

Radiación Ionizante a pacientes por haz primario durante Cineangiografía coronaria

Alfredo Ramírez, Fernando Leyton, Jorge Gamarra⁽¹⁾, Carlos Oyarzún⁽¹⁾, Ana María Silva, Eric Farías, Hector Ugalde, Gastón Dussailant.

Introducción

La práctica cardiológica actual ha incorporado los estudios hemodinámicos y angiográficos como un procedimiento cotidiano que se ha expandido de lo esencialmente diagnóstico a la acción terapéutica, en un espectro amplio que comprende desde la patología del recién nacido hasta el adulto mayor. Puede implicar el tratamiento de complejas arritmias cardíacas, la revascularización coronaria percutánea transluminal o la reparación de malformaciones congénitas complejas^(1,2). Esto ha significado que los procedimientos angiográficos se mantengan como un estándar

mucho más consolidado en la práctica médica cotidiana, pero, como su fundamento esencial son las radiaciones ionizantes, se debe tener conciencia del potencial iatrogénico que ellas poseen tanto para los pacientes expuestos como para el personal que las manipula⁽³⁾. En cardiología intervencional es necesario realizar acciones que demandan un tiempo prolongado de exposición a radiaciones, dependiendo de la complejidad del procedimiento, lo que implica someter a los pacientes a una dosis cuantitativamente significativa de radiación. Se ha comunicado el daño que puede derivar por la acción del haz primario de radiación a pacientes sometidos tanto a terapia de fulguración por radiofrecuencia como a angioplastia coronaria percutánea transluminal. Ello se traduce en la aparición de zonas con infiltración inflamatoria a nivel del punto de incidencia del haz de radiación semejantes a quemaduras de primer grado, las cuales han evolucionado hasta llegar a constituir úlceras de muy difícil cicatrización^(4,5,6). Esto evidencia, de forma directa y dramática, la necesidad de aplicar las normas básicas de seguridad radiológica en el entorno de las prácticas propias de la cardiología invasiva.

*Laboratorio de
Hemodinamia, Centro
Cardiovascular
⁽¹⁾Comisión Chilena de
Energía Nuclear*

En nuestro Hospital Clínico hemos iniciado un plan coordinado para centrar la atención en este particular problema, extendiéndolo además a la práctica del radiodiagnóstico en general. En este plan contamos con el apoyo que el Organismo Internacional de Energía Atómica, por intermedio de su programa ARCAL XLIX, nos ha brindado. En este contexto hemos desarrollado un método de evaluación de la dosis en piel que reciben los pacientes durante una exploración angiográfica coronaria convencional (diagnóstico). Hemos planteado este trabajo como fase preliminar para estudios que impliquen procedimientos de mayor extensión como los que realizan en Cardiología Intervencional hemodinámica y electrofisiológica. El fin último es evidenciar la magnitud de las dosis de radiación que reciben los pacientes para, después de un diagnóstico adecuado, poder definir estrategias de acción que nos permitan mejorar la protección del paciente y del personal involucrado en esta particular práctica cardiológica.

Material y método

Nuestro grupo de estudio está compuesto por un conjunto de 18 pacientes en quienes estudiamos la magnitud de la radiación ionizante que reciben desde el haz primario de radiación durante la realización de una cineangio - coronariografía. Los procedimientos fueron realizados por cuatro operadores en un solo laboratorio de hemodinamia y se utiliza un equipo Siemens Angioskop D y un generador Siemens Polidoros 80 (150 kV, 1000 mA, trifásico).

Como elemento detector se utilizaron dosímetros para termoluminiscencia con fluoruro de Litio. El primero se ubica en la región dorsal, en la línea paraescapular izquierda. El segundo detector se dispone también en la región dorsal, en la línea paraescapular derecha. Otro detector se dispone en la línea media a nivel de la región tiroidea. Un cuarto elemento radiosensible se ubica en el punto medio entre la zona umbilical y la sínfisis del pubis, también sobre la línea media (Figura N°1). Se registró la edad, el

peso, la talla y el Índice de masa corporal (IMC) de cada paciente, el tiempo de fluoroscopia (min) el tiempo de procedimiento (min), kilovoltaje (kV) máximo, miliamperaje (mA) máximo. Los valores se expresan como media \pm desviación standard (ds) y como método estadístico se utiliza el de student.

