



UNIVERSIDAD  
DE LOS ANDES

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES  
FACULTAD DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

**DETERMINACIÓN DE LA DOSIS EN PIEL EN  
PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA  
INTERVENCIONISTA MEDIANTE EL USO DE  
ENCABEZADO *DICOM***

Autor: Inés Cantor

Tutor Externo: Dr. Carlos Leal

Tutor Académico: Dr. Alberto Patiño

**Mérida - Venezuela, Septiembre de 2022**



UNIVERSIDAD  
DE LOS ANDES

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES  
FACULTAD DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

**DETERMINACIÓN DE LA DOSIS EN PIEL EN  
PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA  
INTERVENCIONISTA MEDIANTE EL USO DE  
ENCABEZADO *DICOM***

Trabajo Especial de Grado para Optar al Título de Licenciado en Física

Autor: Inés Cantor  
Tutor Externo: Dr. Carlos Leal  
Tutor Académico: Dr. Alberto Patiño

Mérida - Venezuela, Septiembre de 2022

*A Virgilio*

[www.bdigital.ula.ve](http://www.bdigital.ula.ve)

## **Agradecimiento**

A mis padres, Virgilio y María Inés, por su incondicional apoyo y por permitirme estudiar y llevar a cabo esta meta. Por sus incansables esfuerzos y sacrificios, por siempre estar y por siempre alentarme. Los amo.

A mis hermanos José y Astrid, por motivarme siempre a mejorar, y por ser mis mejores ejemplos a seguir, por siempre brindarme su ayuda y apoyo a pesar de la distancia. Esto también es de ustedes, los amo y los extraño.

Al mejor compañero de vida y de estudios que la vida pudo regalarme, Alexis. Te amo, gracias por ser el más increíble, paciente, inteligente y amoroso del mundo, gracias por acompañarme siempre.

A mis suegros, Mariela y Alexis, por dejarme hacerles mi hogar lejos de casa, por hacerme sentir siempre parte de su familia, y brindarme su apoyo incondicional y cariño siempre.

A mis amigos y compañeros: Mafer, Valjo, Yisus y Grendel. Son lo más cool que me deja la carrera, gracias por las risas, el café, la música, las tortas, el ánimo, los consejos, y las reuniones de estudio que terminaban en una de dominó o Uno. Los quiero muchísimo.

A mis tías Mayela y Thais, mi padrino Werner y mi prima Diana, por estar siempre para mí, y acompañarme en la distancia y en los momentos más difíciles, y por siempre brindarme cariño, aliento y las respectivas risas.

Por último, pero no menos importante, a mi tutor, Carlos Leal, por su generosidad y confianza, y por brindarme desinteresadamente su experticia y conocimientos. Además, a su familia, Zaida, Carla y Guille, por abrirme las puertas de su hogar y darme ánimos siempre. Gracias siempre por el cariño.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

|   | Pág. |
|---|------|
| Agradecimiento.....   | v    |
| ÍNDICE DE CONTENIDO.....  | vi   |
| ÍNDICE DE TABLAS .....  | viii |
| ÍNDICE DE FIGURAS.....  | x    |
| RESUMEN.....  | xiii |
| INTRODUCCIÓN .....  | 14   |
| CAPÍTULO I.....   | 16   |
| 1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....                                    | 16   |
| 1.2 Objetivo General .....  | 19   |
| 1.2.1 Objetivos Específicos .....                                       | 20   |
| 1.3 Justificación.....  | 20   |
| 1.4 Delimitación del problema .....                                     | 21   |
| CAPÍTULO II .....   | 23   |
| 2. MARCO TEÓRICO .....  | 23   |
| 2.1 Antecedentes de la investigación.....                               | 23   |
| 2.2 Radiación electromagnética.....                                     | 26   |
| 2.3 Producción de rayos X.....  | 28   |
| 2.3.1 El espectro Bremsstrahlung.....                                   | 30   |
| 2.3.2: Unidades y definiciones para radiología e intervencionismo ..... | 32   |
| 2.4 Cardiología o Radiología intervencionista .....                     | 34   |
| 2.4.1 Cateterización Cardíaca .....                                     | 36   |
| 2.5. Efectos biológicos de la radiación.....                            | 37   |

|  |    |
|--|----|
| Lesiones en piel y accidentes radiológicos. ....                                 | 43 |
| 2.6. Fluoroscopia .....  | 44 |
| Distancia entre el Tubo de Rayos X y la Superficie del Paciente .....            | 46 |
| Espesor del paciente .....   | 47 |
| Angulación del <i>Gantry</i> .....   | 48 |
| Colimación .....   | 49 |
| Dosimetría clínica .....   | 49 |
| 2.7 Parámetros <i>DICOM</i> .....  | 52 |
| 2.8 Geometría del haz de radiación .....   | 55 |
| 2.8.1 Geometría del haz de radiación cuando $\beta=0$ y $\gamma=0$ .....         | 56 |
| 2.8.2 Geometría del haz de radiación cuando $\beta\neq 0$ y $\gamma=0$ .....     | 57 |
| 2.8.3 Geometría del haz de radiación cuando $\beta=0$ y $\gamma\neq 0$ .....     | 59 |
| 2.8.4 Geometría del haz de radiación cuando $\beta\neq 0$ y $\gamma\neq 0$ ..... | 61 |
| 2.9 Consideraciones dosimétricas .....   | 62 |
| <b>CAPÍTULO III</b> .....  | 63 |
| <b>3. MARCO METODOLÓGICO</b> .....   | 63 |
| 3.1 Materiales y Métodos .....   | 63 |
| 3.1.1 Equipos utilizados .....   | 63 |
| 3.1.2 Datos de las secuencias de imágenes .....                                  | 66 |
| 3.1.3 Procedimiento para la reconstrucción dosimétrica .....                     | 67 |
| <b>CAPÍTULO IV</b> .....   | 73 |
| <b>4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b> .....   | 73 |
| 4.1 Estadísticas por serie de imágenes .....                                     | 73 |
| 4.2 Evaluación del tubo de rayos X .....   | 80 |

|   |     |
|---|-----|
| 4.3 Resultados dosimétricos .....                                 | 82  |
| CAPÍTULO V .....  | 89  |
| 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....                           | 89  |
| 5.1 Conclusiones.....   | 89  |
| 5.2 Recomendaciones.....  | 90  |
| REFERENCIAS .....   | 92  |
| APÉNDICE.....   | 96  |
| Apéndice 1. Código MatLab (Dosis_Inter2.m).....                   | 96  |
| Apéndice 2. Reporte Dosimétrico del paciente en formato PDF ..... | 105 |
| ANEXOS.....   | 108 |
| Anexo 1. Reporte de Control de Calidad N°186.....                 | 108 |

## ÍNDICE DE TABLAS

| TABLA.....   | Pág. |
|--|------|
| Tabla 1. Espectro Electromagnético. (Serway, Moses, & Moyer, 2005).....  | 27   |
| Tabla 2: Modos y DAP según los tiempos de exposición en distintos procedimientos.<br>(Ten, J. I; Fernández J, M; Vaño, E. J, 2011) .....   | 37   |
| Tabla 3. Posibles efectos en piel. (ICRP, 2000).....   | 42   |
| Tabla 4. Parámetros para el seguimiento de los pacientes en función del tiempo de<br>fluoroscopia, Dosis en piel, DAP y kerma en punto intervencionista (Leal J. , 2013).<br>..... | 51   |
| Tabla 5: Parámetros del encabezado <i>DICOM</i> con sus respectivas descripciones.<br>(Innolitics, 2022).....  | 53   |
| Tabla 6. Factor de campo (Cantor, 2022). .....   | 59   |
| Tabla 7. Descripción del equipo utilizado (Informe N° 186 LSCD). .....   | 63   |
| Tabla 8. Datos dosimétricos del control de calidad para el CAE (Informe N° 186<br>LSCD). .....   | 64   |

|  |    |
|--|----|
| Tabla 9. Datos dosimétricos del control de calidad para la variación de la dosis vs FOV (Informe N° 186 LSCD). ..... | 65 |
| Tabla 10. Resultados obtenidos del procesamiento del paciente (Cantor, 2022).....                                    | 74 |
| Tabla 11. Estadística descriptiva de los valores obtenidos (Cantor, 2022).....                                       | 76 |
| Tabla 12. Resultados reconstrucción dosimétrica (Cantor, 2022). .....  | 85 |
| Tabla 13. Resultados reconstrucción dosimétrica por rango de dosis (Cantor, 2022).<br>.....                          | 86 |

[www.bdigital.ula.ve](http://www.bdigital.ula.ve)

## ÍNDICE DE FIGURAS

| <b>FIGURA</b> .....   | <b>Pág.</b> |
|---|-------------|
| Figura 1: El espectro electromagnético respecto a energías, frecuencias y longitudes de onda. (Sprawls, 1993).....  | 29          |
| Figura 2: Diagrama del tubo de rayos X (Sprawls, 1993).....   | 30          |
| Figura 3: Ilustración de los diferentes tipos de interacción de la radiación con la materia. (Sprawls, 1993).....   | 31          |
| Figura 4 Efectos dominantes según el número atómico del material incidente. (Attix, 2004) .....   | 32          |
| Figura 5. Ilustración de la interacción entre la radiación y el ADN humano (Joiner, 2019) .....   | 39          |
| Figura 6. Aberraciones cromosómicas identificadas con las letras D y F. Cortesía Dr. Pedro Ortiz (2012).....  | 40          |
| Figura 7: Posibles efectos biológicos según la dosis. (Leal C. , 2021).....   | 41          |
| Figura 8: Paciente al que se le practicaron 3 angioplastias en un día, seguidas por control de bypass debido a complicaciones, recibió aproximadamente 20 Gy. (a) 6-8 semanas después de dichos procedimientos, (b) 16-21 semana después, (c) 18-21 meses después, se observa necrosis tisular, (d) Ampliación fotográfica de la lesión en (c), y (e) Después del injerto de piel (ICRP, 2000)..... | 44          |
| Figura 9. Partes del Fluoroscopio (Bushberg, 2012).....   | 45          |
| Figura 10. Variación de la intensidad de la dosis cuando se aumenta la distancia entre el tubo de rayos X y la superficie del paciente (Leal J. , 2013). .....  | 47          |
| Figura 11. Variación de la intensidad del haz respecto a la distancia entre el detector flat panel y la superficie del paciente (Leal J. , 2013).....   | 47          |
| Figura 12. Variación de la dosis en piel cuando cambia el espesor del paciente (Leal J. , 2013).....  | 48          |
| Figura 13: Ilustración de la diferencia del camino recorrido por el haz de rayos X según el ángulo (ICRP, 2000) .....   | 48          |

|   |    |
|---|----|
| Figura 14. Películas Radiocrómicas utilizadas para haces de rayos X (Cortesía Helen Khoury 2012).   | 50 |
| Figura 15. Ubicación de las películas radiocrómicas, durante los procedimientos (Cortesía Helen Khoury 2012).   | 50 |
| Figura 16. Cámaras de transmisión para la medición del producto kerma área (Cortesía Pedro Ortiz 2012).   | 51 |
| Figura 17. Ubicación punto de referencia intervencionista (Cortesía Pedro Ortiz 2012).  | 52 |
| Figura 18: Ilustración del ángulo primario del encabezado <i>DICOM</i> . (Innolitics, 2022)   | 54 |
| Figura 19: Ilustración del ángulo secundario del encabezado <i>DICOM</i> . (Innolitics, 2022)   | 55 |
| Figura 20. Geometría inicial del haz de radiación (Cantor, 2022).   | 55 |
| Figura 21. Geometría cuando $\beta \neq 0$ y $\gamma = 0$ , campo elíptico (Cantor, 2022).  | 57 |
| Figura 22: Parámetros de la ecuación de la elipse para a) una elipse horizontal y b) una elipse vertical, dependiendo de la ubicación de sus ejes (Mora F., 2011).      | 58 |
| Figura 23. Geometría cuando $\beta = 0$ y $\gamma \neq 0$ , campo elíptico (Cantor, 2022).  | 60 |
| Figura 24. Ubicación de desplazamiento de centro de la elipse en la imagen (Cantor, 2022).  | 61 |
| Figura 25. . Montaje Tasa de dosis al paciente. (a) Detector plano, (b) <i>PMMA</i> , (c) Cámara de ionización, (d) Soporte, (e) Montaje experimental (Leal C. , 2017). | 64 |
| Figura 26. Curva Espesor paciente vs Dosis de entrada (Informe N° 186 LSCD).  | 65 |
| Figura 27. Curva FOV vs Dosis de entrada.   | 66 |
| Figura 28: Diagrama de flujo del procedimiento que lleva a cabo el programa <i>Dosis_Inter2.m</i> (Cantor, 2022)  | 72 |
| Figura 29. Histograma número de fotogramas por secuencia de imágenes (Cantor, 2022).  | 77 |
| Figura 30. Histograma tiempo de exposición (s) por secuencia de imágenes (Cantor, 2022)   | 78 |
| Figura 31. Histograma Dosis (mGy) por secuencia de imágenes (Cantor, 2022).   | 78 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 32. Histograma kVp por secuencia de imágenes (Cantor, 2022) .....  | 79 |
| Figura 33. Histograma mAs por secuencia de imágenes (Cantor, 2022).....   | 79 |
| Figura 34. Curva de rendimiento (Cantor, 2022).....   | 80 |
| Figura 35. Relación entre los mAs y la dosis (Cantor, 2022). .....  | 81 |
| Figura 36. Relación entre el kVp y el mA (Cantor, 2022).....  | 81 |
| Figura 37. Desplazamiento de centro del campo de radiación (Cantor, 2022). .....                                    | 82 |
| Figura 38. Serie de imágenes dosimétricas reconstruidas (Cantor, 2022). .....                                       | 83 |
| Figura 39. Reconstrucción dosimétrica para la determinación de la dosis en la piel del paciente (Cantor, 2022)..... | 84 |
| Figura 40. Superficie de imagen dosimétrica final (Cantor, 2022).....   | 87 |
| Figura 41. Perfiles horizontal y vertical de imagen dosimétrica final (Cantor, 2022). .....                         | 87 |

www.bdigital.ula.ve



UNIVERSIDAD DE LOS ANDES  
FACULTAD DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

# DETERMINACIÓN DE LA DOSIS EN PIEL EN PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA MEDIANTE EL USO DE ENCABEZADO *DICOM*

Trabajo Especial de Grado para Optar al Título de Licenciado en Física

Autor: Inés Cantor  
Tutor Externo: MSc. Carlos Leal  
Tutor Académico: Dr. Alberto Patiño  
Mérida - Venezuela, septiembre del 2022

## RESUMEN

Los procedimientos intervencionistas en cardiología aumentan cada año, al ser las patologías cardíacas las que encabezan las causas mundiales de muerte. Estos procedimientos resultan accesibles y de menor coste que las intervenciones quirúrgicas, pero al no ser empleadas con el debido conocimiento sobre las radiaciones ionizantes inherentemente utilizadas en los procedimientos fluoroscópicos, traen consigo la aparición de efectos estocásticos y determinísticos, manifestados en potenciales lesiones radioinducidas en la piel. En el presente trabajo se realiza el diseño de un programa en MatLab, para la reconstrucción dosimétrica a través de los encabezados *DICOM* de las imágenes obtenidas en un procedimiento de cardiología intervencionista y los datos dosimétricos del control de calidad, para establecer un criterio de seguimiento a los pacientes que superen las dosis umbrales establecidas por el ICRP y el IAEA. En el paciente estudiado se estima que la dosis máxima en piel es de  $4.66 \pm 0.40$  Gy, en un área de  $1.06 \text{ cm}^2$ , con el  $P_{KA}$  (Producto KERMA-Área) del procedimiento teniendo un valor de  $546 \pm 50 \text{ Gy.cm}^2$  y un coeficiente de variación del 9,16%. Se superan ampliamente los valores de  $P_{KA}$  reportados por Sánchez, Järvinen y González-López, siendo estos para la angiografía (CA) de 39; 20,3 y 27,8  $\text{Gy.cm}^2$ , respectivamente, siendo superados respecto al mayor valor reportado en un 1864,03 %, siendo así mayor la probabilidad de aparición de los efectos determinísticos, con lesiones potenciales como el eritema transitorio en un período de 2-24 h y la depilación permanente, en aproximadamente 3 semanas.

**Palabras Clave:** Reconstrucción Dosimétrica, Encabezado *DICOM*, Radiología Intervencionista, Dosis máxima en piel, MatLab.

## INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares constituyen la primera causa de muerte en la población mundial, aumentando su prevalencia en los países con menos recursos. Se calcula que en 2015 murieron por esta causa 17,7 millones de personas, representando el 31% de todas las muertes registradas en ese año, de las cuales más de 3/4 partes de las defunciones, ocurren en los países de ingreso bajo y medio (OMS, 2017). En la República Bolivariana de Venezuela, las enfermedades cardiovasculares representan la primera causa de muerte por enfermedades no transmisibles, registrándose para el año 2013, 30.899 defunciones, representando el 20,61% de las muertes registradas en el país (Ministerio del Poder Popular para la Salud, 2015).

La Fluoroscopia es una técnica de imagen guiada por rayos X, que permite visualizar en tiempo real el movimiento de los fluidos internos y estructuras del cuerpo humano, permitiendo registrar de cambios en tiempo real (Leal J. , 2013). Esta es una técnica de menor impacto en comparación con los procedimientos quirúrgicos, disminuyendo los riesgos asociados al proceso postoperatorio, permitiendo tratar un amplio rango de patologías, a través de procedimientos diagnósticos y terapéuticos, por lo que es de gran importancia conocer a profundidad las bondades y riesgos de estos procedimientos, que con el paso del tiempo, aumentan en su popularidad.

En Venezuela, a través del Sistema Público Nacional de Salud (SPNS), se hace un esfuerzo por diagnosticar y tratar estas patologías, mediante equipos de alta tecnología, instalados en los servicios públicos de Hemodinamia (equipos de Fluoroscopia) en 22 centros hospitalarios en todo el país (Hospital Cardiológico Infantil Latinoamericano Dr. Gilberto Rodriguez Ochoa, 2022).

Con el incremento de estos procedimientos, aumenta el riesgo de la aparición de lesiones en piel (radioinducidas). En la regulación venezolana (Normas venezolanas COVENIN) no se contempla un criterio para la evaluación y seguimiento de los pacientes, que son sometidos a estos procedimientos de radiología intervencionista,

por lo que se plantea realizar un programa en MatLab, para la estimación de la dosis en piel, partiendo de los parámetros dosimétricos (curva Dosis vs. Espesor del Paciente y curva Dosis vs. Tamaño de Campo) y los datos plasmados en los encabezados de las imágenes *DICOM*, con la finalidad de poner a disposición del personal de salud, una herramienta que permita establecer claramente los criterios de seguimiento de los pacientes que superen los umbrales de dosis, ya que estos efectos suelen aparecer tardíamente.

Los programas de dosimetría y seguimiento de las dosis suministradas a los pacientes en los procedimientos de radiología intervencionista, son de gran importancia para el establecimiento de niveles orientativos de dosis, siendo una herramienta el programa diseñado, al permitir la estimación de la dosis máxima en piel y el producto KERMA-área, de bajo coste, sin necesitar tener equipos adicionales para su monitoreo de mayor costo, como lo es el caso de la dosimetría clínica empleando películas radiocrómicas.

[www.bdigital.ula.ve](http://www.bdigital.ula.ve)

## CAPÍTULO I

### 1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Desde el año 2000 hasta el año 2019, las enfermedades cardíacas formaron parte de las 16 primeras causas de muerte a nivel mundial. Esto indica que son una causa prominente, cuyo tratamiento existe en la mayoría de casos, y por tal motivo, los procedimientos para dichas patologías, han ido en aumento en las dos últimas décadas.

En Venezuela, las estadísticas de mortalidad, según la OMS, son tales que para el año 2016, las Enfermedades No Transmisibles (ENT) encabezaban las principales causas de muerte, cobrando un 70 % de las muertes para dicho año. De este 70 %, se tiene que el 30 % de las muertes fueron a causa de enfermedades cardiovasculares, dado a un incremento en factores de riesgo, tales como la obesidad, tabaquismo, consumo indiscreto de alcohol y sedentarismo. (Organización Mundial de la Salud, 2018).

Es por esto que los procedimientos de cardiología intervencionista, se han vuelto más comunes a lo largo del tiempo, y con el desarrollo de las tecnologías, se opta mayormente por los procedimientos fluoroscópicos y de angiografía coronaria (CA). Estos procedimientos consisten en la observación radiográfica de las vías coronarias, luego de haber introducido un medio de contraste radiopaco en el cuerpo humano. Se realizan en su mayoría mediante el uso de catéteres especializados.

Dependiendo de las necesidades del paciente, se utiliza la cateterización, que puede incluir la angiografía de otras estructuras vasculares, tales como la aorta y el ventrículo izquierdo. El propósito de estos procedimientos es visualizar la anatomía coronaria y el grado de obstrucción de las vías coronarias, como arterias y venas. Lo más común, es que sea utilizado para determinar la presencia y la extensión del daño de la enfermedad arterial coronaria, y así asesorar la forma de tratamiento más adecuada, tales como la revascularización o en casos más extremos, la cirugía.

También se llevan a cabo estos procedimientos en casos en que no se conoce con certeza el diagnóstico de la enfermedad coronaria y esta no puede ser tratada mediante otros tratamientos no invasivos. Los procedimientos de radiología intervencionista conllevan en su mayoría un riesgo del 2 %, pero se debe tomar en cuenta que las mayores complicaciones se presentan en pacientes con condiciones conjuntas, como lo podrían ser el shock, insuficiencia renal aguda, y cardiopatías preexistentes. (American College of Cardiology/American Heart Association, 1999)

Para la obtención de las imágenes, es necesario tener un emisor de rayos X que, según su frecuencia, será capaz de penetrar más o menos dependiendo del tejido en el cuerpo humano, así, en segundo lugar, es necesario tener los parámetros de intensidad de los rayos X para cada lugar del cuerpo y delimitar así la región deseada, y por último se necesita un receptor de imagen, que podrá ser digital o análogo dependiendo del instrumento utilizado. Al tener un haz de rayos X que incide sobre un paciente, ocurre inherentemente que una gran parte de los fotones, por efecto Compton, producen radiación que es dispersada. Esta radiación, conocida además como radiación ionizante, por su interacción con la materia, dependiendo de ciertos factores, puede viajar en la misma dirección que el haz de rayos X, o en otras direcciones, afectando así la calidad de la imagen. Es este factor que determina el contraste de la imagen, es decir, la diferenciación entre tejidos y sombras no deseadas, que pueden afectar negativamente el resultado del procedimiento. Entre mayor dispersión, mayor será el contraste en la imagen. (Sprawls, 1993)

Es común que se realicen una serie de procedimientos utilizando dispositivos radiológicos con fines terapéuticos y de diagnóstico, tal que el principio por el cual se rigen estos equipos es el mismo: un emisor y un receptor de rayos X. La variante para cada uno, es su diseño, tal que se construyen de forma diferente dependiendo del fin deseado. Además, existen dos métodos de obtención de imágenes, los de proyección (radiografías) y los tomográficos. También están los procedimientos terapéuticos, realizados para tratar enfermedades, tales como la radioterapia. Se toma en cuenta que, para obtener imágenes, es necesario que la radiación interactúe con los tejidos a

estudiar. Es por esto que se debe entender la forma en que los rayos X actúan al encontrarse con los diferentes órganos, cuyas distintas densidades requieren mayor o menor intensidad de radiación. A su vez, también existen aquellos procedimientos bajo el umbral de la medicina nuclear, en los cuales se introduce materiales radioactivos al cuerpo, para detectar la radiación que resulta emitida y construir una imagen que permita realizar diagnósticos. Todos estos procedimientos tienen ventajas y desventajas, y dependerá del resultado deseado cuál sea el más indicado.

Por otro lado, uno de los principales dispositivos utilizados en medicina, particularmente en aquellos procedimientos que requieren de observación en directo de la región a examinar, es el fluoroscopio. Este se trata de un dispositivo consistente de un emisor de rayos X. Al principio, un panel plano fluorescente sobre el cual inciden los haces de rayos X, que penetran al paciente, tal que, por su naturaleza, en este panel se hace una especie de reconstrucción donde se ve iluminada la región requerida por el procedimiento. Esto trae consigo varias complicaciones, ya que, se necesita trabajar en una habitación oscura, con un tipo especial de gafas, lo cual torna el procedimiento poco práctico. Sin embargo, el desarrollo e introducción del intensificador de imagen, fue un avance en este campo, puesto que este consiste de un dispositivo que permite hacer la misma reconstrucción, convirtiendo los rayos X en luz, sin necesidad de hacerlo en una habitación oscura y, además, este permite hacerle varios ajustes a la imagen, como el brillo de la misma, obteniendo en general un mejor resultado. El intensificador permite añadir energía o ajustar la energía del proceso de conversión de la imagen. (Leal J. , 2013).

Al tratarse con radiación ionizante, es necesario realizar un seguimiento de la forma y la cantidad de radiación que es aplicada, ya que, al ser está capaz de cambiar las estructuras, y al tratarse del cuerpo humano, se debe seguir ciertos lineamientos para evitar que los procedimientos resulten demasiado invasivos y resulten en más daños que en beneficios para los pacientes. A su vez, el personal médico que realiza los procedimientos, debe seguir ciertos parámetros y llevar a cabo los procedimientos de protección radiológica a cabalidad. Es así como las Naciones Unidas con su Comité

Científico para la Determinación de los Efectos de la Radiación (UNSCEAR siglas en inglés de *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) realiza un informe periódico en el cual determina las dosis en diferentes países y determina la exposición del personal médico, de acuerdo a parámetros base, para evaluar la misma.

El uso indiscreto de la radiación ionizante podría ser riesgoso, puesto que, dada la naturaleza de la misma, puede ocasionar efectos biológicos indeseados, más allá del beneficio que pueda traer el tratamiento intervencionista. Estos efectos se conocen como efectos estocásticos, y pueden ocurrir a pesar de la dosis, aunque la probabilidad de que aparezcan, aumenta con la misma. También existen los efectos determinísticos que dependen directamente de la dosis y aparecen al exceder un umbral determinado. (Agencia Internacional de Energía Atómica (AIEA), 2010)

El aumento significativo de las afecciones cardíacas en los últimos años, traen un inherente aumento de los procedimientos intervencionistas para tratar las mismas. Estos tratamientos son accesibles, en su mayoría eficientes. Por lo que se podría decir que, con este crecimiento, aumentan también los efectos determinísticos en los pacientes, por lo que es necesaria la búsqueda de nuevos medios que sirvan para establecer protocolos clínicos de seguimiento a los pacientes sometidos a estos procedimientos, en función de la dosis estimada, teniendo en consideración que los efectos producidos por las radiaciones ionizantes, son efectos tardíos, que, al aparecer, no necesariamente son relacionados con los procedimientos de radiología intervencionista, y también es necesario dar al personal de salud una herramienta que permita establecer un criterio claro de seguimiento al paciente en función de la dosis suministrada.

## **1.2 Objetivo General**

Determinar la dosis recibida en piel por pacientes sometidos a procedimientos de radiología intervencionista a través de la información contenida en los encabezados de las imágenes *DICOM* y las pruebas de control de calidad.

### **1.2.1 Objetivos Específicos**

1. Modelar los parámetros geométricos del haz de radiación en función del encabezado *DICOM* de las imágenes.
2. Diseñar un programa en MatLab para la estimación de la dosis en piel para pacientes sometidos a procedimientos de radiología intervencionista, a partir de la información de la geometría del haz y los datos dosimétricos de las pruebas de control de calidad.
3. Crear un criterio dosimétrico para elaborar un programa de seguimiento a los pacientes para los que se sospeche la aparición de efectos determinísticos.

### **1.3 Justificación**

El objetivo de la protección radiológica en procedimientos de radiología intervencionista, es disminuir los efectos estocásticos de la radiación, que resultan en enfermedades malignas (como el cáncer) y al modificar el ADN, resultan en enfermedades hereditarias. Así, disminuir la probabilidad de que ocurran efectos determinísticos, que no sean tan severos, ya que son proporcionales a la dosis, apareciendo a partir de un umbral, es la prioridad en estos casos. La ocurrencia de estos efectos aumenta con la dosis.

Los efectos determinísticos en los pacientes, se manifiestan principalmente en afecciones en la piel, causadas en el área de incidencia del haz de radiación, y se caracterizan porque la frecuencia de su aparición y severidad, aumenta según la dosis. Estas afecciones pueden aparecer meses después del procedimiento intervencionista, e incluso pueden no relacionarse con dicho procedimiento por la tardía aparición de las mismas. Se pueden manifestar como quemaduras, procesos inflamatorios, entre otros.

