

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO



FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

CARRERA DE BIOFÍSICA

“OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN PROCEDIMIENTOS DE INTERVENCIONISMO DE ANGIOGRAFÍA Y FLUOROSCOPIA DEL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES FUERZAS ARMADAS N° 1 Y ELABORACIÓN DE UNA PROPUESTA DE NORMATIZACIÓN DOSIMÉTRICA”

TESIS DE GRADO

Previa la obtención del título de:

BIOFÍSICO (A)

Presentado por:

BYRON WILFRIDO BASTIDAS AUQUILLA

MARÍA FERNANDA HEREDIA MOYANO

RIOBAMBA – ECUADOR

2012

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mis padres Juan Bastidas y María Juana Auquilla por dejarme la educación como su mejor herencia y por ser un ejemplo de vida sabiendo guiarme por el camino del bien.

A mis hermanas Gloria, Mayra y Carmen por apoyarme siempre en los buenos y malos momentos a lo largo de toda mi carrera.

A todos quienes de una u otra manera contribuyeron con este trabajo de tesis, en especial al Dr. Freddy Benalcázar, a la Doc. Jheny Orbe, al Fís. Diego García y a la Ing. Elizabeth Hidalgo.

Byron Bastidas Auquilla

Agradezco a Dios, a la madre Dolorosa, que con sus bendiciones he llegado hasta aquí.

A la doctora Jheny Orbe, que ha sido más que una profesora, sin su ayuda este trabajo
no hubiese sido posible.

Al M.Sc., Freddy Benalcázar una gran persona, quien ha sido un guía absoluto y me ha
brindado más que su enseñanza su amistad.

A la M.Sc., Elizabeth Hidalgo que nos ha dado la apertura para que este trabajo de tesis
se haga de la mejor manera, por todo su tiempo y enseñanzas.

A mi mami Martha por su amor, comprensión y entrega total. A mis hermanos Byron,
Juan, Sandra, que me han dado las fuerzas para seguir a delante y me han ayudado a
levantarme.

A mi papi Washington que no me ha dejado sola jamás.

A mis tíos maternos Enrique, Oswaldo, Patricio, Janet, Fabián, que me han dado su
apoyo incondicional.

A mi novio Alejandro que me ha tenido mucha paciencia.

¡Gracias por estar en mi vida!

Fernanda Heredia Moyano

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado especialmente a
Mis sobrinitas Nuria y Anahí quienes con su
Dulzura se han ganado mi corazón convirtiéndose
En mi razón de vivir.

Byron Bastidas Auquilla

Dedico mi trabajo de tesis a mi madre,
Martha Moyano un ejemplo de valentía y coraje,
Que se ha esforzado por ver a sus hijos progresar
Y ha sido mi soporte durante toda la vida.
¡TE AMO MAMI!

Fernanda Heredia Moyano

DERECHOS DE AUTORÍA

El trabajo de grado que presentamos, es original y basado en el proceso de investigación y/o adaptación tecnológica establecido en la Facultad de Ciencias de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. En tal virtud, los fundamentos teóricos - científicos y los resultados son de exclusiva responsabilidad de los autores. El patrimonio intelectual le pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

F) Byron Wilfrido Bastidas Auquilla

F) María Fernanda Heredia Moyano

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

%	Porcentaje
±	Más menos
≤	Menor o igual
μGy	Micro Gray
μGy.m ²	Micro Gray por metro cuadrado
<i>μGy. m²/mAs</i>	Micro Gray metro cuadrado para mili amperio segundo
μGym ² /s	Micro Gray metro cuadrado para segundo
cm	Centímetro
cm ²	Centímetro cuadrado
C.P.R.E.	Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica
CT	Tomografía computarizada
DAP	Dose-Area Product (Producto Dosis Área)
Gy	Gray
HE-1	Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1
HVL	Half value layer (capa hemi reductora)
ICRP	Comisión Internacional de Protección Radiológica
K	Kerma
kV	Kilovoltio
<i>kV₁</i>	Kilovoltaje 1
<i>kV₂</i>	Kilovoltaje 2
<i>kV_{ind}</i>	Kilovoltaje indicado
<i>kV_{med}</i>	Kilovoltaje medido

kVp	Kilovoltaje pico
ln	Logaritmo natural
mAs	Miliamperio segundo
mGy	Mili Gray
min	Minuto
mSv	Mili Sievert
NDR	Niveles de referencia
PMMA	Polimetil metacrilato
R1	Rendimiento 1
R2	Rendimiento 2
s	Segundo
SA	Sala de Angiografía
SF	Sala de Fluoroscopia
Sv	Sievert

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Tabla de contenido

RESUMEN	I
ABSTRACT	III
INTRODUCCIÓN	V
ANTECEDENTES	VII
JUSTIFICACIÓN	XI
OBJETIVOS	XIII
HIPÓTESIS	XIV
CAPÍTULO I	1
1 MARCO TEÓRICO	1
1.1 FLUOROSCOPIA	1
<i>1.1.1 INTRODUCCIÓN</i>	<i>1</i>
<i>1.1.2 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE UN EQUIPO</i>	<i>3</i>
<i>1.1.3 ANGIOGRAFÍA</i>	<i>7</i>
<i>1.1.4 PROCEDIMIENTOS QUE SE REALIZAN</i>	<i>8</i>
1.2 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA	11
<i>1.2.1 PRINCIPIOS BÁSICOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA</i>	<i>13</i>
<i>1.2.2 NORMAS BÁSICAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA</i>	<i>15</i>
<i>1.2.3 NORMAS DE FLUOROSCOPIA</i>	<i>16</i>
1.3 MEDICIÓN DE RADIACIÓN	17
<i>1.3.1 MAGNITUDES QUE CARACTERIZAN EL HAZ DE RADIACIÓN</i>	<i>17</i>
<i>1.3.2 INSTRUMENTACIÓN</i>	<i>20</i>
<i>1.3.3 INCERTIDUMBRES</i>	<i>23</i>

1.3.4	<i>NORMATIVA INTERNACIONAL</i>	27
CAPÍTULO II		33
2	PARTE EXPERIMENTAL	33
2.1	MUESTREO	33
2.1.1	<i>LÍNEA BASE</i>	33
2.1.2	<i>MEDICIONES EN LOS EQUIPOS DE FLUOROSCOPIA</i>	38
2.2	METODOLOGÍA	46
2.2.1	<i>MÉTODOS Y TÉCNICAS</i>	48
2.3	DATOS EXPERIMENTALES	53
2.3.1	<i>DIAGNÓSTICO</i>	53
2.3.2	<i>DATOS</i>	53
2.4	DATOS ADICIONALES	58
CAPÍTULO III		63
3	LÍNEA DE INVESTIGACIÓN	63
3.1	BASE DE PARTIDA	63
3.2	PRUEBAS REALIZADAS	63
3.2.1	<i>EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSIÓN NOMINAL</i>	63
3.2.2	<i>REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DE LA TASA DE KERMA EN AIRE Y RENDIMIENTO DEL TUBO</i>	64
3.2.3	<i>PRODUCTO DOSIS ÁREA</i>	64
3.2.4	<i>KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA</i>	65
3.2.5	<i>DOSIS AL PACIENTE MÁXIMA</i>	65
3.3	CÁLCULOS	66
3.3.1	<i>HALF VALUE LAYER</i>	66
3.3.2	<i>EXACTITUD DEL VALOR NOMINAL DE LA TENSIÓN DEL TUBO</i>	68
3.3.3	<i>REPETIBILIDAD DEL VALOR DE LA TENSIÓN NOMINAL DEL TUBO</i>	69
3.3.4	<i>REPETIBILIDAD DE KERMA EN AIRE</i>	70
3.3.5	<i>LINEALIDAD DE KERMA EN AIRE</i>	72

3.3.6	<i>RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X</i>	76
3.3.7	<i>PRODUCTO DOSIS – ÁREA</i>	77
3.3.8	<i>KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA</i>	79
3.3.9	<i>DOSIS AL PACIENTE MÁXIMA</i>	81
3.3.10	<i>INCERTIDUMBRES</i>	82
3.4	PROPUESTA	87
3.5	RESULTADOS	84
3.6	ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	85
CAPÍTULO IV		93
4	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	93
4.1	CONCLUSIONES	93
4.2	RECOMENDACIONES	94
BIBLIOGRAFÍA		95
ANEXOS		95

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1: Tubo de Rayos X..... 4

Figura 1-2: Diagrama esquemático de una cámara de ionización de aire..... 21

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1: Dosis umbrales según órgano y/o tejido afectado.....	11
Tabla 1-2: Niveles de Referencia para procedimientos.....	12
Tabla 1-3: Niveles de Referencia en Fluoroscopia.....	12
Tabla 1-4: Fuentes de incertidumbre identificadas y tipo para la metodología del estudio.	25
Tabla 2-1: Procedimientos en Fluoroscopia del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, (enero – septiembre 2011)	34
Tabla 2-2: Procedimientos en Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, (enero – septiembre 2011)	36
Tabla 2-3: Medidas de control de calidad y dosimétricas en Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1.....	39
Tabla 2-4: Datos de Tensión Nominal en Fluoroscopia.....	54
Tabla 2-5: Datos de Tensión Nominal en Angiografía	54
Tabla 2-6: Datos Kerma en Aire en Fluoroscopia	55
Tabla 2-7: Datos Kerma en Aire en Angiografía	56

Tabla 2-8: Datos de Producto Dosis Área en Fluoroscopia	56
Tabla 2-9: Datos de Producto Dosis Área en Angiografía	56
Tabla 2-10: Datos de Kerma en Aire en Superficie de Entrada en Fluoroscopia... 57	57
Tabla 2-11: Datos de Kerma en Aire en Superficie de Entrada en Angiografía 57	57
Tabla 2-12: Datos de Dosis al Paciente Máxima en Fluoroscopia	57
Tabla 2-13: Datos de Dosis al Paciente Máxima en Angiografía..... 58	58
Tabla 2-14: Datos del paciente 1..... 58	58
Tabla 2-15: Datos del paciente 2..... 59	59
Tabla 2-16: Datos del paciente 3..... 60	60
Tabla 2-17: Datos del paciente 4..... 60	60
Tabla 2-18: Datos del paciente 5..... 61	61
Tabla 2-19: Datos de pacientes que se realizaron una Cinecoronariografía entre el mes de octubre y noviembre del 2012	62
Tabla 3-1: Cálculo de la Exactitud del Valor Nominal de la Tensión de Tubo en Fluoroscopia	68

Tabla 3-2: Cálculo de la Repetibilidad del Valor de la Tensión Nominal de Tubo en Fluoroscopia	69
Tabla 3-3: Cálculo de la Repetibilidad del Valor de la Tensión Nominal de Tubo en Angiografía	70
Tabla 3-4: Cálculo de Repetibilidad de Kerma en Aire en Fluoroscopia.....	71
Tabla 3-5: Cálculo de Repetibilidad de Kerma en Aire en Angiografía.....	72
Tabla 3-6: Cálculo de Rendimiento para la Linealidad de Kerma en Aire en Fluoroscopia	74
Tabla 3-7: Cálculo de Linealidad de Kerma en Aire en Fluoroscopia	75
Tabla 3-8: Cálculo de Linealidad total en Fluoroscopia	76
Tabla 3-9: Cálculo del Rendimiento del Tubo en Fluoroscopia	77
Tabla 3-10: Cálculo del Producto Dosis Área Corregido en Fluoroscopia	78
Tabla 3-11: Cálculo de Producto Dosis Área Corregido en Angiografía	79
Tabla 3-12: Cálculo de Kerma en Aire en Superficie de Entrada Corregido en Fluoroscopia	80
Tabla 3-13: Cálculo de Kerma en Aire en Superficie de Entrada Corregido en Angiografía.....	80

Tabla 3-14: Cálculo de Dosis al Paciente Máxima Corregida en Fluoroscopia 81

Tabla 3-15: Cálculo de Dosis al Paciente Máxima Corregida en Angiografía..... 82

Tabla 3-16: Cálculo de Incertidumbres en Fluoroscopia..... 83

Tabla 3-17: Cálculo de Incertidumbres en Angiografía..... 85

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 2-1: Procedimientos realizados en Fluoroscopia en el 2011.....	35
Gráfica 2-2: Procedimientos realizados en Fluoroscopia en el 2012.....	35
Gráfica 2-3: Procedimientos realizados en Angiografía en el 2011.....	37
Gráfica 2-4: Procedimientos realizados en Angiografía en el 2012.....	37

ÍNDICE DE FOTOS

Foto 1-1: Estudio de Colangiografía Retrógrada Endoscópica.....	2
Foto 1-2: Tubo Intensificador de Imagen	5
Foto 1-3: Consola de Mando del Fluoroscopio.....	6
Foto 1-4: Consola de Mando del Angiógrafo.....	7
Foto 1-5: Estudio cerebral de Angiografía	8
Foto 2-1: Tensión Nominal SF1 y Kerma en Aire SF2	41
Foto 2-2: Producto Dosis Área SF3	42
Foto 2-3: Kerma en Aire en Superficie de Entrada SF4	42
Foto 2-4: Dosis al Paciente Máxima SF5	43
Foto 2-5: Tensión Nominal SA1 y Kerma en Aire SA2	43
Foto 2-6: Producto Dosis Área SA3.....	44
Foto 2-7: Kerma en Aire en Superficie de Entrada SA4.....	45
Foto 2-8: Dosis al Paciente Máxima SA5	45

Foto 3-1: Valores de HVL en función de la Filtración Total, del Ángulo del Ánodo y de la Tensión del Tubo en Radiodiagnóstico..... 67

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A: Resultados de las mediciones del proyecto Arcal RLA/9/057/9002-01 Protección Radiológica en pacientes en cardiología intervencionista en América Latina del OIEA.....	95
Anexo B: Procedimientos Intervencionistas realizados en el Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1 2011	102
Anexo C: Certificados de Calibración	103
Anexo D: Especificaciones Técnicas de los equipos utilizados	110
Anexo E: Posters de Protección Radiológica para procedimientos de intervencionismo en las salas de Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1	116

RESUMEN

Optimización de la Protección Radiológica en procedimientos de intervencionismo de Angiografía y Fluoroscopia del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1 Quito y elaboración de una Propuesta de Normatización Dosimétrica, el propósito de esta investigación es optimizar la Protección Radiológica mediante la implementación de mejoras en el Centro de Imagen en Angiografía y Fluoroscopia de esta casa de Salud.

Se aplicó los principios, conceptos, leyes generales sobre la optimización de la Protección Radiológica propuestos por el Organismo Internacional de Energía Atómica, realizando pruebas de control de calidad como medición de la Tensión Nominal del Tubo de Rayos X y mediciones dosimétricas como Kerma en Aire, Producto Dosis-Área, Kerma en Superficie de Entrada y Dosis Máxima en la Superficie de Entrada.

Las pruebas y mediciones se efectuaron en el Fluoroscopio Telecomandado GMM 45330 y en el Angiógrafo Siemens Axion Artis FA 2964522, utilizando una cámara de ionización PTW Freiburg SFD TW34069, electrómetro PTW Unidos E T10009, cámara de ventana PTW Freiburg TA34028, electrómetro PTW Diamantor E2 T11033, dosímetro multipropósito PTW Diavolt Universal T43014 y un fantoma de agua.

En las pruebas de control de calidad se obtuvo resultados que se encuentran dentro de los niveles de tolerancia recomendados por el Organismo Internacional de Energía Atómica. En lo que se refiere a las mediciones dosimétricas en Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica Terapéutica se obtuvieron los siguientes resultados, Producto

Dosis-Área $1953 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$, Tasa de Dosis en la Superficie de Entrada de un Paciente Estándar $26,24 \text{ mGy}/\text{min}$ y Tasa de Dosis Máxima en la Superficie de Entrada del Paciente $40,52 \text{ mGy}/\text{min}$. En Cinecoronariografía se obtuvo un valor de Producto Dosis-Área de $3773,30 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$, Tasa de Dosis en la Superficie de Entrada de un Paciente Estándar de $64,81 \text{ mGy}/\text{min}$.

Se concluye que los parámetros analizados en el Angiógrafo y en el Fluoroscopio cumplen con los valores recomendados a nivel internacional, lo que contribuye con la Optimización de la Protección Radiológica para minimizar la dosis suministrada a los pacientes que se realizan procedimientos intervencionistas de Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica Terapéutica y Cinecoronariografía.

El aporte de esta investigación es la Propuesta de Normatización Dosimétrica, misma que será de ayuda para hacer un seguimiento de la dosis recibida por el paciente en caso de que se produzcan radiolesiones o de que exista el riesgo de aparición de efectos a largo plazo.

Se recomienda que se realice pruebas dosimétricas y de control de calidad en todos los procedimientos de intervención que se realizan en las salas de Angiografía y Fluoroscopia y en los exámenes que utilizan rayos X en el Servicio de Imagen del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1 - Quito.

ABSTRACT

Optimization of Radiation Protection in interventional procedures of Angiography and Fluoroscopy in the Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1 - Quito and elaboration of a Dosimetric Standardization Proposal, the purpose of this investigation is to optimize Radiation Protection by means of improved implementation of the Imaging Center for Angiography and Fluoroscopy at this home health.

We applied the principles, concepts, general laws concerning optimization of Radiation Protection proposed by the International Atomic Energy Agency, performing quality control tests such as the X rays Tube Nominal Tension measurement and dosimetric measurements as Air Kerma, Dose-Area Product, Entrance Surface Kerma and Maximum Entrance Surface Dose.

Tests and measurements were conducted on GMM Remote Fluoroscope 45330 and Siemens Axion Artis FA Angiograph 2964522, the following dosimetric equipment were used: PTW Freiburg SFD ionization chamber TW34069, PTW electrometer UNIDOS E T10009, PTW window chamber TA34028, PTW electrometer DIAMENTOR E2 T11033, multipurpose dosimeter PTW DIAVOLT UNIVERSAL T43014 and a water phantom.

Tests results for quality control showed tolerance levels like those recommended by the International Atomic Energy Agency. Concerning with dosimetric measurements in Therapeutic Endoscopic Retrograde Cholangiopancreatography, the obtained results

were as follows: Dose-Area Product $1953 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$, Dose Rate at Entrance Surface in a Standard Patient $26.24 \text{ mGy} / \text{min}$ and Maximum Rate Dose at Entrance Surface in a Standard Patient $40.52 \text{ mGy} / \text{min}$. Dealing with Cinecoronariography the following Dose-Area Product was reached $3773.30 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$, Dose Rate at Entrance Surface in a Standard Patient $64.81 \text{ mGy} / \text{min}$.

It is concluded that the analyzed parameters on Angiograph and Fluoroscope fulfill the recommended values worldwide, which contribute to optimizing Radiation Protection to minimizing administered dose in patients who undergo interventional procedures Therapeutic Endoscopic Retrograde Cholangiopancreatography and Cinecoronariography.

The contribution of this investigation is the Dosimetric Standardization Proposal, which will be able to help at tracing the patient's received dose if radiation injuries were produced or if long-term effects risk appeared.

It is recommended to perform dosimetric tests and quality control in all interventional procedures performed in the Angiography and Fluoroscopy rooms as well as on X rays examinations supplied by the Imaging Service in the Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1 - Quito.

INTRODUCCIÓN

La radiación ionizante ha sido utilizada en medicina con fines diagnósticos y terapéuticos, es así que en la última década el uso de la radiación en salas de intervencionismo ha incrementado significativamente, donde los pacientes reciben dosis de radiación más altas que en un examen de diagnóstico rutinario, es por ello que la Protección Radiológica se debe optimizar en este tipo de procedimientos que se realizan con equipos con modalidad de Fluoroscopia.

Este nuevo método de intervencionismo ayuda a que los procedimientos sean menos invasivos, de modo que los pacientes se recuperan en menos tiempo comparado con una cirugía mayor.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), recomienda dos principios de Protección Radiológica para medicina que son la justificación de la práctica médica y la optimización de la Protección Radiológica, que deben ser practicados en pacientes.

Es por esto que el objetivo de nuestro trabajo de tesis es “Optimizar la Protección Radiológica mediante la implementación de mejoras en el Centro de Imagen en Angiografía y Fluoroscopia en el Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1”, realizando pruebas de control de calidad y medidas dosimétricas en los procedimientos de intervencionismo de Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica y Cinecoronariografía.

Se observa que las mediciones dosimétricas y de calidad realizadas en las salas de Angiografía y Fluoroscopia del Hospital de Especialidades de las Fuerzas Armadas N° 1, están dentro de los niveles orientativos recomendados por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), pero se las puede optimizar aplicando las recomendaciones de la Propuesta de Normatización Dosimétrica.

ANTECEDENTES

Desde los primeros estudios sobre los Rayos X, se observó que la exposición a niveles elevados de radiación puede causar daños clínicamente identificables a los tejidos del cuerpo humano. En consecuencia, es esencial que las actividades que implican exposición a la radiación, tales como estudios de diagnóstico e intervencionismo médico, se sometan a ciertas normas de seguridad para proteger a las personas expuestas a la radiación.

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), ha emitido las Normas Básicas de Seguridad (NBS) que determinan los requisitos fundamentales que debe cumplir toda actividad que implique exposición a la radiación. Su objetivo es el de servir de guía a las autoridades, servicios públicos y organismos de Protección Radiológica para regular los principios y los aspectos que debe abarcar un programa eficaz de Protección Radiológica. Su interpretación se hará tomando en cuenta las circunstancias locales, los recursos técnicos, económicos, la magnitud de las instalaciones y otros factores que determinan las posibilidades de su ejecución.

El campo de aplicación de la Protección Radiológica comprende a los seres humanos y el ambiente, ya que se considera que si existe una adecuada Protección Radiológica para los individuos, se garantiza que ninguna otra especie resulte amenazada por el uso de radiaciones ionizantes.

En septiembre de 2002, la Conferencia General del OIEA refrendó la decisión de la Junta de Gobernadores de aprobar el Plan de Acción Internacional¹ para la Protección Radiológica de los pacientes y pidió a la Secretaría del OIEA que lo aplicara, con sujeción a la disponibilidad de recursos. Se han realizado actividades en relación con más de la mitad de las medidas contenidas en el plan de acción. Se ha establecido un grupo de expertos superiores en varias esferas, Grupo Directivo del Plan de Acción Internacional para la Protección Radiológica de los pacientes con el fin de mantener bajo examen las diversas actividades, maximizar la sinergia y minimizar la superposición de tareas.

Los procedimientos complejos, como son los de intervencionismo con rayos X en equipos de Angiografía y Fluoroscopia, requieren de una investigación más profunda en lo que respecta la Protección Radiológica del paciente.

En la cuadragésima octava reunión ordinaria de la Conferencia General de la OIEA, realizada el 21 de julio de 2004 en el punto F.2, menciona que un estudio piloto emprendido en 2002 arrojó resultados preliminares en 2003, indicando que es factible fijar niveles orientativos para los procedimientos de angiografía coronaria. Se han iniciado investigaciones para optimizar la Protección Radiológica en estos estudios de intervencionismo.

¹ Ver documento GOV/2002/36-GC(46)/12

Según el documento GC (48)/INF/3 en Julio del 2004, en el punto F.2., se menciona la Protección Radiológica para pacientes, indicando que la radiación ionizante se utiliza ampliamente en medicina.

El Comité Científico de las Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica (UNSCEAR), ha indicado que las aplicaciones médicas de la radiación ionizante representan la mayor fuente artificial causante de radioexposición. Por lo tanto, la Protección Radiológica en este ámbito merece mayor atención.

En el año 2005 la OIEA, realizó un proyecto piloto en Chile sobre Protección Radiológica en cardiología intervencionista en América Latina, siendo Ecuador uno de los 15 países participantes. Donde se observó que los exámenes de Coronariografías (CA) son los más frecuentes, alcanzando prácticamente el 50% del total de casos estudiados en todos los hospitales participantes, excepto en dos de ellos en los cuales se han realizado muchos más casos de coronariografía y angioplastia combinados en la misma sesión.

