



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

“DETERMINACIÓN DE DOSIS EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA RECIBIDA POR PACIENTES SOMETIDOS A PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS EN LA UNIDAD DE HEMODINÁMICA DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN”

TRABAJO DE TITULACIÓN

TIPO: PROYECTO EXPERIMENTAL

Previo a la obtención del título de:

BIOFÍSICA

AUTORA: Katherine Michael Parra Riofrío

TUTOR: MsC. Nadia Aimee González López

Riobamba-Ecuador

2018

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de investigación: **“DETERMINACIÓN DE DOSIS EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA RECIBIDA POR PACIENTES SOMETIDOS A PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS EN LA UNIDAD DE HEMODINÁMICA DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN”**, de responsabilidad de la señorita Katherine Michael Parra Riofrio, ha sido minuciosamente revisado por los miembros de Tribunal del Trabajo de Titulación, quedando autorizada su presentación.

FIRMA

FECHA

MsC. Nadia Aimee González López
**DIRECTORA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

MsC. Vilma Nohemí Yanchapanta
**MIEMBRO DESIGNADO DEL
TRABAJO DE TITULACIÓN**

DECLARACIÓN DE AUTENTICIDAD

Yo, Katherine Michael Parra Riofrío soy responsable de los contenidos, ideas, doctrinas y resultados obtenidos en este trabajo de titulación, los mismos que son originales, auténticos y personales. Como autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación.

Katherine Michael Parra Riofrío.

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a Dios, a mi familia y a todas las personas que han estado presentes a lo largo de esta etapa de mi vida.

AGRADECIMIENTO

El más sincero agradecimiento a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, docentes y Hospital Carlos Andrade Marín por permitirme desarrollar este proyecto.

A mi familia por el apoyo y comprensión.

ABREVIATURAS

1. **TLD:** Dosímetro Termoluminiscente
2. **POE:** Personal Ocupacionalmente Expuesto
3. **OSL:** Dosímetros de luminiscencia estimulados ópticamente
4. **UNSCEAR:** Comité Científico de Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica
5. **mGy:** mili gray
6. **AP:** antero posterior
7. **TAC:** Tomografía Axial Computarizada
8. **AIEA/OIEA:** Agencia/Organismo Internacional de Energía Atómica
9. **DSE:** Dosis Superficie de Entrada
10. **HCAM:** Hospital Carlos Andrade Marín
11. **SCAN:** Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares
12. **NDR:** Nivel de Referencia Diagnóstico
13. **ICRP:** Comisión Internacional de Protección Radiológica
14. **TC:** Tomografía Computarizada
15. **LCD:** Liquid Cristal Display
16. **IRM:** Imágenes de Resonancia Magnética
17. **CCG:** Cinecoronariografía
18. **DAI:** Desfibrilador automático implantable
19. **ALARA:** As Low As Reasonably Achievable

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN.....	xii
ABSTRACT	xiii
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL.....	3
1.1 Antecedentes	3
1.2 Planteamiento del Problema.....	7
1.3 Justificación	8
1.4 Objetivos	9
1.4.1 <i>Objetivo General</i>	9
1.4.2 <i>Objetivos Específicos</i>	9

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO.....	10
2.1 Radiología	10
2.1.1 Principios de radiología	10
2.2 Radiología intervencionista.....	11
2.2.1 Cardiología Intervencionista.....	12
2.3 Interacción de los rayos X con la materia	17
2.3.1 Efecto fotoeléctrico.....	17
2.3.2 Dispersión Compton	18
2.4 Angiógrafo	20
2.4.1 Componentes de un angiógrafo	21
2.4.2 Funcionamiento del angiógrafo	24
2.5 Dosimetría.....	24
2.5.1 Tipos de dosimetría	25
2.5.2 Dosímetros termoluminiscentes.....	26
2.5.2.1 Principio físico de los dosímetros termoluminiscentes.....	28
2.5.2.2 Propiedades de los dosímetros termoluminiscentes.....	29
2.6 Efectos radiológicos sobre el órgano piel	32
2.6.1 Estructura de la piel	33

2.6.2	Dosis Superficie de entrada (DSE)	34
2.7	Efectos de las radiaciones ionizantes	35
CAPITULO III		
3	MARCO METODOLÓGICO	37
3.1	Unidad de Hemodinámica del Hospital Carlos Andrade Marín	37
3.2	Equipos utilizados	38
3.2.1	Angiógrafo Siemens Axiom Artis	39
3.2.2	Dosímetros termoluminiscentes (TLDs).....	45
3.2.3	Lector Thermo Scientific 6600 LITE	48
CAPITULO IV		
4	ANÁLISIS Y RESULTADOS.....	52
RECOMENDACIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA		56
CONCLUSIONES		58
RECOMENDACIONES		59
BIBLIOGRAFÍA		
ANEXOS		

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2:	Sala de Hemodinámica	-----14
Figura 2-2:	Absorción fotoeléctrica	-----18
Figura 3-2:	Efecto Compton	-----19
Figura 4-2:	Componente de un arco en C con mesa	-----21
Figura 5-2:	Generador de rayos X	-----22
Figura 6-2:	Partes principales de un tubo de rayos X	-----23
Figura 7-2:	Configuración típica de una tarjeta TLD	-----27
Figura 8-2:	Proceso de la dosimetría por termoluminiscencia	-----28
Figura 9-2:	Curva de brillo de termoluminiscencia	-----29
Figura 1-3	Equipos usados en la investigación	-----39
Figura 2-3:	Vista general del sistema de adquisición Artis dFC/dFA	-----40
Figura 3-3:	Soporte de suelo dFC/dFA	-----41
Figura 4-3:	Mesa del paciente montada en el suelo	-----42
Figura 5-3:	Pantallas LCD y pantalla de datos.	-----43
Figura 6-3:	Valores en la unidad de visualización de datos	-----43
Figura 7-3:	Pedal para disparar la radiación	-----44
Figura 8-3:	Consola de mando dentro de la sala de exploración	-----45
Figura 9-3:	Dosímetros termoluminiscentes	-----45
Figura 10-3:	Dimensiones de los dosímetros TLD	-----46
Figura 11-3:	Colocación de dosímetros TLD en la espalda del paciente	-----48
Figura 12-3:	Lector Harshaw 6600 LITE	-----48

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2:	Algunos fósforos termoluminiscentes y sus aplicaciones	-----30
Tabla 2-2:	Dosis umbral para efectos deterministas en piel	-----36
Tabla 1-3:	Proceso de lectura dosimétrica	-----50
Tabla 1-4:	Estimación de la DSE en pacientes sometidos a procedimientos de Cinecoronariografía en la Unidad de Hemodinámica HCAM	-----53
Tabla 2-4:	Estimación de la DSE en pacientes sometidos a procedimientos de Cateterismo en la Unidad de Hemodinámica HCAM	-----54
Tabla 3-4:	Estimación de la DSE en pacientes sometidos a procedimientos de Intervencionismo Coronario Percutáneo en la Unidad de Hemodinámica HCAM	-----55

ÍNDICE DE ANEXOS

- Anexo A: Recomendaciones de protección radiológica para pacientes
- Anexo B: Formularios de registro de dosímetros, pacientes, procedimientos, y médico responsable
- Anexo C: Pruebas de desempeño de los TLDs y calibración del lector 6600
- Anexo D: Certificados irradiación de los TLDs, calibración y evaluación de desempeño del lector 6600

RESUMEN

El objetivo de trabajo fue estimar la Dosis en la Superficie de Entrada recibida por pacientes sometidos a procedimientos intervencionistas: Cinecoronariografía, Cateterismo e Intervencionismo Percutáneo Coronario en la Unidad de Hemodinámica del Hospital Carlos Andrade Marín de Quito en el periodo de Septiembre 2017 a Enero 2018. Para ello se utilizaron dosímetros termoluminiscentes proporcionados y analizados por el departamento de dosimetría del Hospital Carlos Andrade Marín, ubicados en la región posterior de la cavidad torácica dentro del campo radiante. Los pacientes seleccionados para dicho trabajo fueron clasificados bajo criterios médicos y sus características físicas: talla y peso. Los resultados muestran que los valores de estimación de dosis en superficie de entrada obtenidas no superaron en ningún caso los valores límites recomendados internacionalmente por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) para la aparición de efectos determinísticos en piel (< 2 Gy). Estos valores de estimación Dosis en Superficie de Entrada se sugieren que sean considerados y analizados por el departamento de protección radiológica del Hospital Carlos Andrade Marín como niveles de referencia para la unidad de Hemodinámica.

Palabras Clave: <BIOFÍSICA>, <PROTECCIÓN RADIOLÓGICA>, <CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA>, <DOSIS EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA>, <DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES>, <EFECTOS DETERMINISTICOS>, <AFEECIONES A LA PIEL>.

ABSTRACT

This present investigation objective is to estimate the Entrance Surface Dose received by patients who have had interventional procedures as coronary angiography, Catheterization, and Percutaneous Coronary Intervention at Carlos Andrade Marín Hospital in Quito from September 2017 to January 2018. We used thermoluminescence dosimeters provided and analyzed by the Dosimetry Department. They were located on the posterior chest cavity region inside of the radiation field. The patients selected for this investigation were classified according to medical criteria and their physical characteristics such as: height and weight. The results show that the entrance surface dose appreciation values do not exceed the limit values recommended by The International Atomic Energy Agency (IAEA) for the deterministic effect appearance in skin (< 2Gy). These appreciation values Entrance Surface Dose must be considered and analyzed by the Office of Radiation Protection of this Hospital as reference levels for the Hemodynamics unit.

Key words: <BIOPHYSICS>, <RADIOLOGIC PROTECTION>, <INTERVENTIONAL CARDIOLOGY>, <ENTRANCE SURFACE DOSE>, <THERMOLUMINESCENCE DOSE METERS>, <DETERMINISTIC EFFECTS >, <SKIN AFFECTION>

INTRODUCCIÓN

La radiología intervencionista (IR, por sus siglas en inglés) es una subespecialidad de la radiología en la que se utilizan técnicas de imagen para ejecutar procedimientos diagnósticos y terapéuticos guiados por fluoroscopia cuyo objetivo principal es localizar una lesión y dar el tratamiento adecuado. Desde la década de 1960 los procedimientos de radiología intervencionista han ido aumentando significativamente y continúan en desarrollo gracias a las diferentes técnicas mínimamente invasivas¹ que se aplican y a los equipos con tecnología sofisticada que se utilizan.

Las técnicas de radiología intervencionista fueron originalmente desarrolladas por radiólogos (Canevaro, 2009, p. 101-115) y prontamente fueron perfeccionadas y aplicadas en varias especialidades médicas como la cardiología, cirugía vascular, traumatología, pediatría, etc. Mundialmente la cardiología intervencionista representa la especialidad con mayor número de procedimientos.

La cardiología intervencionista (IC, por sus siglas en inglés) es una subespecialidad médica que se encarga del estudio de patologías cardíacas como enfermedades congénitas, valvulares y enfermedades coronarias sean estas diagnosticas o de tratamiento de manera mínimamente invasiva. Dependiendo de la evaluación de la clínica del paciente el especialista puede realizar más de un estudio en un mismo procedimiento.

En esta investigación los procedimientos que se llevan a cabo en la unidad de Hemodinámica del Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM), que a criterio médico se han considerado más importantes y más frecuentes son: Cinecoronariografía (CCG), Intervencionismo Percutáneo Coronario (PCI) y Cateterismos.

¹ A través de una mínima punción en un vaso sanguíneo generalmente vía radial (muñeca) o vía femoral (ingle) introduciendo un catéter.

La investigación se estructuró en base a cuatro capítulos: en el Capítulo I se describe los Antecedentes, Planteamiento del Problema, Justificación y Objetivos, que permitieron conocer la necesidad del HCAM en realizar un estudio dosimétrico a los pacientes. Se recopiló información y material científico de distintos autores que realizan investigaciones en el tema de Protección Radiológica en pacientes dentro del campo del radiodiagnóstico.

En el Capítulo II se presenta los fundamentos teóricos básicos necesarios la mejor comprensión y desarrollo del trabajo, se menciona además características del equipamiento usado para esta investigación como son los dosímetros utilizados, funcionamiento de un angiógrafo y se detalla brevemente algunos procedimientos intervencionistas en la cardiología intervencionista.

En el Capítulo III se describe la metodología utilizada para obtener los resultados de la Dosis en la Superficie de Entrada de pacientes sometidos a procedimientos de Cardiología Intervencionista, detallando las características de la unidad de Hemodinámica, TLDs, el posicionamiento de estos y el equipo utilizado durante los diferentes procedimientos y durante la lectura dosimétrica.

Finalmente, en el Capítulo IV se interpreta los resultados obtenidos, se presentan también las conclusiones, recomendaciones, bibliografía utilizada y anexos que permiten afianzar los resultados obtenidos en este trabajo de investigación.

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1 Antecedentes

La cardiología intervencionista inicia en el siglo XIX, pero no fue sino en los últimos años en que esta subespecialidad se ha desarrollado notablemente debido a los avances tecnológicos y procedimientos importantes como con la angioplastia y la colocación de stents, constituyéndose en una especialidad en constante crecimiento. (Fernández Maese y Asociación Española de Enfermería en Cardiología, 2014)

El Comité Científico de Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica (UNSCEAR, por sus siglas en inglés) indica que una de las fuentes principales de radiación artificial a la población mundial es la cardiología intervencionista (Corredoira et al., 2016). En muchas situaciones, es posible producir, en los individuos, lesiones radio inducidas severas en piel debido a largos tiempos de exposición, tasas de dosis altas, gran cantidad de imágenes adquiridas, inadecuada colimación y uso de filtros, entre otras razones (Canevaro, 2009, p. 101-115).

Por lo tanto, es importante garantizar que las dosis de radiación recibidas por los pacientes estén por debajo del umbral de aparición de los efectos deterministas (eritema en piel: 1-24 horas después de la irradiación de aproximadamente 3-5 Gy; depilación: con 5 Gy es reversible, con 20 Gy es irreversible; opacidad detectable en ojo 0,5-2 Gy; cataratas 5 Gy) (Brosed Serreta et al., 2012).

Las investigaciones dosimétricas aplicadas en áreas de intervencionismo son de gran importancia debido a la necesidad de determinar un límite entre riesgo y beneficio obtenido en personas sometidas a estos procedimientos; por lo que, se han desarrollado

varias investigaciones en cuanto a la estimación de dosis en la superficie de entrada para pacientes, con el uso de dosímetros termoluminiscentes. Los TLDs se consideran adecuados para este tipo de estudios gracias a sus características y a su vez proporcionan resultados aceptables (Sandoval et al., 2015, p. 410-425).

En el año 2000 Hahn Mendoza con su trabajo titulado: “EVALUACIÓN MEDIANTE DOSIMETRÍA TLD DE LAS DOSIS DE RADIACIÓN EN LOS EXÁMENES RADIOLÓGICOS DE TÓRAX” desarrollado en 3 centros hospitalarios de Venezuela para pacientes adultos y pediátricos. Se analiza una reducción de dosis como consecuencia del aumento del potencial en el tubo de rayos X; todo esto con la utilización de dosímetros TLD, los cuales fueron sometidos a diferentes pruebas de calibración (fuente de ^{137}Cs) y verificación (reproducibilidad, sensibilidad y respuesta energética) (Mendoza, 2000, p. 144-148).

En los dos centros hospitalarios para pacientes adultos (Hospital Universitario de Caracas; Complejo Social "Don Bosco"), se colocaron 2 dosímetros a la altura de la sexta vertebra y en el centro del haz de rayos X. Durante el estudio, aplicando un kV bajo los valores estuvieron por encima de 0,3mGy (dosis de referencia para examen de tórax) en un 63% y 73% respectivamente. Mientras que, en la técnica de kV alto, las dosis fueron inferiores al valor de referencia por lo que se permitió determinar que la técnica de alto kV se asocia a una considerable reducción de la dosis con poco o ningún costo (Mendoza, 2000, p. 144-148).

Finalmente, para el centro pediátrico (Hospital “Julio Criollo Rivas”), se colocaron los dosímetros en el pecho a la altura del tercero y cuarto arco costal anterior. Las dosis obtenidas en este estudio son coherentes considerando valores de referencia desde 0,021 mGy hasta 0,979 mGy (examen del tórax); recomendados por la Comisión de Comunidades Europeas, a través de Lake Starnberg Group. Concluyendo además que la dosimetría por termoluminiscencia proporciona muy buenos resultados en las medidas de las dosis (Mendoza, 2000, p. 144-148).

En el año 2002 en el trabajo de Rodríguez, Cañadillas y otros autores proponen el tema: “DOSIS MEDIDAS VERSUS CALCULADAS EN PACIENTES SOMETIDOS A TRES EXÁMENES SIMPLES DE RADIODIAGNÓSTICO CONVENCIONAL”. Investigación en la cual se hace uso del software EffDose V1.02 y de dosímetros termoluminiscentes, los cuales se colocan en un maniquí antropomórfico para medir la dosis-órgano en pacientes sometidos a tres estudios de radiología simples, con objeto de conocer la concordancia entre las dosis medidas y las calculadas mediante el software (Rodríguez et al., 2000, p. 13-18).

Se obtiene el valor de dosis efectiva de los TLDs y el valor estimado por la aplicación del programa EffDose para los tres estudios radiológicos (abdomen AP, columna dorsal AP y tórax PA). La dosis efectiva calculada a partir de las dosis medidas con TLD fueron superiores a la dosis efectiva estimada mediante el programa, con diferencias comprendidas entre el 23% y el 40% en los tres casos (Rodríguez et al., 2000, p. 13-18).

En el 2015 en la investigación de Medrano, Medina, Hidalgo y Azorín titulada “Dosimetría Termoluminiscente en Tomografía Computada para Pacientes Pediátricos” se aplica el uso de la dosimetría en TAC “in vivo”, colocando dosímetros termoluminiscentes de LiF: Ti, Mg en la región anatómica del paciente pediátrico que se desea analizar. Se aplicaron los dosímetros a 14 pacientes en 3 regiones específicas del cuerpo: cráneo, tórax y abdomen. Dichos estudios se llevaron a cabo en el Hospital Infantil “Federico Gómez” en México (Medrano Sandoval et al., 2015, p. 410-425).

Las dosis promedio obtenidas de los estudios de cráneo, tórax y abdomen son (0.0023 ± 0.0006) , (0.0044 ± 0.0006) y (0.0060 ± 0.0002) Gy respectivamente. Se concluye que el estudio de abdomen tiene la dosis de absorción más alta y se debe a que se consideraron estudios con contraste, en los cuales se aplica una dosis mayor de radiación que para un estudio simple de cráneo (Medrano Sandoval et al., 2015, p. 410-425).

Y finalmente en el mismo año 2015 Leal, Carrizales, Rodríguez con su trabajo “ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE ENTRADA EN PIEL DE PACIENTES ADULTOS SOMETIDOS A PROCEDIMIENTOS DIAGNOSTICOS Y TERAPEUTICOS DE CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTAS” con una muestra de 31 pacientes adultos, sometidos a procedimientos diagnósticos y terapéuticos, en un hospital de Caracas utilizaron dosímetros termoluminiscentes que se colocaron sobre la piel del paciente en diferentes puntos anatómicos y en la espalda para conocer la dosis máxima en piel (Leal et al., 2015).

Las dosis obtenidas en ningún caso superaron los 2 Gy; umbral para efectos determinísticos en piel. La dosis máxima registrada a nivel de la región posterior-anterior en pacientes sometidos a procedimientos de diagnósticos es 728,21 mGy y en procedimientos de terapéuticos es 970,61 mGy, pero dicho umbral se podría alcanzar en el caso de repetirse el procedimiento. Para el registro de la dosis máxima en piel, se necesita un gran número de TLDs, concluyéndose que las películas radiocrómicas son el sistema de detección por excelencia para este fin (Leal et al., 2015).

En base a la información de material de entrenamiento en línea sobre radiología “RPDIR-L17.1-IntRadiol-principles-es-WEB” del Organismo Internacional de Energía Atómica existen varios aspectos para la evaluación de riesgos del paciente que son importantes y necesarios como el producto dosis-área (DAP), dosis en la superficie de entrada o dosis piel (DSE) y dosis personal por procedimiento. Además, dicho organismo muestra un aporte (ver Anexo A), que proporciona algunas recomendaciones básicas de protección radiológica en pacientes sometidos a procedimientos intervencionistas con objeto de reducir la dosis que reciben los pacientes en dependencia de factores técnicos y físicos.

Por lo tanto, deben tomarse en consideración la posibilidad de aparición de efectos deterministas y estocásticos, tanto sobre los pacientes o el personal de operación. Es importante garantizar que las dosis de radiación recibidas por los pacientes estén por debajo del umbral de aparición de los efectos deterministas (eritema en piel: 1-24 horas después de la irradiación de aproximadamente 3-5 Gy; depilación: con 5 Gy es reversible,

con 20 Gy es irreversible; opacidad detectable en ojo 0,5-2 Gy; cataratas 5 Gy) (Brosed Serreta et al., 2012).

1.2 Planteamiento del Problema

El Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM), es una institución de salud pública de tercer nivel; altamente especializado que brinda servicios a los jubilados y afiliados del Ecuador, dispone de una infraestructura física, moderna, avanzada tecnología y recurso humano capacitado, cuenta además con servicios de atención ambulatoria, hospitalización, laboratorio clínico, radiología básica, convencional, resonancia magnética, medicina nuclear, etc.

La unidad de Hemodinámica también forma parte de los servicios que el Hospital Carlos Andrade Marín ofrece, la cardiología intervencionista se encarga del diagnóstico y tratamiento de enfermedades cardíacas y en la cual se realizan procedimientos guiados por fluoroscopia, lo cual puede exponer a los pacientes y al personal que labora a niveles relativamente altos de radiación en las intervenciones cardíacas dándose así la aparición de efectos de efectos determinísticos.

Los efectos deterministas (reacciones tisulares) aparecen sólo cuando mueren numerosas células en un órgano o tejido y el efecto solo se producirá si la dosis de radiación está por encima de un valor umbral. La magnitud de ese umbral dependerá de la tasa de dosis, la transferencia lineal de energía de radiación, el órgano o tejido irradiado, el volumen de la parte irradiada, el estudio clínico, y características del paciente. Con dosis por encima del umbral, la probabilidad de ocurrencia es del 100% y la severidad del efecto a producirse aumentará con la dosis (International Commission on Radiological Protection, 2011).

Parámetros físicos y técnicos pueden afectar significativamente la dosis de pacientes y personal en estudios de intervencionismo, por ello los instrumentos de protección radiológica son sin duda importantes para reducir los niveles de radiación. Y son: tiempo

de fluoroscopia, número de series (imágenes), tamaño del paciente, funcionamiento del equipo de rayos X, medios de protección disponible.