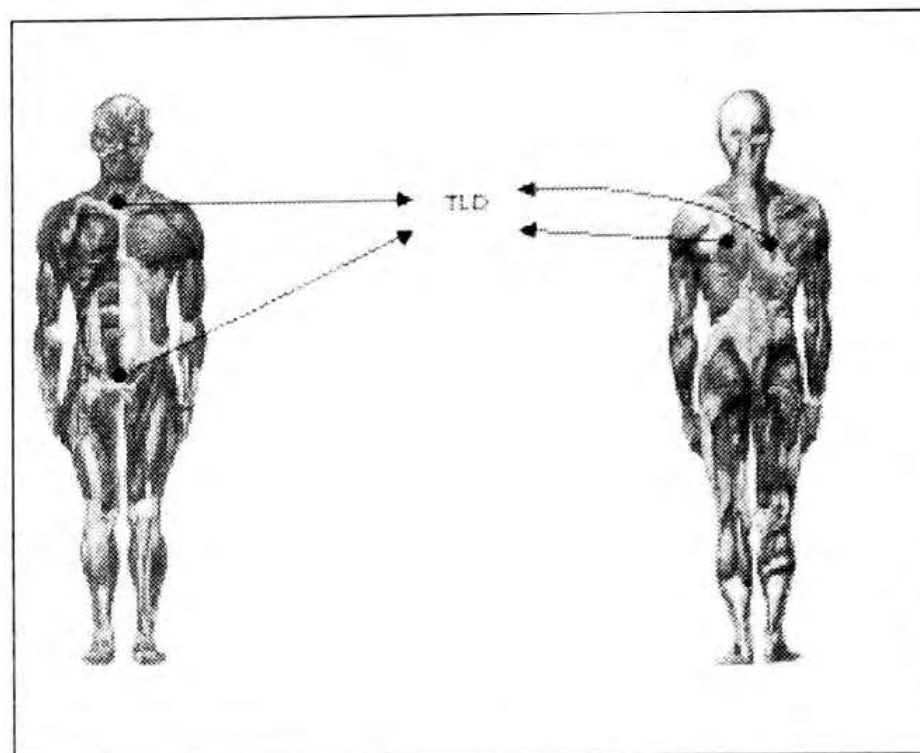


Figura 1: Ubicación de TLD (LiF- 100).

Resultados

La edad promedio de nuestro grupo fue de 58 ± 12 años con un IMC de $1.66 \pm 0,09$. En 16 pacientes el procedimiento realizado fue coronariografía con 1 ventriculografía y en los otros 2 se hace sólo coronariografía. El tiempo total de procedimiento fue de 14 ± 4.3 min con un tiempo de fluoroscopia de 3.6 ± 2.5 min (Tabla N° 1).

Los parámetros técnicos registrados durante la filmación fueron 87 ± 15 kV y 126 ± 24 mA.

La radiación registrada por el sensor ubicado en la región interescapular izquierda fue de 215 ± 199 mGy (rango 1 – 710) y en la zona interescapular derecha fue de 255 ± 212 mGy (rango 22 – 791), con p no significativo. En la zona pubiana se encuentra una radiación de $0.23 \pm 0,07$ mGy y en la región tiroidea se registra una radiación de 3.62 ± 2.44 mGy con $p = 0,0001$. La radiación de fondo durante el periodo de estudio fue de 0,12 mGy (Tabla N° 2).