Los mecanismos de daño por radiación incluyen inflamación según el área irradiada, y en el caso de procedimientos cardiológicos y para dosis más altas, también pueden aparecer afecciones en las vías cardíacas, tan graves como fibrosis, isquemia miocárdica, muerte celular de los tejidos, disminución en la función cardíaca y fallo

cardíaco fatal. Estos ocurren en dosis reportadas mayores a 0,5 Gy. Esta dosis se puede alcanzar en aquellos procedimientos que sean más complejos y requieran mayor tiempo de exposición (a mayor tiempo de exposición, mayor será la dosis a la que el paciente sea sometido). A menores dosis, el tiempo de latencia podría llegar a alcanzar entre 10 y 20 años. Por último, entre otros efectos, el ojo humano está hecho de tejido radiosensible. La radiación ionizante, normalmente puede causar catarata subcapsular en el lente del ojo. Este fenómeno ha sido observado en cardiólogos y personal de apoyo participante en los cateterismos, teniendo estos mayores probabilidades de desarrollar esta enfermedad que el resto de la población, en particular si no se siguen las normas de protección radiológica vigentes. (International Commission on Radiological Protection, 2013)

Es por esto, que se necesitan herramientas para la determinación temprana de la posible aparición de efectos determinísticos, a través de la reconstrucción dosimétrica a partir de los parámetros de la curva dosis vs. espesor del paciente, obtenida en las pruebas de control de calidad y la información de los parámetros técnicos y geométricos contenidos en los encabezados de las imágenes *DICOM* (*Digital Imaging and Communication in Medicine*, por sus siglas en inglés, que se traduce como: Estándar en Imagenología Digital y Comunicaciones en Medicina), proponiéndose en este trabajo un criterio para la estimación de la dosis en piel, de los pacientes sometidos a procedimientos de cardiología intervencionista, para establecer un criterio de seguimiento de los pacientes en que se sospeche la manifestación de efectos determinísticos debido a las prácticas intervencionistas, como una alternativa a los métodos convencionales de determinación de dosis, tales como las películas radiocrómicas y las placas radiológicas convencionales, entre otros; al ser estos métodos de mayor coste y difícil adquisición.

#### **1.4 Delimitación del problema**

Se trabajará con un centro de salud en el que se disponga de información dosimétrica, obtenida por los controles de calidad, realizado por un auditor externo y que cuenten imágenes de procedimientos en cardiología intervencionista, para estimar mediante el

diseño de un programa en MatLab, la dosis recibida por los pacientes en la piel, a través de la información suministrada en los encabezados *DICOM*, tal que se pueda establecer un criterio de seguimiento a los mismos, según el tiempo de exposición y demás parámetros utilizados en cada una de las intervenciones.

[www.bdigital.ula.ve](http://www.bdigital.ula.ve)

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Antecedentes de la investigación

De revisiones efectuadas, se obtuvieron los siguientes trabajos vinculados con el tema objeto de estudio:

Nelson Villa en su *Estimación del Kerma en Procedimientos de Cardiología Intervencionista (2009)*, realiza un estudio en el Hospital Cardiológico Infantil Latinoamericano Dr. Gilberto Rodríguez, para estimar las dosis recibidas por los pacientes y el personal ocupacionalmente expuesto a la radiación en los diferentes procedimientos de cardiología intervencionista, para obtener un nivel de referencia de dosis y optimizar las prácticas, puesto que a pesar del inherente beneficio de estos procedimientos, existe una gran variedad de parámetros que afectan la dosis recibida por los pacientes. Este hospital se construyó con el objetivo de atender a niños entre 0 y 18 años de edad, con malformaciones cardíacas genéticas, las cuales son aledadamente la segunda causa de muerte en el primer año de vida. El ICRP, en el año 2001, recomendó establecer niveles determinados para las dosis en estudios diagnósticos, tal que, en una buena práctica del procedimiento, no sean excedidos. Así en este trabajo, se determinó el KERMA (siglas en inglés de *Kinetic Energy Released per unit MA*) de entrada en pacientes en tratamientos de cardiología intervencionista, guiados por Fluoroscopia mediante dosímetros termoluminiscentes (TLD) basados en cristales de Fluoruro de Litio (LiF), comparándolo con los valores del equipo de Rayos X ubicado en dicho centro de salud, concluyendo además que el percentil 75 de la tasa de KERMA recibida por los pacientes en procedimientos diagnósticos y terapéuticos fue más alta en la zona postero-anterior debido a que durante las intervenciones, el tubo de rayos X se encuentra la mayoría del tiempo en la parte inferior de la camilla del equipo de fluoroscopia, pero no fue posible determinar el punto de dosis máxima recibida en la piel del paciente. (Villa, 2009)

José Leal realiza un estudio sobre las intervenciones cardíacas invasivas (angiografías y angioplastías). El uso de las radiaciones ionizantes en estos procedimientos intervencionista trae consigo efectos que pueden ser perjudiciales para el Paciente y el Trabajador Ocupacionalmente Expuesto (TOE), debido a los largos tiempos de exposición empleados en estas prácticas médicas. Por tal motivo surge la necesidad de conocer las dosis que reciben tanto el paciente como el TOE en los procedimientos diagnósticos y terapéuticos de cardiología intervencionista. Este trabajo se realizó en el servicio de Hemodinámica del Hospital Universitario de Caracas, el cual cuenta con un equipo Philips Allura Xper FD20. Las mediciones dosimétricas se realizaron en Pacientes Adultos de diferentes edades y pesos, y a los TOE (cardiólogos, enfermeras y técnicos). La estimación del KERMA de entrada se realizó con un total de 31 pacientes, de los cuales 21 fueron sometidos a procedimientos diagnósticos y 10 a terapéuticos, comprobando que la Dosimetría Termoluminiscente no es apropiada para el registro del KERMA máxima en piel, debido al gran número de dosímetros termoluminiscentes necesarios para el registro adecuado del KERMA máximo en piel, por lo que se recomienda utilizar un sistema de detección que permita cuantificar el KERMA de manera continua tal como lo hacen las películas radiocrómicas. (Leal J. , 2013)

Luego, en el trabajo titulado *Modelaje por Método de Monte Carlo para estimar la dosis en paciente y en el Trabajador Ocupacionalmente Expuesto en intervencionismo*, José Ceballos señala la falta de bibliografía en investigaciones dosimétricas en poblaciones de gran escala en Venezuela, para determinar la dosis de entrada en la superficie, la dosis absorbida en la piel de los pacientes sometidos a estudios de radiología intervencionista que permitan establecer niveles de referencia, como también la dosis equivalente en los TOE. Utilizó fórmulas para estimar la dosis efectiva desde un dosímetro personal, aunque con estos, por precaución, se tienden a sobrestimar la dosis efectiva individual; sin embargo, en los últimos años se han generado discusiones acerca de los algoritmos aplicados a la cardiología intervencionista, dando como resultado subestimaciones de la dosis efectiva por un

escaso margen o de sobrestimaciones de alrededor del 100%. Motivado a lo expuesto se realizaron simulaciones por Método de Montecarlo y usando como programa principal PENELOPE (siglas en ingles de *Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons*) e interpolaciones en MATLAB donde se obtuvieron resultados del KERMA y tasa de KERMA en superficie de entrada en posición postero-anterior, dosis equivalente en cristalino, tiroides, tórax y gónadas para diferentes energías y diferentes filtraciones del tubo. Los resultados obtenidos de la dosis equivalente en tiroides y cristalino dentro del delantal son muy cercanos entre sí. Sin embargo, la dosis registrada fuera del delantal en ambos órganos diverge. Luego, las lecturas observadas en tórax con detectores de diferentes áreas, mostraron resultados distintos, por lo tanto, se propuso un algoritmo de triple dosimetría. Comparando esta propuesta con el algoritmo más reciente de Peter Clerinx se obtuvo que la relación fue de 1:3 Por último todos los resultados obtenidos fueron alimentando la base de datos del programa *Dosisj 1.0* elaborado en MATLAB. (Ceballos, 2014)

Víctor Rivas, en su *Comparación de la Dosis Absorbida en Piel de Pacientes Sometidos a Estudios de Hemodinámia en Equipos con Intensificador de Imágenes y Flat Panel con Películas Radiocrómicas* del 2016, explica que la normativa venezolana de protección contra las radiaciones ionizantes provenientes de fuentes externas usadas en medicina resolución 401 del MPPS vigente, no establece niveles de referencia dosimétricos en procedimientos de cardiología intervencionista (*CI*), actualmente las enfermedades cardiovasculares (*ECV*). Proporciona datos dosimétricos e información estadística de pacientes adultos en *CI* que contribuyen para el futuro establecimiento de niveles de referencia a nivel nacional. Debido a los prolongados tiempos de exposición a que son sometidos los pacientes, es determinante la evaluación en la estimación de la dosis máxima en la superficie de entrada (*DMSE*) en la piel con películas radiocrómicas (*PRC*), que se asocia a la manifestación de efectos deterministas, así como la estimación del producto Kerma área (*PKA*) acumulado en cada procedimiento, el cual se relaciona a la probabilidad de efectos estocásticos. Este trabajo se realizó en el departamento de Cardiología del

Hospital Militar “Dr. Carlos Arvelo” ubicado en la ciudad de Caracas, el cual cuenta con dos equipos, uno con intensificador de imágenes (*II*) y uno de panel plano (*PP*), en la metodología se registraron datos antropométricos de 22 pacientes adultos, de diferentes edades, sexo e índice de masa corporal. Para la evaluación del PKA con una incertidumbre de  $\pm 10\%$  se registró una distribución de datos en cuartiles. Luego con el índice de correlación de Pearson, se encontró una correlación fuerte entre el PKA y la DMSE en todos los procedimientos para ambos equipos. Los resultados permiten deducir que las placas radiocrómicas son el detector apropiado para la estimación de la dosis absorbida en la piel de los pacientes, ya que no afectan los procedimientos clínicos, permitiendo determinar la distribución de la dosis en los diferentes campos y definir la región de DMSE. (Rivas, 2016)

Carlos Leal en el trabajo titulado *Pruebas de Control de Calidad Para Equipos de Fluoroscopia Utilizados en Procedimientos Diagnósticos y En Prácticas Intervencionistas* realiza una revisión de las Pruebas de Control de Calidad a los equipos empleados en procedimientos diagnósticos y terapéuticos guiados por Fluoroscopia, en base a la Norma Venezolana COVENIN 218-1:2000, en el que se sugiere la actualización de esta norma, ya que las recomendaciones internacionales han cambiado en los últimos años y se han implementado en el país nuevas tecnologías como los equipos de paneles planos. La implementación de las PCC garantiza el procedimiento de optimización de las prácticas diagnósticas y terapéuticas guiadas por fluoroscopia, mejoran las condiciones de seguridad radiológicas de los pacientes y de los Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos (*TOE*), con la finalidad de evitar la aparición de efectos determinísticos y minimizar en la medida de lo posible los efectos estocásticos, producidos por las radiaciones ionizantes. Finalmente, sientan las bases para establecer niveles orientativos de dosis en los pacientes que son sometidos a esta práctica médica. (Leal C. , 2017)

## **2.2 Radiación electromagnética**

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética altamente penetrante, cuyo descubrimiento en el siglo XIX revolucionó distintas áreas de la ciencia, como la

física, por su naturaleza desconocida hasta el momento, y en particular la medicina, pues a lo largo de los años ha sido de suma utilidad para el desarrollo de tratamientos y diagnóstico en esta área.

Se dice de la radiación como el fenómeno mediante el cual existe la propagación de energía en el espacio, ya sea un medio material o el vacío, tal que dicha energía proviene de ondas electromagnéticas, que existen al haber campos eléctricos y magnéticos oscilando simultáneamente; así, la radiación electromagnética es aquella producida inherentemente por ondas electromagnéticas (ver Tabla 1). La fuente de radiación electromagnética son cargas aceleradas, tal que las amplitudes de onda son proporcionales a dicha carga y su aceleración. (Walecka, 2008). Para distinguir los distintos tipos de radiación, que van desde la luz visible hasta las ondas de radio, la radiación térmica y los rayos X, y se puede clasificar y dividir todas en un espectro según la frecuencia de la onda electromagnética que les caracteriza:

Tabla 1. Espectro Electromagnético. (Serway, Moses, & Moyer, 2005)

| Región del espectro | Intervalo de frecuencias (Hz)             |
|---------------------|---|
| Radio-microondas    | 0 - $3,0 \cdot 10^{12}$                   |
| Infrarrojo          | $3,0 \cdot 10^{12}$ - $4,6 \cdot 10^{14}$ |
| Luz visible         | $4,6 \cdot 10^{14}$ - $7,5 \cdot 10^{14}$ |
| Ultravioleta        | $7,5 \cdot 10^{14}$ - $6,0 \cdot 10^{16}$ |
| Rayos X             | $6,0 \cdot 10^{16}$ - $1,0 \cdot 10^{20}$ |
| Radiación gamma     | $1,0 \cdot 10^{20}$ - ....                |

Existe a su vez la clasificación de la radiación según su interacción con la materia, tal que, dependiendo de la frecuencia de la onda, esta será capaz, o no, de arrancar electrones, tal que, al mover estos electrones de su sitio, los átomos resultan ionizados. La radiación no ionizante es aquella que, por tener frecuencias relativamente bajas, no posee la energía suficiente como para mover los electrones de materia y por lo tanto, su interacción con esta, no se considera riesgosa. Por otro lado, la radiación ionizante, posee altas energías, tal que es capaz de arrancar electrones de los átomos y cambiar su estructura original.

Sin embargo, fue en el siglo XX que se descubrió que la radiación electromagnética no solo tenía comportamiento de onda, sino que también poseía características que hasta el momento solo se les atribuía a las partículas en el espacio. Fue así como Compton, en 1923, descubrió que los rayos X, a pesar de conocerse como ondas de alta penetración, también exhibían comportamiento corpuscular. Así, luego del descubrimiento del efecto fotoeléctrico, que es el fenómeno cuántico que describe el hecho de que al irradiar con luz (ondas electromagnéticas) un material que tenga electrones libres, como puede ser un metal, este desprenderá dichos electrones por acción de la absorción de la energía de los fotones, tal que se produce una corriente eléctrica. El efecto Compton explica cómo se producen los rayos X, tal que así, al hacer pasar una corriente por un metal, este libera fotones, con una cierta frecuencia. Según el efecto fotoeléctrico, la energía que absorbe cada electrón expulsado, es proporcional a la energía que lleva el fotón, es decir:

$$\text{Ecuación 1.} \quad E = hf$$

donde  $h$  es la constante de Planck y  $f$  es la frecuencia. (Serway, Moses, & Moyer, 2005) Luego, considerando el efecto Compton, se puede calcular las longitudes de onda de las ondas incidente y reflejada, notando que esta última solo depende de cierto ángulo  $\theta$ , y no del tiempo de exposición o intensidad de la radiación, como se creía según la teoría clásica:

$$\text{Ecuación 2.} \quad \lambda' - \lambda_0 = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta)$$

Denotando  $\lambda'$  como la longitud de onda resultante,  $\lambda_0$  la longitud de onda inicial,  $m_e$  la masa del electrón, y  $c$  la velocidad de la luz. Se tiene que  $\theta$  corresponde al ángulo entre el electrón y el fotón que es dispersado por la colisión.

### 2.3 Producción de rayos X

Las partículas cargadas de energía, interactúan con la materia mediante fuerzas coulómbicas, y pierden energía cinética por excitación, ionización o pérdida radioactiva. La excitación y la ionización ocurren cuando las partículas cargadas

pierden energía al interactuar con los electrones orbitales del medio. Estas colisiones se refieren a las fuerzas coulómbicas ejercidas en las partículas cargadas al pasar cerca de un campo eléctrico generado por los protones y electrones del átomo. Si la energía transferida excede la energía de enlace del electrón, que es la energía necesaria para arrancar al electrón de su orbital, se tendrá al electrón eyectado de su orbital atómico. Esto produce un par de iones, el del electrón emitido y el del átomo que resulta cargado positivamente al liberarse de tal electrón. A veces sucede que el electrón posee la suficiente energía como para causar más ionizaciones a su paso. La deposición de aproximadamente el 70 % de la energía en tejidos, ocurre por ionización. (Bushberg, 2012)

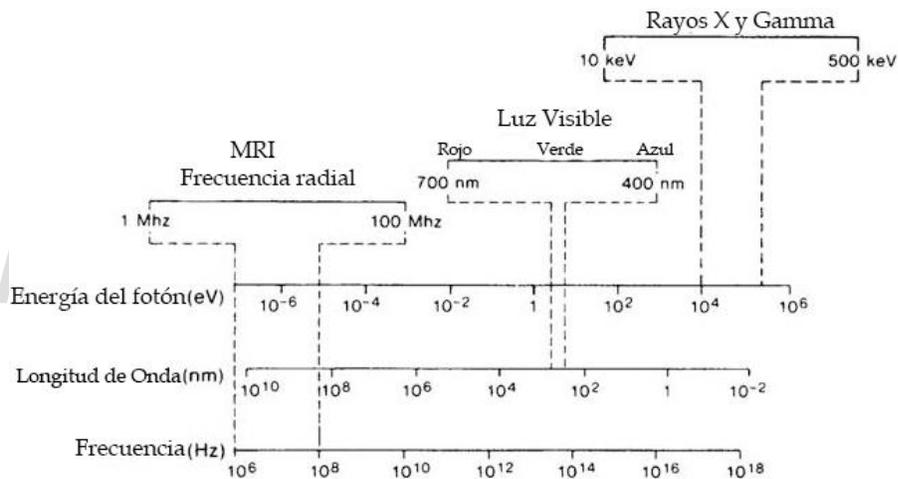


Figura 1: El espectro electromagnético respecto a energías, frecuencias y longitudes de onda. (Sprawls, 1993)

Sin embargo, para energías muy bajas del electrón ( $\approx 40$  eV), las probabilidades de excitación y de ionización son iguales, y con más reducciones de energía, la probabilidad de que ocurra la ionización, disminuye rápidamente, convirtiéndose en nula en el tejido, al pasar la primera ionización por agua líquida a unos 11,2 eV (ver Figura 1). Así que, mientras las energías de enlace para los electrones en carbono, nitrógeno y oxígeno son menos de 10 eV, la energía promedio depositada por par de iones producidos en aire (compuesto sobre todo en nitrógeno y oxígeno) y en tejido

suave (constituido principalmente de hidrógeno, carbono y oxígeno) es de 34 eV y 22 eV, respectivamente.

### 2.3.1 El espectro Bremsstrahlung

Los rayos X son creados a partir de la conversión de la energía cinética de los electrones, en radiación electromagnética, cuando estos son desacelerados por la interacción con algún material. Los elementos de un tubo de rayos X se pueden ver en la Figura 2. La diferencia de potencial aplicada normalmente en radiología diagnóstica es de 20.000 a 150.000 voltios en el vacío. El cátodo es la fuente de electrones, mientras el ánodo es el objetivo de dichos electrones, de forma tal que los electrones son acelerados del cátodo al ánodo. Es así como, al impactar con el ánodo, la energía cinética de los electrones, se convierte en otros tipos de energía. Por ejemplo, la mayoría de interacciones que suceden, son colisiones, donde el intercambio de energía produce calor. Sin embargo, una pequeña fracción de los electrones acelerados, pasan cercanos a un núcleo atómico, siendo afectados por un campo eléctrico positivo. Tal que, hay interacciones coulombianas a su vez de desaceleración, producidas por el cambio de dirección que ocasiona una pérdida de energía cinética. Esto produce una emisión de rayos X de igual energía, conocida como radiación Bremsstrahlung, o radiación de frenado (Sprawls, 1993).

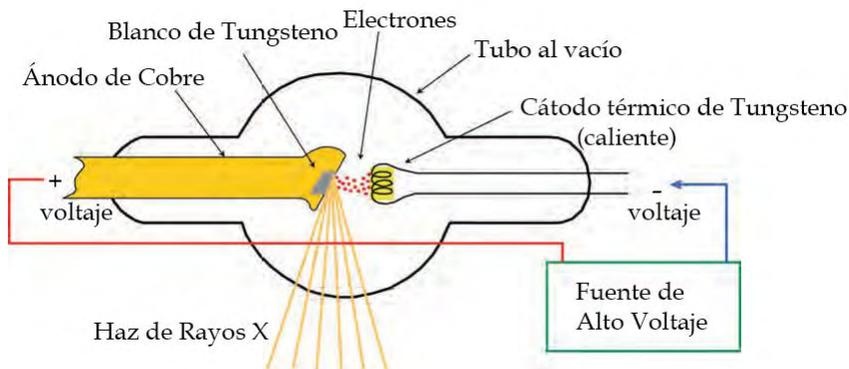
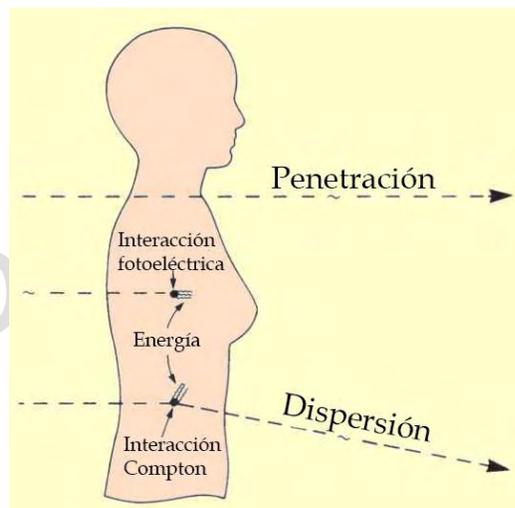


Figura 2: Diagrama del tubo de rayos X (Sprawls, 1993)

Considerando a los fotones como entes individuales de energía, si se tiene que un haz de rayos X atraviesa a un objeto, esto puede dar lugar a tres posibles formas de interacción con la materia (ver Figura 3):

- 1.- Puede penetrar la sección de materia sin interactuar.
- 2.- Puede interactuar con la materia y ser completamente absorbido, al depositar la energía que trae consigo.
- 3.- Puede interactuar y ser dispersada o reflejada de su dirección original, y depositar parte de su energía.



**Figura 3: Ilustración de los diferentes tipos de interacción de la radiación con la materia. (Sprawls, 1993)**

Por las energías a las que operan los equipos intervencionistas, se tiene que el efecto predominante será el efecto Compton (ver Figura 4). El efecto o interacción Compton es aquella en la que solo una porción de la energía se absorbe, produciendo un fotón de energía menor a la energía inicial. Este fotón viaja en una dirección diferente a la del fotón inicial, y es por este cambio en la dirección, que se considera como una dispersión. Es por esto que una parte de la radiación también es dispersada a través del material, por lo cual, al tratarse del cuerpo humano como medio, se dice que este llega a ser una fuente secundaria de radiación. Esto trae consigo específicamente dos efectos indeseables: la radiación dispersada continúa su trayecto en el espacio,

llegando a alcanzar el detector de imagen, pudiendo afectar la calidad de imagen. El otro efecto, es que la radiación dispersada llegue al personal que realiza la intervención.

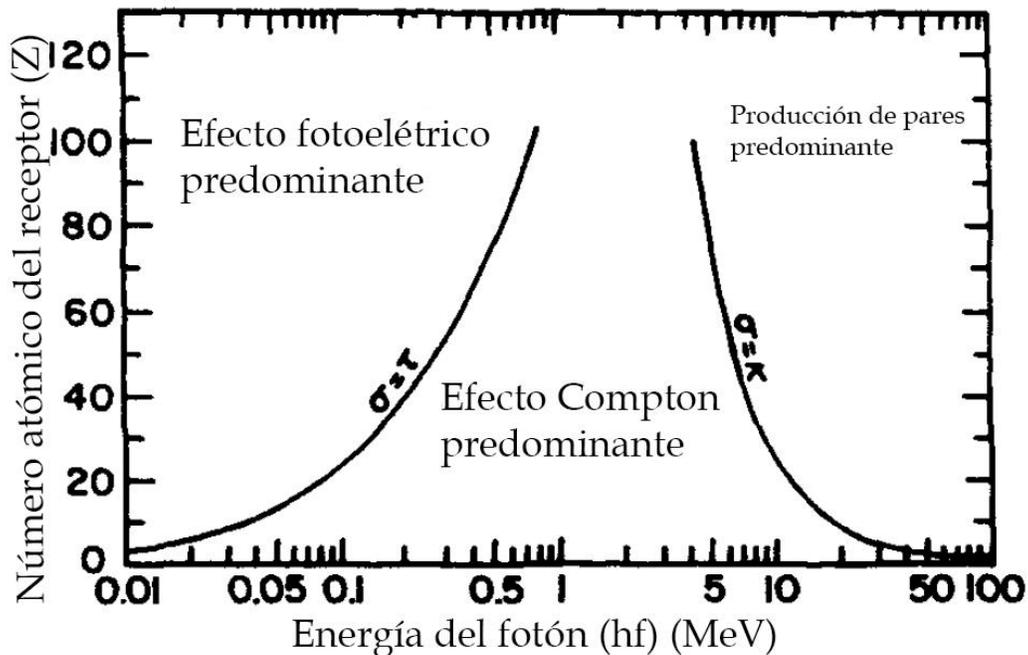


Figura 4 Efectos dominantes según el número atómico del material incidente. (Attix, 2004)

### 2.3.2: Unidades y definiciones para radiología e intervencionismo

En biología, lo común es separar los daños radiológicos en dos: Los somáticos y los genéticos, dependiendo si afectan a las células salvo a las células reproductoras (somáticos) o si afectan a las células reproductivas (genéticos). Por esto es de gran interés conocer los efectos de las radiaciones utilizadas para diagnóstico o como tratamiento. Existen varias unidades con distintos usos, para cuantificar la radiación que interactúa con la materia en diversas circunstancias.

- El Roentgen ( $R$ ) es la cantidad de radiación ionizante que produce una carga eléctrica de  $33,33 \times 10^{-10} C$  en  $1 \text{ cm}^3$  de aire, en  $CN$  (condiciones normales). En términos energéticos, el Roentgen deposita  $8,76 \times 10^{-3} J$  en  $1 \text{ kg}$  de aire.

- El *rad* o *Radiation Absorbed Dose* (dosis de radiación absorbida) es la cantidad de radiación necesaria para hacer aumentar la energía de un material absorbente en  $1 \times 10^{-2} J$ .
- Para hablar de la radiación absorbida por la materia, se utiliza el Gray (*Gy*), y se tiene que un Gy equivale a 100 rad. Este se usa normalmente al hablar de los efectos de las radiaciones ionizantes en altas dosis.
- El Sievert (*Sv*) se utiliza para hablar de las dosis absorbidas en menores magnitudes, con especial enfoque en el efecto biológico equivalente al depósito de 1 J de radiación en un kilogramo de tejido humano. (Serway, Moses, & Moyer, 2005)

En este trabajo, se tomará la equivalencia entre el Gy y el Sv de ser 1:1.

### 2.3.2.1 KERMA (*K*)

Por sus siglas en inglés, *Kinetic Energy Release per Unit Mass* y está definido por la

Ecuación 3:

$$\text{Ecuación 3} \quad K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

donde  $dE_{tr}$  es igual a la suma de todas las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas (electrones), liberadas por partículas ionizantes sin carga (fotones) en un medio por unidad de masa  $dm$ . La unidad del KERMA en el Sistema Internacional (SI) es el Gy.

### **KERMA en aire en la superficie de entrada ( $K_{a,e}$ )**

Es el KERMA en aire medido en el eje central del haz de rayos X en la ubicación del paciente o en la superficie del maniquí incluyendo la radiación retrodispersada (*B*) (ver Ecuación 4). El factor de retrodispersión depende del espectro de rayos X, el tamaño de campo del haz de rayos X, el espesor y la composición del maniquí o paciente.

$$\text{Ecuación 4} \quad K_{a,e} = K_{a,i}B$$

donde  $K_{a,i}$  es el KERMA en aire de un haz incidente de rayos X medido en el eje central del haz a una distancia punto focal-superficie, es decir, lo que sería el plano de entrada en piel. (Leal J. , 2013)

### **Producto KERMA/Área**

Es la integral del KERMA en aire libre sobre el área ( $A$ ) de un haz de rayos X en el plano perpendicular al eje del haz. Generalmente el  $P_{KA}$  se mide colocando una cámara de ionización de transmisión sobre el tubo de rayos X. Si el KERMA en aire libre  $K_a$  es constante sobre el área del haz, será aproximadamente válido para áreas de haces pequeños. La unidad del Producto KERMA/Área es el Gy/cm.

El registro y seguimiento de las dosis administradas al paciente en los estudios intervencionistas ha permanecido ausente en los sistemas de fluoroscopia, que generalmente están disponibles fuera de los departamentos de imagen. En la actualidad los equipos registran los tiempos de fluoroscopia y el  $P_{KA}$ , permitiendo así hacer un seguimiento partiendo de los parámetros médicos, los cuales establecen algunos niveles de dosis que se pueden tomar como de alarma o de seguimiento. Además el  $P_{KA}$  es un importante indicador para el riesgo de efectos tardíos (determinísticos) y debe ser utilizado en conjunto con el **KERMA Máxima en Piel** ( $KMP$ ) para evaluar riesgos globales en el paciente. (ICRP, 2000)

## **2.4 Cardiología o Radiología intervencionista**

La hemodinamia es una sub-especialidad de la Cardiología que estudia en forma invasiva, a través de catéteres, las enfermedades Cardiovasculares. *Hemo* significa sangre, y *dinamia*, movimiento, así que la hemodinamia se dice del estudio del movimiento de la sangre hacia el corazón mediante las diferentes vías (venas, arterias, cavidades). Este es un procedimiento que consiste en el diagnóstico de las lesiones cardiovasculares y su extensión. Se realiza mediante la inspección de las cavidades del corazón (angiografía), o las arterias (coronografía) mediante las vías corpóreas periféricas, tanto a través de las venas para el cateterismo del corazón derecho, como de las arterias para el cateterismo del corazón izquierdo y arterias

coronarias y su observación en directo. Estos procedimientos son de los más ampliamente realizados en la medicina dada la alta incidencia actual de las enfermedades cardíacas. Su objetivo principal como tratamiento, es el de eliminar las obstrucciones de las vías cardíacas (Leal J. , 2013).

La inspección se realiza utilizando un medio de contraste radiopaco, inyectado en las arterias o venas, y poniendo al paciente en el área de detección de un dispositivo de rayos X conocido como fluoroscopio, capaz de grabar y transmitir en vivo el recorrido del catéter hacia la vía deseada. Con estas imágenes, se analiza la presencia o ausencia de obstrucciones coronarias, de tal manera que el médico tratante pueda definir la ruta del tratamiento y pronosticar el grado de la enfermedad isquémica del corazón, o en dado caso, la ausencia de la misma. De igual manera, este procedimiento resulta útil para evaluar el progreso de la enfermedad luego de intervenciones o tratamientos farmacológicos (Rivas, 2016).