En Ecuador existen instituciones médicas públicas y privadas que cuentan con servicios de cardiología intervencionista, pero en ninguna de ellas se ha realizado una investigación respecto a la exposición del paciente a radiaciones ionizantes por fluoroscopia. El Hospital Carlos Andrade Marín con esta investigación será pionero en emitir datos dosimétricos en el área de intervencionismo.

1.3 Justificación

El personal encargado del laboratorio de dosimetría del Hospital Carlos Andrade Marín, el cual posee un permiso de funcionamiento y actualmente se encuentra en proceso de licenciamiento por la Subsecretaria de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN), señalan que la lectura bimensual de los dosímetros termoluminiscentes (TLDs) perteneciente al personal ocupacionalmente expuesto de la unidad de Hemodinámica, revelan datos de dosis equivalente normales tomando la referencia de límites de exposición permitidos para POE determinados por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).

Los beneficios obtenidos para el paciente en procedimientos intervencionistas son amplios e indudables, pero muchos de estos procedimientos pueden producir altas dosis de radiación al paciente ocasionando efectos radiológicos no deseados como la aparición de efectos determinísticos en piel.

La Unidad de Hemodinámica no cuenta con investigaciones referentes a la exposición del POE y de pacientes a radiaciones ionizantes por lo que surge la necesidad de realizar un proyecto para dar a conocer la dosis en la superficie de entrada (DSE) y estimar así niveles de dosis conocidos también como niveles de referencia para diagnóstico (NDR) a la que están expuestos los pacientes en los procedimientos de Cardiología Intervencionista más frecuentes de la Unidad de Hemodinámica.

En los procedimientos de intervencionismo, llevar un control respecto a la dosimetría de pacientes es complejo debido a la zona de entrada de rayos X, proyección del haz y factores variables durante cada procedimiento respecto a cada paciente. Por lo que con los resultados obtenidos se pretende evaluar y analizar los mismos, respecto a los umbrales de dosis ya establecidos según la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por sus siglas en inglés) en su publicación 103.

El presente trabajo permite estimar la dosis de entrada en superficie (DSE) recibida por pacientes con la ayuda de dosímetros termoluminiscentes (TLDs) que acuden al área de Hemodinámica a realizarse procedimientos de cateterismos cardiacos, intervencionismo percutáneo coronario y cinecoronariografía.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

- Determinar la dosis de la superficie de entrada recibida por pacientes de la Unidad de Hemodinámica del Hospital Carlos Andrade Marín.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Estudiar el estado del arte en el tema objeto de la investigación.
- Caracterizar la unidad de Hemodinámica y la población de pacientes objeto de estudio.
- Estimar la dosis en piel recibida por pacientes sometidos a procedimientos de cardiología intervencionista con el uso de dosímetros TLD.
- Establecer recomendaciones de protección radiológica y niveles de referencia de dosis referente a pacientes sometidos a procesos de intervencionismo cardiaco como resultado de la investigación.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Radiología

La radiología es una especialidad que utiliza imágenes médicas para diagnóstico y tratamiento de enfermedades que se observan en el cuerpo. La radiología en general engloba todas las aplicaciones médicas, en lo cual incluyen radiodiagnóstico, radioterapia y medicina nuclear. Este campo se puede dividir en dos áreas amplias: radiología diagnóstica y radiología intervencionista. (Fernández Sola et al., 2005)

La radiología siempre está en permanente evolución debido al constante desarrollo tecnológico y técnicas de imagen más avanzadas. Sus aplicaciones son múltiples, ya que mejoran la posibilidad de realizar diagnósticos más precisos y, en consecuencia, poder seleccionar los tratamientos más adecuados (Industria Nuclear Española, 2016).

2.1.1 Principios de radiología

Los rayos X fueron descubiertos a finales del siglo XIX, es invisible y capaz de atravesar cuerpos opacos. Los rayos X son una forma de radiación electromagnética como la luz visible o las radiaciones ultravioleta e infrarroja, la única diferencia entre las demás radiaciones electromagnéticas es su longitud de onda; lo cual indica propiedades diferentes a la luz visible y pueden penetrar a través del cuerpo y producir una imagen en una placa fotográfica (Drabasa, 2013).

Los rayos X se producen cuando una corriente de electrones en movimiento incide contra un objeto de metal. La energía cinética de los electrones se transforma en energía electromagnética (Dericco, 2007, p. 36). Esa energía está formada principalmente por calor, y

en menor cantidad por radiaciones ionizantes. Este proceso ocurre en el vacío del interior del tubo de rayos X. Estos rayos X son capaces de atravesar al sector del organismo que se desee estudiar radiológicamente, y posteriormente sensibilizarán una película radiográfica colocada por detrás. Cuando los rayos X llegan a la película radiográfica la ennegrecen (sensibilizan a las sales de plata de la emulsión de las placas radiográficas) (Simonetto, 2013, p. 1-5).

2.2 Radiología intervencionista

Desde más de un centenario del descubrimiento de los rayos X, la aplicación de esta radiación de alta energía ha abarcado campos de aplicación, como son: la radiografía industrial, armas militares, seguridad aduanal, pero con mayor impacto en la medicina (Gaona et al., 2014, p. 226-237).

La radiología intervencionista es una especialidad médica dedicada al diagnóstico y tratamiento mediante la realización de procedimientos mínimamente invasivos (Gaona et al., 2014, p. 226-237). Los procedimientos intervencionistas comprenden la manipulación de tejidos con la guía de imágenes simultáneas. Los procedimientos son guiados por una variedad de técnicas de diagnóstico por imágenes que incluyen los rayos X, el ultrasonido, las imágenes de resonancia magnética (IRM) y la tomografía computarizada (TC) (Andisco, 2014, p. 732-741).

Para este tipo de intervenciones, se accede al interior del cuerpo del paciente, utilizando los vasos sanguíneos, cavidades anatómicas o realizando punciones directas de algunos órganos, con fines diagnósticos o terapéuticos. Con estos procedimientos se pueden evitar o complementar diferentes tipos de cirugías con el beneficio de realizarse de manera ambulatoria y con anestesia local, aunque en algunos casos requieran de hospitalización y anestesia general (Andisco, 2014, p. 732-741).

2.2.1 Cardiología Intervencionista

La Cardiología Intervencionista se trata de una subespecialidad de la Cardiología que comprende diferentes procedimientos con fines diagnósticos y terapéuticos, son aplicados no sólo a la patología cardiovascular, sino que ayudan a especialidades de medicina interna y/o quirúrgica (Fernández Maese y Asociación Española de Enfermería en Cardiología, 2014).

El objetivo de la Hemodinámica y la Cardiología Intervencionista es el tratamiento de las enfermedades cardiacas de forma percutánea, es decir de la manera menos invasiva posible (Hospital Quirón salud Torre Vieja, 2016). Permiten el estudio anatómico y funcional del corazón mediante la introducción de catéteres en el cuerpo para conocer el estado de las arterias coronarias. Además, aporta información sobre las válvulas y permite detectar malformaciones del corazón, entre otras (Centro Médico Teknon, 2016).

El desarrollo de la cardiología intervencionista hace que el número de procedimientos de intervención coronaria percutánea y otros métodos de intervención aumenten progresivamente cada año (Durán, 2015, p. 230-237). Es indiscutible que el intervencionismo es de gran beneficio para los pacientes; sin embargo, los niveles de dosis involucrados se encuentran entre los más elevados utilizados en diagnóstico por imágenes (Descalzo et al., 2017, p. 42).

Un ejemplo estadístico que ofrece Estados Unidos, indica una cifra ascendente de 2.45 millones de cateterismos cardíacos en el año 1993 a 4.6 millones en 2006. En Europa también se estima que la cantidad de procedimientos bordean la cifra de 5,000 por millón de habitantes al año (Durán, 2015, p. 230-237). El incremento tanto en el número de procedimientos como en la complejidad de los mismos requiere la capacitación en protección radiológica no sólo inicial, sino constante y sistemática de los profesionales (Descalzo et al., 2017, p. 42).

La dosis que el paciente y el personal reciben estarán en dependencia del tiempo de exposición, condiciones del paciente como peso y talla, además del tipo de proyección, modo de adquisición o cine, uso de colimación y filtro, tamaño de campo, entre otras. Para el personal médico, existen varias consideraciones adicionales, tales como: elementos de protección (delantales y gafas plomados, pantallas plomadas, etc.) y posición de trabajo (distancia al paciente y al tubo de rayos X) (Descalzo et al., 2017, p. 42).

2.2.1.1 Hemodinamia

Es una de las ramas de la cardiología especializada en el estudio del movimiento o dinámica de la sangre dentro de los vasos sanguíneos de las arterias y venas. Las arterias coronarias pueden obstruirse gradualmente gracias a la acumulación de colesterol, calcio, entre otras. Todo esto ocurre frecuentemente debido a ciertos factores de riesgo como: diabetes, hipertensión arterial, tabaquismo o una dieta con alto contenido de grasas y azúcar. Cuando las arterias están obstruidas, impide el paso del flujo de sangre al corazón, lo que puede producir un infarto (Hospitales Angeles, 2017).

La Hemodinamia permite diagnosticar y tratar enfermedades del corazón y vasos sanguíneos introduciendo catéteres por las arterias o venas. Estas técnicas permiten conocer de manera más exacta el estado de las arterias del corazón y las posibles enfermedades cardiovasculares. Entre los procedimientos dentro del área están las angiocardiógrafías, coronariografías, angioplastías, entre otras (Clínica Universidad de los Andes, 2017).

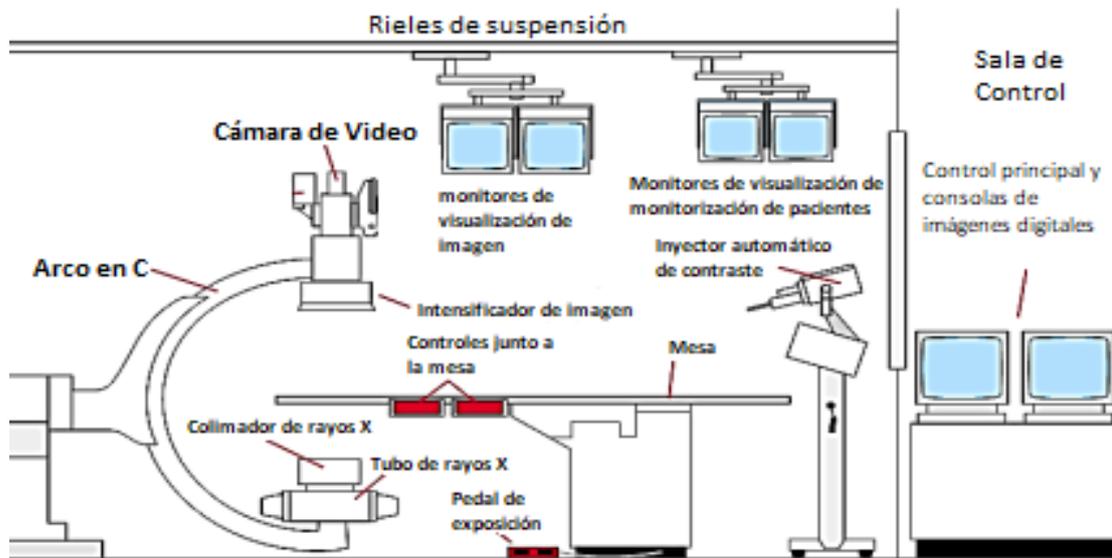


Figura 1-2: Sala de Hemodinamia

Fuente: (Perozo y Meléndez, 2016, p. 28)

Tipos de estudios de Hemodinamia

Se realizan estudios diagnósticos y terapéuticos, para enfermedades cardiovasculares y los procedimientos más comunes son:

Cateterismos cardiacos: es un procedimiento complejo e invasivo que consiste en la introducción de catéteres guiados hasta el corazón su objetivo es valorar la anatomía de este y de las arterias coronarias (Higueras, 2015). Por medio del cateterismo cardíaco se pueden estudiar patologías cardíacas como: Coronariopatías, Valvulopatías, Cardiopatías congénitas, Miocardiopatías, y otras, etc. Se recomienda el cateterismo cardíaco para confirmar la presencia de una situación clínicamente sospechada, definir su severidad anatómica y fisiológica, y determinar la presencia de otras patologías o asociadas ante la posibilidad de procedimientos terapéuticos programado (Argibay et al., 2007).

Cinecoronariografía: es un estudio invasivo desarrollado por Mason Sones en el año 1959 (Academia Nacional de Medicina de Buenos Aires, 2015, p. 6). La colocación de la punta del catéter en las coronarias derecha e izquierda se realiza bajo control radiológico y el agente de contraste se inyecta durante el registro de la imagen radiográfica. Habitualmente, cada una de las arterias coronarias se visualiza en diferentes proyecciones, lo que permite valorar la gravedad de la lesión pudiendo así mismo reducir al mínimo el solapamiento

de vasos adyacentes. Además de lesiones, la Coronariografía permitiría demostrar la posible existencia de anomalías congénitas en la circulación coronaria, fístulas arteriovenosas coronarias, permeabilidad de las distintas derivaciones (Argibay et al., 2007).

Intervencionismo Coronario Percutáneo: El intervencionismo coronario percutáneo (PCI) es una opción terapéutica fundamental en pacientes con enfermedad coronaria (Artaiz et al., 2016, p. 87-97) cuyo objetivo principal es restablecer el aporte de sangre al corazón desobstruyendo las arterias estrechadas responsables de la insuficiencia cardíaca. El PCI es una intervención mínimamente invasiva a diferencia de la cirugía (Heart Failure Matters Organization, 2013). En un procedimiento percutáneo donde se introduce un catéter guía que permite el acceso a la arteria coronaria y actúa como soporte durante la dilatación, sobre la guía se monta y hace avanzar el catéter-balón hasta que quede situado sobre la zona de máxima estenosis. El balón debe estar conectado al dispositivo de inflado con presión negativa para facilitar el cruce de la lesión, una vez que se alcanza la zona estrecha u obstruida, se infla el globo para dilatar brevemente la arteria y restablecer el flujo sanguíneo. Todo el procedimiento se realiza siempre controlado con fluoroscopia (Fernández Maese y Asociación Española de Enfermería en Cardiología, 2014).

2.2.1.2 Electrofisiología

La electrofisiología es una subespecialidad clínica e intervencionista cardíaca que se encarga del estudio, diagnóstico y tratamiento de los trastornos del ritmo cardíaco o arritmias. Estos involucran tanto los ritmos rápidos del corazón o taquicardias como los ritmos lentos denominados bradicardias (Red de Salud UC CHRISTUS, 2014).

En las últimas décadas se ha observado un gran desarrollo, especialmente por la implementación de importantes avances tecnológicos que han revolucionado las técnicas y opciones terapéuticas para mejorar la calidad de vida de quienes padecen arritmias (Red de Salud UC CHRISTUS, 2014). Los estudios electrofisiológicos además de arritmias, permiten evaluar y aclarar síntomas, evaluar electrocardiogramas anormales, valorar el riesgo de desarrollar arritmias en el futuro, y evaluar la efectividad del tratamiento designado (Centro Cardiovascular Madrid, 2010).

Tipos de estudios electrofisiológicos

Estudio electrofisiológico diagnóstico: consiste en la medición de la actividad eléctrica cardíaca mediante la introducción de uno o varios cables en el interior del corazón, a través de venas o arterias de las piernas. Permite encontrar el foco de una taquicardia, detectar bloqueos o ritmos lentos del corazón y a menudo estimar el riesgo de presentar una taquicardia o parada cardíaca en el futuro (Centro Cardiovascular Madrid, 2010).

Estudio electrofisiológico terapéutico: una vez establecido el origen de una arritmia, se puede tratar y a menudo suprimir definitivamente el problema. Esto se hace mediante dos técnicas fundamentalmente:

- **Ablación cardíaca:** cuando se localiza un foco de actividad eléctrica anormal o un cortocircuito en el corazón que provoca una taquicardia, se pueden eliminar provocando una lesión controlada por catéteres, similares a los que se utilizan para el estudio diagnóstico (Centro Cardiovascular Madrid, 2010).

- **Implante de dispositivos:** Si el diagnóstico es algo más complejo, es posible que necesite el implante de alguno de estos dos dispositivos debajo de su piel: un marcapasos cardíaco o un desfibrilador automático implantable (Centro Cardiovascular Madrid, 2010).
 - ***Marcapasos:*** instrumento que controla los impulsos eléctricos en el corazón. El marcapasos puede ser útil cuando el corazón late demasiado lento o tiene otros ritmos anormales (Centro Cardiovascular Madrid, 2010).

 - ***Desfibrilador automático implantable (DAI):*** es un dispositivo que controla los ritmos cardíacos. Cuando percibe ritmos peligrosos, envía descargas eléctricas para corregirlos, siendo capaz incluso de solucionar en muchas ocasiones una parada cardíaca. Muchos DAI registran los patrones eléctricos del corazón cuando se presenta un latido cardíaco anormal (Centro Cardiovascular Madrid, 2010).

2.3 Interacción de los rayos X con la materia

Los rayos X muestran longitudes de onda muy cortas, no mayores de aproximadamente 10^{-8} a 10^{-9} m. A mayor energía de un rayo X, menor es su longitud de onda. Por tanto, los rayos de baja energía tienden a interactuar con ²átomos enteros, por lo general los de energía moderada interactúan con los electrones y finalmente los de energía elevada interactúan con los núcleos (Bushong, 2010).

El haz de rayos X sale del tubo de manera uniforme en un plano perpendicular a su eje, dicho haz interactúa con los tejidos del paciente al atravesarlo y emerge al otro lado de este. Debido a esa interacción, el haz emergente del paciente llega con información acerca de las estructuras atravesadas, información que se traducirá en una imagen al incidir sobre la película o sobre otro receptor de imagen alternativo (Brosed Serreta et al., 2012).

Aunque la radiación electromagnética interactúa de modos muy diversos con la materia (SEFM, 2012, p.61), existen cinco mecanismos mediante los cuales interactúan los rayos X: la dispersión coherente, el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico, la producción de pares y la desintegración fotónica (Bushong, 2010). Los procesos notables y fundamentales desde el punto de vista de formación de la imagen que se emplean en radiodiagnóstico son: el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton (Brosed Serreta et al., 2012).

2.3.1 Efecto fotoeléctrico

En el campo diagnóstico los rayos X también se someten a interacciones ionizantes con los electrones de las capas más internas. El rayo X no se dispersa, sino se absorbe totalmente. Este proceso se denomina efecto fotoeléctrico (Bushong, 2010).

² Los átomos enteros presentan diámetros de aproximadamente 10^{-9} a 10^{-10} m.

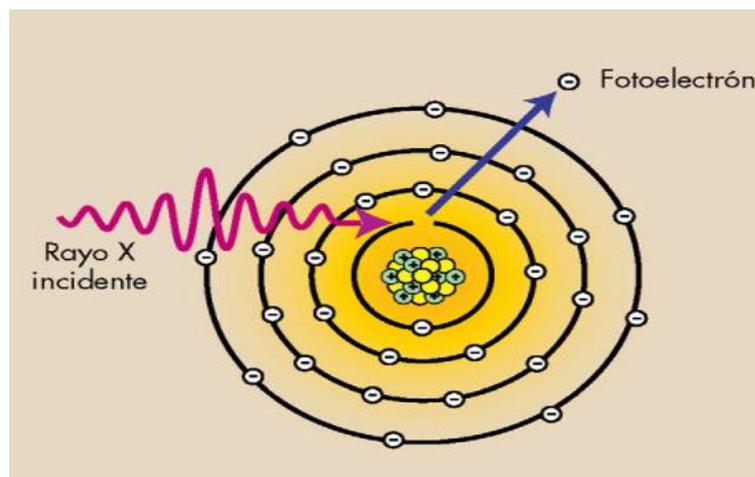


Figura 2-2: Absorción fotoeléctrica.

Fuente: (Bushong, 2010)

Cuando un fotón interactúa con un átomo transfiriendo toda su energía a un electrón de las capas internas, el fotón incidente desaparece y el electrón de la capa K, denominado ahora fotoelectrón, es expulsado del átomo, este electrón escapa con una energía³ (Bushong, 2010). La consecuencia es que el fotón desaparece completamente y se trata de un proceso de absorción pura. La vacante producida es corregida de forma inmediata con un electrón de una capa superior o más externa (generalmente la capa L), con emisión de un fotón de energía característica⁴.

Este fotón característico no es más que radiación secundaria y se comportan de forma similar a la radiación dispersa. No contribuye en lo absoluto en el valor diagnóstico y, su energía es lo suficientemente baja lo que lo impide penetrar en el receptor de imagen. Cuando se produce una interacción por efecto fotoeléctrico, el haz pierde un fotón que no llegará al sistema de imagen.

2.3.2 Dispersión Compton

Los rayos X a lo largo del intervalo diagnóstico pueden someterse a una interacción con los electrones de la capa más externa, que no solamente dispersan el rayo X, sino que reducen su energía y también ionizan al átomo, a este tipo de interacción se denomina

³ Energía cinética igual a la diferencia entre la energía del rayo X incidente y su energía de enlace.

⁴ La energía es igual a la diferencia de las energías de unión de las capas implicadas.

efecto Compton o dispersión Compton (Bushong, 2010, p.164). La dispersión Compton, o dispersión inelástica, tiene lugar de manera predominante cuando la energía del fotón incidente es muy superior a la energía de enlace del electrón afectado (Brosed Serreta et al., 2012).

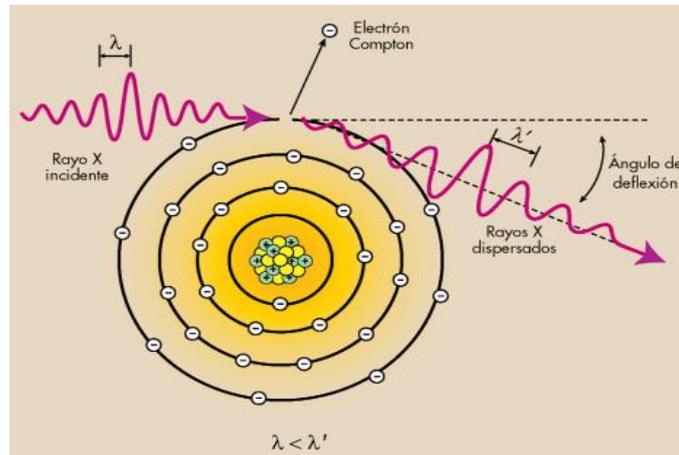


Figura 3-2: Efecto Compton
Fuente: (Bushong, 2010)

El efecto Compton se presenta entre los rayos X de moderada energía y los electrones de las capas más externas. El rayo X incidente interactúa con el electrón de la capa más externa y lo expulsa del átomo, ionizando a este último. El electrón expulsado⁵ se denomina electrón Compton o electrón secundario (Bushong, 2010).