Tabla N°1

N°	EDAD	EXAMEN [AÑOS]	PESO [Kg]	TALLA [mt]	IMC	kV	mAs	T'PROC. [min]	T'film [s]	T'fluoro [s]
1	52	cin coronario	54	1,45	1,44	77	143	16	5	78
2	40	cin coronario	55	1,63	1,58	73	145	21,5	4,64	510
3	51	coro+1 vent.	78	1,7	1,9	77	140	12	4,24	132
4	75	coro+1 vent.	98	1,87	2,24	73	147,9	13	4,32	138
5	59	coro+1 vent.	77	1,68	1,87	76	142	12	2	336
6	75	coro+1 vent.	75	1,75	1,9	70,5	77,0	14,7	4,44	102
7	73	coro+1 vent.	66	1,48	1,6	102	112,1	17	3,48	306
8	59	coro+1 vent.	70	1,65	1,77	101	120,0	18	5,24	384
9	73	coro+1 vent.	70	1,62	1,75	83	182,1	16	2,8	192
10	44	coro+1 vent.	65	1,63	1,7	74	140,2	7,5	3,96	78
11	55	coro+1 vent.	86	1,58	1,87	121	104,1	7,2	4,12	156
12	56	coro+1 vent.	77	1,64	1,84	71	86,9	13,6	5,44	252
13	70	Coro+1 vent.	72	1,68	1,82	94	128,0	10	4,36	126
14	58	coro+1 vent.	92	1,72	2,05	102	116,9	10,4	3,72	180
15	45	coro+1 vent.	101	1,7	2,12	101	121,0	11,3	4,48	133
16	71	coro+1 vent.	80	1,73	1,94	90	119,9	14,5	4,32	312
17	42	coro+1 vent.	68	1,68	1,77	77	120,1	13,3	4,12	102
18	46	coro+1 vent.	81	1,64	1,88	102	115	23,7	4,6	450
Promedio	58		75,83	1,66	1,66	86,9	126	14,0	4,18	220
desv.	12		9,72	0,09	0,19	15,0	24	4,3	0,82	129

Tabla N°2

N°	ESC. IZQ [mGy]	ESC. DER [mGy]	PUBIS [mGy]	TIROIDES [mGy]
1	20,18	34	0,26	1,26
2	345	320	0,32	1,93
3	129	218	0,27	4,76
4	30	199	0,16	1,45
5	145	226	0,18	1,6
6	136	208	0,15	3,4
7	129	374	0,15	1,74
8	523	153	0,21	11,31
9	290	22	0,22	2,64
10	710	167	0,3	6,67
11	427	411	0,17	3,07
12	1	635	0,32	3,47
13	12,12	178,4	0,26	2,18
14	137,1	791,4	0,13	3,42
15	403,9	67,4	0,23	5,52
16	99,4	65,5	0,33	4,41
17	286	471	0,3	2,04
18	51,6	53,2	0,24	4,36
Promedio	215,29	255,22	0,23	3,62
desv.	199,89	212,55	0,07	2,44