En el 2008 el Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1 participó del proyecto Arcal RLA/9/057/9002-01 “Protección Radiológica en Pacientes en Cardiología Intervencionista en América Latina” del Organismo Internacional de Energía Atómica, en donde se utilizó películas radiocrómicas para la determinación de dosis de radiación en el paciente cumpliendo satisfactoriamente la primera etapa del proyecto, por lo que se pudo comprobar que la dosis que da el equipo es correcta y solo en ciertos tipos de

exámenes sobrepasaron los niveles de dosis de radiación recomendados por el Organismo Internacional de Energía Atómica para este tipo de procedimientos.

La segunda etapa de este proyecto Arcal es la determinación de dosis con cámaras de ionización, las mismas que fueron donadas al país por el Organismo Internacional de Energía Atómica.

JUSTIFICACIÓN

Actualmente la Organización Internacional de Energía Atómica, en sus nuevas disposiciones recomienda que se determine la dosis de radiación que recibe el paciente por cada intervención que involucre radiación ionizante, la misma que debería registrarse bien en la historia clínica o en algún documento personal para el efecto. Además, el Organismo Internacional de Energía Atómica continúa con su trabajo para optimizar la dosis de radiación que recibe el paciente con el fin de minimizar el daño.

Con el propósito de cumplir con las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica, en el Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1 es necesario que el personal que labora en el Centro de Imagen tenga los conocimientos básicos de Protección Radiológica, en el manejo de los equipos emisores de radiación y suficiente entrenamiento clínico en los procedimientos de intervencionismo, todo esto permitirá reducir la exposición de los pacientes que se realizan exámenes de Angiografía o Fluoroscopia. Los sólidos conocimientos de la utilización de los elementos de Protección Radiológica, permitirá la innecesaria exposición de las partes anatómicas en estudio y de las que no estén siendo estudiadas.

Adicionalmente a lo expuesto anteriormente, el registro de dosis recibida por el paciente es importante ya que nos permitirá hacer seguimiento en casos necesarios.

Por tal razón es indispensable que el Hospital disponga del personal debidamente capacitado que cuente con su respectiva licencia otorgada por la Subsecretaría de

Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN) y además debe haber un Oficial de Seguridad Radiológica (OSR), quien es el responsable de verificar que se dé el cumplimiento a las Normas de Protección Radiológica así como evaluación de las dosis a los pacientes, exposición de personal ocupacionalmente expuesto (POE), niveles de radiación ambiental y seguridad de los operadores.

La correcta y eficaz utilización de los elementos de Protección Radiológica (Gafas plomadas, Guantes, Collar Protector de Tiroides, Mandil Plomado, Protector de gónadas, Faldillas, Mamparas) y con el cumplimiento de un riguroso registro de dosis al paciente vamos a minimizar la probabilidad de ocurrencia de incidentes radiológicos como podrían ser las radiolesiones, ya que el conocer con exactitud la dosis que recibe el paciente nos permitirá estar alerta de no sobrepasar los límites sobre los cuales aparecen daños en el paciente, salvo que el beneficio clínico sea mayor que el detrimento que se podría ocasionar por superar estos límites.

Por lo anteriormente expuesto hemos visto útil y necesario realizar nuestra tesis de grado en la optimización de la Protección Radiológica en Procedimientos de Intervencionismo, mediante la determinación de la dosis de radiación que reciben los pacientes sometidos a este tipo de procedimientos con rayos X en el Angiógrafo Siemens Axion Artis FA 2964522 y el Fluoroscopio Telecomandado GMM 45330, y la elaboración de una Propuesta de Normatización Dosimétrica en el Centro de Imagen del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1. Para el efecto nos apoyaremos en los avances científicos, tecnológicos y en los conocimientos que hemos adquirido a lo largo de nuestra carrera.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Optimizar la Protección Radiológica mediante la implementación de mejoras en el Centro de Imagen en Angiografía y Fluoroscopia.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Establecer la línea base de los procedimientos de Angiografía y Fluoroscopia del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1.
- Determinar los procedimientos de optimización de seguridad radiológica a aplicarse, con enfoque al paciente.
- Realizar mediciones de dosis y tiempos de fluoroscopia y compararlos con valores establecidos a nivel internacional para los mismos procedimientos.
- Elaborar una Propuesta de Normatización de registro de dosis en el paciente, para el Centro de Imagen del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1.

HIPÓTESIS

La implementación de plan de mejoras permite optimizar la Protección Radiológica en el Servicio de Angiografía y Fluoroscopia.

CAPÍTULO I

1 MARCO TEÓRICO

1.1 FLUOROSCOPIA

1.1.1 INTRODUCCIÓN

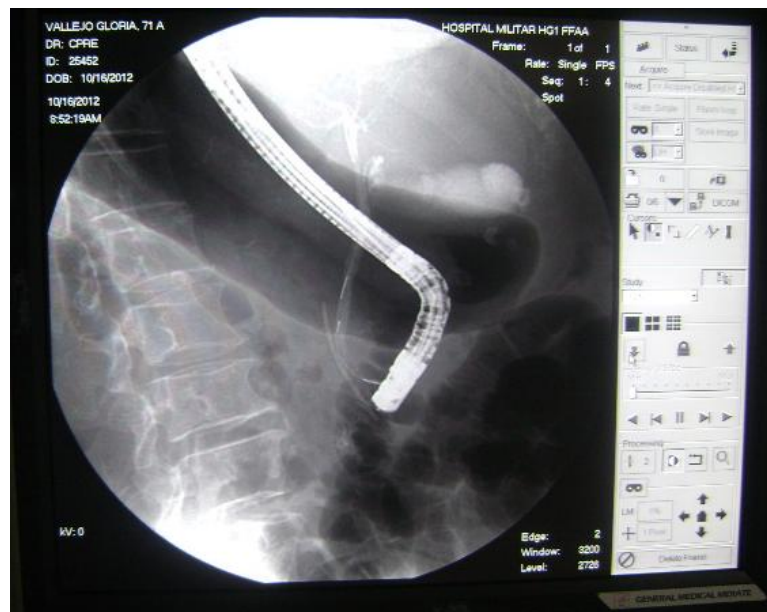
El uso de las radiaciones ionizantes se ha incrementado con el pasar del tiempo y con el avance de la tecnología, es así que de todas las causas de exposición al ser humano en su mayoría corresponde a las radiaciones ionizantes de origen artificial con fines médicos (8).

Una aplicación muy utilizada en la última década, son los procedimientos de cirugía, que han sido reemplazados por procedimientos de intervencionismo los cuales son guiados por Fluoroscopia de rayos X (9).

La Fluoroscopia hace que las intervenciones sean menos invasivas, disminuyendo el índice de mortalidad. Para algunos pacientes de alto riesgo, los procedimientos de intervención pueden ser la única alternativa ya que la cirugía de rutina puede aumentar el riesgo. La función principal de la Fluoroscopia es ayudar al radiólogo a observar los estudios dinámicos del cuerpo humano, es decir, estructuras en movimiento del cuerpo, similar a una "película o video" de rayos X. La Fluoroscopia, como herramienta de diagnóstico por imágenes, permite a los médicos visualizar diversos sistemas del

cuerpo, incluidos los sistemas esquelético, digestivo, urinario, respiratorio y reproductivo.

Foto 1-1: Estudio de C.P.R.E. en Fluoroscopia



Fuente: Tesistas (Noviembre 2012)

Las dosis de radiación asociada con las intervenciones guiadas por Fluoroscopia es mucho mayor que la dosis recibida en exámenes radiográficos de diagnóstico como la radiografía de tórax o abdomen, pudiendo ser suficiente como para causar lesiones en la piel, además de facilitar una mayor probabilidad de ocurrencia de efectos a largo plazo, en contraposición con los objetivos de la Protección Radiológica.

El personal participante en este tipo de procedimientos debe estar especialmente informado sobre los medios de protección contra las radiaciones ionizantes y su correcto uso. En este tipo de procedimientos se pasa un haz continuo de rayos X a través de la parte del cuerpo que se debe examinar, que posteriormente es convertido en fotones luminosos por medio del fotomultiplicador. La información obtenida de los fotones se transmite a un monitor de forma que pueda verse en detalle la parte del cuerpo y su movimiento (2).

En el equipo de Fluoroscopia existen tres partes importantes que contribuyen a la realización del examen que son: el tubo de rayos X, la pantalla intensificadora y la consola de mando, los mismos que serán explicados a continuación:

1.1.2 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE UN EQUIPO DE FLUOROSCOPIA

Los equipos de Fluoroscopia constan de tres partes muy importantes que son:

Tubo de rayos X

Intensificador de Imagen

Consola del Operador (23).

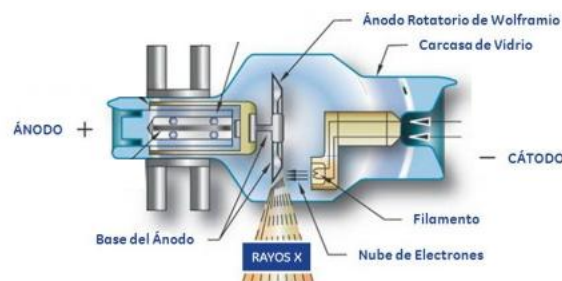
Tubo de Rayos X

La función principal del tubo es acelerar los electrones desde cátodo (electrodo negativo) hacia el ánodo (electrodo positivo) los mismos que están dentro de una carcasa de vidrio herméticamente sellado en el tubo.

El cátodo es un filamento de tungsteno que emite electrones cuando se calienta por un fenómeno llamado emisión termoiónica.

El ánodo es una varilla de cobre al final de la cual se encuentra el blanco de Tungsteno. Cuando se aplica un alto voltaje entre el cátodo y el ánodo, los electrones emitidos desde el filamento son atraídos por el ánodo para que luego impacten sobre los átomos del blanco de Tungsteno, transfiriendo la energía de los electrones al metal y generando así rayos X (2) (1).

Figura 1-1: Tubo de Rayos X



Fuente: <http://queaprendemoshoj.com/como-se-generan-los-rayos-x/>

Tubo intensificador de imagen

El tubo intensificador de imagen es un dispositivo electrónico que recibe el haz de rayos X y lo convierte en una imagen de luz visible de alta intensidad (2).

Foto 1-2: Tubo Intensificador de Imagen



Fuente: Tesistas (Noviembre 2012)

Consola del operador

Es el aparato que permite comprobar los valores de corriente y de tensión del tubo de rayos X, para que el haz útil tenga la intensidad y capacidad de penetración apropiadas.

Los controles básicos que se regulan con la consola son:

- Control de encendido ó apagado.
- La selección de mAs.
- Selección de KVp.
- La unidad de activación de mesa o pared.
- El interruptor de exposición (2).

Foto 1-3: Consola de Mando Fluoroscopia



Fuente: Tesistas (Marzo 2012)

Foto 1-4: Consola de Mando Angiógrafo



Fuente: Tesistas (Noviembre 2012)

Una técnica variante de Fluoroscopía es la Angiografía.

1.1.3 ANGIOGRAFÍA

La Angiografía es un examen de diagnóstico por imagen cuya función es estudiar los vasos circulatorios que no son visibles mediante la radiología convencional.

También el término Angiografía se refiere por lo general a las distintas técnicas radiológicas con las que se realizan procedimientos terapéuticos intervencionistas para obtener imágenes con referencia al diámetro, aspecto, número y estado clínico de las diversas partes del aparato vascular.

La Angiografía se puede dividir en dos fases: la primera consiste en introducir el medio radiopaco o de contraste que permitirá que las venas, arterias o vasos linfáticos sean visibles a la radiografía; la segunda fase es tomar la o las radiografías de acuerdo a la secuencia predeterminada. Esta es una técnica invasiva, pues requiere la introducción de un catéter en una arteria periférica (16).

Foto 1-5: Estudio cerebral de Angiografía



Fuente: Tesistas (Noviembre 2012)

1.1.4 PROCEDIMIENTOS QUE SE REALIZAN

Dentro de los procedimientos que se realizan en la sala de Fluoroscopia, en el Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1 se destaca la Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica (C.P.R.E), por ser una intervención en la cual el paciente recibe una dosis considerablemente alta en comparación a un examen de rutina guiado

por fluoroscopia. Es un procedimiento que requiere mucho cuidado de parte del personal médico tanto en la dosis de radiación como en el procedimiento mismo de la C.P.R.E.

A diferencia de la sala de Fluoroscopia, en la sala de Angiografía uno de los procedimientos más practicados en el HE-1, es la Arteriografía Coronaria, normalmente conocido como Cinecoronariografía.

Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica (C.P.R.E.)

Es un procedimiento utilizado para identificar la presencia de cálculos, tumores o estrechamiento en las vías biliares. Se hace a través de un endoscopio.

Durante la CPRE se utiliza la fluoroscopia para verificar la posición de los catéteres y los cables guía, también se trata de obtener imágenes radiológicas inyectando medio de contraste en los conductos, a través de un acceso endoscópico (28).

A través del endoscopio, se pueden pasar instrumentos especiales y colocarlos dentro de los conductos para:

- Despejar la entrada de éstos en el intestino
- Expandir segmentos estrechos
- Extraer o destruir cálculos
- Tomar muestras de tejido

- Drenar áreas obstruidas

De manera que esto evita que se haga otra intervención invasiva en el cuerpo, por medio de cirugías mayores (19).

En el estudio de C.P.R.E., se hace fluoroscopia para observar radiológicamente, paso a paso el procedimiento y se toman placas de acuerdo con los hallazgos en los formatos convencionales.

Cinecoronariografía

En este procedimiento mediante el catéter se administra el contraste en el área que se desea visualizar. Se introduce el catéter por la ingle o el antebrazo y se avanza cuidadosamente por el sistema arterial hasta alcanzar una de las dos arterias coronarias. Las imágenes obtenidas del tránsito del contraste y su distribución junto a la sangre nos permiten visualizar las arterias coronarias entre otras cavidades cardíacas (2).

En el examen de C.P.R.E., y de Cinecoronariografía se utilizan dosis más altas que un examen de diagnóstico, por el tiempo que conlleva estas dos intervenciones, por lo que según recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica se debe optimizar la dosis que recibe el paciente mediante una adecuada Protección Radiológica.

1.2 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

La estrategia para la Protección Radiológica viene determinada por el hecho de que las radiolesiones directas tienen umbral y los efectos cancerígenos no lo tienen. Es decir, las radiolesiones se pueden evitar sin más que controlar la dosis de radiación que se recibe de manera que no sobrepase ninguno de los umbrales (3).

Tabla 1-1: Dosis umbrales según órgano y/o tejido afectado

	Radiolesiones	Dosis Acumuladas (Gy)	
		Hombres	Mujeres
Piel	Eritema 1 a 24 horas luego de la irradiación	3-5	
	Alopecia Reversible Irreversible	5	
	Pigmentación (reversible)	20	
	Descamación seca o húmeda Efectos tardíos Telangectasia, fibrosis dérmica	=20	
Cristalino	Coagulación de las Proteínas	>2	
	Efectos: Opacidades detectables	2-10 exposiciones anuales > 0.10 Sv/año	
	Cataratas	exposiciones anuales > 0.15 Sv/año	
Gónadas	Esterilidad Permanente	3.50 - 6.00	2.50 - 6.00
	Esterilidad Temporal	0.15	0.60

Fuente: Protección Radiológica en Cardiología Intervencionista (3).

Tabla 1-2: Niveles de Referencia para procedimientos

Procedimiento	Producto Dosis-Área Promedio ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)
C.P.R.E (diagnóstico)	1500
C.P.R.E. (terapéutico)	9000
Angiografía Coronaria	5000

Fuente: Documento Sitio Web (27) (25).

Tabla 1-3: Niveles de Referencia en Fluoroscopia

Modalidad	Tasa de dosis mGy/min
Fluoroscopia	< 25
Equipo con modo operativo manual (Fluoroscopia)	< 50
Equipo con control automático de exposición (Angiógrafo)	<100
Equipo con control automático de exposición en modo de “alto contraste” (Angiógrafo)	<150

Fuente: Protección Radiológica en medicina (13).

En cambio los efectos cancerígenos, al no tener umbral, no se pueden eliminar completamente, pero la probabilidad se puede reducir tanto, que el riesgo sea pequeño y en cualquier caso aceptable en comparación con los riesgos de cualquier otra actividad. En resumen, el objetivo de la protección es evitar los efectos deterministas como radiolesiones ó cataratas y reducir en lo posible la probabilidad de efectos estocásticos (cancerígenos).

Para cumplir con la protección radiológica y bajo recomendaciones internacionales se debe considerar tres principios fundamentales: Justificación de la práctica, Límite de la dosis, y Optimización de la protección radiológica.

1.2.1 PRINCIPIOS BÁSICOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

A los pacientes se les aplican los principios de justificación y optimización, pero no se les aplican límites de dosis, ya que una vez justificada la exposición y optimizada la protección, el riesgo derivado de las dosis de radiación que pueda recibir el paciente, siempre se verá compensado con creces por el beneficio médico. En otras palabras que la imposición de límites de dosis a los pacientes iría en detrimento de los mismos.

Sin embargo la “Comisión Internacional de Protección Radiológica” (ICRP) recomienda que se apliquen “niveles de referencia” (NDR) que son valores indicativos de lo que se logra con buena práctica.

Justificación de la práctica, las exposiciones producen un beneficio neto frente a los riesgos que conllevan (3). La exposición médica de pacientes demanda un enfoque diferente y más detallado del proceso de justificación.

El empleo médico de la radiación debería justificarse, como sucede con cualquier otra situación de exposición planificada, aunque habitualmente esa justificación recae en la profesión médica en lugar del gobierno o las autoridades reguladoras.

El objetivo principal de las exposiciones médicas es beneficiar al paciente, teniendo en cuenta el detrimento suplementario de la exposición a la radiación del personal ligado a la práctica médica radiológica y de otros individuos. La responsabilidad de la justificación del empleo de un procedimiento en particular, recae en el correspondiente facultativo médico.

La justificación del procedimiento médico sigue siendo una parte principal de las Recomendaciones de la Comisión.

El principio de la justificación se aplica a tres niveles en el uso de la radiación en medicina:

- En el primer nivel, se acepta que el uso de la radiación en medicina beneficia al paciente. Dicho nivel de justificación puede considerarse entonces como obvio y por ende no será motivo de más consideraciones.
- En el segundo nivel, un procedimiento especificado con un determinado objetivo es definido y justificado. El objetivo del segundo nivel de justificación es considerar si normalmente el procedimiento radiológico mejorará el diagnóstico o tratamiento o proporcionará la información necesaria sobre los individuos expuestos.
- En el tercer nivel, debería justificarse la aplicación del procedimiento a un paciente en particular (es decir, debería estimarse que la aplicación respectiva traerá más beneficio que perjuicio al paciente específico). De este modo, todas las exposiciones médicas individuales deberían justificarse por adelantado,

teniendo en cuenta los objetivos específicos de la exposición y las características del individuo involucrado (14).

Optimización de la protección, las dosis deben mantenerse tan bajas como sea razonablemente posible haciendo que el beneficio neto sea el mayor posible (3).

Niveles de Referencia, indican si en las condiciones de rutina, la dosis al paciente administrada en un procedimiento específico es inusualmente alta o baja para dicho procedimiento (14).

Optimizar en Fluoroscopia no es otra cosa que dar la dosis que se necesita para la intervención, pero no más.

1.2.2 NORMAS BÁSICAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Las normas básicas de protección contra la radiación externa dependen de tres factores:

Limitación del tiempo de exposición, la dosis recibida es directamente proporcional al tiempo de exposición, por lo que, disminuyendo el tiempo, disminuirá la dosis. Una buena planificación y un conocimiento adecuado de las operaciones a realizar permitirán una reducción del tiempo de exposición.

Utilización de pantallas o blindajes de protección, para ciertas fuentes radiactivas la utilización de pantallas de protección permite una reducción notable de la dosis

recibida por el operador. Existen dos tipos de pantallas o blindajes, las denominadas barreras primarias (atenúan la radiación del haz primario) y las barreras secundarias (evitan la radiación dispersa y de fuga).

Distancia a la fuente radiactiva, la dosis recibida es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia a la fuente radiactiva.

$$[1] \quad \frac{I_1}{I_2} = \left(\frac{d_2}{d_1}\right)^2$$

Donde I_1 e I_2 son las dosis de radiación inicial y final respectivamente, y d_1 d_2 son las distancias desde la fuente radiactiva.

En consecuencia, si se aumenta al doble la distancia, la dosis recibida disminuirá a la cuarta parte. Es recomendable la utilización de dispositivos o mandos a distancia en aquellos casos en que sea posible (29).

1.2.3 NORMAS DE FLUOROSCOPIA

- Durante la realización del procedimiento fluoroscópico, en la sala de irradiación solo deberá estar el personal imprescindible.
- Se recomienda utilizar siempre un intensificador de imagen.
- Hay que recordar siempre que la disposición de tubo arriba e intensificador abajo como es el caso del Fluoroscopio (que corresponde a la disposición del equipo motivo de este trabajo), produce radiación dispersa.

- Antes de iniciar una exploración fluoroscópica, se deberá asegurar las puertas de ingreso a la sala de irradiación.
- El personal que permanezca en el interior de la sala de irradiación deberá utilizar medios de protección personal tales como delantal plomado, protector de tiroides, protector de gónadas, y gafas plomadas.
- Cuando sea necesario colocar las manos en el haz directo de irradiación, se deberá utilizar guantes plomados.
- Se deberá colimar el campo exploratorio al mínimo requerido.
- Mientras dure el examen fluoroscópico, ningún otro paciente deberá encontrarse en la sala de irradiación.
- La distancia foco-piel en ningún caso deberá ser inferior a 30 cm.

1.3 MEDICIÓN DE RADIACIÓN

1.3.1 MAGNITUDES QUE CARACTERIZAN EL HAZ DE RADIACIÓN

Half Value Layer (HVL)

El HVL se define como el espesor de un material absorbente que reduce el kerma en aire de un haz estrecho de rayos X en un punto distante respecto a la lámina absorbente a un 50% en comparación con un haz no atenuado (17). Para calcular el HVL en tensiones inferiores a 100 kV se utiliza láminas de aluminio cuya pureza debe ser superior al 99,8%. El espesor en milímetros de aluminio se obtiene por interpolación (6).

Tensión de Tubo

Es la diferencia de potencial aplicada entre el ánodo y el cátodo dentro del tubo de rayos X durante una exposición radiográfica. Su unidad de medida es KV (12).

KERMA (K) Kinetic Energy Released in the Medium

Se define como la suma de las energías cinéticas iniciales (dE_{Tr}) de todas las partículas cargadas ionizantes liberadas por las partículas ionizantes no cargadas en un material de masa dm , su unidad de medida es el Gray (Gy) (9):

$$[2] \quad K = dE_{Tr} / dm$$

Rendimiento del Tubo

El rendimiento del tubo de rayos X, $Y(d)$, es definido como el cociente del kerma en aire a una distancia específica, d , desde el foco de rayos X y el producto de la intensidad de corriente del tubo por el tiempo de exposición P_{It} , entonces:

$$[3] \quad Y(d) = K(d) / P_{It}$$

La unidad de medida para el rendimiento de rayos X es $Gy (mAs)^{-1}$ (8).

KERMA en Aire en Superficie de Entrada

El Kerma en Aire en Superficie de Entrada, es el kerma en aire medido en el eje central del haz sobre la superficie de entrada del paciente o fantoma. Por tanto, se incluye la radiación incidente sobre el paciente o fantoma y la radiación retrodispersa.

Su unidad en el Sistema Internacional es: Gray (Gy) (8).

Dose-Area Product (DAP) ó Producto dosis área (PDA)

Es el producto del área de una sección transversal de un haz de radiación y el valor promedio de la cantidad de dosis alrededor de dicha sección transversal

El DAP no depende de la distancia desde la fuente de rayos X, este es constante con la distancia ya que la sección transversal del haz es una función cuadrática que cancela la dependencia con el inverso del cuadrado de la distancia de la dosis. Esto es cierto despreciando la absorción y la dispersión de la radiación en el aire y también cuando la carcasa del tubo de rayos x está cerca de la camilla (26).