Durante una interacción Compton, la mayor parte de la energía se divide entre el rayo X disperso y el electrón. Normalmente el rayo X disperso retiene la mayor parte de la energía. Tanto el rayo X disperso como el electrón Compton pueden presentar la energía suficiente para llevar a cabo más interacciones ionizantes antes de perder toda su energía (Bushong, 2010).

El rayo X continúa en una dirección diferente, con una energía menor, la longitud de onda del rayo X dispersado es superior a la del rayo X incidente. Los rayos X dispersos Compton pueden desviarse en cualquier dirección, incluyendo a 180° del rayo X

⁵ La energía del electrón expulsado es igual a la energía de unión más la energía cinética con la cual abandona el átomo.

incidente. A una desviación de 0° no se transfiere energía. Cuando el ángulo de desviación aumenta hacia 180° , se transfiere más energía al electrón Compton (Bushong, 2010).

La probabilidad de la interacción Compton no está correlacionada con el número atómico sino con la densidad electrónica del material, que es aproximadamente constante para todos los componentes de los tejidos biológicos con la excepción del hidrógeno, que presenta un valor cercano al doble de lo normal (Bushong, 2010).

El efecto Compton en cuanto a la formación de imagen, afecta la misma. La interacción Compton distingue poco entre unos materiales biológicos y otros, que da lugar a la aparición de radiación dispersa y que va siendo más dominante que el efecto fotoeléctrico conforme aumenta la energía de los rayos X (Brosed Serreta et al., 2012).

2.4 Angiógrafo

El angiógrafo es un equipo de rayos X que a través de sistemas digitales permite obtener imágenes en tiempo real del sistema vascular (Clínica las Condes, 2014). Las imágenes obtenidas permiten realizar procedimientos diagnósticos y terapéuticos debido a que este equipo deja visibles los vasos sanguíneos (arterias y venas) del organismo. Es muy importante en diversas áreas médicas desde la radiología intervencionista, cardiología y la grabación de las intervenciones quirúrgicas innovadoras (Perozo y Meléndez, 2016, p. 28).

Desde el inicio de la angiografía coronaria en la década del 70, los equipos usados en salas de Hemodinamia fueron evolucionando conforme a los avances tecnológicos del mundo. En los primeros angiógrafos, el tubo de rayos se encontraba fijo en el suelo y el intensificador de imágenes fijado al techo, lo que obligaba al especialista a movilizar al paciente para obtener las distintas proyecciones. Las imágenes obtenidas durante el estudio eran grabadas en películas y luego de un proceso de revelado, el médico podía analizar el procedimiento realizado por lo que, el tiempo entre la finalización del estudio y la revisión por parte del médico era significativo (Perozo y Meléndez, 2016, p. 28).

Con el paso del tiempo las mejoras tecnológicas no se hicieron esperar y en los nuevos angiografos el tubo de rayos X y el intensificador de imagen fueron unidos en un arco con la capacidad de girar alrededor del paciente y lograr distintas proyecciones. Las imágenes eran registradas en un sistema analógico y posteriormente almacenadas en videos VHS. En la actualidad y gracias a los avances tecnológicos las películas y videos VHS fueron reemplazada por el CD-ROM y los angiografos permiten obtener imágenes angiográficas vasculares tanto coronarias como de vasos periféricos en tres dimensiones (3D) (Perozo y Meléndez, 2016, p. 28).

2.4.1 Componentes de un angiógrafo

Un diagrama esquemático de un angiógrafo típico de uso clínico se muestra en la figura 1-2. El diagrama proporciona una disposición general de las componentes del angiógrafo; sin embargo, existen variaciones significativas que dependen de una marca a otra, el diseño particular utilizado por el fabricante y el campo clínico al que se requiera su uso.

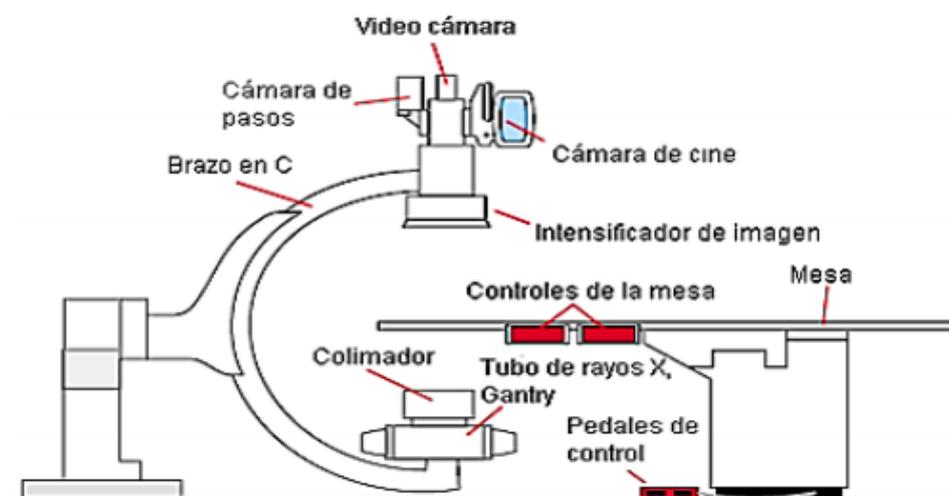


Figura 4-2: Componente de un arco en C con mesa
Fuente: (Perozo y Meléndez, 2016, p. 28)

Las principales partes de estos sistemas digitales de angiografía consisten en:

- Generador de rayos X
- Tubo de rayos X
- Intensificador de imagen

- Detector de panel plano
- Monitores
- Mesa para paciente

La configuración del Gantry⁶ es en C como se muestra en la Figura 4-2, en el cual un extremo contiene el tubo de rayos X y el otro el intensificador de imagen. Este arco en C se mueve en dos direcciones: antero posterior y craneocaudal. El paciente se recuesta en una mesa en la parte abierta del mismo (Perozo y Meléndez, 2016, p. 28).

Generador de Rayos X: El generador de alto voltaje de un sistema de obtención de imágenes por rayos X es responsable de suministrar al tubo corriente para calentar el filamento del cátodo, potencia necesaria para acelerar los electrones para la producción de rayos X. El generador de alto voltaje contiene tres partes principales: el transformador de alto voltaje, el transformador de filamento y rectificadores. Estos tres componentes están sumergidos en aceite, el cual se usa principalmente como aislante térmico (Bushong, 2010).

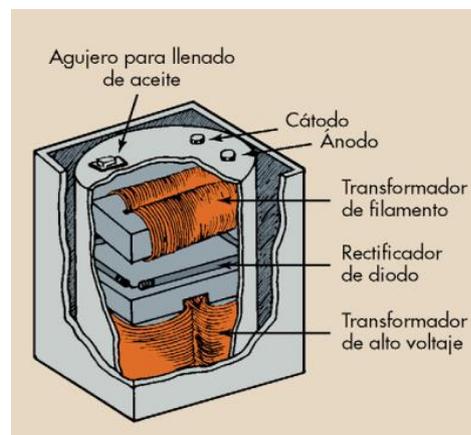


Figura 5-2: Generador de rayos X
Fuente: (Bushong, 2010)

Tubo de Rayos X: se encuentra en el interior de un revestimiento y es, por lo tanto, inaccesible. Las componentes del tubo se consideran por separado. Externas: estructura de sustento, revestimientos protectores y la carcasa de metal o vidrio. Internas: cátodo y

⁶ **Gantry:** Sistema de rotación. Parte móvil del equipo de rayos X que gira alrededor del paciente, contiene la fuente de irradiación, que apunta siempre hacia el isocentro.

el ánodo, cada uno de ellos es un electrodo y cualquier tubo con dos electrodos es un diodo, por tanto, un tubo de rayos X es un tipo especial de diodo (Bushong, 2010, p.120).

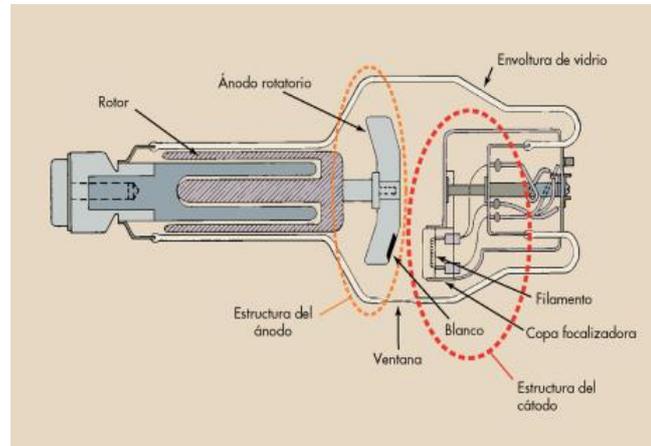


Figura 6-2: Partes principales de un tubo de rayos X.
Fuente: (Bushong, 2010)

Los tubos de rayos X usados en tomografía computarizada (TC) y radiología intervencionista generalmente tienen una vida mucho más corta a diferencia de los equipos que se emplean en radiografía general.

Intensificador de imagen: es un dispositivo capaz de transformar el haz de radiación en luz visible. El uso de tubos intensificadores y, modernamente, de receptores digitales de panel plano, permite optimizar el equilibrio entre la exposición de los pacientes y la calidad de imagen con objeto de que no sean expuestos innecesariamente a la radiación. Utilizar sistemas de fluoroscopia con pantalla fluorescente sin intensificador no es aconsejable debido a la excesiva exposición del paciente (AIEA, 2018).

Monitores: los monitores o pantallas LCD sirven para visualizar en tiempo real el estado de las arterias, venas o vasos sanguíneos durante un procedimiento diagnóstico. Dicha visualización ayuda al especialista a decidir la posibilidad de un procedimiento terapéutico para corregir algunas obstrucciones a nivel endovascular (Perozo y Meléndez, 2016, p. 28).

Mesa del paciente: La mesa puede ser plana o curvada, pero debe tener un grosor uniforme y ser lo más radioluciente posible en el espectro de los rayos X. Las partes superiores de la mesa de fibra de carbono son lo suficientemente fuertes como para sostener sin problema a pacientes de peso elevado y aun así absorber poca radiación; de esta forma, los rayos X pueden atravesar el material de la mesa e imprimir películas radiológicas (Bushong, 2010).

2.4.2 Funcionamiento del angiógrafo

Un angiógrafo posee un soporte de suelo o de techo, esto depende del fabricante y de la aplicación. En arco en C se acopla por un lado el emisor de rayos X o tubo de rayos X y del otro lado el detector plano (FD). El arco en C está instalado en una base giratoria y se puede desplazar entre las posiciones de trabajo y de reposo. El soporte puede llevarse hasta diferentes posiciones con respecto al paciente. Es posible realizar proyecciones oblicuas mediante movimientos giratorios y orbitales (angulaciones) del arco en C. Estas angulaciones son variables, y depende netamente del operador (médico especialista).

2.5 Dosimetría

La dosimetría es una rama de la Física dedicada a la medición de energía ionizante (radiación) y sus efectos en un blanco o sistemas generalmente biológicos, como un ser vivo o un ecosistema). Debido a que la radiación es imperceptible a nuestros sentidos, es necesario utilizar métodos para detectarla y cuantificarla. Estos métodos e instrumentos empleados dependen circunstancias específicas como tipo de radiación, energía, y se basan en el uso de detectores con características especiales (Mercado, 2007, p. 6).

La dosimetría además es considerada una técnica de protección radiológica cuyo objetivo es detectar, medir y estimar las dosis de profesionales expuestos de una instalación, o bien de las áreas de trabajo y su entorno. Surge así, la dosimetría personal y la ambiental o de área respectivamente (Alcázar Baños y López Alegria, 2003). Actualmente, la investigación en el campo de dosimetría y sus aplicaciones son diversas, entre ellas son la física médica, protección radiológica, entre otras (Mercado, 2007, p. 6).

2.5.1 Tipos de dosimetría

De acuerdo con la necesidad y el campo de aplicación de las radiaciones ionizantes se lleva a cabo varios tipos de dosimetría como son:

Dosimetría de área: Se utiliza para medir las dosis en un área concreta (Centro de dosimetría, 2017). Este tipo de dosimetría se realiza para obtener medidas de dosis de radiación dentro de los programas de vigilancia radiológica ambiental establecidos alrededor de centrales nucleares o de instalaciones de alto impacto (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009, p. 19).

Dosimetría ambiental: Aquí se pretende evaluar el riesgo radiológico en el medio ambiente o un entorno determinado (Centro de dosimetría, 2018).

Dosimetría personal: mide la radiación recibida por el personal que trabaja con fuentes radiactivas abiertas, selladas y/o equipos emisores de radiación ionizante en hospitales, centros de investigación e industria dentro de un lapso (Comisión Chilena de Energía Nuclear, 2015, p. 6).

Los instrumentos de medición de radiaciones son conocidos con el nombre de dosímetros, estos garantizan la eficacia en múltiples campos y contribuyen a mejorar las condiciones de seguridad en que las radiaciones se emplean. Los dosímetros pueden ser de muchos tipos: películas fotográficas, dosímetros ópticamente estimulados (OSL), instrumentos electrónicos, termoluminiscencia, entre otros (AIEA, 2000, p. 3).

Dosímetros de película: Los dosímetros de película son de bajo costo, constan de una película fotográfica sensible a radiación electromagnética de alta energía. Su proceso es el revelado, sencillos de usar y resistentes al uso diario. Son sensibles a la luz y humedad. Permiten tener un registro permanente de la dosis acumulada, generalmente

en periodos de un mes. Sólo se pueden usar una vez. Un inconveniente de los dosímetros de película es que no son de material equivalente a tejido biológico (Ormaza, 2013).

Dosímetros de luminiscencia estimulados ópticamente (OSL): los dosímetros OSL están formados por cuatro cristales de óxido de aluminio los cuales proporcionan lecturas exactas de las dosis recibidas, incluso cuando se exponen a temperaturas extremas, humedad, aceite de los dedos o daños significativos. Los dosímetros OSL es el sistema más moderno y preciso para hacer dosimetría personal y su funcionamiento es parecido al de TLD (Selig, 2016).

2.5.2 Dosímetros termoluminiscentes

Algunos materiales brillan cuando se calientan. Ésta es la emisión térmica estimulada de luz visible, llamada termoluminiscencia (Bushong, 2010). Fenómenos de termoluminiscencia fueron observados en 1663 por Robert Boyle, pero en 1883 Becquerel fue quien descubrió finalmente este fenómeno (Alcázar Baños y López Alegria, 2003).

Actualmente se ha observado un incremento en el empleo de materiales termoluminiscentes. Existen varios tipos de material termoluminiscente, todos constan de un material base dopado con impurezas de ciertos átomos (Alcázar Baños y López Alegria, 2003). A estos materiales se les conoce como dosímetros, porque permiten medir dosis, ya sea de manera directa o indirecta (Mercado, 2007, p. 6).

Los materiales termoluminiscentes más usados en estos instrumentos son fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio y los sulfatos de Calcio activado con disprosio. Estas impurezas en el material base, dan lugar a la existencia de ciertos niveles de energía denominados pozos o trampas, en los cuales quedan atrapados los electrones liberados por el paso de la radiación. Cuando el material es calentado, los electrones regresan a sus

estados energéticos originales en la estructura cristalina, emitiendo luz en el proceso (Alcázar Baños y López Alegria, 2003).

Los dosímetros termoluminiscentes son materiales cristalinos, están elaborados en base a compuestos químicos como el fluoruro de litio, calcio, borato de litio, sulfato de calcio o de bario y óxido de aluminio o de circonio (Thermo Fisher Scientific Inc, 2016, p. 1-4).

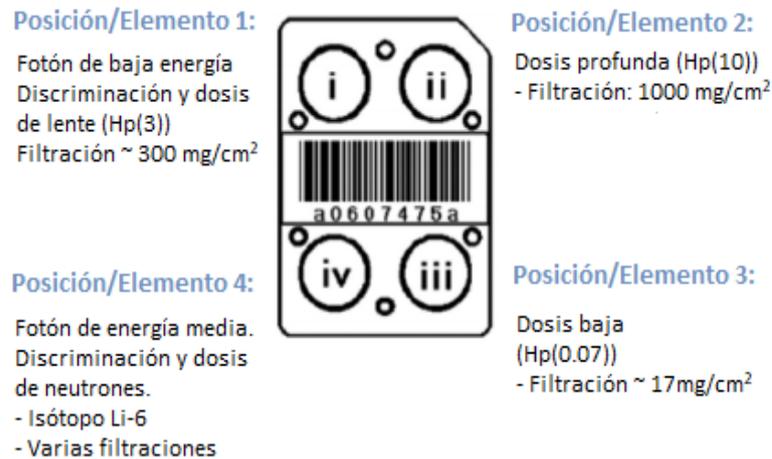


Figura 7-2: Configuración típica de una tarjeta TLD
Fuente: (Thermo Fisher Scientific Inc, 2016, p. 1-4)

Existe una gran variedad de tarjetas de dosímetros con configuraciones especiales ya sea para el personal o el monitoreo ambiental de dosis superficiales (Hp (0.07)), profundas (Hp (10)) y cristalino de ojo (Hp (3)). Los chips de la tarjeta están encapsulados en teflón y montados en una tarjeta de aluminio para una mayor durabilidad. Hay diferentes materiales disponibles para la monitorización de gamma, beta y neutrones para satisfacer las necesidades del usuario (Thermo Fisher Scientific Inc, 2016, p. 1-4).

Un método sensible y preciso de dosimetría para monitorización de la radiación del personal y para medir la dosis en el paciente durante los procesos de diagnóstico y radiación terapéutica es la termoluminiscencia. (Bushong, 2010)

2.5.2.1 Principio físico de los dosímetros termoluminiscentes

El principio físico que los rige es la emisión de luz del material previamente irradiado, cuando se les estimula térmicamente. En este caso, la dosis absorbida se cuantifica en relación con la intensidad de la luz emitida (Mercado, 2007, p. 6).

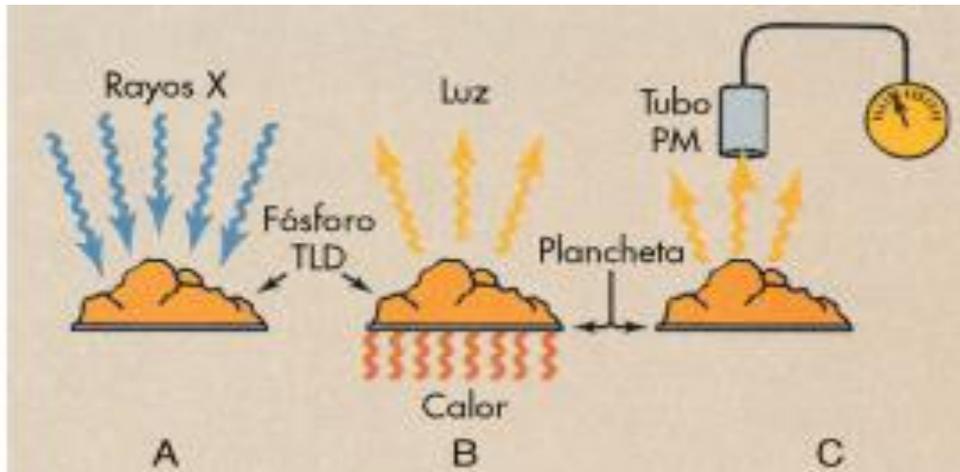


Figura 8-2: Proceso de la dosimetría por termoluminiscencia. **A,** Exposición a radiación ionizante. **B,** Calentamiento subsiguiente. **C,** Medida de la intensidad de la luz emitida. **Fuente:** (Bushong, 2010).

Al final del proceso se produce lo que se conoce como curva de brillo; relación entre intensidad de luz emitida y la temperatura a la que se va calentando el dosímetro para liberar la energía absorbida. Cada material termoluminiscente tiene una curva de brillo característica. La altura del pico de temperatura más alto y el área total bajo la curva son directamente proporcionales a la energía depositada en la TLD por la radiación ionizante (Mercado, 2007, p. 6).

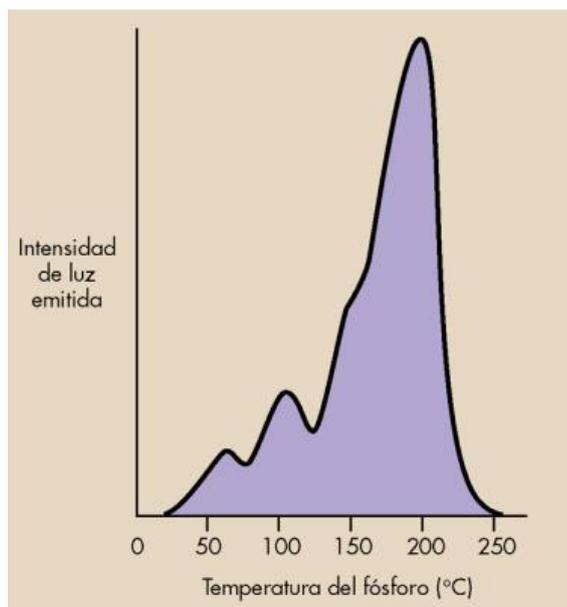


Figura 9-2: Curva de brillo de termoluminiscencia.
Fuente: (Bushong, 2010).

2.5.2.2 Propiedades de los dosímetros termoluminiscentes

Los materiales que se usan para TLD son escasos, el fluoruro de litio (LiF) es el material de TLD más usado debido a que es relativamente sensible. Tiene un número atómico de 8,2 y, por tanto, unas propiedades de absorción de rayos X similares a las del tejido blando (Bushong, 2010).

Los materiales de TLD basados en fluoruro de litio son casi equivalentes a los tejidos y proporcionan una excelente respuesta energética, lo que elimina la necesidad de cálculos matemáticos exhaustivos para determinar la dosis, mejorar la precisión general y reducir el potencial de errores costosos. Además, los materiales a base de fluoruro de litio no son sensibles a la luz, lo que permite una mayor flexibilidad en el manejo y procesamiento de dosímetros para mejorar la productividad y la eficiencia del proceso (Thermo Fisher Scientific Inc, 2016, p. 1-4).

La dosimetría por termoluminiscencia posee varias ventajas como el tamaño y ser reutilizables. Cuando se irradia, la energía absorbida por este instrumento permanece

almacenada hasta que sea liberada como luz visible por el calor durante el análisis. El calor vuelve al cristal a su condición inicial y lo prepara para otra exposición (Bushong, 2010).

El TLD responde proporcionalmente a la dosis. Si se dobla la dosis, la respuesta de la TLD también se dobla. El TLD es rugoso y su tamaño pequeño la hace útil para monitorizar las dosis de pequeñas áreas, como las cavidades del cuerpo. Se utiliza para las medidas de dosis en modo integral, pero no da resultados inmediatos a diferencia de los dosímetros electrónicos o de lectura inmediata. Debe analizarse después de la irradiación para los resultados dosimétricos (Bushong, 2010).

