



**FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD**

**ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE TECNOLOGÍA MÉDICA**

**“DOSIS DE RADIACIÓN EN PACIENTES PEDIÁTRICOS SOMETIDOS A ANGIOTOMOGRAFIA DE CORAZON Y GRANDES VASOS EN EL INSTITUTO NACIONAL CARDIOVASCULAR, PERIODO 2010 - 2015”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE  
LICENCIADO EN TECNOLOGÍA MÉDICA**

ESPECIALIDAD

---

**RADIOLOGIA**

---

AUTOR

---

**FERNANDEZ BALBIN HUGO MARCELINO**

---

ASESOR

---

**Lic. WAYNNER SÁNCHEZ GARCÍA**

---

**LIMA – PERÚ**

**2016**

## **AGRADECIMIENTO**

A todas las personas que me motivaron y apoyaron incondicionalmente en la realización de mi tesis. En especial a mis compañeros de trabajo.

### **DEDICATORIA**

Está dedicado a Dios, mis padres y especialmente a mi querida familia que está acompañándome en cada paso de mi vida.

## ÍNDICE

### **CAPÍTULO I: INTRODUCCION**

1.1. Planteamiento del Problema.....	10
1.2. Formulación del Problema.....	11
1.2.1. Problema General.....	11
1.2.2. Problemas Específicos.....	11
1.3. Objetivos.....	12
1.3.1. Objetivo General.....	12
1.3.2. Objetivos Específicos.....	12
1.4. Justificación.....	13

### **CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO**

2.1. Radiobiología.....	15
2.1.1. Concepto.....	15
2.2. Historia de la Radiobiología.....	15
2.3. Radiaciones Ionizantes.....	17
2.3.1. Las Dosis.....	19
2.3.2. Radiaciones de bajo nivel y nuestra salud.....	20
2.3.3. ¿Cómo son establecidos los límites de dosis de radiación?.....	21
2.3.4. Aplicaciones de los Rayos X... ..	22
2.3.5. Efectos de la Radiación.....	23
2.3.6. Radiosensibilidad.....	24
2.3.7. Reacción Celular.....	25
2.3.8. Efectos de la Radiación sobre los Cromosomas.....	26
2.3.9. Mutaciones.....	27
2.3.10. Irradiación Corporal Total.....	28
2.4. Origen y Evolución de la Protección Radiológica.....	30

2.4.1. Los efectos de las Radiaciones Ionizantes y el inicio de la Protección Radiológica.....	31
2.4.2. ¿Se pueden evitar del todos los Efectos de las Radiaciones Ionizantes?	33
2.5. La Protección Radiológica en la Actualidad.....	35
2.6. Evolución de la Tomografía Computarizada por rayos X.....	38
2.6.1. Producción de los Rayos X.....	44
2.6.2. El Coeficiente de Atenuación Lineal.....	45
2.7. Dosimetría en Tomografía Computarizada.....	48
2.7.1. Unidades.....	49
2.7.1.1. El Índice CTDI.....	49
2.7.1.2. El Producto Dosis-Longitud DLP.....	51
2.7.2. Efectos de la Radiación por Tomografía de Rayos X: La controversia	52
2.7.3. Estrategias para Disminuir las Dosis de Radiación.....	54
2.7.4. Presente y futuro de la Tomografía Computarizada por Rayos X	
Tomografía de Múltiples Fuentes de Rayos X.....	56
2.8. Tomografía Computarizada en Pediatría.....	57
2.8.1. Dosis Efectiva en Tomografía de Tórax en Pediatría.....	58
2.9. Antecedentes.....	59
2.9.1. Antecedentes Internacionales.....	59
2.9.2. Antecedentes Nacionales.....	62

### **CAPÍTULO III: METODOLOGÍA**

3.1. Diseño del Estudio.....	63
3.2. Población.....	63
3.2.1. Criterios de Inclusión.....	63
3.2.2. Criterios de Exclusión.....	63
3.3. Muestra.....	64
3.4. Operacionalización de Variables.....	64

3.5. Procedimientos y Técnicas.....	66
3.6. Plan de Análisis de Datos.....	66
<b>CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSION</b>	
4.1. Resultados .....	67
4.2. Discusiones .....	76
<b>CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	
5.1 Conclusiones .....	78
5.2. Recomendaciones.....	80
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>81</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>89</b>
<b>MATRIZ DE CONSISTENCIA.....</b>	<b>90</b>

## RESUMEN

**Introducción:** La exposición a radiaciones ionizantes puede producir cambios estructurales en las células, teniendo una alta probabilidad de presentar daños perjudiciales, los neonatos y niños que son más radiosensibles que los adultos.

**Objetivo General:** Determinar los niveles de dosis de radiación en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos, en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015. **Diseño:** Estudio retrospectivo, descriptivo de tipo transversal.

**Lugar:** Instituto Nacional Cardiovascular INCOR -

ESSALUD. **Material y Método:** Se utilizó las historias clínicas de los pacientes

pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos. Muestra poblacional. La información adquirida fue procesada mediante SPSS. Se

determinaron medidas de tendencia central, análisis univariado, bivariado y

multivariado. **Resultados:** La mayor cantidad fueron de 0 años de edad (60.7%),

entre 1 – 4 años de edad (16.9%), entre 10 -15 años de edad (12.6%) y entre 5 – 9

años de edad (9.8%). La dosis efectiva disminuye cuando menor KV se utiliza, al

comparar valores de 80 KV, 100 KV Y 120 KV. **Conclusiones:** La dosis efectiva

promedio para los pacientes de 0 años de edad es de 12.47 mSv (mínimo: 0.78mSv,

máximo: 106.13 mSv), pacientes de 1 - 4 es de 11.00 mSv (mínimo: 0.60 mSv,

máximo: 41.84), pacientes de 5 - 9 es de 8.17 mSv (mínimo: 0.09 mSv, máximo:

18.91 pacientes de 10 - 15 es de 9.8 mSv (mínimo: 4.77 mSv, máximo: 20.38).

**Palabras clave:** Dosis de radiación, pediatría, angiotomografía, corazón y grandes

vasos.

## ABSTRACT

**Introduction:** Exposure to ionizing radiation can produce structural changes in cells, having a high probability of harmful damage, infants and children are more radiosensitive than adults. **General Objective:** To determine the levels of radiation dose in pediatric patients undergoing angiotomography of the heart and great vessels in the National Cardiovascular Institute, period 2010 - 2015. **Design:** Retrospective, cross-sectional descriptive study. **Location:** National Cardiovascular Institute INCOR - EsSalud. **Material and Methods:** The medical records of pediatric patients undergoing angiotomography of heart and great vessels was used. Sample population. The information obtained was processed using SPSS. measures of central tendency, univariate analysis, bivariate and multivariate analyzes were determined. **Results:** Most were 0 years (60.7%), between 1 - 4 years (16.9%), 10 -15 years old (12.6%) and between 5-9 years of age (9.8%). The lowest effective dose decreases when KV is used to compare values of 80 KV, 100 KV and 120 KV. **Conclusions:** The average effective dose for patients aged 0 is 12.47 mSv (minimum: 0.78mSv, max: 106.13 mSv), patients 1 to 4 is 11.00 mSv (minimum: 0.60 mSv, maximum: 41.84) patients 5 to 9 is 8.17 mSv (minimum: 0.09 mSv, maximum: 18.91 patients 10 to 15 is 9.8 mSv (minimum: 4.77mSv, maximum: 20.38 mSv).

**Keywords:** radiation dose, pediatrics, angiotomography, heart and great vessels.



## CAPÍTULO I: INTRODUCCION

La exposición a radiaciones ionizantes puede producir cambios estructurales en las células, teniendo una alta probabilidad de presentar daños perjudiciales. Mientras más sea la exposición a la radiación, existe más probabilidad de presentar estos efectos.

Al momento de la exposición a una determinada dosis de radiaciones ionizantes, los neonatos y niños son más radiosensibles que los adultos; es decir, los pacientes pediátricos tienen una mayor probabilidad de presentar daño estructural celular, por ejemplo un eritema inducido por radiación, neoplasias, etc.

El término de radiaciones ionizantes se refiere a aquellas regiones del espectro electromagnético en que la energía de los fotones emitidos es suficiente para producir ionizaciones en los átomos de las moléculas absorbentes. (1)

Hasta hace poco los esfuerzos de reducción de dosis de radiación se han centrado en la disminución de la corriente (mAs) y el uso de tubo de modulación actual. Bajar el kilo voltaje (kVp) ha sido un esfuerzo más reciente. De acuerdo con una encuesta realizada en 2006 por la Sociedad de Radiología Pediátrica, Arq y Frush (2), desde 2001 el kilo voltaje pico y configuración de mAs para pacientes pediátricos han disminuido significativamente por TCMD. Sin embargo, ha habido poca organizada evaluación de los efectos reales y la eficacia de estos cambios.

El propósito de este estudio es analizar la variación de los niveles de Dosis de Radiación utilizada en pacientes pediátricos sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos, en un periodo de 5 años (2010 -2015).

## 1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

Es de conocimiento público que la exposición a radiaciones ionizantes puede producir cambios estructurales en las células, teniendo una alta probabilidad de presentar daños perjudiciales. Mientras más sea la exposición a la radiación, existe más probabilidad de presentar estos efectos.

Al momento de la exposición a las radiaciones ionizantes los neonatos y niños son más radiosensibles que los adultos; es decir, los pacientes pediátricos tienen una mayor probabilidad de presentar daño estructural celular, por ejemplo un eritema inducido por radiación, neoplasias, etc.

En la actualidad, las indicaciones de tomografías computadas en la población adulta como en la pediátrica, viene siendo utilizada cada vez más ya que brinda información vascular, pulmonar y ósea.

En el Instituto Nacional Cardiovascular, INCOR-ESSALUD. Todos los pacientes pediátricos que vienen con diagnóstico de cardiopatía congénita necesariamente son sometidos a angiotomografía de Corazón y Grandes Vasos (CGV), para determinar la severidad y a la vez como examen previo a cirugía. La necesidad de controles posteriores con tomografía Multicorte y la exposición repetida, nos obliga a tener que realizar los exámenes tomográficos con la menor dosis posible.

Desde el año 2010 hasta el año 2015 se han venido variando los protocolos para los pacientes pediátricos adquisición con la finalidad de disminuir la dosis de radiación,; sin embargo, aún no se ha hecho un análisis de la variación de las dosis de radiación iniciales (con las que se trabajaba en el año 2010) versus las

actuales. Es por este motivo que se plantea hacer este trabajo de investigación, además de poder compartir o comparar las dosis de radiación utilizadas actualmente con otros centros similares a nivel nacional e internacional, para poder así realizar una protección radiológica más consciente a nuestros pacientes.

Por otro lado, Hay que tener en cuenta la gran importancia de este trabajo de investigación, pues no existen datos en el Perú de los niveles de dosis de referencia de este tipo de exámenes. Es de carácter urgente debido al incremento del número de pacientes pediátricos expuestos a la radiación no desestimables del TEM. Es novedoso, pues somos un instituto especializado en patología cardiovascular adulta y pediátrica con gran volumen de pacientes y de casuística y, por ende, ente rector en este tipo de patologías. Se considera ético por que se determinará los niveles de dosis más bajos con los que se podría trabajar y a su vez tener como referencia a nivel nacional e internacional.

## **1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA:**

### **1.2.1. Problema General:**

¿Cuánto son los niveles de dosis de radiación en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015?

### **1.2.2. Problemas Específicos:**

- ¿Cuáles son los valores de Kv utilizados en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el

Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015?

- ¿Cuáles son los valores de mAs utilizados en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos, en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015?
- ¿Cuál es el número de adquisiciones en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015?

### **1.3. OBJETIVOS:**

#### **1.3.1. Objetivo General:**

Determinar los niveles de dosis de radiación en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos, en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015.

#### **1.3.2. Objetivos Específicos:**

- Determinar la variación de los valores de Kv en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015.
- Determinar la variación de los valores de mAs en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015.

- Determinar la variación del número de adquisiciones en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015.

#### **1.4. JUSTIFICACIÓN:**

La energía depositada por la radiación en la materia viva produce cambios en las estructuras celulares, dando lugar a efectos que pueden ser perjudiciales (3).

Estos efectos son llamados somáticos si solo afectan a la salud del sujeto irradiado, y hereditarios cuando afectan a la descendencia. Estos se clasifican en efectos determinísticos (no estocásticos) y efectos estocásticos (al azar). Los efectos determinísticos aparecen debido a niveles de dosis altas de radiaciones ionizantes; por ejemplo la aparición de eritema tras la irradiación, o de una anemia.

Para que los efectos deterministas se presenten, la dosis ha de alcanzar un cierto valor, dosis umbral, por debajo del cual dichos efectos no se producen. El grado de importancia o severidad del efecto depende de la cantidad de dosis recibida.

Es más importante aún, cuando hablamos de pacientes pediátricos que son expuestos a radiación, pues son más radiosensibles (vulnerables) que un adulto.

Teniendo en cuenta todo esto se considera de gran importancia hacer un análisis de la dosis de radiación a los que han venido siendo expuestos los pacientes pediátricos del instituto Nacional Cardio Vascular (ESSALUD), a los cuales se le realizó angiotomografía de corazón y grandes vasos (CGV); y de esta manera,

tener una idea clara de cómo se está abordando este tema de gran importancia.

Es de vital importancia debido a que en muchas oportunidades los pacientes son sometidos a más de una angiotomografía de CGV, por ende es preciso saber que se ha venido atendiendo a los pacientes de la mejor manera posible, tratando de disminuir la probabilidad de daño biológico por uso de radiación ionizante. Así también, estos datos nos servirán para poder comparar con las referencias internacionales y saber dónde estamos con respecto a este tema, y de una u otra forma compartir nuestra información con todos los centros del país que atiendan pacientes pediátricos.

## CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

Para conocer realmente la importancia y la magnitud de este trabajo de investigación necesitamos sumergirnos en el mundo de la radio biología, dosimetría, y radio protección en tomografía computada. Se expone todo esto a continuación:

### 2. 1. RADIOBIOLOGIA:

El nacimiento de la dosimetría biológica surgió por la necesidad de medir y cuantificar la radiación recibida por los organismos vivos y con el objeto de estudiar su efecto (4). Estas radiaciones pueden provenir de muy diversas vías tales como la radiación ultra violeta, radiación cósmica, radiación por uso de técnicas de diagnóstico (tomografía computada y rayos X convencionales, etc.) y de tratamiento (radioterapia).

**2.1.1. Concepto:** Radiobiología, en términos generales, es la ciencia que evalúa los efectos de la radiación en los organismos vivos. En el campo de la radio oncología, se define como la ciencia que investiga las interacciones entre la radiación ionizante y los sistemas vivos, y las consecuencias de estas interacciones (5).

### 2.2. HISTORIA DE LA RADIOBIOLOGÍA:

Poco tiempo después del descubrimiento de Roentgen, los médicos observaron que los rayos X parecían destruir células tanto normales como neoplásicas. El propio Dr. Freund, tras haber observado que esta nueva radiación había provocado la caída del pelo de uno de sus colaboradores, trató con rayos X el nevus piloso de un niño. La observación de los efectos biológicos que se

desprendieron de las primeras aplicaciones empíricas de las radiaciones ionizantes y el hecho de que su utilidad clínica originara un profuso empleo de las mismas fueron los resortes que pusieron en marcha el estudio razonado de estos efectos (6).