Figura 1

Dosis absorbida escápula derecha e izquierda

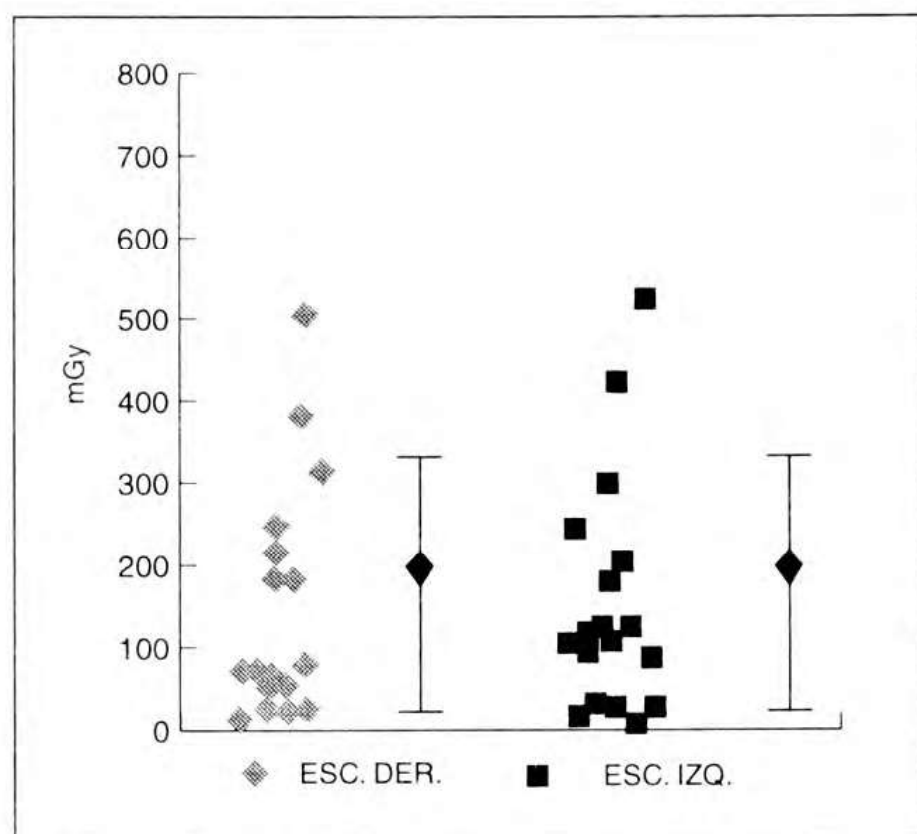


Figura N°1: Muestra la dosis absorbida para la escápula derecha e izquierda, el punto negro con las barras representa la dosis absorbida promedio y su desviación estándar.

Figura 2

Dosis absorbida Pubis y Tiroides

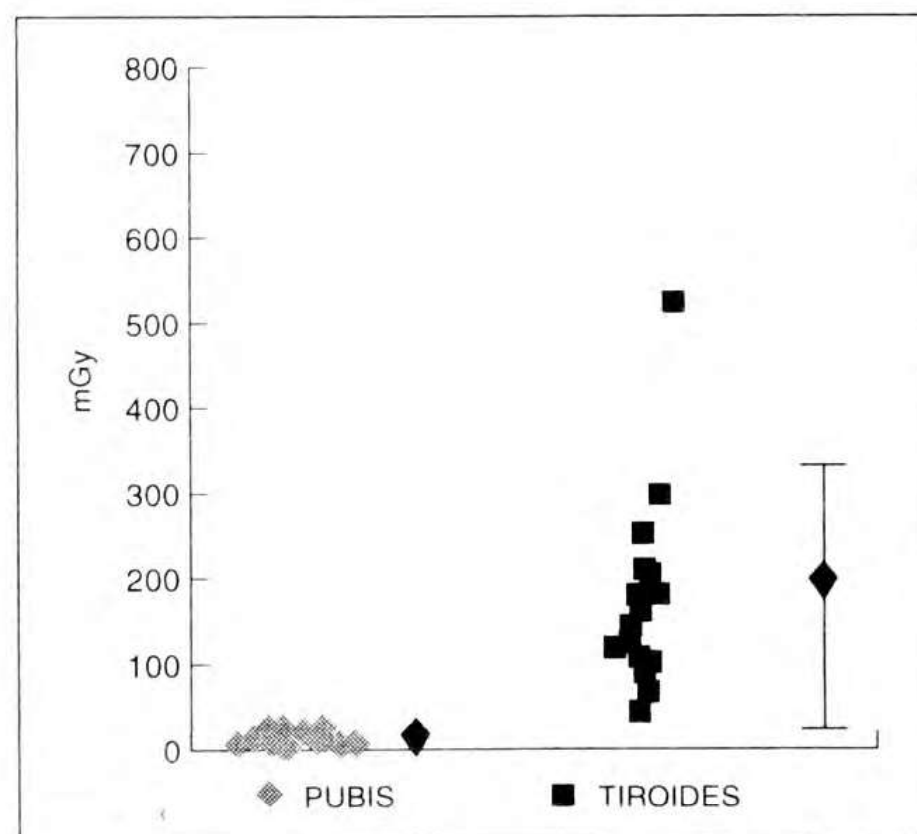


Figura N° 2: Muestra las dosis absorbidas para las regiones tiroideas y pubianas, el punto negro con las barras representa la dosis absorbida promedio y su desviación estándar, respectivamente