Tabla 1-2: Algunos fósforos termoluminiscentes y sus aplicaciones.

	Fluoruro de litio	Bromuro de litio	Fluoruro de calcio	Sulfato de calcio
Composición	LiF	Li ₂ B ₄ O ₇ : Mn	CaF ₂ : Mn	CaSO ₄ : Dy
Densidad	2.64	2.5	3.18	2.61
Número atómico eficaz	8.2	7.4	16.3	15.3
Temperatura de pico máximo	195	200	260	220
Principal aplicación	Dosis del paciente y del personal	En investigación	Observación ambiental	Observación ambiental

Fuente: (Bushong, 2010).

Elaborado por: Parra Katherine. 2018

2.5.3 Protección radiológica en pacientes

La Protección Radiológica es una disciplina de carácter científico cuya técnica tiene como principal objetivo la protección de las personas y del medio ambiente contra los efectos nocivos que pueden resultar de la exposición a radiaciones ionizantes (Carrillo, 2015).

Lesiones cutáneas, presencia de cataratas, entre otros fueron los diagnósticos atribuibles a la exposición a la radiación ionizante. A estos tipos de efectos se atribuyó el nombre de deterministas, debido a que su presencia se manifestará al recibir dosis superiores a cierto valor umbral, que es característico de cada tipo de efecto (Carrillo, 2015).

Si bien no existen valores límites de dosis para los pacientes, todas las exposiciones deben cumplir con el principio ALARA (tan bajas como sea razonablemente posible). Se aconsejan niveles de referencia para cada tipo de procedimiento; por ejemplo, en Europa se propone 45 Gy/cm^2 como nivel de referencia para una angiografía coronaria (Sociedad Argentina de Cardiología., 2009).

La radioprotección se fundamenta sobre tres principios básicos: justificación de la práctica, optimización de la protección radiológica y la limitación de las dosis. La protección radiológica del paciente se sustenta en los dos primeros principios. La justificación de una práctica diagnóstica se fundamenta en que la información esperada contribuirá a confirmar un diagnóstico u orientar la estrategia terapéutica. Además, debe ser superior a la que aportaría otra técnica alternativa que involucre dosis menores o que no implique exposición a radiaciones ionizantes (Sociedad Argentina de Cardiología., 2009).

Debido al incremento en la frecuencia de utilización de la radiología intervencionista que involucran períodos de exposición prolongados, se ha generado un aumento considerable de efectos determinísticos provocados por las radiaciones (Sociedad Argentina de Cardiología., 2009).

A fin de reducir estos daños, las normas actuales de radioprotección enfatizan el entrenamiento del personal técnico, la utilización de equipos fluoroscópicos sofisticados que reducen la dosis irradiada al paciente mientras se mantiene la calidad de la imagen y el mejoramiento de las técnicas digitales, tendientes al mantenimiento de los niveles de referencia de exposición establecidos para optimizar las operaciones y los sistemas de protección, con el fin de disminuir la exposición a la radiación (Sociedad Argentina de Cardiología., 2009).

Las magnitudes en cuanto a dosimetría del paciente son la dosis en piel y dosis por área. Para la estimación de dosis en piel se puede utilizar cámaras de ionización o a su vez dosímetros por termoluminiscencia (Alcázar Baños y López Alegria, 2003). Las dosis se miden de forma directa con dosímetros convencionales de termoluminiscencia (TLD), dado que

por su tamaño pueden colocarse donde se desee medir (en especial en la zona de incidencia del haz) y no interfieren con el procedimiento (Sociedad Argentina de Cardiología., 2009).

Algunos aspectos relevantes, tales como las condiciones físicas del paciente (peso, talla, índice de masa corporal, etc.) o la complejidad de la intervención, no se pueden controlar, pero hay otros aspectos que pueden ser útiles a los médicos intervencionistas para gestionar la exposición al paciente. La colimación, un factor muy descuidado, pero podría resultar ser el aspecto más determinante en la protección radiológica. Reducir a lo esencial el número de imágenes por cada serie radiográfica y utilizar la calidad de imagen justa para aportar la información necesaria en lugar de obtener la máxima calidad, pueden ser medidas más eficaces incluso que la posible optimización del tiempo de fluoroscopia.

2.6 Efectos radiológicos sobre el órgano piel

La piel o también llamada cutis es una membrana dura, flexible e impermeable que recubre el cuerpo y se integra con membranas protectoras más delicadas en la región bucal, nasal, palpar, urogenital y anal (Palastanga, Field y Soames, 2000).

La piel es el órgano más grande del cuerpo humano, además de proporcionar cobertura superficial también es un órgano sensorial dotado con múltiples terminaciones nerviosas permitiendo la sensibilidad al tacto, la presión, cambios de temperatura y estímulos dolorosos (Palastanga, Field y Soames, 2000).

La función impermeable de la piel es imprescindible para la prevención de la pérdida de líquidos corporales, pero no impide que se excreten ciertos cristaloides mediante la sudoración, otra de sus funciones es la regulación de la temperatura corporal mediante la variabilidad de su riego sanguíneo y la presencia de glándulas sudoríparas (Palastanga, Field y Soames, 2000).

El espesor de la piel es variable, esto depende de la edad y de la región corporal, es más fina en los párpados con un grosor de 0.5 mm y más gruesa en la nuca y la parte superior del tronco, así como en las palmas de las manos y la planta de los pies, sin embargo, hay una tendencia de ser más gruesa en las superficies posteriores y extensoras que las superficies anteriores y flexoras con un espesor de 1 y 2 mm en la mayor parte del cuerpo (Palastanga, Field y Soames, 2000).

2.6.1 Estructura de la piel

La piel consta de dos capas: una superficial de origen ectodérmico llamada epidermis y una mesodérmica más profunda denominada dermis (Palastanga, Field y Soames, 2000).

Epidermis: es una capa de epitelio escamoso y estratificado de espesor entre (0.3 – 1 mm) compuesto de muchas capas celulares, la capa más profunda son células vivas y proliferan con gran rapidez, pasando gradualmente a la superficie. Al hacerlo se queratinizan y finalmente se desprenden con facilidad, la epidermis carece de vasos sanguíneos, pero está penetrada por terminaciones nerviosas sensitivas (Palastanga, Field y Soames, 2000).

La superficie profunda está firmemente unida a la dermis subyacente mediante proyecciones conocidas como crestas epidérmicas, recíprocamente las proyecciones de la dermis se llaman papilas dérmicas (Dykes, Ameerally y Horton-Szar, 2003). Se suele considerar que la epidermis se divide en algunas capas que de dentro hacia afuera reciben los siguientes nombres: estrato basal, estrato esponjoso, estrato granulado, estrato lucido y finalmente estrato corneo (Palastanga, Field y Soames, 2000).

De modo que el estrato basal y esponjoso se le denomina zona germinal y el estrato granulado, lucido y corneo reciben el nombre de capa cornea. Los melanocitos epidérmicos responsables de la pigmentación de la piel se hallan en las capas más profundas de la epidermis (Palastanga, Field y Soames, 2000).

Dermis: también conocida como corion, es el retículo más profundo de colágeno y fibras elásticas, por lo general comprende la mayor parte del espesor de la piel. La dermis se encuentra localizada debajo de la epidermis y posee una gran amplia red de vasos y nervios. Está formada por fibras de colágeno y fibras elásticas, dando a la piel características de elasticidad (Palastanga, Field y Soames, 2000).

Hipodermis: llamada también fascia superficial, sirve para amortiguar los traumatismos bajo la piel (Dykes, Ameerally y Horton-Szar, 2003).

2.6.2 Dosis Superficie de entrada (DSE)

La dosis en la superficie de entrada es una magnitud dosimétrica de importancia que se puede utilizar para predecir la posibilidad de inducir efectos deterministas debido a la radiación. Esta magnitud es la dosis absorbida en aire en el punto de intersección del eje del haz de rayos X con la superficie del paciente, incluyendo radiación retrodispersada. La dosis absorbida para causar daños en la piel y depende de varios factores (Brosed Serreta et al., 2012).

Las reacciones adversas de la piel generalmente no se encuentran en la radiología de diagnóstico o de intervención, donde las dosis de radiación son generalmente mucho más bajas que en radioterapia o medicina nuclear. Sin embargo, se han notificado varios casos de lesiones graves de la piel después de los procedimientos de cateterismo cardíaco (Morrell, 2006).

La dosis en la superficie de entrada se puede medir utilizando detectores de radiación como dosímetros termoluminiscentes o películas radiográficas o bien calcularla a partir del rendimiento del tubo de rayos X (Brosed Serreta et al., 2012). La dificultad encontrada en este tipo de medida es determinar con exactitud el punto de dosis máxima en piel, ya que en este tipo de procedimiento varía el área irradiada, la proyección, etc. Existen datos en donde se estima la dosis en la superficie de entrada

en función del tiempo de escopia y valores promedios de tasas de dosis de entrada (Brosed Serreta et al., 2012).

Los efectos deterministas, como las quemaduras en la piel, solo se producen por encima de un determinado umbral de dosis ($> 2\text{Gy}$), es decir, después de que se haya dañado un número mínimo de células. Este umbral depende de una serie de factores que incluyen la edad del paciente, el sitio de la piel y el área de piel afectada, y condiciones predisponentes como diabetes. Si las exposiciones están separadas por largos intervalos de tiempo, la gravedad del daño a la piel se reduce, ya que algunos daños celulares letales pueden repararse entre fracciones (Morrell, 2006).

2.7 Efectos de las radiaciones ionizantes

El uso médico de las radiaciones ionizantes implica ciertos riesgos, aunque están ampliamente compensados por sus beneficios diagnósticos y terapéuticos. No obstante, el conocimiento de esos riesgos, así como su diagnóstico y prevención, minimiza sus inconvenientes y optimiza la calidad y la seguridad de su empleo (Sociedad Argentina de Cardiología., 2009).

Dentro del marco de la protección radiológica, los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes (RI), en relación con la dosis recibida, son tradicionalmente clasificados como efectos estocásticos (dosis bajas) o determinísticos (dosis superiores a un umbral) (Güerci y Córdoba, 2015, p. 224-225).

El daño que causa la radiación en los órganos y tejidos depende de la dosis recibida, o dosis absorbida, que se expresa en gray (Gy). El daño que puede producir una dosis absorbida depende del tipo de radiación y de la sensibilidad de los diferentes órganos y tejidos (Organización mundial de la salud, 2016).

Más allá de ciertos umbrales, la radiación puede afectar el funcionamiento de órganos y tejidos, y producir efectos agudos tales como enrojecimiento de la piel, caída del cabello, quemaduras por radiación o síndrome de irradiación aguda. Estos efectos son más intensos con dosis más altas y mayores tasas de dosis (Organización mundial de la salud, 2016).

Para controlar los riesgos debidos a la exposición a las radiaciones se han establecido límites a la dosis recibida por el POE o miembros del público, considerando que los límites de dosis para el personal operador no se deben superar en ninguna circunstancia. Existen valores umbrales ya establecidos por organismos internacionales para la aparición de efectos determinísticos en piel (Ver Tabla 2-2) en el cual muestra el tipo de afección puede ocurrir en el caso de superar dicho umbral y el tiempo que tarda en aparecer los efectos.

Tabla 2-2: Dosis umbral para efectos deterministas en piel

AFECCIÓN	UMBRAL DE DOSIS A PIEL (Gy)	SEMANAS PARA MANIFESTARSE
Eritema transitorio	2	Horas
Depilación temporaria	3	3
Eritema principal	3-10	1.5
Depilación permanente	>7	3
Descamado seco	10	4
Fibrosis invasiva	10	-
Atrofia dérmica	11	>14
Telangiectasis	12	>52
Descamado húmedo	15	4
Eritema tardío	15	6-10
Necrosis dérmica	18	>10
Ulceración secundaria	20	>6

Fuente: (Morrell, 2006)

Elaborado por: Parra Katherine. 2018

CAPITULO III

3 MARCO METODOLÓGICO

3.1 Unidad de Hemodinámica del Hospital Carlos Andrade Marín

Desde 1984 hasta el 2005 la unidad de Hemodinámica inicia sus servicios en las instalaciones de la actual área de Imagenología y rayos X con la compra del angiógrafo de marca SIEMENS modelo ELEMA, sofisticado para la época y a través del cual se empezaría realizando varios procedimientos de carácter diagnóstico. Los procedimientos que se realizan a los pacientes fueron: patologías cardíacas, estructurales, cateterismos cardíacos, patologías valvulares y congénitas.

En 1992 se procedió a realizar el primer implante Stent intracoronario. Se realizó una repotenciación del Sistema de Imagen del angiógrafo Siemens Elema en el año 2005 indispensable para su funcionamiento normal hasta la actualidad.

Del 2005 hasta el 2011, fue un periodo de tiempo de grandes avances para el servicio de Hemodinámica. En el 2009 el hospital Carlos Andrade Marín realizó la adquisición de nuevo equipamiento como: angiógrafo Siemens Axiom Artis específico para procedimientos de cardiología, además se logró establecer un sitio más adecuado para la unidad y donde continua hasta el momento.

Durante esta implementación de infraestructura y equipamiento el nuevo angiógrafo Siemens Axiom Artis fue direccionado para la sala Nro. 2 donde además de continuar realizando los procedimientos diagnósticos antes mencionados, con la nueva adquisición se podían realizar procedimientos más complejos que beneficiarían a los pacientes con problemas cardiovasculares, por lo que se inició a estudios de las arterias coronarias conocido como Coronariografía. Además, se complementó los servicios de Electrofisiología para lo cual, el angiógrafo Elema fue direccionado a la sala Nro. 1 para

realizar procedimientos netamente electrofisiológicos como: implante de marcapasos, estudios de arritmias, ablación de arritmias, entre otras.

Después del año 2011 hasta la actualidad con el avance tecnológico, mejoras de la calidad de materiales y desarrollo de nuevas técnicas, se incrementan procedimientos terapéuticos como: Valvuloplastias pulmonares, aórticas y mitrales. Actualmente la unidad de hemodinámica realiza aproximadamente 100 procedimientos mensuales entre estudios diagnósticos y terapéuticos de intervención en cardiopatías estructurales, valvuloplastias, implantes de válvulas aórticas percutáneas, implantes de Stent aórticos, intervencionismo coronario, entre otras. Además, la unidad posee equipos complementarios útiles dentro de las salas para exámenes de imagen invasiva.

3.2 Equipos utilizados

A continuación, en la figura 1-3 se muestra cada uno de los equipos utilizados para llevar a cabo la presente investigación, tales como:

- Angiógrafo Axiom Artis
- Dosímetros Termoluminiscentes
- Lector de Dosímetros



Figura 1-3: Equipos usados en la investigación
Fuente: Parra Katherine. 2018

3.2.1 Angiógrafo Siemens Axiom Artis

El Axiom Artis es una de las líneas de productos más importantes de la empresa Siemens en radiología intervencionista . Esta línea agrupa muchas variedades en cuanto al diseño, montaje, intensificadores de imagen, detectores, entre otras, mismas que están decodificadas de tal manera que el usuario pueda entender las múltiples configuraciones de software solas o combinadas que determinarán los tipos de estudios que cada sistema está equipado para acomodar.

Dentro de las configuraciones del sistema de esta línea de cardiología tenemos:

- **Axiom Artis FC:** Intensificador de imagen, sistema cardíaco montado en el piso;
- **Axiom Artis dFC:** Detector digital, sistema cardíaco montado en el piso;
- **Axiom Artis dTC:** Detector digital, sistema de cardiología montado en el techo;

- **Axiom Artis BC:** Intensificador de Imagen, Sistema de Cardiografía Biplano;
- **Axiom Artis dFA:** Detector digital, sistema Angio montado en el piso.

Dentro de los cuales en la figura 2-3 podemos observar una vista general del angiógrafo con denotación dFC/dFA usado en la unidad de hemodinámica del HCAM.

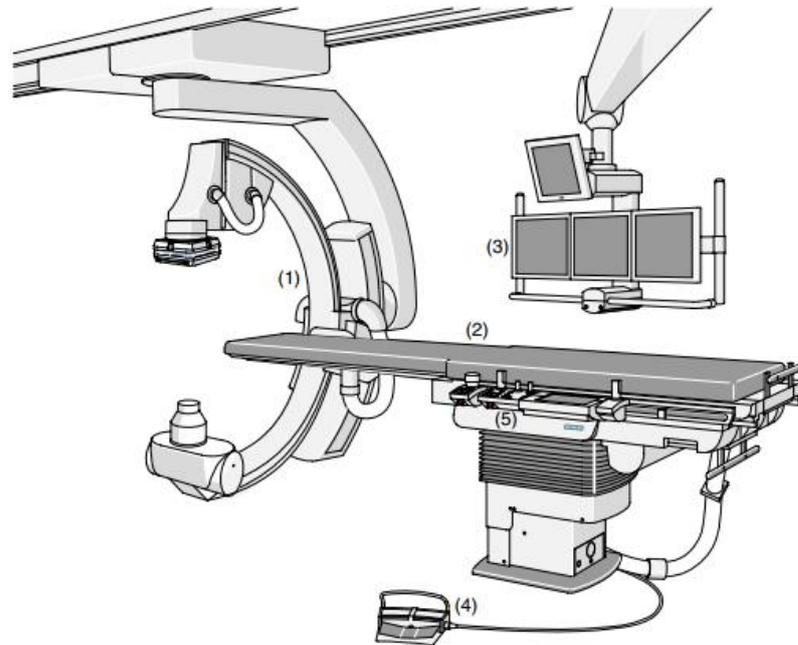


Figura 2-3: Vista general del sistema de adquisición Artis dFC/dFA
 Fuente: (Siemens, 2009)

El equipo está conformado por las siguientes partes:

1. Soporte con arco en C, emisor de rayos X y Detector plano (FD)
2. Mesa del paciente
3. Sistema porta monitor con monitores/pantallas LCD y pantallas de datos.
4. Interruptor de pedal para disparar la radiación
5. Consola de mando para controlar el soporte, la mesa de paciente y el sistema de imagen.

3.2.1.1 Soporte con arco en C, emisor de rayos X y Detector plano (FD)

En un sistema Artis dFC/dFA (Figura 3-3), está equipado con un soporte de suelo sobre una base giratoria, la cual gira de acuerdo con la necesidad del operador con el paciente.

Es posible realizar proyecciones oblicuas mediante movimientos giratorios y orbitales (angulaciones) del arco en C.

En un plano de coordenadas X, Y, Z, el arco en C en su posición inicial tiene el tubo de rayos X cuya posición es de 0° en el eje X y 270° en el eje Y. El detector plano (FD) en posición de 90° en el eje Y. Por lo tanto, las diferentes proyecciones que se pueden realizar a criterio médico varían entre en un máximo de $\pm 90^\circ$ en el eje Z.

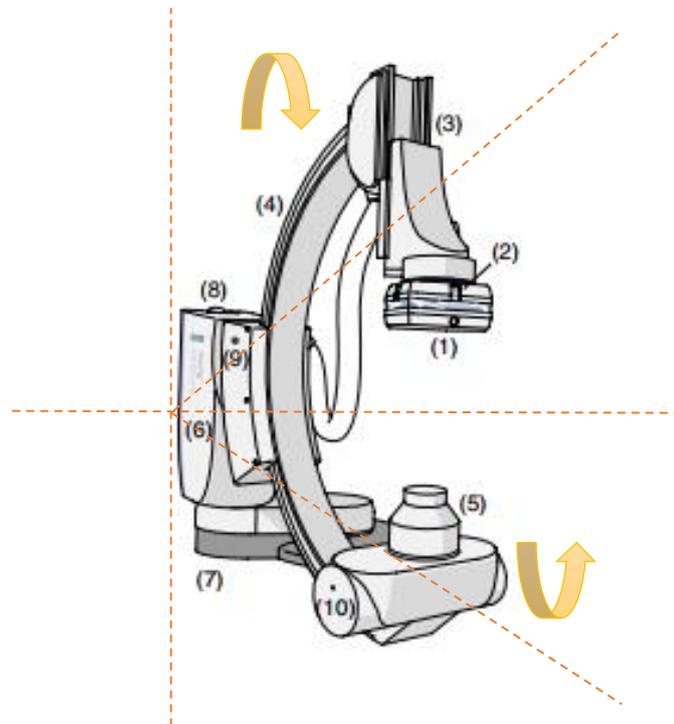


Figura 3-3: Soporte de suelo dFC/dFA
Fuente: (Siemens, 2009)

1. Detector plano (FD) de 20x20
2. Teclas de membrana
3. Carro del FD
4. Arco en C
5. Emisor de rayos X con colimador primario
6. Columna del soporte
7. Base giratoria
8. Botón de desbloqueo
9. Indicación de "Plano listo"
10. Punto focal (rojo)

3.2.1.2 Mesa del paciente

Los sistemas Axiom Artis equipados con una mesa de paciente aparte de ello tienen además una mesa montada en el suelo con tablero flotante de fibra de carbono. La altura de la mesa y las posiciones longitudinal y transversal del tablero pueden ajustarse de forma continua. La mesa de paciente también puede girarse. El peso máximo que soporta la mesa del paciente de la unidad de hemodinámica es de 250 kg.

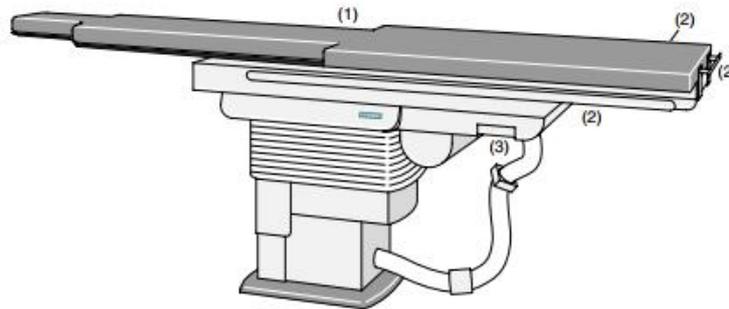


Figura 4-3: Mesa del paciente montada en el suelo
Fuente: (Siemens, 2009)

1. Tablero con colchoneta
2. Rieles deslizantes para módulos de mando y otros accesorios
3. Palanca para desbloquear el giro de la mesa

3.2.1.3 Sistema porta monitor con monitores/pantallas LCD y pantallas de datos

Los monitores sirven para observar los signos del paciente, como frecuencia cardiaca, presión, entre otros lo cual es sumamente importante durante un procedimiento por la presencia de las complicaciones que este puede tener. Mientras que la unidad de visualización de datos está fijada encima de los monitores y puede girarse e inclinarse. La unidad de visualización de datos muestra información esencial de posición y adquisición, así como mensajes del sistema.