Dosis Máxima

Es la cantidad máxima de irradiación que recibe un paciente en la superficie de entrada, la tasa de dosis máxima para Fluoroscopía, incluida la retrodispersión, no deberá ser

superior a 100 mGy/min en modo automático, ni a los 50mGy/min en unidades manuales (15).

Para poder medir la radiación que emiten los equipos de Fluoroscopia se necesita de instrumentación especial que según la magnitud que se quiere conocer, cambia de instrumento.

1.3.2 INSTRUMENTACIÓN

Dosímetro DIAVOLT

Es un dosímetro multipropósito para control de calidad y pruebas de aceptación en Radiodiagnóstico, es usado para mediciones no invasivas de la tensión del tubo de rayos X, en el rango de 40 kV a 150 kV.

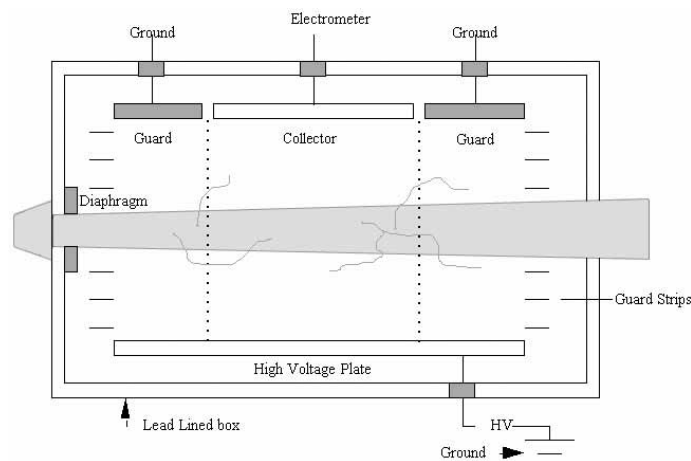
El Diavolt Universal puede ser utilizado en Radiodiagnóstico, Tomografía CT, Mamografía y Fluoroscopia (20).

Cámara de ionización

Una cámara de ionización es un instrumento construido para medir el número de iones dentro de una cavidad llena de gas entre dos placas de metal conductoras o dos electrodos plano - paralelos separados por un cierto espacio, pudiendo ser una de ellas la propia pared de la cavidad. Se aplica una corriente de calibración entre ambas placas, lo

que limpia los electrones de forma que el dispositivo no se sature. Cuando el gas que está entre los electrodos se ioniza, por ejemplo debido a un haz de rayos X, los iones se mueven hacia los electrodos de signo opuesto, creando así una corriente de ionización, que puede ser medida por un electrómetro (1).

Figura 1-2: Diagrama esquemático de una cámara de ionización de aire



Fuente: Dosimetry in Diagnostic Radiology: And International Code of Practice (7).

El tipo más común de cámara de ionización para medir en diagnóstico radiológico es una cámara plano paralela.

Cámara plano paralela

Es una cámara de ionización que utiliza dos electrodos paralelos, planos, separados por unos pocos milímetros, estos se calibran con sus placas orientadas perpendicularmente

al eje del haz, que es también la orientación en la que deben ser utilizados. Sirven para medir kerma en aire y exposición (7).

Electrómetros

Un electrómetro es un instrumento eléctrico para medir la carga eléctrica o diferencia de potencial eléctrico. Es un voltímetro electrónico de alta sensibilidad, cuya impedancia de entrada es tan alta que la corriente que fluye en él se puede considerar, a efectos prácticos, igual a cero. El uso más común para electrómetros modernos es la medición de la radiación con cámaras de ionización (21).

Estos instrumentos son delicados, lo ideal es que estén dotados de una escala digital y que puedan alcanzar una resolución del 1%, además el cambio de la respuesta debido a la falta de estabilidad a largo plazo no debe pasar de $\pm 5\%$ en un año.

Si el electrómetro forma parte integrante del sistema dosimétrico hay que calibrarlo junto con la cámara de ionización (5).

Una pieza fundamental para poder hacer mediciones con la instrumentación es el fantoma, que simula partes del cuerpo humano.

Fantoma

Los datos de distribución de dosis son usualmente medidos en un fantoma de agua en donde la absorción de la radiación y las propiedades de dispersión son equivalentes al músculo y otros tejidos blandos. Sin embargo los fantomas de agua presentan problemas al momento de usarlos conjuntamente con cámaras de ionización y otros detectores, que pueden ser afectados a menos que sean a prueba de agua, no siempre es posible sumergir el detector de radiación en el agua. Se han fabricado fantomas sólidos secos como sustitutos del agua, el material escogido tiene que ser dosimétricamente equivalente al tejido blando o al agua, es decir debe tener el mismo número atómico efectivo, número de electrones por gramo y densidad de masa (4).

Un fantoma muy utilizado es el de Polimetil Metacrilato o PMMA por sus siglas, que es un polímero con densidad similar a la del cuerpo de un humano (22).

1.3.3 INCERTIDUMBRES

Toda medición esta siempre afectada por una incertidumbre, que es el nivel de error que se puede dar en una medición, para interpretar correctamente los resultados se necesita conocer las incertidumbres asociadas a los mismos.

Hay dos estimaciones de incertidumbres, tipo A y tipo B;

Tipo A, la estimación se hace utilizando métodos estadísticos, a partir de mediciones repetidas.

Tipo B, la estimación de la incertidumbre se obtiene a partir de información de certificados de calibración² y de los manuales de los fabricantes de los equipos (24).

² Garantía de que el equipo está en óptimas condiciones técnicas y metrológicas (18).

Las incertidumbres asociadas a la metodología utilizada son relativamente grandes porque involucran un elevado número de parámetros obtenidos por medición y por cálculo, estando ambos sujetos a errores.

Los parámetros identificados para Fluoroscopia y Angiografía se representan en la siguiente tabla.

Tabla 1-4: Fuentes de incertidumbre identificadas y tipo para la metodología del estudio.

Fuente de Incertidumbre	DIAVOLT UNIVERSAL			DIAMENTOR E2			Cámara SFD		
	Tensión	Kerma en Aire	Tiempo de irradiación	DAP	Tasa DAP	Tiempo de irradiación	Kerma en la superficie de entrada	Dosis al paciente máxima	Tiempo de irradiación
Precisión de las lecturas	A	A	A	A	A	A	A	A	A
Repetibilidad de la tensión	A	A	-	A	A	-	A	A	-
Dependencia de la tasa de dosis	B	B	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia de la temperatura	B	B	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia del tamaño de campo	-	B	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia de la Energía	-	B	-	-	-	-	B	B	-
Error Intrínseco	B	B	B	-	-	B	-	-	B
Estabilidad a largo Plazo (por año)	B	B	-	-	-	-	B	B	-

Exactitud	-	-	-	B	B	B	-	-	B
Factor de Calibración del equipo	B	B	-	-	-	-	-	-	-
Reproducibilidad	B	B	B	-	-	-	-	-	-
Linealidad	-	-	-	B	B	-	-	-	-
Desaparición de la señal	-	-	-	-	-	-	B	B	-
Reproducibilidad del electrómetro	-	-	-	-	-	-	B	B	-
Precisión por Polarización	-	-	-	-	-	-	B	B	-

Fuente: Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiología general y Mamografía (8)

Las incertidumbres tipo A se calculan con la ecuación [4] y [5], donde \bar{M} es la media de la muestra de las lecturas del dosímetro, y u es la desviación estándar de la media (8).

$$[4] \quad \bar{M} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n M_k$$

$$[5] \quad u = s(\bar{M}) = \left(\frac{1}{n(n-1)} \sum_{k=1}^n (M_k - \bar{M})^2 \right)^{1/2}$$

Las incertidumbres tipo B se calculan con las ecuaciones [6] y [7], en las que M es un valor que se obtiene de un intervalo de variación entre un valor mínimo a_- y un valor máximo a_+ (8).

$$[6] \quad a = (a_- + a_+)/2$$

$$[7] \quad u = a/\sqrt{3}$$

1.3.4 NORMATIVA INTERNACIONAL

La Comisión Internacional de Protección Radiológica llama **Efectos deterministas (reacciones tisulares)** si:

El efecto aparece sólo cuando mueren numerosas células en un órgano o tejido, el efecto será sólo observable clínicamente si la dosis de radiación está por encima de un valor umbral. La magnitud de ese umbral dependerá de la tasa de dosis (es decir, dosis por

unidad de tiempo) y la transferencia lineal de energía de la radiación, el órgano o tejido irradiado, el volumen de la parte irradiada del órgano o tejido, y el efecto clínico de interés. Con dosis crecientes, por encima del umbral, la probabilidad de ocurrencia se elevará abruptamente al 100 % (es decir, cada persona expuesta mostrará el efecto) y la severidad del mismo aumentará con la dosis.

Tales efectos pueden ocurrir en la aplicación de la radiación ionizante en radioterapia, y en los procedimientos intervencionistas, en particular, cuando los procedimientos intervencionistas guiados fluoroscópicamente son complejos y requieren tiempos de radioscopia muy largos o la adquisición de numerosas imágenes (13).

Efectos estocásticos (cáncer y efectos hereditarios)

Existe suficiente evidencia en la biología celular y molecular que el daño por radiación al ADN en una única célula puede conducir a una célula transformada, todavía capaz de reproducirse. A pesar de las defensas del cuerpo, normalmente muy efectivas, existe una pequeña probabilidad que este tipo de daño, promovido por la influencia de otros agentes no necesariamente asociados con la radiación, pueda llevar a una condición maligna (efecto somático). Como la probabilidad es baja, sólo ocurrirá en algunas de las células expuestas. Si el daño inicial es a células germinales en las gónadas, pueden ocurrir efectos hereditarios.

La probabilidad de un efecto estocástico atribuible a la radiación aumenta con la dosis y probablemente, a dosis bajas, sea proporcional a la dosis. A dosis y tasas de dosis más

altas, frecuentemente la probabilidad aumenta con la dosis más abruptamente que con una proporcionalidad simple. A dosis aún más altas, cercanas al umbral de los efectos deterministas (reacciones tisulares), la probabilidad aumenta más lentamente, y aún puede comenzar a disminuir, debido al efecto competitivo de la muerte celular. Estos efectos, tanto somáticos como hereditarios, son llamados “estocásticos”. Cuando la radiación ionizante es utilizada en procedimientos médicos la probabilidad de tales efectos aumenta

Según la Comisión Internacional de Protección radiológica:

La optimización de la protección radiológica, significa mantener las dosis “tan bajas como sea razonablemente alcanzable, considerando los factores económicos y sociales” y es mejor descripta como la administración de la dosis de radiación al paciente para que sea acorde con el propósito médico (13).

En cuanto a la utilización de **Niveles de Referencia para diagnóstico y de restricciones de dosis**.

En la protección del paciente, los detrimentos y los beneficios son recibidos por el mismo individuo, el paciente, y la dosis al paciente es determinada principalmente por las necesidades médicas. Las restricciones de dosis para los pacientes son por lo tanto inadecuadas, en contraste con su importancia en la exposición ocupacional y del público. Sin embargo, la administración de la dosis al paciente es importante y frecuentemente puede estar facilitada, para los procedimientos diagnósticos e

intervencionistas, por el uso de un nivel de referencia para diagnóstico, que es un método para evaluar si la dosis al paciente (en cuanto a efectos estocásticos) es excepcionalmente alta o baja para un particular procedimiento de diagnóstico médico por imágenes.

Los niveles de referencia para diagnóstico no son aplicables para el manejo de efectos deterministas (reacciones tisulares) (es decir, lesiones de la piel inducidas por la radiación) debidos a procedimientos intervencionistas guiados fluoroscópicamente. En este caso, el objetivo es evitar los efectos deterministas (reacciones tisulares) en pacientes individuales que se someten a procedimientos justificados pero largos y complejos. La necesidad aquí es supervisar, en tiempo real, si las dosis umbral para los efectos deterministas (reacciones tisulares) son alcanzadas o excedidas en el procedimiento propiamente dicho que se lleva a cabo en un paciente en particular. La magnitud pertinente para la evaluación del riesgo es la dosis absorbida en la piel en el sitio de la máxima dosis acumulada en piel. Un enfoque de utilidad es seleccionar valores para la máxima dosis absorbida acumulada en piel para los cuales diferentes acciones clínicas son tomadas respecto de la historia clínica del paciente o su cuidado. Por esta razón, durante los procedimientos propiamente dichos, son monitoreadas las magnitudes apropiadas que pueden ayudar a indicar la máxima dosis absorbida acumulada en piel (13).

La Comisión Internacional de Protección Radiológica se refiere a los **Procedimientos Intervencionistas guiados Fluoroscópicamente:**

Los procedimientos intervencionistas guiados fluoroscópicamente están siendo utilizados por un número creciente de médicos que no están adecuadamente capacitados en seguridad radiológica o en radiobiología. Muchos de estos intervencionistas no son conscientes del potencial para lesionar de esos procedimientos o de los métodos simples para disminuir su incidencia. Muchos pacientes no son asesorados sobre los riesgos de la radiación ni se les hace un seguimiento cuando las dosis de radiación de los procedimientos difíciles pueden provocar una lesión. Algunos pacientes sufren lesiones de la piel inducidas por la radiación, y los pacientes más jóvenes pueden afrontar un aumento del riesgo de cáncer en el futuro. Los intervencionistas están teniendo su práctica limitada o sufriendo lesiones, y están exponiendo a su personal a dosis altas.

En algunos de estos procedimientos intervencionistas, las dosis en piel a los pacientes se acercan a las experimentadas en las sesiones de radioterapia en el tratamiento del cáncer. Las lesiones de la piel inducidas por la radiación están ocurriendo en los pacientes debido al uso del equipo inadecuado y, más frecuentemente, a una técnica operacional pobre. También, han sido observadas lesiones en los médicos y en el personal que realiza estos procedimientos intervencionistas. Dosis agudas de radiación (a pacientes) pueden causar eritema a los 2 Gy, catarata a los 2 Gy, depilación permanente a los 7 Gy, y necrosis tardía de la piel a los 12 Gy. Las exposiciones ocupacionales prolongadas al ojo pueden causar cataratas a los 4 Gy si la dosis es recibida en menos de 3 meses y a los 5,5 Gy si es recibida durante un período que excede los 3 meses.

Existen medidas prácticas para controlar la dosis al paciente y al personal. La preocupación principal es la dosis absorbida por el paciente en el área de piel que recibe la dosis máxima.

Cada protocolo clínico local debería incluir, por cada tipo de procedimiento intervencionistas fluoroscópicamente guiado, una declaración de las dosis en piel acumuladas y los sitios de la piel asociados con las diversas partes del procedimiento.

Los intervencionistas deberían estar capacitados para usar la información de la dosis en piel y las técnicas prácticas para controlar la dosis. Las dosis absorbidas máximas acumuladas que parecen acercarse o exceder el 1 Gy (para los procedimientos que pueden ser repetidos) o 3 Gy (para cualquier procedimiento) deberían estar registradas en la historia clínica del paciente y debería existir un procedimiento de seguimiento para tales casos. Los pacientes deberían ser asesorados si hay un riesgo significativo de lesión inducida por la radiación y el médico del paciente debería estar informado de la posibilidad de los efectos radiológicos. La capacitación en Protección Radiológica de los pacientes y del personal debería ser una parte integrante de la formación de aquellos que usan estos procedimientos intervencionistas. Todos los intervencionistas deberían auditar y examinar los resultados de sus procedimientos por lesiones de la radiación. Los riesgos y los beneficios, incluyendo los riesgos radiológicos, deberían ser considerados cuando son introducidas nuevas técnicas intervencionistas guiadas fluoroscópicamente (13).

CAPÍTULO II

2 PARTE EXPERIMENTAL

2.1 MUESTREO

2.1.1 LÍNEA BASE

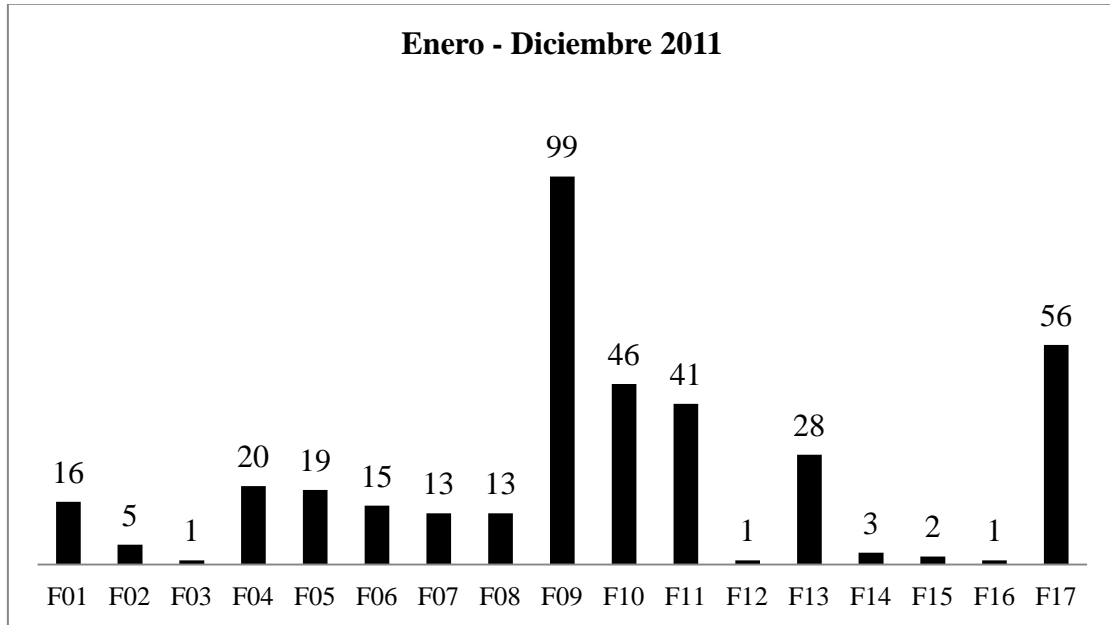
Con el propósito de establecer la línea base, se ha hecho una revisión inicial de los procedimientos que se realizan en las salas de Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1. Se tomaron datos desde enero 2011 hasta septiembre 2012 (ANEXO B).

Tabla 2-1: Procedimientos en Fluoroscopia del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, (enero – septiembre 2011)

Código de Fluoroscopia	EXAMEN
F01	Colangiografía post operatoria
F02	Urograma excretor
F03	Urograma minutado
F04	Cineesofagograma
F05	Peritoneografía
F06	Serie gastroduodenal con doble contraste
F07	Serie gastroduodenal y tránsito intestinal
F08	Tránsito intestinal
F09	Cistografía
F10	Enema de bario doble contraste
F11	Esofagograma
F12	Fistulografía
F13	Histerosalpingografía
F14	Sialografía unilateral
F15	Serie gastroduodenal y tránsito intestinal pediátrico
F16	Enema de bario doble contraste pediátrico
F17	Colangiopancreatografía Endoscópica Retrógrada

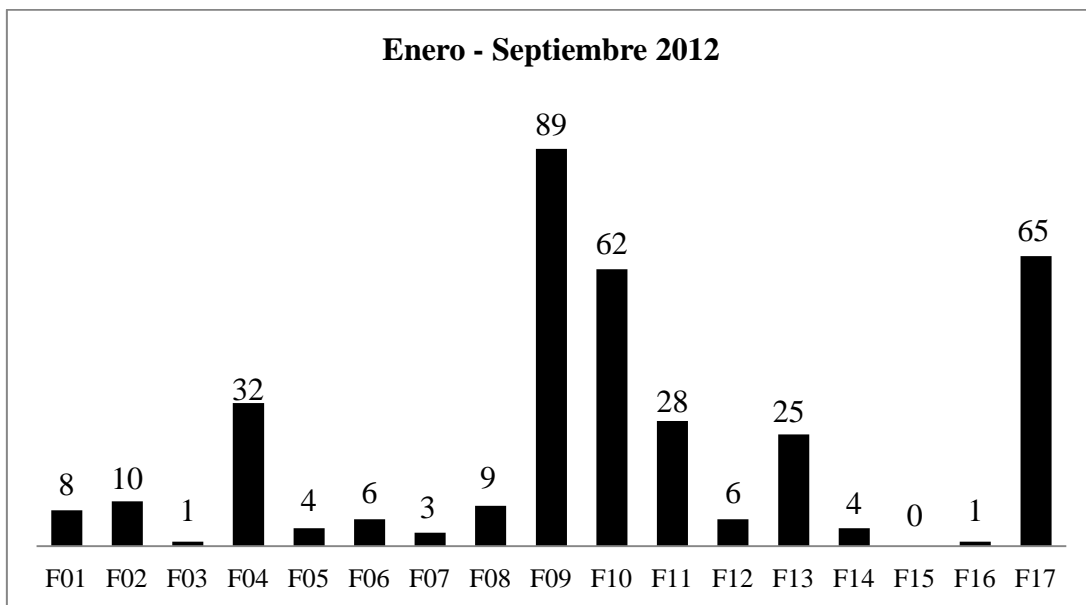
Fuente: Registro de la Sala de Fluoroscopia.