Discusión

La aplicación de las radiaciones ionizantes en la práctica cardiológica actual ha significado un incremento en la potencialidad diagnóstica y por ende también en la terapéutica. Sus beneficios más significativos se encuentran en la práctica de la hemodinamia y también en la electrofisiología ⁽⁷⁾. Pero las radiaciones como tal tienen un reconocido poder iatrogénico el cual está condicionado por la acumulación de dosis (acción determinística) y también por efectos inherentes al paciente entre los cuales figuran la tendencia espontánea a presentar fraccionamientos en su material genético, el cual puede ser estimulado por la radiación (acción estocástica) ⁽⁸⁾. En la práctica clínica ha sido difícil lograr acuerdos consensuados sobre los riesgos que se derivan de su aplicación. A modo de ejemplo se puede considerar lo que sucede con los estudios radiológicos seriados en la investigación de la patología mamaria, donde después de exposiciones sucesivas, se puede lograr una magnitud de radiación que, por sí misma, puede ser capaz de inducir un efecto determinístico ⁽⁹⁾. Es decir, la búsqueda de la prevención puede ser capaz de inducir patología. En la práctica de la cardiología, los intentos para tratar de definir patrones de seguridad radiológicos aún no llegan a un acuerdo universal, pese a que la magnitud de la radiación recibida por los pacientes es substancialmente mayor a la que reciben en la radiología convencional ⁽¹⁰⁾. Se ha intentado cuantificar la magnitud de la radiación midiendo la intensidad de la energía que se genera por cada procedimiento. Para ello se utiliza una cámara de ionización dispuesta inmediatamente a la salida del tubo generador del haz de radiación ionizante y se registra el denominado producto dosis x área (PDA) ⁽¹¹⁾. Con este tipo de registro podemos obtener una información que define las características de cada equipo en particular, permitiendo por tanto una comparación entre ellos y entre los diferentes procedimientos empleados. De esta forma, se puede llegar a determinar la magnitud

de la dosis que llega al paciente. También se ha intentado medir la radiación que recibe el paciente con placas radiográficas de alta absorción como las utilizadas para el cálculo dosimétrico en radioterapia según la modalidad propuesta por Vañó y cols ⁽¹²⁾. Su ventaja es la facilidad de aplicación y el bajo costo de implementación. Sin embargo, la poca difusión de esta metodología impide establecer patrones más universales de comparación. La aplicación de dosímetros de termoluminiscencia con fluoruro de litio ubicados directamente sobre la zona de mayor incidencia de la radiación, la cual experimenta modificaciones en la medida que se moviliza espacialmente el tubo generador de radiación ionizante, nos permite tener una representación más aproximada de la magnitud de radiación en piel. La exactitud de esta determinación, desde el punto de vista físico, está ampliamente certificada y se establece como un patrón estándar para este tipo de análisis. Ello permite adoptar patrones con certificación de calidad según normas internacionalmente aceptados ⁽¹³⁾. No obstante, para los procedimientos realizados en la práctica cardiológica de tipo invasivo aún no están definidos los parámetros de seguridad para el paciente como para el operador. A modo de una sensata aproximación se ha establecido el concepto ALARA derivado del acrónimo que significa «radiación tan baja como sea razonablemente posible», entendiendo como tal lo más cercano posible a la radiación ambiente ⁽¹⁴⁾.

En este grupo destaca la gran variabilidad de los valores en la radiación que recibe cada paciente, fluctuando desde 30 mGy hasta casi 800mGy con una dosis promedio que fue similar en la escápula derecha e izquierda y fue del orden de 250 mGy (Figura N°2). En la experiencia de Vañó y cols. para procedimientos cardiológicos de tipo diagnóstico, se dan cifras de 3 -15 mGy/s para dosis en piel, lo cual es significativamente menor a lo encontrado en nuestra experiencia. Según el diseño de los equipos utilizados, esta magnitud de radiación también puede va-

riar. Es así como en fluoroscopia con equipos General Electric / CGR es posible establecer tres patrones de emisión según expresa indicación del fabricante: dosis baja 10 mGy / min; dosis media 20 mGy/min y dosis alta 40 mGy/min ⁽¹⁵⁾. En nuestro grupo de pacientes fue necesario incluir toda la magnitud de la radiación que incide al paciente, es decir, tanto la que llega en fluoroscopia como la que proviene de fluorografía (cine). Se debe enfatizar que disponemos de dos modos de fluoroscopia, dependiendo del tamaño de campo que se utilice. Cada modo es empleado dependiendo de la fluoroscopia necesaria para cada exploración. (Figura N°3)