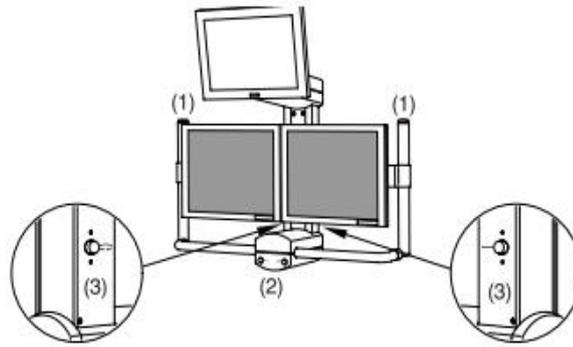


Figura 5-3: Pantallas LCD y pantalla de datos
Fuente: (Siemens, 2009)

1. Lámparas de aviso “Radiación ACTIVADA”
2. Teclas en el frontal
3. Teclas en el lateral

La figura 6-3 muestra lo que durante el procedimiento se puede observar en la pantalla de datos:

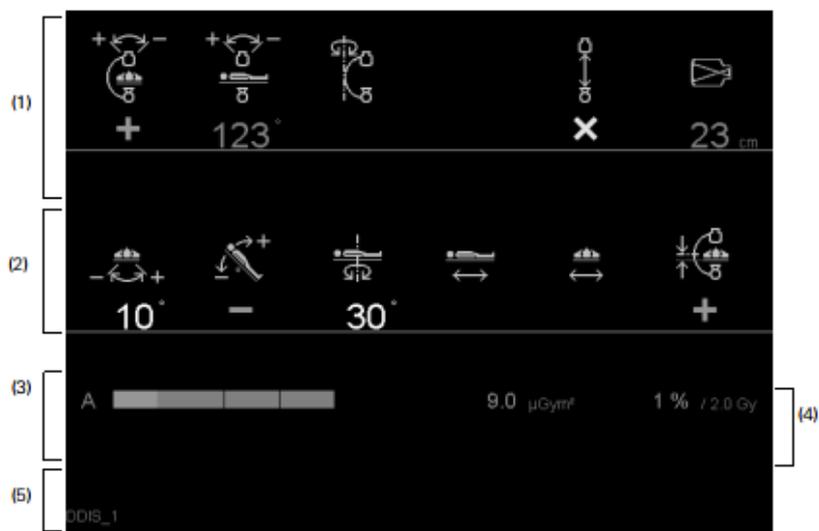


Figura 6-3: Valores en la unidad de visualización de datos
Fuente: (Siemens, 2009)

1. Información sobre las posiciones del soporte y del arco en C1
2. Información sobre la posición de la mesa
3. Carga del tubo
4. Dosis aplicada

5. Mensajes del sistema y mensajes de error

3.2.1.4 Interruptor de pedal para disparar la radiación

Existen dos versiones monopiano con 4 funciones del pedal y una versión biplano con 8 funciones del pedal. El Servicio Técnico puede configurar las funciones de los pedales según las necesidades al que este vaya a ser empleado. En la figura 7-3 se puede observar el pedal, mismo que tiene varias funciones como se indica a continuación y entre las principales la función de escopia y de adquisición.

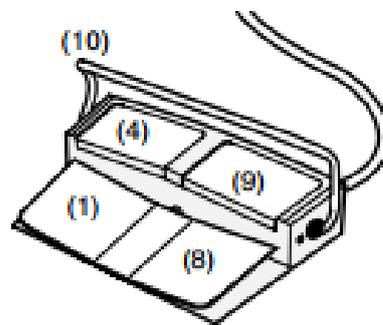


Figura 7-3: Pedal para disparar la radiación
Fuente: (Siemens, 2009)

1. Escopia en el plano A
4. Adquisición (es)
8. Freno del tablero
9. Interruptores auxiliares

3.2.1.5 Consola de mando para controlar el soporte, la mesa de paciente y el sistema de imagen

Mediante la consola dentro de la sala de exploración (Figura 8-3) se puede obtener el control del angiógrafo de tal manera que el operador (médico) puede realizar ciertos movimientos en la camilla o mesa del paciente, angulaciones del arco, uso de colimador, sistema de imagen (táctil) etc. Los módulos de mando están equipados con un joystick y varias teclas.

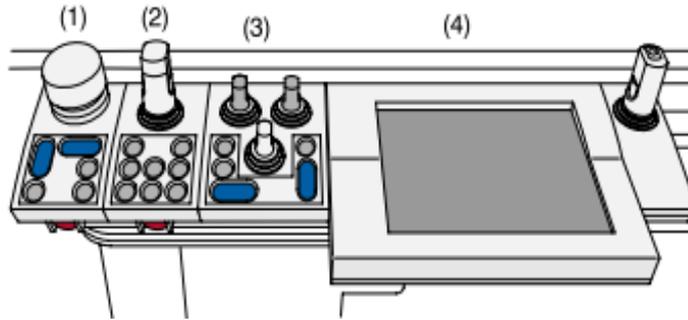


Figura 8-3: Consola de mando dentro de la sala de exploración
Fuente: (Siemens, 2009)

Existen cuatro tipos básicos de módulos de mando:

1. Mesa (módulo de mando de la mesa TCM)
2. Soporte/arco en C (módulo de mando del soporte SCM)
3. Diafragmación y filtros (módulo de mando del colimador CCM)
4. Sistema de imagen (panel de mando de la pantalla táctil)

3.2.2 Dosímetros termoluminiscentes (TLDs)



Figura 9-3: Dosímetros termoluminiscentes
Fuente: HCAM. 2018

El hospital Carlos Andrade Marín proporcionó una cantidad de 20 dosímetros termoluminiscentes de Li: F con un código de barras respectivo para llevar a cabo este trabajo de titulación. Cada uno de estos contó con su porta dosímetro HARSHAW enumerados del 1 al 20 respectivamente.

Las dimensiones de los dosímetros utilizados en el desarrollo de esta investigación son de 4,3 cm de ancho x 6,8 cm de largo x 0.7 cm de espesor

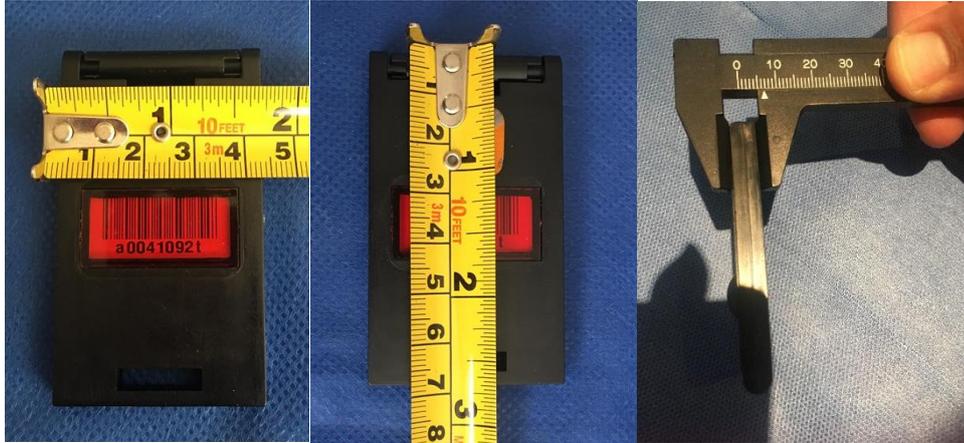


Figura 10-3: Dimensiones de los dosímetros TLD
Fuente: Parra Katherine. 2018

Para evitar confusiones se llevaba un registro ordenado, con el código de tarjeta TLD y con la numeración del porta dosímetro correspondiente para cada paciente y para cada procedimiento. (Ver Anexo B)

3.2.2.1 Metodología

Para el establecimiento de los indicadores de dosis debemos considerar los procedimientos intervencionistas más frecuentes realizados en la sala de hemodinámica del hospital, que según a criterio médico son:

- Cinecoronariografía
- Intervencionismo Percutáneo Coronario (PCI)
- Cateterismo

La muestra mínima sobre la cual se realizó la estimación de dosis en superficie de entrada es de 10 pacientes para cada procedimiento y clasificación de pacientes establecido. Los pacientes incluidos en el estudio se escogerán normalmente constituidos de talla y peso intermedios y de acuerdo con el criterio médico.

➤ *Clasificación de pacientes*

Tanto en los métodos directos como indirectos de estimación, la dosis depende básicamente de la talla y peso del paciente, por lo tanto, las medidas deben realizarse sobre una muestra suficientemente representativa de la talla estándar de los pacientes (Brosed Serreta et al., 2012). Por lo que se ha decidido realizar una clasificación conveniente de pacientes en grupos de:

- 50-60 kilogramos
- 61-70 kilogramos
- Y mas de 70 kilogramos

➤ *Colocación de los dosímetros TLD*

Los dosímetros TLD para estimar la dosis en la superficie de entrada (DSE), se coloca en la espalda del paciente ya que el tubo de rayos X como se observó en la figura 10-3 se encuentra debajo de la camilla. La dosis en la superficie de entrada se mide colocando el dosímetro termoluminiscente en el centro del campo, pegado a la piel del paciente y pueden utilizarse varios dosímetros para cada determinación (Brosed Serreta et al., 2012).

Se coloca 2 TLDs en la columna, sección dorsal, a 14 cm o ⁷sexta vertebra dorsal con una separación de 2 cm entre cada uno como se observa en la figura 11-3. Los filtros de Cu del porta dosímetro indican la posición del chip o cristal (iii) el cual va a indicarnos la medida de dosis superficial o de Hp (0.07).

⁷ La columna vertebral se divide en 3 secciones conocidas como cervical, dorsal y lumbar. La sección de interés es la sección dorsal formada por 12 vertebras.

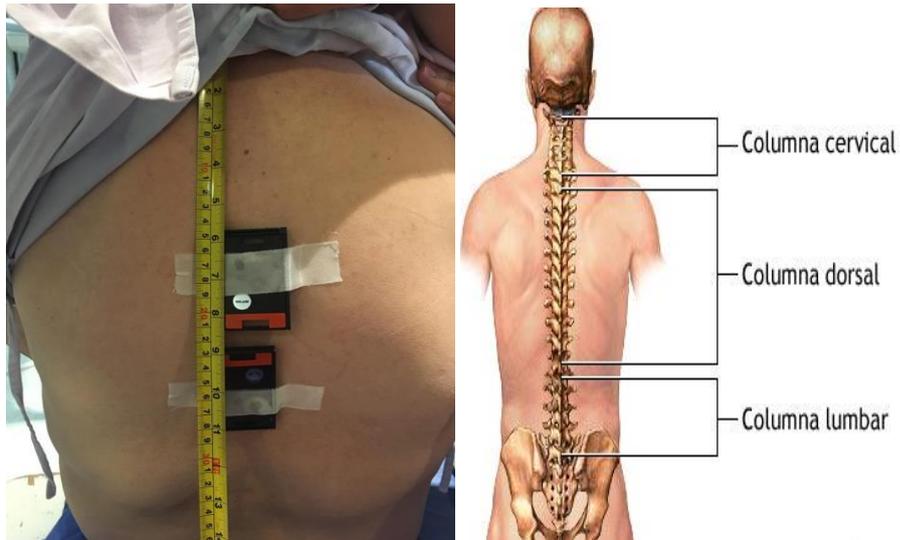


Figura 11-3: Colocación de dosímetros TLD en la espalda del paciente.
Fuente: Parra Katherine. 2018

3.2.3 Lector Thermo Scientific 6600 LITE

Es un equipo que permite realizar la lectura de dosímetros termoluminiscentes, está diseñado para medir la altura de la curva de brillo o el área bajo la curva, y ese dato se relaciona con la dosis recibida por el personal expuesto. Este lector tiene la capacidad de realizar una lectura automática de 50 dosímetros en uno en un corto periodo de tiempo, a diferencia de otros equipos en las que se realiza una lectura individualizada.



Figura 12-3: Lector Harshaw 6600 LITE
Fuente: HCAM. 2018

➤ *Proceso de lectura de los dosímetros*

Al finalizar cada procedimiento los TLDs son retirados y almacenados en otra habitación, lejana a las salas de procedimientos para después de unos días empezar con el proceso de lectura. El proceso de lectura de los 20 dosímetros se realizó una vez a la semana, durante 14 semanas con objeto de obtener una estimación de dosis recibida en la piel del paciente durante un procedimiento. Durante las 14 semanas se han utilizado los mismos 20 TLDs.

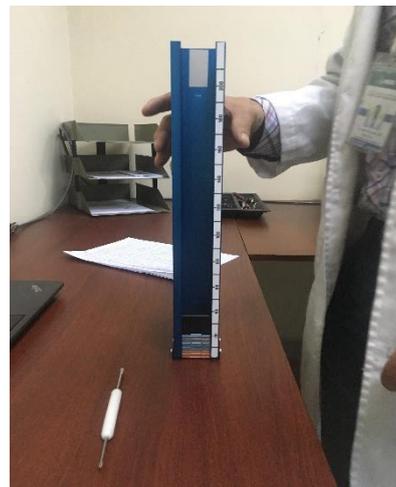
El proceso llevado a cabo durante cada semana fue de como se muestra en la Tabla 1-3:

Tabla 1-3: Proceso de lectura dosimétrica

1. Abrir cuidadosamente los 20 porta dosímetros y retirar ordenadamente cada tarjeta TLD.



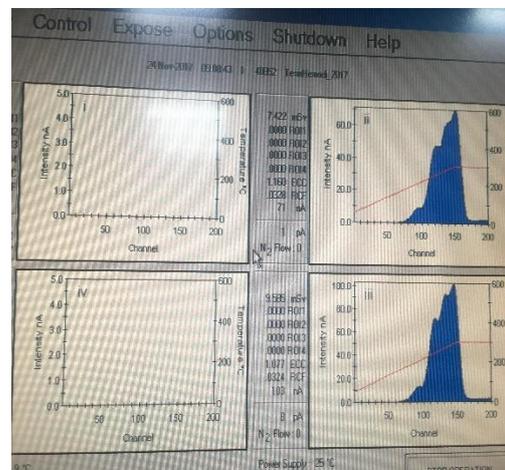
2. Ingresar en el orden anterior cada tarjeta, en el almacenador del equipo lector.



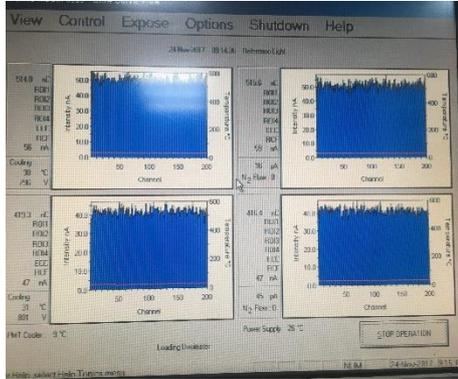
3. Ingresar el almacenador de TLDs dentro del equipo lector Thermo Scientific 6600 LITE.



4. Automáticamente el equipo empieza a realizar el proceso de lectura de cada dosímetro, arrojando valores de dosis superficial y dosis profunda con su gráfica de energía y temperatura correspondiente.



5. Luego de que muestra los valores de dosis de cada TLD, el equipo lector vuelve a poner en “Cero” a los dosímetros para una nueva exposición.



6. Finalmente, los resultados de dosis en unidad de mili Sievert (mSv) de los TLDs son enviados a un ordenador donde se visualizan de forma ordenada y correcta para el fácil uso de los datos.

Date	Time	TTP	Reading Type	Distributor ID	Selected ID	Component Exposure	mSv	Ar	Standa
27/12/2017	15:01:54	1	FPD	PLM 12.000	1040	0.10	0.10	0.10	0.10
27/12/2017	15:21:52	1	FPD	Pulsarcol Light	5151	5151	4141	4141	4141
20/12/2017	15:21:53	1	FPD	40388	5151	5151	5151	5151	5151
20/12/2017	15:22:23	1	FPD	40388	5151	5151	5151	5151	5151
22/12/2017	15:23:14	1	FPD	40388	5151	5151	5151	5151	5151
22/12/2017	15:23:54	1	FPD	40388	5151	5151	5151	5151	5151

Elaborado por: Parra Katherine. 2018

Existen varias pruebas de desempeño que se deben realizar a los dosímetros termoluminiscentes con el objetivo de que la dosimetría realizada a todo el personal del HCAM expuesto a radiaciones ionizantes sea verás y por lo tanto investigaciones en este campo obtengan resultados fiables. De este modo el HCAM en base a los protocolos establecidos por el SCAN como organismo regulador nacional ha realizado pruebas de: homogeneidad, reproducibilidad, linealidad, umbral de detección, efecto sobre el punto cero, efecto sobre la respuesta, autoirradiación, estabilidad del lector, señal residual y estabilidad de los dosímetros bajo diferentes condiciones climáticas (ANEXO C). La trazabilidad de las pruebas mencionadas anteriormente es en base a la norma internacional CEI IEC 1066 (International Electrotechnical Commission, 1991, p. 107).

CAPITULO IV

4 ANÁLISIS Y RESULTADOS

A continuación, se presenta las tablas donde se ha recopilado la estimación de dosis en superficie de entrada (DSE) obtenidas de la lectura de los dosímetros termoluminiscentes que han sido colocados en pacientes sometidos a tres procedimientos de cardiología intervencionista del HCAM: Cinecoronariografía, Cateterismos, Intervencionismo Coronario Percutáneo.

Los datos de la DSE se encuentran divididas de acuerdo con la clasificación por peso (Brosed Serreta et al., 2012) en cada uno de los procedimientos y el valor medio correspondiente. Los datos mostrados son una muestra única por cada uno de los pacientes sometidos a cada procedimiento intervencionista en el tiempo de investigación.

Tabla 1-4: Estimación de la DSE en pacientes sometidos a procedimientos de Cinecoronariografía en la Unidad de Hemodinámica HCAM

CINECORONARIOGRAFÍA										
50-60 kg		61-70 kg		> 70 kg						MEDIA TOTAL
Nro. Paciente	DSE (Gy)	Nro. Paciente	DSE (Gy)	Nro. Paciente	DSE (Gy)	Nro. Paciente	DSE (Gy)	Nro. Paciente	DSE (Gy)	
Paciente 1	0,049	Paciente 1	0,040	Paciente 1	0,051	Paciente 11	0,117	Paciente 21	0,111	$\bar{x}_{T_1} = (0.062 \pm 0.035) Gy$
Paciente 2	0,043	Paciente 2	0,063	Paciente 2	0,070	Paciente 12	0,103	Paciente 22	0,106	
Paciente 3	0,039	Paciente 3	0,076	Paciente 3	0,053	Paciente 13	0,048			
Paciente 4	0,036	Paciente 4	0,045	Paciente 4	0,038	Paciente 14	0,032			
Paciente 5	0,030	Paciente 5	0,101	Paciente 5	0,052	Paciente 15	0,054			
Paciente 6	0,024	Paciente 6	0,115	Paciente 6	0,050	Paciente 16	0,100			
Paciente 7	0,010	Paciente 7	0,053	Paciente 7	0,040	Paciente 17	0,057			
Paciente 8	0,058	Paciente 8	0,103	Paciente 8	0,048	Paciente 18	0,153			
Paciente 9	0,019	Paciente 9	0,079	Paciente 9	0,056	Paciente 19	0,026			
Paciente 10	0,013	Paciente 10	0,011	Paciente 10	0,084	Paciente 20	0,153			
$\bar{x}_1 = (0.032 \pm 0.015) Gy$		$\bar{x}_2 = (0.069 \pm 0.032) Gy$		$\bar{x}_3 = (0.073 \pm 0.037) Gy$						

Elaborado por: Parra Katherine. 2018

Tabla 2-4: Estimación de la DSE en pacientes sometidos a procedimientos de Cateterismo en la Unidad de Hemodinámica HCAM

CATETERISMO						
50-60 kg		61-70 kg		>70 kg		MEDIA TOTAL
Nro. Paciente	DSE (Gy)	Nro. Paciente	DSE (Gy)	Nro. Paciente	DSE (Gy)	
Paciente 1	0,105	Paciente 1	0,054	Paciente 1	0,156	$\bar{x}_{T_2} = (0.119 \pm 0.042) Gy$
Paciente 2	0,134	Paciente 2	0,060	Paciente 2	0,190	
Paciente 3	0,133	Paciente 3	0,038	Paciente 3	0,121	
Paciente 4	0,115	Paciente 4	0,160	Paciente 4	0,076	
Paciente 5	0,099	Paciente 5	0,117	Paciente 5	0,108	
Paciente 6	0,075	Paciente 6	0,128	Paciente 6	0,193	
Paciente 7	0,150	Paciente 7	0,115	Paciente 7	0,114	
		Paciente 8	0,107	Paciente 8	0,193	
$\bar{x}_1' = (0.116 \pm 0.025) Gy$		$\bar{x}_2' = (0.097 \pm 0.042) Gy$		$\bar{x}_3' = (0.144 \pm 0.045) Gy$		

Elaborado por: Parra Katherine. 2018

Tabla 3-4: Estimación de la DSE en pacientes sometidos a procedimientos de Intervencionismo Coronario Percutáneo en la Unidad de Hemodinámica HCAM

INTERVENCIONISMO PERCUTÁNEO CORONARIO							
50-60 kg		>70 kg				MEDIA TOTAL	
Nro. Paciente	DSE (Gy)	Nro. Paciente	DSE (Gy)	Nro. Paciente	DSE (Gy)	$\bar{x}_{T_3} = (0.084 \pm 0.043) Gy$	
Paciente 1	0,092	Paciente 1	0,038	Paciente 11	0.086		
Paciente 2	0,091	Paciente 2	0.113	Paciente 12	0.036		
Paciente 3	0,097	Paciente 3	0.071	Paciente 13	0.043		
Paciente 4	0,118	Paciente 4	0.070	Paciente 14	0.058		
Paciente 5	0,048	Paciente 5	0.188	Paciente 15	0.050		
Paciente 6	0,032	Paciente 6	0.094	Paciente 16	0.110		
Paciente 7	0,051	Paciente 7	0.169				
Paciente 8	0,094	Paciente 8	0.162				
Paciente 9	0,025	Paciente 9	0.084				
		Paciente 10	0.043				
$\bar{x}_1'' = (0.072 \pm 0.033) Gy$		$\bar{x}_3'' = (0.090 \pm 0.047) Gy$					

Elaborado por: Parra Katherine. 2018

Como se muestra en la tabla 1-4, 2-4 y 3-4 el valor promedio de las dosis en superficie de entrada obtenidas mediante la lectura dosimétrica de dosímetros termoluminiscentes fue de $(0.062 \pm 0.035) \text{ Gy}$, $(0.119 \pm 0.042) \text{ Gy}$ y $(0.084 \pm 0.043) \text{ Gy}$ respectivamente. Al realizar la comparación de estos resultados con la tabla 2.2 de efectos determinísticos, la estimación de dosis de radiación recibida por pacientes que se han realizado procedimientos de Cardiología Intervencionista está por debajo de todos los valores umbrales de aparición de los efectos deterministas en piel.