Gráfica 2-1: Procedimientos realizados en Fluoroscopia en el 2011



Fuente: Registro de la Sala de Fluoroscopia

Gráfica 2-2: Procedimientos realizados en Fluoroscopia en el 2012



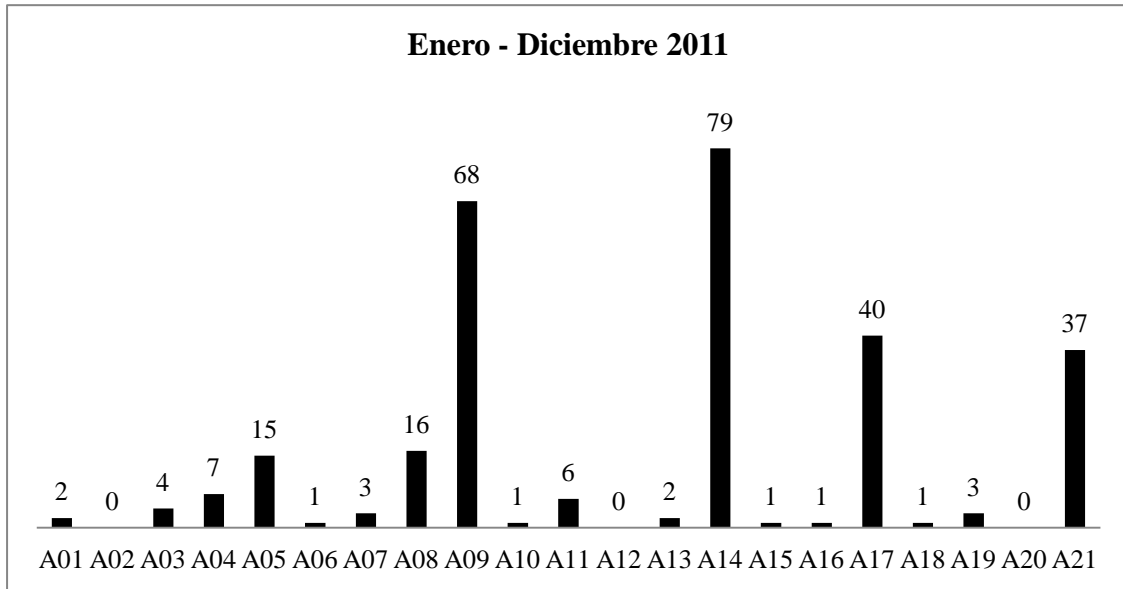
Fuente: Registro de la Sala de Fluoroscopia

Tabla 2-2: Procedimientos en Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, (enero – septiembre 2011)

Código de Angiografía	EXAMEN
A01	Aortoangiografía Aorto Femoral
A02	Angiografía Carotidea unilateral
A03	Angiografía Carotidea Bilateral
A04	Angiografía Cerebral
A05	Angiografía de Miembro Inferior Bilateral
A06	Angiografía Renal
A07	Cava grafía
A08	Cateterismo Cardíaco de Diagnóstico
A09	Cinecoronariografía
A10	Nefrostomía
A11	Embolización Transcatéter
A12	Angioplastia periférica con balón
A13	Angioplastia Coronaria Transluminal Percutánea
A14	Intervencionismo coronario stent/balón
A15	Angiografía Torácica
A16	Angiografía Abdominal
A17	Colocación de Implantofix
A18	Drenaje Biliar Percutáneo
A19	Colocación de Marcapasos
A20	Angiografía Vertebral
A21	Artrografía

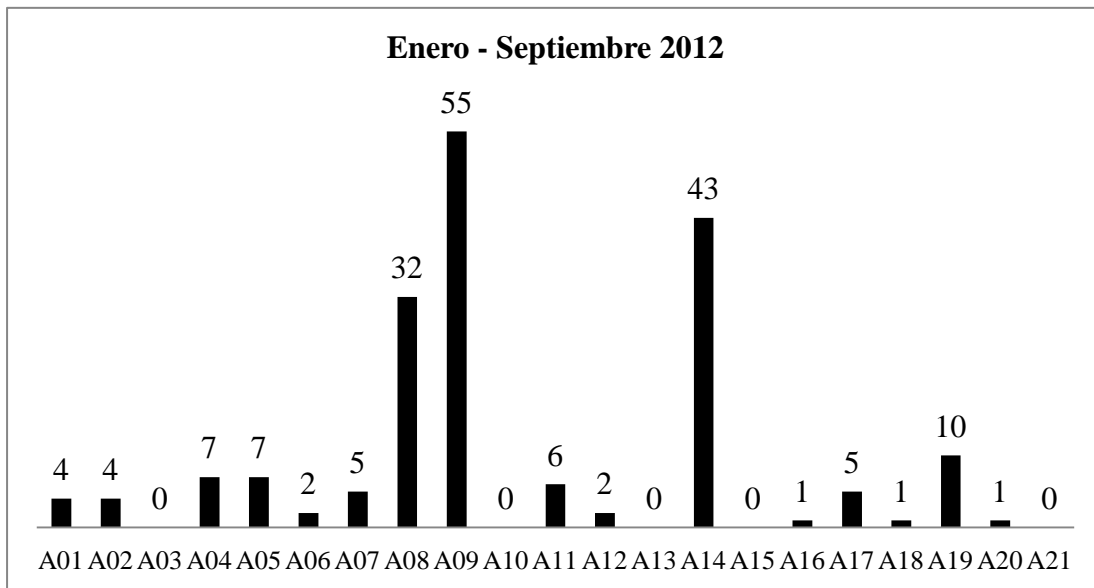
Fuente: Registro de la Sala de Angiografía

Gráfica 2-3: Procedimientos realizados en Angiografía en el 2011



Fuente: Registro de la Sala de Angiografía

Gráfica 2-4: Procedimientos realizados en Angiografía en el 2012



Fuente: Registro de la Sala de Angiografía

2.1.2 MEDICIONES EN LOS EQUIPOS DE FLUOROSCOPIA

Las mediciones fueron realizadas desde el día jueves 22 de noviembre hasta el día jueves 29 de noviembre del 2012, a diferentes horas de la mañana y de la tarde, dentro de las condiciones de funcionamiento recomendados en las especificaciones técnicas de los equipos de dosimetría, y en lo posible se ha utilizado las condiciones en los que fueron calibrados los equipos (ANEXO C).

Las mediciones se efectuaron en el Fluoroscopio Telecomandado GMM 45330 y el Angiógrafo Siemens Axion Artis FA 2964522, utilizando una cámara de ionización PTW FREIBURG SFD TW34069 con electrómetro PTW UNIDOS E T10009, cámara de ventana PTW FREIBURG TA34028 con electrómetro PTW DIAMENTOR E2 T11033, dosímetro multipropósito PTW DIAVOLT UNIVERSAL T43014 (ANEXO D) y un fantoma de agua.

Los datos fueron anotados en hojas de registro elaboradas para cada prueba, que una vez analizados nos ayudará a verificar o negar la optimización de la protección radiológica en las dos salas de procedimientos de intervencionismo.

TABLA 2-3: MEDIDAS DE CONTROL DE CALIDAD Y DOSIMÉTRICAS EN FLUOROSCOPIA Y ANGIOGRAFÍA DEL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES FUERZAS ARMADAS N° 1.

Código	Lugar de Medición	Tipo de dato	Tamaño de campo	Distancia fuente detector	Fantoma	Cámara	Fecha de muestreo	Hora de muestreo
SF1	Sala de Fluoroscopia	Tensión Nominal	12 cm x 12 cm	102 cm	NO	DIAVOLT UNIVERSAL T43014	23/11/2012	10h06
SF2	Sala de Fluoroscopia	Kerma en aire	12 cm x 12 cm	102 cm	NO	DIAVOLT UNIVERSAL T43014	23/11/2012	10h06
SF3	Sala de Fluoroscopia	Producto Dosis Área	27 cm x 27 cm	27 cm	NO	FREIBURG TA34028	22/11/2012	10h30
SF4	Sala de Fluoroscopia	Kerma en Aire en superficie de entrada	23 cm x 23 cm	80 cm	Agua	FREIBURG SFD TW34069	26/11/2012	09h17
SF5	Sala de Fluoroscopia	Dosis al Paciente Máxima	27 cm x 27 cm	80 cm	2 cm Pb	FREIBURG SFD TW34069	26/11/12	10h00

SA1	Sala de Angiografía	Tensión Nominal	27 cm x 27 cm	56,5 cm	NO	DIAVOLT UNIVERSAL T43014	26/11/2012	15h00
SA2	Sala de Angiografía	Kerma en Aire	27 cm x 27 cm	56,5 cm	NO	DIAVOLT UNIVERSAL T43014	26/11/2012	15h00
SA3	Sala de Angiografía	Producto Dosis Área	27 cm x 27 cm	42 cm	NO	FREIBURG TA34028	23/11/2012	12h00
SA4	Sala de Angiografía	Kerma en Aire en superficie de entrada	27 cm x 27 cm	60,5 cm	Agua	FREIBURG SFD TW34069	27/11/2012	12h30
SA5	Sala de Angiografía	Dosis al Paciente Máxima	27 cm x 27 cm	56,5 cm	2 cm Pb	FREIBURG SFD TW34069	27/11/2012	12h00

A continuación se muestra las imágenes de las pruebas realizadas en el Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, en el mes de noviembre del 2012.

Foto 2-1: Tensión Nominal SF1 y Kerma en Aire SF2



Fuente: Tesistas

Foto 2-2: Producto Dosis Área SF3



Fuente: Tesistas

Foto 2-3: Kerma en Aire en Superficie de Entrada SF4



Fuente: Tesistas

Foto 2-4: Dosis al Paciente Máxima SF5



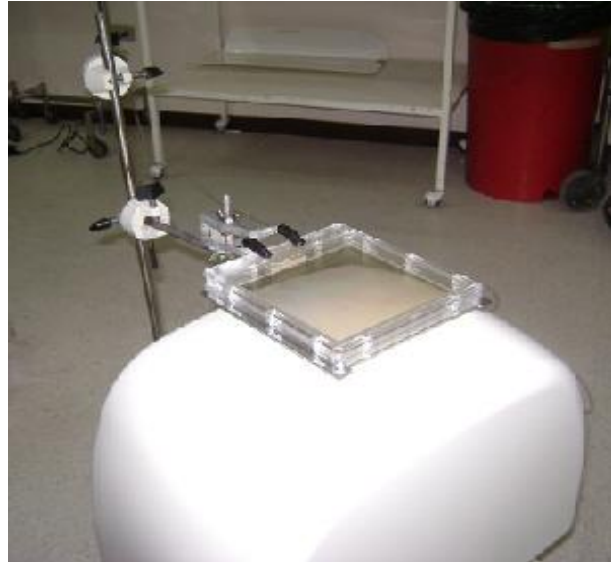
Fuente: Tesistas

Foto 2-5: Tensión Nominal SA1 y Kerma en Aire SA2



Fuente: Tesistas

Foto 2-6: Producto Dosis Área SA3



Fuente: Tesistas

Foto 2-7: Kerma en Aire en Superficie de Entrada SA4



Fuente: Tesistas

Foto 2-8: Dosis al Paciente Máxima SA5





Fuente: Tesistas

2.2 METODOLOGÍA

Conociendo la importancia de optimizar la dosis de radiación en pacientes que son sometidos a procedimientos en Fluoroscopia y Angiografía consideramos que los procedimientos que requieren más atención son los de C.P.R.E., y Cinecoronariografía, según el estudio de la línea base mostrada en las gráficas 2-1, 2-2, 2-3, 2-4.

Se revisó los protocolos para poder determinar el Kerma en Aire, el Producto Dosis Área, Kerma en Aire en Superficie de Entrada y Dosis Máxima al Paciente, utilizando el

mejor procedimiento para medir en los equipos de Fluoroscopia, según la realidad dentro del Hospital de Especialidades Fuerza Armadas N°1.

Se realizaron 2 pruebas de control de calidad y 3 pruebas de medidas dosimétricas, en las salas de Fluoroscopia y Angiografía con el fin de optimizar la Protección Radiológica en C.P.R.E y Cinecoronariografía. Las medidas fueron tomadas según los protocolos del IAEA: “Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico” (10), “Establecimiento de Niveles orientativos en Radiografía General y Mamografía” (8) y “Medición de Producto Dosis Área” (26).

Dentro de las pruebas se tomaron los siguientes datos: Distancia foco-piel, Kilovoltaje (KV medido), Miliamperaje (mA), Tiempos de Fluoroscopia (tiempo de exposición), Tamaño de campo (cm²), Kerma en Aire (μGy), Producto Dosis Área (μGy.m²), Kerma en Superficie de Entrada (mGy) y Dosis al Paciente Máxima (mGy).

El valor de Producto Dosis Área, se comparó con los niveles de referencia internacionales para los dos estudios.

TIPO DE INVESTIGACIÓN

- ✓ Por el nivel de Profundidad es de tipo: **Solución de Problemas**
- ✓ Por la secuencia de Estudio es de tipo: **Transversal**
- ✓ Por el tipo de datos por analizar es de tipo: **Cuali-cuantitativo**
- ✓ Por la Utilización del Conocimiento es de tipo: **Aplicativo**

2.2.1 MÉTODOS Y TÉCNICAS

2.2.1.1 MÉTODOS

Deductivo

Una vez revisado los principios, conceptos, leyes generales sobre la optimización de la Protección Radiológica propuestos por el Organismo Internacional de Energía Atómica, seleccionamos los procedimientos para medir la dosis de radiación que recibe el paciente, en las salas de Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1.

Comprendiendo los procedimientos intervencionistas de Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica y Cinecoronariografía, se demuestra que la protección radiológica en estos estudios se encuentra dentro de los niveles de referencia internacionales.

Síntesis

Para optimizar la protección radiológica en las salas de Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, se realizaron pruebas de control de calidad de los equipos y pruebas de dosimetría.

PROCEDIMIENTOS REALIZADOS

Exactitud y Repetibilidad del Valor Nominal de la Tensión del Tubo

Se seleccionó la opción manual del equipo, se estableció 4 valores de KV (60, 70, 80, 90) y 2 de mA (2, 3) con un tiempo de exposición de 10 segundos, se colocó el kilovoltímetro sobre la mesa ó sobre otro soporte adecuado, usando un campo de radiación que cubra su volumen sensible, se verificó la posición del DIAVOLT con una imagen de Fluoroscopia.

La distancia foco - instrumento se colocó según las condiciones de calibración del kilovoltímetro DIAVOLT, se realizó una exposición para cada KV y mA definidos anteriormente y se registra los valores de KV obtenidos. Para un valor de KV (80) y mA (0,5), se realizó 4 exposiciones y se registró los datos obtenidos.

Esta prueba no puede realizarse en equipos que no cuenten con la selección manual de los factores técnicos (10).

Repetibilidad y Linealidad de la Tasa de Kerma en Aire y Rendimiento del Tubo

Se seleccionó el modo manual de operación, se eligió 4 valores de tensión (60, 70, 80, 90) y 4 valores de corriente comúnmente utilizados (0,5 – 1 – 2 - 3) y un tiempo de exposición de 10 segundos.

Se colocó el medidor sobre la mesa u otro soporte adecuado, usando un campo de radiación que cubra su volumen sensible, se verificó su posición mediante una imagen fluoroscópica. Se colocó el tubo a una distancia foco - instrumento de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Se realizó una exposición para los valores de kV y mA y se registró los resultados, se escoge un valor de Tensión de Tubo (80 kV) y un valor de corriente (0,5 mA) y se realizan 4 exposiciones.

La linealidad no puede ser comprobada en equipos que funcionan solamente con control automático (10).

Producto Dosis - Área

La cámara de ventana se colocó a la salida del tubo de rayos X de manera que intercepte por completo el haz de rayos X, si el tubo está sobre la mesa se coloca la cámara con las varillas de soporte (Fluoroscopio), si el tubo está debajo de la mesa se coloca la cámara en un soporte de manera que quede asegurada y esté a la salida del tubo.

Se verificó que los equipos de Fluoroscopia y Angiografía se encuentren en las condiciones habituales de uso. Los factores técnicos se seleccionaron de manera que se simule hacer un examen de Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica y de Cinecoronariografía respectivamente.

Se realizó una exposición para verificar que la cámara esté centrada y se procede a hacer irradiaciones para registrar el DAP y su tasa.

Antes de iniciar las medidas es necesario calibrar y probar la cámara de ventana en la sala de Fluoroscopia y además no se aplica procedimiento de cálculo para esta prueba (26).

Kerma en Aire en Superficie de Entrada de la piel del paciente y Dosis al Paciente Máxima.

Se posicionó el tubo de rayos X a la distancia máxima del intensificador de imagen, si el intensificador de imagen está debajo de la mesa se debe posicionar el simulador (20 cm de agua) sobre la mesa y la cámara de ionización sobre el simulador. Si el intensificador de imagen está sobre la mesa se debe posicionar el simulador con una separación de la mesa de manera que sea posible ubicar la cámara de ionización debajo de este.

Se posicionó la cámara de ionización en el eje central del intensificador de imagen, se realizó una exposición para asegurar que la cámara esté centrada, se registraron la distancia foco - cámara y la distancia foco - intensificador.

Se realizaron exposiciones y se registró la tasa de Kerma en Aire y los factores técnicos de KV y mA.

Para medir la Dosis Máxima recibida por el paciente, realizar una exposición colocando el filtro de plomo por delante de la superficie de entrada del paciente interceptando el

haz de rayos X, utilizar la peor geometría posible para la irradiación del paciente y registrar el valor obtenido. En esta prueba no se aplica procedimiento de cálculo.

2.2.1.2 TÉCNICAS

Bibliográfica

Se hizo una revisión de libros relacionado con las radiaciones ionizantes, publicaciones hechas por el Organismo Internacional de Energía Atómica sobre Optimización de Protección Radiológica en Procedimientos Intervencionistas, sitios web, los manuales de los equipos de Fluoroscopia, los manuales de los equipos dosimétricos empleados, de donde se obtuvo información útil para dar inicio con el trabajo de tesis.

Experimental

Se realizaron pruebas para evaluar la Exactitud y Repetibilidad del indicador de la Tensión de Tubo para cualquier corriente seleccionada, para evaluar la constancia de la Tasa de Kerma en Aire y el Rendimiento del Tubo. Se determinó el producto Dosis Área y se midió la Tasa de Dosis Típica y Máxima en la Superficie de Entrada de un Paciente Estándar.

Se realizó una estimación de la incertidumbre combinada y expandida de las mediciones, a partir de las estimaciones de las incertidumbres de cada uno de los diferentes parámetros utilizados.

2.3 DATOS EXPERIMENTALES

2.3.1 DIAGNÓSTICO

Para Optimizar la Protección Radiológica en los procedimientos intervencionistas guiados por Fluoroscopia, se debe cumplir con una serie de parámetros, que se ven reflejados en la eficiencia para reducir la dosis de radiación suministrada al paciente, la cual en base a estudios realizados el Organismo Internacional de Energía Atómica recomienda que no debe ser mayor a 2 Gy (3). Ya que con niveles elevados de dosis se puede provocar radiolesiones.

2.3.2 DATOS

En el Fluoroscopio y Angiógrafo se realizó pruebas de Tensión Nominal, Kerma en Aire, Producto Dosis Área, Kerma en Aire en Superficie de Entrada y Dosis al Paciente Máxima. Los datos obtenidos son los siguientes:

Tabla 2-4: Datos de Tensión Nominal en Fluoroscopia

KV Nominal	mA	KV Medido	Tiempo de Exposición (s)
60	2	63,10	11,33
	3	60,30	11,61
70	2	74,10	11,07
	3	73,00	11,46
80	2	85,20	11,32
	3	85,40	11,39
90	2	93,30	10,95
	3	92,90	11,30

Tabla 2-5: Datos de Tensión Nominal en Angiografía

KV Nominal	mA	KV Medido	Tiempo de Exposición (s)
70	280	78,10	11,05
		76,10	11,05
		76,60	10,80
		76,80	11,32
		76,50	11,05

Tabla 2-6: Datos Kerma en Aire en Fluoroscopia

KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Tiempo de Exposición (s)
60	0,5	457,60	11,03
		455,40	11,00
		462,20	11,17
		458,40	11,12
	1	1250,00	10,99
	2	3026,00	11,33
	3	4885,00	11,61
70	0,5	605,90	11,45
		598,12	11,24
		594,20	10,98
		597,11	11,21
	1	1691,00	11,20
	2	3401,00	11,07
	3	6463,00	11,46
80	0,5	830,90	10,91
		820,98	10,80
		838,20	10,93
		843,19	11,06
	1	2234,00	11,81
	2	5134,00	11,32
	3	8599,00	11,39
90	0,5	920,20	11,42
		977,90	11,67
		976,90	11,48
		978,90	11,74
	1	2590,00	11,33
	2	6081,00	10,95
	3	9970,00	11,30

Tabla 2-7: Datos Kerma en Aire en Angiografía

KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Tiempo de Exposición (s)
70	280	45,65	11,05
		43,39	11,05
		42,51	10,80
		45,02	11,32
		43,97	11,05

Tabla 2-8: Datos de Producto Dosis Área en Fluoroscopia

DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Tasa DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{s}$)	Tiempo de Exposición (s)
73,72	7,31	10,48
74,22	7,31	10,57
74,21	7,30	10,56
74,19	7,31	10,50
73,70	7,32	10,41

Tabla 2-9: Datos de Producto Dosis Área en Angiografía

DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Tasa DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{s}$)	Tiempo de Exposición (s)
1,16	0,13	11,16
1,21	0,08	11,07
1,22	0,06	11,16
1,21	0,11	11,11
1,22	0,10	11,10

Tabla 2-10: Datos de Kerma en Aire en Superficie de Entrada en Fluoroscopia

KV Nominal	mA	Kerma en Aire en Superficie de Entrada (mGy)	Tiempo de Exposición (s)
75	3	3,50	11,61
		4,00	11,97
		3,50	11,83
		3,50	11,56
		3,50	11,47

Tabla 2-11: Datos de Kerma en Aire en Superficie de Entrada en Angiografía

KV Nominal	mA	Kerma en Aire en Superficie de Entrada (mGy)	Tiempo de Exposición (s)
64	512	9,00	11,43
		8,50	11,51
		9,00	11,65
		9,00	11,47
		8,50	11,38

Tabla 2-12: Datos de Dosis al Paciente Máxima en Fluoroscopia

KV Nominal	mA	Exposición	Kerma en Aire (mGy)	Tiempo de Exposición (s)
80	3,30	1	2,00	11,61
		2	2,00	11,97
		3	2,40	11,83
		4	2,00	11,56
		5	2,50	11,47

Tabla 2-13: Datos de Dosis al Paciente Máxima en Angiografía

KV Nominal	mA	Exposición	Kerma en Aire (mGy)	Tiempo de Exposición (s)
102	326	1	87,50	11,00
		2	86,50	11,25
		3	86,50	11,25
		4	86,50	11,25
		5	86,50	11,16

2.4 DATOS ADICIONALES

Estos datos fueron tomados de los registros del equipo de Angiografía de pacientes que fueron sometidos a Cinecoronariografía entre Octubre y Noviembre de 2012, para analizar las dosis en exposiciones individuales y totales, con la finalidad de compararlos con los niveles de referencia internacionales.

Tabla 2-14: Datos del paciente 1

Exposiciones	KV	mA	DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Dosis (mGy)	Tiempo (s)
1	62	511	32,80	1,60	7
2	78	473	148,80	15,80	6
3	105	318	141,50	45,90	5
4	82	450	54,00	16,30	6
5	83	446	95,50	29,60	6
6	69	504	27,20	5,20	6
7	76	486	56,40	11,10	7
8	100	332	97,70	31,90	4
Promedio	81,88	440,00	81,74	19,68	5,88

Fuente: Registros del Equipo de Angiografía

Tabla 2-15: Datos del paciente 2

Exposiciones	KV	mA	DAP ($\mu\text{Gy.m}^2$)	Dosis (mGy)	Tiempo (s)
1	64	339	61,80	2,80	6
2	119	282	237,90	67,70	7
3	104	318	155,20	44,10	5
4	108	308	181,10	55,50	6
5	89	400	103,00	29,30	5
6	101	342	110,90	34,20	5
7	96	354	95,00	25,90	4
8	95	382	81,50	22,30	4
9	108	307	261,20	85,80	10
10	107	310	82,40	27,10	3
11	106	312	18,80	6,20	1
12	110	302	136,70	44,50	5
13	113	295	46,80	15,40	2
14	116	286	128,60	42,20	4
15	101	328	21,20	7,00	1
16	103	323	79,30	26,00	3
17	125	266	163,80	51,20	4
18	108	308	69,30	23,20	3
19	101	329	112,90	37,70	5
Promedio	103,89	320,58	113,02	34,11	4,37

Fuente: Registros del Equipo de Angiografía

Tabla 2-16: Datos del paciente 3

Exposiciones	KV	mA	DAP ($\mu\text{Gy.m}^2$)	Dosis (mGy)	Tiempo (s)
1	99	346	149,10	42,00	6
2	108	308	151,50	45,30	5
3	101	328	106,50	34,00	4
4	117	284	85,90	28,60	3
5	115	289	63,30	21,00	2
6	83	442	46,20	15,30	3
7	74	460	34,00	10,80	3
8	105	321	93,20	29,90	4
9	103	324	83,60	27,60	3
10	107	309	73,30	24,30	3
11	104	320	62,20	20,50	2
12	107	309	64,10	21,20	2
13	125	266	126,70	41,90	4
14	80	463	132,60	24,90	10
Promedio	102,00	340,64	90,87	27,66	3,86

Fuente: Registros del Equipo de Angiografía

Tabla 2-17: Datos del paciente 4

Exposiciones	KV	mA	DAP ($\mu\text{Gy.m}^2$)	Dosis (mGy)	Tiempo (s)
1	104	319	86,00	28,80	3
2	107	311	79,30	26,50	3
3	106	314	64,80	21,60	2
4	102	325	68,80	23,00	3
5	95	378	44,90	15,00	2
6	85	430	34,70	11,60	2
7	110	303	83,50	27,80	3
8	87	422	253,90	51,40	10
Promedio	99,50	350,25	89,49	25,71	3,50

Fuente: Registros del Equipo de Angiografía

Tabla 2-18: Datos del paciente 5

Exposiciones	KV	mA	DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Dosis (mGy)	Tiempo (s)
1	64	370	59,60	2,90	6
2	91	397	124,30	33,50	6
3	91	385	139,10	40,40	6
4	106	312	162,70	54,40	6
5	73	502	74,20	24,80	6
6	99	346	181,10	38,10	5
7	90	408	84,70	24,60	5
8	99	335	18,20	5,30	1
9	103	332	30,60	8,90	1
10	102	326	26,10	7,60	1
11	96	370	68,30	19,80	3
12	108	306	20,10	5,80	1
13	96	380	83,20	24,10	4
14	96	362	29,50	8,60	1
15	96	362	91,00	26,40	4
16	115	381	23,10	6,70	1
17	107	310	19,70	5,70	1
18	97	344	109,10	31,70	4
19	96	354	14,80	4,30	1
20	98	339	98,70	28,70	4
21	100	332	102,00	29,60	4
Promedio	96,33	359,67	74,29	20,57	3,38

Fuente: Registros del Equipo de Angiografía

Tabla 2-19: Datos de pacientes que se realizaron una Cinecoronariografía entre el mes de Octubre y Noviembre del 2012

N° de Pacientes	DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Dosis (mGy)	Tiempo de Exposición (min)	Tasa de Dosis (mGy/s)	Tasa DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{min}$)
1	1548,00	1154,00	5,40	213,70	286,67
2	3922,30	1115,00	15,00	74,33	261,49
3	2450,70	780,30	7,80	100,04	314,19
4	6038,80	1884,00	15,60	120,77	387,10
5	1135,70	292,20	5,90	49,53	192,49
6	898,50	196,90	4,00	49,23	224,63
7	5175,10	1559,00	9,50	164,11	544,75
8	1951,20	541,70	6,40	84,64	304,88
9	877,80	167,40	3,60	46,50	243,83
10	18615,70	1335,00	13,60	98,16	1368,80
11	2882,20	358,10	8,40	42,63	343,12
12	679,30	189,50	1,50	126,33	452,87
13	8878,00	1420,00	19,00	74,74	467,26
14	1126,80	3143,00	32,40	97,01	34,78
15	1575,20	126,30	8,70	14,52	181,06
16	1889,00	567,20	4,40	128,91	429,32

Fuente: Registros del equipo de Angiografía

CAPÍTULO III

3 LÍNEA DE INVESTIGACIÓN

3.1 BASE DE PARTIDA

Según los datos obtenidos de las gráficas 2-1, 2-2, 2-3, 2-4, los procedimientos intervencionistas que requieren optimización en protección radiológica según la línea base establecida en el Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, son *Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica y Cinecoronariografía*.