El propio Becquerel, en 1901, se causó una quemadura en el vientre por llevar radium en un tubo de ensayo en el bolsillo de su chaleco, y Pierre Curie se produjo deliberadamente una reacción similar en su antebrazo. Unos días después presentó una comunicación en la Academia de Ciencias Francesas que decía:

*"La piel comenzó a enrojecer en una superficie de seis centímetros cuadrados; la apariencia es la de una quemadura, pero la piel no me dolía o me dolía muy poco. Al cabo de cierto tiempo, el enrojecimiento, aunque sin extenderse, se hizo más intenso. Al vigésimo día se formaron costras, luego una llaga que cubrimos con vendajes. El cuadragésimo segundo día, la epidermis comenzó a regenerarse por los bordes hasta llegar al centro. Cincuenta y dos días después de la acción de los rayos queda aún en estado de llaga una superficie de un centímetro cuadrado, que adquiere un aspecto grisáceo, indicando una mortificación más profunda" (3).*

Fue Foveau de Courmelles, que también en 1901 se produjo una quemadura por radium, quien describió las propiedades biológicas de este tipo de radiaciones como "*químicas, penetrantes y destructivas*". El optimismo por la consecución de radiografías y curaciones fue seguido no obstante del pesimismo, a causa de la frecuente aparición de quemaduras. Los sistemas rudimentarios de medida de



dosis, basados en el cambio de color de pastillas de bario (técnica de Sabouraud y Noiré en 1904) o en métodos biológicos como la dosis eritema resultaron insuficientes. A partir de aquí las investigaciones no cesan. Estábamos en los albores de la Radiobiología.

### **2. 3. RADIACIONES IONIZANTES:**

El empleo de rayos X con fines diagnósticos y de los rayos X y los materiales radiactivos con fines terapéuticos, se extendió a los pocos años del descubrimiento de los rayos X por Röntgen en 1895 y de la radiactividad por Becquerel en 1896.

No cabe duda de que los riesgos derivados de la mayoría de los métodos de diagnóstico y tratamiento radiológico son mínimos en comparación con los beneficios que aportan. Sin embargo, los riesgos de irradiación de algunos de los métodos utilizados en el pasado fueron importantes, como en el caso de un preparado de Torio (Thorotrastusado) en las arteriografías, o el tratamiento de la espondilitis anquilosante severa con rayos X o inyecciones de radio. No obstante, en la actualidad, siguiendo las recomendaciones de la Comisión Internacional para la Protección Radiológica y de otros organismos nacionales e internacionales en cuanto a los requisitos de protección necesarios para el correcto empleo de las radiaciones ionizantes en medicina, los efectos indeseables se han minimizado (7).

El término de radiaciones ionizantes se refiere a aquellas regiones del espectro electromagnético en que la energía de los fotones emitidos es suficiente para producir ionizaciones en los átomos de las moléculas absorbentes.

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) La radiación ionizante es un tipo de energía liberada por los átomos en forma de ondas electromagnéticas o partículas (1).

- Las personas están expuestas a fuentes naturales de radiación ionizante, como el suelo, el agua o la vegetación, y a fuentes artificiales, tales como los rayos X y algunos dispositivos médicos.
- Las radiaciones ionizantes tienen muchas aplicaciones beneficiosas en la medicina, la industria, la agricultura y la investigación.
- A medida que aumenta el uso de las radiaciones ionizantes también lo hacen los posibles peligros para la salud si no se utilizan o contienen adecuadamente.
- Cuando las dosis de radiación superan determinados niveles pueden tener efectos agudos en la salud, tales como quemaduras cutáneas o síndrome de irradiación aguda.
- Las dosis bajas de radiación ionizante pueden aumentar el riesgo de efectos a largo plazo, tales como el cáncer.

Las radiaciones ionizantes (rayos X, neutrones, protones, partículas  $\alpha$  y  $\beta$  y rayos gamma) producen lesiones en los tejidos directamente (efecto directo) o mediante reacciones secundarias (efecto indirecto).

Las fuentes peligrosas proceden de los rayos X de alta energía, usados tanto en Radiodiagnóstico como en tratamiento, del radio y de otros materiales radiactivos

naturales, así como reactores nucleares, ciclotrones, aceleradores lineales, fuentes de cobalto y cesio y otros materiales radiactivos que se producen artificialmente y se emplean en medicina o en la industria (8).

### 2.3.1. Las Dosis:

*La radiactividad no se puede ver, tocar, ni oler y es capaz de causar daños incluso a través de las paredes, esto hace que nos produzca el temor de lo desconocido. Pero la radiactividad hemos de admitir que forma parte de la vida cotidiana por existir en la naturaleza y como producto de la actividad humana. Sobre la incidencia en el hombre de las radiaciones ionizantes hay diversos estudios, extraído de ellos la siguiente tabla (9).*

**TABLA N°1: Dosis vs Efectos**

Dosis en mSv	Efectos, límites y exposiciones
10 000	Muerte rápida
3 500	50% de mortalidad en 5 meses
3 000	Afecciones en la piel, caída de pelo
1 000	Primeras molestias, nauseas, vómitos
250	Dosis máxima establecida en el Plan Básico de Emergencia Nuclear para evacuación de población. Dosis admisible para personal que trabaje en la emergencia
100	Dosis admitida en varios países europeos como máxima para bomberos en intervención.
50	Dosis máxima anual para los trabajadores. Fue la dosis recibida en un radio de 30 Km. de Chernobyl
10	Radiografía del riñón
5	Límite de dosis anual para el público en general
2	Irradiación natural media
1	Irradiación médica media

Fuente: Elaboración propia

Diariamente el hombre se ve rodeado de radiaciones ionizantes que provienen de la naturaleza, éstas se conocen como radiación natural de fondo. Estas radiaciones existen desde el comienzo de los tiempos y nuestros organismos están acostumbrados a su presencia.

Las radiaciones naturales se dividen en radiaciones externas e internas al cuerpo. Dentro de las radiaciones externas tenemos dos componentes dependiendo de su origen:

- las radiaciones cósmicas
- las radiaciones terrestres

Respecto a las radiaciones internas, éstas se agrupan según su modo de entrada a nuestro organismo, ya sea por procesos de inhalación o por ingestión. Un promedio mundial de la dosis efectiva debido a la radiación natural es de 2.4 mSv/año. Al hablar de las radiaciones ionizantes, generalmente los efectos nocivos asociados a ellas cobran marcada importancia.

### **2.3.2. Radiaciones de Bajo Nivel y Nuestra Salud:**

En 1990, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), saca a la luz pública su publicación Nº. 60 en donde afirma el carácter estocástico o sea probabilístico de las radiaciones, adoptando el modelo lineal sin umbral para los efectos biológicos de las radiaciones. En palabras más sencillas, esto quiere decir, que una cantidad muy pequeña de radiación tiene un riesgo muy pequeño de producir un efecto nocivo, por ejemplo un cáncer. Este modelo es el que ha sido adoptado

mundialmente por todos los órganos reguladores en materia de protección radiológica. Es un modelo muy conservador y costoso, el cual tiende a sobre proteger a los trabajadores que utilizan radiaciones ionizantes.

### **2.3.3. ¿Cómo son establecidos los Límites de Dosis de Radiación?**

Generalmente los límites básicos de dosis son fijados a nivel internacional siguiendo las recomendaciones de la "Comisión Internacional de Protección Radiológica" (ICRP). Esta a su vez justifica sus propias recomendaciones considerando los informes exhaustivos que publican periódicamente el "Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas" (UNSCEAR) y organizaciones nacionales como el "Comité sobre los Efectos Biológicos de las Radiaciones Ionizantes" (BEIR) de la Academia Nacional de Ciencias (NAS) de USA, así como también numerosos trabajos de los investigadores más reconocidos internacionalmente.

La intención de la ICRP es establecer un nivel de dosis sobre el cual las consecuencias para el individuo pueden ser vistas como claramente inaceptables.

Para este propósito considera la dosis que podría recibir durante toda la vida laboral en forma moderadamente uniforme, o una dosis anual recibida continuamente durante 47 años (de 18 a 65 años). Las consecuencias de la exposición que evalúan son: la probabilidad de muerte por cáncer radioinducido, la morbilidad por cáncer no fatal y efectos hereditarios, y la pérdida media de la expectativa de vida a los 18

años. La ICRP estima que para una dosis menor de 1 Sv recibida en toda la vida laboral (o 20 mSv cada año de trabajo), dichas consecuencias son tolerables y el nivel de riesgo es similar al de ocupaciones normalmente reconocidas como seguras. Los valores calculados de las principales consecuencias de esa dosis son: para la reducción de la expectativa de vida, 0.5 años y para la probabilidad de muerte atribuible a la exposición, 3.6 %. Aunque se considera que la Protección Radiológica debe ser tal que dichos excepciones.

#### **2.3.4. Aplicaciones de los Rayos X:**

La aplicación diagnóstica más sencilla de los rayos X es delimitar los huesos, dientes y otras estructuras calcificadas, por contraste con los tejidos blandos circundantes que no poseen alto contenido de calcio y, por tanto, no absorben los rayos X con la misma intensidad; en detectar la localización de estructuras metálicas u otros fragmentos; o en delimitar órganos como el corazón, por contraste con los pulmones llenos de aire que lo circundan. También se pueden obtener contrastes entre la densidad de distintos órganos (por ejemplo en el interior del abdomen) o a partir de la distribución del gas presente en el tracto intestinal y dentro de órganos como los pulmones.

Además, se obtiene información importante al delinear órganos mediante la administración de sustancias que rellenan el órgano en cuestión o se concentran en él y que, como el calcio, son relativamente opacas a los rayos X. Dichas sustancias incluyen las sales de bario, que atraviesan el estómago y el intestino sin ser absorbidas; los compuestos yodados, selectivamente concentrados y secretados por la vesícula biliar o los

riñones, destacando así los conductos biliares y las vías urinarias; y sustancias que pueden inyectarse al líquido cefalorraquídeo.

El desarrollo de métodos de tomografía axial computarizada (TAC) ha aumentado mucho la precisión en la localización por rayos X de las estructuras corporales. En esta técnica, se hace pasar un fino haz de rayos X a través del organismo, en multitud de direcciones diferentes y de forma sucesiva, en planos sagitales separados.

Las estructuras corporales situadas a una determinada distancia sólo interrumpirán, y absorberán radiación, del alguno de los haces de rayos X que atraviesan el cuerpo a dicha sustancia axial. De esta forma pueden calcularse la localización de las estructuras con diferentes absorciones de rayos X a partir de las cantidades relativas de absorción de los haces de rayos X que atraviesan el cuerpo en distintas direcciones.

#### **2.3.5. Efectos de la Radiación:**

Los efectos producidos dependen de numerosos factores y hay que tener en cuenta las siguientes generalidades (8).

- La interacción de la radiación en la célula tiene lugar al azar (carácter probabilístico).
- La cesión de la energía a la célula ocurre en un tiempo muy corto (femto segundos).
- No existe ningún componente celular por el que a radiación presente

apetencia o afinidad.

- La lesión que se produce es inespecífica.
- Existe un periodo de latencia entre la irradiación y la aparición de las lesiones, que varía según la dosis recibida.

Los efectos que produce la radiación que se re sintetizan inmediatamente. Si la acción de agrupan en dos clases: no estocásticos o los radicales libres es sobre el DNA, los efectos son deterministas y estocásticos. Los efectos no mucho más importantes ya que puede producirse: estocásticos sólo se producen cuando la dosis alcanza un valor umbral determinado, su gravedad depende de la dosis recibida y su aparición es inmediata (ej. radiodermatitis). Por el contrario, los efectos estocásticos no precisan umbral, la probabilidad de que aparezcan aumenta con la dosis y suelen ser graves y de aparición tardía (ej. cáncer radioinducido).

Desde el punto de vista biológico, los efectos pueden ser somáticos, cuando aparecen en el sujeto que recibe la radiación, o genéticos, cuando aparecen en su descendencia en virtud de la lesión que recibieron las células germinales de los progenitores. La probabilidad de aparición de efectos aumenta al incrementar la dosis de radiación.

#### **2.3.6. Radiosensibilidad:**

Los efectos dependen del área corporal expuesta y de la distribución de la dosis en el interior del organismo, siendo importante conocer el concepto de radiosensibilidad ya que indica la mayor o menor afectación celular de



los diversos tejidos bajo la acción de las radiaciones ionizantes. La radiosensibilidad se rige por las leyes de Begornie y Tribondeau que indican que una célula es más radiosensible:

- Cuanto mayor sea su actividad reproductiva.
- Cuantas más divisiones deba realizar para adoptar una forma y funciones definitivas.
- Cuanto menos diferenciadas estén sus funciones.

A estas leyes existen algunas excepciones como es el caso del linfocito, que es muy radiosensible a pesar de su gran especialización.

### **2.3.7. Reacción Celular:**

La acción de la radiación en la célula se puede clasificar en directa o indirecta según el medio donde se produzca la cesión de energía.

La acción directa actúa por la cesión de energía a una macromolécula biológica como DNA, RNA, proteínas, etc., resultando en una alteración de las moléculas por rotura de enlaces. La acción indirecta implica la absorción de energía por la molécula de agua, provocando su disociación + (radiólisis) y resultando en la liberación de iones H y radicales libres  $H^*$  y  $OH^*$  con alta reactividad química que tienden a recombinarse para formar  $H_2O_2$ ,  $H_2O$  y  $H_2$ . Los radicales libres pueden reaccionar con otras moléculas y causar lesiones en zonas distantes del lugar de interacción primaria. En el caso de que actúen sobre moléculas no fundamentales

como carbohidratos, lípidos o proteínas, pueden producir efectos transitorios ya que se re sintetizan inmediatamente. Si la acción de los radicales libres es sobre el DNA, los efectos son mucho más importantes ya que puede producirse:

- Roturas de la cadena (simple o doble).
- Alteración o destrucción de las bases.
- Alteración o destrucción de los azúcares.
- Formación de dímeros.
- Lesiones múltiples locales.

Existen una serie de enzimas reparadoras que actúan restableciendo la integridad molecular, aunque en el caso de lesiones más graves se pueden producir daños biológicos como mutaciones puntuales o graves cambios en la estructura del DNA.

### **2.3.8. Efectos de la Radiación sobre los Cromosomas:**

Los cromosomas sufren importantes cambios estructurales por acción de la radiación, ya sea por acción directa o indirecta, que desembocan en la rotura del mismo formándose dos o más fragmentos que pueden volver a unirse y repararse totalmente o pueden unirse con otros fragmentos mutilados, originándose nuevos cromosomas distintos de los normales.

Entre los cambios estructurales que se producen destacan:

- Roturas simples, con restitución anómala y formación de translocaciones, cromosomas dicéntricos y fragmentos acéntricos.
- Roturas dobles, con restitución anómala y formación de inversiones, cromosomas en anillo y fragmentos acéntricos.

### **2.3.9. Mutaciones:**

Las alteraciones que se producen en el DNA, genes o cromosomas pueden dar lugar a mutaciones, que representan variaciones en alguna función celular transmisible a la descendencia.

En general los seres vivos presentan mutaciones espontáneas en su evolución que se resisten sin daño aparente. El riesgo de la radiación no está en la producción de mutaciones sino en el hecho de que aumenta su incidencia por encima de la media; circunstancia que no asimila el organismo.

De forma muy resumida podemos clasificar las mutaciones en:

- Puntuales: que afectan a un gen o grupo de genes y no producen una alteración apreciable del cromosoma.
- Cromosómicas: las cuales producen graves alteraciones en la estructura del cromosoma.

