm 0,065 (x_0, y_0)$

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

4.5. Tasa de dosis equivalente en la ubicación del POE

Tabla 12-4: Tasa de dosis equivalente en la posición del POE en coronariografías

Personal ocupacionalmente expuesto	OAD 30° / Tasa de dosis (mSv/h)	OAI 30° / Tasa de dosis (mSv/h)
Médico	$0,623 \pm 0,012$	$0,526 \pm 0,011$
Médico auxiliar	$0,229 \pm 0,012$	$0,180 \pm 0,012$
Anestesiólogo	$1,069 \pm 0,015$	$0,041 \pm 0,011$
Instrumentista	$0,257 \pm 0,011$	$0,125 \pm 0,013$
Lic. Auxiliar	$0,152 \pm 0,015$	$0,052 \pm 0,013$

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

De los resultados obtenidos descritos en la tabla 12-4, se puede decir que para la angulación OAD en la posición donde se ubicó el anestesiólogo se midió la tasa de dosis más alta $1,069$ mSv/h, mientras que en la proyección OAI donde se ubica el médico hemodinamista es considerado como punto caliente porque la tasa de dosis es de $0,526$ mSv/h.

Tabla 13-4: Tasa de dosis equivalente en la posición del POE en Angioembolización

Proyección 0° AP	
Personal ocupacionalmente expuesto	Tasa de dosis equivalente (mSv/h)
Médico	0,199 ± 0,013
Médico auxiliar	0,077 ± 0,018
Anestesiólogo	0,032 ± 0,011
Instrumentista	0,053 ± 0,011
Lic. Auxiliar	0,006 ± 0,010

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Para el caso de los procedimientos realizados en la sala de imagen donde la angulación del gantry es en cero grados, la mayor tasa de dosis se midió en la posición del médico radiólogo 0,199 mSv/h y las demás posiciones registran tasas de dosis más bajas como se describe en la tabla 13-4.

CONCLUSIONES

- Se identificaron las posiciones más utilizadas por el personal ocupacionalmente expuesto, mediante el ingreso a los procedimientos durante 6 meses para establecer sin equívoco los puntos de interés, que ayudaron a conocer la proximidad con la fuente de radiación primaria y secundaria en la sala de Hemodinámica e Imagenología, y se pudo determinar que para la angulación oblicua anterior izquierda a 30°, el médico hemodinamista recibe 16 % menos de tasa de dosis equivalente que con la angulación oblicua anterior derecha a 30°, para el caso del médico auxiliar recibe 30 % más con la OAD, pero la tasa de dosis significativa con el cambio de angulación la recibe el anesestesiólogo con una diferencia entre angulaciones las angulaciones del 96 % más de tasa de dosis entre OAI y OAD, mientras que para el instrumentista y el licenciado rodador la diferencia es de entre el 55 y 65 % respectivamente.
- Mediante el monitoreo de la tasa de dosis equivalente utilizando la cámara de ionización en la sala de hemodinámica se obtuvo que las distribuciones de tasa de dosis en las proyecciones OAI y OAD a una altura aproximada al cristalino, es mayor las tasas de dosis medidas a lo largo del eje transversal que longitudinal, a la altura aproximada del tórax las tasas de dosis se distribuyen de manera simétrica tanto transversal como longitudinalmente respecto al fantoma. A nivel de las rodillas se midieron dosis superiores si nos alejamos de manera transversal que longitudinalmente del paciente, teniendo los siguientes picos para cada una de las angulaciones reproducidas 1,416 mSv/h para OAI, 6,261 mSv/h en OAD. Mientras que en la sala de imagenología el comportamiento de la dispersión de la radiación secundaria es simétrico en las diferentes alturas, teniendo un pico representativo de 1,315 en 0° AP.
- Se identificaron las zonas de riesgo radiológico por estratos de radiación para que pueda ubicarse el personal ocupacionalmente expuesto durante los procedimientos de intervencionismo de tal modo que reciba la menor dosis posible sin que interfiera con las funciones que desarrollo en el interior del quirófano, teniendo 4 zonas: la primera de color rojo donde la tasa de dosis equivalente ambiental es igual o mayor a 600 mSv/h lo que representa el 40 % del límite de dosis, la zona de color naranja igual o mayor a 300 mSv/h (12.5% de límite), la zona de color amarillo mayor o igual a 100 mSv/h (6 % del límite) y la región de color verde representa las tasas de dosis equivalente menor a 100 mSv/h (1 % del límite)
- Las distribuciones de tasas de dosis en las salas de intervencionismo presentan comportamientos muy fluctuantes debido a que en dichas salas la radiación dispersa que se genera producto de los equipos médicos que se encuentran dentro de la misma, modifican las curvas de distribución.