Luego, se tiene que los cateterismos se pueden clasificar según su finalidad en: Cateterismo Diagnóstico, mediante el cual una pantalla fluoroscópica monitorea el progreso del catéter hacia el corazón. También se realiza el Cateterismo Terapéutico, tal que las técnicas en la modernidad han hecho de este procedimiento, un tratamiento sobre las alteraciones encontradas. Así, en estenosis valvulares se realizan dilataciones o valvuloplastías mitrales y aórticas, de causa fundamentalmente reumática, mediante la introducción de un catéter que termina en un balón (*stent*) que, al inflarse, abre al área de la válvula estrecha. Para la enfermedad coronaria, actualmente se realizan tres procedimientos sobre las estenosis:

- Angioplastía Coronaria (*APTC*): Es un procedimiento mediante el cual se dilatan las estenosis usando el inflado de un globo en el interior de la arteria, al nivel necesario según la obstrucción.

- Stent Intracoronario: Se realiza la implantación de un dispositivo intraluminal, expandible y adherible a la arteria coronaria tras su dilatación, asegurando así su flujo mediante el seguimiento fluoroscópico.

- Aterotomo o Aterectomía: En la arteria coronaria se utilizan catéteres que rompen el material que obstruye la arteria coronaria, mediante la rotación de una cuchilla (técnica de Simpson) o punta de diamante (Rotablator), que pulveriza la placa que obstruye la vía. (American College of Cardiology/American Heart Association, 1999)

#### **2.4.1 Cateterización Cardíaca**

Es una intervención que involucra la introducción de un catéter (un tubo fino y flexible) dentro del lado derecho o izquierdo del corazón. Generalmente, este procedimiento se realiza para obtener información diagnóstica sobre el corazón o los vasos sanguíneos, o para brindar tratamiento en ciertos tipos de enfermedades cardíacas. Se puede emplear para determinar la presión y el flujo sanguíneo en las cámaras cardíacas y tomar muestras sanguíneas para Gasometría. Es un procedimiento en el que se utiliza un tinte especial (material de contraste) y a través de una técnica de rayos X llamada “Fluoroscopia” la visualización inmediata de las imágenes de rayos X en una pantalla y así, suministrar un registro permanente en una filmación de imágenes de las arterias coronarias, su silueta interna. Para determinar si existen estrechamientos (estenosis) que disminuyan su diámetro, o si se encuentran obstruidas por completo. La Angiografía Coronaria (CA), es más conocida en el medio como coronariografía, método “invasivo” de diagnóstico, que permite el estudio de las arterias del corazón. (López, 2012).

Es así como, en recuento, existen dos tipos de procedimientos intervencionistas: los de diagnóstico, y los terapéuticos. Ambos son métodos mínimamente invasivos, con lo cual, en su mayoría, pueden durar entre 10 a 70 minutos, sin requerimiento de anestesia, y por lo mismo, son procedimientos ambulatorios, resultando mucho más accesibles que las cirugías cardiovasculares practicadas antes del desarrollo de las tecnologías necesarias para llevar a cabo estas intervenciones. Es por esto que son procedimientos ventajosos, al ser de menor coste y de rápida recuperación. Sin embargo, se deben cumplir las regulaciones necesarias para evitar la aparición de los

efectos estocásticos que pueden llevar a la aparición de síntomas indeseados por la interacción de la radiación con la fisionomía del paciente (Leal J. , 2013).

El tiempo de exposición afecta la dosis absorbida en piel (*DAP*), por lo cual se ejemplifica en la Tabla 2 algunos tiempos (en segundos) y la dosis (en  $Gy.cm^2$ ) para distintos procedimientos intervencionistas:

**Tabla 2: Modos y DAP según los tiempos de exposición en distintos procedimientos. (Ten, J. I; Fernández J, M; Vaño, E. J, 2011)**

| Modo           | Mediana | Media | Máximo | Mínimo | Dev St | %75  |
|----------------|---------|-------|--------|--------|--------|------|
| Cardio 1 (229) |         |       |        |        |        |      |
| DAP            | 29      | 38    | 811    | 0.1    | 62     | 59   |
| Fluoro time    | *       | *     | *      | *      | *      | *    |
| Frames         | 76      | 81    | 5170   | 0      | 81     | 123  |
| Cardio 3 (797) |         |       |        |        |        |      |
| DAP            | 86      | 102   | 764    | 0.3    | 74     | 136  |
| Fluoro time    | 780     | 970   | 5893   | 31     | 970    | 1204 |
| Frames         | 1237    | 1246  | 5533   | 0      | 1246   | 1316 |
| Cardio 4 (738) |         |       |        |        |        |      |
| DAP            | 79      | 101   | 646    | 6.5    | 79     | 128  |
| Fluoro time    | 988     | 1040  | 5964   | 61     | 1053   | 1132 |
| Frames         | 1056    | 1224  | 3564   | 0      | 1224   | 1423 |
| Cardio 5 (408) |         |       |        |        |        |      |
| DAP            | 68      | 82    | 305    | 12.7   | 46     | 101  |
| Fluoro time    | 531     | 666   | 2662   | 0      | 666    | 743  |
| Frames         | 897     | 1034  | 2551   | 205    | 1034   | 1290 |
| Cardio 6 (413) |         |       |        |        |        |      |
| DAP            | 54      | 65    | 342    | 5.6    | 40     | 83   |
| Fluoro time    | 602     | 665   | 2877   | 89     | 656    | 792  |
| Frames         | 879     | 956   | 2892   | 24     | 956    | 974  |
| Neuro (332)    |         |       |        |        |        |      |
| DAP            | 123     | 165   | 1405   | 0.7    | 188    | 121  |
| Fluoro time    | 1023    | 1138  | 10 599 | 7      | 1138   | 1320 |
| Frames         | 503     | 525   | 2663   | 0      | 525    | 625  |
| Vascular (621) |         |       |        |        |        |      |
| DAP            | 57      | 82    | 754    | 0.3    | 110    | 232  |
| Fluoro time    | 396     | 489   | 4665   | 5      | 489    | 512  |
| Frames         | 46      | 58    | 383    | 0      | 58     | 74   |

## 2.5. Efectos biológicos de la radiación

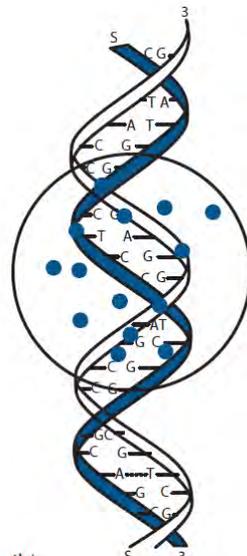
El implemento de la fluoroscopia como intervención utilizada en la medicina, trae consigo el estudio necesario de la interacción entre la radiación y el cuerpo humano. La radiación inherente en este método, es ionizante, por lo cual, se dice que esta interactúa de cierta manera con los tejidos componentes del cuerpo humano, a través de los cuales se irradia el haz de rayos X. La radiación ionizante es capaz de

modificar el material genético dada la energía que arrastra consigo, lo cual podría resultar riesgoso tanto para el paciente, como para el trabajador ocupacionalmente expuesto. El paciente recibe una dosis que depende de su tamaño (peso, índice de masa corporal). A mayor tamaño, mayor será la dosis necesaria para penetrar los tejidos y que se forme la imagen en el detector. A esto también se le agrega el tiempo de exposición, que depende de la duración del procedimiento, con sesiones de hasta 75 minutos. Se han observado efectos directos de la radiación, desde eritema suave (equivalente a una quemadura solar) hasta quemaduras más graves, aunque son criterios que, según la ICRP, deben anteponerse ante el inminente riesgo de vida del paciente. (Villa, 2009)

La radiación ionizante consiste de radiación electromagnética, que, en resumen, son fotones, y es el tipo de radiación usada más comúnmente en la medicina con fines terapéuticos, no solo en la cardiología intervencionista, sino también en el tratamiento del cáncer a través de radioterapia. Los aceleradores lineales que producen esta radiación, normalmente cuentan con 4 a 25 MV, produciendo fotones con energías desde 100 keV hasta varios MeV de energía máxima. El daño que produce la radiación se debe a su capacidad de mover los electrones de las moléculas que componen las células, por lo que se dice que la mayoría de daño biológico no ocurre por los fotones en sí mismos, si no por los electrones que estos son capaces de arrancar, que a su vez ionizan a otros electrones cuando colisionan con las moléculas, en una especie de reacción en cadena. (Joiner, 2019)

Los daños causados por la radiación se pueden dividir en dos: aquellos causados por *acción directa* sobre el ADN (ver Figura 5) que compone todas las células del cuerpo humano, tal que es el fotón o el electrón eyectado que interactúa con las moléculas, causando el daño, al romper parte de la doble hélice del ADN, y causando que la célula haga tres posibles cosas: primero, la reparación correcta, y la cadena queda como estaba, la célula vive. Segundo, puede que no se repare y la célula no pueda continuar sucesivas multiplicaciones. Esta puede ser por apoptosis (destrucción o muerte celular programada o provocada por el mismo organismo), autofagia, o

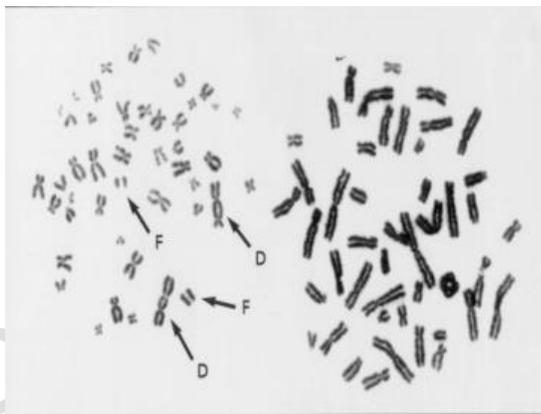
necrosis. Por último, puede repararse erróneamente, causando una célula mutada que continúa multiplicándose. El otro mecanismo es el de *acción indirecta*, que es aquel que produce la ionización de moléculas como el agua, que producen radicales libres que terminan dañando el ADN. Este proceso implica la radiólisis de las moléculas de agua en fracciones más pequeñas, lo que produce iones y radicales libres en el proceso. Como alrededor del 80 % del cuerpo es agua, la gran mayoría de las interacciones con las radiaciones ionizantes son indirectas. El efecto indirecto de la radiación implica la absorción de la energía disipada en medios intracelulares, principalmente agua. Cuando la radiación ionizante interactúa con el agua, esta sede su energía mediante colisiones no elásticas con las moléculas de H<sub>2</sub>O, generando especies altamente reactivas. Originando una compleja serie de cambios físicos y químicos en la molécula de agua, en un corto espacio de tiempo. (Wouters, 2019)



**Figura 5. Ilustración de la interacción entre la radiación y el ADN humano (Joiner, 2019)**

Las moléculas ionizadas son altamente reactivas y pasan rápidamente a una cascada de reacciones químicas que pueden llevar a la ruptura de enlaces químicos que irrumpen la estructura macromolecular. La radiación ionizante deposita su energía de forma aleatoria, causando en la mayoría de veces, daño a todas las moléculas de la célula. Sin embargo, como hay múltiples copias de la mayoría de moléculas en el

cuerpo, estas pueden convertirse rápidamente, limitando el daño a unas pocas moléculas de cierto tipo (como pueden ser moléculas de agua, proteínas, entre otras). En contraste con el ADN que está presente en dos copias, con muy poca capacidad de recuperación, lo que resulta en que sea el objetivo más alcanzado, ya que, además, también es la molécula de mayor tamaño, siendo el centro de funcionamiento de todas y cada una de las células. Así, las consecuencias del daño permanente al ADN son graves y bastante seguidas, resultan letales. El ADN es el objeto principal de incidencia de la muerte celular (Leal C. , 2021).



**Figura 6. Aberraciones cromosómicas identificadas con las letras D y F. Cortesía Dr. Pedro Ortiz (2012).**

Hay interacciones que alteran los enlaces de las bases nitrogenadas, extrayendo una base o produciendo la ruptura simple de la cadena. En otros casos el daño puede ser más extenso, presentándose incluso la ruptura completa de la cadena de ADN, se produce la pérdida de un fragmento de cromosoma en el momento de la división celular, lo que supone una alteración importante en la información transmitida a las células hijas, la ruptura de un brazo de dos cromosomas. Como consecuencia pueden intercambiarse los fragmentos, trasladándose, o se puede producir la pérdida de un fragmento en el momento de la división celular, o incluso, se puede presentar la ruptura de un brazo de un cromosoma. Esto da lugar a la pérdida de un fragmento o a la inversión de dicho fragmento, alterándose el orden de las bases nitrogenadas del ADN. Este proceso genera las aberraciones cromosómicas (ver Figura 6), produciendo mutaciones en la célula que pueden degenerar en la producción de

células cancerígenas. Estas aberraciones cromosómicas, son la base de la llamada dosimetría biológica, la cual consiste en el conteo de los cromosomas con formas atípicas, siendo el número de aberraciones cromosómicas proporcional a la dosis de radiación a la que se expone un individuo. Este conteo se realiza particularmente en los accidentes radiológicos. (Leal C. , 2021)

Dada la importancia del ADN para la vida, las células y organismos han desarrollado sus propios procedimientos complejos y rutas para asegurar la conservación del mismo, pues la radiación no es lo único que puede atacarle, también existe la oxidación y alcalinización metabólica internamente, y hay agentes externos tales como químicos ingeridos, los rayos UV del sol y además la radiación ionizante ya mencionada. Para cada uno de estos problemas, el ADN adapta una forma diferente de repararse. Así, por ejemplo, para detectar y reparar el daño a las bases (*BER*, por sus siglas en inglés), a las rupturas de una sola hélice (*SSBR*), a las rupturas de doble hélice (*DSBR*) y daño cruzado a las mismas (*ICL*), que son producidos por las radiaciones ionizantes, existe un método propio para cada uno. (Vens, Koritzinsky, & Wouters, 2019).

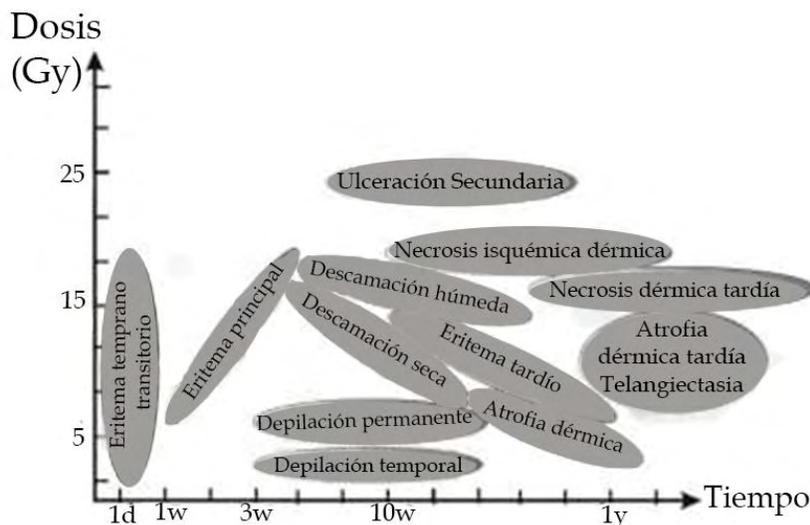


Figura 7: Posibles efectos biológicos según la dosis. (Leal C. , 2021)

El daño de doble hélice es el más grave de todos, pues se ve involucrado en el proceso de mitosis al segregar los cromosomas. Estas pueden darse por exposición

primaria a la radiación, o por la conversión de otros ADN's dañados previamente (ver Figura 7). Aquellas réplicas producidas por las *DBSR* son químicamente diferentes a aquellas causadas por exposición primaria, y pueden aparecer horas luego de la irradiación (ICRP, 2000).

Conocido el efecto a nivel celular de las radiaciones, los efectos macroscópicos de la radiación, se clasifican en dos tipos, mencionados previamente, siendo estos los efectos determinísticos y los estocásticos. Los *efectos determinísticos* son daño en poblaciones de células, caracterizado por una dosis umbral y un aumento en la severidad de la reacción a medida que aumenta la dosis (ver Tabla 3). En algunos casos, los efectos determinísticos se pueden modificar por procedimientos posteriores a la irradiación, incluyendo modificadores de la respuesta biológica. La gravedad de los efectos es proporcional a la dosis recibida, Y en la mayoría de los casos existe un umbral de radiación por debajo del cual el efecto no se producirá (ICRP, 2007)

**Tabla 3. Posibles efectos en piel. (ICRP, 2000)**

| <b>Efecto</b>                | <b>Única Dosis Umbral (Gy)</b> | <b>Tiempo de inicio</b> | <b>Número de Placas de Tórax (2 mGy)</b> | <b>Minutos de Fluoroscopia, con tasa de dosis en nivel normal típica de (20 mGy/min)</b> | <b>Minutos de Fluoroscopia, con tasa de dosis en nivel alta típica de (200 mGy/min)</b> |
|------------------------------|--------------------------------|-------------------------|--|--|---|
| Eritema Transitorio Temprano | 2                              | ~2-24 horas             | 1000                                     | 100  | 10  |
| Eritema Principal            | 6                              | ~1,5 semanas            | 3000                                     | 300  | 30  |
| Depilación Temporal          | 3                              | ~3 semanas              | 1500                                     | 150  | 15  |
| Depilación Permanente        | 7                              | ~3 semanas              | 3500                                     | 350  | 35  |
| Descamación Seca             | 14                             | ~4-6 semanas            | 7000                                     | 700  | 70  |
| Descamación Húmeda           | 18                             | ~4 semanas              | 9000                                     | 900  | 90  |
| Ulceración Secundaria        | 24                             | >6 semanas              | 12000                                    | 1200   | 120   |
| Eritema Tardío               | 15                             | 8-10 semanas            | 7500                                     | 750  | 75  |
| Necrosis Dérmica Isquémica   | 18                             | >10 semanas             | 9000                                     | 900  | 90  |

|                                       |      |             |       |     |    |
|---------------------------------------|------|-------------|-------|-----|----|
| Atrofia Dérmica <sup>1</sup> (I fase) | 10   | >52 semanas | 5000  | 500 | 50 |
| Telangiectasia <sup>2</sup>           | 10   | >52 semanas | 2500  | 500 | 50 |
| Necrosis Dérmica (I Fase)             | >12  | >52 semanas | 6000  | 750 | 75 |
| <b>Cristalino</b>                     |      |             |       |     |    |
| Opacidad (detectable)                 | >1-2 | >5 años     | >1000 | >50 | >5 |
| Catarata (débil)                      | >5   | >5 años     | >2500 | >50 | >5 |

### **Lesiones en piel y accidentes radiológicos.**

Los procedimientos intervencionistas, o al menos aquellos que son guiados por fluoroscopia, se están usando en la actualidad a mayor escala mundialmente, y son llevados a cabo por personal que no se encuentra correctamente capacitado en las áreas de protección radiológica y radiobiología, lo cual hace que no sean conscientes de los riesgos potenciales de dichos procedimientos, y aún menos de las diferentes formas en que se puede evitar que aparezcan los efectos indeseados.

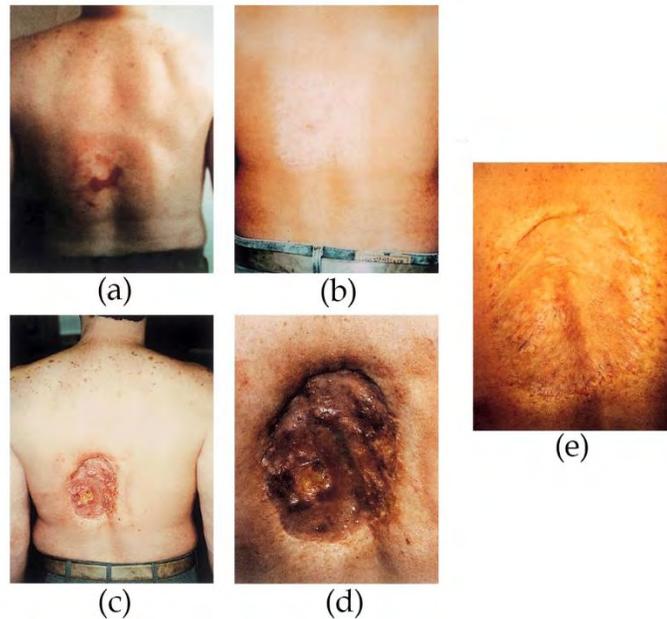
De igual forma, los pacientes tampoco se encuentran bien informados sobre los riesgos de la radiación y no hacen un seguimiento de su posible sintomatología posterior a los procedimientos, en especial aquellos con mayor posibilidad de incidencia de efectos estocásticos. En algunos procedimientos intervencionistas, las dosis en piel de los pacientes, son cercanas a aquellas experimentadas en pacientes sometidos a radioterapia. Esto se debe al uso inapropiado de los equipos y, más seguido, debido a una mala técnica por parte del equipo que realiza la intervención. En estos pacientes, se han observado dosis agudas de radiación en piel, desde los 2 Gy hasta los 20 Gy. (ICRP, 2000).

Conocer la dosis absorbida en piel se vuelve así, una prioridad, de forma tal que se necesita implementar formas de determinar la dosis máxima en el área de piel expuesta. Es por esto que se dice que cada centro en que se realicen estas

<sup>1</sup> La atrofia dérmica es un adelgazamiento de los elementos que se encuentra en la piel en zona dérmica, lo cual se observa en una piel con un aspecto más delgado que la piel circundante.

<sup>2</sup> La telangiectasia son vasos sanguíneos pequeños y dilatados en la piel. Generalmente son inofensivos, pero pueden estar asociados con varias enfermedades.

intervenciones, deberían tener criterios de seguimiento para los pacientes según estas dosis, así como es necesario que los médicos y personal intervencionista deben tener el entrenamiento necesario, para usar esta información a favor de evitar las lesiones posibles en piel y demás tejidos expuestos. A continuación, en la Figura 8, se muestran ejemplos de las diferentes lesiones en piel que pueden aparecer.



**Figura 8:** Paciente al que se le practicaron 3 angioplastias en un día, seguidas por control de bypass debido a complicaciones, recibió aproximadamente 20 Gy. (a) 6-8 semanas después de dichos procedimientos, (b) 16-21 semana después, (c) 18-21 meses después, se observa necrosis tisular, (d) Ampliación fotográfica de la lesión en (c), y (e) Después del injerto de piel (ICRP, 2000)

## 2.6. Fluoroscopia

Los equipos de fluoroscopia son aquellos que captan la proyección de imágenes de pacientes, con rayos X en tiempo real, lo cual es altamente útil en procedimientos que requieran grabar imágenes, tales como las angiografías, o que necesiten de la guía en intervenciones como las angioplastias (ver Figura 9). Estos equipos utilizan los intensificadores de imagen (*II*) en conjunto con el sistema de video digital, o se utilizan paneles planos (*PP*) que detectan las imágenes. Los *II* han aumentado el tamaño del campo de visión (*FOV*, acrónimo en inglés de *Field Of View*) de 15 cm a 40 cm, además, se han reemplazado las cámaras de televisión análoga por equipos de

alta resolución y bajo ruido, o en su defecto, por cámaras de semiconductores complementarias. Los *PP* han evolucionado en campos de visión rectangulares más amplios, con alta resolución espacial y mejor fidelidad de la imagen. Estas mejoras en los sistemas fluoroscópicos, agregados a una mejor filtración y colimación del haz de rayos X, con menor requerimiento de razón de cuadros y guías electrónicas mejoradas, han disminuido la dosis operada.

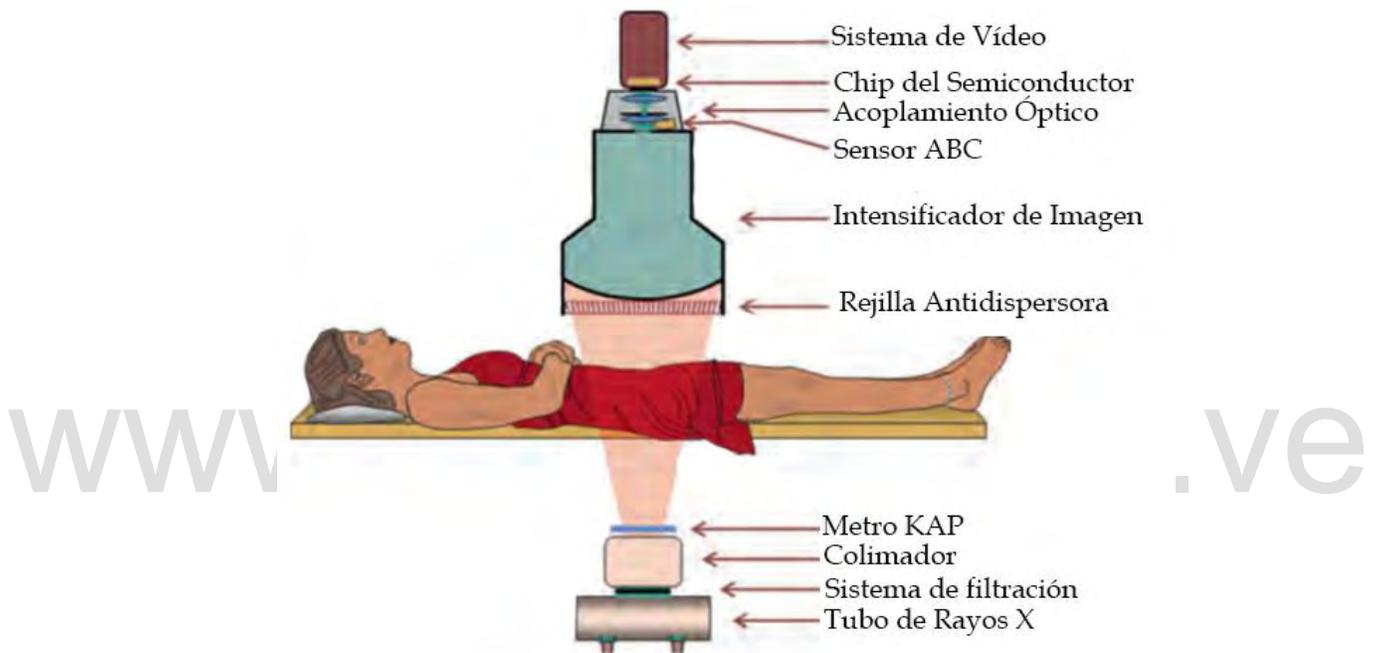


Figura 9. Partes del Fluoroscopio (Bushberg, 2012)

La imagenología en tiempo real se considera aquella en que hay al menos 30 cuadros por segundo (*FPS*), lo cual, el ojo humano percibe como una imagen continua. En general, los sistemas de fluoroscopia usan un rayo “pulsado” junto a la adquisición digital de la imagen, con rangos de *FPS* desde 3 hasta 30. Menos cuadros por segundo, reducen la dosis irradiada según sea necesario.

En general, los sistemas de fluoroscopia tienen 5 modalidades con diferentes combinaciones según el área a estudiar: Modo gastrointestinal/genitourinario (GI/GU), modo de fluoroscopia remota, modo cardiovascular intervencionista, modo

cardiológico y de electrofisiología, y configuración del brazo en *C* para cirugías y medicina del dolor. Todas estas configuraciones tienen el mismo principio básico: la proyección de la imagen de rayos X; sin embargo, en un estudio de 10 minutos en fluoroscopia a 30 fps, se producen alrededor de 18.000 imágenes individuales. Esto conlleva a que los sistemas deban producir cada imagen utilizable con una milésima parte de la dosis de rayos X, por razones de seguridad, lo cual quiere decir que se necesita un equipo altamente sensible, de bajo ruido. Los *II* y *PP* operan en forma tal que son varias miles de veces más sensibles que un equipo de radiología estándar. En la práctica, la fluoroscopia estándar, usa entre 9 a 17 nGy incidentes en el detector por imagen. (Bushberg, 2012).

Es por esto que, los fines de la protección radiológica, partiendo de la justificación y optimización de la práctica, tiene tres objetivos principales para estos procedimientos: Minimizar el *tiempo* de exposición al máximo en los procedimientos de cardiología intervencionista, para optimizar al máximo la práctica. En segundo lugar, la *distancia*, refiriéndose a la distancia entre el paciente y la fuente de rayos X, considerando diferentes leyes físicas tales como la ley del inverso al cuadrado. Por último, el *blindaje*, para el cual se emplea una capa hemirreductora que, según las regulaciones venezolanas vigentes, debe ser de al menos 1,5 mm de aluminio. Luego, entre los factores que afectan la dosis sobre el paciente, se tienen:

### **Distancia entre el Tubo de Rayos X y la Superficie del Paciente**

A medida que aumenta la **distancia fuente piel (DFP)** (ver Figura 10), la dosis de radiación disminuye en la piel del paciente, debido al efecto de la ley del inverso al cuadrado de la distancia. Una vez que el paciente está posicionado, la *DFP* se debe maximizar y el receptor de imagen (intensificador de imagen o detector de panel plano) se debe colocar tan cerca del paciente como sea posible (ver Figura 11). Todos los equipos modernos de fluoroscopia ajustan automáticamente la radiación de salida durante los modos de fluoroscopia y cinefluorografía para mantener la calidad de la imagen.