Es importante recalcar que existe una conversión de unidades debido a que el reporte de dosis por parte del laboratorio de Dosimetría del HCAM está expresada en unidades de dosis equivalente (H_T) en unidad de mili Sievert (mSv), mientras que la dosis absorbida (D_T) expresada en Gray (Gy) se usa para dar cuenta de los efectos de la radiación como se muestra en las tablas 1-4, 2-4, 3-4.

RECOMENDACIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

1. Realizar con una periodicidad anual el monitoreo de las estimaciones de dosis por grupo de pacientes sometidos a este tipo de procedimientos intervencionistas.
2. Evaluar anualmente los niveles de referencia de dosis en la Unidad de Hemodinámica con el fin de establecer cualquier manifestación de daño biológico por cada uno de los pacientes.
3. Cumplir con el principio de seguridad radiológica ALARA (Tan bajo como sea razonablemente posible) optimizando las dosis impartidas a los pacientes y POE.
4. Establecer protocolos de control de calidad del angiógrafo que recomiendan las normas establecidas para estos casos. con una periodicidad Inicial/anual y cuando se produzca alguna intervención técnica, reparación del equipo que afecte al tubo de rayos X y/o sistema de imagen.
5. Establecer manuales de procedimientos en el caso de algún evento radiológico no deseado.

6. Llevar un control de la dosis en superficie de entrada de los pacientes que acuden a la Unidad de Hemodinámica y el número de procedimientos que se han realizado en dicho servicio.
7. Utilizar los medios disponibles de Protección Radiológica de forma conveniente para cada uno de los procedimientos efectuados en el servicio fundamentalmente personal médico y personal de enfermería.

4.1 CONCLUSIONES

1. La revisión de conceptos, recomendaciones, postulados, normas etc., establecidos por autores y entidades nacionales e internacionales para la estimación de dosis en superficies en el área de cardiología intervencionista permitieron determinar los parámetros de análisis para realizar esta investigación.
2. Se caracterizó la Unidad de Hemodinámica del HCAM, por lo que se pudo constatar que durante el tiempo de la investigación (5 meses) se atendieron aproximadamente a 450 pacientes en todo el servicio de hemodinámica permitiendo determinar las bases de la investigación pudiendo clasificar a pacientes, características del equipo, y la evaluación de los puntos de análisis dosimétrico.
3. La estimación de dosis en superficie de entrada en la unidad de Hemodinámica en el procedimiento de Cinecoronariografía fue de (0.062 ± 0.035) Gy; Cateterismos (0.119 ± 0.042) Gy e Intervencionismo Percutáneo Coronario (0.084 ± 0.043) Gy, valores que comparados con lo reportado en la bibliografía están por debajo de 2 Gy; umbral de dosis en piel en el cual se inicia la manifestación de efectos deterministas en piel.
4. Por primera vez se establece los niveles de referencia⁸ para diagnóstico de este servicio en los procedimientos: Cinecoronariografía, Cateterismos, Intervencionismo Percutáneo Coronario inferiores a 2 Gy

⁸ Los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) contribuyen a la optimización de la protección de los pacientes procurando evitar que sean expuestos a dosis innecesariamente altas. El establecimiento de NRD incluye la dosimetría del paciente.

4.2 RECOMENDACIONES

1. Para futuras investigaciones del tema objeto de investigación utilizar una mayor cantidad de dosímetros termoluminiscentes en el área expuesta del paciente.
2. Sugerir al departamento de Protección Radiológica del HCAM un seguimiento a los pacientes: 24 horas a pacientes que fueron sometidos a algún tipo de procedimientos en el Unidad de Hemodinámica con el fin de evaluar cualquier manifestación de daño biológico.

BIBLIOGRAFÍA

- ACADEMIA NACIONAL DE MEDICINA DE BUENOS AIRES, Cinecoronariografía (CCG). [en línea]. 2015. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <https://www.acamedbai.org.ar/pdf/consultas/CINECORONARIOGRAFÍA.pdf>.
- AIEA, la dosimetría, factor esencial en el empleo de las radiaciones. [en línea]. 2000. [Consulta: 6 enero 2018]. Disponible en: https://www.iaea.org/sites/default/files/11505002830_es.pdf.
- ALCÁZAR BAÑOS, M. y LÓPEZ ALEGRIA, C., *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*. S.l.: Universidad de Murcia. 2003. ISBN 9788483713617.
- ANDISCO, D., Dosimetría Del Paciente Y Ocupacional En Procedimientos Intervencionistas . [en línea], 2014. p. 732-741. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/099/45099980.pdf.
- ARGIBAY, P. et al., *Manual de Enfermería en Cardiología Intervencionista y Hemodinámica. Protocolos unificados* [en línea]. S.l.: s.n. 2007. [Consulta: 4 febrero 2018]. Disponible en: <https://www.enfermeriaencardiologia.com/publicaciones/manuales/manual-de-enfermeria-en-cardiologia-intervencionista-y-hemodinamica-protocolos-unificados>.
- ARTAIZ, M. et al., Intervencionismo coronario percutáneo en Navarra. Resultados de un centro de bajo volumen intervencionista. *An. Sist. Sanit. Navar*, 2016. p. 87-97. DOI 10.4321/S1137-6627/2016000100010.
- BROSED SERRETA, A. et al., *Fundamentos de Física Médica. Volumen 2. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. S.l.: s.n. 2012. ISBN 9788493801663.
- BUSHONG, S.C., *Manual de radiología para técnicos: física, biología y protección radiológica*. S.l.: Mosby/Elsevier. 2010. ISBN 8480866365.
- CANEVARO, L., Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista. *Revista Brasileira de Física Médica* [en línea], 2009. p. 101-115. [Consulta: 1 febrero 2018]. ISSN 1984-9001. Disponible en: <http://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/50/v3n1p101>.
- CARRILLO, E., *Diseño e implementación de un programa de vigilancia radiológica de zonas en la unidad de medicina nuclear convencional del hospital Carlos Andrade Marín IESS-Quito* [en línea]. S.l.: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. 2015. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/4869/1/236T0171.pdf>.
- CENTRO CARDIOVASCULAR MADRID, Electrofisiología. [en línea]. 2010. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en:

http://www.centrocardiovascularmadrid.es/servicios_electrofisiologia.php.

CENTRO DE DOSIMETRÍA, Dosimetría ocupacional. [en línea]. 2018. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <https://www.dosimetria.com/dosimetria/dosimetria-ocupacional/>.

CENTRO MÉDICO TEKNON, Hemodinámica y Cardiología Intervencionista. [en línea]. 2016. [Consulta: 4 febrero 2018]. Disponible en: <http://www.teknon.es/es/diagnostico-cardiaco/hemodinamica-cardiologia-intervencionista>.

CLÍNICA LAS CONDES, Tecnología: ¿Qué es un angiógrafo? [en línea]. 2014. [Consulta: 7 marzo 2018]. Disponible en: http://www.clinicalascondes.com/ver_pregunta.cgi?cod=1154021989.

CLÍNICA UNIVERSIDAD DE LOS ANDES, Hemodinamia. [en línea]. 2017. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <https://clinica2.fusionadns.cl/profesionales-de-la-salud/especialidades/hemodinamia>.

COMISIÓN CHILENA DE ENERGÍA NUCLEAR, Dosimetría Personal. [en línea]. 2015. [Consulta: 6 enero 2018]. Disponible en: http://www.cchen.cl/mediateca/PDF/folletos2015/05_Tript_Dosimetria.pdf.

CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, Detección Y Dosimetria De La Radiación. [en línea], 2009. p. 19. Disponible en: http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/537701088_2411200913237.pdf.

CORREDOIRA, E. et al., *Dosimetría a los pacientes pediátricos en cateterismos cardíacos e impacto de las adquisiciones en modo tomográfico* [en línea]. S.l.: UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID. 2016. [Consulta: 6 enero 2018]. Disponible en: <http://eprints.ucm.es/38888/1/T37687.pdf>.

DERICCO, A., Radiología Convencional. Manejo de pacientes politraumatizados en el servicio de Radiología. *Universidad de San Martín* [en línea]. 2007. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: [http://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.2007-/\(RX\) 2007-DERICCO ANDREA NOEMI.pdf](http://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.2007-/(RX) 2007-DERICCO ANDREA NOEMI.pdf).

DESCALZO, A. et al., Capacitación en protección radiológica en Cardiología Intervencionista en la Argentina. *Revista Argentina de Cardioangiología Intervencionista* [en línea], 2017. p. 42. [Consulta: 6 enero 2018]. Disponible en: http://adm.meducatium.com.ar/contenido/numeros/420171_100/pdf/420171.pdf#page=21.

DRABASA, J., Radiología: Principios básicos. [en línea]. 2013. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <https://drabasa.wordpress.com/2013/04/18/radiologia-principios-basicos/>.

- DURÁN, A., Protección radiológica en cardiología intervencionista. *Archivos de Cardiología de México* [en línea], 2015. p. 230-237. [Consulta: 28 noviembre 2017]. ISSN 14059940. DOI 10.1016/j.acmx.2015.05.005. Disponible en: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1405994015000646>.
- DYKES, M., AMEERALLY, P. y HORTON-SZAR, D., *Lo esencial en anatomía*. S.l.: Elsevier. 2003. ISBN 9788481746952.
- FERNÁNDEZ MAESE, J.M. y ASOCIACIÓN ESPAÑOLA DE ENFERMERÍA EN CARDIOLOGÍA, *Manual de procedimientos de enfermería en hemodinámica y cardiología intervencionista* [en línea]. S.l.: Asociación Española de Enfermería en Cardiología. 2014. [Consulta: 7 enero 2018]. ISBN 9788469702086. Disponible en: <https://www.enfermeriaencardiologia.com/publicaciones/manuales/manual-de-procedimientos-de-enfermeria-en-hemodinamica-y-cardiologia-intervencionista>.
- FERNÁNDEZ SOLA, C. et al., *Enfermería Radiológica* [en línea]. Almería: s.n. 2005. [Consulta: 4 febrero 2018]. ISBN 84-96270-58-0. Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Cayetano_Fernandez-Sola/publication/277661749_Enfermeria_Radiologica/links/556f2ffc08aecd777410cee/Enfermeria-Radiologica.pdf.
- GAONA, E. et al., Dosimetría En Médico Especialista En Intervencionista. , 2014. p. 226-237.
- GÜERCI, A.M. y CÓRDOBA, E.E., Nuevo enfoque de los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. *Revista Argentina de Radiología* [en línea], 2015. p. 224-225. [Consulta: 6 enero 2018]. ISSN 0048-7619. DOI 10.1016/J.RARD.2015.06.002. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0048761915000836?via%3Dihub>.
- HEART FAILURE MATTERS ORGANIZATION, Intervención coronaria percutánea (ICP). [en línea]. 2013. [Consulta: 9 febrero 2018]. Disponible en: http://www.heartfailurematters.org/es_ES/¿Qué-puede-hacer-su-médico%3F/Intervencion-coronaria-percutanea-ICP.
- HIGUERAS, L., Cateterismo cardíaco y coronariografía. [en línea]. 2015. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/cateterismo-cardiaco.html>.
- HOSPITAL QUIRÓN SALUD TORREVIEJA, Hemodinamia y Cardiología Intervencionista. [en línea]. 2016. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <https://www.quironsalud.es/torrevieja/es/cartera-servicios/hemodinamia-cardiologia-intervencionista>.
- HOSPITALES ANGELES, Hemodinamia. [en línea]. 2017. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <https://hospitalesangeles.com/saludyvida/articulo.php?id=1833>.
- INDUSTRIA NUCLEAR ESPAÑOLA, Aplicaciones médicas. [en línea]. 2016. [Consulta: 4 febrero 2018]. Disponible en:

http://rinconeducativo.org/contenidoextra/radiacio/a_aplicaciones_mdicas.html.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, *Protección Radiológica en Medicina* [en línea]. Ira. Argentina: s.n. 2011. [Consulta: 7 marzo 2018]. ISBN 978-987-26798-0-4. Disponible en: http://www.icrp.org/docs/P_105_Spanish.pdf.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, *International Standard CEI IEC 1066. Thermoluminescence dosimetry systems for personal and environmental monitoring*. 1991. S.l.: s.n. 1991.

LEAL, J. et al., Estimación de la dosis de entrada en piel de pacientes adultos sometidos a procedimientos diagnósticos y terapéuticos de cardiología intervencionista. *X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica* [en línea], 2015. [Consulta: 2 febrero 2018]. Disponible en: <http://www.irpabuenosaires2015.org/Archivos/tr-completos/irpa/TrabajoCientficoIRPA.pdf>.

MEDRANO SANDOVAL, A. et al., Dosimetría Termoluminiscente en Tomografía Computada para Pacientes Pediátricos. *XV International Symposium on Solid State Dosimetry (ISSSD)* [en línea]. S.l.: s.n., 2015. pp. 410-425. [Consulta: 1 febrero 2018]. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/47/020/47020871.pdf.

MENDOZA, H., Evaluación mediante dosimetría Tld de las dosis mediante de radiación en los exámenes radiológicos de tórax. *Revista de la Facultad de Medicina de la Universidad Central de Venezuela* [en línea], 2000. p. 144-148. [Consulta: 2 febrero 2018]. Disponible en: http://scholar.googleusercontent.com/scholar?q=cache:jfgzpfTa0O4J:scholar.google.com/&hl=es&as_sdt=0,5.

MERCADO, H., La física de las radiaciones y la dosimetría. [en línea], 2007. p. 6. [Consulta: 6 enero 2018]. Disponible en: http://www.cinvestav.mx/Portals/0/SiteDocs/Sec_Difusion/RevistaCinvestav/enero-marzo2007/fisica.pdf.

MORRELL, R.E., *Dosimetry and Optimisation in High Dose Fluoroscopic and Fluorographic Procedures* [en línea]. S.l.: University of Nottingham. 2006. Disponible en: http://eprints.nottingham.ac.uk/10181/1/Rachel%27s_Thesis.pdf.

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD, Radiaciones ionizantes: efectos en la salud y medidas de protección. *WHO* [en línea], 2016. [Consulta: 6 enero 2018]. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs371/es/>.

ORMAZA, R.M., *Elaboración del manual de calidad del laboratorio de dosimetría personal de la Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares* [en línea]. S.l.: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. 2013. Disponible en: <http://dspace.epoch.edu.ec/bitstream/123456789/2631/1/86T00010.pdf>.

- PALASTANGA, N., FIELD, D. y SOAMES, R., *Anatomía y movimiento humano : estructura y funcionamiento*. S.l.: Editorial Paidotribo. 2000. ISBN 9788480195003.
- PEROZO, E. y MELÉNDEZ, R., Equipo de Hemodinamia. [en línea]. 2016. [Consulta: 6 enero 2018]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/melendezcuauro/equipo-de-hemodinamia-imagenologa-avanzada-i>.
- RED DE SALUD UC CHRISTUS, Electrofisiología y arritmias. [en línea]. 2014. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: http://redsalud.uc.cl/ucchristus/cardiologia/Cardiologia/electrofisiologia_y_arritmias.act.
- RODRÍGUEZ, R. et al., Dosis medidas versus calculadas en pacientes sometidos a tres exámenes simples de radiodiagnóstico convencional. *Revista de física médica* [en línea], 2000. p. 13-18. [Consulta: 1 febrero 2018]. ISSN 1576-6632. Disponible en: <https://revistadefisicamedica.sefm.es/index.php/rfm/issue/view/32>.
- SANDOVAL, M. et al., Dosimetría Termoluminiscente en Tomografía Computada para Pacientes Pediátricos . , 2015. p. 410-425.
- SELIG, Dosímetro OSL. [en línea]. 2016. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <http://selig.seligdecolumbia.com/producto/dosimetro-osl/>.
- SIEMENS, *Manual del operador AXIOM Artis*. S.l.: s.n. 2009.
- SIMONETTO, R., Diagnóstico y Terapéutica (DyT) por Imágenes Fundamentos y Principios. [en línea], 2013. p. 1-5. [Consulta: 7 enero 2018]. Disponible en: <http://www.imagenesipensa.com/articulos/fundamentosyprincipiosdyt-generalidadesyradiologia-rs210109.pdf>.
- SOCIEDAD ARGENTINA DE CARDIOLOGÍA., A., *Revista Argentina de cardiología : organo de la Sociedad Argentina de Cardiología*. [en línea]. S.l.: Sociedad Argentina de Cardiología. 2009. [Consulta: 6 enero 2018]. Disponible en: http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1850-37482009000200010.
- THERMO FISHER SCIENTIFIC INC, Thermo Scientific Harshaw TLD Materials and Dosimeters. *Thermo Scientific*, 2016. p. 1-4. DOI <https://tools.thermofisher.com/content/sfs/brochures/Dosimetry-Materials-Brochure.pdf>.

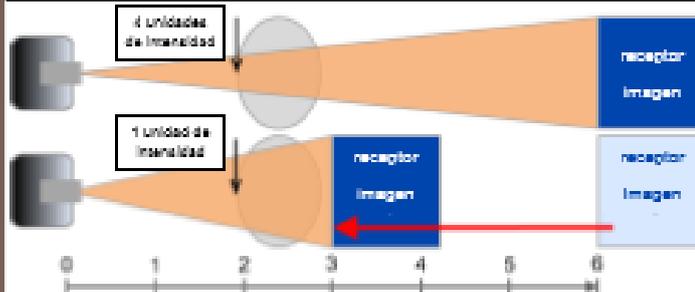
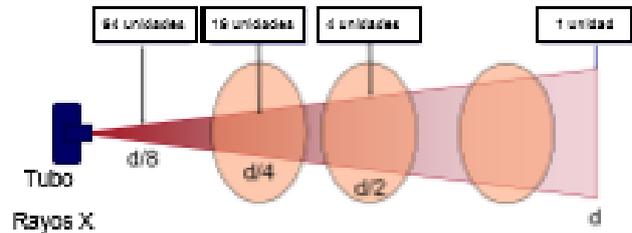
ANEXOS

ANEXO A:

**RECOMENDACIONES
DE PROTECCIÓN
RADIOLÓGICA PARA
PACIENTES**

10 Recomendaciones para protección de *pacientes* en fluoroscopia

1. Maximizar en la medida de lo posible, la distancia entre el tubo de rayos X y el paciente



2. Minimizar la distancia entre el paciente y el receptor de imagen

3. Minimizar el tiempo de fluoroscopia

Archivar los datos del tiempo de fluoroscopia y DAP/KAP (si está disponible) de cada paciente



Fluoroscopia pulsada reduce la exposición



4. Use fluoroscopia pulsada con la menor cantidad de pulsos posible para obtener imágenes de calidad aceptable.

5. Evite exponer la misma zona de piel en las diferentes proyecciones

Cambie el punto de entrada del haz rotando el tubo alrededor del paciente



Figura adaptada de L. K. Wagner



RPOP
Radiación
Protección de
Pacientes

Postar Recomendado!

10 Recomendaciones para la protección del *paciente* en fluoroscopia

<http://iacp.iaea.org/RPOP/RPOP/Content/Documents/Whitepapers/whitepaper-recommendation-protection-es.pdf>

<http://rpop.iaea.org>

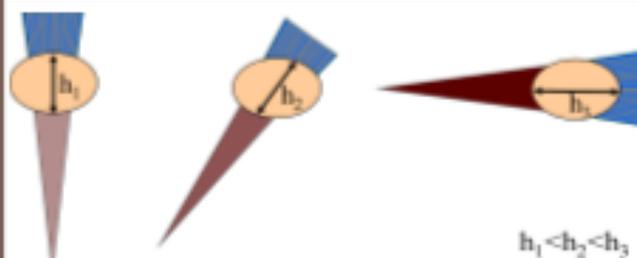
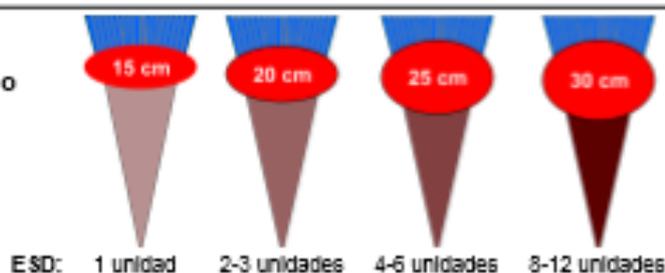
Página 1 de 2

Fluoroscopia

Protección Radiológica de los Pacientes

10 Recomendaciones para protección de *pacientes* en fluoroscopia

6. Pacientes de mayor tamaño o más gruesos, requieren un aumento de la dosis en la superficie de entrada (ESD)



7. Proyecciones oblicuas
También aumentan la ESD

Tenga en cuenta que el aumento de la ESD aumenta la probabilidad de daño en la piel

INTENSIFICADOR
Campo visual (FOV)

Tasa de dosis de entrada
al paciente expresada en unidades

12" (32 cm)	100
9" (22 cm)	177
6" (16 cm)	400
4.5" (11 cm)	711

8. Evite el uso de la magnificación

Disminuyendo el campo visual en un factor 2 aumenta la tasa de dosis en un factor 4

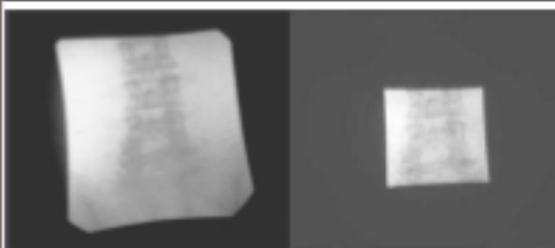
9. Minimice el número de cuadros y el número de series de cine a un nivel clínicamente aceptable

Evite usar el modo de adquisición si puede usar fluoroscopia

Tasa de dosis con Cine = (10-60) × Fluoroscopia normal tasa de dosis



La documentación debe ser realizada con la última imagen fija siempre que sea posible y no con imágenes de cine



10. Use colimación
Colime el haz de Rayos X al área de interés



RPOP
Radiation Protection of Patients

Poster Relacionado!

10 Recomendaciones para la protección del *paciente* en fluoroscopia

http://pop.iaea.org/RPOP/RPOP_Cinema/Documenta/Whitepapers/whitepaper-radiation-protection-es.pdf

<http://rpop.iaea.org>

Página 2 de 2

Fluoroscopia

Protección Radiológica de los Pacientes

ANEXO B

**FORMULARIOS DE
REGISTRO DE
DOSÍMETROS,
PACIENTES,
PROCEDIMIENTOS, Y
MÉDICO RESPONSABLE**

ANEXO C

**PRUEBAS DE
DESEMPEÑO DE LOS
TLDs Y CALIBRACIÓN
DEL LECTOR 6600**

INFORME ACTIVIDADES PRUEBAS DE DESEMPEÑO

El Laboratorio de Dosimetría perteneciente al Área de Seguridad y Protección Radiológica y de la Unidad de Salud de Personal en el Hospital HCAM, ha venido desde hace años prestando servicio de Dosimetría TLD a las unidades internas del hospital y de varios hospitales y centros de atención ambulatoria del IESS a nivel nacional.