- Para el caso de la angulación a cero grados, la distribución de la tasa de dosis muestra que se producen dos puntos calientes que se ubican simétricamente de manera transversal al fantoma.
- Las tasas de dosis medidas en las posiciones donde se ubica el POE, muestran que las posiciones donde se ubican los médicos intervencionistas y anestesiólogos son las que presentan valores más altos.

RECOMENDACIONES

En los procedimientos donde se tienen angulaciones OAI y OAD, el POE debe ubicarse en posiciones alejadas de manera longitudinal al paciente y no de manera transversal donde se midieron mayores tasas de dosis.

En los procedimientos donde la angulación del gantry es cero, el POE no debe ubicarse de manera perpendicular al haz de radiación, porque en estas posiciones se generan dos picos de tasa de dosis distribuidos simétricamente de manera transversal al paciente.

Los médicos intervencionistas y anestesiólogos deben utilizar los elementos de protección como gafas plomadas y mandil plomado durante todo el procedimiento, debido a que en las posiciones donde ellos se ubican, se obtuvieron las mayores tasas de dosis equivalente.

Para el óptimo desarrollo de los procedimientos intervencionistas, el angiógrafo debe haber pasado por los controles de calidad que realiza mantenimiento y el oficial de protección radiológica, que aseguran tener una buena imagen diagnóstica además garantiza la protección para el paciente y el POE frente a las radiaciones.

Para comenzar a tomar las medidas, el detector debe estar calibrado por el laboratorio secundario de la Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares con el certificado de calibración vigente, para garantizar que los datos obtenidos sean fiables y poder hacer las correcciones a las medidas en base al factor de calibración.

Al momento de reproducir los procedimientos con el fantoma antropomórfico, se debe ubicar el campo de radiación en el área en función del tipo de intervención que se está haciendo, con las angulaciones adecuadas y con tiempos superiores a 20 segundos para que pueda ser medida la radiación por la cámara de ionización.

Se sugiere que al personal del área de hemodinámica e imagenología se le capacite considerando estos niveles de radiación dispersa dentro de las salas y la ubicación referencial dentro de los procedimientos para disminuir la tasa de dosis equivalente recibida.

Se debe considerar poner la señalética apropiada en el piso por tratarse de salas estériles que muestre de manera más dinámica el posible nivel de dosis en cada punto de la sala.

GLOSARIO

1. **ALARA:** Tan bajo como razonablemente sea alcanzable
2. **CAE:** Control Automático de Exposición
3. **CAI:** Control Automático de Intensidad
4. **CCD:** Dispositivo de Carga Acoplada
5. **DSA:** Adquisición por Sustracción Digital
6. **H:** Dosis equivalente
7. **HECAM:** Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín
8. **ICRP:** Comisión Internacional de Protección Radiológica
9. **ICRU:** Comité Internacional de Unidades Radiológicas
10. **kV:** Kilo Voltio
11. **mA:** Mili Amperios
12. **mSv:** Mili Sievert
13. **OIEA:** Organización Internacional de Energía Atómica
14. **POE:** Personal Ocupacionalmente Expuesto
15. **SCAN:** Subsecretaria de Control y Aplicaciones Nucleares
16. **Sv:** Sievert
17. **UNSCEAR:** Comité Científico de Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica

BIBLIOGRAFÍA

ANDISCO, D, BLANCO, S Y BUZZI , ALFREDO. *Dosimetría en radiología.* 2, 2014, Revista Argentina de Radiología, Vol. 78, págs. 114-117.

BUSHONG, STEWART CARLYLE. *Manual de radiología para técnicos.* Novena. España : Elsevier Mosby, 2010. págs. 1-685. ISBN 978-84-8086-636-1.