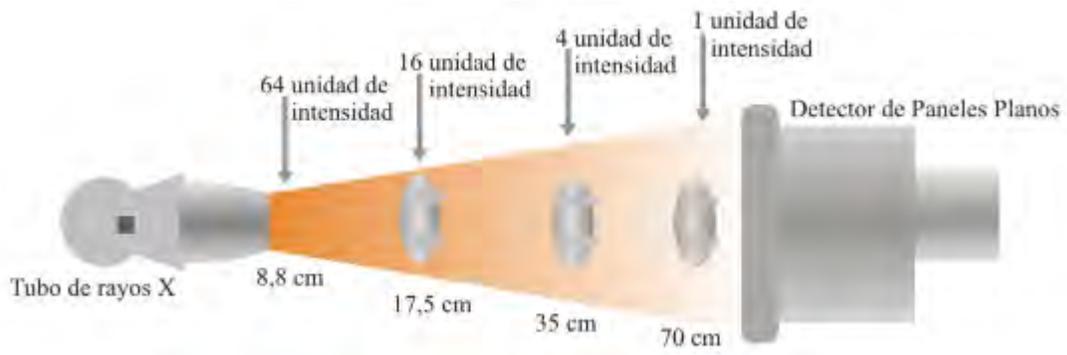


Figura 10. Variación de la intensidad de la dosis cuando se aumenta la distancia entre el tubo de rayos X y la superficie del paciente (Leal J. , 2013).

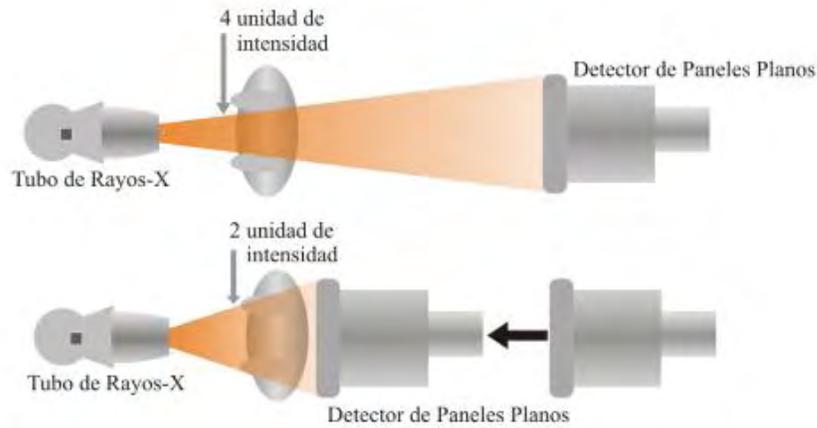


Figura 11. Variación de la intensidad del haz respecto a la distancia entre el detector flat panel y la superficie del paciente (Leal J. , 2013).

### Espesor del paciente

La mayoría de los equipos de fluoroscopia ajustan automáticamente los parámetros de exposición mediante un sistema llamado Control Automático de Exposición (CAE). Este sistema electrónico tiene un sensor que detecta la cantidad de señal que llega al receptor de imagen y ajusta la energía para aumentar o disminuir los factores de exposición (típicamente kV, mA), tal que la cantidad de fotones detectada, sea la misma. Cuando el haz interactúa con un paciente cuyo espesor es mayor a un paciente normal la dosis aumenta debido a que el CAE aumenta los kV y mA para que el haz de salida pueda llegar al detector y mantener la calidad de imagen diagnóstica o terapéutica (ver Figura 12).



Figura 12. Variación de la dosis en piel cuando cambia el espesor del paciente (Leal J. , 2013).

### Angulación del *Gantry*

Las angulaciones oblicuas y laterales aumentan la longitud de trayectoria del haz de radiación a través del cuerpo, en comparación con la proyección de frente del paciente, ya que se debe penetrar un mayor espesor de tejido y por ende se requieren mayores tasas de dosis de radiación (ver Figura 13).

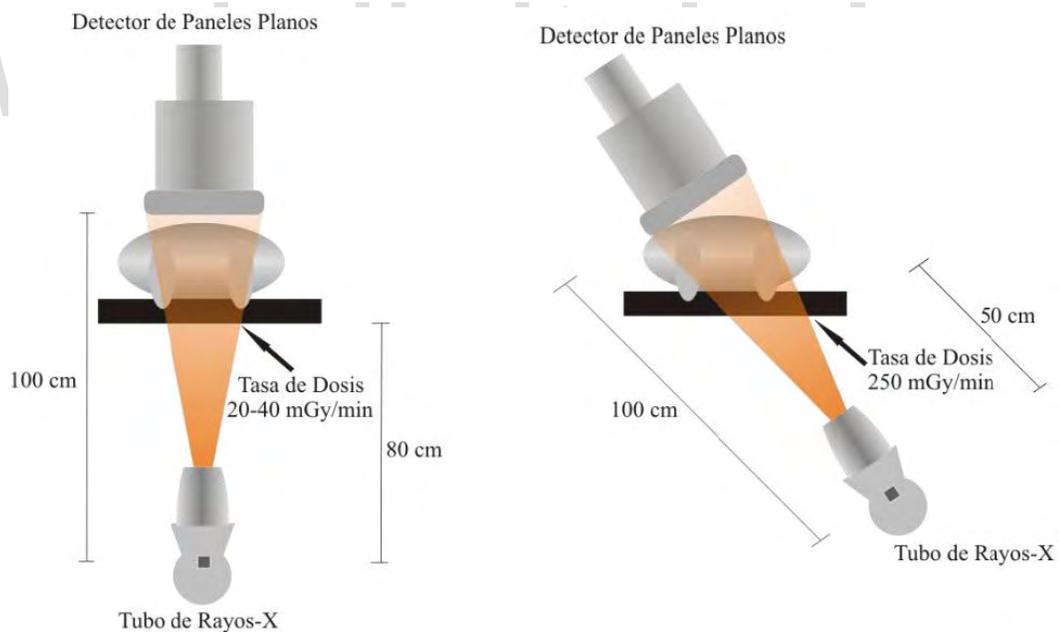


Figura 13: Ilustración de la diferencia del camino recorrido por el haz de rayos X según el ángulo (ICRP, 2000)

## **Colimación**

El haz de rayos X debe colimarse para limitar el tamaño del campo de radiación al área de interés, reduciendo la cantidad de tejido irradiado y disminuir la dispersión, produciendo una imagen de calidad óptima. La dispersión se incrementa linealmente con el aumento en el área del campo de radiación. Al comenzar un estudio, el receptor de imagen debe colocarse sobre el área de interés, con los colimadores casi cerrados, y abrirlos gradualmente hasta que se obtenga el campo de visión deseado. (Leal J. , 2013)

## **Dosimetría clínica**

Los registros dosimétricos de los pacientes se pueden realizar de dos maneras: La primera es a través del uso de sistemas de dosimetría de estado sólido tales como la dosimetría Termoluminiscente (*TLDs* o *Thermoluminescent dosimeter*), Luminiscente Ópticamente Estimulables (*OSL* o *Optically Stimulated Luminescence*) y la Radiofotoluminiscente (*RPL* o *RadioPhotoLuminescence*), entre otras.

El problema de estos sistemas de detección son sus dimensiones, por las cuales no se puede garantizar la detección del punto donde la dosis en la piel del paciente es mayor (Punto de Dosis Máxima), definida en rigor como el KERMA de entrada en piel con retrodispersión. Estos sistemas no son muy eficientes para este tipo de dosimetría, por lo que se hacen las mediciones directas, a través del uso de películas radiocrómicas, que funcionan mediante el fenómeno del fotocromismo, fundamentado en las reacciones fotoquímicas, resultantes de la interacción de los fotones con la materia; o placas radiográficas convencionales, las que emplean una emulsión de cristales de Haluro de Plata fotosensible, y una base para fijarla (ver Figura 14).

Esta tiene la ventaja de que muestra el área total irradiada, y el área de la dosis máxima recibida en la piel del paciente durante el procedimiento, sin importar el número de proyecciones realizadas. Su desventaja es el alto coste, además que, los

programas y sistemas de medición requeridos para realizar la determinación de la dosis máxima en piel resultan complejos de emplear.

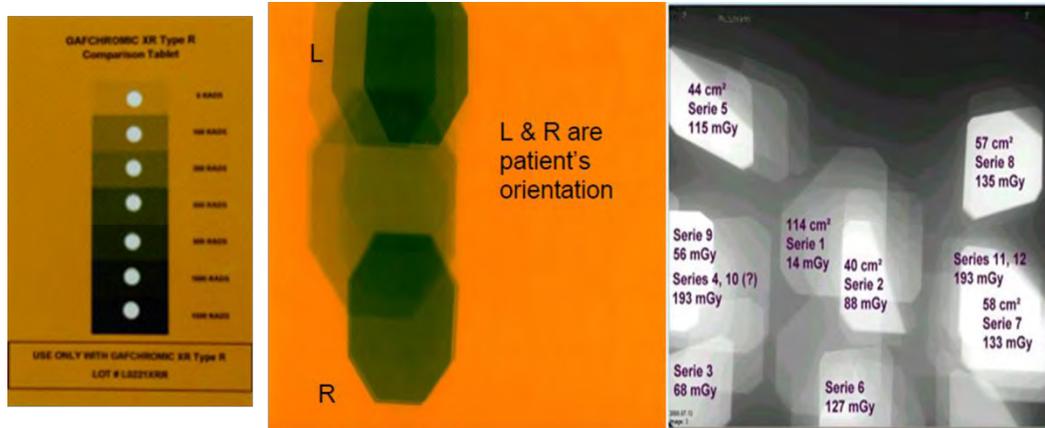


Figura 14. Películas Radiocrómicas utilizadas para haces de rayos X (Cortesía Helen Khoury 2012).

En el documento técnico TEC-DOC N° 1641:2010 del OIEA, titulado “*Optimización de Dosis en Pacientes en Procedimientos Intervencionistas Guiados por Fluoroscopia*”, recomiendan el uso de películas radiocrómicas para estimar y ver la distribución de dosis por el área en la piel expuesta al haz de radiación directo, debido a la rapidez de su respuesta a la exposición de los rayos X (Rivas, 2016).

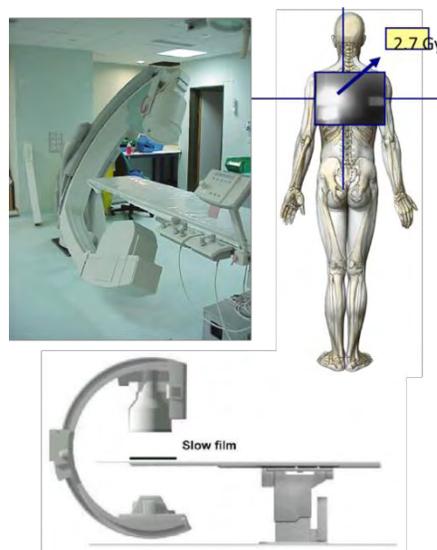


Figura 15. Ubicación de las películas radiocrómicas, durante los procedimientos (Cortesía Helen Khoury 2012).

En el procedimiento para la utilización de las películas radiocrómicas, estas se deben colocar entre el paciente y la mesa (ver Figura 15), y deben estar calibradas y medidas mediante el uso de un escáner de transmisión o densitómetro óptico, para la determinación de la dosis máxima en piel.

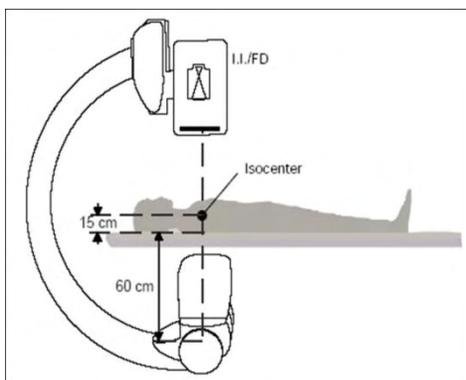
Otro método indirecto es la utilización de las cámaras de transmisión que determinan el producto KERMA-área (ver Figura 16). Estas determinan la cantidad total de radiación que se le suministra al paciente, pero no la información sobre la dosis máxima recibida en la piel, ya que no considera las proyecciones en la piel realizadas durante el procedimiento. Sin embargo, estas pueden ser utilizadas para la determinación de niveles orientativos de dosis, y aportan información sobre si es necesario realizar un seguimiento al paciente por la posibilidad de aparición de efectos determinísticos (ver Tabla 4).



Figura 16. Cámaras de transmisión para la medición del producto kerma área (Cortesía Pedro Ortiz 2012).

Tabla 4. Parámetros para el seguimiento de los pacientes en función del tiempo de fluoroscopia, Dosis en piel, DAP y kerma en punto intervencionista (Leal J. , 2013).

| Parámetros Médicos                          | Valor de alarma        | Valor de seguimiento   |
|---|------------------------|------------------------|
| Dosis máxima en piel                        | 2.000 mGy              | 3.000 mGy              |
| Dosis en el punto de intervencionismo       | 3.000 mGy              | 5.000 mGy              |
| PKA   | 300 Gy.Cm <sup>2</sup> | 500 Gy.Cm <sup>2</sup> |
| Tiempo de Fluoroscopia y número de imágenes | 30 min/300 imágenes    | 60 min/600 imágenes    |



**Figura 17.** Ubicación punto de referencia intervencionista (Cortesía Pedro Ortiz 2012).

Estas cámaras, con ayuda de la curva de rendimiento del equipo de rayos X, pueden estimar la dosis recibida en el llamado punto intervencionista, que está ubicado a 15 cm de la camilla (ver Figura 17), sin importar la distancia entre el foco del equipo de rayos X y el sistema de detección (sea intensificador de imágenes o panel plano). Este punto es considerado como el isocentro del haz de radiación.

## 2.7 Parámetros *DICOM*

Los encabezados *DICOM* (*Digital Imaging and Communications in Medicine*, por sus siglas en inglés) son el estándar digital en imagenología médica. Se emplea internacionalmente y sus usos van desde los procedimientos guiados por fluoroscopia hasta el análisis en patología clínica, dermatología y neurofisiología. Este estándar fue creado con el objetivo de facilitar las comunicaciones entre los equipos imagenólogos de distintos centros y sistemas. Al tener datos específicos y requerimientos en la interfaz de los aparatos, los encabezados *DICOM* aseguran que los equipos, en especial aquellos hechos por diferentes fabricantes, tengan compatibilidad entre ellos. Sin embargo, existen desventajas, pues no todos los equipos implementan y recopilan los mismos datos de la misma manera, a pesar de que se espera que estos sean estándares. Es por esto que, en el mismo centro de salud, puede haber equipos con diferentes nombres para el mismo parámetro *DICOM* almacenado, y esto dificulta algunas veces la incorporación de ciertos métodos para la recopilación y análisis de estos datos. (Health Devices, 2001). En la Tabla 5 se

muestran los parámetros *DICOM* encontrados en los encabezados de las imágenes a analizar.

**Tabla 5: Parámetros del encabezado *DICOM* con sus respectivas descripciones. (Innolitics, 2022)**

| <b>Parámetro</b>  | <b>Definición</b>   |
|---|---|
| <i>NumberOfFrames</i><br>(Número de Cuadros)                            | <p>Una imagen multicuadros es aquella cuya información de píxeles consiste en la secuencia de un conjunto de imágenes de píxeles individual. La imagen multicuadros se transmite como una secuencia continua de píxeles. Los encabezados de los cuadros no se existen en el flujo de datos.</p> <p>Cada cuadro individual se definirá e identificará por los atributos en el módulo de imagen de píxel. Todos los atributos estarán relacionados con el primer cuadro de las imágenes multicuadro.</p> <p>El número total de cuadros contenido en una imagen multicuadro está identificado en el Número de Cuadros. Este tendrá un valor mayor de cero.</p> |
| <i>CineRate</i><br>(Tasa Cine)  | Número de Cuadros por segundo.  |
| <i>DistanceSourceToDetector</i><br>(Distancia de la Fuente al Detector) | <p>Distancia en mm desde la Fuente hasta el centro del detector.</p> <p>Nota:<br/>Este valor, tradicionalmente, se escribe como SID (Source Image Receptor Distance). En este caso, se identificará con las letras DD.</p>  |
| <i>DistanceSourceToPatient</i><br>(Distancia de la Fuente al Paciente)  | <p>Distancia en mm desde la Fuente al isocentro (centro del campo visual).</p> <p>Este valor, tradicionalmente, se denomina como SOD (Source Object Distance). En este caso, se identificará con la letra E.</p>  |
| <i>IntensifierSize</i><br>(Tamaño del Intensificador)                   | El diámetro del área máxima activa del intensificador de Rayos X, en mm.  |
| <i>PositionerPrimaryAngle</i><br>(Posicionado del Ángulo Primario)      | Las definiciones de los posicionadores de ángulo se harán con respecto al paciente. El ángulo cero se toma desde el origen perpendicular al pecho del paciente. El posicionador del ángulo primario se toma como la longitud (en el plano ecuatorial); el posicionador del ángulo secundario se toma como la latitud (en el plano sagital). Los atributos del posicionador de ángulos se aplican al primer cuadro de la imagen multicuadros. El rango del ángulo primario es de -180 a +180, y del ángulo secundario es de -90 a +90 grados.  |

|  |  |
|--|--|
|  | <p>El plano del paciente se define por el isocentro del dispositivo de imagen y corta las imágenes tales que el paciente aparece perpendicular al plano sagital del cuerpo. El eje primario de rotación se define en la intersección entre el plano del paciente y el plano sagital. El posicionador de ángulo primario se define en el plano transaxial del isocentro, encontrándose los 0 grados en la dirección perpendicular al pecho del paciente, los +90 grados al lado de la mano izquierda del paciente (LAO o <i>Left Anterior Oblique</i>), y los -90 grados en el lado de la mano derecha del paciente (RAO o <i>Right Anterior Oblique</i>). Ver Figura 18.</p>   |
| <p><i>PositionerSecondaryAngle</i><br/>(Posicionado del Ángulo Secundario)</p> | <p>El eje secundario se encuentra en el plano del paciente, y es perpendicular al eje primario en el isocentro. El posicionador de ángulo secundario se define en el plano sagital del isocentro, con los cero grados en la dirección perpendicular al pecho del paciente (CAU). Los +90 grados corresponden a la dirección craneal (CRA). El posicionador de ángulo secundario tiene un rango de +90 a -90 grados.</p> <p>En el ángulo 0, tanto para el ángulo primario como para el secundario, el paciente está de cara al intensificador de imagen, o al detector digital.</p> <p>El posicionador del ángulo primario y del ángulo secundario son aplicables al primer cuadro de una imagen multicuadros. Ver Figura 19.</p> |
| <p><i>FieldofViewDimension</i><br/>(Dimensión del campo de visión)</p>         | <p>Dimensión del campo de visión en mm. Puede ser de dimensión largo y ancho (rectangular), un diámetro para el circular o el diámetro del círculo circunscrito para un campo hexagonal.</p>   |
| <p>KVP</p>   | <p>Máximo voltaje de salida generado por el tubo de rayos X.</p>   |
| <p><i>XRayTubeCurrent</i><br/>Corriente en el tubo de rayos X</p>              | <p>Corriente del tubo de rayos X en mA.</p>  |

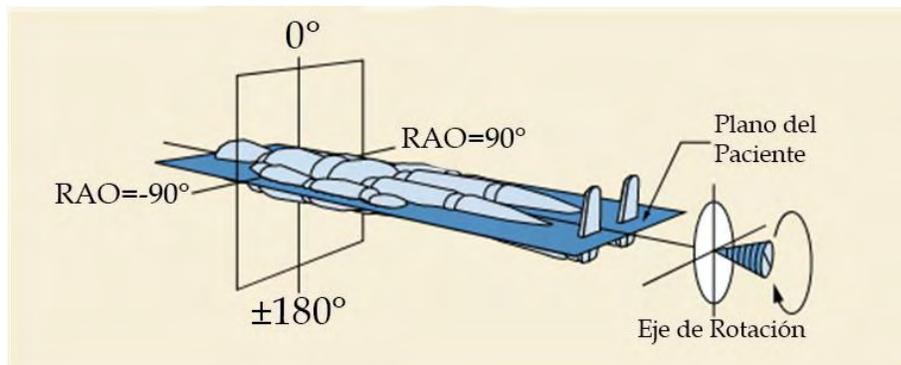


Figura 18: Ilustración del ángulo primario del encabezado *DICOM*. (Innolitics, 2022)

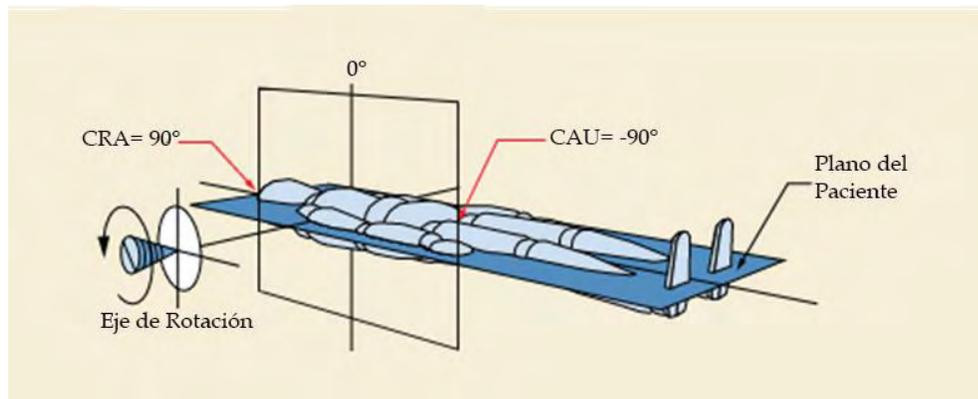


Figura 19: Ilustración del ángulo secundario del encabezado *DICOM*. (Innolitics, 2022)

## 2.8 Geometría del haz de radiación

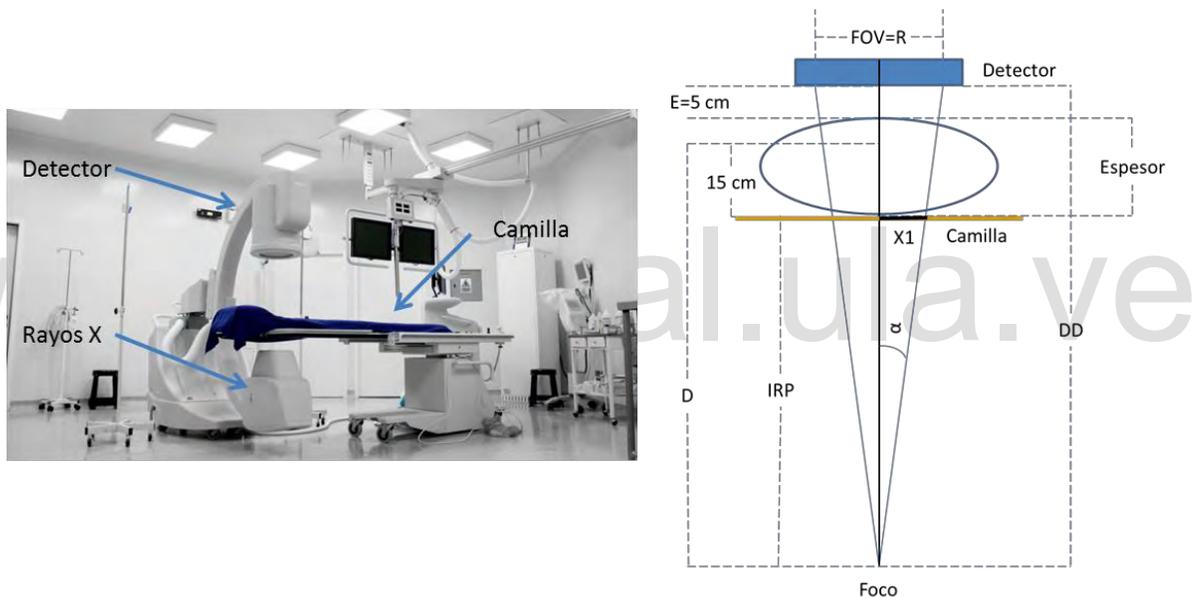


Figura 20. Geometría inicial del haz de radiación (Cantor, 2022).

Para realizar la reconstrucción de los parámetros geométricos del haz de radiación, partiendo de la posición inicial del haz (ver Figura 20), hay que considerar los siguientes aspectos:

- No se cuenta con información del espesor del paciente (*Espesor*), se partirá de la suposición que este se encuentra a 5 cm ( $E$ ) del sistema de detección, quedando definido en la Ecuación 5.

**Ecuación 5.** 
$$\text{Espesor} = (DD - E) - IRP$$

- El equipo utilizado posee un intensificador de imagen; la geometría del haz de radiación se considera como un cono, cuya proyección en la camilla es una circunferencia de radio  $XI$ .
- La distancia fuente-paciente ( $D$ ), se extrae del encabezado *DICOM* de la imagen, mediante el parámetro *DistanceSourceToPatient*, siendo esta la distancia del foco al isocentro (*ISO*) ubicado a 150 mm de la camilla.
- *DistanceSourceToDetector* la distancia de la fuente al detector ( $DD$ ).
- *IntensifierSize* se refiere al tamaño del intensificador de imagen.
- La distancia desde la fuente hasta la camilla, denotada como  $IRP$ , calculada en la Ecuación 6.

**Ecuación 6.** 
$$IRP = D - ISO$$

- El ángulo ( $\alpha$ ) está relacionado con el *FOV*, en la codificación del programa esta variable es expresada como ( $R$ ).
- El haz de radiación tiene dos movimientos, según el Posicionador del Ángulo Primario ( $\beta$ ) y el Posicionador del Ángulo Secundario ( $\gamma$ ) (ver Figura 21). Estos afectan la proyección del haz de radiación en la superficie de la camilla. El ángulo de estas proyecciones, deben cumplir con:  $\alpha < \beta < 90^\circ$  y  $\alpha < \gamma < 90^\circ$ , obteniéndose una elipse. Hay cuatro posibles combinaciones entre los ángulos  $\beta$  y  $\gamma$ , siendo estas:  $\beta=0$  y  $\gamma=0$ ;  $\beta \neq 0$  y  $\gamma=0$ ;  $\beta=0$  y  $\gamma \neq 0$ ;  $\beta \neq 0$  y  $\gamma \neq 0$ .

### 2.8.1 Geometría del haz de radiación cuando $\beta=0$ y $\gamma=0$

El cálculo del ángulo del haz primario ( $\alpha$ ) respecto al *FOV* se realiza mediante la Ecuación 7, para el cálculo del tamaño del haz en la piel del paciente.

**Ecuación 7.** 
$$\tan(\alpha) = \left( \frac{R/2}{DD} \right)$$

Por lo tanto el valor de  $XI$  (ilustrado en la Figura 20), está dado por la Ecuación 8:

**Ecuación 8.** 
$$X1 = \tan(\alpha) * IRP$$

El centro de la circunferencia se considera en el centro de la imagen dosimétrica generada.

### 2.8.2 Geometría del haz de radiación cuando $\beta \neq 0$ y $\gamma = 0$

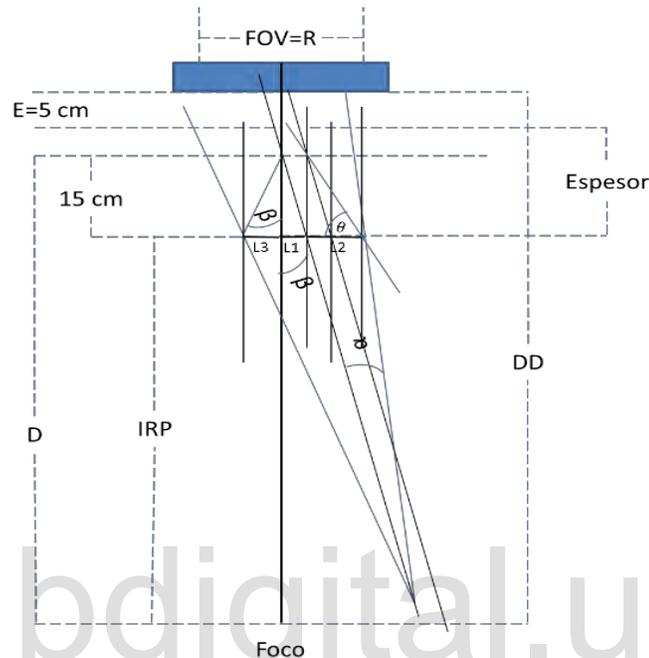


Figura 21. Geometría cuando  $\beta \neq 0$  y  $\gamma = 0$ , campo elíptico (Cantor, 2022).