Las mutaciones siguen las siguientes pautas generales:

- Su número o incidencia aumenta con la dosis absorbida.
- No existe umbral de dosis, por lo que una mínima cantidad de radiación puede dar lugar a la aparición de una mutación (efecto estocástico).
- A igualdad de dosis, las radiaciones que producen más mutaciones son las de mayor LET (transferencia lineal de energía).

Desde un punto de vista de radioprotección hay que considerar siempre una mutación como lesiva.

#### **2.3.10. Irradiación Corporal Total:**

La radiación produce efectos somáticos como producción de tumores, envejecimiento prematuro, anormalidades del desarrollo fetal, esterilidad, supresión de la respuesta inmune o síndrome de radiación por irradiación corporal total.

Los síndromes de irradiación corporal total, dependiendo de la dosis recibida y el tiempo de supervivencia tras la exposición, se clasifican en:

- **Síndrome del Sistema Nervioso Central:** se produce a altas dosis de radiación corporal total (>100 Gy), siempre es mortal y se presenta en tres fases: pródromos de náuseas y vómitos, apatía y somnolencia y temblores, convulsiones, ataxia y muerte en pocas horas o días.

- **Síndrome Gastrointestinal:** Se produce tras dosis de radiación corporal total entre 10 y 100 Gy y se presenta como náuseas, vómitos y diarrea intratable, que puede producir deshidratación grave con disminución del volumen plasmático y colapso vascular. En 2-3 semanas deriva en un fracaso hematopoyético que suele ser mortal.
- **Síndrome de la Médula Osea:** se produce tras dosis de radiación corporal total de 2 a 10 Gy. Los síntomas que aparecen son anorexia, apatía, náuseas y vómitos. Son intensos de 6 a 12 horas y desaparecen totalmente a las 24 o 36 horas. Durante este tiempo los ganglios linfáticos, el bazo y la médula ósea se atrofian ocasionando pancitopenia y aumentando la susceptibilidad a las infecciones.

La posibilidad de obtener imágenes del interior de la materia sorprendió al mundo cuando Wilhelm Conrad Roentgen descubrió los rayos X en la Universidad de Würzburg, Alemania, en 1895. Un año después, Antoine Henri Becquerel comenzó a explorar otro fenómeno que Marie Curie denominó más tarde “radiactividad”. Todos ellos fueron acreedores del Premio Nóbel de Física en reconocimiento a descubrimientos que abrían un amplio campo al conocimiento y a la imaginación.

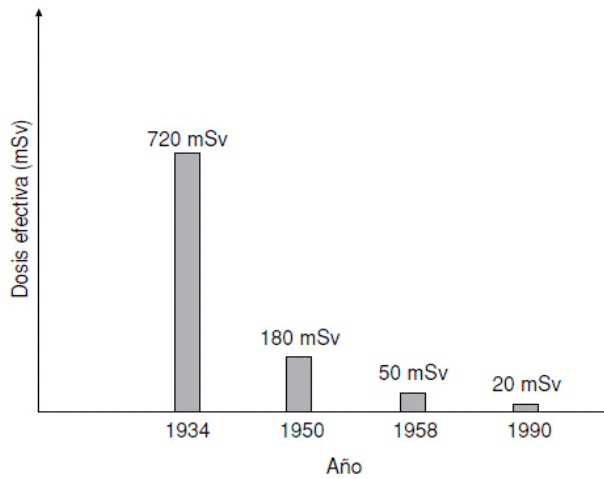
En la actualidad, innumerables aplicaciones derivadas de aquellos primeros conocimientos son práctica habitual en diversas áreas de la producción, la investigación y —de manera muy especial— la medicina. Pocos descubrimientos han tenido un impacto tan grande en el campo médico. La radiología convencional, la tomografía computarizada, la radiología intervencionista, las técnicas de medicina

nuclear, la tomografía por emisión de positrones y la radioterapia con fuentes radiactivas y aceleradores de partículas son procedimientos frecuentes en la medicina moderna.

Sin embargo, casi a raíz de su descubrimiento se hizo evidente que los rayos X y la radiactividad también podían causar daños a la salud. Ya en 1896 se observaron problemas de depilación, eritemas, quemaduras, amputaciones —e incluso la muerte— en las personas que empleaban tubos de rayos X y materiales radiactivos en sus investigaciones. A medida que los pioneros de la radiología sufrían afecciones o morían prematuramente, los científicos comprendieron una contradictoria realidad: estos nuevos descubrimientos que podían contribuir a salvar la vida también podían destruirla.

#### **2.4. ORIGEN Y EVOLUCIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA:**

En la figura 1 se resume la evolución de los límites de dosis, concepto central de la protección radiológica, es decir, de la disciplina dedicada a la protección de las personas contra los peligros de las radiaciones. Sin embargo, para interpretar correctamente esta figura es necesario comprender cómo ha progresado el conocimiento en radiobiología, el significado de las magnitudes y unidades de medida adoptadas para correlacionar la exposición a las radiaciones con sus riesgos y los criterios adoptados a lo largo del tiempo en torno a la protección de las personas (10, 11).



**FIGURA 1.** Límites de exposición anual recomendados para los trabajadores por la Comisión Internacional de Protección Radiológica, 1934–1990<sup>a</sup>

**Fuente:** Datos tomados de las referencias 10 y 11.

Los rayos X, las emisiones radiactivas (alfa, beta y gamma, entre otras) y las partículas resultantes de reacciones nucleares (como los neutrones, los protones y los deuterones) pueden afectar a la salud de las personas —aun cuando la energía absorbida sea muy pequeña— debido a la capacidad que poseen estas radiaciones de ionizar los átomos que encuentran en su trayecto, peculiaridad que les valió la denominación de radiaciones ionizantes. Las moléculas que poseen átomos ionizados aumentan su reactividad química y pueden provocar alteraciones en las estructuras celulares, siendo de particular importancia las que ocurren en las moléculas de ácido desoxirribonucleico (ADN). Otras radiaciones electromagnéticas de mayor longitud de onda —y por consiguiente de menor energía fotónica—, denominadas radiaciones no ionizantes, no tienen esa posibilidad y solo pueden afectar a la salud mediante otros procesos biofísicos que requieren niveles de exposición miles de veces superiores en términos de la energía absorbida (12).

#### **2.4.1. Los efectos de las Radiaciones Ionizantes y el inicio de la Protección Radiológica:**

Los médicos fueron los primeros en emplear fuentes de radiaciones ionizantes para realizar exploraciones radiológicas y también en sufrir los

daños provocados por las radiaciones. Esto llevó a que en el Segundo Congreso Internacional de Radiología, celebrado en Estocolmo, Suecia, en 1928, se recomendara la creación de un organismo internacional para ocuparse de este problema. Así nació la protección radiológica como disciplina y se creó un organismo que en la actualidad se denomina Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR).

Durante el Primer Congreso Internacional de Radiología, celebrado en Londres, Reino Unido, en 1925, se había creado la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (CIUR) con el fin de proponer magnitudes y unidades de medida apropiadas para evaluar la exposición a las radiaciones. Tanto la CIUR como la CIPR —dos organizaciones nacidas de la radiología médica— han contribuido a definir las magnitudes y unidades que se emplean en la protección radiológica (tabla N° 2).

**TABLA N° 2.** Magnitudes y unidades empleadas en la protección radiológica

---

<b>Dosis absorbida en un órgano:</b> relación entre la energía total de radiación absorbida por un órgano o tejido y la masa del mismo. <b>Unidad:</b> gray (Gy), equivalente a 1 julio/kg
<b>Dosis equivalente en un órgano:</b> dosis de radiación absorbida en un órgano o tejido, ponderada según la efectividad relativa del tipo de radiación. El factor de ponderación varía entre 1 y 20. <b>Unidad:</b> sievert (Sv), equivalente a 1 julio/kg
<b>Dosis efectiva:</b> suma de las dosis equivalentes recibidas por todos los órganos y tejidos de una persona, ponderadas según la radiosensibilidad relativa de cada órgano o tejido. <b>Unidad:</b> sievert (Sv), equivalente a 1 julio/kg
<b>Dosis efectiva colectiva:</b> se clasifica la población expuesta en varios grupos según la dosis efectiva media recibida y se define la dosis colectiva como la suma de los productos de las dosis efectivas medias en cada grupo por el número de personas que integran ese grupo. <b>Unidad:</b> sievert-persona (Svp)

---

Fuente: Datos tomados de las referencias 10 y13.



Algunos experimentos llevados a cabo en animales e investigaciones realizadas con personas expuestas a radiaciones ionizantes por razones médicas o laborales han contribuido a conocer los efectos biológicos de dichas radiaciones. Sin embargo, la mayor investigación epidemiológica llevada a cabo hasta la fecha es la realizada en las poblaciones japonesas de Hiroshima y Nagasaki con la participación de los sobrevivientes de las explosiones atómicas de agosto de 1945. En ese estudio, que aún no ha concluido, han participado alrededor de 86 000 personas. Además, como consecuencia del accidente nuclear que ocurrió en 1986 en Chernobyl, antigua Unión Soviética, se ha reunido información importante sobre la incidencia de cáncer de tiroides en niños y niñas expuestos a las radiaciones.

En 1955, la Organización de las Naciones Unidas creó el Comité Científico para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (ONU/CCEERA) con el fin de recopilar información sobre ese particular. Desde entonces, este comité publica periódicamente informes sobre las fuentes de radiación existentes en el mundo, los niveles de exposición de las personas y los resultados de las investigaciones sobre los efectos de la radiación en la salud (14).

#### **2.4.2. ¿Se pueden evitar del todo los efectos de las radiaciones ionizantes?**

Esta pregunta refleja la esencia del problema atañente a la filosofía de la protección radiológica. Ciertos efectos denominados “deterministas”, tales como la esterilidad, la catarata, el eritema, los trastornos hematopoyéticos y el síndrome agudo por radiación, pueden evitarse del todo si las dosis que reciben las personas no sobrepasan determinados

umbrales; estos son de alrededor de 0,5 gray (Gy) en el caso de la exposición aguda y de 0,1 Gy en el de la exposición crónica. Sin embargo, otros efectos llamados “estocásticos” (la inducción del cáncer y algunos trastornos hereditarios) no pueden evitarse por completo. No hay datos comprobatorios que permitan establecer una dosis umbral para la aparición de estos efectos y se considera que cualquier exposición a las radiaciones ionizantes, por pequeña que sea la dosis, contribuye a aumentar la probabilidad de inducción de cáncer y, si la exposición es de las gónadas, también de trastornos hereditarios. Los términos “determinista” y “estocástico” aluden a la naturaleza pronosticable o probabilística de estos efectos.

Según estimaciones de la CIPR, los trabajadores que se exponen a dosis pequeñas y a tasas de dosis de radiación bajas en su lugar de trabajo tienen una probabilidad de 4% de morir de un cáncer radioinducido por cada sievert (Sv) de dosis efectiva recibida (10). En el caso de miembros de la población en general, que en algunas circunstancias pudieran verse expuestos a dosis pequeñas y a tasas de dosis de radiación bajas, la probabilidad de morir de un cáncer inducido por las radiaciones es de 5% por cada Sv de dosis efectiva recibida. Estas cifras se conocen como coeficientes de riesgo y la diferencia entre los valores correspondientes a los trabajadores y a personas de la población en general se debe a que en la categoría de los “trabajadores” no se incluye a los menores de 18 años de edad, cuya sensibilidad a las radiaciones es mayor. Estas cifras podrían verse ligeramente modificadas en las nuevas recomendaciones generales de la CIPR, no solamente debido a la actualización de la información epidemiológica, sino a una posible revisión del criterio empleado para definir los coeficientes de riesgo.

Hasta el momento no se han comprobado efectos hereditarios en la descendencia de las personas expuestas a las radiaciones; sin embargo, estudios realizados en animales permiten suponer que esos efectos estocásticos pueden ocurrir también en los seres humanos. Se estima que la relación entre los efectos hereditarios observados en la primera generación y la dosis de radiación es 10 veces menor que la relación entre los efectos cancerígenos y la dosis (15).

Por lo tanto, los efectos estocásticos de las radiaciones no se pueden evitar por completo si la exposición no es nula. A los fines de la protección radiológica se acepta la hipótesis de que la probabilidad de que ocurran estos efectos aumenta en proporción con las dosis cuando estas y las tasas de dosis son pequeñas.

## **2.5. LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA ACTUALIDAD:**

Las últimas recomendaciones generales elaboradas por la CIPR sobre la protección radiológica datan de 1990 (10) y se ha anunciado su actualización para fines de 2006 o principios de 2007. Aunque no se esperan cambios sustanciales en cuanto a la filosofía de la protección radiológica, es posible que en las nuevas recomendaciones generales se modifique el énfasis que antes se ponía en algunos conceptos.

Las bases filosóficas de la protección radiológica Los riesgos asociados con la exposición a las radiaciones dependen de las dosis de radiación que reciben las personas expuestas. Por lo tanto, para reducir esos riesgos se deben reducir las dosis que se reciben y la exposición innecesaria a las radiaciones.

La protección de las personas contra los diversos riesgos originados en el medio ambiente laboral o público siempre se ha basado en el establecimiento de límites a la presencia de sustancias contaminantes o a la exposición individual. Si bien en sus inicios la protección contra las radiaciones ionizantes se rigió por ese criterio, a partir de la década de 1970 el concepto de límite comenzó a concebirse como una referencia de riesgo máximo, tolerable solo en situaciones excepcionales. El protagonismo en la filosofía de la protección radiológica se desplazó entonces gradualmente hacia la justificación de las prácticas basadas en el uso de fuentes de radiación y la optimización de la protección radiológica.

Para un organismo internacional no es una tarea sencilla recomendar valores límites de riesgo. El conocimiento actual sobre los efectos de las radiaciones ionizantes en los seres humanos se aplica a diversas culturas y nacionalidades pero, a pesar del llamado proceso de globalización, la situación económica y social de los diversos países es extremadamente desigual. Si los límites recomendados fueran muy bajos, muchos países no podrían adoptarlos debido al alto costo que implicaría la protección, mientras que la recomendación de límites elevados no contribuiría a disminuir los riesgos en grado significativo. En ambos casos, las recomendaciones resultarían desacertadas. Ante este dilema, la CIPR decidió recomendar límites de riesgo intermedios y aplicar principios de justificación y optimización.

Dado que toda exposición a las radiaciones implica cierto riesgo, la aceptación del uso de las fuentes de radiaciones debe verse justificada por los beneficios que aporta a toda la sociedad o a una parte de ella. Por ejemplo, en la década de 1940, algunas zapaterías empleaban equipos de fluoroscopia con rayos X para determinar el tipo de calzado adecuado para cada cliente y hasta hace unos 15 años se montaban fuentes radiactivas en los extremos de algunos pararrayos,

a pesar de que nunca se logró demostrar que esto aumentara su eficacia durante las tormentas eléctricas. En la actualidad, tales aplicaciones de las fuentes de radiación no se consideran justificadas y no se autorizan.

Optimizar la protección significa comprender que el uso de las fuentes de radiación conduce a la exposición inevitable de algunas personas que estarán tanto mejor protegidas cuanto menor sean las dosis de radiaciones que reciben, y actuar en consecuencia. Pero, ¿hasta dónde se deben reducir las dosis? La respuesta no la pueden proporcionar solamente los estudios científicos; también es necesario tener en cuenta las condiciones económicas y sociales imperantes en cada país.