BUSHONG, STEWART. *Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica.* Novena. Barcelona : Elsevier España, 2010. págs. 1-2765. ISBN 978-84-8086-246-2.

COMISIÓN CHILENA DE ENERGÍA NUCLEAR. Comisión Chilena de Energía Nuclear. *Comisión Chilena de Energía Nuclear.* [En línea] 9 de Mayo de 2016. [Citado el: 11 de Julio de 2018.] https://issuu.com/cchen_gob/docs/cuenta_publica_cchen_2015v5_1d0dda8b4a2577. 84-87450-67-9.

COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA. *Reglamento de Seguridad Radiológica.* Primera. Quito : Registro Oficial N891, 1979. pág. 5. 1979-R-60940.

COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. *Gestión de la dosis al paciente en radiología digital ICRP 93.* [trad.] Andrea Cruz . Buenos Aires : Sociedad Argentina de Radioprotección, 2014. págs. 3-71. ISBN 978-987-26798-2-8.

COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica.* Segunda. Madrid : Sociedad Española de Protección Radiológica, 2008.

COMISIÓN INTERNACIONAL DE UNIDADES DE RADIACIÓN Y MEDICIONES. *Cantidades y unidades fundamentales para la radiación ionizante.* Segunda. Oxford : Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones, 2011. pág. 35. Vol. 11.

CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR. Consejo de Seguridad Nuclear. *Protección Radiológica.* Madrid : Consejo de Seguridad Nuclear, 2012, págs. 14-20. [En línea] 2013. [Citado el: 13 de Julio de 2018.] http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/1173720303_1572009113416.pdf.

DA SILVA, AMANDA, et.al. *Evaluation of occupational dose from the special procedures guided by fluoroscopy.* Segunda. Medellin : Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2010. págs. 1-70. 44079034.

DESCALZO, AMALIA. *Aspectos clave de protección radiológica en intervencionismo Estudio RELID.* Buenos Aires : Sociedad Argentina de Radioprotección, 2016. ISBN 2619-9955.

DURÁN , ARIEL. *Protección radiológica en cardiología intervencionista.* 3, Montevideo : Archivos de Cardiología de México, 2015, Archivos de Cardiología de México, Vol. 85, págs. 230-237. ISSN 1405-9940.

HAQQANI, OMAR , et.al. *Defining the radiation “scatter cloud” in the interventional suite.* 5, Waukesha : PubMed, Noviembre de 2013, Journal of Vascular Surgery, Vol. 58, págs. 1339-1345. ISSN 1097-6809.

FEDERACIÓN DE ENSEÑANZA DE ANDALUCÍA. Federación de Enseñanza de Andalucía. *Federación de Enseñanza de Andalucía.* [En línea] Septiembre de 2009. [Citado el: 11 de Julio de 2018.] <https://www.feandalucia.ccoo.es/docu/p5sd5396.pdf>. ISSN 1989-4023.

FRAME, PAUL. Oak Ridge Associated Universities. [En línea] 24 de Junio de 2009. [Citado el: 22 de Enero de 2019.] <https://www.ornl.gov/PTP/collection/xraytubescoolidge/coolidgeinformation.htm>.

GEA-IZQUIERDO, ENRIQUE. *Protección Radiológica.* Primera. Quito : Centro de Publicaciones PUCE, 2018. pág. 198. ISBN 978-9978-77-376-5.

GERRERO ALCALDE, RAFAEL, et.al. Radiobiología y principios de Oncología. [ed.] Antonio Broseid y Damián Guirado. *Fundamentos de Física Médica.* Madrid : ADI Servicios Editoriales, 2006, pág. 413.

GIL, JUAN MANUEL, et.al. *Técnico Especialista en Radiodiagnóstico.* Primera. Sevilla : MAD-Eduforma, 2006. págs. 1-616. ISBN 978-84-665-5487-9.

GUAMAN, Jaime. *Diseño de la protección radiológica de una sala de angiografía.* Uno. Quito : EPN, 2001.