Para este caso se considera cuando el ángulo  $\beta \neq 0$  y  $\alpha < \beta < 90^\circ$ , con  $\gamma = 0$ , el tamaño del campo de radiaciones en la entrada del paciente es una elipse, para esto es necesario determinar la distancia del semieje mayor, siendo este definido como la mitad de la suma de las distancias  $L1$ ,  $L2$  y  $L3$ . Geométricamente, se puede obtener de la Figura 21 el valor de  $L1$ , siendo este definido como:

$$\text{Ecuación 9.} \quad L1 = ISO * \tan(\beta)$$

$L1$  representa también el desplazamiento del centro del campo de radiación en el eje y de la imagen dosimétrica. Para determinar la distancia  $L2$  primero es necesario conocer el valor del ángulo  $\theta$ , que geoméricamente está definido como:

$$\text{Ecuación 10} \quad \theta = 90 - \beta$$

Conocido el ángulo  $\theta$ , el valor de  $L2$  está definido como:

Ecuación 11 
$$L2 = \frac{ISO}{\tan(\theta)}$$

Finalmente, el valor de  $L3$  se determina mediante la expresión:

Ecuación 12 
$$L3 = ISO * \tan(\beta)$$

La ecuación de la elipse está dada por la Ecuación 13, ilustrada en la Figura 22:

Ecuación 13 
$$\frac{(Y-k)^2}{b^2} + \frac{(X-l)^2}{a^2} = 1$$

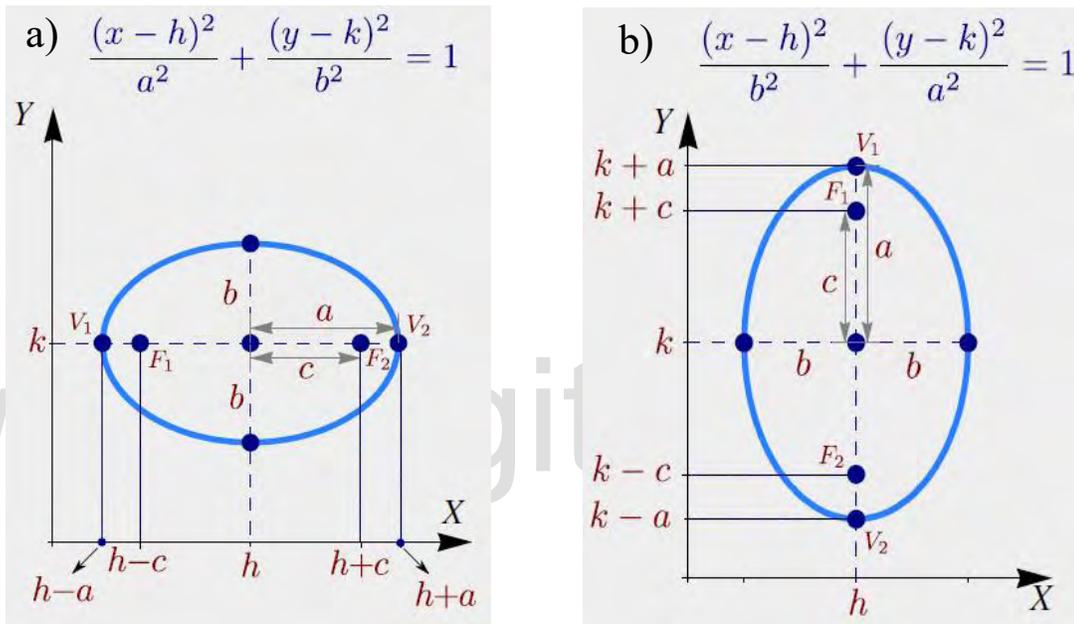


Figura 22: Parámetros de la ecuación de la elipse para a) una elipse horizontal y b) una elipse vertical, dependiendo de la ubicación de sus ejes (Mora F., 2011).

La Ecuación 13 representa la ecuación de una elipse, que puede presentar desplazamientos tanto en el eje X como en el eje Y, donde  $h$  representa el desplazamiento en el eje X y  $k$  el desplazamiento en el eje Y. El valor de  $a$  es el semieje mayor y  $b$  el semieje menor. Para este caso la elipse solo presenta un desplazamiento en el eje Y, por lo que el semieje mayor está dado como:

Ecuación 14 
$$a = \frac{(2 * |L1|) + |L2|}{2}$$

La Ecuación 13 representa el valor del semieje mayor solo cuando el tamaño del FOV es el del campo de referencia, por lo que es necesario definir un factor que considere

el tamaño del campo. Se define como campo de referencia el valor del  $FOV=152$  mm, lo cual permite definir un factor de campo ( $FC$ ), siendo este el cociente entre el  $FOV$  de la imagen y el  $FOV$  de referencia, siendo expresados en la Tabla 6.

**Tabla 6. Factor de campo (Cantor, 2022).**

| FOV (mm) | Factor de campo (FC) |
|----------|----------------------|
| 304      | 4,1                  |
| 228      | 1,94                 |
| 152      | 1                    |
| 114      | 0,66                 |

Por lo tanto, el valor de  $a$  queda definido como:

$$\text{Ecuación 15} \quad a = \left( \frac{(2 * |L1|) + |L2|}{2} \right) * FC$$

En el caso del semieje menor, este queda definido como:

$$\text{Ecuación 16} \quad b = X1 = IRP * \tan(\alpha)$$

Para determinación del centro del campo, el centro de la elipse es  $X=0$  y  $Y=L1$ . Para el caso  $\beta \neq 0$  y  $\gamma=0$  se toma como coordenadas del centro:

$$\text{Ecuación 17} \quad l = L1 = ISO * \tan(\beta)$$

Y:

$$\text{Ecuación 18} \quad k = 0$$

Con lo que se definen todos los parámetros requeridos para la determinación del área irradiada al paciente.

### 2.8.3 Geometría del haz de radiación cuando $\beta=0$ y $\gamma \neq 0$

Cuando el ángulo  $\gamma \neq 0$  y  $\alpha < \gamma < 90^\circ$ , con  $\beta = 0$ , el tamaño del campo de radiaciones en la entrada del paciente también es una elipse, diferenciándose del caso anterior solo en el uso del ángulo  $\gamma$  (ver Figura 23), por lo tanto podemos definir:

$$\text{Ecuación 19} \quad L1 = ISO * \tan(\gamma)$$

Ecuación 20  $\theta = 90 - \gamma$

Ecuación 21  $L2 = \frac{ISO}{\tan(\theta)}$

Ecuación 22  $L3 = ISO * \tan(\gamma)$

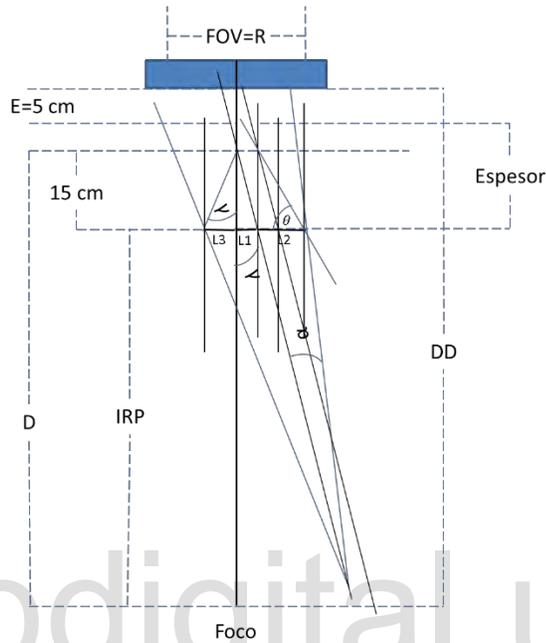


Figura 23. Geometría cuando  $\beta=0$  y  $\gamma \neq 0$ , campo elíptico (Cantor, 2022).

Como la rotación del campo es en el eje X, con respecto al caso anterior donde  $\beta \neq 0$  y  $\alpha < \beta < 90^\circ$ , con  $\gamma=0$ , se invierten los valores de  $a$  y  $b$ , por lo tanto el semieje menor es:

Ecuación 23  $b = \left( \frac{(2 * |L1|) + |L2|}{2} \right) * FC$

Y el semieje mayor como:

Ecuación 24  $a = IRP * \tan(\alpha)$

Por lo tanto las coordenadas del centro están definidas como:

Ecuación 25  $l = 0$

Y:

Ecuación 26  $k = L1 = ISO * \tan(\gamma)$

### 2.8.4 Geometría del haz de radiación cuando $\beta \neq 0$ y $\gamma \neq 0$

Finalmente, cuando  $\beta \neq 0$  y  $\gamma \neq 0$ , se tiene una combinación de los casos anteriores, y se debe considerar que la elipse se magnifica por el desplazamiento en el eje X y Y, simultáneamente. Así, se considera el desplazamiento en el eje Y el valor de  $L1$  y para el eje X el de  $L11$  (ver Figura 24), por lo tanto se define:

Ecuación 27  $L1 = ISO * \tan(\beta)$

Ecuación 28  $\theta = 90 - \beta$

Ecuación 29  $L2 = \frac{ISO}{\tan(\theta)}$

Ecuación 30  $L3 = L1$



Figura 24. Ubicación de desplazamiento de centro de la elipse en la imagen (Cantor, 2022).

Para el ángulo primario

Ecuación 31  $L11 = ISO * \tan(\gamma)$

Ecuación 32  $\theta 1 = 90 - \gamma$

Ecuación 33  $L22 = \frac{ISO}{\tan(\theta 1)}$

$$\text{Ecuación 34} \quad L33 = L11$$

La elipse está definida como:

$$\text{Ecuación 35} \quad a = \left( \frac{(2 * |L1|) + |L2|}{2} \right) * FC$$

$$\text{Ecuación 36} \quad b = \left( \frac{(2 * |L11|) + |L22|}{2} \right) * FC$$

Finalmente se toman como coordenadas del centro:

$$\text{Ecuación 37} \quad l = L1 = ISO * \tan(\beta)$$

Y:

$$\text{Ecuación 38} \quad k = ISO * \tan(\gamma)$$

## 2.9 Consideraciones dosimétricas

Los factores a ser considerados para la estimación de la dosis en piel son los siguientes:

- Curva espesor del paciente y KERMA de entrada en piel con retrodispersión: estos datos son provenientes del previo control de calidad del equipo utilizado, mostrado en la Tabla 8 y Anexo 1. Realizando un ajuste de una función lineal, para la determinación de la pendiente ( $m$ ) y el punto de corte ( $b'$ ).
- La curva *FOV* y KERMA de entrada en piel con retrodispersión.
- Corrección por el inverso del cuadrado de la distancia.

## CAPÍTULO III

### 3. MARCO METODOLÓGICO

#### 3.1 Materiales y Métodos

##### 3.1.1 Equipos utilizados

Para la adquisición de la secuencia de imágenes se utilizó un equipo de Hemodinámica, ubicado en un centro de salud en Distrito Capital, siendo este marca *General Electric*, cuyas características se muestran en la Tabla 7. Este, cuenta con un intensificador de imagen y una capa hemirreductora de 3,36 mm Al.

Tabla 7. Descripción del equipo utilizado (Informe N° 186 LSCD).

| Característica | Marca            | Modelo         | Serial    |
|----------------|------------------|----------------|-----------|
| Gantry         | 2219150          | LCV Positioner | 287060Bu8 |
| Tubo Rayos X   | Insert 444937TU7 | Mx 150.V5      | ----      |
| Haising        | Haising 79374CX5 | Mx 150.H3      | ----      |

Como requisito para la creación del programa de reconstrucción de la dosimetría se necesita los datos provenientes del control de calidad. Estos datos provienen del informe N° 186 realizado por el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (*LSCD*), del Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (*IVIC*), del año 2010 (ver Anexo 1). Siendo necesario los datos de la curva de la variación del espesor del paciente y la dosis de entrada en el paciente. Además, los parámetros técnicos (*mAs* y *kV*) son controlados por el sistema de Control Automático de Exposición (*CAE*) y las variaciones de las dosis, van en función del *FOV*. Todos estos datos dosimétricos son referidos a una distancia foco-cámara de ionización de 100 cm, siendo esta la distancia de referencia, para los modos de operación en cinefluorografía y fluoroscopia.

La curva del CAE se muestra en la Figura 26, con los datos mostrados en la Tabla 8, donde se toma un modelo lineal de la variación de la dosis en función del espesor del paciente, tal que, para la variación del espesor se utilizan láminas de Polimetilmetacrilato (*PMMA*), con una densidad de  $1,18 \text{ g/cm}^3$ , para simular las condiciones de la irradiación del paciente, siendo mostrado el montaje en la Figura 25. Este equipo posee varios modos de operación, siendo los principales utilizados el modo cardiaco y la sustracción digital. En el procedimiento utilizado para el diseño del programa, se emplea el modo cardiaco.

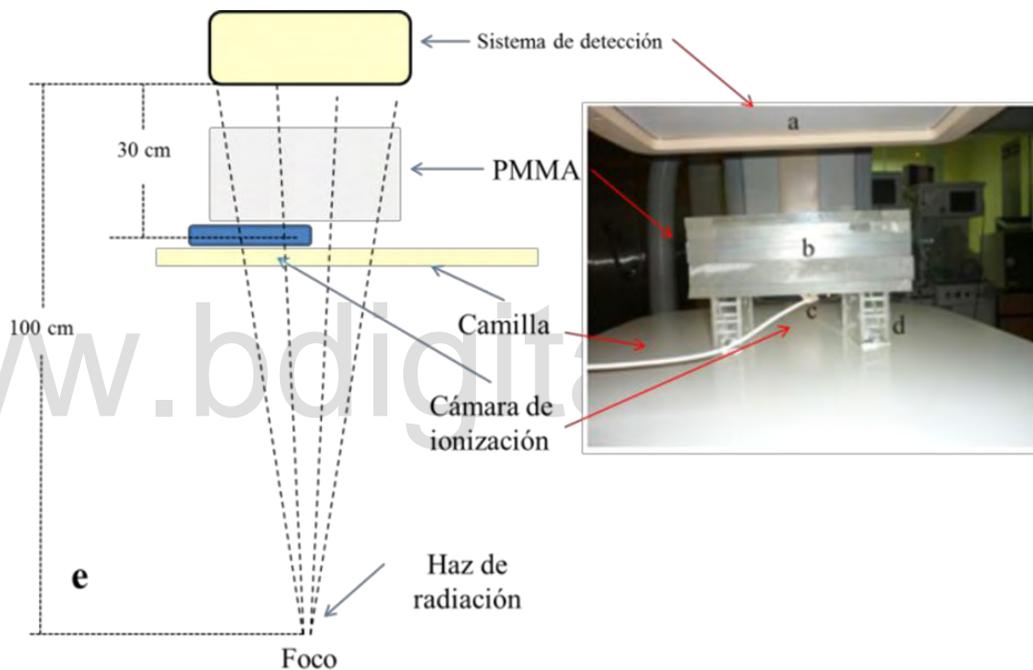


Figura 25. . Montaje Tasa de dosis al paciente. (a) Detector plano, (b) *PMMA*, (c) Cámara de ionización, (d) Soporte, (e) Montaje experimental (Leal C. , 2017).

Tabla 8. Datos dosimétricos del control de calidad para el CAE (Informe N° 186 LSCD).

| Espesor <i>PMMA</i><br>(cm) | Fluoroscopia (kVp 80<br>nominal) |                               | Cinefluorografía (kVp 75<br>nominal) |                               |
|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------|
|                             | mA                               | Dosis de entrada<br>(mGy/min) | mA                                   | Dosis de entrada<br>(mGy/min) |
| 7,20                        | 0,4                              | 1,39                          | 6                                    | 18,25                         |
| 17,18                       | 2,4                              | 8,45                          | 37                                   | 117,79                        |
| 23,00                       | 3,8                              | 16,93                         | 137                                  | 445,97                        |

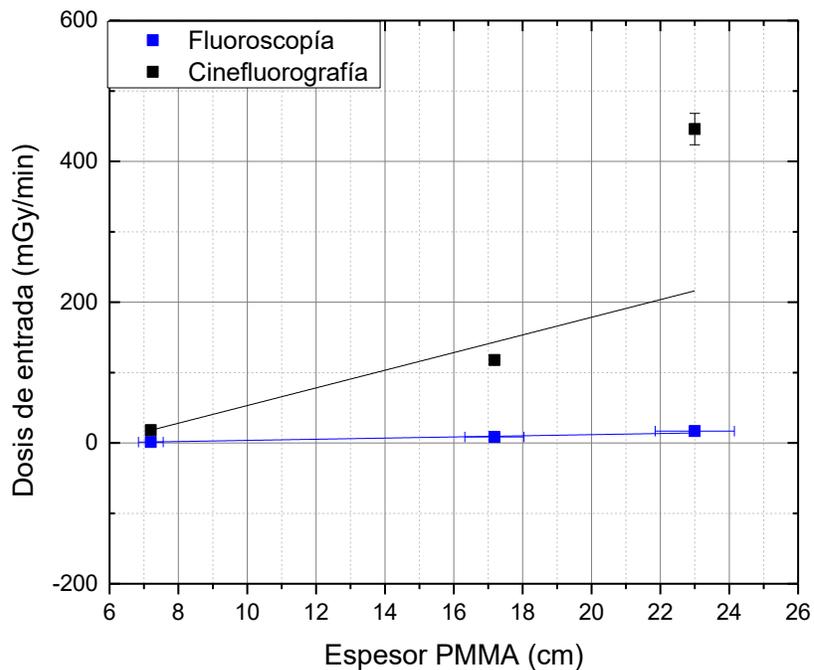


Figura 26. Curva Espesor paciente vs Dosis de entrada (Informe N° 186 LSCD).

La curva de la variación de la dosis de entrada en piel del paciente, en función del *FOV*, se muestra en la Figura 27, con los datos mostrados en la Tabla 9, siendo mostrado el montaje en la Figura 25, notando que es el mismo montaje que el empleado en la determinación de la variación de la dosis en el *CAE*, solo cambia el tamaño del *FOV*, dejando el espesor del paciente fijo a un valor de 7,2 cm de *PMMA*.

Tabla 9. Datos dosimétricos del control de calidad para la variación de la dosis vs *FOV* (Informe N° 186 LSCD).

| FOV<br>(cm) | Fluoroscopia (kVp 80 nominal) |                               | Cinefluorografía (kVp 75 nominal) |                               |
|-------------|-------------------------------|-------------------------------|-----------------------------------|-------------------------------|
|             | mA                            | Dosis de entrada<br>(mGy/min) | mA                                | Dosis de entrada<br>(mGy/min) |
| 30,48       | 0,1                           | 0,44                          | 1                                 | 4,45                          |
| 22,86       | 0,2                           | 0,71                          | 3                                 | 9,41                          |
| 15,24       | 0,4                           | 1,39                          | 6                                 | 18,25                         |
| 11,43       | 0,7                           | 2,36                          | 10                                | 27,85                         |

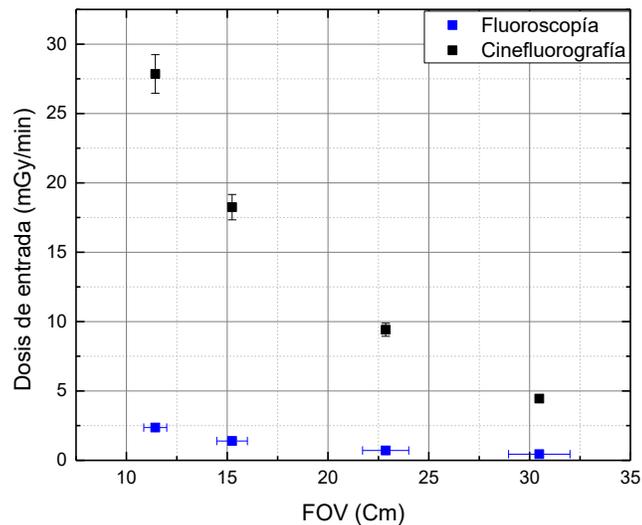


Figura 27. Curva FOV vs Dosis de entrada.

Para las mediciones de los valores obtenidos en el control de calidad del equipo, se utilizó una cámara de ionización marca Radcal de 180 cc de volumen, modelo 10X5-60, serial 97-88, calibrada en 2003. Esta cámara se encuentra acoplada a un electrómetro marca Radcal, modelo 9060, serial 99-1724. Para las correcciones de temperatura y presión se utilizó un barómetro marca Filotécnica Salmoiraghi, de tipo de compensación, serial 68143 y un termómetro con un error de  $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ .

### 3.1.2 Datos de las secuencias de imágenes

Se utilizaron como referencia para el diseño del programa 46 secuencias o series de imágenes, con un total de 5.486 imágenes durante el procedimiento realizado a un paciente masculino con sobrepeso, al que se le realizó un cateterismo cardíaco, con un tiempo de exposición de 3,05 min, utilizando solo tres proyecciones. Para este paciente, fue necesaria la colocación de tres *stent* coronarios. Presentó efectos adversos a la exposición a las radiaciones ionizantes, lo cual motivó la realización de las pruebas de control de calidad.

Se mantiene un estricto compromiso de confidencialidad de los datos obtenidos, garantizándose que los resultados obtenidos serán utilizados exclusivamente para fines de investigación y podrán ser utilizados en futuras publicaciones y estudios posteriores. Bajo ningún concepto se ha recibido algún beneficio de tipo económico por los datos suministrados para el desarrollo de la presente investigación. La información adquirida no representa una inspección de la Autoridad Reguladora competente, a fin de autorizar el funcionamiento del servicio, sino que es una auditoria externa sin carácter vinculante desde el punto de vista legal, que solo pretende ayudar al mejoramiento del servicio y orientar sobre los requerimientos para establecer un criterio de seguimiento en la aparición de efectos estocásticos en procedimientos de radiología intervencionista.

### **3.1.3 Procedimiento para la reconstrucción dosimétrica**

Se diseña un código en MatLab versión R2020B, mostrado en el Apéndice 1, realizando los siguientes pasos:

1. Se genera un listado de las secuencias de imágenes obtenidas durante el procedimiento, con la finalidad de establecer el número de veces que se debe repetir la serie de cálculos en el programa, realizando los siguientes pasos:
  - Se extrae del encabezado *DICOM* los datos del paciente, para la generación del archivo donde se guardará la información de interés y la ruta de ubicación de los datos.
  - Se extrae el nombre del paciente utilizando los parámetros del encabezado *PatientName*, y para el apellido *FamilyName*.
  - Se determina el factor de escala, con la finalidad de transformar la escala en píxeles en que se encuentra la imagen analizada por MatLab, a unidades de longitud (mm). Se procede a determinar el área total de una de las imágenes de la secuencia, a través del proceso de binarización de la imagen, utilizando un umbral igual a cero, determinando las regiones conexas en la imagen mediante el comando

de MatLab *regionprops*, con una conectividad de 8, para la determinación de los vecinos mediante el comando *bwlabeln*, con la finalidad de determinar el diámetro equivalente en píxeles del área de la imagen, este se divide entre el tamaño del *FOV*, extraído del encabezado mediante el parámetro *FieldOfViewDimensions*, según la Ecuación 39.

$$\text{Ecuación 39} \quad \text{Escala} = \frac{\text{Diámetro equivalente}}{\text{FOV}}$$

2. Se lee el encabezado *DICOM* de cada secuencia, para obtener la siguiente información:

- Los parámetros geométricos del haz de radiación, siendo utilizados los parámetros *DistanceSourceToPatient* (*D*), *DistanceSourceToDetector* (*DD*), *FieldOfViewDimensions* (*R*), considerando que la distancia al isocentro de radiación (*ISO*) es de 150 mm y suponiendo que la distancia del detector al paciente (*E*) es de 50 mm. Determinando la  $\tan(\alpha)$  mediante la Ecuación 7 y determinando la distancia *IRP* según la Ecuación 6.
- Se leen, además, los valores del Posicionador del ángulo primario y secundario, mediante los parámetros *PositionerPrimaryAngle* y *PositionerSecondaryAngle*, respectivamente.
- Se calcula el espesor del paciente según la Ecuación 5.
- Se leen los parámetros técnicos de los encabezados en cada secuencia de imágenes, siendo estos el *kV* (*KVP*), *mA* (*XRayTubeCurrent*), y se determina el *mAs*, que no es más que el producto del *mA* por el tiempo de duración de la secuencia, determinado por los parámetros *NumberOfFrames* (Número de fotogramas) y *CineRate* (Número de fotogramas por segundo, es decir los cuadros por segundo, *FPS*), expresados en la Ecuación 40.

$$\text{Ecuación 40.} \quad \text{tiempo}(s) = \frac{\text{N}^\circ \text{ de Fotogramas}}{\text{FPS}}$$

3. Para los cálculos dosimétricos se hacen las siguientes consideraciones:

- La determinación de la tasa de dosis ( $\dot{D}$ ) está dada por la Ecuación 41, mediante los resultados obtenidos en la Tabla 8, donde la pendiente ( $m$ ) tiene un valor de 0,01253966 Gy/(min.cm) y el punto de corte ( $b$ ) de -0.07226001 Gy/min.

$$\text{Ecuación 41.} \quad \dot{D} = (m * \text{espesor}) + b'$$

- Conocida la tasa de dosis  $\dot{D}$ , se calcula la dosis ( $D$ ) suministrada en la secuencia de imágenes, según la Ecuación 42.

$$\text{Ecuación 42.} \quad D = \dot{D} * \text{tiempo}$$

- La dosis ( $D$ ) se ve afectada por el tamaño del campo ( $FOV$ ). Los valores utilizados para el factor de campo están expresados en la Tabla 6. Cabe destacar que este factor es adimensional.
- Se debe realizar la corrección por la ley del inverso del cuadrado de la distancia. Del control de calidad se obtienen los valores de ( $\dot{D}$ ) a una distancia de referencia ( $P_{ref}$ ) de 100 cm desde el foco del equipo a la ubicación de la cámara de ionización, por lo que la dosis final ( $D_f$ ), corregida por la distancia está definida por la Ecuación 43.

$$\text{Ecuación 43.} \quad D_f = \frac{D}{P_{ref}}$$

4. Se hace la reconstrucción de la geometría del haz de radiación, para determinar el área irradiada en la superficie de la camilla, la cual será considerada como la dosis en piel suministrada al paciente. Se tienen cuatro casos, el primero es cuando  $\beta=0$  y  $\gamma=0$ , para el cual, el programa procesa la imagen como un campo circular, con parámetros dados por la Ecuación 7 y la Ecuación 8. Los otros tres casos se tienen cuando  $\beta \neq 0$ ;  $\gamma=0$ ; utilizando para los cálculos de  $a$  la Ecuación 14,  $b$  la Ecuación 15,  $l$  la Ecuación 16 y  $k$  la Ecuación 17. Luego, para el caso en que  $\beta=0$ ,  $\gamma \neq 0$ , se utiliza para  $a$  la Ecuación 24,  $b$  la Ecuación 23,  $l$  la Ecuación 25 y  $k$  la Ecuación 26.

Finalmente, para el caso en que  $\beta \neq 0$  y  $\gamma \neq 0$ , se hace uso de las ecuaciones para  $a$ , la Ecuación 35,  $b$  la Ecuación 36,  $l$  la Ecuación 37 y  $k$  la Ecuación 38.

5. Por cada secuencia de imágenes se crea una imagen, representando el valor del pixel, la dosis recibida, con coordenadas  $X_i$  y  $Y_i$ , que permiten estimar la distribución en área de esta dosis. Para el caso particular de este estudio, se construye una imagen de 1280x960 píxeles, estimando la dosis en la piel del paciente para cada secuencia de imágenes mediante la Ecuación 43. Considerando que las dosis pueden dar valores menores a la unidad, y la imagen posee un rango dinámico de 16 bit, los valores de la dosis se aproximan a un número entero positivo perteneciente al rango dinámico, por lo que se utiliza un factor de escala, con la finalidad de ampliar la escala y no perder información. Para esto se considera que 30 Gy equivalen a  $2^{16}=65536$  píxeles en la escala de gris, modificando la escala inicial multiplicando por un factor de  $\frac{65536}{30}$ .
6. Para estimar la dosis total recibida en piel, se suman cada una de estas imágenes obtenidas en cada secuencia, obteniendo una imagen final donde se puede estimar la dosis total recibida en la piel del paciente. Se debe retomar la escala inicial en Gy para el rango dinámico, por lo que se hace el proceso inverso del paso anterior multiplicando por  $\frac{30}{65536}$ .
7. Para el cálculo de las dosis en piel y áreas, se realiza la binarización de la imagen final, con el fin de determinar todos los posibles valores de intensidad para los píxeles que conforman el área irradiada. Esto se realiza mediante el comando de MatLab *regionprops*, con un umbral igual a cero, mediante el uso de la subrutina *MaxIntensity* para determinar el valor máximo de la intensidad, y el *PixelValues*, creando un vector que contiene todos los valores de dosis por pixel de la imagen. Para determinar el área total irradiada por dosis se utiliza un histograma del vector obtenido, tal que, la frecuencia de cada valor de dosis representa el número de píxeles con esa dosis, al

transformar el área en píxeles por dosis, se obtiene el área en cm, mediante el uso del factor escala mostrada en la Ecuación 39.

8. Finalmente, para la generación del reporte dosimétrico, en formato “.pdf,” se plasma la siguiente información: Autores del código para la estimación de la dosis, identificación del paciente, área total irradiada en  $\text{cm}^2$  con su dosis máxima, una tabla donde se indican las diferentes dosis obtenidas, con su respectiva área, la visualización de la imagen dosimétrica obtenida, indicando la posición del paciente, y los posibles efectos en piel que se puedan presentar (ver Apéndice 2).