No les corresponde a los organismos internacionales determinar el grado de esfuerzo económico que cada país debe realizar para proteger a sus ciudadanos contra un riesgo laboral o ambiental. Por consiguiente, el concepto de optimización es un criterio genérico —sin alusiones a valores específicos— que ha pasado a tener mayor trascendencia que los límites numéricos. Según la CIPR, se deben reducir las dosis individuales de radiación, el número de personas expuestas y la probabilidad de que ocurran exposiciones accidentales tanto como sea razonablemente posible (por debajo de los límites) teniendo en cuenta los factores económicos y sociales, es decir, las restricciones económicas y las necesidades de la sociedad (10). De este modo, los organismos internacionales compatibilizan su responsabilidad de ofrecer la mejor recomendación con la ineludible realidad de que lo mejor no es igual para todos. Queda a criterio de cada país definir sus objetivos en materia de protección radiológica tomando los límites recomendados como una cota superior. Solo en casos excepcionales, una persona quedaría expuesta a riesgos cercanos a los límites.

Cuando una fuente de radiación funciona en condiciones normales —es decir, cuando la exposición de las personas ocurre según lo planificado— se puede controlar el riesgo radiológico mediante la aplicación de los límites de dosis y las restricciones derivadas de los procesos de optimización. Los límites de dosis aplicables a los trabajadores y a los miembros del público son distintos, debido a que la relación riesgo-beneficio es diferente en cada uno de estos grupos. Las dosis que las personas reciben debido a la exposición a las radiaciones de carácter natural y las que reciben durante los procedimientos radiológicos con propósitos médicos no se deben contabilizar a efectos de la aplicación de los límites.

En el cuadro 2 se resumen los valores de los límites anuales de dosis recomendados por la CIPR en 1991. Estos límites no establecen una frontera entre el riesgo y la seguridad, sino que indican los valores de riesgo máximos tolerables recomendados por la CIPR. En el mismo cuadro se indican los valores de la probabilidad de morir de un cáncer inducido por la radiación, correspondientes a los límites de dosis, según los coeficientes de riesgo indicados por esa entidad (10). Muchos países han adoptado estos valores límite y se espera que se ratifiquen en la próxima edición de las recomendaciones de la CIPR.

## **2.6. EVOLUCIÓN DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA POR RAYOS X:**

En julio de 1972, el ingeniero eléctrico Sir Godfrey Newbold Hounsfield publicó un artículo en la Revista *British Journal of Radiology*, donde describía una técnica basada en rayos X, llamada tomografía computarizada (16-17), que utilizaba métodos matemáticos que A.M. Cormack había desarrollado una década antes (18). El método de Hounsfield dividía la cabeza en varias tajadas,

cada una de las cuales era irradiada por sus bordes. De esta manera, la radiación podía ser confinada dentro de la misma porción. A diferencia de la técnica convencional de rayos X, la información obtenida no se veía afectada por variaciones del material, que se presentaran a ambos lados de la tajada en cuestión (17).

La técnica tomográfica buscaba superar tres limitaciones que Hounsfield consideraba evidentes en la radiología convencional. Primero, la imposibilidad de mostrar en una imagen radiológica bidimensional toda la información contenida en una escena tridimensional, debido a la superposición de los objetos en la imagen que se obtenía; segundo, la limitada capacidad para distinguir tejidos blandos; y finalmente, la imposibilidad de cuantificar las densidades de los tejidos (19).

Las primeras imágenes de tomografía reconstruidas con el primer escáner desarrollado en los Laboratorios EMI contaban con una muy baja resolución espacial, una matriz de 80x80 píxeles, y tardaba nueve horas en total para cubrir un cerebro humano (20, 21). El primer escáner comercializado en 1973 fue el EMI Mark I, y a pesar que tomaba imágenes con una muy baja resolución espacial, comparadas con los estándares actuales, representó una revolución en el campo de la radiología.

En los tomógrafos de primera generación, se producían rayos paralelos gracias a un movimiento de traslación a largo del objeto, y este proceso se repetía con pequeños incrementos rotacionales hasta barrer 180 grados (Fig. 2a). Los equipos de segunda generación funcionaban bajo un principio de traslación-rotación similar; sin embargo, podían realizar el proceso un poco más rápido, gracias al uso de un mayor número de detectores, y una fuente que emitía rayos

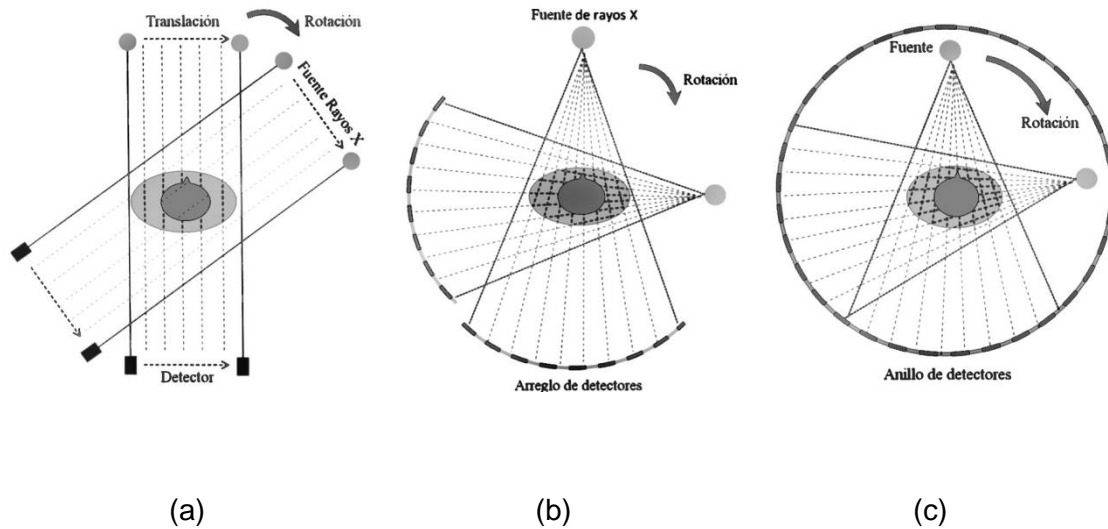
en forma de abanico , además, aprovechaban mejor la potencia de los rayos X emitidos (22).

La búsqueda de una mayor velocidad de adquisición de las imágenes hizo que se eliminara el movimiento de traslación; así, aparecieron los equipos de tercera generación, en 1975 (Fig. 2b). En este tipo de escáneres, el tubo de rayos X y el detector rotan simultáneamente, cubriendo el paciente con un haz de rayos X en forma de abanico. Los primeros prototipos de tercera generación contaban con arreglos (unidimensionales) de hasta 250 detectores y permitían tiempos de adquisición de sólo 5 segundos (20, 22, 23). A pesar de una ganancia considerable en los tiempos de adquisición, esta geometría presenta un problema: dado que los tubos de rayos X están firmemente unidos a los detectores, cada detector sólo puede medir los rayos que pasan a una distancia específica del centro de rotación, dependiendo de la ubicación del detector en el arreglo. Cualquier error en la calibración de cada detector con respecto a los demás, se retro-proyecta a lo largo de estos rayos, y resulta en la formación de un artefacto en forma de anillo en las imágenes reconstruidas. Otro problema adicional es la dispersión de rayos X, que se produce a causa de las proyecciones en forma de abanico del sistema (23).

En 1976, aparecieron los tomógrafos de cuarta generación, que consistían en un arreglo estacionario de detectores en forma de anillo, que rodeaban completamente al paciente, de modo que la rotación se limita al tubo de rayos X (Fig. 2c). En este caso, cada detector podía medir rayos que se encontraran a cualquier distancia del centro de rotación y podía ser calibrado dinámicamente, lo que evitaba la presencia de artefactos en forma de anillo. No obstante, el tamaño del anillo necesario para mantener una distancia adecuada entre la piel del paciente y la fuente de rayos X, y la cantidad de detectores requerida para



alcanzar una resolución espacial aceptable, hicieron que este diseño resultara particularmente costoso (9).



**Fig. 2.** Generaciones representativas de la evolución de la tomografía. a) tomógrafo de primera generación. Utiliza un método de traslación-rotación y genera proyecciones paralelas. b) tomógrafo de tercera generación. Nótese que los rayos forman una especie de abanico (*fan beam*) y tanto la fuente de rayos X como el arreglo de detectores rotan dentro del *gantry*. c) tomógrafo de cuarta generación. Sólo la fuente de rayos X es rotada a través de un anillo de detectores estacionario; las proyecciones son también en forma de abanico.

En 1980 se introdujo la tomografía por rayo de electrones EBCT (del inglés *Electron Beam CT*), que constituye la quinta generación. El EBCT utiliza una arquitectura estacionaria (sin rotación), donde un rayo de electrones hace un barrido a lo largo de cuatro placas semicirculares que rodean al paciente. La mayor innovación de este escáner fue su alta resolución temporal (33 ms a 100 ms), suficiente para tomar imágenes del corazón (24). Sin embargo, el uso de la EBCT ha sido limitado por dos desventajas: la trayectoria está limitada a un arco de 220°, y a un plano que no coincide con aquel de los detectores; y, por otro lado, no pueden introducirse colimadores anti-dispersión (del inglés *anti-scatter*),

debido a que el detector es estacionario (22). Persiguiendo una alta resolución temporal y espacial, investigadores de la Clínica Mayo construyeron el DSR (del inglés *Dynamic Spatial Reconstructor*), que contaba con una alta resolución temporal adquiriendo hasta 60 tajadas volumétricas por segundo; así como una resolución isotrópica de hasta 1 mm<sup>3</sup>, y generando datos de hasta 3 Gb en solo 20 segundos en 1979. Este escáner, muy delante de las posibilidades técnicas de la época, contaba con 14 fuentes de rayos X y nunca se hizo comercial, entre otras porque pesaba más de 15 toneladas y un costo de varios millones de dólares (25).

Durante la mayor parte de los años ochenta, aparecieron pocas innovaciones en la tomografía computarizada, lo que, incluso, llevó a especular que esta área de investigación estaba acabada, especialmente con el florecimiento de la resonancia magnética (22). No obstante, 1989 resultó ser un año crucial, con la aparición de la sexta generación, cuando Kalender y sus colaboradores inventaron la tomografía en espiral (26).

La tomografía en espiral (o helicoidal) utiliza la arquitectura de tercera generación, pero se caracteriza porque hay un movimiento continuo de la camilla a través del *gantry* (parte del tomógrafo en continua rotación que contiene el tubo de rayos X y el arreglo de detectores). Estos tomógrafos efectúan las mediciones en los bordes de la tajada y, como es necesario estimar el valor correspondiente al interior de la misma, requieren de la interpolación de tajadas en el eje z. Este concepto permite un registro rápido de regiones de interés a lo largo del eje z, en algunos casos, durante una sola respiración sostenida del paciente (15 a 25 segundos), lo que permite tomar imágenes de órganos en movimiento (22, 26). Una de las variables más importantes en la tomografía helicoidal (o de espiral) es el *pitch* (16), que relaciona la distancia  $d$  (en mm) que se desplaza la camilla

en una rotación del gantry, y el espesor  $e$  (en mm) determinado por el colimador. Usualmente, el *pitch* se encuentra entre 1 y 1,5, para garantizar una cobertura aceptable del paciente y, al mismo tiempo, evitar que las tajadas sean interpoladas entre puntos muy lejanos (22).

$$\mathbf{Pitch = d/e} \qquad (1)$$

La posibilidad de escanear órganos y regiones anatómicas continuamente, en un período muy corto de tiempo, demostró las ventajas de esta innovación. Sin embargo, en la tomografía en espiral, los tubos de rayos X se podían sobrecalentar, especialmente cuando se deseaba una mayor resolución espacial con tajadas más delgadas (27). Este hecho impulsó el desarrollo de las arquitecturas con múltiples detectores y, en 1998, llevó a la introducción de modelos de séptima generación: tomógrafos multi-tajadas (MSCT, del inglés *Multi-Slice Computed Tomography*), también llamados multi-detectores (MDCT, del inglés *Multi-Detector Computed Tomography*). Estos equipos se caracterizan, principalmente, por tener arreglos multidimensionales (varias líneas de detectores) y se basan en la geometría de tercera generación, aunque, en este caso, en lugar de un rayo en forma de abanico, el rayo tiene forma de cono (del inglés *cone-beam*). Así, permiten recoger datos correspondientes a varias tajadas simultáneamente y, por consiguiente, reducen el número de rotaciones del tubo de rayos X necesaria para cubrir una región anatómica específica.

La Tabla 3 resume las especificaciones técnicas de los equipos disponibles en el mercado de las principales casas fabricantes. La sección V(ver más adelante), discute con mejor detalle las tendencias actuales del campo, así como avances muy recientes que incluyen la tomografía de doble fuente de rayos X y la tomografía de dos energías.

**Tabla N° 3.** Comparación de especificaciones técnicas del EMI Mark I (1973), con equipos de tomografía disponibles en el mercado (hasta agosto 2008).

Equipo	Rotación del gantry (s)	Número de tajadas	Mínimo grosor alcanzado (mm)
EMI Mark I	300	2	13
Siemens AS+	0,3	128	0,4
GE Light Speed VCT	0,35	64	0,675
Phillips Brilliance	0,4	64	0,625
Toshiba Aquilon ONE	0,35	320	0,4

### 2.6.1. Producción de los Rayos X:

Un tubo de rayos X está compuesto por un cátodo, un ánodo y una fuente de poder. El cátodo es, generalmente, un filamento de tungsteno, que se calienta y eleva la energía de los electrones lo suficiente para que se liberen del átomo. Los electrones libres se aceleran hacia el ánodo, gracias a la diferencia de potencial que existe entre este y el cátodo, y, por consiguiente, adquieren una significativa cantidad de energía cinética (del orden de keV y MeV). Cuando estos electrones chocan con la placa de tungsteno que hay en el ánodo, pierden su energía cinética, bien sea mediante excitación (la energía es empleada para mover electrones a capas más exteriores del átomo), ionización (la energía es suficiente para remover un electrón de un átomo) o radiación (la energía se utiliza para crear un fotón directamente). Los rayos X característicos, se generan cuando se produce la emisión de un fotón, luego de que se llenan las vacancias producidas mediante los dos primeros mecanismos. Por el

contrario, los rayos X de Bremsstrahlung se producen mediante radiación y en un espectro continuo, a diferencia de los característicos, que se generan en bandas específicas de energía (28).

La energía de los rayos X de Bremsstrahlung es directamente proporcional a la proximidad del electrón al núcleo, y está determinada por el potencial del tubo de rayos X. La probabilidad de que un electrón impacte directamente el núcleo, decrece linealmente con el aumento de la energía. Por esa razón, el espectro de Bremsstrahlung tiene una forma triangular. Sin embargo, los rayos X de muy baja energía son absorbidos (filtrados) por el material del ánodo y tienen una alta probabilidad de no abandonar el tubo.

### **2.6.2. El Coeficiente de Atenuación Lineal:**

El coeficiente de atenuación lineal  $\mu$  refleja la habilidad de un material para detener fotones, y es directamente proporcional al número atómico del material ( $Z$ ) y su densidad, mientras que se relaciona inversamente con la energía. Esta variable  $\mu$  depende de dos mecanismos básicos de interacción de los rayos X con la materia: Compton y el efecto fotoeléctrico (29). El primero predomina en los tejidos blandos (como el pulmón), y se caracteriza porque se absorbe parte de la energía del fotón incidente, y el resto se invierte en la expulsión de un electrón de alta energía y la dispersión de un fotón de menor energía. El segundo prevalece en los materiales de alto número atómico, y, aunque también se caracteriza porque el fotón incidente causa la expulsión de un electrón y la producción de un fotón de baja energía, la diferencia, con respecto al anterior fenómeno, radica en que este fotón se dispersa, debido a que un

electrón de las capas exteriores se desplaza hacia una capa más interior, y en que no se presenta absorción de energía. La probabilidad de estas interacciones, decrece a medida que la energía del fotón se aleja de la energía de unión de la capa K (denominada, en inglés, *k-edge*), que es la capa de electrones más cercana al núcleo.