En todo este tiempo y con el crecimiento de profesionales POEs solicitando ser parte del servicio de dosimetría, el Hospital HCAM ha adquirido un nuevo lector de adquisición de datos dosimétricos HARSHAW 6600 LITE para la agilidad en lectura y canje de dosímetros en mayor volumen.

Con el incremento de profesionales al servicio dosimetría, la obtención del equipo nuevo al cual se deben aplicar pruebas de desempeño, así como realizar nuevamente dichas pruebas para el equipo HARSHAW 4500 (debido a que están próximas a caducarse), el tiempo hora carga de los profesionales que trabajamos en el laboratorio nos está demandando más tiempo del horario normal.

Por lo tanto y en base a la nueva Norma Técnica "REQUISITOS TÉCNICOS Y ADMINISTRATIVOS PARA LOS SERVICIOS DE DOSIMETRÍA PERSONAL DE RADIACIÓN EXTERNA" emitida en registro oficial N.-448 del 28 de febrero del 2015 establece los requisitos administrativos y técnicos que se debe cumplir como laboratorio para la autorización de funcionamiento de parte del ente regulador.

A continuación se presenta las pruebas de desempeño que en base a los protocolos establecidos por el Órgano Regulador del Ecuador (SCAN) sobre el control de radiaciones ionizantes se exige a todos los Laboratorios de Dosimetría en el país.

Las pruebas iniciales para la autorización del laboratorio son en base a la norma internacional CEI IEC 1066 y estas son:

PRUEBA	REQUISITO
HOMOGENEIDAD $\frac{D_{max} - D_{min}}{D_{min}} \leq 0.30$	El valor evaluado por cualquier dosímetro en un lote no diferirá del valor evaluado por cualquier otro dosímetro del lote en más del 30% para una dosis igual a 10 veces el umbral de detección
REPRODUCIBILIDAD $V = \frac{S + I_i}{\bar{X}} \leq 0.075$	El coeficiente de variación del valor evaluado no excederá del 7,5% para cada dosímetro individualmente ni para el lote de n dosímetros irradiados a 10mSv
LINEALIDAD $0.90 \leq \frac{E_i \pm I_i}{C_i} \leq 1.10$	La respuesta no diferirá del valor de dosis convencionalmente verdadero en más de un 10% en el rango de dosis comprendido entre 0,1 y 1 Sv para Hp(10)
UMBRAL DE DETECCIÓN $t_n S \leq H$	El umbral de detección no excederá el siguiente valor H = 0,1mSv para dosímetros irradiados con Hp(10)
EFECTO SOBRE EL PUNTO CERO $[\bar{E}(\text{grupo A}) - \bar{E}(\text{grupo B})] \pm I \leq H$	Tras la exposición a 1000 W.m ² y a la oscuridad durante 24 horas, la lectura de los dosímetros no irradiados no excederá el valor requerido para el umbral de detección
EFECTO SOBRE LA RESPUESTA $0.90 \leq \frac{\bar{E}(\text{Grupo 1})}{\bar{E}(\text{Grupo 2})} \pm I \leq 1.10$	Tras la exposición a 1000 W.m ² y a la oscuridad durante 168 horas, la lectura de los dosímetros irradiados no excederá el valor en más del 10 %
AUTOIRRADIACIÓN $(R + I) - C_n \leq H$	Tras 30 días de almacenamiento, la lectura del dosímetro no excederá el siguiente valor H=0,1, para dosímetros irradiados Hp(10)
ESTABILIDAD DEL LECTOR $0.95 \leq \frac{\bar{X}_2}{\bar{X}_1} \pm I \leq 1.05$ $0.90 \leq \frac{\bar{X}_2}{\bar{X}_1} \pm I \leq 1.10$	Los valores evaluados de los dosímetros 24 y 168 horas después del grupo 1 no diferirán para cada grupo en más del 5% y 10% respectivamente
SEÑAL RESIDUAL $t_n S \leq 0.1mSv$ $0.90 \leq \frac{R+I}{C} \leq 1.10$	Tras la irradiación del dosímetro a 100mSv, el umbral de detección permanecerá inferior a los valores requeridos Hp(10)=0,1mSv. La respuesta no variará más del 10 % para una dosis impartida de 2 mSv
ESTABILIDAD DE LOS DOSÍMETROS BAJO DIFERENTES CONDICIONES CLIMÁTICAS $0.95 \leq \frac{\bar{X}(\text{grupo1, grupo2})}{C} \pm I \leq 1.05$ $0.90 \leq \frac{\bar{X}(\text{grupo1, grupo2})}{C} \pm I \leq 1.10$	El valor de los dosímetros irradiados antes o después del periodo de almacenamiento no variará respecto del valor de dosis convencionalmente verdadero en más del 5% para 30 días de almacenamiento y 10% para 90 días de almacenamiento, bajo condiciones estándar

**CALIBRACIÓN DE LECTOR E IRRADIADOR INTERNO LECTOR 6600
SEPTIEMBRE 2016
Y EVALUACIÓN DE DESEMPEÑO FEBRERO 2017**

INTRODUCCIÓN

El Hospital Carlos Andrade Marín realiza el control de los niveles de exposición de personal ocupacionalmente expuesto a través del Laboratorio de dosimetría, este debe realizar ciertas actividades que garanticen su buen desempeño, como parte de estas, se debe anualmente calibrar el sistema dosimétrico y su respectiva verificación lo cual garantiza que el sistema reporte prácticamente la misma la dosis dada.

El sistema dosimétrico está compuesto por el lector y dosímetros, el laboratorio cuenta con dos lectores TLD y aproximadamente 1200 tarjetas dosimétricas.

En este documento se describe la metodología aplicada para la calibración del sistema y sus resultados.

EQUIPOS

- Lector de Dosimetría Termoluminiscente TLD. Marca Harshaw Modelo 6600 LITE con irradiador interno Sr90/Y90.
- Tarjetas dosimétricas (cuerpo entero) de fluoruro de litio dopados con magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti) TLD-100 Harshaw (21C002).
- Software de lectura y evaluación de dosis. Marca Thermo Electron-WinRems.

Inicialmente a la calibración del lector se definió las condiciones óptimas del mismo, su operación y funcionamiento.

El proceso de calibración del lector 6600 se realizó como parte de puesta en marcha del mismo, ya que este equipo era una nueva adquisición del laboratorio, en el cual se verificó que todos los parámetros estén óptimos.

Las irradiaciones de los dosímetros para la calibración del Lector 6600 se realizaron en el Laboratorio Secundario de Calibraciones Dosimétricas (LSCD) de la Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN) e Irradiador interno del lector. La irradiación en el LSCD se realizó con una fuente de Cs-137 con las condiciones para Hp (10).

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

El procedimiento seguido para calibración del irradiador interno se realizó según indicaciones del fabricante Publicación No. SR90-0-N-1203-002.

Para la calibración del irradiador se calibra el lector inicialmente en unidades genéricas para posteriormente calibrar el irradiador recalculando nuevamente el factor de calibración del lector.

CALIBRACIÓN DE LECTOR

PROCEDIMIENTO

Preparación de dosímetros

El procedimiento de preparación de dosímetros para calibrar el equipo se aplicó a 15 dosímetros por cada equipo.

La preparación de dosímetros requiere de los siguientes pasos:

- Anneling (encerado)
- Almacenaje

Configuración de lector

Antes de realizar las lecturas se debe:

- Configurar el TTP (Time Temperature Profile)
- Configurar los parámetros de adquisición (Acquisition Setup)
- Configuración de modo de lectura

Generación de dosímetros de calibración

Para la generación de dosímetros de calibración se debe realizar las siguientes actividades:

- Preparación de dosímetros
- Exposición de dosímetros a una dosis de 5 mSv
- Almacenaje
- Lectura de dosímetros
- Selección de registro de calibración
- Configuración de generación de dosímetros de calibración
- Inicio de cálculos
- Generación de dosímetros de calibración

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
 HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
 UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
 ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
 LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

RESULTADOS Y CALCULOS

El cálculo del valor medio y la desviación estándar viene dado por

Sea $x_i (i=1,2,3,\dots,n)$ conjunto de n mediciones tenemos que

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Los dosímetros irradiados (ver Anexo I) para generar dosímetros de calibración para el LECTOR 6600 son los que se muestran en la siguiente tabla:

Codigo Dosímetros TLD-100 Harshaw (5 mSv)				
a0040131t	a0040132t	a0040145t	a0040146t	a0040147t
a0040148t	a0040150t	a0040151t	a0040152t	a0040153t
a0040159t	a0040160t	a0040214t	a0040215t	a0040223t

Tabla 1. Dosímetros TLD-100 Irradiados a 5mSv

De estos dosímetros tenemos que 10 de ellos tuvieron un Coeficiente de Corrección del Elemento (ECC) aceptable, mientras 5 de ellos fueron rechazados (ver Anexo II). En la tabla siguiente se muestran los dosímetros aceptados y rechazados.

Codigo Dosímetros TLD-100 Harshaw (5 mSv)					
Aceptados	a0040132t	a0040147t	a0040148t	a0040150t	a0040152t
	a0040153t	a0040160t	a0040214t	a0040215t	a0040223t
Rechazados	a0040131t	a0040145t	a0040146t	a0040151t	a0040159t

Tabla 2. Dosímetros aceptados y rechazados

Las estadísticas de las lecturas realizadas para generar dosímetros de calibración para el lector 6600 se muestran en la tabla 3.

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

Generación de Dosímetros de Calibración		
Estadística de lectura		
Total de lecturas:	15	
Lecturas Aceptadas:	10	
Lecturas Rechazadas:	5	
Chip	(ii)	(iii)
Media	115,2	112,9
Desviación Estándar (%)	4,824	4,803
Límites de rango ECC		
Chip	(ii)	(iii)
Límite Superior	1,11	1,11
Límite Inferior	0,91	0,91

Tabla 3. Estadística de lecturas en generación de dosímetros de calibración

Calibración del lector en unidades genéricas

En este procedimiento se establece el factor de calibración del lector (RCF) para un TTP que usa tarjetas TLD. Los procedimientos a seguir son los siguientes:

- Preparación los dosímetros
- Configuración el TTP
- Configuración de los parámetros de la adquisición
- Configuración del cuadro de diálogo Lectura de Dosimetría
- Lectura de dosímetros
- Cierre de archivo
- Selección de los registros de calibración
- Configuración de los parámetros de calibración (Calibración del lector)
- Cálculo de RCF
- Aceptación de resultados

Se prepararon 10 dosímetros de calibración, estos se irradiaron a una dosis de 5mSv ver, el valor de irradiación fue de 397,01 unidades genéricas (gU).

RESULTADOS Y CÁLCULOS

El factor de calibración del lector (RCF) está definido por:

$$RCF = \frac{\bar{Q}}{L}$$

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

Donde \bar{Q} es la carga promedio reportada de un juego de dosímetros de calibración expuestos a una cantidad L de radiación conocida.

Las lecturas obtenidas en este proceso se encuentran en el Anexo III

Las estadísticas de las lecturas realizadas para calibración del lector 6600 se muestran las estadísticas en la tabla 4 (ver anexo IV).

Calibración lector 6600 unidad genérica		
Estadística de lectura		
Total de lecturas:	10	
Lecturas Aceptadas:	10	
Lecturas Rechazadas:	0	
Dosis Irradiación	397,01 gU	
Chip	(ii)	(iii)
Media	116,1	114,7
Desviación Estándar (%)	0,8413	0,8855
Valor de RCF		
Chip	(ii)	(iii)
Activado		
Pendiente	0,2923	0,2889

Tabla 4. Estadística de lecturas de calibración (uG) de lector 6600

CALIBRACIÓN DE IRRADIADOR INTERNO

PROCEDIMIENTO

Una vez que el lector esta calibrado en unidades genéricas (gU) es decir que el RCF está en nC/g, se procedió de la siguiente manera:

- Preparación e Irradiación de dosímetros calibrados con fuente de Cs en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica
- Lectura de dosímetros y determinación de nC / mSv
- Irradiación de tarjetas con irradiador interno durante 40 segundos (396,6 gU)
- Lectura de dosímetros y determinación de nC / seg
- División de nC/seg por nC/mSv para obtener mSv/seg
- Cambio del ajuste del irradiador interno al valor obtenido
- Recalculo del RCF que estará en nC/mSv

Irradiación en LSCD

Para la calibración del lector se emplearon 10 dosímetros, los cuales se dividen en dos grupos (A y B)

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

A continuación se presentan los pasos seguidos:

- La preparación de dosímetros requiere de los siguientes pasos:
 - Borrar todas las tarjetas mediante dos lecturas consecutivas.
 - Almacenaje de las tarjetas por 1 ½ horas.
- Irradiación de dosímetros del grupo A en el LSCD a una dosis de 5 mSv (ver Anexo V). Las tarjetas dosimétricas del grupo B son de control, no fueron irradiadas.
- Almacenamiento por 1 ½ horas
- Lectura de dosímetros del grupo A y B (ver Anexo VI)
- Sustracción del promedio de la respuesta del conjunto de tarjetas B de cada chip en el conjunto de tarjetas A.
- División de los resultados obtenidos por el valor de la dosis de exposición dado el LSCD.

Irradiación con fuente interna del lector

El procedimiento seguido en esta fase fue el siguiente:

- Borrar las 10 tarjetas (grupo A y B) mediante tres lecturas consecutivas.
- Almacenaje de los dosímetros por 1 ½ horas.
- Irradiación de tarjetas del grupo A por 40 segundos en el irradiador interno del lector 6600.
- Almacenamiento de los dosímetros del grupo A y B.
- Lectura de dosímetros del grupo A y B (ver Anexo VII).
- Sustracción del promedio de la respuesta del conjunto de tarjetas B de cada chip en el conjunto de tarjetas A.
- División de los resultados obtenidos en NC por tiempo de exposición.

Calibración final resultante de irradiador interno

- Se dividen los resultados obtenidos en el irradiador interno entre los valores resultantes del LSCD. Este es el resultado de la calibración. Calcular la media y el % de la desviación estándar individual para cada elemento TLD (chip ii y chip iii)
- Calculo del resultado final de la calibración es el promedio de los resultados de todos los elementos. Calculo del porcentaje de la desviación estándar de todos los elementos.

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

- Introducción del resultado final obtenido en la configuración del lector TLD en el lector TLD donde se encuentra la fuente.

Calibración final del lector

Se realizó nuevamente el procedimiento de calibración del lector donde se irradiaron 10 dosímetros con el irradiador interno del lector que ya estaba calibrado respecto al LSCD.

RESULTADOS

Irradiación en LSCD

Preparación: 07/10/2016- 07:20

Exposición: 07/10/2016- 11:25

Lectura: 07/10/2016- 15:43

Exposición LSCD=	chip ii	chip iii
	0,5 mSv	0,5 mSv

GRUPO A (tarjetas irradiadas en LSCD)

No	ID	LECTURA		Unidad
		Chip ii	Chip iii	
1	40077	57,45	63,94	nC
2	40079	51,69	54,71	nC
3	40080	58,40	61,62	nC
4	40082	57,01	58,13	nC
5	40099	58,94	60,90	nC

GRUPO B (tarjetas control en LSCD)

No	ID	LECTURA		Unidad
		Chip ii	Chip iii	
1	40018	3,678	6,123	nC
2	40058	3,383	5,562	nC
3	40059	2,309	5,023	nC
4	40076	2,587	5,626	nC
5	40078	2,410	8,269	nC

Promedio: 2,873 6,121 nC

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

LECTURAS GRUPO A - PROMEDIO DE LA LECTURA DEL GRUPO B

No	RESPUESTA (LSCD)	Chip ii	Chip iii	Unidad
1		54,577	57,819	nC
2		48,817	48,589	nC
3		55,527	55,499	nC
4		54,137	52,009	nC
5		56,067	54,779	nC

RESULTADOS (LSCD) = RESPUESTA (LSCD)/ EXPOSICIÓN mR

No	RESULTADOS (LSCD)	Chip ii	Chip iii	Unidad
1		1,092	1,156	nC/mR
2		0,976	0,972	nC/mR
3		1,111	1,110	nC/mR
4		1,083	1,040	nC/mR
5		1,121	1,096	nC/mR

Irradiación con fuente interna del lector

Preparación: 07/10/2016- 16:04

Exposición: 07/10/2016- 16:42

Lectura: 07/10/2016- 17:27

Tiempo de Exposición = 40 segundos

GRUPO A (tarjetas irradiadas - irradiador interno)

No	ID	LECTURA		Unidad
		Chip ii	Chip iii	
1	40077	402,200	407,000	nC
2	40079	400,500	410,300	nC
3	40080	394,700	400,800	nC
4	40082	397,300	408,600	nC
5	40099	400,200	404,200	nC

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
 HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
 UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
 ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
 LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

GRUPO B (tarjetas control - irradiador interno)

No	ID	LECTURA		Unidad
		Chip ii	Chip iii	
1	40018	2,966	8,667	nC
2	40058	2,518	8,981	nC
3	40059	2,356	3,246	nC
4	40076	34,340	3,456	nC
5	40078	2,246	6,127	nC

Promedio: 8,885 6,095 nC

LECTURAS GRUPO A - PROMEDIO DE LA LECTURA DEL GRUPO B

No	RESPUESTA (LSCD)	Chip ii	Chip iii	Unidad
1		393,315	400,905	nC
2		391,615	404,205	nC
3		385,815	394,705	nC
4		388,415	402,505	nC
5		391,315	398,105	nC

RESULTADOS (irradiador interno) = RESPUESTA (LSCD)/ TIEMPO DE EXPOSICIÓN

No	RESULTADOS (LSCD)	Chip ii	Chip iii	Unidad
1		9,833	10,023	nC/seg
2		9,790	10,105	nC/seg
3		9,645	9,868	nC/seg
4		9,710	10,063	nC/seg
5		9,783	9,953	nC/seg

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

Calibración final resultante de irradiador interno

RESULTADOS CALIBRACIÓN IRRADIADOR INTERNO = RESPUESTA (IRRADIADOR INTERNO)/ RESULTADOS (LSCD)

No	RESULTADOS (LSCD)	Chip ii	Chip iii	Unidad
1		8,741	8,866	mR/seg
2		8,814	9,133	mR/seg
3		8,535	8,758	mR/seg
4		8,628	9,022	mR/seg
5		8,662	8,857	mR/seg
Promedio		8,676	8,927	mR/seg
% Desviación Estándar		10,70	14,91	%

Calibración Final Resultante =

Promedio del promedio de resultados de calibración = 8,802 mR/seg

% Desviación Estándar = 17,78 %

Calibración final del lector

Las lecturas obtenidas en este proceso se encuentran en el Anexo VIII

Las estadísticas de las lecturas realizadas para calibración del lector 6600 se muestran las estadísticas en la siguiente tabla.

Calibración lector 6600 μ Sv		
Estadística de lectura		
Total de lecturas:	10	
Lecturas Aceptadas:	10	
Lecturas Rechazadas:	0	
Dosis Irradiación	3520 μ Sv	
Chip	(ii)	(iii)
Media	115,8	114,3
Desviación Estándar (%)	0,8279	1,034
Valor de RCF		
Chip	(ii)	(iii)
Activado	0,0328	0,0324
Pendiente		

Tabla 5. Estadística de lecturas de calibración (μ Sv) de lector 6600

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

EVALUACIÓN DE DESEMPEÑO DE LECTOR

Posterior a la calibración de los lectores se realizó evaluación de desempeño de los sistemas irradiando 15 dosímetros en el Laboratorio Secundario de Calibraciones Dosimétricas (LSCD) a diferentes dosis ver Anexo IX, a continuación en las tablas 6 y 7 se muestra los códigos y dosis que se utilizaron para la verificación de calibración de cada uno de los lectores.

Se considera que un sistema dosimétrico tiene un desempeño adecuado si se encuentra dentro de los siguientes límites:

$$\left(\frac{1}{1.5}\right) \left[1 - \frac{2H_o}{H_o + H_p}\right] \leq \frac{H_m}{H_p} \leq 1.5 \left[1 + \frac{H_o}{2H_o + H_p}\right]$$

donde:

H_p : Dosis equivalente irradiación por el Laboratorio Patrón

H_m : Dosis equivalente medida

H_o : límite inferior establecido (0.1 mSv)

Las tarjetas empleadas con las dosis irradiadas para la evaluación de desempeño del lector 6600 se muestran en la siguiente tabla.

Código	Dosis (mSv)	Código	Dosis (mSv)
a0040480t	0,5	a0040489t	2
a0040481t	0,5	a0040490t	5
a0040482t	0,5	a0040491t	5
a0040483t	1	a0040492t	5
a0040484t	1	a0040493t	10
a0040486t	1	a0040494t	10
a0040487t	2	a0040497t	10
a0040488t	2		

Tabla 6. Códigos y dosis de irradiación para evaluación de desempeño del lector 6600

RESULTADOS

Las lecturas obtenidas se muestran a continuación (ver Anexo X)

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
 HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
 UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
 ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
 LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

Codigo	Dosis irradiada (mSv)	Resultado obtenido por lector 4500 (mSv)		Promedio	
		chip ii	chip iii	chip ii	chip iii
a0040480t	0,5	0,768	0,765	0,583	0,658
a0040481t	0,5	0,497	0,643		
a0040482t	0,5	0,483	0,567		
a0040483t	1	0,931	1,018	0,932	1,022
a0040484t	1	0,957	1,051		
a0040486t	1	0,907	0,998		
a0040487t	2	1,865	1,954	1,862	1,941
a0040488t	2	1,879	1,943		
a0040489t	2	1,842	1,926		
a0040490t	5	4,477	4,629	4,474	4,741
a0040491t	5	4,480	4,777		
a0040492t	5	4,466	4,817		
a0040493t	10	9,354	9,449	9,297	9,500
a0040494t	10	9,295	9,721		
a0040497t	10	9,240	9,330		

Tabla 7. Resultado de lecturas de verificación de calibración LECTOR 6600

En las figuras 1-4 se observa que los valores obtenidos y promedios de las lecturas caen dentro de la trompeta comprendido entre los límites definidos.