Los pasos descritos anteriormente se pueden resumir en la Figura 28, mostrada a continuación:

[www.bdigital.ula.ve](http://www.bdigital.ula.ve)

DETERMINACIÓN DE LA DOSIS EN PIEL EN PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA MEDIANTE EL USO DE ENCABEZADO DICOM

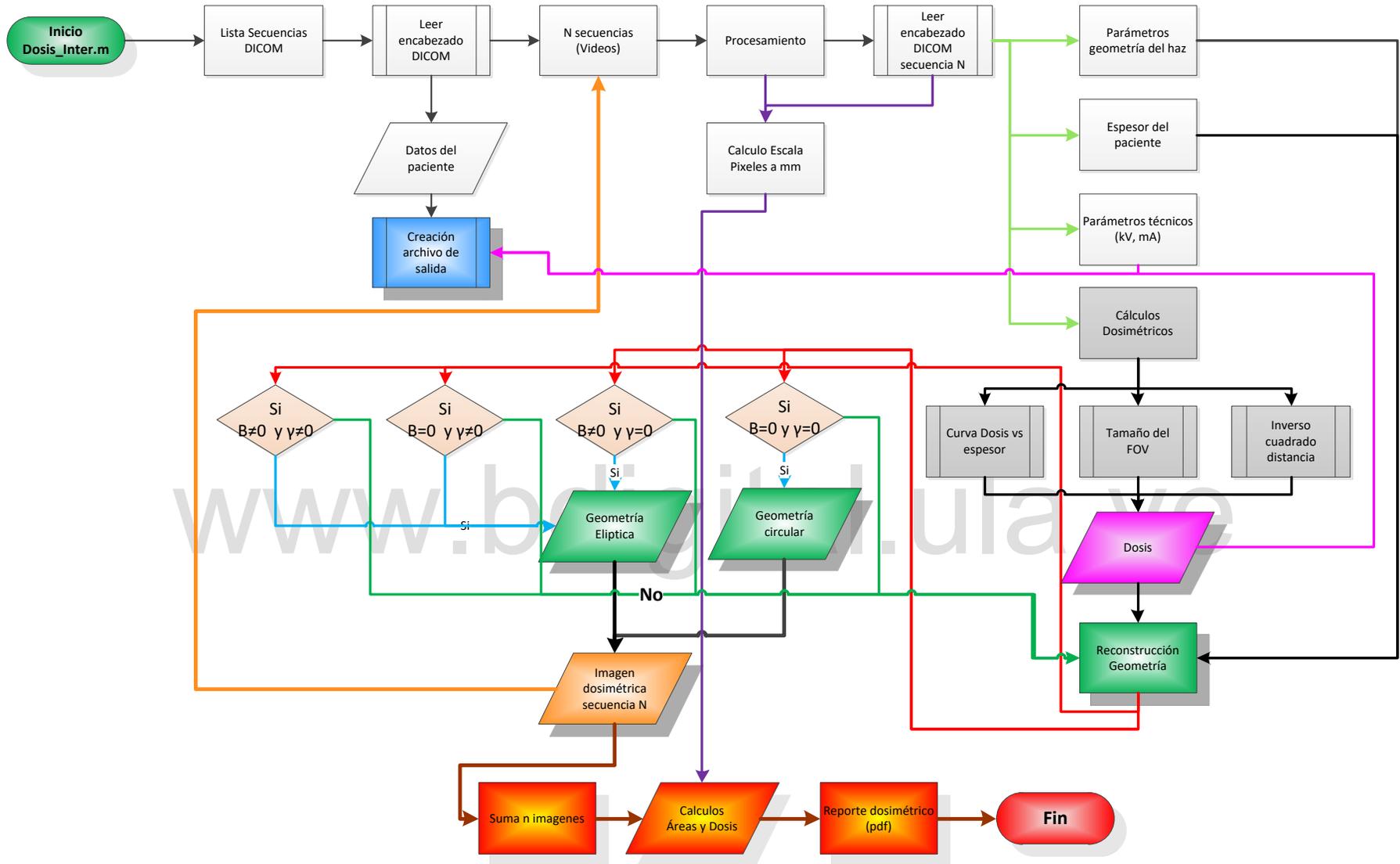


Figura 28: Diagrama de flujo del procedimiento que lleva a cabo el programa *Dosis\_Inter2.m* (Cantor, 2022)

## CAPÍTULO IV

### 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### 4.1 Estadísticas por serie de imágenes

Del paciente empleado como prueba para el diseño del programa en Matlab (ver Apéndice 1), luego del procesamiento de las 46 secuencias de imágenes obtenidas durante el procedimiento de radiología intervencionista, se obtienen los datos expresados en la Tabla 10, realizando la reconstrucción de los parámetros geométricos del haz de radiación, según el procedimiento descrito en el capítulo 3 y la estimación de la distribución de dosis en la piel del paciente, a partir de los datos dosimétricos de las pruebas de control de calidad (ver Anexo 1). A continuación, se muestran los siguientes valores por secuencia de imagen:

- Número de fotogramas de la secuencia.
- Número de fotogramas por segundos (FPS).
- Tiempo de exposición de la secuencia (s).
- Distancia foco paciente (mm).
- Distancia foco detector (mm).
- Espesor del Paciente (cm).
- Tamaño del FOV
- Ángulo primario (°)
- Ángulo Secundario (°).
- Coordenada X del haz de radiación proyectada en la camilla (mm).
- Coordenada Y del haz de radiación proyectada en la camilla (mm).
- Dosis por proyección (mGy).
- Kilovoltaje pico aplicado al tubo (kVp).
- Corriente aplicada al filamento (mA)
- mAs Aplicado al filamento.

El error estimado para el kV, mA, mAs, espesor paciente es del 5 %, tomados de los rangos de tolerancia de las pruebas de control de calidad.

Tabla 10. Resultados obtenidos del procesamiento del paciente (Cantor, 2022).

| Fotogramas<br>(N°) | Tasa<br>(FPS) | Tiempo<br>(s) | DisPaciente<br>(mm) | DisDetector<br>(mm) | EspesorP<br>(cm) | FOV<br>(mm) | AngPri<br>(°) | AngSec<br>(°) | Xcen<br>(mm) | Ycen<br>(mm) | Dosis<br>(mGy) | KVp<br>(kv) | mA<br>(mA) | mAs<br>(mAs) |
|--------------------|---------------|---------------|---------------------|---------------------|------------------|-------------|---------------|---------------|--------------|--------------|----------------|-------------|------------|--------------|
| 114                | 30            | 3,80          | 705                 | 1051                | 46,92            | 152         | 30            | 0             | 86,60        | 0,00         | 39,46          | 98          | 117        | 445          |
| 85                 | 30            | 2,83          | 705                 | 1051                | 46,92            | 152         | 30            | 0             | 86,60        | 0,00         | 29,42          | 96          | 119        | 337          |
| 103                | 30            | 3,43          | 705                 | 1051                | 46,92            | 152         | 30            | 0             | 86,60        | 0,00         | 35,65          | 94          | 133        | 457          |
| 90                 | 30            | 3,00          | 705                 | 1051                | 46,92            | 152         | 30            | 0             | 86,60        | 0,00         | 31,15          | 90          | 125        | 375          |
| 116                | 30            | 3,87          | 705                 | 1051                | 46,92            | 152         | 30            | 0             | 86,60        | 0,00         | 40,15          | 91          | 126        | 487          |
| 87                 | 30            | 2,90          | 705                 | 1051                | 46,92            | 152         | 30            | 0             | 86,60        | 0,00         | 30,11          | 83          | 145        | 421          |
| 51                 | 30            | 1,70          | 705                 | 1051                | 46,92            | 152         | 30            | 0             | 86,60        | 0,00         | 17,65          | 107         | 113        | 192          |
| 87                 | 30            | 2,90          | 705                 | 1048                | 45,26            | 152         | 0             | 20            | 0,00         | 54,60        | 28,9           | 90          | 145        | 421          |
| 82                 | 30            | 2,73          | 705                 | 1033                | 43,76            | 152         | 0             | 20            | 0,00         | 54,60        | 26,2           | 89          | 148        | 405          |
| 121                | 30            | 4,03          | 705                 | 1033                | 43,76            | 152         | 0             | 20            | 0,00         | 54,60        | 38,67          | 84          | 131        | 528          |
| 102                | 30            | 3,40          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 34,21          | 86          | 134        | 456          |
| 112                | 30            | 3,73          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 37,57          | 91          | 121        | 452          |
| 109                | 30            | 3,63          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 36,56          | 101         | 127        | 461          |
| 122                | 30            | 4,07          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 40,92          | 89          | 133        | 541          |
| 75                 | 30            | 2,50          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 25,16          | 90          | 139        | 348          |
| 106                | 30            | 3,53          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 35,56          | 85          | 141        | 498          |
| 125                | 30            | 4,17          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 41,93          | 104         | 116        | 483          |
| 93                 | 30            | 3,10          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 31,2           | 91          | 127        | 394          |
| 145                | 30            | 4,83          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 48,64          | 94          | 115        | 556          |
| 129                | 30            | 4,30          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 43,27          | 90          | 129        | 555          |
| 146                | 30            | 4,87          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 48,97          | 93          | 123        | 599          |
| 134                | 30            | 4,47          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 44,95          | 86          | 131        | 585          |
| 22                 | 30            | 0,73          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 7,38           | 95          | 132        | 97           |
| 80                 | 30            | 2,67          | 705                 | 1040                | 45,65            | 152         | 29            | 0             | 83,15        | 0,00         | 26,84          | 102         | 121        | 323          |

DETERMINACIÓN DE LA DOSIS EN PIEL EN PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA MEDIANTE EL USO DE ENCABEZADO DICOM

|     |    |      |     |      |       |     |     |    |       |       |       |     |     |     |
|-----|----|------|-----|------|-------|-----|-----|----|-------|-------|-------|-----|-----|-----|
| 146 | 30 | 4,87 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 48,97 | 110 | 107 | 521 |
| 95  | 30 | 3,17 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 31,87 | 90  | 129 | 409 |
| 191 | 30 | 6,37 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 64,07 | 91  | 105 | 669 |
| 206 | 30 | 6,87 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 69,1  | 109 | 113 | 776 |
| 100 | 30 | 3,33 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 33,54 | 103 | 114 | 380 |
| 103 | 30 | 3,43 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 34,55 | 106 | 116 | 398 |
| 94  | 30 | 3,13 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 31,53 | 111 | 106 | 332 |
| 244 | 30 | 8,13 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 81,85 | 97  | 120 | 976 |
| 150 | 30 | 5,00 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 50,32 | 91  | 132 | 660 |
| 146 | 30 | 4,87 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 48,97 | 112 | 105 | 511 |
| 146 | 30 | 4,87 | 705 | 1040 | 44,46 | 152 | 1   | 20 | 2,62  | 54,60 | 47,52 | 82  | 160 | 779 |
| 115 | 30 | 3,83 | 705 | 1040 | 45,82 | 152 | 30  | 0  | 86,60 | 0,00  | 38,74 | 105 | 117 | 449 |
| 122 | 30 | 4,07 | 705 | 1040 | 44,46 | 152 | 0   | 20 | 0,00  | 54,60 | 39,7  | 77  | 157 | 638 |
| 128 | 30 | 4,27 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 42,94 | 108 | 104 | 444 |
| 137 | 30 | 4,57 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 45,95 | 99  | 112 | 511 |
| 87  | 30 | 2,90 | 705 | 1040 | 45,65 | 152 | 29  | 0  | 83,15 | 0,00  | 29,18 | 98  | 120 | 348 |
| 79  | 30 | 2,63 | 705 | 1040 | 43,50 | 228 | -31 | 0  | 90,13 | 0,00  | 12,92 | 77  | 143 | 377 |
| 151 | 30 | 5,03 | 705 | 1040 | 45,82 | 152 | 30  | 0  | 86,60 | 0,00  | 50,87 | 106 | 111 | 559 |
| 182 | 30 | 6,07 | 705 | 1040 | 45,82 | 152 | 30  | 0  | 86,60 | 0,00  | 61,31 | 120 | 106 | 643 |
| 192 | 30 | 6,40 | 705 | 1040 | 45,82 | 152 | 30  | 0  | 86,60 | 0,00  | 64,68 | 104 | 114 | 730 |
| 115 | 30 | 3,83 | 705 | 1040 | 45,82 | 152 | 30  | 0  | 86,60 | 0,00  | 38,74 | 103 | 108 | 414 |
| 121 | 30 | 4,03 | 705 | 1040 | 45,82 | 152 | 30  | 0  | 86,60 | 0,00  | 40,76 | 113 | 107 | 432 |

De los datos del paciente de prueba, se obtiene un tiempo total de exposición de 182,86 s o 3,05 min; con un total de 5.486 imágenes, una dosis total suministrada de  $1.828,600 \pm 0,001$  mGy, por lo que la dosis media por fotograma es de  $0,333321 \pm 0,00021$  mGy/imagen, haciendo uso de la estadística descriptiva para los valores obtenidos en la Tabla 10, y que se muestra en la Tabla 11.

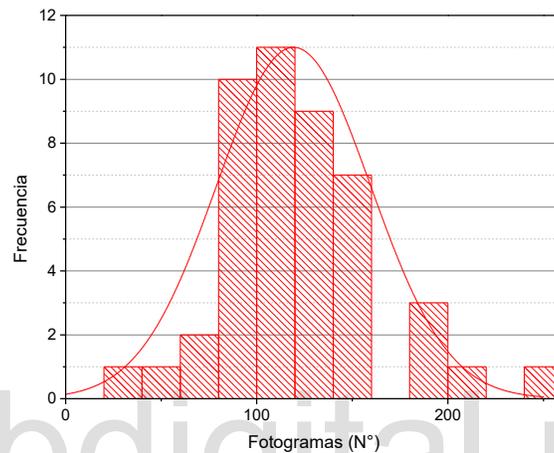
**Tabla 11. Estadística descriptiva de los valores obtenidos (Cantor, 2022).**

| Parámetro             | Promedio | DS  | CV    | Min  | Max   | Moda  | P25    | P75    |
|-----------------------|----------|-----|-------|------|-------|-------|--------|--------|
| Nº Fotogramas         | 119      | 40  | 33,61 | 22   | 244   | 146   | 93     | 145    |
| Tiempo Exposición (s) | 4,0      | 1,3 | 32,50 | 0,73 | 8,13  | 4,87  | 3,1    | 4,83   |
| Dosis por Serie (mGy) | 40       | 14  | 35,00 | 7,38 | 81,85 | 48,97 | 31,2   | 47,52  |
| kVp (kV)              | 96       | 10  | 10,42 | 77   | 120   | 90    | 90     | 104    |
| mAs                   | 486      | 154 | 31,69 | 96,8 | 976   | 420,5 | 398,27 | 555,83 |
| mA                    | 122      | 15  | 12,30 | 104  | 160   | 106   | 111    | 132    |

En la Tabla 11 se muestran los valores del parámetro evaluado, tales como, el valor medio, la desviación estándar, el coeficiente de variación, los valores mínimos, máximos, la moda y los percentiles 25 y 75, obteniéndose que los valores de mayor dispersión son los obtenidos para la distribución de dosis en la piel del paciente y, los de menor dispersión, para el valor del kilovoltaje aplicado al tubo de rayos X, siendo estos descritos a mayor profundidad a continuación.

Se obtiene que, en el análisis de distribución de frecuencia del número de imágenes por secuencia (ver Figura 29), el valor medio es de  $119 \pm 40$  fotogramas por serie, con un CV de 33,61 %. Los datos cumplen con una distribución normal. Al comparar el total de las 5.486 imágenes adquiridas en el procedimiento, respecto a los valores obtenidos por Sánchez en España, obteniendo para procedimientos de Angiografías Coronarias (CA) de 759 imágenes, y para Angioplastia Coronarias (PTCA) de 1.337 imágenes (Sánchez, y otros, 2020), comparando el valor para el paciente del presente estudio, se obtiene un porcentaje de diferencia (% dif) del 622,79 % para CA y de 310,32 % para PTCA. En otro estudio realizado por Järvinen en Finlandia el número promedio en estudios de CA de 771,8 imágenes (Järvinen, y otros, 2020), siendo un valor semejante al obtenido por Sánchez. Los resultados obtenidos superan ampliamente el número de imágenes obtenidas durante el procedimiento, comparado a otros autores.

El procedimiento estudiado tiene un número considerablemente mayor de imágenes, incrementado el riesgo del paciente asociados al uso de las radiaciones ionizantes. Con total de 46 series adquiridas, obteniendo un valor superior en comparación a series 10 para CA y de 18 para PTCA (Sánchez, y otros, 2020), y de 24,0 para CA (Järvinen, y otros, 2020). Con un % dif de 360,00 % para CA, de 155,56 % para PTCA mostrado por Sánchez y de 91,67 % para CA de Järvinen.



**Figura 29. Histograma número de fotogramas por secuencia de imágenes (Cantor, 2022).**

Respecto al tiempo de exposición, en la Figura 30 se muestra la distribución en frecuencia por serie de imágenes, obteniéndose un valor medio para el tiempo de exposición por serie de  $4,0 \pm 1,3$  s, con un CV de 32,50 %. Este parámetro no es convencionalmente evaluado, en la literatura se reporta el tiempo duración total de procedimiento, en este caso tiene un valor de 3,05 min, comparando con el tiempo medio reportado por González-López en Ecuador de 6,80 min (González-López, Parra-Riofrío, Batista-Zaldívar, Carrillo-Vallejo, & Yanchapanta-Bastidas, 2021), es decir que, el % dif es de 55,15 %, a pesar de que el valor reportado en este estudio es menor, este se encuentra dentro del rango reportado, siendo este rango de 2,83 a 16,37 min. El valor reportado por Sánchez es 6,7 min para CA, siendo semejante al obtenido por González-López, sin embargo, el valor obtenido en este estudio es más semejante al obtenido por Järvinen, de 3,2 min para CA, obteniendo un % dif menor, de 4,69 %.

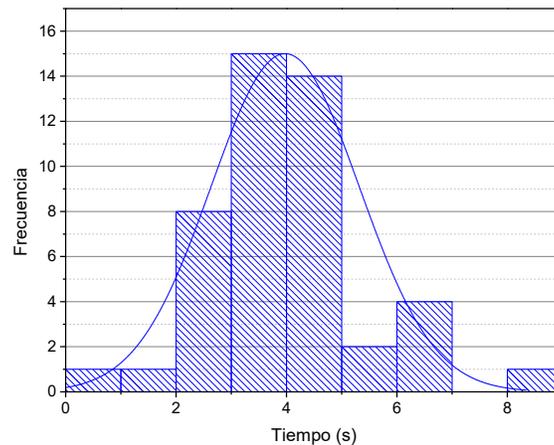


Figura 30. Histograma tiempo de exposición (s) por secuencia de imágenes (Cantor, 2022)

Para el caso de la dosis estimada por serie, se muestra en la Figura 31 la distribución en frecuencia de la dosis en piel en mGy, obteniendo nuevamente una distribución estadística normal, con un valor medio de  $40 \pm 14$  mGy, y un CV de 35,00 %, definido en un intervalo de 7,38 a 81,85 mGy. Esta dosis es alta en comparación a las dosis suministradas en la proyección postero anterior de Tórax, con una dosis de 0,3 mGy (UE, 1996), por lo que la dosis estimada es equivalente a un rango de 24,6 a 272,83 placas de Tórax, y el valor medio de 133,33 placas de Tórax.

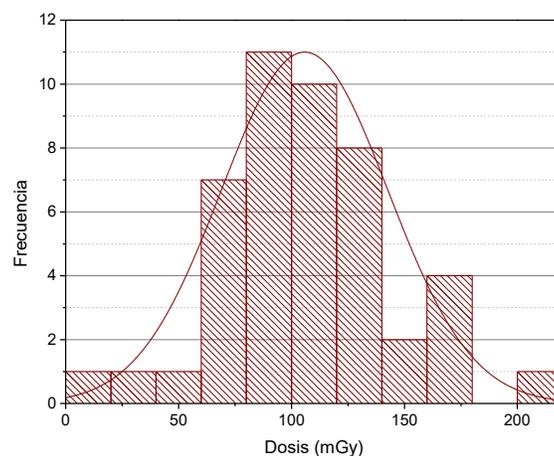


Figura 31. Histograma Dosis (mGy) por secuencia de imágenes (Cantor, 2022)

Otro parámetro de interés determinado es la dosis por fotograma, encontrando que esta es de  $0,333321 \pm 0,00021$  mGy/imagen, lo que es equivalente a 1,11 placas de Tórax/imagen. Para el valor del voltaje aplicado al tubo, se obtiene que, el valor medio del kVp es de  $96 \pm 10$  kV, con un CV de 10,42 % (ver Figura 31), y que la corriente por unidad de tiempo, aplicada el filamento es de  $486 \pm 154$  mAs, con un CV de 31,69 % (ver Figura 32). Cabe destacar que los procedimientos de cardiología intervencionista poseen parámetros técnicos superiores a los de la Tomografía Computarizada en pacientes pediátricos, con un rango de kV de 80 a 140, y para los mAs de 50 a 200 (Castro, 2016). Siendo estas dos técnicas las de mayor dosis suministrada al paciente en comparación a los valores comúnmente utilizados en radiología convencional, como por ejemplo, en la proyección PA de Tórax es de 125 kV con tiempo de exposición menor a 20 ms (UE, 1996).

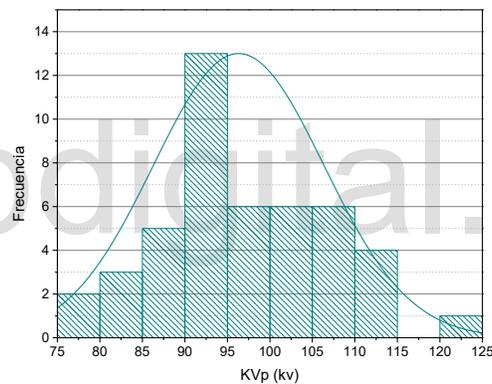


Figura 32. Histograma kVp por secuencia de imágenes (Cantor, 2022)

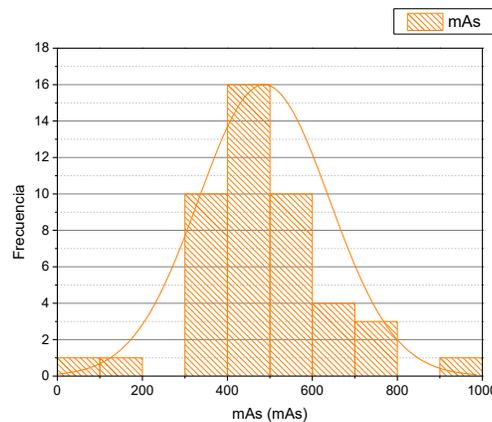


Figura 33. Histograma mAs por secuencia de imágenes (Cantor, 2022)

## 4.2 Evaluación del tubo de rayos X

Un parámetro de interés es determinar la curva de rendimiento del tubo de rayos X. Esta permite relacionar la dosis (mGy), la corriente del filamento (mAs) y la diferencia de potencial (kV) del equipo. Esta se determina mediante el cociente entre la dosis y la corriente, en función del kV aplicado al tubo. Esta curva permite hacer la estimación de la dosis en el paciente considerando los valores de kV y mAs, y se muestra en la Figura 34. Se realiza un ajuste de una función exponencial de grado uno, obteniendo un buen ajuste con un  $R^2$  de 0,80;  $y_0=0,243 \pm 0,007$  mGy/mAs,  $A_1=-40 \pm 47$  mGy/mAs y  $t_1=13 \pm 3$  kV<sup>-1</sup>.

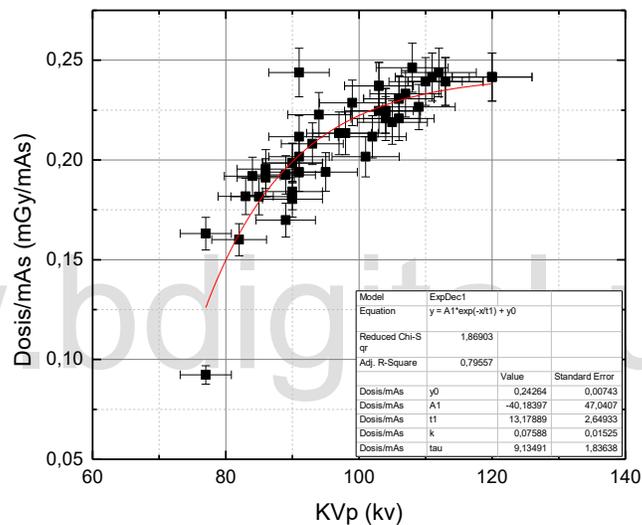


Figura 34. Curva de rendimiento (Cantor, 2022).

La dosis depende de la afluencia de fotones de rayos X, por lo tanto, al incrementar la corriente del filamento del tubo por unidad de tiempo (mAs), debe aumentar proporcionalmente la dosis suministrada al paciente, en este caso en particular, se habla de la dosis en piel. Esta relación es mostrada en la Figura 35, con un  $R^2$  de 0,84; una pendiente de  $0,22 \pm 0,01$  mGy/mAs y un punto de corte de  $-2 \pm 7$  mGy. Siendo este uno de los resultados esperados, permitiendo evaluar el correcto funcionamiento del CAE.

Para la relación entre el mA y el kV, dependientes del CAE, se obtiene una relación exponencial, mostrada en la Figura 36, con un  $R^2$  de 0,76; con  $y_0=91 \pm 11$  mA,  $A_1=1237 \pm 1220$  mA y  $t_1=26 \pm$

$7kV^{-1}$ . Esto se puede interpretar como que, a medida que aumenta la energía de los fotones de rayos X, se disminuye la afluencia de los mismos.

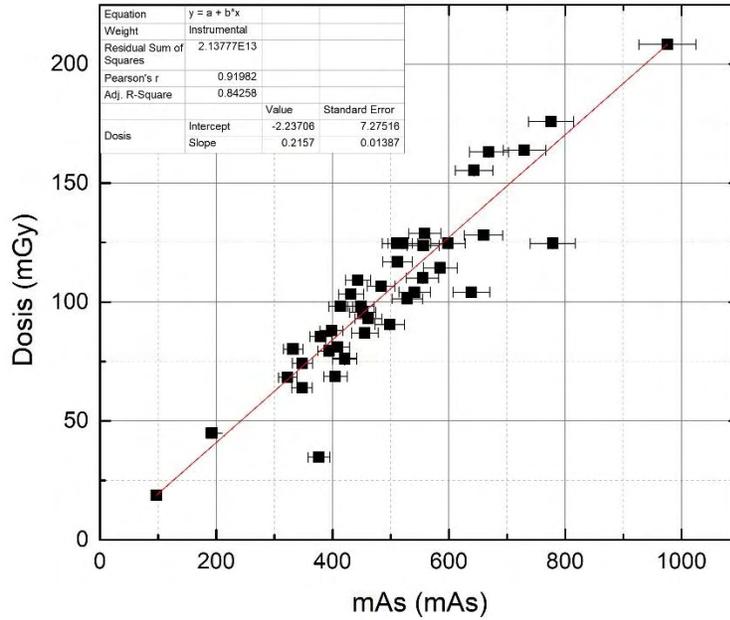


Figura 35. Relación entre los mAs y la dosis (Cantor, 2022).

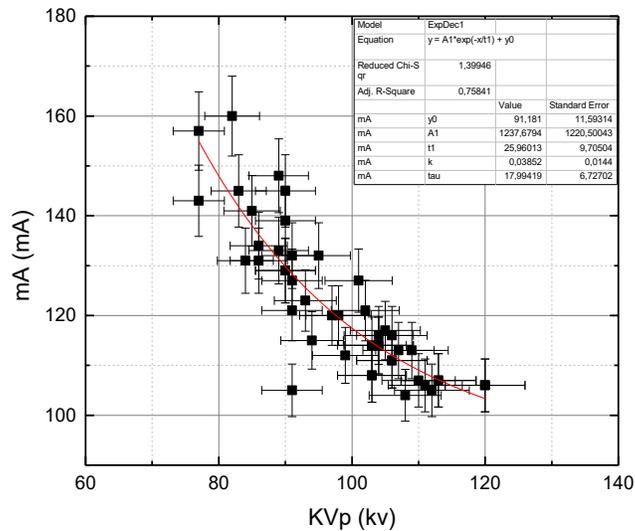


Figura 36. Relación entre el kVp y el mA (Cantor, 2022).

### 4.3 Resultados dosimétricos

Los valores de la dosimetría obtenida para cada serie, no necesariamente representan la dosis final suministrada al paciente, ya que esta, está relacionada con la geometría del haz de radiación, y directamente relacionada con la posición del *FOV*, y su desplazamiento corresponde a la dirección craneal (*CRA*) o del lado de la mano derecha del paciente (*RAO*). Para disminuir las dosis en la piel del paciente se recurre frecuentemente, y dependiendo de las características propias del procedimiento intervencionista, a cambiar las proyecciones del *FOV* al variar el posicionador del ángulo primario o secundario, generando un desplazamiento del centro del campo de radiación respecto a la posición del paciente en la camilla.

En la Figura 37 se muestra la variación del centro del campo de radiación, siendo utilizada en el procedimiento solamente 5 proyecciones diferentes, referenciado a los parámetros leídos de los encabezados *DICOM*, pero se puede considerar que fueron empleadas solo 3 proyecciones, esto se debe al error de posicionamiento inherente al equipo, estando dentro de la tolerancia esperada de  $1,5^\circ$  (Sefm, 2011; COVENIN 218-1, 2000). Durante el procedimiento, son empleados solamente dos tamaños para el *FOV*, siendo estos el diámetro de 152 y 228 mm, de los cuatro posibles campos mostrados en la Tabla 6.

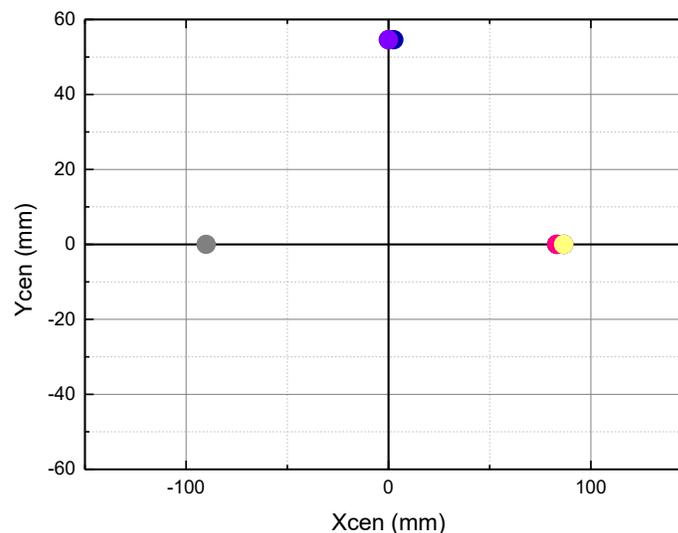


Figura 37. Desplazamiento de centro del campo de radiación (Cantor, 2022).

Para el caso estudiado, el paciente presentaba sobrepeso, haciendo las condiciones de irradiación mayores, debido al espesor del mismo, estimando un espesor promedio de  $43,65 \pm 0,45$  cm, con un CV de 1,03 %, lo cual demuestra una dispersión baja, debido a las pocas proyecciones utilizadas durante el procedimiento. Los valores determinados, son superiores a los considerados estándares para estos procedimientos. Para el caso de los controles de calidad, se considera el espesor de un paciente estándar de 20 cm (Sefm, 2011), siendo superior en un 118,25% el espesor del paciente estudiado en este trabajo. Es por esto que se dice que están dadas las condiciones para la posible generación de lesiones radio inducidas.