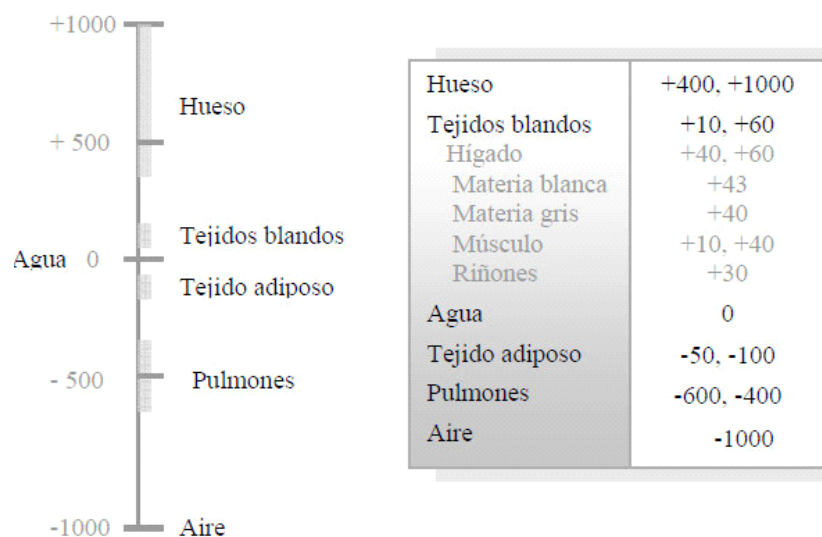
A medida que el coeficiente de atenuación lineal de un material aumenta, más blanco aparecerá este en la imagen, y viceversa (los materiales con bajo  $\mu$  dejan pasar más rayos X a través de ellos, y por eso se ven más negros en la imagen). Por otro lado, es importante tener en cuenta que los fotones dispersados (fenómeno conocido como *scattering*) contribuyen negativamente al contraste de la imagen, puesto que no aportan información, y cambian la energía y dirección de los rayos incidentes (30)

Sin embargo, existen varios métodos para reducir la cantidad de dispersión: usar colimadores para hacer el rayo más estrecho, utilizar una película antidispersión que sólo deje pasar los rayos paralelos a los colimadores, y, finalmente, reducir el campo de visión *FOV* (del inglés *Field Of View*), es decir, el tamaño de la región que se está registrando.

Otro fenómeno que es importante considerar es el endurecimiento del rayo, que se refiere a un incremento gradual en la energía efectiva de los espectros policromáticos, a medida que penetran más profundamente en el material. Esto ocurre a causa de que los fotones de baja energía son más fácilmente atenuados, y hace que el mismo tejido, a una profundidad mayor, tenga un coeficiente de atenuación menor. Por consiguiente, un

objeto hecho del mismo material aparecerá más oscuro en el centro (menor  $\mu$ ), y más claro en la periferia de la imagen (mayor  $\mu$ ). Con el fin de corregir este artefacto, Hounsfield, en su primer prototipo, propuso el uso de una caja llena de agua para realizar una corrección al fenómeno de endurecimiento del rayo. Lo que hacía era medir el  $\mu$  resultante del paso del rayo a través de agua exclusivamente, y compararlo con el obtenido con el rayo que pasaba tanto a través de la caja de agua, como del paciente (fig. 3). Posteriormente, calculaba un  $\mu$  equivalente igual a la diferencia entre ambas medidas y aplicaba un factor de corrección (23). Debido a esto, y al hecho de que las diferencias entre los coeficientes de atenuación lineales de distintos materiales son muy pequeñas (alrededor del 0,5 %), surgieron las unidades Hounsfield (HU), o números CT, que se definen como:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{water}}{\mu_{water}} \quad (2)$$



**Fig. 3.** Valores de atenuación (en unidades Hounsfield HU) para diferentes tejidos humanos.

## 2.7. DOSIMETRIA EN TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA:

La dosis de radiación  $D$  está relacionada con el número total de fotones  $N$ , y sus energías individuales  $E_i$ . La distribución de estos fotones depende del voltaje aplicado (en kV), así como de los filtros espectrales utilizados para absorber la región de bajas energías del espectro (filtro plano), así como el filtro *bow tie* utilizado para atenuar la exposición en regiones periféricas. En la práctica, obtener imágenes de calidad, con buena resolución y bajo ruido, viene con el costo de una mayor dosis de radiación; esto implica que hay un compromiso entre la calidad de la imagen que obtendrá el radiólogo y la dosis de radiación a la que el paciente es expuesto. Las relaciones más importantes para entender el compromiso entre la dosis de radiación  $D$ , el ruido  $R$  (medido con la desviación estándar), la relación señal ruido SNR, la resolución (en  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ), el grosor  $T$  de la rebanada, y el proceso de adquisición, son las siguientes: (30, 31, 32)

$$\frac{1}{SNR} \propto R \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}} \quad (3)$$

$$D \propto N \propto mAs \quad (4)$$

$$D \propto \frac{SNR^2}{\Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z \cdot T} \quad (5)$$

Donde mAs significa miliAmperios por segundos. Los mAs relacionan la corriente aplicada (en mA) con el tiempo (en s), y constituyen el término que el operador encontrará en el escáner (y en la literatura especializada).

En las ecuaciones 3, 4 y 5 puede notarse, además, que el número de fotones



que alcanza al detector es directamente proporcional al número de mAs aplicado; así, mientras más fotones se tengan, menor será la desviación estándar y, por ende, menor el ruido. De acuerdo con estas relaciones, es claro que el ruido  $R$  disminuye a medida que se aumenta la corriente o el tiempo (que a su vez aumentan  $N$ ), pero el costo que se paga es incrementar la dosis de radiación. De igual forma, mejorar la resolución espacial también implica una mayor dosis, pues para obtener la misma calidad de imagen (una SNR equivalente), se necesitará compensar aumentando la cantidad de mAs, para obtener fotones suficientes para contrarrestar el ruido.

### **2.7.1. Unidades:**

Las unidades más utilizadas para medir las dosis de radiación son el Gray (Gy), que cuantifica la dosis absorbida, y el Sievert (Sv), que mide la dosis equivalente. La unidad de dosis absorbida, se define como la cantidad de energía absorbida por una masa ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ ). La radiación medida en Gy no toma en cuenta los efectos biológicos de la radiación, y por esto se propuso utilizar la dosis equivalente (en Sv), que indica la cantidad de energía absorbida por una masa multiplicada por un factor  $F$  (entre 0 y 1), que refleja cómo esta energía produce daño a los tejidos biológicos, de acuerdo con el tipo de radiación utilizada ( $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy} \times F$ ). Para la radiación por rayos-X,  $F=1$ .

#### **2.7.1.1. El índice CTDI:**

El índice CTDI (del inglés *Computed Tomography Dose Index*)

es usado para medir las dosis de radiación en tomografía computarizada por rayos X [31]. El CTDI representa el promedio de la dosis absorbida, a lo largo del eje z, de una serie de exposiciones contiguas. Se calcula dividiendo la integral de la dosis absorbida por el grosor de la sección estudiada.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_a^b D(z) dz \quad (6)$$

Donde  $D(z)$  es el perfil de la dosis a lo largo del eje z entre dos puntos a y b,  $T$  se refiere *grosor* de la sección (determinado por el colimador) y  $N$  es el número de rebanadas tomográficas escaneadas durante una rotación del *gantry*; así, para los tomógrafos convencionales (de una rebanada),  $N=1$ . En un esfuerzo por estandarizar los diferentes equipos, usualmente se utiliza el CTDI corresponde a un segmento de 100 mm, que emplea una cámara de ionización y fantomas acrílico estandarizados. Similarmente, existe el CTDIFDA, donde la *Food and Administration (FDA)* exige que los límites de integración sean  $\pm 7T$  [32-33]. Como, además, CTDI, cuando se utiliza para tomografía del cuerpo, varía dependiendo del FOV (región central periferia) se define el CTDI<sub>w</sub>, así (33):

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100, \text{central}} + 2/3 CTDI_{100, \text{periferia}} \quad (7)$$

A pesar de que el CTDI es un índice estándar para medir las dosis de radiación, usualmente brinda un valor ponderado. En

los últimos años, numerosas publicaciones propuesto mejorarlo y, así, estimar las dosis de radiación con mayor exactitud; por ejemplo, calculando dosis efectivas y específicas para cada órgano o región del cuerpo (34). Similarmente, algunos autores han identificado que la eficiencia de las herramientas usadas en el cálculo del CTDI<sub>100</sub> es menor al 90%, así que al optimizarle es posible aumentar su exactitud (33, 35). Nótese que aunque estas propuestas, y otras no citadas aquí, son apenas lógicas, es difícil establecer un estándar que todos sigan, y que a la vez sea fácil de implementar tanto por fabricantes como centros prestadores del servicio. La implementación efectiva de dichas medidas, habitualmente se desprende de la aplicación de leyes que obligan el cumplimiento de estándares, como sucede en EE. UU. o Europa (33, 36).

#### **2.7.1.2. El Producto Dosis-Longitud DLP:**

Para representar mejor la dosis de radiación total de un protocolo en particular, el CTDI (en mGy) es multiplicado por la longitud de la región total a escanear *SL*, para calcular el producto dosis-longitud DLP (del inglés *Dose-Length Product*).

$$\mathbf{DLP = CTDI \cdot SL} \quad (8)$$

El DLP (en mGy-cm) refleja la energía total absorbida de una adquisición en específico y, en principio, permite cuantificar

mejor el potencial efecto biológico de la radiación ionizante establece que a medida que se toman imágenes que cubren una mayor porción anatómica, se obtienen valores DLP mayores (37).

### ***2.7.2. Efectos de la Radiación por Tomografía de Rayos X: La Controversia:***

Las dosis de radiación asociadas con la tomografía de rayos X son, tal vez, la principal limitante de esta técnica. Sin embargo, es muy importante resaltar que los riesgos de desarrollar cáncer debidos a la radiación de rayos X, aún siguen siendo discutidos, rebatidos y redefinidos. Primero, porque constantemente es necesario hacer un compromiso entre la calidad de las imágenes obtenidas y la dosis de radiación, buscando la mejor calidad diagnóstica para el radiólogo, que desemboca en el mejor resultado para el paciente, y, aunque discutible, es un hecho que el beneficio puede ser significativamente mayor al riesgo implicado. Segundo, porque aun hoy día es investigado cómo medir las dosis de radiación de la manera más exacta; y no es claro, por ejemplo, cuáles son los umbrales para determinar cuándo la radiación genera un riesgo significativo. Finalmente, diferentes estudios han mostrado ser contradictorios. Por un lado, el estudio más citado para evaluar los riesgos de la radiación se basa en datos de más de 25.000 sobrevivientes de las bombas atómicas en Japón, y que fueron expuestos a radiación menor a 50 mSv, comparable, entonces, con las que se obtienen por tomografía de rayos (38). Pero, de otro lado, un estudio que por 100 años (1897-1997) evaluó a los radiólogos británicos, un grupo que evidentemente acumula exposición a dosis de radiación importante,

encontró que no había ninguna diferencia estadística significativa entre muertes por cáncer y muertes por otro tipo de enfermedades (39). Es más, en un controversial artículo, un prestigioso físico médico, el Dr. James R. Cameron, propuso que la longevidad es la medida más apropiada para medir los efectos de la radiación en la salud; y que, de hecho, el estudio británico y otro realizado en EE. UU., sugerían que bajas dosis de radiación, incluso podrían ser beneficiosas para la salud (40). No obstante, una limitante en las conclusiones del Dr. Cameron fue que dichos estudios no contenían datos consolidados de los efectos de las dosis de radiación por tomografía por rayos X, dosis que son significativamente mayores a las de la radiografía convencional.

El reconocimiento de los riesgos asociados a la tomografía de rayos X ha generado gran controversia, y dos buenos ejemplos son los estudios publicados en dos de las más influyentes revistas médicas a nivel mundial, señalando las altas dosis de radiación a las que pueden ser expuestos los pacientes cuando se realizan estudios utilizando el escáner multi-detector u otras generaciones de la tomografía por rayos X (41, 42). Dichos estudios no desconocen la utilidad de la técnica, sino que resaltan que hay que realizarla de manera responsable, evitando tomografías innecesarias, así como modificando apropiadamente los protocolos en la población infantil, que es la más sensible a estos tipos de radiación. De otro lado, hay que señalar que la mayoría de estudios en este tema, se realizan con simulaciones que usan métodos de Monte Carlo, y ajustando métodos de regresión basados en modelos cuantitativos (41). Si se tiene en cuenta que el riesgo de desarrollar cáncer por la radiación de rayos X es bajo, y además es difícil diferenciarlo del riesgo implícito de

desarrollarlo por otros motivos (modelo LAR), sería necesario hacer estudios poblacionales con muestras muy elevadas, que en la práctica son muy complicados de realizar, lo que hace complejo demostrar efectos adversos, especialmente con las más bajas dosis de radiación (p.ej. 10 mSv) (43). Aun así, se han emprendido proyectos retrospectivos y prospectivos en este campo, y probablemente serán fundamentales para entender mejor los efectos de las bajas dosis de radiación por tomografía de rayos X (44).

### **2.7.3. Estrategias para Disminuir las Dosis de Radiación:**

Las estrategias para reducir las dosis de radiación dependen de la parte del proceso de adquisición y procesamiento de los datos que se seleccione, tal como se especifica en la Tabla N° 4. El primer punto donde puede optimizarse la dosis de radiación es en el *hardware* del equipo, con detectores más eficientes como los que se basan en estado sólido (45), u otras estrategias como el empleo de detectores contadores de fotones (46), que prometen incrementar considerablemente la eficiencia en la detección de los rayos X. Una segunda estrategia, está relacionada con la reconstrucción de las imágenes de tomografía, bien sea utilizando el método convencional (proyección hacia atrás filtrada FBP) y encontrando mejores filtros, dependiendo de la aplicación, o implementando métodos de reconstrucción iterativos (sección III). Otra posibilidad para reducir las dosis durante la reconstrucción de la imagen es el uso de algoritmos como HYPR (del inglés *Highly constrained backPRojection*), recientemente propuesto por Mistretta y colaboradores en la Universidad de Wisconsin (47); o PICCS (del inglés *Prior Image*

*Constrained Compressed Sensing*). Ambos algoritmos pueden considerarse bajo la denominación de *Compressed Sensing (CS)*, cuya teoría ha sido recientemente propuesta por Candes *et al.* (2006) (48) y Donoho (2006) (49). La teoría del CS demuestra que es posible “violar” el criterio de Nyquist y reconstruir la imagen con un número menor de proyecciones siempre y cuando la información pueda expresarse en un dominio de baja densidad, utilizando una matriz incoherente que cumpla las propiedades de la isometría restringida y finalmente resolviendo un sistema de optimización con una función objetivo que usa una norma  $l_1$  (49,50). La utilización de los métodos de CS en tomografía aún está en una etapa muy temprana y básicamente por explorar, si bien potencialmente podría implicar disminuciones muy considerables en la exposición de los rayos X, aumentar la resolución temporal y alcanzar muy buenos niveles de SNR.