Los valores promedio (dosis en piel a pacientes) registrados en nuestro estudio están por encima de los parámetros que en forma consensuada se consideran seguros para los operadores de este tipo de equipos y que corresponden, según lo dispone el Organismo Internacional de Energía Atómica, a 50 mSv por año, siempre y cuando en un periodo de 5 años sea inferior a 100mSv. En términos prácticos, esto significa que la dosis anual debe estar en el orden de los 20 mSv para cada profesional expuesto a radiación ⁽¹⁶⁾. Las necesidades estrictamente asistenciales condicionadas por los cuadros clínicos de los pacientes hacen necesario efectuar procedimientos diagnósticos con estos niveles de radiación. Pero debemos tener este hecho presente en forma permanente, a fin de derivar conductas que promuevan la disminución -o que no estimulen la adición- de radiación, para minimizar sus potenciales efectos secundarios. El sistema de detección empleado en nuestro trabajo tiene limitaciones, siendo una de las más significativas el ser emplazados en una zona que es susceptible de desplazarse por los cambios de posición que tiene la cintura escapular durante el procedimiento angiográfico. Ello fue evidente en uno de nuestros pacientes, quien tiene un nivel de radiación inusualmente reducido (1 mGy) en la proyección izquierda. Este parámetro puede atribuirse a un desplazamiento del cristal de-

lector desde la zona impactada por el haz de radiación ionizante. Pese a lo anterior podemos demostrar el buen nivel de colimación que se logra en el haz de radiación y que se obtiene con adecuado desplazamiento de los filtros ubicados en sitios pre-definidos dentro del generador, para minimizar con ello la generación de radiación secundaria.

La experiencia derivada del análisis de radiación secundaria demuestra que la magnitud que impacta a los operadores es significativamente mayor cuando se utilizan proyecciones izquierdas. La recomendación para procedimientos de alta exposición es el uso de las proyecciones opuestas⁽¹⁷⁾. Sin embargo, nuestros resultados demuestran que la radiación por haz directo al paciente es similar tanto para las proyecciones izquierdas como derechas, anulando el concepto de aparente protección que se obtiene al preferir una incidencia por sobre otra. Se enfatiza de esta forma la idea de establecer una protección basada fundamentalmente en una baja generación de energía radiante, la que deriva predominantemente de las características técnicas que posee el equipo en cuestión. Para la protección secundaria, deriva de las barreras que separan la fuente generadora del entorno donde se ubica el personal encargado del procedimiento.

La radiación secundaria que se registra a nivel de la región pubiana fue significativamente menor a la registrada en la zona tiroidea. Ello puede ser explicado por la orientación del haz de radiación ionizante y también por las incidencias craneales que son de aplicación común en este tipo de exploraciones. La radiación a nivel del pubis se aproxima al concepto ALARA y debiera ser definido para cada equipo, particularmente cuando es necesario realizar procedimientos a pacientes de sexo femenino con potencialidad de gravidez aún no reconocida. También en los excepcionales casos en que es necesario realizar acciones propias de la hemodinamia en pacientes grávidas, el nivel de radiación secundaria en la zona pubiana, merced a la buena colimación que se tiene con el haz

de radiación, permite realizar procedimientos minimizando riesgos potenciales al producto de la concepción.