Considerando los procedimientos recomendados por el Organismo Internacional de Energía Atómica, se realizó las pruebas de control de calidad y mediciones dosimétricas de manera que podamos compararlos con valores de referencia establecidos a nivel internacional.

3.2 PRUEBAS REALIZADAS

3.2.1 EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSIÓN NOMINAL

Esta prueba permite evaluar la Exactitud y Repetibilidad del indicador de la Tensión del Tubo de rayos X para cualquier corriente del tubo seleccionada, para lo cual se ha utilizado como indicador el kilovoltaje pico máximo.

Para realizar esta prueba utilizamos un kilovoltímetro PTW DIAVOLT UNIVERSAL T43014, cinta métrica y hoja de registro.

3.2.2 REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DE LA TASA DE KERMA EN AIRE Y RENDIMIENTO DEL TUBO

Nos permite evaluar la constancia de la Tasa de Kerma en Aire, el Rendimiento y su Linealidad en función de la corriente del tubo de rayos X. La Linealidad no puede ser comprobada en equipos que funcionan solamente con control automático.

En esta prueba se utilizó un dosímetro multipropósito PTW DIAVOLT UNIVERSAL T43014, cinta métrica y hoja de registro.

3.2.3 PRODUCTO DOSIS ÁREA

El Producto Dosis - Área (DAP) es una magnitud dosimétrica que nos ayuda a monitorizar la dosis en procedimientos de intervencionismo, revelando una correlación más significativa con la dosis en la superficie de entrada del paciente que con el tiempo de Fluoroscopia, debido a que el DAP registra la radiación durante la adquisición de las imágenes, y bajo ciertas circunstancias, la dosis máxima de la piel y la dosis efectiva se pueden estimar a partir del DAP.

Para medir el Producto Dosis - Área se utilizó una cámara de ventana PTW FREIBURG TA34028 con electrómetro PTW DIAMENTOR E2 T11033, cinta métrica, soporte, termocupla y hoja de registro.

3.2.4 KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA

Permite determinar el Kerma en Aire en la Superficie de la piel de un Paciente Estándar.

Para esta prueba se utilizó una cámara de ionización PTW FREIBURG SFD TW34069 con electrómetro PTW UNIDOS E T10009, cinta métrica, termocupla, fantoma de agua y hoja de registro.

3.2.5 DOSIS AL PACIENTE MÁXIMA

Esta prueba se realizó con la finalidad de evaluar la Dosis Máxima que puede recibir un paciente en la superficie de entrada.

Se utilizó una cámara de ionización PTW FREIBURG SFD TW34069 con electrómetro PTW UNIDOS E T10009, cinta métrica, termocupla, 2 milímetros de plomo y hoja de registro.

3.3 CÁLCULOS

Para realizar las correcciones en los datos obtenidos con las cámaras PTW FREIBURG SFD TW34069 con electrómetro PTW UNIDOS E T10009, cámara de ventana PTW FREIBURG TA34028 con electrómetro PTW DIAMENTOR E2 T11033, dosímetro multipropósito PTW DIAVOLT UNIVERSAL T43014, en las salas de Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, se determinó la calidad del haz, considerando este dato se utilizó el factor de corrección dado en los certificados de calibración de cada equipo (ANEXO C).

3.3.1 HVL

El cálculo de los HVL se hizo a partir del filtraje total del tubo de rayos X tanto para el Fluoroscopio como para el Angiógrafo, en los dos casos el ángulo del ánodo es de 12 grados. Para valores intermedios de tensión se aplicó la siguiente interpolación lineal:

$$[8] \quad HVL = (HVL_2 - HVL_1) \frac{KV - KV_1}{KV_2 - KV_1} + HVL_1$$

Los datos utilizados están basados en cálculos realizados en un programa de simulación denominado R Nowontny and Kh Meghzifene 2002, el cual considera el efecto del ángulo y la rugosidad de la superficie del ánodo en el espectro de rayos X para diagnóstico a una distancia foco detector de 70 cm y ánodo de tungsteno.

Foto 3-1: Valores de HVL en función de la filtración total, del ángulo del ánodo y de la tensión del tubo en radiodiagnóstico.

		HVL									
12°		Filtración Total (mm Al)									
		1.5	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Voltaje del Tubo (KV)	40	1.09	1.26	1.53	1.75	1.93	2.08	2.21	2.33	2.43	2.52
	50	1.38	1.61	1.99	2.29	2.55	2.78	2.97	3.14	3.30	3.44
	60	1.65	1.92	2.38	2.76	3.08	3.36	3.62	3.83	4.04	4.21
	70	1.92	2.23	2.76	3.21	3.58	3.91	4.20	4.47	4.71	4.93
	80	2.23	2.58	3.19	3.69	4.12	4.50	4.83	5.13	5.40	5.64
	90	2.56	2.96	3.63	4.18	4.65	5.06	5.42	5.75	6.04	6.30
	100	2.93	3.36	4.08	4.67	5.17	5.60	5.98	6.32	6.63	6.89
	110	3.32	3.77	4.54	5.15	5.67	6.11	6.50	6.84	7.15	7.43
	120	3.72	4.20	5.00	5.62	6.15	6.60	6.99	7.34	7.64	7.92
	130	4.14	4.64	5.45	6.09	6.62	7.07	7.46	7.81	8.11	8.39
	140	4.57	5.06	5.90	6.55	7.08	7.52	7.92	8.26	8.56	8.83
	150	5.00	5.53	6.36	7.00	7.52	7.96	8.35	8.69	8.99	9.26

Fuente: R Nowontny and Kh Meghzifene 2002

En el Fluoroscopio con un filtraje total del tubo de 1,5 mm Al para una tensión de 75 KV el valor calculado es HVL= 2,08 mm Al.

En el Angiógrafo con un filtraje total del tubo de 2,5 mm Al para una tensión de 70 KV el valor calculado es HVL= 2,50 mm Al.

Estos valores se obtuvieron a partir de la ecuación [8] tomada de la Publicación TRS 277 de la Colección de Informes Técnicos (6).

3.3.2 EXACTITUD DEL VALOR NOMINAL DE LA TENSIÓN DE TUBO

La Exactitud del valor de la Tensión Nominal del tubo de rayos X se calculó con la fórmula: *Desvío Máximo (%) = 100 $\frac{kV_{ind}-kV_{med}}{kV_{ind}}$* ; donde kV_{ind} es el valor nominal, kV_{med} es el valor medido más discrepante. Esta ecuación ha sido tomada del “Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico” del Organismo Internacional de Energía Atómica (10).

Cabe mencionar que esta prueba de exactitud no se puede realizar en equipos que no tienen la opción manual para introducir los factores técnicos de kV y mA, como es el caso del Angiógrafo SIEMENS ARTIS FA.

Tabla 3-1: Cálculo de la Exactitud del Valor Nominal de la Tensión de Tubo en Fluoroscopia

KV Nominal	KV medido	Exactitud (\pm %)
60	63,10	5,17
	60,30	
70	74,10	5,86
	73,00	
80	85,20	6,75
	85,40	
90	93,30	3,67
	92,90	

Fuente: Tesistas

Los KV Nominales son los valores de la tensión del tubo que se introduce manualmente en la consola del operador y los valores de KV medidos son los que se obtuvieron con el kilovoltímetro DIAVOLT. La exactitud debe estar en una tolerancia del $\pm 10\%$.

3.3.3 REPETIBILIDAD DEL VALOR DE LA TENSIÓN NOMINAL DE TUBO

Para calcular la Repetibilidad se utilizó la siguiente ecuación: *Desvio Máximo (%)* =

$$100 \frac{kV_1 - kV_2}{(kV_1 + kV_2)/2}; \text{ donde } kV_1 \text{ y } kV_2 \text{ son los valores más discrepantes.}$$

Esta ecuación ha sido tomada del “Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico” del Organismo Internacional de Energía Atómica (10).

Tabla 3-2: Cálculo de la Repetibilidad del Valor de la Tensión Nominal de Tubo en Fluoroscopia

KV Nominal	mA	KV medido	Repetibilidad ($\pm \%$)
80	0,5	85,90	4,44
		85,80	
		89,70	
		86,20	

Fuente: Tesistas

El valor de kV Nominal es el que se introduce manualmente en la consola del operador a un mA seleccionado, el kV medido, es el valor obtenido por el kilovoltímetro DIAVOLT. La Repetibilidad debe estar entre $\pm 10\%$.

Tabla 3-3: Cálculo de la Repetibilidad del Valor de la Tensión Nominal de Tubo en Angiografía

KV Nominal	mA	KVp	Repetibilidad ($\pm\%$)
70	280	78,10	2,59
		76,10	
		76,60	
		76,80	
		76,50	

Fuente: Tesistas

El valor de KV Nominal y mA son los promedios de las tensiones y corrientes de tubo registradas en el equipo de Angiografía, el kV medido, es el valor obtenido por el kilovoltímetro DIAVOLT. La Repetibilidad debe estar entre $\pm 10\%$.

3.3.4 REPETIBILIDAD DEL KERMA EN AIRE

La Repetibilidad del Kerma en Aire se calculó mediante la fórmula:

$Repetibilidad (\%) = 100 \frac{L_{mayor} - L_{menor}}{(L_{mayor} + L_{menor})/2}$; donde L_{mayor} es la mayor lectura y la menor lectura es (L_{menor}).

Esta ecuación ha sido tomada del “Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico” del Organismo Internacional de Energía Atómica (10).

Tabla 3-4: Cálculo de Repetibilidad de Kerma en Aire en Fluoroscopia

KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Repetibilidad (± %)
60	0,5	457,60	1,48
		455,40	
		462,20	
		458,40	
KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Repetibilidad (± %)
70	0,5	605,90	1,95
		598,12	
		594,20	
		597,11	
KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Repetibilidad (± %)
80	0,5	830,90	2,67
		820,98	
		838,20	
		843,19	
KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Repetibilidad (± %)
90	0,5	920,20	6,1
		977,90	
		976,90	
		978,90	

Fuente: Tesistas

El valor de KV Nominal es el que se introduce manualmente en la consola del operador a un mA seleccionado, el Kerma en Aire, es el valor medido con el dosímetro multipropósito DIAVOLT. La Repetibilidad debe estar entre $\pm 10\%$.

Tabla 3-5: Cálculo de Repetibilidad de Kerma en Aire en Angiografía

KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Repetibilidad ($\pm \%$)
70	280	45,65	7,12
		43,39	
		42,51	
		45,02	
		43,97	

Fuente: Tesistas

El valor de KV Nominal y el mA son los valores promedios de los datos registrados por el equipo de Angiografía, el Kerma en Aire, es el valor medido por el dosímetro DIAVOLT. La Repetibilidad debe estar entre $\pm 10\%$.

3.3.5 LINEALIDAD DE KERMA EN AIRE

Utilizando la ecuación tomada de “Establecimiento de Niveles Orientativos en radiología General y Mamografía” del Organismo Internacional de Energía Atómica (8), se calculó el rendimiento.

Luego utilizando los valores de rendimiento (R_1 y R_2) para mA consecutivos se calculó la linealidad con la ecuación: $Linealidad = 100 \frac{R_1 - R_2}{R_1 + R_2}$; donde R_1 es el rendimiento para el primer mA y R_2 es el rendimiento para el siguiente mA.

La ecuación fue tomada del “Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico” del Organismo Internacional de Energía Atómica (10).

La Linealidad no puede ser calculada en equipos que funcionan solamente con control automático.

Tabla 3-6: Cálculo de Rendimiento para la Linealidad de Kerma en Aire en Fluoroscopia

KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Tiempo de exposición (s)	Kerma/mAs
60	0,5	458,40	11,08	82,74
	1	1250,00	10,99	113,74
	2	3026,00	11,33	133,54
	3	4885,00	11,61	140,25
KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Tiempo de exposición (s)	Kerma/mAs
70	0,5	598,83	11,22	106,74
	1	1691,00	11,20	150,98
	2	3401,00	11,07	153,61
	3	6463,00	11,46	187,99
KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Tiempo de exposición (s)	Kerma/mAs
80	0,5	833,32	10,93	152,55
	1	2234,00	11,81	189,16
	2	5134,00	11,32	226,77
	3	8599,00	11,39	251,65
KV Nominal	mA	Kerma en Aire (μGy)	Tiempo de exposición (s)	Kerma/mAs
90	0,5	963,48	11,58	166,44
	1	2590,00	11,33	228,60
	2	6081,00	10,95	277,67
	3	9970,00	11,30	294,10

Fuente: Tesistas

El KV Nominal es el valor que se introduce manualmente en la consola del operador a un mA seleccionado, el Kerma en Aire, es el valor medido por el dosímetro DIAVOLT.

El valor kerma/mAs se obtiene dividiendo el kerma medido para la corriente del tubo multiplicada por el tiempo de exposición.

Tabla 3-7: Cálculo de Linealidad de Kerma en Aire en Fluoroscopia

KV Nominal	Kerma/mAs	Linealidad (± %)	
60	82,74	15,78	8,01
	113,74		
	133,54	2,45	
	140,25		
KV Nominal	Kerma/mAs	Linealidad (± %)	
70	106,74	17,16	0,86
	150,98		
	153,61	10,06	
	187,99		
KV Nominal	Kerma/mAs	Linealidad (± %)	
80	152,55	10,71	9,04
	189,16		
	226,77	5,20	
	251,65		
KV Nominal	Kerma/mAs	Linealidad (± %)	
90	166,44	15,73	9,69
	228,60		
	277,67	2,87	
	294,10		

Fuente: Tesistas

El KV Nominal es el valor de kilovoltaje introducido manualmente en la consola del operador y se obtiene 3 valores de linealidad para cada KV nominal porque se calcula para mA consecutivos. La linealidad debe estar en un valor de tolerancia de $\pm 20\%$.

Tabla 3-8: Cálculo de Linealidad Total en Fluoroscopia

KV	mA	Promedio de Kerma	Promedio Tiempo de exposición	Kerma/mAs	Linealidad ($\pm \%$)
60	0,5	713,51	11,20	127,40	14,70
70	1	1941,25	11,33	171,30	
80	2	4410,50	11,168	197,47	7,10
90	3	7479,25	11,44	217,93	4,92

Fuente: Tesistas

Se calculó la Linealidad total correspondiente a los 4 valores de tensiones seleccionadas en función de la corriente del tubo mA. La Linealidad debe estar entre un valor de tolerancia de $\pm 20\%$.

3.3.6 RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X

De modo orientativo se calculó el rendimiento del tubo a 80 KV y 1 m de distancia entre el foco y el dosímetro multipropósito, para este cálculo se utilizó un factor corrección por distancia.

Esta prueba de control de calidad del tubo de rayos X no puede ser calculada para equipos que tienen solamente control automático de los factores de KV y mA.

Tabla 3-9: Cálculo del Rendimiento del Tubo en Fluoroscopia

KV	mA	Tiempo (s)	Kerma en Aire (μGy) a 50 cm	Factor de Corrección	Kerma en aire (μGy) a 1m	Rendimiento	Rendimiento Promedio
80	0,5	10,92	833,32	0,25	208,33	38,14	51,26
	1	11,81	2234		558,50	47,29	
	2	11,32	5134		1283,50	56,69	
	3	11,39	8599		2149,75	62,91	

Fuente: Tesistas

Los valores de KV Nominal son los que se introducen manualmente en consola del operador a un mA seleccionado, los valores de Kerma en Aire son obtenidos por el dosímetro multipropósito DIAVOLT. Para los valores de Kerma en Aire se hace una corrección por distancia utilizando la ecuación, puesto que nuestras medidas se hicieron a 50 cm pero el valor de referencia del Rendimiento del Tubo de rayos X fue medido a una distancia de 1 m. El Rendimiento debe estar entre un valor de 50 y 100 mGy/mAs.

3.3.7 PRODUCTO DOSIS – ÁREA

La cámara de ventana utilizada en esta prueba dosimétrica nos da valores corregidos por el factor de calibración, pero también se ha hecho la corrección por el factor de presión y temperatura por ser una cámara abierta de modo que las condiciones de presión y

temperatura del aire en el lugar de medición es diferente a las condiciones donde la cámara fue calibrada.

Se utilizó la ecuación $K_{PT} = \frac{P_0(273,2+T)}{P(273,2+T_0)}$; donde P_0 es la presión de referencia con un valor de 1013 hPa y T_0 temperatura de referencia igual a 20 °C, P es la presión en las condiciones de medida igual a 724 hPa, y T es 20,8 °C (5).

También se hizo la corrección por la ubicación de la cámara debido a la posición del tubo, que para el equipo de Fluoroscopia el factor es igual a 1,10 para instalación encima del tablero de acuerdo a las instrucciones de uso de la cámara.

En el equipo de Angiografía debido a que el tubo de rayos X se encuentra debajo del tablero el factor de corrección es de 0,97.

Tabla 3-10: Cálculo del DAP Corregido en Fluoroscopia

DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	K_{PT}	Factor de posición	DAP corregido ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)
73,72	1,40	1,10	113,53
74,22			114,30
74,21			114,28
74,19			114,25
73,70			113,50

Fuente: Tesistas

El valor de Producto Dosis - Área (DAP), es el obtenido de la cámara de ventana, el cual se debe multiplicar por el factor de calibración de K_{PT} y factor de posición, lo que nos da un nuevo valor de Producto Dosis - Área.

Tabla 3-11: Cálculo del DAP Corregido en Angiografía

DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	K_{PT}	Factor de posición	DAP corregido ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)
1,16	1,41	0,97	1,59
1,21			1,65
1,22			1,67
1,21			1,65
1,22			1,67

Fuente: Tesistas

El valor de Producto Dosis - Área, es el obtenido de la cámara de ventana, el cual se debe multiplicar por el factor de calibración de K_{PT} y factor de posición, lo que nos da un nuevo valor de Producto Dosis - Área.

3.3.8 KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA

Para la medida de Kerma en Aire en Superficie de Entrada se hace la corrección por presión y temperatura debido a que es una cámara abierta.

Tabla 3-12: Cálculo de Kerma en Aire en Superficie de Entrada Corregido en Fluoroscopia

Kerma en Aire en Superficie de Entrada (mGy)	K_{PT}	Kerma en Aire en Superficie de Entrada Corregido(mGy)
3,50	1,42	4,97
4,00		5,68
3,50		4,97
3,50		4,97
3,50		4,97

Fuente: Tesistas

Los valores de Kerma en Aire en Superficie de Entrada son los obtenidos con la cámara plano - paralela, los mismos que deben ser corregidos por el factor de presión y temperatura por ser una cámara abierta.

Tabla 3-13: Cálculo de Kerma en Aire en Superficie de Entrada Corregido en Angiografía

Kerma en Aire en Superficie de Entrada (mGy)	K_{PT}	Kerma en Aire en Superficie de Entrada corregido (mGy)
9,00	1,41	12,69
8,50		11,99
9,00		12,69
9,00		12,69
8,50		11,99

Fuente: Tesistas

Los valores de Kerma en Aire en Superficie de Entrada son los obtenidos con la cámara plano - paralela, los mismos que deben ser corregidos por el factor de presión y temperatura por ser una cámara abierta.

3.3.9 DOSIS AL PACIENTE MÁXIMA

Al medir la Dosis Máxima al Paciente en los equipos de Fluoroscopia y Angiografía es necesario hacer una corrección por presión y temperatura debido a que la cámara utilizada es abierta y las condiciones del aire en las que fueron realizadas las medidas dentro de las salas del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1, seguramente son diferentes a las condiciones en que la cámara fue calibrada.

Tabla 3-14: Cálculo de Dosis al Paciente Máxima Corregida en Fluoroscopia

Dosis al Paciente Máxima (mGy)	K_{PT}	Dosis al Paciente Máxima corregida (mGy)
5,12	1,42	7,27
5,12		7,27
6,14		8,72
5,12		7,27
6,40		9,09

Fuente: Tesistas

Tabla 3-15: Cálculo de Dosis al Paciente Máxima Corregida en Angiografía

Dosis al Paciente Máxima (mGy)	K_{PT}	Dosis al Paciente Máxima corregida (mGy)
87,50		123,38
86,50		121,97
86,50	1,41	121,97
86,50		121,97
86,50		121,97

Fuente: Tesistas

INCERTIDUMBRES

La incertidumbre para el Kerma en Aire en Fluoroscopia fue calculada para tensiones de 60, 70, 80 y 90 kV respectivamente, mientras que en Angiografía fue calculada para una tensión de 70 kV y los cálculos se basaron considerando que la función de densidad de probabilidad tiene forma rectangular.

La incertidumbre estándar combinada relativa se calcula con la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las desviaciones estándar de las incertidumbres A y B, dado que el factor de cobertura para esta incertidumbre es 1 por lo que el límite de confianza es alrededor del 66 % (7).

La incertidumbre expandida relativa o global se la obtiene multiplicando el factor de cobertura $K = 2$ por la incertidumbre combinada, lo que nos da como resultado un límite de confianza de alrededor del 95 % (7).