**Tabla N° 4.** Estrategias para la reducción de las dosis de radiación por tomografía computarizada.

Hardware	Algoritmos Reconstrucción	Protocolos	Otras
Detectores (nuevas tecnologías) * Detectores de estado sólido * Contadores de fotones Geometría inversa (IGCT)	Optimización de kernels para FBP Algoritmos iterativos estadísticos Reconstrucción con submuestreo (p.ej. <i>PICCS</i> y <i>HYPR</i> )	Protocolos específicos (pediátricos, adultos, obesos) optimizando mAs, kV Modulación de corriente (fabricantes)	Educación al paciente (respiración sostenida) Técnicas alternas (US o MRI)

Diferentes fabricantes han incluido novedosos avances tecnológicos en sus equipos, para reducir las dosis de radiación. Un ejemplo

representativo es la modulación de la corriente del tubo de rayos X en los ejes x, y, z. En estos, la calidad de la imagen se optimiza de acuerdo con el tamaño y peso del paciente (p. ej. adultos normales, personas obesas o niños), dependiendo de la región anatómica y, además, del objetivo diagnóstico (50).

Es importante concientizar al lector, de que algunas estrategias, no necesariamente técnicas, pueden disminuir considerablemente las dosis de radiación. Entre otras, estas incluyen: educar a los pacientes para que sostengan la respiración durante el procedimiento (usualmente 5 a 15 segundos) y, de este modo, se eviten artefactos de movimiento que pudiesen requerir repetir la adquisición de las imágenes. Asimismo, es aconsejable utilizar técnicas alternativas a la tomografía de rayos X cuando estas se encuentran disponibles (p. ej. ultrasonido o resonancia magnética) siempre y cuando estas puedan brindar un diagnóstico equivalente. Finalmente, es deseable que en cada institución de salud se generen tablas técnicas que especifiquen parámetros como la relación corriente-tiempo (mAs) de acuerdo con el peso, sexo y edad de los pacientes, buscando un buen balance entre la calidad de la imagen y el mínimo de radiación alcanzable razonablemente.

#### **2.7.4. Presente y Futuro de la Tomografía Computarizada por Rayos X:**

##### **\* *Tomografía de Múltiples Fuentes de Rayos X:***

La tomografía de doble fuente de rayos X, DSCT (por sus siglas en inglés, *Dual Source CT*), fue recientemente introducida comercialmente



por Siemens (Somaton Definition DS) (51). Este escáner cuenta con dos fuentes de rayos X y sus respectivos arreglos multi-detectores. Ambas fuentes se encuentran desfasadas 90 grados, una con respecto a la otra. El FOV de la primera fuente es 50 cm, mientras el FOV de la segunda es 26 cm. Como es evidente, al utilizar ambos tubos de rayos X simultáneamente, no se tienen problemas de registro de las imágenes y, más importante aún, las proyecciones sobre un objeto pueden tomarse de manera más rápida, lo que beneficia aplicaciones cardíacas y otras donde se requiere alta resolución temporal. Adicionalmente, dos fuentes de rayos X, han permitido tener potencia suficiente para tomar imágenes adecuadas de pacientes obesos, que, de otra manera, no podrían beneficiarse del diagnóstico por tomografía (52).

## **2.8. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN PEDIATRÍA:**

Exámenes de TC se realizan comúnmente en la población pediátrica. Aunque tales exámenes representan un porcentaje relativamente pequeño de los estudios de imagen, contribuyen a un gran porcentaje de la dosis de radiación total de la formación de imágenes (52). Los niños son considerablemente más sensibles a los efectos nocivos de la radiación de la población adulta. Brenner et al. (54) calcula los riesgos de mortalidad por cáncer de por vida atribuibles a la exposición a la radiación de un solo CT en un niño de 1 año de edad, siendo el 0,18% (abdominal) y 0,07% (cabeza).

La dosis de radiación en relación con CT ha convertido en un problema de salud pública, y la reducción adecuada de la dosis de radiación se ha convertido en un objetivo importante en CT pediátrica. Hasta hace poco los esfuerzos de reducción de dosis se han centrado en la disminución de la corriente (mAs) y el uso de tubo

de modulación actual. Bajando kilovoltaje (kVp) ha sido un esfuerzo más reciente. De acuerdo con una encuesta realizada en 2006 por la Sociedad de Radiología Pediátrica, Arq y Frush (54), desde 2001 el kilovoltaje pico y configuración de mAs para pacientes pediátricos han disminuido significativamente por TCMD. Sin embargo, ha habido poca organizada evaluación de los efectos reales y la eficacia de estos cambios. El propósito de este estudio es analizar la variación de los niveles de Dosis de Radiación utilizada en pacientes pediátricos sometidos a angiografía de corazón y grandes vasos, en un periodo de 5 años (2010 - 2015).

### **2.8.1. Dosis Efectiva en Tomografía de Tórax en Pediatría:**

Dosis efectiva (ED) se estimó mediante el método de DLP con factores de conversión dependientes de la edad previamente publicados (recién nacidos, 0.039; 1-4 años, 0.026; 5-9 años, 0.018; y 10-15 años, 0.013) (55).

La reducción de tubo de voltaje de corriente o tubo es el método más directo y eficaz de lograr la reducción de la dosis de radiación (56). Debido a que la corriente del tubo es más fácil modificar con resultados predecibles lineales, la modificación de este parámetro ha sido ampliamente adoptado. Varios estudios han demostrado que es posible disminuir la corriente del tubo considerablemente sin perjudicar la calidad de imagen (57, 58). Reducción de voltaje del tubo se usa con menos frecuencia que el tubo de modificación actual debido al efecto más complejo de ruido de la imagen y el contraste. Además, los cambios de voltaje de tubo son limitados; los usuarios normalmente pueden elegir entre varias opciones de configuración pico kilovoltaje preestablecidos (por

lo general 80, 100, 120, o 140 kVp). La reducción de los cables de kilovoltaje a una disminución considerable de la dosis de radiación en un entorno corriente del tubo constante porque la dosis de radiación varía con el cuadrado de la kilovoltaje de reducción de 120 a 100 kVp sin otros cambios debería resultar en una reducción del 40% en la dosis de radiación y una reducción del 80% con un cambio 120-80 kVp.

## **2.9. ANTECEDENTES:**

### **2.9.1. Antecedentes Internacionales:**

**2.9.1.1.** Vergara E, et al. Concluye que sus protocolos vigentes de escáner adolecen de fuertes ineficiencias. Ello quedó explícito en la interacción del comité interdisciplinario de traumatólogo, otorrinolaringólogo, radiólogos, físico y tecnólogo. Una revisión crítica simple de su rutina permitió reducir corrientes de tubo (mAs y Kv) eliminar cortes de bajo o nulo rendimiento diagnóstico y excluir el uso de contraste en estudios donde su rendimiento es documentadamente nulo (59).

**2.9.1.2.** Mondaca R. Recomienda que lo ideal es la conformación de un comité de protección radiológica en cada hospital pediátrico o servicio de pediatría con la participación de radiólogos, tecnólogos médicos, pediatras, enfermeras, técnicos paramédicos y el apoyo de la dirección del hospital. Este comité se debe abocar a reducir las dosis de radiación mediante (60):

**a) Racionalización de los estudios radiológicos,** especialmente los contrastados y tomografías computadas. Optar por técnicas alternativas tales como ecotomografía o resonancia magnética dependiendo de su disponibilidad y utilidad para el problema clínico en estudio.

**b) Reducción de la Dosis:** Es responsabilidad del Tecnólogo Médico en radiología y debe orientarse especialmente a estudios de tomografía computada.

**c) Reducción de los Factores de Exposición.**

- **mAs:** Existe una relación lineal entre el mAs y la dosis de irradiación. Para esto se dispone de tablas para el cálculo ( del mAs por kilo de peso y área a estudiar.

- **Pitch:** Aumentarlo disminuye la dosis. Re-comendado no más allá de 1.5.

- **kV:** Si se reduce el kV se baja la dosis, aumenta el ruido y disminuye el contraste de la imagen, pero hay datos que sugieren que un kV de 80 puede proporcionar una calidad aceptable de la imagen en recién nacidos.

En suma se deben ajustar para obtener una mínima dosis con calidad suficiente que aporte al diagnóstico.

- Reducir el estudio sólo al área de interés.

- Limitar el estudio polifásico en tomografía computada, sólo a casos estrictamente necesarios como por ejemplo, tumores, lesiones focales y reducir o eliminar el número de cortes sin contraste.
- Protección para órganos de superficie más sensibles, tales como mamas, tiroides, gónadas y que están fuera de la zona de estudio

- **Implantación de tarjeta o ficha individual.**

Información a usuarios y población general, evitando un clima injustificado de alarma con la entrega de una cartilla educativa a los padres dosis de radiación Perú.

**2.9.1.3.** Pearce M. et al. nos dice que el uso de la TC en niños con dosis acumuladas de aproximadamente 50 mGy podría casi triplicar el riesgo de leucemia; y con dosis de aproximadamente 60 mGy podría triplicar el riesgo de cáncer cerebral. Debido a que estos cánceres son relativamente raros, los riesgos absolutos acumulados son pequeños: en los 10 años después de la primera exploración de los pacientes menores de 10 años, un exceso de caso de la leucemia y uno exceso de casos de tumor cerebral por cada 10 000 tomografías computarizadas de cabeza se estima en ocurrir. Sin embargo, aunque los beneficios clínicos deben ser mayores que los pequeños riesgos absolutos, las dosis de radiación de las TC deben mantenerse lo más bajo posible y alternativa procedimientos, que no impliquen la radiación ionizante, se debe considerar si

es apropiado (61).

**2.9.1.4.** Jason N. et al. afirma que las exposiciones totales de radiación en los niños con enfermedades del corazón son relativamente bajas, sin embargo al seleccionar cortes reciben una exposición significativa. La Estimación del riesgo del cáncer pone de relieve la necesidad de limitar la dosis de radiación, en particular para las modalidades de alta exposición (tomografía, cateterismo, etc) (62)

**2.9.1.4.** Vega F. et al. concluye que utilizando la técnica de Reconstrucción Iterativa (RI) para TCMD body pediátricos podemos conseguir una calidad de imagen superior respecto a otros métodos de reconstrucción, como el método de retroproyección filtrada (FBP), manteniendo o incluso disminuyendo la dosis de radiación. El uso de un sistema de control automático de exposición (CAE) en combinación con un algoritmo de RI resulta en una disminución significativa de la radiación de dosis en el paciente pediátrico, mejorando inclusive la relación señal-ruido. Con este método se pudieron obtener dosis efectivas menores a 1 mSv para exámenes de tórax para pacientes de entre 0 – 15 años. (63).

## **2.9.2. Antecedentes Nacionales:**

Hasta la fecha, no existen investigaciones nacionales publicadas, relacionados al tema.

## CAPÍTULO III: METODOLOGÍA

### 3.1. Diseño del Estudio:

Estudio retrospectivo, descriptivo de tipo transversal.

### 3.2. Población:

Todos los pacientes menores o iguales a 15 años, con cardiopatía congénita, que se realizaron una angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Servicio de Ayuda al Diagnóstico y Tratamiento del Instituto Nacional Cardiovascular en Lima, Perú; durante el periodo 2010-2015.

#### 3.2.1. Criterios de Inclusión:

- Todos los pacientes menores o iguales a 15 años, con cardiopatía congénita a quienes se les haya realizado un estudio de tomografía de corazón y grandes vasos.
- Todos los pacientes cuyas imágenes tomográficas estén almacenados en DVD y/o PACS.
- Todos los pacientes que presentan ficha resumen de dosis en tomografía (CTDI y DLP).

#### 3.2.2. Criterios de Exclusión:

- Todos los pacientes con datos incompletos o ilegibles en la ficha de resumen de dosis en tomografía (CTDI y DLP)

### 3.3. Muestra:

No se calcula el tamaño muestral, ya que se pretende estudiar a todos los pacientes menores o iguales a 15 años, con cardiopatía congénita, quienes acudieron al Instituto Nacional Cardiovascular durante los años 2010 al 2015.

### 3.4. Operacionalización de Variables:

	VARIABLES
<b>VARIABLE PRINCIPAL</b>	<b>DOSIS DE RADIACION</b>
<b>VARIABLES SECUNDARIAS</b>	kiloVoltaje (Kv)
	mili Amper segundos (mAs)
	Número de adquisiciones



**OPERACIONALIZACION DE VARIABLES**

	VARIABLES	TIPO	ESCALA DE MEDICION	DEFINICION Conceptual	DEFINICION OPERACIONAL	PROCEDIMIENTO
<b>VARIABLE PRINCIPAL</b>	<b>DOSIS DE RADIACION</b>	<b>Cuantitativa</b>	<b>Continua</b>	<b>Dosis de Radiación según: Valores de DLP (mGy.cm):</b> Es la dosis absorbida. * No cuantifica daño biológico	<b>Dosis de Radiación según: Valores de DLP</b> Se obtiene luego de la realización del examen mediante cálculos automáticos del tomógrafo.	Revisión de Ficha tomográfica
				<b>Dosis de Radiación según Valores de Dosis Efectiva (mSv)</b> * Si cuantifica daño biológico.	<b>Dosis de Radiación según Valores de Dosis Efectiva (mSv)</b> Se obtiene luego de la obtención del DLP y la multiplicación de un factor de conversión específico para cada edad.	Multiplicar DLP por factor de conversión según edad de paciente:  0 años (DLP x 0.039) 1 – 4 años (DLP x 0.026) 5 – 9 años (DLP x 0.018) 10 – 15 años (DLP x 0.013)
<b>VARIABLES SECUNDARIAS</b>	<b>Kilo Voltaje (Kv)</b>	<b>Cuantitativa</b>	<b>Discreta</b>	Diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo del tubo de rayos x para generar el choque de electrones con el ánodo y producir rayos X.	La variación del potencial de Kv reduce la dosis de radiación	Revisión de Ficha tomográfica
	<b>mili Amper segundos (mAs)</b>	<b>Cuantitativa</b>	<b>Discreta</b>	Promedio de la cantidad de electrones que pasa a través de un tubo de rayos X	La variación de la cantidad de corriente mAs reduce la dosis de radiación	Revisión de Ficha tomográfica
	<b>Número de adquisiciones</b>	<b>Cuantitativa</b>	<b>Discreta</b>	El número de adquisiciones del examen se refiere a las fases con las que puede adquirirse ( fase arterial, venosa, tardía)	La variación del número de fases reduce la dosis de radiación	Revisión de Ficha tomográfica

### **3.5. Procedimientos y Técnicas:**

Al tratarse de un estudio retrospectivo, se emplearán las fichas resumen de dosis en tomografía de los pacientes a quienes se les realizó una tomografía de corazón y grandes vasos durante el periodo 2010-2015, para lo cual se solicitará el permiso correspondiente al Instituto Nacional del Corazón (INCOR) y área respectiva.

Luego se aplicarán a todas las fichas, los criterios de inclusión y exclusión para seleccionar a la población de estudio. Algunos datos adicionales serán registrados en una ficha de recolección de datos.

Finalmente los datos serán registrados en una base de datos mediante el programa Microsoft Excel.

### **3.6. Plan de Análisis de Datos:**

Los datos serán analizados mediante el programa estadístico SPSS versión 23.0. Se determinarán medidas de tendencia central. Se emplearán tablas de frecuencia y de contingencia. Se realizó análisis univariado, bivariado y multivariado.

## CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSION

### 4.1. Resultados:

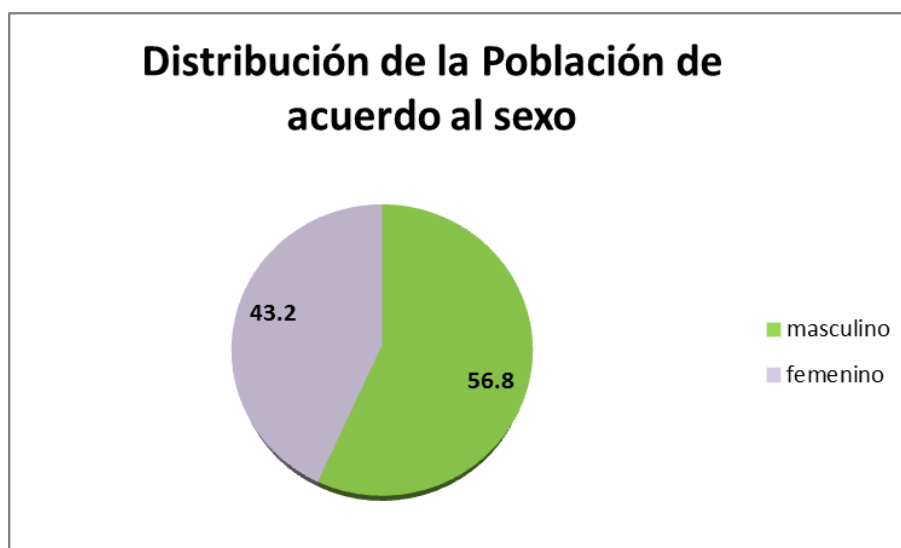
Tabla N°1. Distribución de la Población de acuerdo al sexo.

Sexo	n	%
Masculino	185	56.8
Femenino	141	43.2
<b>TOTAL</b>	<b>326</b>	<b>100</b>

Fuente: Elaboración propia.

La población estuvo constituida por 326 pacientes cuyas historias clínicas se encontraban archivadas en el servicio de tomografía del Instituto Nacional Cardiovascular INCOR, de los cuales 185 fueron del sexo masculino, representando el 56.8%; y los restantes 141 fueron del sexo femenino, representando el 43.2%. Los datos se muestran en la Tabla 1 y el gráfico 1.

Gráfico N°1.



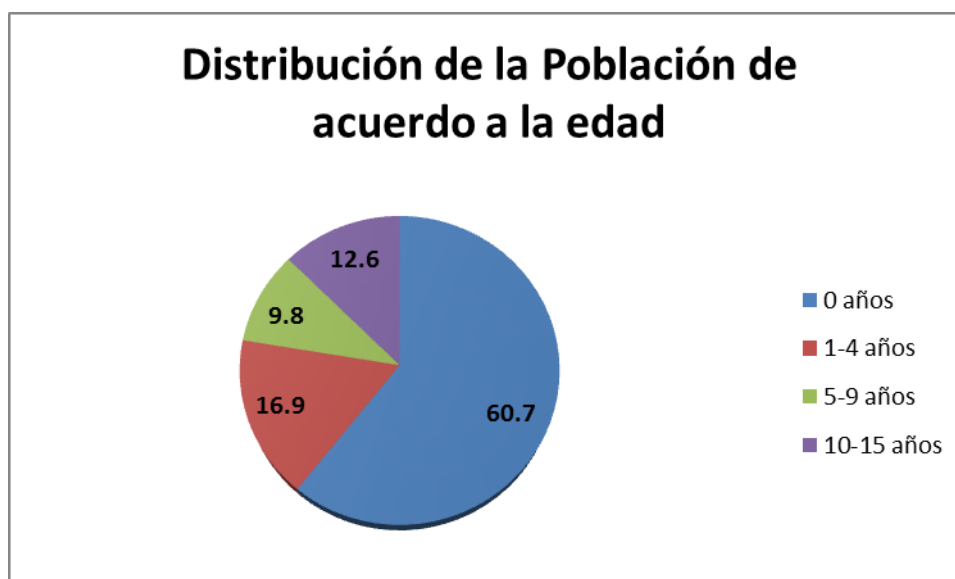
**Tabla N°2. Distribución de la Población de acuerdo a la edad.**

Edad	n	%
0 años	198	60.7
1–4 años	55	16.9
5–9 años	32	9.8
10–15 años	41	12.6
<b>TOTAL</b>	<b>326</b>	<b>100</b>

Fuente: Elaboración propia.

De los 326 pacientes; 198 pacientes tenían 0 años de edad (60.7%), 55 pacientes estaban en el rango de 1 - 4 años (16.9%), 32 pacientes estaban en el rango de 5 – 9 años (9.8%), 41 pacientes estaban en el rango de 10 – 15 años (12.6%). Los datos se muestran en la Tabla 2 y el gráfico 2.

**Gráfico N°2.**



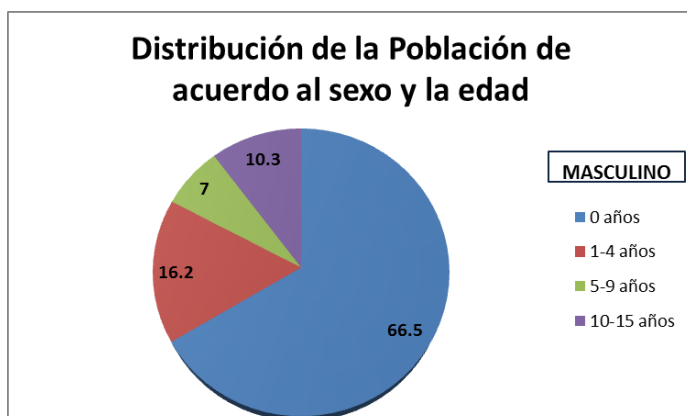
**Tabla N°3. Distribución de la Población de acuerdo al sexo y edad.**

Edad	Masculino		Femenino	
	n	%	n	%
<b>0 años</b>	123	66.5	75	53.2
<b>1–4 años</b>	30	16.2	25	17.7
<b>5 –9 años</b>	13	7.0	19	13.5
<b>10–15 años</b>	19	10.3	22	15.6
<b>TOTAL</b>	185	100	141	100

Fuente: Elaboración propia.

De los 185 pacientes del sexo masculino; 123 tenían 0 años de edad (66.5%), 30 pacientes estaban en el rango de 1 - 4 años (16.2%), 13 pacientes estaban en el rango de 5 – 9 años (7%), 19 pacientes estaban en el rango de 10 – 15 años (10.3%). Mientras que de los 141 pacientes del sexo femenino, 75 tenían 0 años de edad (53.2%), 25 pacientes estaban en el rango de 1 - 4 años (17.7%), 19 pacientes estaban en el rango de 5 – 9 años (13.5%), 22 pacientes estaban en el rango de 10 – 15 años (15.6%). Los datos se muestran en la Tabla 3 y los gráficos 3 y 4.

**Gráfico N°3.**



**Gráfico N°4.**

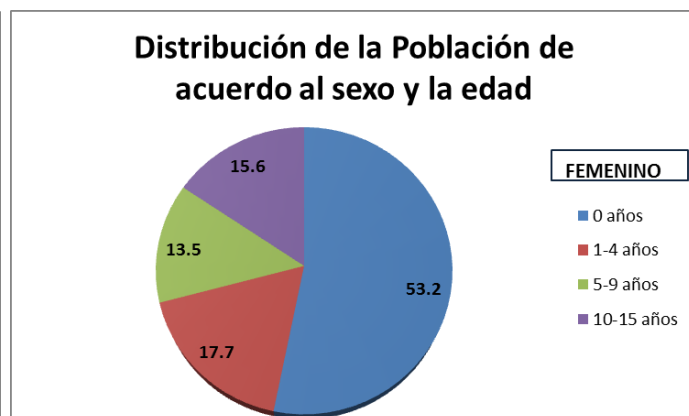


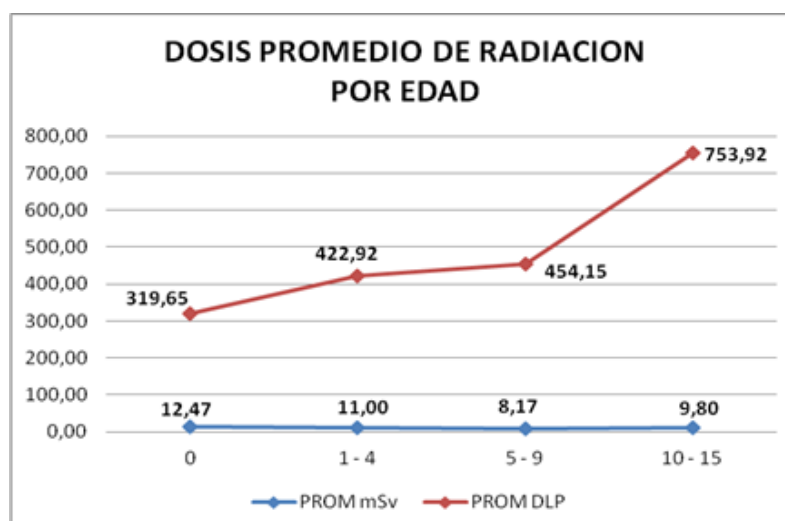
Tabla N°4.

Dosis		Relación de dosis de radiación y edad			
		Edad (años)			
		0	1 - 4	5 - 9	10 - 15
mSv	MIN mSv	0,78	0,60	0,09	4,77
	PROM mSv	12,47	11,00	8,17	9,80
	MAX mSv	106,13	41,84	18,91	20,38
DLP	MIN DLP	20,00	23,00	5,00	366,70
	PROM DLP	319,65	422,92	454,15	753,92
	MAX DLP	2721,30	1609,10	1050,80	1567,80

Fuente: Elaboración propia.

La dosis efectiva promedio para los pacientes que tenían 0 años de edad es de 12.47 mSv (nivel mínimo de dosis: 0.78mSv, nivel máximo máximo de dosis: 106.13 mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 1 - 4 es de 11.00 mSv (nivel mínimo de dosis: 0.60 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 41.84mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 5 - 9 es de 8.17 mSv (nivel mínimo de dosis: 0.09 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 18.91mSv), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 10 - 15 es de 9.8 mSv (nivel mínimo de dosis: 4.77 mSv nivel máximo máximo de dosis: 20.38mSv). Además se muestra el DLP (mGy-cm) promedio, mínimo y máximo correspondiente a cada rango de edad, e que al ser multiplicado por el factor de conversión según edad nos brinda la dosis efectiva en mSv (revisar marco teórico). Los datos se muestran en la Tabla 4 y el gráfico 5.

Gráfico N°5.



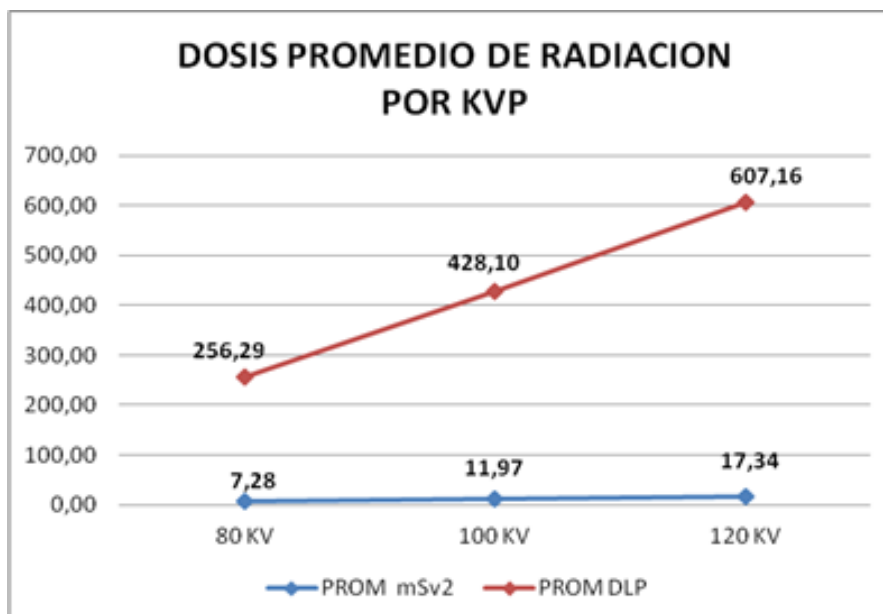
**Tabla N°5.**

Relación de dosis de radiación y kvp				
Dosis \ KVP		80 KV	100 KV	120 KV
mSv	MIN mSv	0,78	4,50	9,41
	PROM mSv	7,28	11,97	17,34
	MAX mSv	26,64	106,13	40,58
DLP	MIN DLP	20,00	115,30	258,20
	PROM DLP	256,29	428,10	607,16
	MAX DLP	1020,00	2721,30	1395,30

Fuente: Elaboración propia.

La dosis efectiva promedio para los pacientes en los que se utilizó 80 KV es de 7.28 mSv (nivel mínimo de dosis: 0.78 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 26.64 mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes en los que se utilizó 100 KV es de 11.97 mSv (nivel mínimo de dosis: 4.50 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 106.13 mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes en los que se utilizó 120 KV es de 17.34 mSv (nivel mínimo de dosis: 9.41 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 40.58 mSv). Además se muestra el DLP (mGy-cm) promedio, mínimo y máximo correspondiente a KV utilizado. Los datos se muestran en la Tabla 5 y el gráfico 6.

**Gráfico N°6.**



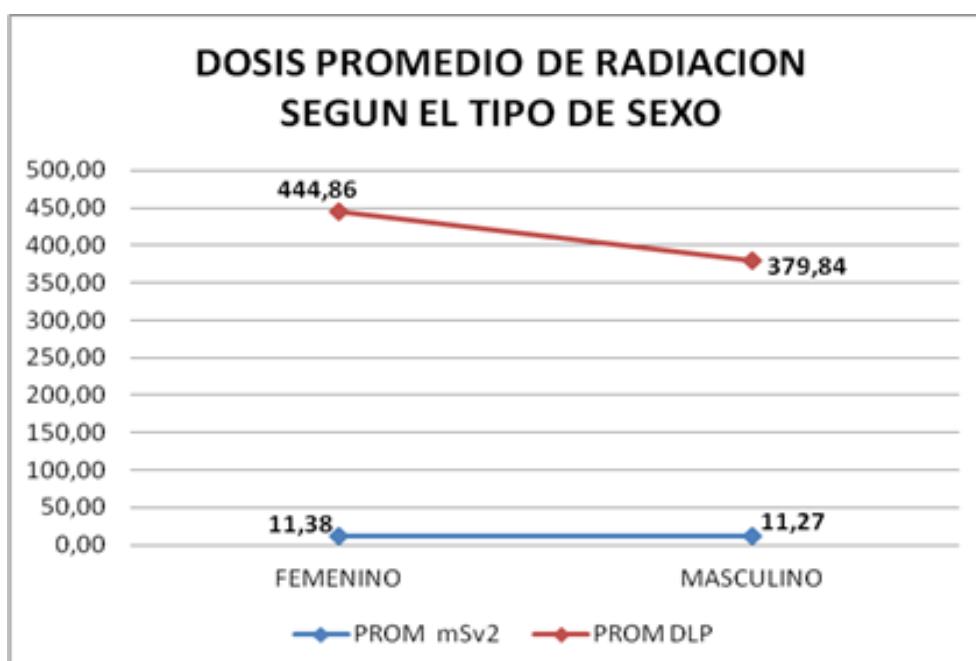
**Tabla N°6.**

Relación dosis de radiación según sexo			
DOSIS \ TIPO DE SEXO		FEMENINO	MASCULINO
mSv	MIN mSv	0,60	0,09
	PROM mSv	11,38	11,27
	MAX mSv	41,84	106,13
DLP	MIN DLP	23,00	5,00
	PROM DLP	444,86	379,84
	MAX DLP	1609,10	2721,30

Fuente: Elaboración propia

La dosis efectiva promedio para los pacientes del sexo femenino es de 11.38 mSv  $\pm$  0.04 (nivel mínimo de dosis: 0.60 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 41.84 mSv); y la dosis efectiva promedio para los pacientes del sexo masculino es de 11.27 mSv  $\pm$  0.04 (nivel mínimo de dosis: 0.09 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 106.13 mSv). Además se muestra el DLP (mGy-cm) promedio, mínimo y máximo correspondiente a cada sexo. Los datos se muestran en la Tabla 6 y el gráfico 7.