Nuestros datos nos hacen cavilar en torno a un eventual potencial iatrogénico en una forma de emisión radioactiva orientada a establecer el diagnóstico anatómico de una patología que, por su significado funcional, puede representar un riesgo para quien la padece, de tal forma que su aplicación esta ampliamente justificada. Sin embargo, nos parece que es necesario iniciar algún tipo de acción tendiente a cuantificar en su real magnitud la radiación que un paciente en particular pueda recibir en un determinado periodo de tiempo, del mismo modo como se ha establecido para el profesional laboralmente expuesto a tales emisiones. Nos preocupa el haber establecido dosimetrías de la magnitud que registramos en procedimientos orientados exclusivamente al diagnóstico, debiéndose esperar una mayor magnitud en los procedimientos de índole terapéutico. Esta situación puede adquirir una trascendencia aún no definida en aquellos pacientes en los cuales es necesario efectuar intervenciones repetidas en breves periodos de tiempo, como sucede en las complicaciones de la revascularización percutánea o cuando la proliferación neointimal vuelve a inducir la estenosis coronaria. Como una respuesta inicial a tales interrogantes se iniciará en cada paciente sometido a este tipo de exploraciones endovasculares una cuantificación seriada de la radiación que recibe, de tal forma de construir una nueva base de datos personalizada donde se podrá encontrar una respuesta racional a las inquietudes que nos motivan.

Referencias

1. Ramirez A, Farias E, Silva AM, Oyarzun C, Leyton F, Ugalde H, Dussaillant G, Cumsille MA.
Secondary ionizing radiation generated by digital and analog coronary cineangiographic equipment: influence of external systems of radiologic protection. Rev Méd Chile 2000; 128: 853-62
2. Aim D, Grossman W.
Cardiac Catheterization, Angiography and intervention. 5 Ed. Ed Williams and Willkins, Baltimore, 1996.
3. Zorzetto M, Bernardi G, Morocutti G, Fontanelli A.
Radiation exposure to patients and operators during diagnostic catheterization and coronary angioplasty. Cathet Cardiovasc Diagn. 1997; 40: 348-51.
4. Dehen L, Vilmer C, Humiliere C, Corcos T, Pentousis D, Ollivaud L, Chatelain D, Dubertret L.
Chronic radiodermatitis following cardiac catheterisation: a report of two cases and a brief review of the literature. Heart. 1999; 81: 308-12.
5. Wagner LK, McNeese MD, Marx MV, Siegel EL.
Severe skin reactions from interventional fluoroscopy: case report and review of the literature. Radiology. 1999; 213: 773-6.
6. Vañó E, Gonzalez L, Beneytez F, Moreno F.
Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. Br J Radiol. 1998; 71: 728-33.
7. Braunwald E.
Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular. Medicine, 5th ed. Ed W.B Saunders Company 1998
8. Johns HE, Cunningham JR.
The Physics of Radiology. 4 Ed. Charles C Thomas Publisher, Springfield, Illinois, 1983.
9. Law J.
Risk and benefit associated with radiation dose in breast screening programmes. Br J Radiol 1995; 68: 870-76.
10. Vañó E, Gonzalez L, Guibelalde E, Fernandez JM, Ten JJ.
Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. Br J Radiol. 1998; 71(849): 954-60.
11. McParland BJ.
Entrance skin dose estimates derived from dose-area product measurements in interventional radiological procedures. Br J Radiol. 1998; 71: 1288-95.
12. Vañó E, Guibelalde E, Fernandez JM, Gonzalez L, Ten JJ.
Patient dosimetry in interventional radiology using slow films. Br J Radiol. 1997; 70: 195-200
13. National Radiological protection Board. *National Protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology. Chilton: NRPB, 1992.*
14. IAEA.
International Basic safety standards for protection against ionising radiation and for safety of radiation sources. safety Series. International atomic energy agency. Vienna (A), 1994
15. Vañó E, González L.
Patient dose: Reference Values for Interventional Radiology. Possibilities and advantages. Radiation Protection in Interventional Radiology, European radiation Protection education and training. Madrid, 1997
16. *Radiological protection and safety in Medicine Annals of the ICRP 26 (2) 1996. ICRP publication 73*
17. Ramirez A, Quispe P, Silva AM, Farias E.
Impact of secondary irradiation on operators during coronary arteriography. Rev Méd Chile 1998; 126: 615-21.
18. Vañó E, Gonzalez L, Ten JJ, Fernandez JM, Guibelalde E, Macaya C.
Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures. Br J Radiol. 2001; 74: 48-55.