Tabla 3-16: Cálculo de Incertidumbres en Fluoroscopia

Fuente de Incertidumbre	DIAVOLT UNIVERSAL			DIAMENTOR E2			CÁMARA SFD			
	Tensión	Kerma en Aire	Tiempo de irradiación	DAP	Tasa DAP	Tiempo de irradiación	Kerma en la Superficie de Entrada	Tiempo de irradiación	Dosis al Paciente Máxima	Tiempo de irradiación
Precisión de las Lecturas	0,94	1,42 ; 2,5 ; 4,82 ; 14,43	0,07	0,19	0,01	0,03	0,14	0,09	0,41	0,31
Repetibilidad de la tensión	2,56	2,56	-	2,56	2,56	-	2,56	-	2,56	-
Dependencia de la tasa de dosis	0,29	0,29	-	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia de la temperatura	0,58	1,15	-	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia del tamaño de campo		0,29	-	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia de la energía		1,15	-	-	-	-	1,73	-	1,73	-
Error intrínseco	0,58	1,15	0,17	-	-	0,01	-	0,01	-	0,01
Estabilidad a largo plazo (por año)	1,15	1,15	-	-	-	-	1,15	-	1,15	-
Exactitud			-	0,01	0,01	0,01	-	0,01	-	0,01
Factor de calibración del equipo	1,15	1,15	-	-	-	-	-	-	-	-
Reproducibilidad	0,29	0,29	0,17	-	-	-	-	-	-	-
Linealidad			-	1,44	1,44	-	-	-	-	-

Desaparición de la señal	-	-	-	-	-	-	0,58	-	0,58	-
Reproducibilidad del electrómetro	-	-	-	-	-	-	0,29	-	0,29	-
Precisión por polarización	-	-	-	-	-	-	0,29	-	0,29	-
INCERTIDUMBRE COMBINADA Y EXPANDIDA										
Incertidumbre estándar combinada relativa (K=1)	3,31	3,93 ; 4,44 ; 6,06 ; 14,89	0,25	2,94	2,94	0,03	3,38	0,09	3,40	0,31
Incertidumbre expandida relativa o global (K=2)	6,61	7,87 ; 8,89 ; 12,12 ; 29,78	0,50	5,89	5,87	0,06	6,75	0,18	6,79	0,62

Fuente: Tesistas

Tabla 3-17: Cálculo de Incertidumbres en Angiografía

Fuente de Incertidumbre	DIA VOLT UNIVERSAL			DIAMENTOR E2			CÁMARA SFD			
	Tensión	Kerma en Aire	Tiempo de irradiación	DAP	Tasa DAP	Tiempo de irradiación	Kerma en la Superficie de Entrada	Tiempo de irradiación	Dosis al Paciente Máxima	Tiempo de irradiación
Precisión de las lecturas	0,34	0,56	0,08	0,02	0,02	0,02	0,17	0,05	0,28	0,05
Repetibilidad de la tensión	1,50	1,50	-	1,50	1,50	-	1,50	-	1,50	-
Dependencia de la tasa de dosis	0,29	0,29	-	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia de la temperatura	0,58	1,15	-	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia del tamaño de campo	-	0,29	-	-	-	-	-	-	-	-
Dependencia de la energía	-	1,15	-	-	-	-	1,73	-	1,73	-
Error intrínseco	0,58	1,15	0,17	-	-	0,01	-	0,01	-	0,01
Estabilidad a largo plazo (por año)	1,15	1,15	-	-	-	-	1,15	-	1,15	-
Exactitud	-	-	-	0,01	0,01	0,01	-	0,01	-	0,01
Factor de calibración del equipo	1,15	1,15	-	-	-	-	-	-	-	-
Reproducibilidad	0,29	0,29	0,17	-	-	-	-	-	-	-
Linealidad	-	-	-	1,44	1,44	-	-	-	-	-
Desaparición de la señal	-	-	-	-	-	-	0,58	-	0,58	-

Reproducibilidad del electrómetro	-	-	-	-	-	-	0,29	-	0,29	-
Precisión por las tensiones de Polarización	-	-	-	-	-	-	0,29	-	0,29	-
INCERTIDUMBRE COMBINADA Y EXPANDIDA										
Incertidumbre estándar combinada relativa (K=1)	2,42	3,08	0,25	2,08	2,08	0,02	2,66	0,05	2,67	0,05
Incertidumbre expandida relativa o global	4,84	6,16	0,51	4,16	4,16	0,05	5,33	0,10	5,35	0,10

Fuente: Tesistas

3.4 PROPUESTA

Luego de haber realizado las pruebas de control de calidad y de dosimetría en las salas de Fluoroscopia y Angiografía se propone que el Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas No 1, cuente con un Manual de Normatización de registro de dosis del paciente, para las salas de Fluoroscopia y Angiografía.

Además se aporta con información para optimizar la Protección Radiológica en procedimientos intervencionistas mediante ilustraciones que se deben considerar en el trabajo diario realizado en las salas (ANEXO E).

2012

Manual de Normatización

PROPUESTA DEL MANUAL DE
NORMATIZACIÓN DOSIMÉTRICA PARA EL
SERVICIO DE IMAGEN DEL HOSPITAL DE
ESPECIALIDADES FUERZAS ARMADAS N° 1

Bastidas A. Byron y Heredia M. Fernanda

2012/12/10



TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	3
2. OBJETIVO DEL MANUAL.....	4
3. PROPUESTA DEL MANUAL DE NORMALIZACIÓN DOSIMÉTRICA	
3.1 PROTECCIÓN AL PACIENTE EN PRÁCTICAS MÉDICAS.....	5
3.2 OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA AL PACIENTE.....	6
3.3 NIVELES DE REFERENCIA.....	6
4. NORMATIVA.....	7
4.1 REFERENTE A PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS.....	9
4.2 REFERENTE A ASPECTOS OPERACIONALES.....	10
4.3 REFERENTE A LA DOSIMETRÍA DE LOS PACIENTES.....	11
4.4 REFERENTE A LOS EQUIPOS MÉDICOS.....	12
5. RECOMENDACIONES.....	13

1. Introducción

El Servicio de Imagen del Hospital de Especialidades de las Fuerzas Armadas tiene a disposición un moderno y completo Servicio de Imagen dirigido por profesionales expertos dentro de la especialidad proporcionando diagnóstico e incluyendo innovadoras aplicaciones como: biopsias y drenaje guiadas por ecografía y tomografía, procedimientos diagnósticos e intervencionistas endovasculares como cateterismos cardíacos, tratamientos de lesiones vasculares, cerebrales, columna y región facial con profesionales sub-especializados.

En el servicio de Imagen del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1 se encuentran a disposición dos salas de Fluoroscopia en donde se realizan procedimientos de intervencionismo, donde es importante enfocarse en la Protección Radiológica y en donde se necesita que haya una normativa de registro de dosis en el paciente de modo que éste conozca la dosis que ha recibido en una intervención, para así en un futuro si el caso fuese necesario que conozca las dosis que ha recibido durante todos los procedimientos intervencionistas al que ha sido sometido.

De igual manera el objetivo de la Protección Radiológica es asegurar un nivel apropiado de protección al hombre y al medio ambiente sin limitar de forma indebida las prácticas beneficiosas de la exposición a las radiaciones. Este objetivo no sólo se puede conseguir mediante la aplicación de conceptos científicos. Es necesario establecer normas que garanticen la prevención de la incidencia de efectos biológicos deterministas (manteniendo las dosis por debajo de un umbral determinado) y la aplicación de todas

las medidas razonables para reducir la aparición de efectos biológicos estocásticos a niveles aceptables.

En el área de Fluoroscopia los procedimientos de Protección Radiológica son una medida básica para la preservación de la salud de los trabajadores, de los pacientes y del público que asiste a estos servicios, así como del mismo ambiente, por lo que se considera la necesidad de optimizar la Protección Radiológica, y que el Servicio de Imagen del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1 cuente con un Manual de **NORMATIZACION DOSIMÉTRICA.**

Este manual está dirigido al personal médico y especialista de las Salas de Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1.

2. OBJETIVO DEL MANUAL

Establecer las directrices para la aplicación de la normativa de registro de dosis en los pacientes que son sometidos a intervencionismo garantizando una buena práctica médica.

3. PROPUESTA DEL MANUAL DE NORMALIZACIÓN DOSIMÉTRICA

3.1 PROTECCIÓN AL PACIENTE EN PRÁCTICAS MÉDICAS

Las exposiciones médicas deberán proporcionar un beneficio neto suficiente, teniendo en cuenta las ventajas diagnósticas o terapéuticas que producen frente al detrimento individual que puedan causar.

Las radiaciones ionizantes no sólo deben proporcionar un beneficio neto suficiente, sino que habrá que considerar su eficiencia y su eficacia.

Existe una responsabilidad directa, tanto del médico responsable de la exploración, como del médico prescriptor. Por ello, éstos deberán poseer una formación adecuada, no solo acreditada inicialmente, sino basada en programas de formación continua en el área de Protección Radiológica.

De forma general se exige que todas las exposiciones en un acto médico cumplan las siguientes condiciones:

- Estar justificadas por el médico prescriptor y el especialista en diagnóstico.
- Realizarse con la mínima dosis necesaria.
- Bajo la responsabilidad de un especialista médico.

3.2 OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE

Los procedimientos diagnósticos deben estar siempre optimizados, a fin de reducir las dosis sin afectar la calidad de información diagnóstica y para no disminuir la calidad de la intervención. Se deberá observar la reglamentación nacional para someterse a los criterios mínimos de aceptabilidad.

3.3 NIVELES DE REFERENCIA

Los procedimientos realizados en las salas de Fluoroscopia y Angiografía deben estar dentro de los niveles de dosis de referencia.

Fluoroscopia (mGy/min)	
Modo normal	25
Modo de alto nivel	100
Modo de alto contraste (control automático de exposición)	150

Fuente: Protección Radiológica en medicina (13).

4. NORMATIVA

El Hospital de Especialidades de las Fuerzas Armadas, se encuentra renovando los equipos para mejorar el servicio que presta, es así que desde el año 2011 ha implementado al Servicio de Imagen el Fluoroscopio Telecomandado GMM y desde el año 2002 se incorporó el Angiógrafo Axion Artis FA.

En la sala de Fluoroscopia se vienen realizando los siguientes procedimientos:

Procedimientos que realizan en la Sala de Fluoroscopia
Colangiografía post operatoria
Urograma excretor
Urograma minutado
Cineesofagograma
Peritoneografía
Serie gastroduodenal con doble contraste
Serie gastroduodenal y tránsito intestinal
Tránsito intestinal
Cistografía
Enema de bario doble contraste
Esofagograma
Fistulografía
Histerosalpingografía
Sialografía unilateral
Serie gastroduodenal y tránsito intestinal pediátrico
Enema de bario doble contraste pediátrico
Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica (C.P.R.E.)

Fuente: Tesistas

Y en la sala de Angiografía se han realizado procedimientos de:

Procedimientos que Realizan en la Sala de Angiografía
Aortoangiografía Femoral
Angiografía Carotidea unilateral
Angiografía Carotidea Bilateral
Angiografía Cerebral
Angiografía de Miembro Inferior Bilateral
Angiografía Renal
Cavagrafía
Cateterismo Cardíaco de Diagnóstico
Cinecoronariografía
Nefrostomía
Embolización Transcatéter
Angioplastia periférica con balón
Angioplastia Coronaria Transluminal Percutánea
Intervencionismo coronario stent/balón
Angiografía Torácica
Angiografía Abdominal
Colocación de Implantofix
Drenaje Biliar Percutáneo
Colocación de Marcapasos
Angiografía Vertebral
Artrografía

Fuente: Tesistas

En el Hospital de Especialidades no existe una norma de registro dosimétrico en donde se archive el histórico de la dosis que recibe el paciente sometido a procedimientos de intervencionismo en las salas de Fluoroscopia y Angiografía, es por ello que se propone se observen las Normas recomendadas por el Organismo Internacional de Energía Atómica dadas a continuación según la publicación 105 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica.

4.1 REFERENTE A PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS

- i. Informar a los pacientes sobre los riesgos de la radiación a los que pueden estar expuestos.
- ii. Hacer un seguimiento cuando las dosis de radiación de los procedimientos intervencionistas pueden provocar una lesión. Esta dosis puede ser cuantificada mediante un DAP incorporado en el equipo de Fluoroscopia y Angiografía.
- iii. Los intervencionistas deberían estar capacitados para usar la información de la dosis en piel y las técnicas prácticas para controlar la dosis. Las dosis absorbidas máximas acumuladas que parecen acercarse o exceder el 1 Gy (para los procedimientos que pueden ser repetidos) o 3 Gy (para cualquier procedimiento) deberían estar registradas en la historia clínica del paciente.
- iv. Los pacientes deberían ser asesorados si hay un riesgo significativo de lesión inducida por la radiación y el médico de cabecera del paciente debería estar informado de la posibilidad de los efectos radiológicos. La capacitación en protección radiológica de los pacientes y del personal debería ser una parte integrante de la formación de aquellos que usan estos procedimientos intervencionistas.

- v. Todos los intervencionistas deberían auditar y examinar los resultados de sus procedimientos. Los riesgos y los beneficios, incluyendo los riesgos radiológicos.

4.2 REFERENTE A ASPECTOS OPERACIONALES

- i. En procedimientos de intervención, el médico tratante, en cooperación con el tecnólogo radiológico y el físico medico, garantizaran el uso de los siguientes elementos:
 - ✓ El equipo radiológico medico y los programas informáticos apropiados;
 - ✓ Las técnicas y los parámetros apropiados para someter al paciente a una exposición medica que sea la mínima necesaria para cumplir el objetivo clínico del procedimiento, teniendo en cuenta las normas pertinentes relativas a la calidad aceptable de la imagen establecidas por los órganos profesionales competentes.
- ii. Los titulares registrados y los titulares de licencias velaran por que se tengan en cuenta los aspectos concretos de las exposiciones médicas en el proceso de optimización en relación con las dosis relativamente altas administradas al paciente.

4.3 REFERENTE A LA DOSIMETRÍA DE LOS PACIENTES

- i. Existen medidas prácticas para controlar la dosis al paciente y al personal. La preocupación principal es la dosis absorbida por el paciente en el área de piel que recibe la dosis máxima. En todos los procedimientos intervencionistas se debe realizar una medida y registro de las dosis de radiación recibidas por el paciente.
- ii. Los titulares de licencias velarán porque un físico médico, físico ó biofísico, efectúe la dosimetría de los pacientes y consigne los resultados correspondientes, utilizando dosímetros calibrados y ajustándose a los protocolos aceptados a nivel internacional o nacional.
- iii. En caso de que se supere uno de los umbrales mostrados a continuación, se evaluará el caso para decidir la procedencia de iniciar un seguimiento clínico del paciente por posibles lesiones por radiación.

Máxima dosis acumulada en la piel del paciente	3 Gy
Kerma en aire en el punto de referencia intervencionista	5 Gy
Producto Dosis Área	500 Gy.cm ²
Tiempo de Fluoroscopia	60 minutos

Fuente: Protección Radiológica en medicina (13).

- iv. Si se considera que no existe la posibilidad de haber alcanzado el umbral de efectos deterministas en algún área de la piel, en el informe de alta se puede incluir el siguiente texto: *“Su procedimiento fue completado sin el uso de*

niveles significativos de rayos X. No es necesario ningún seguimiento de posibles efectos secundarios de la radiación en la piel porque son altamente improbables”.

- v. En caso de que se considere que existe la posibilidad de haber alcanzado el umbral de efectos deterministas en piel, en el informe de alta se puede incluir el siguiente texto y además advertírsele al paciente o familiares:

“Su procedimiento ha requerido el uso de niveles significativos de rayos X. Los efectos secundarios de la radiación en piel son improbables pero no se puede descartar que pudieran aparecer. Por favor, revise la zona irradiada (indicar la zona que debe revisar) en búsqueda de signos como enrojecimiento o depilación, en un plazo aproximado de dos a tres semanas desde el día en que se realizó el procedimiento (13). En caso de observar alguna alteración en la piel, acérquese a la consulta e indíquelo”.

4.4 REFERENTE A LOS EQUIPOS MÉDICOS

- i. Los fabricantes de equipos deberían facilitar la existencia de dispositivos que informen a los radiólogos, a los técnicos de Radiodiagnóstico, y a los físicos médicos, sobre los parámetros de las exposiciones y las dosis a los pacientes.

5. RECOMENDACIONES

- Minimizar el tiempo empleado por el profesional médico para realizar la intervención, lo cual depende de su habilidad y experiencia debido a que éste el factor más determinante en las dosis tanto del paciente como de los operadores.
- Colimar el campo de irradiación para exponer solo la parte de cuerpo de interés.
- Mantener en lo posible el intensificador de imagen cerca del paciente y el tubo de rayos X alejado del mismo, ya que bajo estas condiciones la dosis en la piel del paciente es menor.
- Evitar al máximo las proyecciones oblicuas o axiales extremas porque aumentan considerablemente la dosis en piel debido al mayor espesor que debe atravesar.
- Un elemento muy valioso para la protección del paciente es que el equipo cuente con una cámara incorporada que permita una lectura directa de las dosis en la pantalla. En el equipo de Fluoroscopía la cámara es un opcional que se recomienda enfáticamente adquirir.
- Hacer un seguimiento del paciente en cualquier caso cuando se sospeche que se han superado los valores umbrales para efectos determinísticos.
- Tener una formación continuada que es una herramienta muy útil para el personal que trabaja en salas de intervencionismo.

3.5 RESULTADOS

- i. El valor de HVL para el equipo de Fluoroscopia es 2,08 mm Al y para Angiografía es 2,50 mm Al, calculados para la tensión y corriente del tubo de rayos X empleados en los procedimientos intervencionistas en estudio.
- ii. La Exactitud del valor de la Tensión Nominal del tubo de rayos X en Fluoroscopia para las tensiones de 60 KV, 70 KV, 80 KV y 90 KV es $\pm 5,17\%$, $\pm 5,86\%$, $\pm 6,75\%$ y $\pm 3,67\%$ respectivamente.
- iii. La Repetibilidad del valor de la Tensión Nominal del tubo de rayos X para la tensión de 80 KV a 0,5 mA en Fluoroscopia es $\pm 4,44\%$.
- iv. En Angiografía la Repetibilidad del valor Nominal de la Tensión del tubo de rayos X para la tensión de 70 kV a 280 mA es $\pm 2,59\%$.
- v. La Repetibilidad del Kerma en Aire en Fluoroscopia para las tensiones de 60 KV, 70 KV, 80 KV y 90 KV a 0,5 mA cada una es $\pm 1,48\%$, $\pm 1,95\%$, $\pm 2,67\%$ y $\pm 6,18\%$ respectivamente.
- vi. En Angiografía la Repetibilidad del Kerma en Aire es $\pm 7,12\%$.
- vii. La Linealidad del equipo de Fluoroscopia para todos los KV y mA seleccionados es $\pm 14,70\%$.
- viii. El Rendimiento promedio del tubo de rayos X en el equipo de Fluoroscopia, calculado con 80 kV a 1m de distancia entre el foco del tubo de rayos X y el detector, es 51,26 $\mu\text{Gy/mAs}$. En el Angiógrafo no fue posible determinar el rendimiento de tubo de rayos X debido a que no es posible tener diferentes valores de corriente para un mismo valor de tensión.

- ix. En Fluoroscopia el Producto Dosis Área (DAP) promedio es $113,97 \mu Gy m^2$ para un tiempo de exposición promedio de 10,5 segundos.
- x. En Angiografía el DAP promedio es $1,65 \mu Gy m^2$ para un tiempo de exposición promedio de 11,12 segundos.
- xi. En Fluoroscopia el Kerma en Aire promedio en la Superficie de Entrada del Paciente es $5,11 mGy$ para un tiempo de exposición promedio de 11,69 s.
- xii. En Angiografía el Kerma en Aire promedio en la Superficie de Entrada del Paciente es $12,41 mGy$ para un tiempo de exposición promedio de 11,49 s.
- xiii. En Fluoroscopia la Dosis Máxima al paciente media en la Superficie de Entrada es $7,92 mGy$ para un tiempo de exposición promedio de 11,73 s.
- xiv. En Angiografía la Dosis Máxima al paciente media en la Superficie de Entrada es $122,25 mGy$ para un tiempo de exposición promedio de 11,18 s.

3.6 ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

- i. Se determinó los valores del HVL tanto en el Fluoroscopio como en el Angiógrafo estableciendo que las calidades del haz de rayos X para las tensiones utilizadas están dentro del rango de operación de los equipos utilizados para la prueba de control de calidad correspondiente, lo cual se puede verificar con los datos suministrados por los certificados de calibración de los equipos empleados en la prueba correspondiente (FOTO 3-1).
- ii. La exactitud del valor Nominal de la Tensión del tubo de rayos X para las cuatro tensiones utilizadas, se encuentra dentro de la tolerancia proporcionada por el

Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico dentro del Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología en América Latina y el Caribe del año 2001 (10), la cual no debe ser mayor al 10%. Es necesario indicar que dicha prueba no pudo ser realizada en el equipo de Angiografía debido a que por las características propias del equipo no es posible tener un mismo valor de tensión para diferentes valores de corriente del tubo, ya que este equipo cuenta únicamente con un control automático de exposición y no con el modo manual de operación.

- iii. La prueba de Repetibilidad del valor Nominal de la Tensión del tubo de rayos X para la tensión de 80 kV a 0,5 mA en Fluoroscopia está dentro de la tolerancia del 10% (10). En Angiografía si se realizo esta prueba y también se encuentra dentro de la tolerancia indicada, pero en este caso como no es posible introducir manualmente los factores técnicos de KV y mA se utilizó como valores nominales los promedios de los valores de tensión y corriente registrados por el equipo, puesto que para las cinco exposiciones realizadas se registraron valores muy cercanos para dichos factores.
- iv. En Fluoroscopia la Repetibilidad del Kerma en Aire se encuentra dentro de la tolerancia del 10% (10), para los cuatro valores de tensión utilizados. En Angiografía el resultado de esta prueba también se encuentra dentro del 10% de tolerancia, pero en este caso se realizó la prueba solo para un valor nominal de

tensión de 70 kV que es el promedio de los valores de tensión registrados por el Angiógrafo.

- v. La Linealidad del Kerma en Aire para el equipo de Fluoroscopia está dentro de la tolerancia del 20% establecida para esta prueba (10). En los equipos que solo cuentan con control automático de exposición no es posible determinar la Linealidad del kerma como es el caso del Angiógrafo.
- vi. El Rendimiento del tubo de rayos X del Fluoroscopio se encuentra dentro del límite de tolerancia entre 50 y 100 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ (10), establecido para un generador trifásico con el que cuenta este equipo, dichos valores fueron calculados de modo orientativo a una tensión de 80 kV y a 1 m de distancia entre el foco del tubo de rayos X y el detector.
- vii. La Tasa del Producto Dosis Área (DAP) promedio en Fluoroscopia es 10,85 $\frac{\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{s}}$, este valor se obtiene dividiendo el producto dosis área promedio para el tiempo de exposición promedio de los datos de la Tabla 3-9. Mediante factores de conversión de unidades obtenemos un valor de 651 $\frac{\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{min}}$, utilizando este valor se calculó el DAP aproximado en un examen intervencionista de Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica (C.P.R.E) Terapéutica de un paciente estándar con un espesor de 20 cm, que normalmente tiene un tiempo de exposición con Fluoroscopia de 3 minutos en la sala de Fluoroscopia del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1 (HE-1). Entonces el Producto

Dosis Área aproximado en una C.P.R.E terapéutica dentro de este hospital es $1953 \mu Gy.m^2$. Mientras que para el mismo tipo de procedimiento el documento denominado Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures (9), proporciona un valor de Producto Dosis Área de $6530 \mu Gy.m^2$, como resultado del promedio del Producto Dosis Área medido en 39 procedimientos de CPRE realizados a pacientes con un índice de masa corporal promedio de $24,7 kg/m^2$, es decir pacientes de contextura normal similar a la de un paciente estándar, dichas mediciones fueron realizadas con una cámara de ionización Radcal MDH 10x5-6 con un tiempo de exposición promedio de 3,7 minutos, se consideraron dichos datos porque el tiempo de exposición es similar al tiempo que se emplea en un examen de CPRE en la sala de Fluoroscopia en la que realizamos nuestras medidas y porque el numero de exámenes considerados en dicho documento es representativo. De la comparación entre los valores de Producto Dosis - Área (DAP) mencionados se estableció que el DAP aproximado para una CPRE en el HE-1 es aproximadamente la tercera parte del DAP presentado en el documento de referencia y además se encuentra dentro de los niveles de referencia del Organismo Internacional de Energía Atómica (TABLA 1-2).