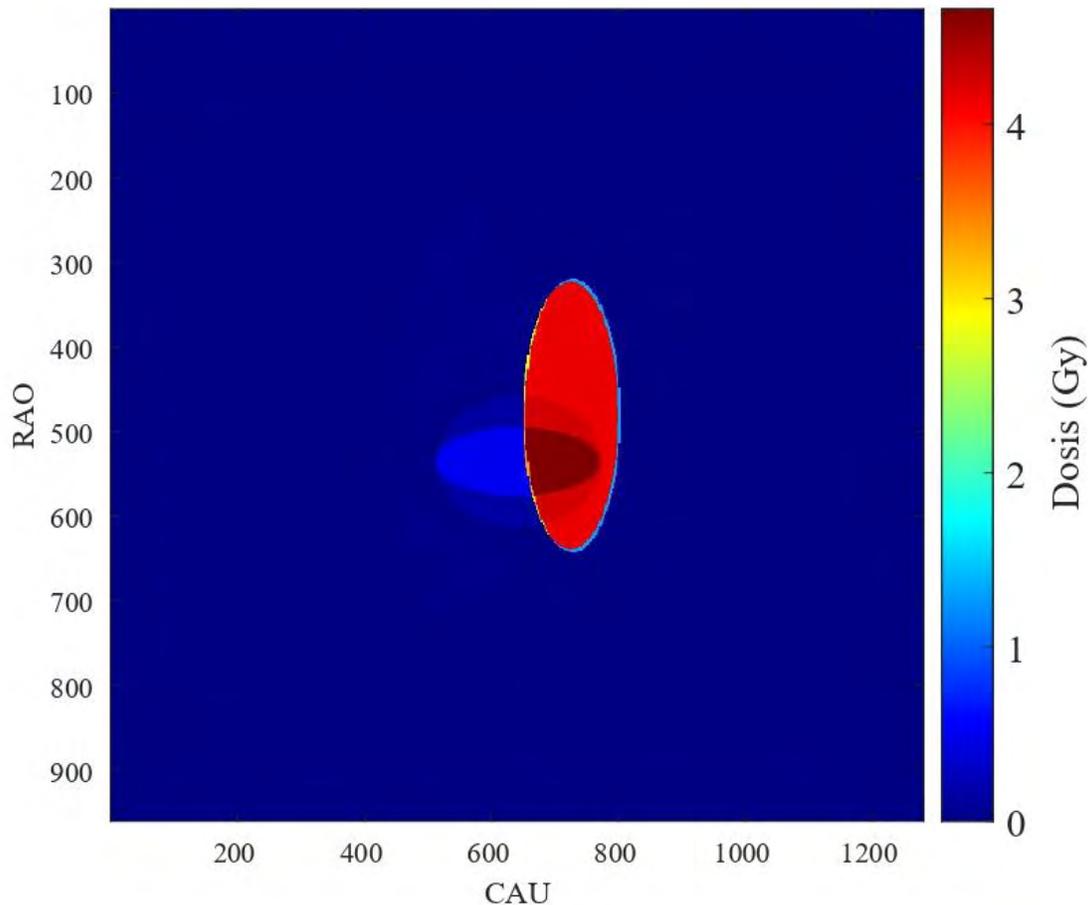
El programa desarrollado (ver Apéndice 1) permite reproducir las condiciones geométricas del haz de radiación, tomando en cuenta la distancia al paciente, distancia al detector, *FOV*, ángulos primarios y secundarios, por lo que se crea un conjunto de 46 imágenes, correspondiente a las series realizadas en el procedimiento. Estas imágenes son mostradas en la Figura 38, donde la intensidad está relacionada con la dosis recibida por el paciente.



**Figura 38. Serie de imágenes dosimétricas reconstruidas (Cantor, 2022).**

Una vez obtenida la posición de los campos de radiación y su proyección sobre la camilla, se procedió a realizar la suma de las imágenes dosimétricas mostradas en la Figura 38, siendo mostrada la imagen final, en la que se realizará la estimación de la dosis final suministrada en la

piel del paciente (ver Figura 39); esta dependerá de la superposición de las diferentes proyecciones del haz de radiación, permitiendo estimar el punto de dosis máxima en piel y sus respectivas áreas, para realizar la evaluación de los posibles efectos, producto de las radiaciones ionizantes.



**Figura 39.** Reconstrucción dosimétrica para la determinación de la dosis en la piel del paciente (Cantor, 2022).

Cabe destacar que en la Figura 39, en la parte superior se encuentra posicionada la cabeza del paciente, es decir la proyección *CRA*, en la parte inferior la dirección *CAU*, a la derecha la proyección *RAO* y a la izquierda la *LAO*. De esta imagen se puede obtener que la dosis máxima en piel suministrada al paciente, mediante el procedimiento descrito en la sección 3.1.3 Procedimiento para la reconstrucción dosimétrica.

Al ser obtenida la imagen final que representa la reconstrucción dosimétrica, se determinan los valores de dosis en piel, y se hace la determinación de las áreas en  $\text{cm}^2$  irradiadas y el producto KERMA-área ( $P_{KA}$ ), mostrándose los resultados en la Tabla 12. En esta, se puede observar que la

dosis máxima en piel es de  $4.66 \pm 0,40$  Gy, con un CV de 8,51 %, con un área de  $1,06 \text{ cm}^2$ . También se puede calcular el  $P_{KA}$  del procedimiento, teniendo un valor de  $546 \pm 50 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$  y un CV de 9,16 %. Se superan ampliamente el valor de  $P_{KA}$  reportados por Sánchez, Järvinen y González-López, siendo estos para la CA de 39; 20,3 y 27,8  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ , siendo superados respecto al mayor valor reportado en un 1.864,03 %.

**Tabla 12. Resultados reconstrucción dosimétrica (Cantor, 2022).**

| Nº | Área ( $\text{cm}^2$ ) | Dosis (Gy) | PKA ( $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ) |
|----|------------------------|------------|-------------------------------------|
| 1  | 1.06                   | 4.66       | 5.0                                 |
| 2  | 21.09                  | 4.63       | 97.6                                |
| 3  | 0.17                   | 4.55       | 0.8                                 |
| 4  | 0.01                   | 4.48       | 0.0                                 |
| 5  | 0.12                   | 4.45       | 0.5                                 |
| 6  | 1.29                   | 4.31       | 5.5                                 |
| 7  | 19.02                  | 4.28       | 81.4                                |
| 8  | 0.80                   | 4.19       | 3.4                                 |
| 9  | 74.58                  | 4.15       | 309.8                               |
| 10 | 0.61                   | 3.35       | 2.0                                 |
| 11 | 0.22                   | 3.31       | 0.7                                 |
| 12 | 0.01                   | 3.17       | 0.0                                 |
| 13 | 0.37                   | 3,00       | 1.1                                 |
| 14 | 0.24                   | 2.96       | 0.7                                 |
| 15 | 0.51                   | 2.87       | 1.5                                 |
| 16 | 0.58                   | 2.84       | 1.6                                 |
| 17 | 5.24                   | 1.32       | 6.9                                 |
| 18 | 29.70                  | 0.51       | 15.1                                |
| 19 | 0.28                   | 0.47       | 0.1                                 |
| 20 | 0.24                   | 0.43       | 0.1                                 |
| 21 | 0.12                   | 0.38       | 0.0                                 |
| 22 | 0.22                   | 0.33       | 0.1                                 |
| 23 | 0.02                   | 0.29       | 0.0                                 |
| 24 | 25.18                  | 0.16       | 4.0                                 |
| 25 | 2.50                   | 0.12       | 0.3                                 |
| 26 | 223.47                 | 0.03       | 7.8                                 |

La Tabla 12 puede ser resumida por rangos de dosis, teniendo como referencia, cambios de 1 Gy, mostrándose en la Tabla 13, donde se puede observar que la mayor área, corresponde al valor de

menor dosis, pero la más representativa es la correspondiente al rango de 4-5 Gy, presentando un  $P_{KA}$  de  $504 \pm 5 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ , y siendo la segunda mayor área irradiada de un área total de  $407,6 \pm 39 \text{ cm}^2$ . El área total con dosis superiores a 2 Gy es de  $120,7 \pm 10 \text{ cm}^2$ , representando el 29,61 %.

**Tabla 13. Resultados reconstrucción dosimétrica por rango de dosis (Cantor, 2022).**

| Rango dosis (Gy) | Área (cm <sup>2</sup> ) | PKA (Gy*cm <sup>2</sup> ) |
|------------------|-------------------------|---------------------------|
| 0-1              | 281.7                   | 27.6                      |
| 1-2              | 5.2                     | 6.9                       |
| 2-3              | 1.7                     | 4.9                       |
| 3-4              | 0.8                     | 2.8                       |
| 4-5              | 118.1                   | 504.0                     |

Cuando la dosis es superior a los 2 Gy, y tomando en consideración la Tabla 3, se presentarán efectos determinísticos, siendo el de menor severidad la aparición de un Eritema Transitorio Temprano, apareciendo el efecto en un tiempo estimado de ~2-24 horas, y el de mayor severidad la aparición de Depilación Temporal, en un tiempo de aproximadamente 3 semanas. Si se consideran los parámetros para el seguimiento de los pacientes, mostrados en la Tabla 4, se nota que se supera el valor de alarma de 2 Gy y el valor de seguimiento de 3 Gy, ya que la dosis máxima alcanzada es de 4,66 Gy. Esto es consistente con el valor de alarma de 300 Gy.cm<sup>2</sup> y seguimiento de 500 Gy.cm<sup>2</sup>, si se considera que el  $P_{KA}$  total obtenido es de 546 Gy.cm<sup>2</sup>, siendo superado el valor de seguimiento en un 9,2 %. Esta información dosimétrica es de relevancia ya que el equipo utilizado para esta investigación no posee cámara de ionización de tipo transmisión, para las mediciones del  $P_{KA}$ , es decir, estos datos dosimétricos no están a disposición del personal médico, para establecer un criterio de alarma y seguimiento como se sugiere en la Tabla 4.

Retomando el ejemplo de la dosis recibida en una proyección PA de Tórax, la dosis máxima en la piel del paciente, representa un total de 1.553,33 placas, por lo que es de esperar la aparición de efectos determinísticos.

Para mostrar de manera más didáctica la distribución de las dosis en piel suministradas al paciente, se muestra en la Figura 40 la superficie de la imagen dosimétrica obtenida y en la Figura 41 los perfiles horizontal y vertical. Cabe destacar que son una representación, ya que la imagen original es de 16 bit, mientras que el paquete empleado para ver la superficie y perfiles,

despliega automáticamente las imágenes en 8 bit, no siendo la escala acorde con la imagen original de la reconstrucción dosimétrica utilizada en los cálculos anteriores. Por lo tanto, estas se adjuntan como solo una representación.

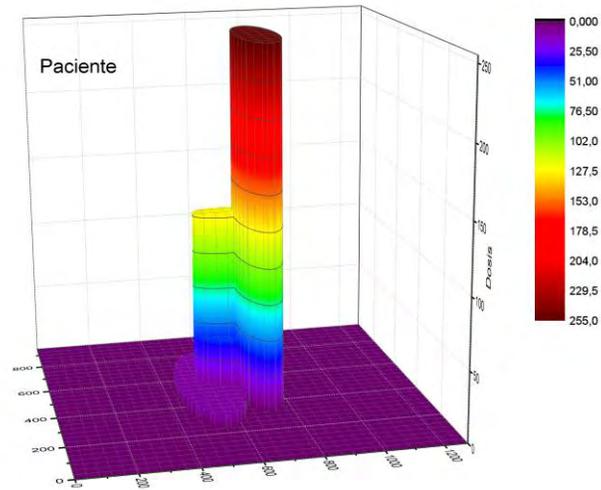


Figura 40. Superficie de imagen dosimétrica final (Cantor, 2022).

En la Figura 40 se puede apreciar que durante el procedimiento de cardiología intervencionista realizado al paciente, se utilizaron pocas proyecciones del campo de radiación, por lo que las 46 series se solapan, produciendo que la dosis en máxima en piel aumente. De igual manera en la Figura 41 se observa el perfil horizontal y vertical, centrado en el punto de dosis máxima en piel.

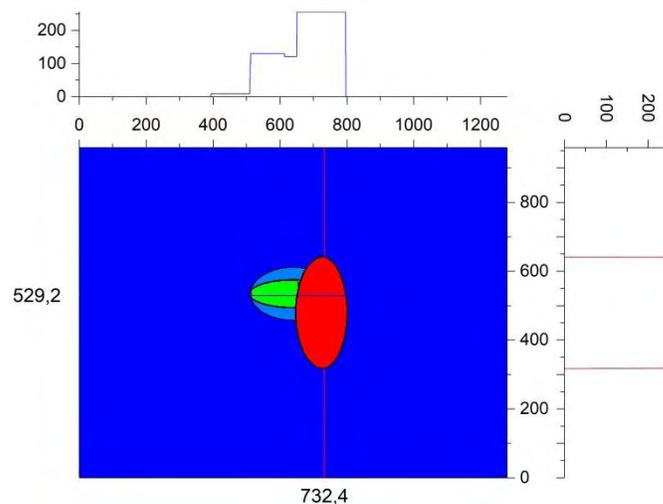


Figura 41. Perfiles horizontal y vertical de imagen dosimétrica final (Cantor, 2022).

El reporte final almacenado al realizar la reproducción de la geometría del haz de radiación, con la reconstrucción dosimétrica, para la estimación de la dosis en la piel de paciente, es generado de manera automática a través de los comandos de MatLab (ver Apéndice 2), donde se plasma la información sobre las dosis estimadas, las áreas irradiadas y los posibles efectos determinísticos que pueden aparecer, siendo de ayuda para el establecimiento de criterios de seguimiento del paciente, siempre que se superen los valores establecidos en la Tabla 3 y Tabla 4, dando por cumplidos los objetivos planteados en el presente trabajo.

[www.bdigital.ula.ve](http://www.bdigital.ula.ve)

## CAPÍTULO V

### 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 5.1 Conclusiones

- Se determinó la dosis recibida en piel para el paciente de prueba, a través de la información contenida en los encabezados *DICOM*, obteniendo un valor de  $1828,600 \pm 0,001$  mGy, con una dosis promedio de  $0,333321 \pm 0,00021$  mGy por imagen. De igual forma, del encabezado se obtuvo el tiempo total de exposición, con un valor de 3,05 min, siendo menor en un 55,15 % al promedio reportado en Ecuador, pero similar al reportado por Järvinen, en Finlandia. Se obtuvo un total de 46 secuencias, con 5.486 imágenes en total, siendo un procedimiento con un considerablemente mayor número de imágenes que los reportados en la literatura, en un 622,79 % para los procedimientos de *CA* y 310,32 % para los de *PTCA*. De igual manera, se comparó con las dosis suministradas por placa de tórax, obteniendo que la dosis por imagen en este procedimiento intervencionista es de 1,11 placas de tórax por imagen.
- Se modeló el haz de radiación utilizando la información almacenada en los encabezados *DICOM* para el estudio de interés, a través de la determinación de la geometría del mismo, con los parámetros obtenidos a partir del control de calidad del equipo. Se obtuvo una geometría cónica, tal que el haz incidente en la piel del paciente, tenía una proyección elíptica, tratándose la disposición de esta, de las tres proyecciones que fueron usadas en el estudio, que dependieron directamente de los ángulos de los posicionadores primarios y secundarios.
- Se creó un código en MatLab, a partir de la información de los encabezados y los datos geométricos estudiados previamente, añadiendo los comandos necesarios para realizar los cálculos dosimétricos relevantes, y tal que el

programa almacenó un reporte dosimétrico en formato *.pdf*, con los datos de interés y los criterios para realizar el seguimiento tal cual sea el caso.

- En el paciente estudiado se estima que la dosis máxima en piel es de  $4.66 \pm 0.40$  Gy, con un CV de 8,51 %, en un área de  $1,06 \text{ cm}^2$ . Con el  $P_{KA}$  del procedimiento teniendo un valor de  $546 \pm 50 \text{ Gy.cm}^2$  y un CV de 9,16 %. Se superan ampliamente los valores de  $P_{KA}$  reportados por Sánchez, Järvinen y González-López, siendo estos para la CA de 39; 20,3 y 27,8  $\text{Gy.cm}^2$ , respectivamente, siendo superados respecto al mayor valor reportado en un 1.864,03 %.
- El área irradiada con dosis superiores a 2 Gy es de  $120,7 \pm 10 \text{ cm}^2$ , representando el 29,61 % del área expuesta al paciente, esperándose la aparición de efectos determinísticos, siendo estos la aparición de un Eritema Transitorio Temprano, apareciendo el efecto en un tiempo estimado de ~2-24 horas, y Depilación Temporal, en un tiempo de aproximadamente 3 semanas.
- Se obtiene que el  $P_{KA}$  total es de  $546 \pm 50 \text{ Gy.cm}^2$  superando los criterios de seguimiento establecido en la Tabla 4 de  $500 \text{ Gy.cm}^2$ , es superado el valor de seguimiento en un 9,2 %, siendo equivalente a una exposición de 1553,33 placas de Tórax.

## 5.2 Recomendaciones

- Realizar proceso de validación del programa, mediante la comparación de los resultados dosimétricos obtenidos mediante el uso de películas radiocrómicas.
- Contrastar y adaptar el programa diseñado para el uso tanto de intensificador de imágenes como panel plano, ya que la geometría del haz de radiación difiere significativamente.
- Implementar el programa diseñado en centros de salud, para establecer programas de seguimiento en las salas de radiología intervencionista de seguimiento, previa la realización de las pruebas de control de calidad y la adaptación del programa a los parámetros *DICOM* del equipo a ser utilizado.

- Realizar una estandarización de los parámetros *DICOM* almacenados por los equipos, de manera tal, que sea posible adaptar el mismo programa para diferentes equipos, sin que haya incompatibilidad por discrepancias en los nombres para el mismo parámetro *DICOM*.

[www.bdigital.ula.ve](http://www.bdigital.ula.ve)

## REFERENCIAS

- Agencia Internacional de Energía Atómica (AIEA). (2010). Protección Radiológica Relacionada con la Exposición Médica a la Radiación Ionizante. (RS-G-1.5).
- American College of Cardiology/American Heart Association. (1999). *ACC/AHA Guidelines for Coronary Angiography*.
- Attix, F. H. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Heppenheim: Wiley-VHC.
- Bushberg, J. (2012). *The Essential Physics of Medical Imaging*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Castro, D. (2016). Efectos del voltaje del tubo en la dosis de radiación y calidad de imagen en fantoma en tomografía computarizada multicorte pediátrica. *Rev Chi lRad*, 22(1), 20---26.
- Ceballos, J. (2014). *Modelaje por Método de Monte Carlo para estimar la dosis en paciente y en el Trabajador Ocupacionalmente Expuesto en intervencionismo*. Caracas.
- COVENIN 218-1. (2000). Protecciónnn Contra las radiaciones Ionizantes Provenientes de Fuentes Externas Usadas en Medicina. Parte 1. Radiodiagnóstico Médico y Odontológico. (C. V. Industriales, Ed.) (218-1).
- González-López, N., Parra-Riofrío, K., Batista-Zaldívar, M., Carrillo-Vallejo, E., & Yanchapanta-Bastidas, V. (2021). Niveles de referencia de dosis para adultos en procedimientos de cardiología intervencionista en Ecuador. *Arch Cardiol Mex*, 91(4), 415-421.
- Health Devices. (2001). DICOM Reference Guide. *National Library of Medicine*, 5-30. Obtenido de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11258234/>

Hospital Cardiológico Infantil Latinoamericano Dr. Gilberto Rodríguez Ochoa. (Enero de 2022). Recuperado el Junio de 2022, de <http://www.cardiologicoinfantil.gob.ve>

ICRP. (2000). *Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures*. Stockholm: International Commission on Radiation Protection.

ICRP. (2007). *The 2007 recommendation of the international commission on radiological protection*. ICRP publication 103.

Innolitics. (2 de Marzo de 2022). *DICOM Standard Browser* . Obtenido de DICOM Innolitics: <https://dicom.innolitics.com/ciods>

International Commission on Radiological Protection. (2013). *Radiological Protection in Cardiology*. *Annals of the ICRP*.

Järvinen, J., Sierpowska, J., Siiskonen, T., Husso, M., Järvinen, H., Kiviniemi, T., . . . Teräs, M. (2020). CONTEMPORARY RADIATION DOSES IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY: A NATIONWIDE STUDY OF PATIENT SKIN DOSES IN FINLAND. *Radiation Protection Dosimetry*, 188, 181–190.

Joiner, M. (2019). *Basic Clinical Radiobiology*. CRC Press.

Leal, C. (2017). *Pruebas de Control de Calidad Para Equipos de Fluoroscopia Utilizados en Procedimientos Diagnósticos y En Prácticas Intervencionistas*. Mérida.

Leal, C. (2021). *Paseando En El Espectro Electromagnético* . Mérida.

Leal, J. (2013). *Estimación de la dosis de radiación en pacientes adultos y trabajadores ocupacionalmente expuestos (TOEs) mediante la dosimetría termoluminiscente en procedimientos diagnósticos y terapéuticos de cardiología intervencionista*. Caracas: Centro de Estudios Avanzados (CEA) IVIC.

- Leal, J. (2013). *Estimación de la Dosis de Radiación en Pacientes Adultos y Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos Mediante la Dosimetría Termoluminiscente en Procedimientos Diagnósticos y Terapéuticos de Cardiología Intervencionista*. Altos de Pipe.
- López, J. (2012). *Manual de Hemodinámica y Aplicaciones Clínicas en Cardiología*. Sociedad Dominicana de Cardiología.
- Ministerio del Poder Popular para la Salud. (2015). *República Bolivariana de Venezuela Anuario de Mortalidad 2013*. Caracas.
- Mora F., W. (2011). *Geometría Analítica: Cónicas Introducción*. Recuperado el 2022, de Revista digital Matemática, Educación e Internet: [www.cidse.itcr.ac.cr/revistamate/](http://www.cidse.itcr.ac.cr/revistamate/)
- OMS. (01 de 2017). *Organización Mundial de la Salud*. Recuperado el Julio de 2022, de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
- Organización Mundial de la Salud. (2018). *Enfermedades No Transmisibles: Perfiles de países*. Ginebra: OMS.
- Rivas, V. (2016). *Comparación de la Dosis Absorbida en Piel de Pacientes Sometidos a Estudios de Hemodinamia en Equipos con Intensificador de Imágenes y Flat Panel con películas radiocrómicas*. Caracas.
- Sánchez, R., Vañó, E., Fernández, J., Ten, J., Escaned, J., Delgado, C., . . . Tobarra, B. (2020). Updating national diagnostic reference levels for interventional cardiology and methodological aspects. *Physica Medica*, 70, 169-175.
- Sefm. (2011). *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico*. Senda Editorial.
- Serway, R. A., Moses, C. J., & Moyer, C. A. (2005). *Modern Physics*. Belmont: Thomson Learning.

Sprawls, P. J. (1993). *Physical Principles of Medical Imaging*. Madison: Medical Physics Publishing.

Ten, J. I; Fernández J, M; Vaño, E. J. (2011). Automatic Management System for Dose Parameters In Interventional Radiology and Cardiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 147(1-2), 325-328. doi:10.1093

UE. (1996). European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. (EUR 16260 EN).

Vens, C., Koritzinsky, M., & Wouters, B. (2019). Irradiation-induced damage and the DNA damage response. En B. Joiner, *Basic Clinical Radiology* (págs. 9-20). CRC Press.

Villa, N. (2009). *Determinación del KERMA en procedimientos de Cardiología Intervencionista*. Mérida.

Walecka, J. D. (2008). *Introduction to Modern Physics*. Toh Tuck: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.

Wouters, B. (2019). *Cell death after irradiation: How, when and why cells die*.

[1.]

## APÉNDICE

### Apéndice 1. Código MatLab (Dosis\_Inter2.m)

```
% Programa para Dosis en piel en radiología intervencionista
% Agosto 2022
% Realizado por Ines Cantor y Carlos Leal
% Laboratorio de Óptica Aplicada
% Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas.
% =====
% XXXXXXXXXX Versión al 13-08-2022 XXXXXXXXXXXXXXXX
% =====

%% Limpiando las variables
%% Limpiando las variables
close all
clear all
clc

%%
extension=strcat('*.dcm');
[namevid,PathNamevid]=uigetfile(extension, 'directorio donde se encuentran las
imagenes'); %directorio donde se encuentran las imagenes
dr1=dir([PathNamevid '/' extension]); % lee solo los archivos tiff
[~,index] = sortrows({dr1.date}.'); dr1 = dr1(index); clear index
f12={dr1.name};

%% creado director de salida
tic
namevid=strcat(char(f12(1)));
datVid=strcat(PathNamevid,namevid);
info = dicominfo(datVid); %informacion del encabezado de la imagen
%Informacion paciente
nombre=strcat(info.PatientName.GivenName); %Nombre paciente
apellido=strcat(info.PatientName.FamilyName); %Apellido paciente paciente

%Ubicacion de resultados
directorio= strcat(PathNamevid,'Resultado');
mkdir(directorio);
filename = strcat(directorio,'\','Analisis-',nombre,'-',apellido,'.txt')
fid = fopen(filename,'w');
formato= '%8.5f %8.5f %8.5f %8.5f %8.5f %5.2f %8.5f %8.5f %8.5f %8.5f %8.5f
%8.5f %8.5f %8.5f %8.5f \n';
formato1= 'Fotogramas Tasa Tiempo DisPaciente DisDetector EspesorP FOV AngPri
AngSec Xcen Ycen Dosis KVp mA mAs \n';
fprintf(fid,formato1);
formato2= '(N°) (FPS) (s) (mm) (mm) (Cm) (mm) (°) (°) (mm) (mm) (mGy) (kv) (mA)
(mAs) \n';
fprintf(fid,formato2);

%%
tic
```

```
        for k=1:1:length(f12) %lista de video a ser analizados
%           for k=40:1:41 %lista de video a ser analizados
%           nuevo=strcat(PathNamevid,f12(k))
%Informacion directotio utilizado
namevid=strcat(char(f12(k)));
datVid=strcat(PathNamevid,namevid);
info = dicominfo(datVid); %informacion del encabezado de la imagen
%Crear imagen dosimetrica
nam3=num2str(k);
filename4 = strcat(PathNamevid,'Dosis',nam3,'.tiff');

%Geometria del problema
Iso=150; %distancia isocentro o punto intervencionista mm
E=50; %distancia estimada del paciente a detector (Kerma de salida referencia)
tiempo=info.NumberOfFrames/info.CineRate; %Tiempo de exposicion del video
D=info.DistanceSourceToPatient; %Distancia fuente paciente mm
DD=info.DistanceSourceToDetector; %Distancia fuente detector mm
R=info.FieldOfViewDimensions(1); %radio del campo de vision mm
tan_alpha=((R/2)/DD); %Angulo alfa
IRP=D-Iso;

alfaP=info.PositionerPrimaryAngle; %angulo primario, perpendicular al eje
sagital
alfaS=info.PositionerSecondaryAngle; %angulo secundario direccion sagital

%%
%alfa2=R/(D-Iso); %angulo medio de apertura del haz de radiacion
espesor=((DD-E)-IRP)/10; %espesor del paciente que suponemos Cm

%%informacion del tubo de rayos X

KV=info.KVP; %KVP tubi
mA=info.XRayTubeCurrent; %Corriente del tubo
mAs=(mA*tiempo);
RangoD=65536/30; %definir la escala maxima en dosis del rango dinamico

%% Dosis
%calculo dosimetrico modo cardiaco Dosis en Gy/min
corte=-0.07226001;
pendiente=0.01253966;
TDosis=(pendiente*espesor)+corte; %Tasa de dosis
Dosis1=(TDosis*tiempo)/60; %Dosis total suministrada sin considerar el
tamaño del campo
Dosis=Dosis1; %Correccion por el tamaño de campo

if info.FieldOfViewDimensions(1) == 304
    Dosis=Dosis1/4.1;
end
if info.FieldOfViewDimensions(1) == 228
    Dosis=Dosis1/1.94;
end
if info.FieldOfViewDimensions(1) == 114
    Dosis=Dosis1/0.66;
```

```

    end
    %correccion por distancia
    disP=(info.DistanceSourceToPatient-150)/1000;
    Dist=1/disP^2;
    DosisF=Dosis*Dist;
%%

%Sin alfaP=alfaS=0
if alfaP == 0, alfaS == 0
    X1=tan_alpha*IRP; %radio de la circunferencia
    radius = X1;
    imageSizeX = 2*640;
    imageSizeY = 2*480;
    centerX = (imageSizeX/2);
    centerY = (imageSizeY/2);
    [columnsInImage rowsInImage] = meshgrid(1:imageSizeX, 1:imageSizeY);
    ecuacion= (rowsInImage - centerY).^2 ...
    + (columnsInImage - centerX).^2 <= radius.^2;
    Campo= zeros(imageSizeY,imageSizeX, 'uint16');
    Campo=Campo+(DosisF*RangoD);
    Campo2=immultiply(Campo,ecuacion);
    imwrite(Campo2,filename4,'RowsPerStrip',16)
    X5=0;
    X6=0;
    end

%%
%%Movimiento solo en el eje alfaP rotacion solo en eje X imagen
if alfaS == 0
    FC=info.FieldOfViewDimensions(1)/152; %factor de campo
    X1=tan_alpha*IRP;
    L1=Iso*tand(alfaP); %para calculo del semieje mayor
    teta=90-alfaP;
    L2=Iso/tanh(teta);

    a=X1;
    b= ((2*abs(L1))+abs(L2))/2)*FC;

%    /(b.^2)/(a.^2)

    imageSizeX = 2*640;
    imageSizeY = 2*480;
    centerX = (imageSizeX/2)+L1;
    centerY = (imageSizeY/2);
    radius=1;
    [columnsInImage rowsInImage] = meshgrid(1:imageSizeX, 1:imageSizeY);
    ecuacion= ((rowsInImage - centerY).^2)/(b.^2) ...
    + ((columnsInImage - centerX).^2)/(a.^2) <= radius.^2;
    Campo= zeros(imageSizeY,imageSizeX, 'uint16');
    Campo=Campo+(DosisF*RangoD);
    Campo2=immultiply(Campo,ecuacion);
    imwrite(Campo2,filename4,'RowsPerStrip',16);
    X5=L1;
    X6=0;
    end