INOSTROZA PERES, ALFREDO SALOMON. *La ingeniería electrónica en los equipos de rayos x hospitalarios.* Lima : Universidad Ricardo Palma, 2008. pág. 114.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. IAEA. [En línea] 2014. [Citado el: 23 de Febrero de 2019.] <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures/radiation-protection-of-medical-staff-in-interventional-fluoroscopy>.

KHAN, FAIZ. *The Physics of Radiation Therapy.* Tercera. Filadelfia : Lippincott Williams e Wilkins, 2003. págs. 1-608. ISBN 0-78 17-3065-1.

LÓPEZ GUTIERREZ, ANTONIO. *Técnico Superior Sanitario de Radiodiagnóstico.* Segunda. Sevilla : Editorial CEP, 2017. pág. 608. Vol. I. ISBN 978-84-681-8116-5.

MÉNDEZ PADILLA, LUIS RAMOS. *Radiología Intervencionista De Vias Biliares.* Nueva York : Palibrio, 2013. pág. 123. ISBN 978-1-4633-5510-4.

MIRALLES, ESTEFANIA. Radiología Salud. [En línea] 2016. [Citado el: 17 de Julio de 2018.] <http://www.radiologia-salud.es/radiological-protection/proteccion-radiologica-concepto-y-principios-generales/>.

MIRANDA , PATRICIA , et.al. *Recomendaciones para mejorar la seguridad radiológica durante los procedimientos de intervencionismo cardiológico.* 1, Santiago : Scielo, 2014, Revista Chilena de Cardiología, Vol. 33, págs. 44-50. ISSN 0718-8560.

MURPHY, TIMOTHY Y SOARES, GREGORY. *The evolution of interventional radiology.* 1, New York : PubMed, Marzo de 2005, Seminars in Interventional Radiology, Vol. XXII, págs. 6, 7, 8, 9. ISBN 0739-9529.

OBREGÓN, ANGEL, et.al. *Protección Radiológica en cardionogía intervencionista.* 1, 2015, Revista Cubana de Cardilogía y Cirugía Cardiovascular, Vol. 21, págs. 58-62.

ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA. International Atomic Energy Agency. *International Atomic Energy Agency*. [En línea] 03 de Noviembre de 2016. [Citado el: 11 de Julio de 2018.] https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/P1578_S_web.pdf. ISBN 92-0-300397-5.

PANORAMA BUSINESS GROUP. El Bibliote. [En línea] 2017. [Citado el: 23 de Febrero de 2019.] <http://elbibliote.com/resources/Temas/html/1788.php>.

PARRA RIOFRÍO, Katherine Michael. *Determinación de dosis en la superficie de entrada recibida por pacientes sometidos a procedimientos intervencionistas en la Unidad de Hemodinámica del Hospital Carlos Andrade Marín*. Riobamba : Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2018. págs. 1-103.

PIFARRÉ, X., RIVAS, M., Y VALCERDE, J. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad. [ed.] Antonio Brosed y Pedro Ruiz. *Fundamentos de física médica*. Madrid : ADI, 2006, pág. 342.

PIFARRÉ, XAVIER, et.al. *Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. [ed.] Antonio Brosed y Pedro Ruiz. Madrid : ADI, 2012. pág. 342. Vol. 2. ISBN: 978-84-938016-6-3.

RADCAL SURVEY METER. Radcal . *Radcal* . [En línea] 2 de Mayo de 2013. [Citado el: 15 de Enero de 2019.] https://www.perlamar.ie/wp-content/uploads/pdf/radcal/RADCAL_SURVEY_METER/Radcal_Survey_Meter.pdf. ISSN.

RADIOLOGY SUPPORT DIVICES INC. Radiology Support Divices Inc Alderson Phantoms. [En línea] 2018. [Citado el: 21 de Marzo de 2019.] <http://rsdphantoms.com/radiation-therapy/the-alderson-radiation-therapy-phantom/>.

RAMOS AMORES, DAVID. Fundación para la Formación e Investigación Sanitaria de la Región de Murcia. [En línea] 20 de Febrero de 2013. [Citado el: 13 de Julio de 2018.] https://www.ffis.es/ups/proteccion_radiologica_radiologia_intervencionista/TEMA%207%20D ETECCION%20Y%20DOSIMETRIA%20DE%20LA%20RADIACION.pdf.