- viii. La tasa del Producto Dosis Área promedio medido en Angiografía es $0,13 \frac{\mu Gy.m^2}{s}$, este valor se obtiene dividiendo el DAP promedio para el tiempo de exposición promedio de los datos de la Tabla 3-10, dicho valor es muy cercano al obtenido con los datos registrados por el Angiógrafo, el cual reporta para las

mismas medidas una tasa de dosis promedio de $0,11 \frac{\mu Gy.m^2}{s}$. Por la similitud entre estos valores suponemos que la cámara de ionización empleada en nuestras medidas el DIAMENTOR E2 y el dispositivo interno del Angiógrafo tienen una respuesta semejante. Por lo cual se utilizó los valores del DAP registrados en el Angiógrafo para estimar el producto dosis área en un examen de Angiografía Coronaria o Cinecoronariografía de un paciente estándar, que como promedio tiene un tiempo de exposición con Fluoroscopia de 10 minutos y una tasa del DAP promedio de $377,33 \frac{\mu Gy.m^2}{min}$ (TABLA 2-19), en la sala de Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1. Entonces el DAP aproximado en una Cinecoronariografía dentro de este hospital es $3773,30 \mu Gy.m^2$. Mientras que para el mismo tipo de procedimiento el documento empleado para la comparación de resultados (9), proporciona un valor de Producto Dosis Área de $3070 \mu Gy.m^2$, como resultado del promedio del Producto Dosis Área medido en 26 procedimientos de Angiografía Coronaria realizados a pacientes de una edad promedio de 56,1 años con un índice de masa corporal promedio de $23,2 kg/m^2$, es decir pacientes de contextura normal similar a la de un paciente estándar, dichas mediciones fueron realizadas con una cámara de ionización Radcal 9010 en un tiempo de exposición promedio de 9,9 minutos, se consideraron dichos datos porque el tiempo de exposición es similar al tiempo que se emplea en un examen de Cinecoronariografía en la sala de Angiografía en la que realizamos nuestras medidas y porque el número de exámenes considerados en dicho documento es representativo. A pesar de que el DAP aproximado para una Angiografía Coronaria en el Hospital de Especialidades

Fuerzas Armadas N° 1 es superior al DAP del documento con el cual se hizo la comparación no supera los niveles de referencia establecidos por el Organismo Internacional de Energía Atómica para cardiología intervencionista. (TABLA 1-2).

Cabe indicar que no se procedió hacer los cálculos para obtener el DAP aproximado en una Angiografía Coronaria como en el caso de Fluoroscopia debido a que el DAP medido no se lo hizo con los factores técnicos propios para este tipo de procedimientos, ya que por las características del equipo no fue posible ubicar la cámara de ionización con un fantoma al mismo tiempo.

- ix. En Fluoroscopia siguiendo un procedimiento análogo al descrito para el DAP la Tasa de Dosis en la Superficie de Entrada de un Paciente Estándar obtenida a partir de los datos de la tablas 2-11 y 3-11 es $26,24 \text{ mGy/min}$, la cual es ligeramente mayor a 25 mGy/min que es nivel de referencia en el modo normal de funcionamiento del equipo, pero es menor a 100 mGy/min que es el nivel de referencia establecido para los fluoroscopios provistos de un modo de funcionamiento operativo de “alto contraste” tal como el que posee el fluoroscopio del HE-1 para procedimientos radiológicos de intervención (11).
- x. En Angiografía la Tasa de Dosis en la Superficie de Entrada de un Paciente Estándar obtenida a partir de los datos de la tablas 2-12 y 3-12 es $64,81 \text{ mGy/min}$, la cual es menor a 100 mGy/min , que es el nivel de referencia establecido para los equipos provistos de un modo de funcionamiento operativo de “alto

contraste” tal como el que posee el Angiógrafo del HE1 para procedimientos de cardiología intervencionista (11). Además la Tasa de Dosis en la Superficie de Entrada promedio de 16 pacientes que se realizaron Cinecoronariografía es de $92,82 \text{ mGy/min}$ (TABLA 1-3), la cual también es inferior al nivel de referencia.

- xi. En Fluoroscopia la Tasa de Dosis Máxima en la Superficie de Entrada del paciente obtenida a partir de los datos de las Tablas 2-13 y 3-13 es $40,52 \text{ mGy/min}$, la cual es inferior a 50 mGy/min , que es el nivel de referencia para equipos de fluoroscopia con modo de operación manual. Cabe indicar que éste valor fue calculado utilizando los factores técnicos de KV y mA máximos y la peor geometría posible para la irradiación del paciente en una C.P.R.E., en la sala de Fluoroscopia del HE-1, pero en el equipo es posible introducir factores técnicos más extremos con lo que obtendríamos una tasa de dosis máxima mucho mayor, siendo el objetivo de la Optimización de la Protección Radiológica de que en lo posible no se haga uso de dichos factores técnicos.
- xii. En Angiografía la Tasa de Dosis Máxima en la Superficie de Entrada del paciente obtenida a partir de los datos de las Tablas 2-14 y 3-14 es $655,95 \text{ mGy/min}$, la cual es muy superior a 150 mGy/min , que es el nivel de referencia para equipos de Fluoroscopia que tienen el modo de operación de alta tasa de dosis o de alto contraste. Éste valor fue calculado utilizando los factores técnicos de kV y mA máximos que puede proporcionar el Angiógrafo y la peor

geometría posible para la irradiación de un paciente estándar, es decir el tubo de rayos X muy cerca de la superficie de entrada del paciente y el intensificador de imagen muy alejado, para una Angiografía Coronaria en el HE-1, pero normalmente cuando es necesario la utilización de esta Tasa de Dosis Máxima como se puede notar en los datos de las tablas 2-14 hasta la 2-18 donde varias exposiciones individuales superan el valor de referencia, el tiempo de exposición es muy pequeño apenas de segundos, lo que compensa la dosis final suministrada al paciente. En ningún caso se tiene tiempos de exposición para esta Tasa de Dosis mayores a 10 s. Lo que justifica que de los 16 pacientes que se realizaron un examen de Angiografía Cardíaca durante octubre y noviembre de 2012 en el Centro de Imagen del HE-1 considerados para el análisis solo un paciente reporta una dosis de 3,14 Gy que sobrepasa los 2 Gy que es el nivel de dosis de referencia en procedimientos intervencionistas. Además los resultados en el HE-1 de las mediciones del proyecto Arcal RLA/9/057/9002-01 realizadas con películas radiocrómicas muestran que dos de los 20 pacientes estudiados sobrepasan dicho nivel de referencia.

CAPÍTULO IV

4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- El Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1 cumple con los niveles de tolerancia en lo que respecta a las pruebas de control de calidad de la Tensión Nominal del tubo y Kerma en Aire, y con los niveles de referencia respecto a las pruebas dosimétricas de Kerma en Superficie de Entrada del paciente, Producto Dosis - Área y Dosis Máxima en la Superficie de Entrada del paciente.
- La propuesta de Normatización Dosimétrica coadyuvará a la Optimización de la Protección Radiológica de las salas de Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N°1.
- Al maximizar la distancia del tubo de rayos X al paciente, minimizar la distancia entre el paciente y el intensificador de imagen, minimizar los tiempos de exposición, evitar la magnificación de imagen y colimar en lo posible las zonas que no requieren de irradiación, se aporta a la optimización de la Protección Radiológica en las salas de Angiografía y Fluoroscopia.
- El segundo procedimiento de intervención más común en la sala de Fluoroscopia es Colangiopancreatografía Retrógrada Endoscópica, el cual requiere gran atención por la dosis recibida y por el riesgo que implica para el paciente.

- En la sala de Angiografía, el procedimiento más común es Cinecoronariografía, el cual es de interés por la dosis recibida y por el riesgo que implica para el paciente.

4.2 RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar esta investigación en Protección Radiológica en cada uno de los procedimientos que se realizan en la salas de Angiografía y Fluoroscopia del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1.
- Realizar dosimetría en pacientes con un equipo dosimétrico diferente al utilizado en este trabajo de investigación, con el propósito de confirmar la dosis que recibe el paciente en las intervenciones.
- Realizar un estudio de Protección Radiológica en los exámenes que involucran la exposición a rayos X dentro del Servicio de Imagen del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N° 1.

BIBLIOGRAFÍA

LIBROS

1. **ATTIX, F.**, “Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry”., 1ra ed., New York – Estados Unidos., John Wiley & Sons., 1986., Pp. 20 - 60.
2. **BUSHONG, S.**, “Manual de Radiobiología para técnicos”., 6ta ed., Madrid – España., Hardcourt., 1999., Pp. 52 – 93.
3. **DURAN, A.**, “Protección Radiológica en Cardiología Intervencionista”., 1ra ed., Madrid – España., Aenor., 2000., Pp. 1 – 17.
4. **FAIZ, M.**, “The Physics of Radiation Therapy”., 3ra ed., Maryland – Estados Unidos., William M. Passano., 1994., Pp. 12 – 15 -32 -40 – 96 - 98.
5. **AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY (IAEA).**, “Determinación de la Dosis Absorbida en haces de Fotones y Electrones”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 1990., Pp. 5 – 50.

- 6. AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY**
(IAEA)., “Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 2005., Pp. 17 – 63.
- 7. AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY**
(IAEA)., “Dosimetry in Diagnostic Radiology and International Code of Practice”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 2007., Pp. 22 – 101.
- 8. AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY**
(IAEA)., “Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiología General y Mamografía”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 2012., Pp. 55.
- 9. AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY**
(IAEA)., “Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 2010., Pp. 26 – 29 – 33 - 45 – 51 – 86.
- 10. AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY**
(IAEA)., “Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 2001., Pp. 101 – 201.

11. AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY (IAEA), “Protección radiológica relacionada con la exposición médica a la radiación ionizante”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 2010., Pp. 49.

12. AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY (IAEA), “Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 2004., Pp. 23 – 26 – 35 – 39 – 42 – 63.

13. REINO UNIDO., INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), “Protección Radiológica en Medicina”., s.ed., Buenos Aires – Argentina., VCR impresores., 2011., Pp. 56.

14. REINO UNIDO., INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), “Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica”., s.ed., Madrid – España., Senda., 2007., Pp. 14 – 22 – 56 – 95.

15. ESPAÑA., SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM), “Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico”., s.ed., Madrid – España., Senda., 2011., Pp. 91 – 123.

BIBLIOGRAFÍA INTERNET

16. ANGIOGRAFÍA

<http://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=angiocath>

2012/05/15

17. CAPA HEMIRREDUCTORA

<http://es.scribd.com/doc/73174664/7/Capa-hemirreductora-y-decimorreductora>

2012/12/02

18. CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN

http://www.coecr.com/index.php?option=com_content&view=article&id=59&Itemid=80&limitstart=1

2012/11/11

19. COLANGIOPANCREATOGRFÍA RETRÓGRADA ENDOSCÓPICA

http://www.umm.edu/esp_ency/article/003893.htm#ixzz2ALqmOyK2.

2012/10/17

20. DOSÍMETRO DIAVOLT

http://www.ptw.de/diavolt_multi.html

2012/11/09

21. ELECTRÓMETRO

<http://es.scribd.com/doc/102396368/Electrometro>

2012/11/07

22. FANTOMA

<http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/313/1/1Bustos.pdf>

2012/11/06

23. FLUOROSCOPIA

<http://grupo2rbpr.wordpress.com/2012/03/19/fluoroscopia/>

2012/11/10

24. INCERTIDUMBRES

<http://www.slideshare.net/javiergarcia/incertidumbre>

2012/11/11

25. NIVELES DE REFERENCIA PARA PROCEDIMIENTOS

<http://www.scielo.org.ar/pdf/rac/v77n2/v77n2a10.pdf>.

2012/20/11

26. PRODUCTO DOSIS – ÁREA

<http://es.scribd.com/doc/40745917/18/Producto-dosis-area-I>

2012/11/07

27. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE PACIENTES

https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/6_OtherClinicalSpecialities/gastroenterology/gastroenterology-patient-protection.htm#Gas_FAQ09

2012/11/20

**28. PROTECCION CONTRA LA SALA DE RADIACION EN
ENDOSCOPIA**

http://www.worldgastroenterology.org/assets/downloads/es/pdf/guidelines/23_wgo_radiation_protection_in_endo_suite_es.pdf

2012/10/10

29. SEGURIDAD RADIOLÓGICA

[http://www.cea.go.cr/documentos/porta1_estudiante/10SEGURIDA
D_RADIOLOGICA.pdf](http://www.cea.go.cr/documentos/porta1_estudiante/10SEGURIDA
D_RADIOLOGICA.pdf)

2012/12/02

ANEXOS

**Anexo A: Resultados de las mediciones del proyecto Arcal RLA/9/057/9002-01
Protección Radiológica en pacientes en cardiología intervencionista en América
Latina del OIEA**

N° DE PROCEDIMIENTO	TIEMPO DE FLUOROSCOPIA (min)	DOSIS ESTIMADA (mGy)
1	2,80	503
2	26,20	1981
3	15,40	816
4	7,20	312
5	25,90	236
6	8,50	291
7	8,80	809
8	3,20	138
9	7,10	445
10	7,60	902
11	7,00	460
12	13,70	963
13	19,90	1801
14	7,10	707
15	2,00	223
16	15,80	2047
17	13,00	488
18	6,00	859
19	30,30	2542
20	8,20	802
PROMEDIO	11,79	866,25

FUENTE: Registros del Centro de Imagen del HE-1

**Anexo B: Procedimientos Intervencionistas realizados en el Hospital de
Especialidades Fuerzas Armadas N° 1 2011**

Procedimientos Realizados En Fluoroscopia 2011															
N°	Cod. Fluor.	Examen	EN	FE	MR	AB	MY	JN	JL	AG	SP	OC	NV	DI	Exámenes Al Año
1	F01	Colangiografía Post operatoria	1	3	1	4	0	1	0	1	1	0	1	3	16
2	F02	Urograma excretor	0	0	1	0	0	1	0	0	2	1	0	0	5
3	F03	Urograma minutado	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1
4	F04	Cineesofagograma	3	0	0	2	1	1	2	0	3	4	1	3	20
5	F05	Peritoneografía	4	3	0	2	0	2	1	1	1	1	2	2	19
6	F06	Serie gastroduodenal con doble contraste	1	1	2	0	0	1	1	2	3	2	1	1	15
7	F07	Serie gastroduodenal y tránsito intestinal	2	1	2	2	2	0	0	1	0	1	0	2	13
8	F08	Tránsito intestinal	1	0	0	0	2	1	1	2	2	1	2	1	13
9	F09	Cistografía	5	2	7	9	10	18	9	5	10	8	7	9	99
10	F10	Enema de bario doble contraste	2	2	6	3	5	9	1	4	3	7	0	4	46
11	F11	Esofagograma	1	3	3	4	4	3	6	7	4	3	2	1	41
12	F12	Fistulografía	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
13	F13	Histerosalpingografía	3	5	3	4	2	2	1	1	2	1	2	2	28
14	F14	Sialografía unilateral	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	1	3
15	F15	Serie gastroduodenal y tránsito intestinal pediátrico	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	2
16	F16	Enema de bario doble contraste pediátrico	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
17	F17	C.R.P.E.	4	0	2	7	5	7	8	8	3	5	3	4	56
														Total	379

Fuente: Registros del Centro de Imagen del HE-1

Procedimientos Realizados En Angiografía 2011															
N°	Cod. Ang.	Examen	EN	FE	MR	AB	MY	JN	JL	AG	SP	OC	NV	DI	Exámenes al Año
1	A01	Aortoangiografía aorto femoral	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	2
2	A02	Angiografía carotídea unilateral	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	A03	Angiografía carotídea bilateral	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	4
4	A04	Angiografía cerebral	0	0	0	1	2	0	0	0	1	1	2	0	7
5	A05	Angiografía de miembro inferior bilateral	3	3	6	1	1	0	0	1	0	0	0	0	15
6	A06	Angiografía renal	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
7	A07	Cavagrafia	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	3
8	A08	Cateterismo cardiaco de diagnostico	1	2	0	2	3	0	0	0	1	4	1	2	16
9	A09	Cinecoronariografía	3	4	11	9	6	0	8	9	5	1	5	7	68
10	A10	Nefrostomía	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
11	A11	Embolización transcáterter	0	0	3	0	1	0	0	0	0	1	1	0	6
12	A12	Angioplastia periférica con balón	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	A13	Angioplastia Coronaria transluminal percutánea	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	2
14	A14	Intervencionismo coronario stent/balón	6	8	8	9	9	0	2	3	6	11	10	7	79
15	A15	Angiografía torácica	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
16	A16	Angiografía abdominal	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
17	A17	Colocación de implantofix	2	4	5	2	1	0	1	7	2	8	5	3	40
18	A18	Drenaje biliar percutáneo	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
19	A19	Colocación de marcapasos	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	3
20	A20	Angiografía vertebral	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
21	A21	Artrografía	11	10	0	2	5	3	0	0	0	0	4	2	37
														Total	287

Fuente: Registros del Centro de Imagen del HE-1

Anexo C: Certificados de Calibración

**CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARA DE IONIZACIÓN PTW
FREIBURG SFD TW34069**

CALIBRATION CERTIFICATE
No. 0714990



PTW-Freiburg, Lorracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761- 49055-0 FAX +49-(0)761- 49055-70 E-Mail info@ptw.de

Calibration Object

Radiation Dosimeter
Electrometer **UNIDOS E T10009-90339**
Detector **TW34069-2,5-0056**
Detector Type Ionization Chamber

Manufacturer PTW Freiburg, Germany
Customer Canberra Packard
Central Europe GmbH
Wienersiedlung 6
A-2432 Schwadorf

Order No. : AU704357
Order Date : 2007-10-11

Calibration Results

Measuring Quantity	Air Kerma (K_{air})			
Detector Calibration Factor	$N_K = 4.141 \cdot 10^8 \text{ Gy / C}$ (for RQR5)			
Beam Quality Correction	Beam Quality	KV	Correction Factor k_Q	Uncertainty
	RQR3	50	1.00	5.0 %
	RQR5	70	1.00	5.0 %
	RQR7	90	1.00	5.0 %
	RQR9	120	1.00	5.0 %
	RQR10	150	1.00	5.0 %

Measuring Quantity	Air Kerma (K_{air})			
Detector Calibration Factor	$N_K = 4.022 \cdot 10^6 \text{ Gy/C}$ (for RQA5)			
Beam Quality Correction	Beam Quality	KV	Correction Factor k_Q	Uncertainty
	RQA3	50	0.99	5.0 %
	RQA5	70	1.00	5.0 %
	RQA7	90	1.02	5.0 %
	RQA9	120	1.01	5.0 %
	RQA10	150	1.01	5.0 %

Electrometer Calibration Factor $k_{elec} = 1.000 \pm 0.5 \%$
Calibration Date **2007-12-20**
Recalibration Interval 2 years (recommended)

Freiburg, 2007-12-21

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pichlau GmbH

(Signature)

Reference Conditions	Temperature:	293.2 K (20°C)
	Air Pressure:	1013.2 hPa
	Relative Humidity:	50 %
	Chamber Voltage/Polarity:	+ 200 V
	Ion Collection Efficiency:	100 %

Calibration Conditions and Set-up

Climatic Conditions	Temperature Range:	[291.2 ... 297.2] K / [18 ... 24] °C
	Air Pressure Range:	[950 ... 1050] hPa
	Rel. Humidity Range:	[40 ... 60] %

Beam Quality and Geometry	Quality	Filter [mm]	HVL [mm]	SDD [cm]	Size [cm]
	RQR3	1.33AI		1.78AI	80
RQR5	1.33AI		2.58AI	80	7.9 x 7.9
RQR7	2.00AI		3.48AI	80	7.9 x 7.9
RQR9	2.70AI		5.00AI	80	7.9 x 7.9
RQR10	3.50AI		6.57AI	80	7.9 x 7.9
RQA3	1.33AI + 10AI		3.8AI	80	7.9 x 7.9
RQA5	1.33AI + 21AI		6.8AI	80	7.9 x 7.9
RQA7	2.00AI + 30AI		9.2AI	80	7.9 x 7.9
RQA9	2.70AI + 40AI		11.6AI	80	7.9 x 7.9
RQA10	3.60AI + 45AI		13.3AI	80	7.9 x 7.9

Quality:	Beam qualities according to IEC 61267 and IEC 60731
Filter:	Total filtration (inherent and additional filters)
HVL:	Half value layer at the point of measurement
SDD:	Distance between radiation source and reference point
Size:	Field size at reference point, diam. ≠ Field Diameter

Detector Arrangement	Inscription "Focus" faced towards the radiation source
	Reference point position at stated distance to the radiation source (For further information see manual and data sheet of detector)

Dose and Dose Rate	Air kerma range :	[5.0 · 10 ⁻² ... 5.0] Gy
	Air kerma rate range :	[50 ... 300] mGy/min
	Dose rates below the minimum specified dose rate are indicated by two flashing asterisks on the display. The resolution is then below 1%.	

Leakage	Negligible during calibration
---------	-------------------------------

Remarks

- The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation ($k=2$). The standard deviation was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standard used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the calibration procedure and those of the specimen during calibration. A share for the long term instability of the object under calibration is not included.
- The calibration is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionisation chamber showing the intact sticker with the certificate number. The calibration factors of chambers having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Test certificates without signature are not valid.
- An air density correction has to be applied in case of an ionization chamber that is vented to atmospheric communication. Please note that some electrometers have a built-in air density correction.

CALIBRATION CERTIFICATE

No. 0714991

PTW

PTW-Freiburg, Lorracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de

Calibration Object

Radiation Dosimeter

Electrometer **UNIDOS E T10009-90339**
Detector **TW34069-2,5-0056**
Detector Type **Ionization Chamber**

Manufacturer **PTW Freiburg, Germany**
Customer **Canberra Packard
Central Europe GmbH
Wienersiedlung 6
A-2432 Schwadorf**

Order No. : **AU704357**
Order Date : **2007-10-11**

Calibration Results

Measuring Quantity **Air Kerma (K_{air})**
Detector Calibration Factor **$N_K = 4.448 \cdot 10^6 \text{ Gy / C}$** (for RQR-M 3)
Beam Quality Correction

Beam Quality	KV	Correction Factor k_Q	Uncertainty
RQR-M 1	25	1.01	5.0 %
RQR-M 3	30	1.00	5.0 %
RQR-M 4	35	1.00	5.0 %

Measuring Quantity **Air Kerma (K_{air})**
Detector Calibration Factor **$N_K = 4.274 \cdot 10^6 \text{ Gy / C}$** (for RQA-M 3)
Beam Quality Correction

Beam Quality	KV	Correction Factor k_Q	Uncertainty
RQA-M 1	25	1.00	5.0 %
RQA-M 3	30	1.00	5.0 %
RQA-M 4	35	0.99	5.0 %

Electrometer Calibration Factor **$k_{elec} = 1.000 \pm 0.5 \%$**
Calibration Date **2007-12-12**
Recalibration Interval **2 years (recommended)**

Freiburg, 2007-12-21

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pöchlauer GmbH

Reference Conditions	Temperature:	293.2 K (20°C)
	← Air Pressure:	1013.2 hPa
	Relative Humidity:	50 %
	Chamber Voltage/Polarity:	+ 200 V
	Ion Collection Efficiency:	100 %

Calibration Conditions and Set-up

Climatic Conditions	Temperature Range:	[291.2 ... 297.2] K / [18 ... 24] °C
	Air Pressure Range:	[950 ... 1050] hPa
	Rel. Humidity Range:	[40 ... 60] %

Beam Quality and Geometry	Quality	Filter [mm]	HVL [mm]	SDD [cm]	Size [cm]
	RQR-M 1	0.03Mo	0.26 Al	40	5 diam.
	RQR-M 3	0.03Mo	0.32 Al	40	5 diam.
	RQR-M 4	0.03Mo	0.37 Al	40	5 diam.
	RQA-M 1	0.03Mo + 2Al	0.52 Al	40	5 diam.
	RQA-M 3	0.03Mo + 2Al	0.59 Al	40	5 diam.
	RQA-M 4	0.03Mo + 2Al	0.65 Al	40	5 diam.