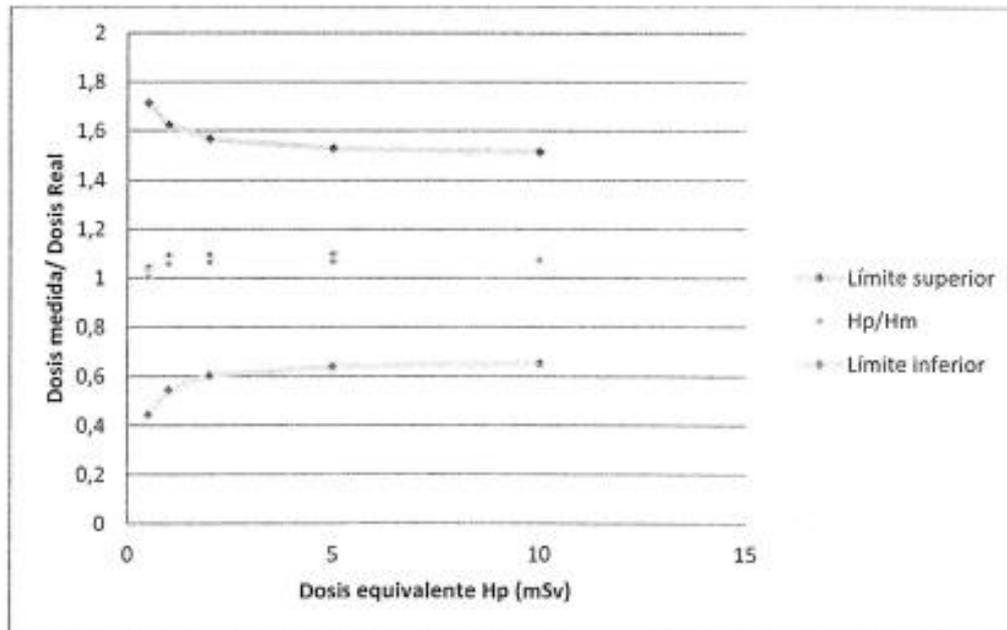


Figura 1. Curva Trompeta Lector 6600 - chip ii

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
 HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
 UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
 ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
 LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

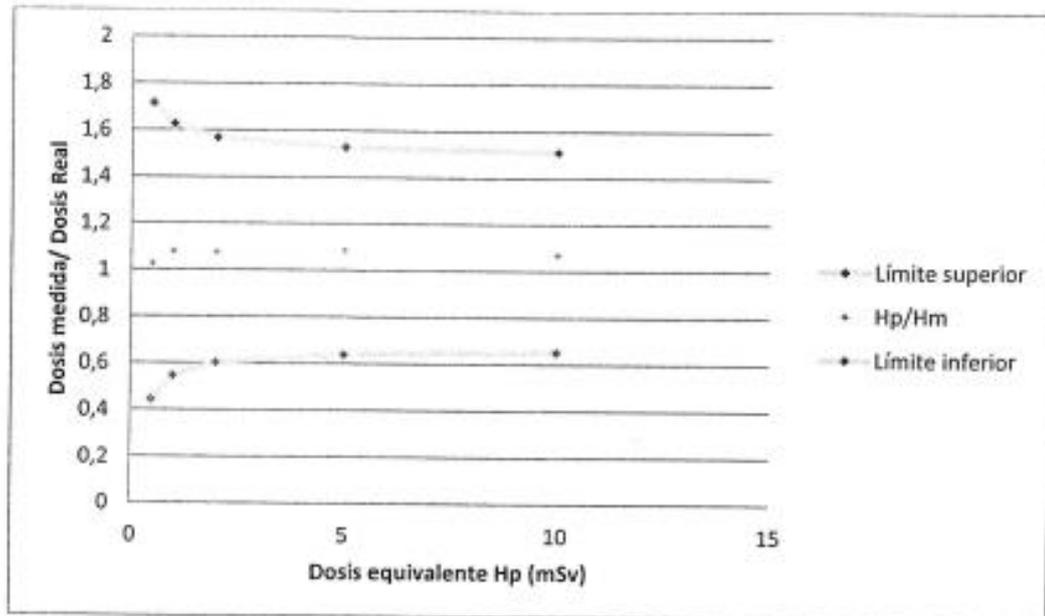


Figura 2. Curva Trompeta Lector 6600 – chip ii promedio

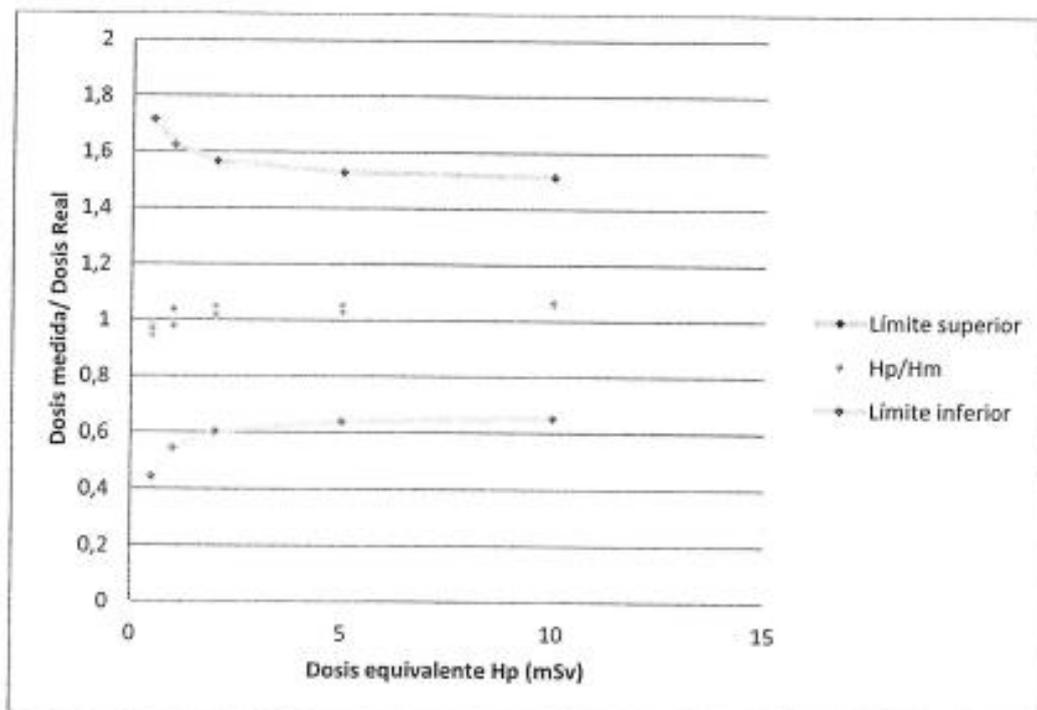


Figura 3. Curva Trompeta Lector 6600– chip iii

ANEXO D

**CERTIFICADOS
IRRADIACION DE LOS
TLD, CALIBRACIÓN Y
EVALUACION DE
DESEMPEÑO DEL
LECTOR 6600**



INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
 HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
 UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
 ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
 LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

ANEXO I

Certificado de Irradiación de dosímetros (generación dosímetros de calibración)

	CERTIFICADO DE IRRADIACIÓN DE DOSÍMETROS PERSONALES	Pagina 1/1 Fecha de implementación: 02/05/2010 Versión 1 FORMULARIO 03 2005-09-16																																																																						
CODIGO: LSCD-005940-2010	FECHA DE IRRADIACIÓN																																																																							
MINISTERIO DE ELECTRICIDAD Y ENERGÍA RENOVABLE SUBSECRETARÍA DE CONTROL Y APLICACIONES NUCLEARES LABORATORIO DE PATRONES SECUNDARIOS																																																																								
1.- DATOS GENERALES																																																																								
ESTABLECIMIENTO: LABORATORIO DE DOSIMETRÍA HCAM	DOSÍMETROS Y/O MUESTRAS																																																																							
DIRECCIÓN: 18 DE SEPTIEMBRE Y AYACUCHO	TIPO: <input type="checkbox"/> Faltuosa <input checked="" type="checkbox"/> FLD <input type="checkbox"/> Otro	CANTIDAD: 30 unidades Sets Otro																																																																						
TELÉFONO: 593 - 2 - 2944400	REGISTRO DE MUESTRAS DE IRRADIACIÓN: <input type="checkbox"/> I <input type="checkbox"/> II <input type="checkbox"/> III <input type="checkbox"/> IV <input type="checkbox"/> V <input type="checkbox"/> VI																																																																							
2.- DATOS DE REFERENCIA																																																																								
T. EXPOSICIÓN (mR/h)	ISOTOP Cs-137 (MBq)	TEMPER. (° C)	PRESIÓN (mbar)	ESPEJAL (%H)	SEPARACIÓN (m)	CUNO (cm)	TIEMPO DE IRRADIACIÓN (min)																																																																	
1725.73	662 KoV	24.8	711.3	32	1,50	ESTÁNDAR	16,40																																																																	
3.- DATOS DE IRRADIACIÓN - DOSIS (mSv)																																																																								
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 50%;">CÓDIGO</th> <th style="width: 50%;">DOSIS</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>a00401511</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401521</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401481</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401601</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401591</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401531</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040146</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401501</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040214</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040223</td><td>5,00</td></tr> </tbody> </table>	CÓDIGO	DOSIS	a00401511	5,00	a00401521	5,00	a00401481	5,00	a00401601	5,00	a00401591	5,00	a00401531	5,00	a0040146	5,00	a00401501	5,00	a0040214	5,00	a0040223	5,00	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 50%;">CÓDIGO</th> <th style="width: 50%;">DOSIS</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>a00402151</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040147</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404471</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404481</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404491</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401451</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401311</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00401321</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040271</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404461</td><td>5,00</td></tr> </tbody> </table>	CÓDIGO	DOSIS	a00402151	5,00	a0040147	5,00	a00404471	5,00	a00404481	5,00	a00404491	5,00	a00401451	5,00	a00401311	5,00	a00401321	5,00	a0040271	5,00	a00404461	5,00	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 50%;">CÓDIGO</th> <th style="width: 50%;">DOSIS</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>a00404281</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404441</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404451</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404291</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404021</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404261</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404011</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404251</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404241</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a00404231</td><td>5,00</td></tr> </tbody> </table>	CÓDIGO	DOSIS	a00404281	5,00	a00404441	5,00	a00404451	5,00	a00404291	5,00	a00404021	5,00	a00404261	5,00	a00404011	5,00	a00404251	5,00	a00404241	5,00	a00404231	5,00				
CÓDIGO	DOSIS																																																																							
a00401511	5,00																																																																							
a00401521	5,00																																																																							
a00401481	5,00																																																																							
a00401601	5,00																																																																							
a00401591	5,00																																																																							
a00401531	5,00																																																																							
a0040146	5,00																																																																							
a00401501	5,00																																																																							
a0040214	5,00																																																																							
a0040223	5,00																																																																							
CÓDIGO	DOSIS																																																																							
a00402151	5,00																																																																							
a0040147	5,00																																																																							
a00404471	5,00																																																																							
a00404481	5,00																																																																							
a00404491	5,00																																																																							
a00401451	5,00																																																																							
a00401311	5,00																																																																							
a00401321	5,00																																																																							
a0040271	5,00																																																																							
a00404461	5,00																																																																							
CÓDIGO	DOSIS																																																																							
a00404281	5,00																																																																							
a00404441	5,00																																																																							
a00404451	5,00																																																																							
a00404291	5,00																																																																							
a00404021	5,00																																																																							
a00404261	5,00																																																																							
a00404011	5,00																																																																							
a00404251	5,00																																																																							
a00404241	5,00																																																																							
a00404231	5,00																																																																							
El laboratorio de Patrón Secundarios (LPS) del Ecuador, certifica que los dosímetros y/o muestras han sido irradiados bajo las normas y condiciones establecidas por el Registro con Intendencia de Energía Atómica (RIIEA)																																																																								
Irradiado Por: CD/HEA Fecha de Emisión: 2018-09-16				Responsable del LSCD:		 Ing. Enrique Arévalo CONTROL DE CALIDAD Y APLICACIONES NUCLEARES																																																																		
Firma de Intendencia																																																																								

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

ANEXO V

Certificado de Irradiación de dosímetros para calibración de
irradiador interno de lector 6600

	CERTIFICADO DE IRRADIACIÓN DE DOSÍMETROS PERSONALES	Pagina 1/1 Fecha de implementación: 02/05/2010 Versión 1 FORMULARIO 03																																															
CÓDIGO: 1003-000002-2010	FECHA DE IRRADIACIÓN: 2010-10-07																																																
MINISTERIO DE ELECTRICIDAD Y ENERGÍA RENOVABLE SUBSECRETARÍA DE CONTROL Y APLICACIONES NUCLEARES LABORATORIO DE PATRONES SECUNDARIOS																																																	
1.- DATOS GENERALES																																																	
INSTITUCIÓN: LABORATORIO DE DOSIMETRÍA HCAM	DOSÍMETROS Y/O MUESTRAS																																																
DIRECCIÓN: 18 DE SEPTIEMBRE Y AYACUCHO	TIPO: <input type="checkbox"/> Película <input checked="" type="checkbox"/> TLD <input type="checkbox"/> Otra																																																
TELÉFONO: 593 - 2 - 2944403	CANTIDAD: 30 Unidades 100 500 1000 5000 10000																																																
	MANTENIMIENTO DOSIMÉTRICO DE LABORATORIO: <input type="checkbox"/> X <input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> Bp(10) <input type="checkbox"/> Bp(0.7) <input type="checkbox"/> Nalco <input type="checkbox"/> 909																																																
2.- DATOS DE REFERENCIA																																																	
T. EXPOSICIÓN (mR/h)	RESISTENCIA 0-337 0330	TEMPERATURA (°C)	PRESIÓN (mbar)	HUMEDAD (%RH)	ALTURA (m)	COMP. (cm)	TIEMPO EXPOSICIÓN (min)																																										
1711,11	662 KeV	24,8	711,3	52	1,50	ESTÁNDAR	16,54/1,65																																										
3.- DATOS DE IRRADIACIÓN - DOSIS (mSv)																																																	
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr><th>IDOSIM</th><th>DOSES</th></tr> </thead> <tbody> <tr><td>a0040402t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040423t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040426t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040427t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040428t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040429t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040429t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040446t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040449t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040449t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040449t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040449t</td><td>5,00</td></tr> </tbody> </table>	IDOSIM	DOSES	a0040402t	5,00	a0040423t	5,00	a0040426t	5,00	a0040427t	5,00	a0040428t	5,00	a0040429t	5,00	a0040429t	5,00	a0040446t	5,00	a0040449t	5,00	a0040449t	5,00	a0040449t	5,00	a0040449t	5,00	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr><th>IDOSIM</th><th>DOSES</th></tr> </thead> <tbody> <tr><td>a0040131t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040145t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040146t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040151t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040159t</td><td>5,00</td></tr> <tr><td>a0040277t</td><td>0,50</td></tr> <tr><td>a0040579t</td><td>0,50</td></tr> <tr><td>a0040080t</td><td>0,50</td></tr> <tr><td>a0040082t</td><td>0,50</td></tr> <tr><td>a0040095t</td><td>0,50</td></tr> </tbody> </table>	IDOSIM	DOSES	a0040131t	5,00	a0040145t	5,00	a0040146t	5,00	a0040151t	5,00	a0040159t	5,00	a0040277t	0,50	a0040579t	0,50	a0040080t	0,50	a0040082t	0,50	a0040095t	0,50
IDOSIM	DOSES																																																
a0040402t	5,00																																																
a0040423t	5,00																																																
a0040426t	5,00																																																
a0040427t	5,00																																																
a0040428t	5,00																																																
a0040429t	5,00																																																
a0040429t	5,00																																																
a0040446t	5,00																																																
a0040449t	5,00																																																
a0040449t	5,00																																																
a0040449t	5,00																																																
a0040449t	5,00																																																
IDOSIM	DOSES																																																
a0040131t	5,00																																																
a0040145t	5,00																																																
a0040146t	5,00																																																
a0040151t	5,00																																																
a0040159t	5,00																																																
a0040277t	0,50																																																
a0040579t	0,50																																																
a0040080t	0,50																																																
a0040082t	0,50																																																
a0040095t	0,50																																																
El Laboratorio de Patrones Secundarios (LPS) del Ecuador, certifica que los dosímetros y/o muestras han sido irradiados bajo las normas y procedimientos establecidos por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y APLICACIONES NUCLEARES.																																																	
Irradiado Por: CDHEA Fecha de Emisión: 2010-10-07	Responsable del LPSO: Ing.-Enrique Andrade	 Fecha de Emisión: 2010-10-07																																															



INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN
UNIDAD TÉCNICA DE SALUD DE PERSONAL
ÁREA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
LABORATORIO DE DOSIMETRÍA

ANEXO IX

**Certificado de Irradiación de dosímetros para evaluación de
 desempeño Lector 6600**

 Hospital Carlos Andrade Marín	CERTIFICADO DE IRRADIACIÓN DE DOSÍMETROS PERSONALES	Página 1/1 Fecha de implementación: 02/05/2010 Versión 1 FORMULARIO 03																																																																		
CÓDIGO: 150-000005-380	FECHA DE IRRADIACIÓN: 2017-02-01																																																																			
MINISTERIO DE ELECTRICIDAD Y ENERGÍA RENOVABLE SUBSECRETARÍA DE CONTROL Y APLICACIONES NUCLEARES LABORATORIO DE PATRONES SECUNDARIOS																																																																				
1.- DATOS GENERALES																																																																				
INSTITUCIÓN: LABORATORIO DE DOSIMETRÍA HCAM	DOSÍMETROS Y/O MUESTRAS																																																																			
DIRECCIÓN: 10 DE SEPTIEMBRE Y AYACUCHO	TIP: <input type="checkbox"/> Piel <input checked="" type="checkbox"/> Tis <input type="checkbox"/> Ote	<input type="checkbox"/> Ote																																																																		
TELÉFONO: 593 - 2 - 2944400	CENTRO: 30 Unidad Serb	<input type="checkbox"/> Ote																																																																		
	TIPO DE DOSÍMETRO DE REFERENCIA:	<input type="checkbox"/> X <input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> Ep(10) <input type="checkbox"/> Ep(0.1) <input type="checkbox"/> Sólid <input type="checkbox"/> Ote																																																																		
2.- DATOS DE REFERENCIA																																																																				
T. EXPOSICIÓN [mR/h]	DOSIS G-57 0894	TEMPERATURA (°C)	PRESIÓN (mbar)	HUMEDAD (%H)	ALTURA (m)	UNID. (cm)	CONVERSION (mR)																																																													
1586.20	662 Ker	24.8	711.3	32	1.50	ESTÁNDAR																																																														
3.- DATOS DE IRRADIACIÓN - DOSIS (mSv)																																																																				
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr><th>DOSIS</th><th>DOSIS</th></tr> </thead> <tbody> <tr><td>a0040440E</td><td>0.50</td></tr> <tr><td>a0040441E</td><td>0.50</td></tr> <tr><td>a0040442E</td><td>0.50</td></tr> <tr><td>a0040001</td><td>0.50</td></tr> <tr><td>a0040002E</td><td>0.50</td></tr> <tr><td>a0040003E</td><td>0.50</td></tr> <tr><td>a0040443E</td><td>1.00</td></tr> <tr><td>a0040444E</td><td>1.00</td></tr> <tr><td>a0040446E</td><td>1.00</td></tr> <tr><td>a0040004E</td><td>1.00</td></tr> </tbody> </table>	DOSIS	DOSIS	a0040440E	0.50	a0040441E	0.50	a0040442E	0.50	a0040001	0.50	a0040002E	0.50	a0040003E	0.50	a0040443E	1.00	a0040444E	1.00	a0040446E	1.00	a0040004E	1.00	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr><th>DOSIS</th><th>DOSIS</th></tr> </thead> <tbody> <tr><td>a0040005E</td><td>1.00</td></tr> <tr><td>a0040006E</td><td>1.00</td></tr> <tr><td>a0040447E</td><td>2.00</td></tr> <tr><td>a0040448E</td><td>2.00</td></tr> <tr><td>a0040449E</td><td>2.00</td></tr> <tr><td>a0040007E</td><td>2.00</td></tr> <tr><td>a0040008E</td><td>2.00</td></tr> <tr><td>a0040009E</td><td>2.00</td></tr> <tr><td>a0040445E</td><td>5.00</td></tr> <tr><td>a0040449E</td><td>5.00</td></tr> </tbody> </table>	DOSIS	DOSIS	a0040005E	1.00	a0040006E	1.00	a0040447E	2.00	a0040448E	2.00	a0040449E	2.00	a0040007E	2.00	a0040008E	2.00	a0040009E	2.00	a0040445E	5.00	a0040449E	5.00	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr><th>DOSIS</th><th>DOSIS</th></tr> </thead> <tbody> <tr><td>a0040450E</td><td>5.00</td></tr> <tr><td>a0040010E</td><td>5.00</td></tr> <tr><td>a0040011E</td><td>5.00</td></tr> <tr><td>a0040012E</td><td>5.00</td></tr> <tr><td>a0042403E</td><td>10.00</td></tr> <tr><td>a0040451E</td><td>10.00</td></tr> <tr><td>a0040452E</td><td>10.00</td></tr> <tr><td>a0040013E</td><td>10.00</td></tr> <tr><td>a0040014E</td><td>10.00</td></tr> <tr><td>a0040015E</td><td>10.00</td></tr> </tbody> </table>	DOSIS	DOSIS	a0040450E	5.00	a0040010E	5.00	a0040011E	5.00	a0040012E	5.00	a0042403E	10.00	a0040451E	10.00	a0040452E	10.00	a0040013E	10.00	a0040014E	10.00	a0040015E	10.00
DOSIS	DOSIS																																																																			
a0040440E	0.50																																																																			
a0040441E	0.50																																																																			
a0040442E	0.50																																																																			
a0040001	0.50																																																																			
a0040002E	0.50																																																																			
a0040003E	0.50																																																																			
a0040443E	1.00																																																																			
a0040444E	1.00																																																																			
a0040446E	1.00																																																																			
a0040004E	1.00																																																																			
DOSIS	DOSIS																																																																			
a0040005E	1.00																																																																			
a0040006E	1.00																																																																			
a0040447E	2.00																																																																			
a0040448E	2.00																																																																			
a0040449E	2.00																																																																			
a0040007E	2.00																																																																			
a0040008E	2.00																																																																			
a0040009E	2.00																																																																			
a0040445E	5.00																																																																			
a0040449E	5.00																																																																			
DOSIS	DOSIS																																																																			
a0040450E	5.00																																																																			
a0040010E	5.00																																																																			
a0040011E	5.00																																																																			
a0040012E	5.00																																																																			
a0042403E	10.00																																																																			
a0040451E	10.00																																																																			
a0040452E	10.00																																																																			
a0040013E	10.00																																																																			
a0040014E	10.00																																																																			
a0040015E	10.00																																																																			
El Laboratorio de Patrones Secundarios (PS) del IESS, certifica que los dosímetros y/o muestras han sido irradiados bajo las normas y procedimientos establecidos por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).																																																																				
Irradiado Por: OCHSA Fecha de Emisión: 2017-02-01	Responsable del LSCD:	Ing. Enrique Arévalo <div style="text-align: center;"> </div>																																																																		