RAMOS, OSWALDO Y VILLARREAL, MANUEL. *Disminución de la dosis de radiación en el radiodiagnóstico*. Caracas : Revista Chilena de Radiología, 2013, Revista chilena de radiología, Vol. 19, págs. 5-11. 0717-9308.

REGLAMENTO DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA. Reglamento de Seguridad Radiológica. Quito : Registro Oficial, 1979.

REHANI, MADAN, et.al. *ICRP Publication 117. Radiological protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the imaging department*. 6, New York : PubMed, 2011, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Vol. XL, págs. 1-102. ISSN 1872-969X.

SECRETARÍA NACIONAL DE PLANIFICACIÓN Y DESARROLLO. *Plan Nacional de Desarrollo Toda una Vida*. Segunda. Quito : Constitución de la República del Ecuador, 2017.

SIEMENS. Información técnica, administrativa y de seguridad Versión VB30 y superior . *Manual del operador AXIOM Artis*. Múnich : Siemens AG, 2009, Vol. II, pág. 606.

SIEMENS. Sistemas de angiocardiógrafa, angiografía, neuroradiología, procedimientos intervencionistas y diagnósticos en general Artis VB30B y superiores. *Manual del operador AXIOM Artis*. Múnich : Siemens AG, 2009, Vol. II.

SZUMSKA, et.al. *Occupational exposure to the whole body, extremities and to the eye lens in interventional radiology in Poland, as based on personnel dosimetry records at IFJ PAN*. s/n,

Kraków : ScienceDirect, 1 de Noviembre de 2014, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 104, págs. 72-75. ISSN 0969-806X.

UNITES NATION SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. *Sources and Effects of Ionizing Radiation.* S/N, 2010, UNSCEAR 2008 Report, Vol. I, pág. 143.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. *SOURCES AND EFFECTS OF IONIZING RADIATION UNSCEAR 2008 Report.* New York : United Nation, 2011. págs. 1-324. Vol. II. ISBN 921142274.

VEGA BLANCO, CLARA, et.al. *Esbozo histórico de la Radiología en Cienfuegos.* 6, Habana : Medisur, 2016, Scielo, Vol. 14, págs. 671-688. ISSN 1727-897X.

VILLEGAS AGUILERA, RICARDO Y VILLEGAS NOGUERA, ÁNGEL. *Operative recovery of a mobile C-arm fluoroscopy system.* 1, Maracaibo : Revista Técnica de la Facultad de Ingeniería Universidad del Zulia, Abril de 2015, Scielo, Vol. 38, págs. 64-72. ISSN 0254-0770.

ANEXOS

Anexo A: Recolección de información para la selección de la técnica

Fecha	Paciente	Edad	Sexo	Estatura (m)	Procedimiento	Parámetros de escopía					Parámetros de adquisición			Ángulos	Tiempo (min)	Kerma en aire (y)	Dosis de entrada en superficie (μGym ²)	Posición del personal
						kV	mA	Ancho de pulso (m/s)	Frecuencia (f/s)	Imágenes	kV	mA	Frecuencia de pulso (p/s)					

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Anexo B: Certificado de calibración de la cámara de ionización



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DE DETECTORES DE RADIACIÓN

SUBSECRETARÍA DE CONTROL Y APLICACIONES NUCLEARES
LABORATORIO DE PATRONES SECUNDARIOS

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No.: **CAL 1599 - 2019**

SOLICITANTE:	I.E.S.S HOSPITAL DE ESPECIALIDADES CARLOS ANDRADE MARIN			FECHA DE CALIBRACIÓN:	2019-06-07
DIRECCIÓN:	Av. 18 de Septiembre s/n y Ayacucho				
INSTRUMENTO:	EQUIPO DIGITAL	Marca:	RADCAL	Modelo:	RSM
					Serie: 25010462
DETECTOR:	CÁMARA DE IONIZACIÓN				

Condiciones ambientales durante la calibración:

Temperatura (°C): **22,1** Presión (mbar): **710,2** Humedad rel. (%): **56%**

Instrumentos de Referencia:

Cámara de Ionización Marca - Modelo: **PTW - PTW-32002** Serie No: **576**
 Electrómetro Marca - Modelo: **PTW - UNIDOS Webline** Serie No: **533**