Quality:	Beam qualities according to IEC 61267 and IEC 60731
Filter:	Total filtration (inherent and additional filters)
HVL:	Half value layer at the point of measurement
SDD:	Distance between radiation source and reference point
Size:	Field size at reference point, diam. ∅ Field Diameter

Detector Arrangement	Inscription "Focus" faced towards the radiation source Reference point position at stated distance to the radiation source (For further information see manual and data sheet of detector)
----------------------	--

Dose and Dose Rate	Air kerma range : [5.0 · 10 ⁻² ... 5.0] Gy Air kerma rate range : [50 ... 300] mGy/min Dose rates below the minimum specified dose rate are indicated by two flashing asterisks on the display. The resolution is then below 1%.
--------------------	---

Leakage	Negligible during calibration
---------	-------------------------------

Remarks

- The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation (k=2). The standard deviation was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standard used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the calibration procedure and those of the specimen during calibration. A share for the long term instability of the object under calibration is not included.
- The calibration is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionisation chamber showing the intact sticker with the certificate number. The calibration factors of chambers having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Test certificates without signature are not valid.
- An air density correction has to be applied in case of an ionization chamber that is vented to atmospheric communication. Please note that some electrometers have a built-in air density correction.

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL ELECTRÓMETRO PTW DIAMENTOR E2 T11033

KALIBRIERSCHEIN NR.
CALIBRATION CERTIFICATE NO.
0714218

PTW

PTW-Freiburg, Lorracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761- 49055-0 FAX +49-(0)761- 49055-70 E-Mail info@ptw.de

DIAMENTOR E2

T11033-02704

Ionisationskammer / Ionization Chamber

TA34028-1-09980

Der DIAMENTOR E2 und die Ionisationskammer wurden entsprechend IEC 60580 mit einem von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Braunschweig kalibrierten Referenzgerät (IEC 60731) verglichen.

Der DIAMENTOR E2 ist zur Messung des Dosisflächenprodukts im Bereich von (50...150) kV mit Qualitäten entsprechend IEC 61267 für den Gebrauch bei Durchleuchtung und Aufnahme gebaut. Die Funktion des DIAMENTOR E2 sollte wie in der Gebrauchsanweisung beschrieben geprüft werden.

In accordance with IEC 60580 the DIAMENTOR E2 and ionization chamber have been compared against a reference instrument (IEC 60731) calibrated by the German National Laboratory in Braunschweig.

The DIAMENTOR E2 is designed to measure the dose area product in the range of (50...150) kV, with the radiation qualities according to IEC 61267 for the use during fluoroscopy and radiography. The function of the DIAMENTOR E2 should be checked as described in the instruction manual.

Kenngrößen der Ionisationskammer
Characteristic Factors of the ionization chamber

$K_G = 1,16$ [cGy cm²]
 $K_R = 1,32$ [R cm²]

Bezugsbedingungen
Reference Conditions

T = 20 °C
p = 1013 hPa

Härtungsgleichwert nach IEC 60522/2002 (70 kV)
Aluminum Equivalent Filtration acc. IEC 60522/2002

= 0,2 mm Al

Schwächungsgleichwert
Attenuation Equivalent

= 0,6 mm Al

Die Konstanz des DIAMENTOR E2 kann mittels des Testknopfs überprüft werden.
The constancy of the DIAMENTOR E2 can be checked using the test button.

Achtung! Bei etwaigen Rückfragen und Nachbestellungen stets Typen- und Seriennummer angeben!
Attention! In case of questions or repeat orders always quote the type and serial number.

Freiburg, den 29.10.2007

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pöchlauer GmbH

(Unterschrift / Signature)

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL DOSÍMETRO MULTIPROPÓSITO PTW DIAVOLT UNIVERSAL T43014

KALIBRIERSCHEIN NR.
Calibration Certificate No.
0714993

PTW

PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761- 49055-0 FAX +49-(0)761- 49055-70 E-Mail info@ptw.de

Kalibriergegenstand / Calibration Object

Nicht-invasives kV-Messgerät und Dosimeter / *Non-invasive kV-Meter and Dosimeter*

DIAVOLT UNIVERSAL T43014-01067

Hersteller / *Manufacturer* PTW-Freiburg
Auftraggeber / *Customer* Canberra Packard
Central Europe GmbH
Wienersiedlung 6
A-2432 Schwadorf
Auftragsnummer / *Order No.* AU704357
Auftragsdatum / *Order Date* 11.10.2007

Ergebnis der Kalibrierung / Calibration Results

Messgröße / <i>Measuring Quantity</i>	PPV ≙ practical peak voltage / IEC 61676	K_{Air} (Luftkerma / <i>Air Kerma</i>)
Messergebnis in / <i>Measurement result in</i>	kV	Gy
Kalibrierfaktor / <i>Calibration Factor</i>	N_{kV} = 1,00	N_K = 1,00
Unsicherheit der Kalibrierung / <i>Uncertainty of calibration</i>	$\epsilon = 2 \%$ ($\epsilon \leq 1 \text{ kV}$ für / <i>at</i> PPV < 40 kV)	$\epsilon = 2 \%$
Kalibrierdatum / <i>Calibration Date</i>	05.12.2007	
Empfohlenes Rekalibrierintervall / <i>Recommended recalibration interval</i>	2 Jahre / <i>2 years</i>	
Messbereiche und Strahlenqualitäten / <i>Measuring range and radiation qualities</i>	konventionell / <i>conventional</i> : [40...150] kV, [RQR2...RQR10] MAM / <i>MAM</i> : [22...40] kV, [RQR-M 1...RQR-M 4]	

Kalibrierbedingungen und Aufbau / Calibration Conditions and Set-up

Anodenwinkel / <i>Anode Angle</i>	W-Anode [40...150] kV 12°	Mo-Anode [22...40] kV 20°
HV-Wellenform / <i>HV Waveform</i>	CP (constant potential)	HF (high frequency)
Feldgröße / <i>Field Size</i>	12 cm x 12 cm	16 cm x 16 cm
Fokusabstand / <i>Focal Distance</i>	50 cm	60 cm
Belichtungszeit / <i>Irradiation Time</i>	0,4 s	0,4 s

Freiburg, den 21.12.2007

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pychlauer GmbH

(Unterschrift / *Signature*)

Kalibrierbedingungen und Aufbau / Calibration Conditions and Set-up

Klimatische Bedingungen / Climatic Conditions	Temperaturbereich / Temperature Range	[18 ... 24] °C
	Luftdruck / Air Pressure Range	[950 ... 1050] hPa
	Relative Luftfeuchte / Relative Humidity Range	[40 ... 60] %
Anordnung im Strahlenfeld / Arrangement in radiation field	Die Oberseite des Geräts zeigte zur Strahlenquelle / The top side of the instrument faced towards the radiation source	
Bezugsort am Gerät / Reference point of device	siehe Gebrauchsanweisung / refer to user manual	
Strahlungsqualitäten / Beam Qualities	RQR und RQR-M Qualitäten gemäß IEC 61267 RQR und RQR-M qualities according to IEC 61267	
Invasive kV-Referenz / Invasive kV-reference	DYNALYZER III A HVU (SN 73-05-1-1523, Cert. No. 14327) für / for [40...150] kV	DYNALYZER II HVU (SN 61-06-8-0124, Cert. No. 014302) für / for [22...40] kV
Dosis und Dosisleistung / Dose and Dose Rate	[4.0 ... 55] · 10 ⁻³ Gy [0.3 ... 8.0] Gy/min	

Bemerkungen / Remarks

- Die angegebene Unsicherheit entspricht der 2-fachen Standardabweichung ($k=2$). Die Unsicherheit der Kalibrierung wurde entsprechend ISO GUM aus den Teilunsicherheiten der Normale, des Kalibrierverfahrens, der Umgebungsbedingungen und des Kurzzeitverhaltens des Geräts berechnet. Die Gesamtunsicherheit einer Messung setzt sich zusammen aus der Unsicherheit der Kalibrierung und allen Unsicherheiten, die durch ein Abweichen von den Referenzbedingungen bedingt sind. Ein Anteil für die Langzeitinstabilität des Prüflings ist nicht enthalten.
The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation ($k=2$). The uncertainty of the calibration was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standards used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The overall uncertainty of a measurement is composed of the uncertainty of the calibration as well as uncertainty contributions that are caused by deviations from the reference conditions. A share for the long term instability of the object under calibration is not included.
- Die Kalibrierung ist rückführbar auf Normale der Physikalisch Technischen Bundesanstalt (PTB), Braunschweig und des National Institute of Standards and Technology, USA (NIST). Unvollständige oder auszugsweise Wiedergabe dieses Kalibrierscheins bedarf der Genehmigung des ausstellenden Labors. Dieser Kalibrierschein gilt nur im Zusammenhang mit dem unverletzten Aufkleber mit der Kalibrierscheinnummer. Die Kalibrierung von Geräten, die zur Reparatur geöffnet wurden, sind mit früheren Kalibrierungen nicht vergleichbar. Kalibrierscheine ohne Unterschrift sind ungültig.
The calibration of all kV-reference components is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig and to the National Institute of Standards and Technology, USA (NIST). This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the instrument showing the intact sticker with the certificate number. The calibration of instruments having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Calibration certificates without signature are not valid.

Anexo D: Especificaciones técnicas de los equipos utilizados

DESCRIPCIÓN TÉCNICA	
Cámara de ionización SFD tipo 34069	Es un instrumento de medición de la dosis o tasa de dosis en radiología convencional, fluoroscopia y mamografía al frente o detrás de un fantoma.
Características especiales de construcción	Ventilada No impermeable
Cantidades de medición	Kerma en aire y tasa de kerma en aire Exposición y tasa de exposición
Volumen de medición	Alrededor de 6cm^3
Punto de referencia para la medición de la dosis y tasa de dosis	Centro de la cámara
Voltaje de la cámara	+(100...400) V Voltaje nominal: 200 V
Tiempo de colección de iones a 200 V	550 μs
Dependencia de la dirección	Es preferible una dirección de irradiación perpendicular al eje de la cámara
Dependencia de la energía	$\leq 3\%$ a (50...150) KV
Efecto después de la irradiación	Desaparición de la señal 5 s después de la irradiación
Estabilidad a largo plazo	Desviación de la respuesta $< 2\%$
Material de la pared	PMMA con recubrimiento de grafito
Espesor de la pared	0,32 mm
Material del electrodo	PMMA (0,54 mm)
Rango de medida	4,3 μGy ...280,9 KGy
CONDICIONES DE FUNCIONAMIENTO	
Temperatura ambiente	(+10...+40) °C
Humedad relativa	(10...80) %
Presión Atmosférica	(700...1060) hPa
Energía	(25...150) KV
Tamaño de campo	5 cm x 5 cm...40 cm x 40 cm

Fuente: Manual del Equipo

DESCRIPCIÓN TÉCNICA	
DIAMENTOR E2 T11033-02704	Es un instrumento de medición del producto dosis por área según CEI 60580 para efectuar mediciones en diagnóstico radiológico para calidades de acuerdo con la IEC 61267 para uso en radiografía y fluoroscopia
Pantalla	LED color rojo de siete segmentos y ocho dígitos
Alimentación	24 VDC \pm 10% (con el adaptador T99037)
Principio de medición	Registro de la radiación sobre cámaras de ionización, procesamiento analógico de la señal y visualización digital
Tipo de medición	Funcionamiento continuo
Variables medidas	Producto dosis por área y tasa del producto dosis por área
Linealidad	< 2,5%
Tiempo de respuesta	Máx. 2 s
Prontitud de la respuesta	10 s después del arranque
Tiempo de arranque	5 min
PRODUCTO DOSIS POR ÁREA	
Unidad	μGym^2
Intervalo de medición	(0,1... 20 000 000) μGym^2
Exactitud	\pm 1 dígito
Resolución digital	0,01 μGym^2
TASA DEL PRODUCTO DOSIS POR ÁREA	
Unidad	$\mu\text{Gym}^2/\text{s}$
Intervalo de medición	(0,1... 15 000) $\mu\text{Gym}^2/\text{s}$
Exactitud	\pm 1 dígito
Resolución digital	0,01 $\mu\text{Gym}^2/\text{s}$
CONDICIONES DE FUNCIONAMIENTO	
Temperatura ambiente	(+10...+40) °C
Humedad relativa	(10...80) %
Presión Atmosférica	(600...1200) hPa

Fuente: Manual del Equipo

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

DIAVOLT UNIVERSAL modelo T43014-01067	Dispositivo para medidas no invasivas de la tensión del tubo de rayos X en radiología diagnóstica de acuerdo a la IEC 61676. Dosímetro diagnóstico para medidas de las calidades RQR de acuerdo a la IEC 61674.
Principio de medición	Medición de la tensión del tubo en instalaciones de rayos X usando detectores semiconductores y el método de doble filtro. La medición de la dosis se hace con detectores semiconductores.
Modo de operación	Operación continua
Indicador del valor medido	Pantalla gráfica
Cantidades de medición	Voltaje del tubo (KV) Tiempo de irradiación (s) Kerma en aire (Gy) Exposición (R)
Fuente de alimentación	(115....230) V \pm 15% (50....60) Hz
TENSIÓN DEL TUBO	
Valores de medida	Mean KVp = voltaje pico promedio Max KVp = voltaje pico máximo PPV = voltaje pico práctico, de acuerdo con la IEC61676.
Rango de medida	Para RAD/FLU: 40-150 KV
Resolución digital	0,1 KV
Reproducibilidad	$\leq \pm 0,5\%$
Error Intrínseco	Para RAD/FLU: $\leq \pm 1$ KV o $\leq \pm 1\%$
Estabilidad a largo plazo	$\leq \pm 2\%$ por año
Tiempo de estabilidad	Ninguno
Tiempo mínimo de irradiación para mediciones de la tensión del tubo	6ms para ajuste manual del rango de KV y 11ms para ajuste automático
Rango nominal de la tasa de dosis	1-200 mGy/s
Dependencia de la tasa de dosis	$\leq \pm 0,5\%$

Dependencia de la distancia, rotación y del tamaño de campo	Despreciable para RAD/FLU
Tamaño de campo mínimo	40 mm x 40 mm para RAD/FLU
Dependencia de la temperatura	$\leq \pm 1\%$
TIEMPO DE IRRADIACION	
Rango de medida	0,3 ms – 999 s
Resolución digital	0,3 ms
Error intrínseco	$\leq \pm 0,3$ ms
KERMA EN AIRE	
Rango de medida	50 μ Gy....50 Gy para RAD/FLU
Resolución digital	0,5 μ Gy para RAD/FLU
Dependencia de la energía	$\leq \pm 2\%$ para (22....150) KV
Error intrínseco	$\leq \pm 2\%$
Reproducibilidad	$\leq \pm 0,5\%$
Estabilidad a largo plazo	$\leq \pm 2\%$ por año
Dependencia del tamaño de campo	$\leq \pm 0,5\%$
Tamaño de campo mínimo	10 mm x 3.3 mm para RAD/FLU
Dependencia de la temperatura	$\leq \pm 2\%$
Rango nominal de la tasa de dosis	50 μ Gy/s- 50 mGy/s para RAD/FLU
Dependencia de la tasa de dosis	$\leq \pm 0,5\%$

Fuente: Manual del Equipo

**Anexo E: Posters de protección radiológica en procedimientos de intervencionismo
en las salas de Fluoroscopia y Angiografía del Hospital de Especialidades Fuerzas
Armadas N° 1**

2012

OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN
RADIOLÓGICA EN PROCEDIMIENTOS
INTERVENCIONISTAS



HOSPITAL DE ESPECIALIDADES FUERZAS
ARMADAS N° 1.
CENTRO DE IMAGEN
07/12/2012

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LAS SALAS DE INTERVENCIONISMO



RECOMENDACIONES ÚTILES PARA LA OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LAS SALAS DE ANGIOGRAFÍA Y FLUOROSCOPIA DEL CENTRO DE IMAGEN DEL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES FUERZAS ARMADAS N° 1

Presentación

La dosis de radiación asociada a los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia es mayor a la dosis recibida en exámenes radiográficos de diagnóstico convencionales, por lo cual a continuación se plantean diferentes recomendaciones para la optimización de la protección radiológica del personal y del paciente con el objetivo de mantener valores de dosis tan bajos como razonablemente sea posible sin disminuir la calidad diagnóstica.



SALA DE FLUOROSCOPIA



SALA DE ANGIOGRAFÍA

Protección Radiológica del Personal

1. Utilice los elementos de protección

Delantales tipo faldilla-chaileco de 0,5 mm de espesor de Plomo



Gafas plomadas con protección lateral y protector de tiroides

2. Recuerde el principio Distancia - Tiempo - Blindaje

Aumente la distancia respecto del tubo de rayos X



Minimice el tiempo de exposición



Utilice blindajes que atenúen la radiación del haz

3. Utilice las mamparas suspendidas del techo y los blindajes laterales



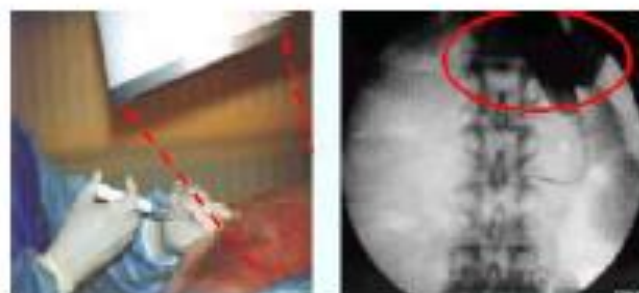
La mampara proporciona una protección $\approx 90\%$ para la radiación dispersa

Para la protección de miembros inferiores y gónadas

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LAS SALAS DE INTERVENCIÓN

4. Mantenga las manos fuera del haz primario salvo que sea necesario

Cuando las manos se encuentren en el área del haz primario se irradian con dosis altas, si es posible se deberá utilizar guantes quirúrgicos plomados, pero se debe considerar que al utilizarlos se incrementan los factores de KV y mA, en consecuencia se incrementa la dosis al paciente y al personal en los equipos con control automático de exposición



5. En las proyecciones oblicuas y laterales, de ser posible sitúese en el lado opuesto al tubo de rayos X

Sitúese en el lado del Intensificador de Imagen, en ese lugar existirá una menor proporción de radiación dispersa

Priorice las proyecciones oblicuas y laterales derechas en vez de las izquierdas



7. Utilice el dosímetro personal

Utilice los dosímetros personales asignados:

1. Debajo del mandil plomado a nivel del tórax
2. Sobre el delantal (si dispone)
3. En la muñeca (si dispone)

La dosimetría en tiempo real puede ser de mucha utilidad



6. Controle su desplazamiento y su posición en la sala de intervención

EL personal circundante debe evitar debe evitar situarse o circular por la zona más próxima al campo de radiación, preferentemente ubíquese al lado opuesto de dicho campo



8. Actualice sus conocimientos sobre Protección Radiológica



9. Dirija sus inquietudes al Oficial de Protección Radiológica del Hospital

10. ¡RECUERDE!

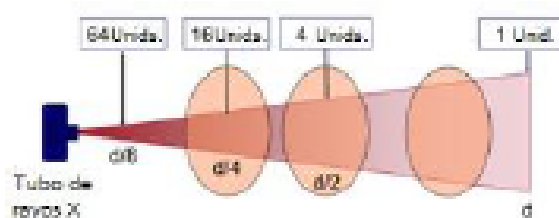
- El control de calidad de los equipos de fluoroscopia permite su funcionamiento de forma segura.
- Conozca las posibilidades de operación del equipo para utilizarlo correctamente.
- Al optimizar la Protección Radiológica del paciente, también implica una mejor protección de los profesionales.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LAS SALAS DE INTERVENCIONISMO

Protección Radiológica del Paciente

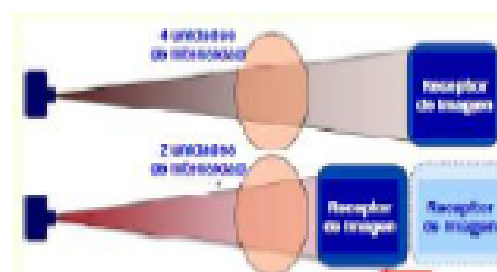
1. Maximice la distancia entre el tubo de rayos X y el paciente

Se recomienda que la distancia entre el foco del tubo de rayos X y la superficie de entrada del paciente no sea inferior a 40 cm para radiodiagnóstico



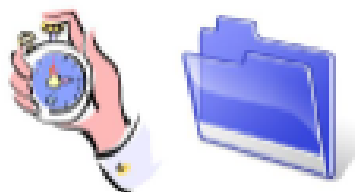
2. Minimice la distancia entre el paciente y el Intensificador de Imagen

El receptor de Imagen debe estar lo más cerca posible del paciente, de esta manera los factores de exposición serán menores.



3. Minimice el tiempo de fluoroscopia

Se debe registrar los tiempos de fluoroscopia de cada paciente



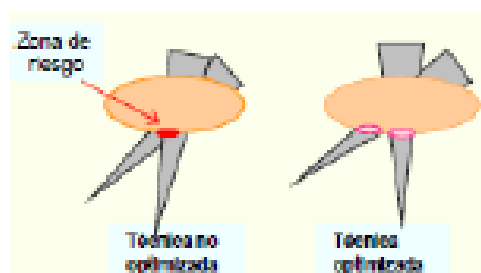
4. Selección de la fluoroscopia pulsada

Se debe seleccionar la fluoroscopia pulsada con el número de imágenes por segundo más bajo posible que le permita el procedimiento a realizar



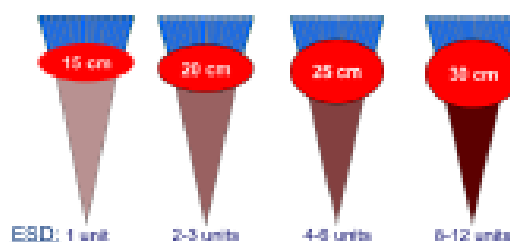
5. Cambio de proyección especialmente en intervenciones prolongadas

Varié la zona de entrada del haz en el paciente rotando el tubo a su alrededor, evitando exponer la misma zona de la piel en diferentes proyecciones



6. Para los pacientes de gran espesor

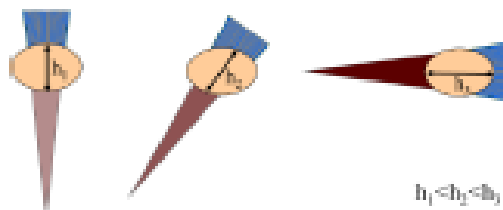
Los pacientes de mayor espesor y las partes del cuerpo más gruesas incrementan la dosis en la superficie de entrada del paciente (DSE)



PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LAS SALAS DE INTERVENCIONISMO

7. Las proyecciones oblicuas también incrementan la dosis en la superficie de entrada

Sea consciente de que el incremento de la dosis en la superficie de entrada del paciente aumenta la posibilidad de producirse lesiones a la piel



8. Evite el uso de magnificación

Cambiar a un campo menor del Intensificador de Imagen puede aumentar la dosis a la entrada del paciente hasta un factor de 3

Díámetro del Intensificador	Dosis a la entrada del paciente relativa
12" (32 cm)	dosis 100
9" (22 cm)	dosis 150
6" (16 cm)	dosis 200
4.5" (11 cm)	dosis 300

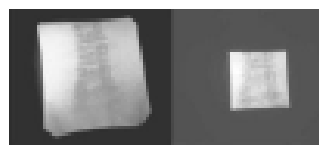
9. Minimice el número de imágenes adquiridas en modo cine y en modo de sustracción digital

Utilice la fluoroscopia en vez del modo cine cuando sea posible, registre los factores técnicos, el tiempo de exposición y además si el equipo cuenta con el dispositivo para monitorear la dosis del paciente (DAP) almacene la información suministrada en dispositivos seguros



10. Haga usos de la colimación del haz

Colime el haz de rayos X únicamente para la zona de interés o de tratamiento, para evitar afectar áreas circundantes.



Referencias:

1. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PERSONAL EN FLUOROSCOPIA, disponible en: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/Whitepapers/poster-staff-radiation-protection.pdf>
2. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE EN FLUOROSCOPIA, disponible en: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/Whitepapers/poster-patient-radiation-protection.pdf>