```

```

%%
%%Movimiento solo en el eje alfaP rotacion solo en eje Y imagen
if alfaP == 0
FC=info.FieldOfViewDimensions(1)/152; %factor de campo
X1=tan_alpha*IRP;
L1=Iso*tand(alfaS); %para calculo del semieje mayor
teta=90-alfaS;
L2=Iso/tanh(teta);

b=X1;
a=((2*abs(L1))+abs(L2))/2)*FC;

%      /(b.^2) /(a.^2)

imageSizeX = 2*640;
imageSizeY = 2*480;
centerX = (imageSizeX/2);
centerY = (imageSizeY/2)+L1;
radius=1;
[columnsInImage rowsInImage] = meshgrid(1:imageSizeX, 1:imageSizeY);
ecuacion= ((rowsInImage - centerY).^2)/(b.^2) ...
+ ((columnsInImage - centerX).^2)/(a.^2) <= radius.^2;
Campo= zeros(imageSizeY,imageSizeX, 'uint16');
Campo=Campo+(DosisF*RangoD);
Campo2=immultiply(Campo,ecuacion);
imwrite(Campo2,filename4,'RowsPerStrip',16);
X5=0;
X6=L1;
end

%%
%      Movimiento solo en el eje alfaP rotacion en eje X y Y simultaneo en la imagen
if alfaP ~= 0, alfaS ~= 0
FC=info.FieldOfViewDimensions(1)/152; %factor de campo
%X10=tand(alfaS)*IRP;
L1=Iso*tand(alfaS); %para calculo del semieje mayor
teta=90-alfaS;
L2=Iso/tanh(teta);
a=((2*abs(L1))+abs(L2))/2)*FC;

%X11=tand(alfaP)*IRP;
L11=Iso*tand(alfaP); %para calculo del semieje mayor
teta2=90-alfaP;
L22=Iso/tanh(teta2);
b=((2*abs(L11))+abs(L22))/2)*FC;
imageSizeX = 2*640;

imageSizeY = 2*480;
centerX = (imageSizeX/2)+L11;
centerY = (imageSizeY/2)+L1;
radius=1;
[columnsInImage rowsInImage] = meshgrid(1:imageSizeX, 1:imageSizeY);
ecuacion= ((rowsInImage - centerY).^2)/(b.^2) ...
+ ((columnsInImage - centerX).^2)/(a.^2) <= radius.^2;
Campo= zeros(imageSizeY,imageSizeX, 'uint16');
Campo=Campo+(DosisF*RangoD);

```

```
Campo2=immultiply(Campo,ecuacion);
imwrite(Campo2,filename4,'RowsPerStrip',16);
X5=L11;
X6=L1;
end

%%

% Calculo escala de pixel a mm
X = dicomread(datVid,'frames',[10]); %desplega imagen 10
umb1=0;
bw2=im2bw(X,umb1);
[L2, Ne2]=bwlabeln(bw2,8);
propied1=regionprops(L2,'all');
escala=propied1(1).EquivDiameter/info.FieldOfViewDimensions; %Transformar
de pixeles a mm
DosisF2=DosisF*1000; %dosis en mGy

%Guardando datos de interes
%OJO CAMBIAR DESPUES
datos
=[info.NumberOfFrames,info.CineRate,tiempo,D,DD,espesor,info.FieldOfViewDimensions(
1),alfaP,alfaS,X5,X6,DosisF2,KV,ma,mAs];
fprintf(fid,formato,datos);
end

fclose(fid);

%%

%%Sumar imagenes

dr11=dir([PathNamevid '/*.tiff']); % lee solo los archivos tiff
[~,index] = sortrows({dr11.date}.'); dr1 = dr1(index); clear index
f11={dr11.name}; % lee solo el nombre del archivo
filename5 = strcat(directorio,'\','Dosis','TOTAL','.tif')

for i=1:1:length(f11)
    if i==1
        imSum=double(uint16(imread([PathNamevid,f11{i}])));
    else
        imag1=double(uint16(imread([PathNamevid,f11{i}])));
        imSum=double(imadd(imSum,imag1));
    end
end
imwrite(imSum,filename5,'RowsPerStrip',16);
imagesc(imSum), c = colorbar, colormap jet, c.Label.String = 'Dosis (Gy)',
c.FontSize=14, axis square;
```

```
% figure, surf(imSum), colormap jet, c = colorbar, c.Label.String = 'Dosis  
(Gy)', c.FontSize=14, axis square;  
% figure, contourf(imSum), c = colorbar, colormap jet, c.Label.String = 'Dosis  
(Gy)', c.FontSize=14, axis square;  
  
imSum2=immultiply(imSum,1/RangoD);  
%% Dosimetria calculo de areas  
% umb = graythresh(imSum2);  
umb=0;  
bw=im2bw(imSum2,umb);  
[L, Ne]=bwlabeln(bw,8);  
propied=regionprops(L,'all');  
labeledImage = bwlabel(bw);  
measurements = regionprops(labeledImage, imSum2, 'MaxIntensity','PixelValues');  
[counts,centers] = hist(measurements.PixelValues,200000);  
AreaN=sum(counts);  
areaT=(AreaN/escala)*.01; %Area en Cm2 total irradiada  
figure, bar(centers,count)  
s=find(counts>0);  
  
imwrite(imSum2,filename5,'RowsPerStrip',16);  
  
%% Reporte PDF  
  
import mlreportgen.report.*  
import mlreportgen.dom.*  
  
Rep=Report('dosis','pdf');  
open(Rep)  
% '  
tp=TitlePage("Title","Reporte Dosimétrico Radiología  
Intervencionista","Image","ivic.PNG","Author","Autores: Ines Cantor y Carlos  
Leal",...  
"PubDate",date);  
% add(Rep,tp);  
  
%Capitulo  
chapter = Chapter();  
chapter.Title = 'Reporte Dosimétrico';  
  
% primera seccion del reporte  
sec1 = Section("Datos del Paciente");  
tb2(1,1)={"Nombre:"};  
tb2(2,1)={"Apellido:"};  
tb2(1,2)={nombre};  
tb2(2,2)={apellido};  
tb3=BaseTable(tb2);  
add(Rep, " ")  
add(Rep, " ")  
append(chapter,sec1);  
append(chapter,tb3);
```

```

sec2 = Section("Dosimetría");
para = Paragraph(['Reconstrucción dosimetrica del procedimiento de radiología
intervencionista.']);
append(sec2,para);
append(chapter,sec2);

add(Rep, " ")
% areaT=areaT;
intensidad=measurements.MaxIntensity;
T2=table(areaT,intensidad,'VariableNames',{'Area Cm2','Dosis (Gy)'});
append(sec2,T2);
errorM=(1/RangoD*length(f12))/1000;
errorM1=num2str(errorM);
text34=strcat('Error Maximo dosimetría','- ', errorM1,'-', 'mGy');
append(sec2,text34);

add(Rep, " ")
add(Rep, " ")
add(Rep, " ")
add(Rep, " ")
tb(1,1)={"N°"};
tb(1,2)={"Area Cm2"};
tb(1,3)={"Dosis (Gy)"};

for n=1:1:length(s)
    tb(n+1,1)={n};
    area2=(counts(s(n))/escala)*0.01;
    tb(n+1,2)={area2};
    Dosis5=centers(s(n));
    tb(n+1,3)={Dosis5};
end

tb1=BaseTable(tb);
tb1.Title="Dosimetria área irradiada del paciente";

append(chapter,tb1);

imagesc(imSum2), c = colorbar, colormap jet, c.Label.String = 'Dosis (Gy)',
c.FontSize=14, axis square,...
    xlabel('CAU'), ax.FontSize = 20, ylabel('RAO');
append(chapter,Figure);

%% efectos
sec3 = Section("Efectos estimados");
append(chapter,sec3);

for i=1:length(propied.Area)
    if measurements.MaxIntensity(i) < 2

```

```
    para1 = Paragraph(['No hay efectos en piel, no se requiere de seguimiento.  
Dosis menores a 2 Gy']);  
    append(sec3,para1);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 2  
    para2 = Paragraph(['Eritema Transitorio Temprano en 2-24 horas. Dosis  
Mayores a 2 Gy']);  
    append(sec3,para2);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 6  
    para3 = Paragraph(['Eritema Principal en 1,5 semanas. Dosis Mayores a 6  
Gy']);  
    append(sec3,para3);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 3  
    para4 = Paragraph(['Depilación Temporal en 3 semanas. Dosis mayores a 3  
Gy']);  
    append(sec3,para4);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 7  
    para5 = Paragraph(['Depilación Permanente en 3 semanas. Dosis mayores a 7  
Gy']);  
    append(sec3,para5);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 14  
    para6 = Paragraph(['Descamación Seca en 4 a 6 semanas. Dosis mayores a 14  
Gy']);  
    append(sec3,para6);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 18  
    para7 = Paragraph(['Descamación Humeda en 4 semanas. Dosis mayores a 18  
Gy']);  
    append(sec3,para7);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 24  
    para8 = Paragraph(['Ulceración Secundaria en 6 semanas. Dosis mayores a 24  
Gy']);  
    append(sec3,para8);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 15  
    para9 = Paragraph(['Eritema Tardío en 8 a 10 semanas. Dosis mayores a 15  
Gy']);  
    append(sec3,para9);  
    add(Rep, " ")  
end  
if measurements.MaxIntensity(i) >= 18  
    para10 = Paragraph(['Necrosis Dérmica Isquémica en 10 semanas. Dosis  
mayores a 18 Gy']);  
    append(sec3,para10);
```

```
        add(Rep, " ")
    end
    if measurements.MaxIntensity(i) >= 10
        para11 = Paragraph(['Atrofia Dérmica (I fase) en 52 semanas. Dosis mayores
a 10 Gy']);
        append(sec3,para11);
        add(Rep, " ")
    end
    if measurements.MaxIntensity(i) >= 10
        para12 = Paragraph(['Telangiectasis en 52 semanas. Dosis mayores a 10
Gy']);
        append(sec3,para12);
        add(Rep, " ")
    end
    if measurements.MaxIntensity(i) > 12
        para13 = Paragraph(['Necrosis Dérmica (I Fase) en 52 semanas. Dosis mayores
a 12 Gy']);
        append(sec3,para13);
        add(Rep, " ")
    end
end

    append(Rep, chapter);
close(Rep)
rptview(Rep);
```

toc [www.bdigital.ula.ve](http://www.bdigital.ula.ve)

## Apéndice 2. Reporte Dosimétrico del paciente en formato PDF

### Reporte Dosimétrico Radiología Intervencionista



**Autores: Ines Cantor y Carlos Leal**

12-Aug-2022

W

/e

## Chapter 1. Reporte Dosimétrico

### 1.1. Datos del Paciente

|           |         |
|-----------|---------|
| Nombre:   | GUSTAVO |
| Apellido: | GARCIA  |

### 1.2. Dosimetría

Reconstrucción dosimetrica del procedimiento de radiología intervencionista.

| Area Cm2           | Dosis (Gy)        |
|--------------------|-------------------|
| 407.64851419647317 | 4.663238525390625 |

Error Maximo dosimetría-2.1057e-05-mGy

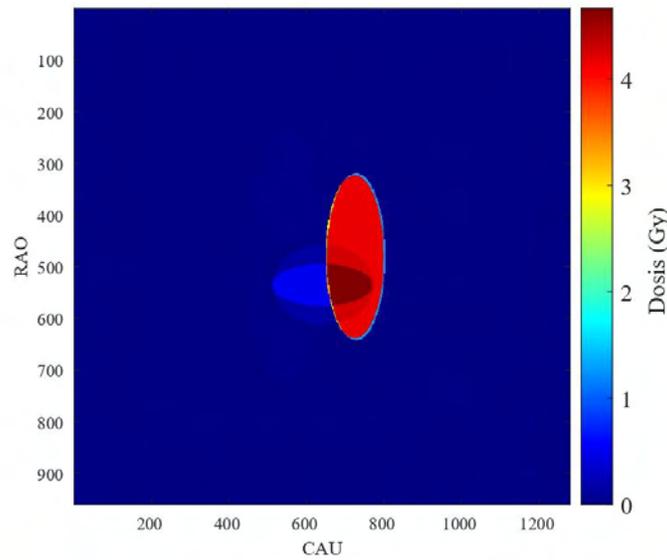
**Table 1.1. Dosimetría área irradiada del paciente**

| Nº | Area Cm2              | Dosis (Gy)           |
|----|-----------------------|----------------------|
| 1  | 223.47008570577594    | 0.034801610183715817 |
| 2  | 2.5006726603496068    | 0.12450094184875488  |
| 3  | 25.178404907898308    | 0.15930687446594241  |
| 4  | 0.016196066453041495  | 0.29434185905456539  |
| 5  | 0.22350571705197261   | 0.32912464942932129  |
| 6  | 0.11661167846189875   | 0.38452717781066892  |
| 7  | 0.24294099679562242   | 0.4330333179473877   |
| 8  | 0.27533312970170537   | 0.47424965171813965  |
| 9  | 29.700346661587492    | 0.50903244209289555  |
| 10 | 5.2378078909136185    | 1.3156090175628663   |
| 11 | 0.57657996572827719   | 2.8385999919891356   |
| 12 | 0.51179569991611118   | 2.8733827823638918   |
| 13 | 0.24294099679562242   | 2.9631052562713625   |
| 14 | 0.36927031512934605   | 2.9978880466461182   |
| 15 | 0.0097176398718248954 | 3.1677289638519288   |
| 16 | 0.22350571705197261   | 3.3128308238983153   |
| 17 | 0.60897209863436008   | 3.3476367565155032   |
| 18 | 74.582886016256083    | 4.1542133319854733   |
| 19 | 0.80332489607085811   | 4.1889961223602299   |
| 20 | 19.020660442451931    | 4.2787185962677006   |
| 21 | 1.2859676763714947    | 4.3135013866424563   |
| 22 | 0.12309010504311536   | 4.4485363712310795   |
| 23 | 0.0064784265812165981 | 4.4833423038482669   |

Chapter 1. Reporte Dosimétrico

---

|    |                     |                    |
|----|---------------------|--------------------|
| 24 | 0.16843909111163155 | 4.5524681819915775 |
| 25 | 21.090517735150634  | 4.6284441638946534 |
| 26 | 1.0624619593195219  | 4.6632269542694091 |



**1.3. Efectos estimados**

Eritema Transitorio Temprano en 2-24 horas. Dosis Mayores a 2 Gy

Depilación Temporal en 3 semanas. Dosis mayores a 3 Gy

## ANEXOS

### Anexo 1. Reporte de Control de Calidad N°186

 **Gobierno Bolivariano de Venezuela** | **Ministerio del Poder Popular para Ciencia y Tecnología e Industrias Intermedias** | **Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas** 

---

**Unidad de Tecnología Nuclear**  
Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

INFORME N° 186, DE PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD DE UNIDAD DE HEMODINAMIA

MARCA: GENERAL ELECTRIC

GANTRY

MARCA: 2219150 SERIAL: 287060Bu8  
MODELO: LCV Positioner

TUBO RAYOS-X

MARCA: INSERT 444937TU7 MODELO: Mx 150.V5  
MARCA: HAISING 79374CX5 MODELO: Mx 150.H3



Gran Caracas. Distrito Capital

Septiembre, 2010

KM 11 de la Carretera Panamericana. Altos de Pipe. Edo. Miranda. AP 20632. Caracas 1020-A  
Teléfonos 58-212-504.1539-504.1546-504.1583. Fax 58-212-5041577

**Unidad de Tecnología Nuclear**  
Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica  
**INFORME CONTROL DE CALIDAD N° 186:**  
**EQUIPO DE HEMODINAMIA.**

FECHA: 18-08-2010

**I DATOS GENERALES DE LA INSTITUCIÓN.**

Unidad de Radiología Intervencionista

Ciudad: Caracas. Estado: Distrito Capital

Número de personas ocupacionalmente expuestas:

Médicos: 5 Físicos Médicos: NO Técnicos: 2 Enfermeras: 10 Anestesiólogo: NO

Personal trabaja: Tres Turnos (mañana, tarde y noche)

El equipo tiene mantenimiento propio: SI. GEVENMED S.A.

Existe control dosimétrico del personal: SI, PHYSION.

Informe elaborado por: IVIC/UTN/LSCD

Inspección realizada por: Lic. Carlos Leal MSc. Lila Carrizales Silva

Revisado y aprobado: MSc. Lila Carrizales Silva

**II CARACTERÍSTICAS DE LA UNIDAD.**

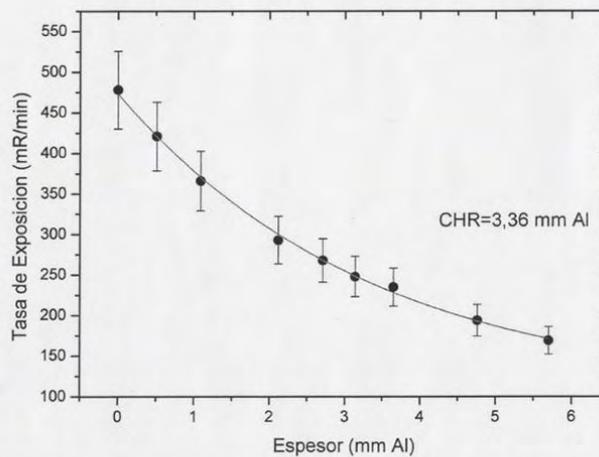
- a. **Gantry**  
Marca: 2219150 Serial: 287060Bu8  
Modelo: LCV Positioner
- b. **Tubo Rayos-X**  
Marca: Insert 444937TU7 Modelo: Mx 150.V5  
Marca: Haising 79374CX5 Modelo: Mx 150.H3

Unidad de Tecnología Nuclear  
Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

5 FILTRACIÓN TOTAL Y ESPESOR HEMIRREDUCTOR (EHR)

Dif.Pot.nominal= 80 kVp      Corriente= 0,3mA  
Presión= 914,58mb      Temperatura = 15,7°C       $k_p,t= 1,09163$   
Filtración Añadida: 0 mm Cu

| mm Al agregados | Lecturas mR/min | mR/min |
|-----------------|-----------------|--------|
| Sin Filtro      | 478             | 521,80 |
| 0,51            | 421             | 459,58 |
| 1,09            | 366             | 399,54 |
| 2,12            | 293             | 319,85 |
| 2,71            | 268             | 292,56 |
| 3,14            | 248             | 270,72 |
| 3,65            | 235             | 256,53 |
| 4,76            | 194             | 211,78 |
| 5,70            | 169             | 184,49 |
| CHR= 3,36 mm Al |                 |        |



**Conclusiones:** El valor obtenido para el espesor hemirreductor, se encuentra dentro de los valores esperados, correcto. Sin embargo en función de los estudios dosimétricos para el cine para el punto 6.2 es recomendable colocar una filtración añadida hasta lograr alcanzar un EHR entre 5 y 7 mmAl

**Unidad de Tecnología Nuclear**  
 Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

6 TASA DE EXPOSICIÓN

6.1 TASA DE DOSIS EN LA ENTRADA DEL MANIQUÍ (FLUOROSCOPIA)

DFCi: 124 cm

Presión= 913,75 mb      Temperatura = 16,1°C      kp,t= 1,09414

Espesor PMMA: 16,98 cm

| MODO     | FILTRACIÓN AÑADIDA mmCu | kV REAL | CORRIENTE | DOSIS DE ENTRADA (mGy/min) |
|----------|-------------------------|---------|-----------|----------------------------|
| Cardiaco | 3                       | 80      | 60        | 63,44                      |
| DSA      | 2                       | 80      | 2,3       | 23,34                      |

Tolerancia: Dosis en la entrada del maniquí para Fluoroscopia modo normal o no pulsada  $\leq 100$  mGy/min

**Conclusiones:** Los valores obtenidos para los modos de fluoroscopia están dentro de la tolerancia. Correctos.

6.2 TASA DE DOSIS EN LA ENTRADA DEL MANIQUÍ (CINEFLUOROGRAFIA)

DFCi: 124 cm

Presión= 913,75 mb      Temperatura = 16,1°C      kp,t= 1,09414

Espesor PMMA: 16,98 cm

| MODO     | FILTRACIÓN AÑADIDA mmCu | kV Nominal | CORRIENTE [mA] | DOSIS DE ENTRADA (mGy/min) | DOSIS DE ENTRADA POR IMAGEN (mGy/frame) |
|----------|-------------------------|------------|----------------|----------------------------|---|
| Cardiaco | 3                       | 75         | 31             | 278,70                     | 9,29                                    |
| DSA      | 1                       | 80         | 160            | 244,67                     | 8,16                                    |

Tolerancia: Dosis en la entrada del maniquí para Cinefluorografía  $\leq 6,67$  mGy/frame

**Conclusiones:** Los valores obtenidos para los modos de cine están fuera de tolerancia. Se recomienda incrementar el EHR hasta obtener un valor entre 5 y 7 mmAl para endurecer el haz de radiación así mismo evaluar la posibilidad de incrementar la diferencia de potencial al trabajar en este modo.



Unidad de Tecnología Nuclear  
Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

6.3 CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (FLUOROSCOPIA Y CINE)

6.3.1 Modo: Cardiaco,

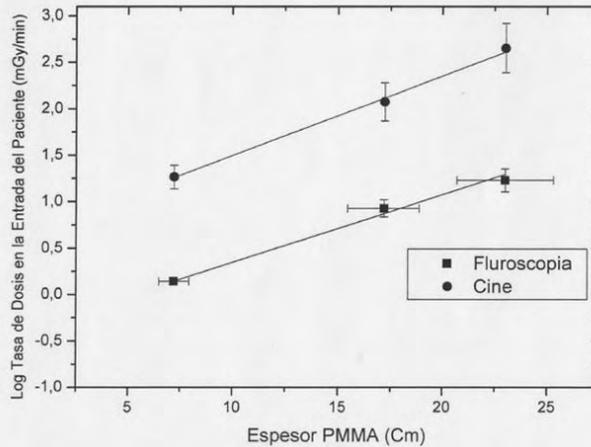
DFCi: 100 cm

Presión= 913,75 mb    Temperatura = 16,1° C     $k_p, t = 1,09414$

| Espesor PMMA [cm] | Fluoroscopia |     |                          | Cine        |     |                          |
|-------------------|--------------|-----|--------------------------|-------------|-----|--------------------------|
|                   | kVp Nominal  | mA  | Dosis de entrada mGy/min | kVp Nominal | mA  | Dosis de entrada mGy/min |
| 7,20              | 80           | 0,4 | 1,39                     | 75          | 6   | 18,25                    |
| 17,18             | 80           | 2,4 | 8,45                     | 75          | 37  | 117,79                   |
| 23,00             | 89           | 3,8 | 16,93                    | 75          | 137 | 445,97                   |

Tolerancia: Linealidad  $\leq 10\%$

Modo Cardiaco



**Conclusiones:** Los valores se encuentran dentro de la tolerancia esperada. Correcto.

Unidad de Tecnología Nuclear  
Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

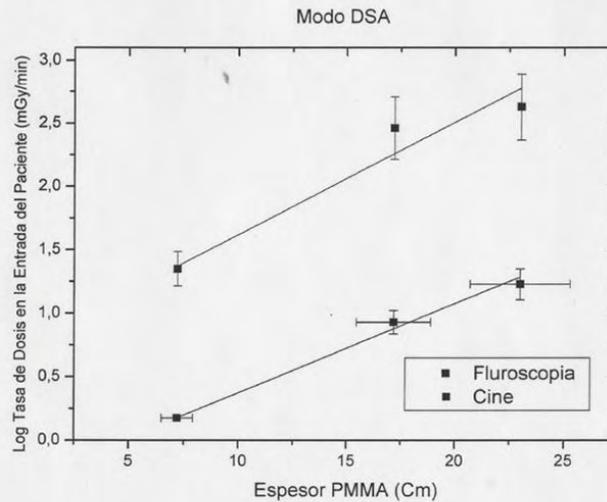
6.3.2 Modo: DSA (Sustracción Digital),

DFCi: 100 cm

Presión= 913,75 mb      Temperatura = 16,1°C      kp,t= 1,09414

| Espesor PMMA [cm] | Fluoroscopia |     |                          | Cine        |     |                          |
|-------------------|--------------|-----|--------------------------|-------------|-----|--------------------------|
|                   | kVp Nominal  | mA  | Dosis de entrada mGy/min | kVp Nominal | mA  | Dosis de entrada mGy/min |
| 7,20              | 80           | 0,4 | 1,50                     | 56          | 160 | 22,21                    |
| 17,18             | 80           | 2,4 | 8,49                     | 79          | 320 | 286,63                   |
| 23,00             | 89           | 3,8 | 16,89                    | 83          | 500 | 423,51                   |

Tolerancia: Linealidad  $\leq 10\%$



Conclusiones: Los valores se encuentran dentro de la tolerancia esperada. Correcto.

Unidad de Tecnología Nuclear  
Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

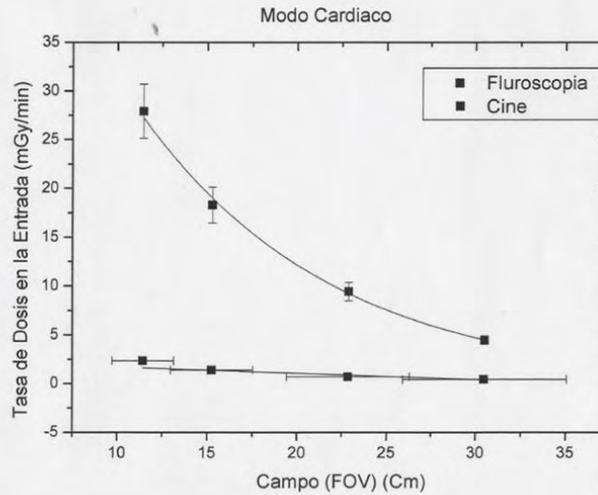
6.4 VARIACIÓN DE LA TASA DE KERMA EN FUNCIÓN A CAMPO DE VISIÓN

6.4.1 Modo: Cardíaco,

DFCj: 100 cm    Espesor maniquí: 7,2 cm

Presión= 913,75 mb    Temperatura = 16,1°C     $k_p, t = 1,09414$

| Id. Campo | Campo [cm] | Fluoroscopia |     |                          | Cine        |    |                          |
|-----------|------------|--------------|-----|--------------------------|-------------|----|--------------------------|
|           |            | kVp nominal  | mA  | Dosis de entrada mGy/min | kVp nominal | mA | Dosis de entrada mGy/min |
| 0         | 30,48      | 80           | 0,1 | 0,44                     | 75          | 1  | 4,45                     |
| 1         | 22,86      | 80           | 0,2 | 0,71                     | 75          | 3  | 9,41                     |
| 2         | 15,24      | 80           | 0,4 | 1,39                     | 75          | 6  | 18,25                    |
| 3         | 11,43      | 80           | 0,7 | 2,36                     | 75          | 10 | 27,85                    |



Conclusiones: Correcto.



Unidad de Tecnología Nuclear  
Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

6.4.2 Modo: DSA (Sustracción Digital),

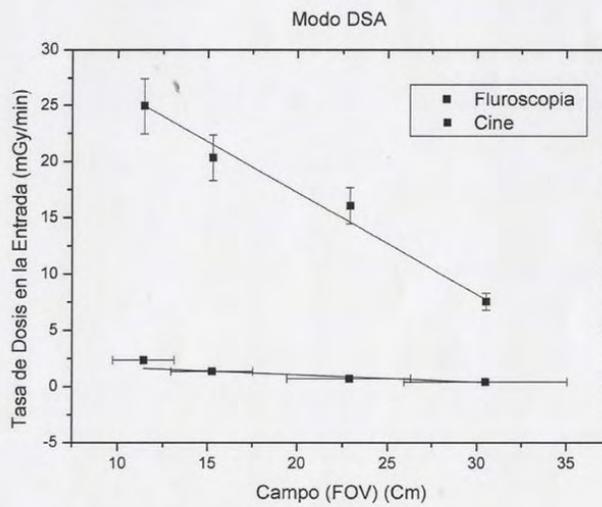
DFCi: 100 cm

Presión= 913,75 mb

Temperatura = 16,1°C

kp,t= 1,09414

| Id. Campo | Campo [cm] | Fluoroscopia |     |                          | Cine        |     |                          |
|-----------|------------|--------------|-----|--------------------------|-------------|-----|--------------------------|
|           |            | kVp nominal  | mA  | Dosis de entrada mGy/min | kVp nominal | mA  | Dosis de entrada mGy/min |
| 0         | 30,48      | 80           | 0,1 | 0,42                     | 54          | 160 | 7,54                     |
| 1         | 22,86      | 80           | 0,2 | 0,72                     | 54          | 160 | 16,04                    |
| 2         | 15,24      | 80           | 0,4 | 1,37                     | 56          | 160 | 20,30                    |
| 3         | 11,43      | 80           | 0,5 | 2,35                     | 60          | 160 | 24,90                    |



Conclusiones: Correcto.