Revisión de Características del instrumento:

Chequeo Mecánico: **OK**
 Chequeo Audio y/o Alarma: **OK**

Condiciones de pruebas realizadas al instrumento:

Substracción de Background: **SI**
 Se determinó Linealidad: **SI**
 Fuentes de Calibración: **OB6**
 Atenuadores (mm): **22.0**
 Rango en Escala Normal (X1): **(0 - 500) (uSv/h)**

DATOS DE CALIBRACIÓN PARA TASAS DE DOSIS EQUIVALENTE POR RADIACIÓN GAMA CON CESIO 137				
ESCALA	FUENTE DE CALIBRACION	TASA DE DOSIS EQUIVALENTE DE REFERENCIA	LECTURA PROMEDIO DEL INSTRUMENTO	FACTOR DEL INSTRUMENTO <small>Para incertidumbre k = 2</small>
(0 - 500) uSv/h	OB6	211,34 ± 2,62 uSv/h	194,67 uSv/h	1,10 ± 0,03

NOTA: LAS MEDICIONES REALIZADAS CON EL EQUIPO DEBEN SER OBLIGATORIAMENTE MULTIPLICADAS POR EL FACTOR INDICADO PARA DETERMINAR EL VALOR REAL

El Laboratorio de Patrones Secundarios (LPS) del Ecuador, certifica que el instrumento ha sido calibrado bajo las normas y procedimientos establecidos por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), tomando como referencia el Reporte de Seguridad Serie 16: Calibración de Instrumentos para Monitoreo de Protección Radiológica.

Este certificado no puede ser reproducido sin la aprobación escrita del laboratorio.

Calibrado por: **E. Arévalo/Y. Pástor**
 Fecha de Emisión: **10/06/2019**

Responsable del L.P.S.:

Ing. Enrique Arévalo
 Firma de Responsabilidad

Dirección: José Tamayo N10-25 y Lizardo García, Quito - Ecuador
 Casilla: 170517, Telf: 3976000 ext 1021 - 1130
 Email: enrique.arevalo@recursosyenergia.gob.ec

Anexo C: Recolección de datos hemodinámica

Recolección de datos Hemodinámica

Siemens Artis dfc	kV:	mGy:
Angulación:	mA	uGym2:
Procedimiento:	p/s:	Instrumento: Cámara de ionización
Tiempo total:	m/s	Factor de calibración: 1,1
Fondo:	Cu mm:	

Distancia y (cm)	y0= Isocentro																				
Altura z (cm)	Sobre la mesa=z1							nivel de la mesa=z2							Bajo la mesa=z3						
Distancia x (cm)	x-3	x-2	x-1	x0	x1	x2	x3	x-3	x-2	x-1	x0	x1	x2	x3	x-3	x-2	x-1	x0	x1	x2	x3
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																					
Distancia y (cm)	y-1= 50																				
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																					
Distancia y (cm)	y-2=100																				
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																					

Distancia y (cm)	y-3= 150																	
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																		
Distancia y (cm)	y-4= 200																	
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																		
Distancia y (cm)	y1= 50																	
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																		
Distancia y (cm)	y2=100																	
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																		

Realizado por: Zambrano Jeniffer, 2019

Anexo D: Recolección de datos imagenología

Siemens Artis dfc

kV:

mGy:

Fondo:

Angulación:

mA

uGym2:

Cu mm:

Procedimiento:

p/s:

Instrumento: Cámara de ionización

Tiempo total:

l/s:

Factor de calibración: 1,1

Distancia y (cm)	y0= Isocentro																					
Altura z (cm)	Cristalino=z1							Tórax=z2							Rodilla=z3							
Distancia x (cm)	x-3	x-2	x-1	x0	x1	x2	x3	x-3	x-2	x-1	x0	x1	x2	x3	x-3	x-2	x-1	x0	x1	x2	x3	
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																						
Distancia y (cm)	y-1= 50																					
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																						
Distancia y (cm)	y-2=100																					
Tasa de dosis $\mu\text{Sv/h}$ o mSv/h																						
Distancia y (cm)	y-3= 150																					