**Gráfico N°7.**





**Tabla N°7.**

<b>Relación de dosis de radiación según el tipo de mAs, fase y pitch</b>				
<b>DOSIS \ TIPO DE FASE</b>		<b>80 - 100 mAs</b>	<b>Mono fase</b>	<b>Pitch 1.5</b>
<b>mSv</b>	<b>MIN mSv</b>	0.09	0.09	0.09
	<b>PROM mSv2</b>	11.32	11.32	11.32
	<b>MAX mSv</b>	106.13	106.13	106.13
<b>DLP</b>	<b>MIN DLP</b>	5	5	5
	<b>PROM DLP</b>	408.20	408.20	408.20
	<b>MAX DLP</b>	2721.30	2721.30	2721.30

Fuente: Elaboración propia.

La dosis efectiva promedio para el mAs, fase y pitch utilizados en el 100% de los pacientes es de 11.32 mSv  $\pm$  0.04 (nivel máximo mínimo de dosis: 0.09 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 106.13 mSv). Además se muestra el DLP (mGy-cm) promedio, mínimo y máximo correspondiente. Los datos se muestran en la Tabla 7.

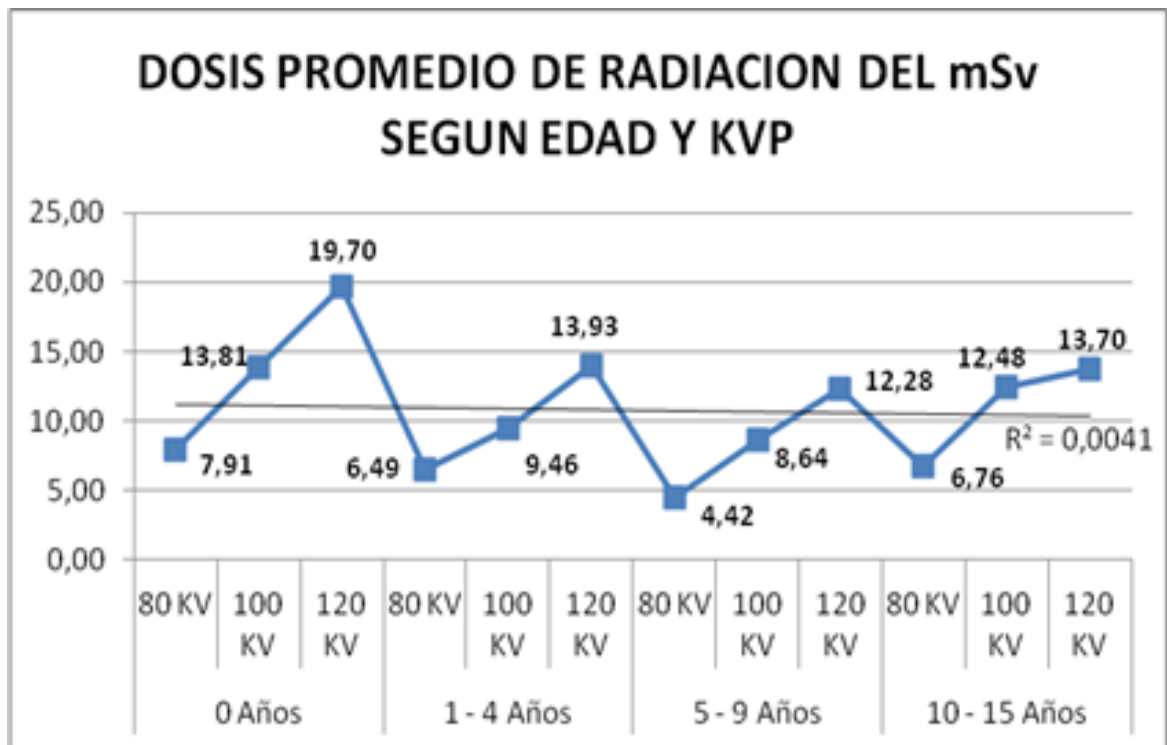
**Tabla N°8. Relación de la Dosis, edad y KV.**

DOSIS	GRUPO EDAD	0 Años			1 - 4 Años			5 - 9 Años			10 - 15 Años		
		kVp	80 KV	100 KV	120 KV	80 KV	100 KV	120 KV	80 KV	100 KV	120 KV	80 KV	100 KV
mSv	MIN mSv	0,78	4,50	10,07	2,91	7,54	12,12	2,57	7,22	9,41	4,77	8,84	9,95
	PROM mSv2	7,91	13,81	19,70	6,49	9,46	13,93	4,42	8,64	12,28	6,76	12,48	13,70
	MAX mSv	26,64	106,13	40,58	9,36	12,84	18,31	7,22	10,19	15,00	13,26	20,38	18,14
DLP	MIN DLP	20,00	115,30	258,20	111,80	290,00	466,00	142,70	401,00	523,00	366,70	679,98	765,50
	PROM DLP	202,89	354,05	505,04	249,60	363,67	535,92	245,81	479,76	682,00	520,37	959,71	1054,20
	MAX DLP	683,20	2721,30	1040,40	360,00	494,00	704,10	401,00	566,30	833,20	1020,00	1567,80	1395,30

Fuente: Elaboración propia

Las dosis efectivas promedio para los pacientes que tenían 0 años de edad y en los que se utilizó 80 KV, 100 KV, 120 KV; son de 7.91 mSv, 13.81 mSv y 19.70 mSv respectivamente (nivel mínimo de dosis: 0,78 mSv, 4,50 mSv, 10,07mSv; nivel máximo de dosis: 26,64 mSv, 106,13 mSv, 40,58 mSv). Las dosis efectivas promedio para los pacientes entre 1 – 4 años de edad y en los que se utilizó 80 KV, 100 KV, 120 KV; son de 6.49 mSv, 9.46 mSv y 13.93 mSv respectivamente (nivel mínimo de dosis: 2,91 mSv, 7,54 mSv, 12,12 mSv; nivel máximo de dosis: 9,36 mSv, 12,84 mSv, 18,31 mSv). Las dosis efectivas promedio para los pacientes entre 5 – 9 años de edad y en los que se utilizó 80 KV, 100 KV, 120 KV; son de 4.42 mSv, 8.63 mSv y 12.28 mSv respectivamente (nivel mínimo de dosis: 2,57 mSv, 7,22 mSv, 9,41 mSv; nivel máximo de dosis: 7,22 mSv, 10,19 mSv, 15,00 mSv). Las dosis efectivas promedio para los pacientes entre 10 – 15 años de edad y en los que se utilizó 80 KV, 100 KV, 120 KV; son de 6.76 mSv, 12.48 mSv y 13.70 mSv respectivamente (nivel mínimo de dosis: 4,77 mSv, 8,84 mSv, 9,95 mSv; nivel máximo de dosis: 13,26 mSv, 20,38 mSv, 18,14 mSv). Además se muestra el DLP (mGy-cm) promedio, mínimo y máximo correspondiente a cada rango de edad y KV utilizado. Los datos se muestran en la tabla 8 y el gráfico 8.

Gráfico N°8.



## 4.2. Discusiones:

- Se observa, que de la población estudiada; el 56.8% es representada por el sexo masculino y el 43.2% por el sexo femenino. A su vez, se observa que la mayor cantidad de pacientes sometidos a angio tomografía de corazón y grandes vasos son pacientes de 0 años de edad (60.7%), seguido de los pacientes que están entre 1 – 4 años de edad (16.9%), pacientes que están entre 10 -15 años de edad (12.6%) y pacientes que está, entre 5 – 9 años de edad (9.8%). Cabe resaltar que a menor edad existe mayor grado de afectación celular (radio sensibilidad), por lo que estas cifras son de vital relevancia para poder estar pendientes de las dosis de radiación a las que son expuestos los pacientes pediátricos.
- La dosis efectiva promedio para los pacientes de 0 años de edad es de 12.47 mSv, para pacientes que están entre 1 – 4 años es de 11.00 mSv, para pacientes que están entre 5 – 9 años es de 8.17 mSv, y para pacientes que están entre 10 – 15 años es de 9.80 mSv. Todos estos son superiores a los que nos refiere Vega F. et al. donde para exámenes de tórax o angiotomografías de corazón y grandes vasos se pueden obtener valores menores a 1mSv.

Cabe resaltar que para los distintos rangos de edad existe gran variación entre los niveles mínimos y máximos de dosis efectiva (mSv), como por ejemplo en pacientes de 0 años en los cuales se utilizó 80 KV, el nivel mínimo de dosis efectiva esa de 0.70 mSv, lo cual encaja dentro de lo recomendado por Vega F. et al. Por otro lado el nivel máximo de dosis efectiva es de 26.64 mSv habiendo utilizado también 80 KV.

Si seguimos revisando la tabla N<sup>o</sup> 8 nos encontraremos con resultados

similares para cada rango de edad.

- La dosis efectiva disminuye cuando menor KV se utiliza, como podemos observar en la tabla N<sup>o</sup> 8, donde al comparar valores de 80 KV, 100 KV Y 120 KV obtenemos dosis efectivas promedio de 7.28 mSv, 11.97 mSv y 17.34 mSv respectivamente; y hablando de valores mínimos tenemos 0.78 mSv, 4.50 mSv y 9.41 mSv respectivamente. Todo esto corrobora los datos brindados en la bibliografía al afirmar que el KV tiene una relación directamente proporcional. La disminución de los niveles de dosis debido a la disminución de KV no afecta a la calidad de la imagen con respecto a los protocolos iniciales implementados por los fabricantes, por lo tanto el diagnóstico se puede realizar sin ningún inconveniente.
- La variación de dosis efectiva promedio (mSv) entre el sexo femenino y masculino no es significativa, teniendo en cuenta que los valores son 11.38 mSv y 11.27 mSv respectivamente.
- Según la información recolectada, en el 100% de la población se utilizaron valores predeterminados de mAs (80 mAs – 100 mAs), pitch 1.5 y una sola fase de adquisición, por lo que la relación existente entre la dosis efectiva y estos tres factores es constante y no se puede hallar concordancias o discrepancias con la bibliografía revisada.

## CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 5.1. Conclusiones:

- Los niveles de dosis de radiación en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos, en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015 están distribuidos de la siguiente manera: La dosis efectiva promedio para los pacientes de 0 años de edad es de 12.47 mSv (nivel mínimo: 0.78mSv, nivel máximo: 106.13 mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 1 - 4 es de 11.00 mSv (nivel mínimo: 0.60 mSv, nivel máximo: 41.84), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 5 - 9 es de 8.17 mSv (nivel mínimo: 0.09 mSv, nivel máximo: 18.91), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 10 - 15 es de 9.8 mSv ( nivel mínimo: 4.77 mSv, nivel máximo: 20.38).
- La variación de los valores de KV en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015 fueron cambiando desde 120 KV, 100 KV, hasta que en la actualidad sólo se aplican 80 KV como protocolo estándar. Esta variación no generó alteración significativa en la calidad de la imagen para diagnóstico.
- No existió variación de los valores de mAs en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, durante el Periodo 2010 – 2015. Siempre se utilizaron valores predeterminados constantes (80 mAs - 100 mAs).

- No existió variación del número de adquisiciones en pacientes pediátricos, sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, durante el Periodo 2010 – 2015. Siempre se adquirió con una sola fase (examen monofásico).
- La mayor cantidad de pacientes sometidos a angiotomografía de corazón y grandes vasos son pacientes de 0 años de edad (60.7%), seguido de los pacientes que están entre 1 – 4 años de edad (16.9%), pacientes que están entre 10 -15 años de edad (12.6%) y pacientes que está, entre 5 – 9 años de edad (9.8%).
- La dosis efectiva disminuye cuando menor KV se utiliza.

## 5.2. Recomendaciones:

- Realizar un análisis profundo de los factores que vienen siendo utilizados en la actualidad para la realización de angiografías de corazón y grande vasos en pacientes pediátricos del Instituto Nacional Cardiovascular y de esta manera optimizar la dosis de radiación efectiva; pues como hemos visto los valores de dosis efectiva (mSv) son altos comparados con los valores recomendados por Vega F. et al. donde para exámenes de tórax o angio tomografías de corazón y grandes vasos se pueden obtener valores menores a 1mSv.
- Valorar cual es el tipo de reconstrucción de imágenes que realiza el tomógrafo del Instituto Nacional Cardiovascular, pues la reconstrucción de tipo iterativa permite realizar exámenes tomográficos con valores más bajos de dosis comparado con la retro proyección filtrada.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- Radiaciones ionizantes: efectos en la salud y medidas de protección. Nota descriptiva N°371. Noviembre de 2012.
- 2- Arch M. Pediatric body MDCT: a 5-year follow-up survey of scanning parameters used by pediatric radiologists. AJR 2008; 191:611 –617 [Abstract] [Medline].
- 3- Hall E. Radiobiology for the Radiologist. The Physics and Chemistry of Radiation Absorption. Philadelphia, 1994, 8-10.
- 4- Lopez B. et al. Dosimetría Biológica: principios y utilidad. 2001, 186 -189.
- 5- Beyzadeoglu M. et al. Basic Radiation Oncology. Springer, 2010, 71.
- 6- De la Peña L. Historia de la Radiobiología. Encuentros en la Biología, 2001.
- 7- International Comisión on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Comisión on radiological Protection. Vol.21. Nº.1-3 of Annals of the ICPR. Oxford, England: Pergamon Press, 1991. (ICRP publication nº. 60).
- 8- Bayo N. Reacción celular ante la radiación. Radiobiología. 2001;1(1):9-11.
- 9- Radiobiología. Josep Alfred Piera i Pelliçer - Buscar con Google [Internet]. [citado 3 de diciembre de 2015]. Recuperado a partir de: <https://www.google.com.pe/search?hl=es&q=Radiobiolog%C3%ADa.+Josep+Alfred+Piera+i+Pelli%C3%A7er>.
- 10- International Commission on Radiological Protection. The 1990

- recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP. 1991;21:1–3. (ICRP Publication No. 60).
- 11- Taylor L. Radiation protection standards. London: CRC Press; 1971.
- 12- Skvarka J. Normas y estándares aplicables a los campos electromagnéticos de radiofrecuencias en América Latina: guía para los límites de exposición y los protocolos de medición. Rev Panam Salud Publica. 2006;20(2/3):205–12.
- 13- International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and units in radiation protection dosimetry. Oxford: ICRU; 1993. (ICRU Report No. 51).
- 14- Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas. Informe 2000. Viena: UNSCEAR; 2000.
- 15- Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas. Informe sobre efectos hereditarios. Viena: UNSCEAR; 2001.
- 16- Bosch E. Sir Godfrey Newbold Hounsfield y la tomografía computada, su contribución a la medicina moderna. *Revista Chilena de Radiología*, 10, 183-185, 2004.
- 17- Hounsfield G. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *British Journal of Radiology*, 1016-1022, 1973.
- 18- Cormack A. Representation of a function by its line integrals, with some

- radiological applications. *Journal of Applied Physics*, 34, 2722-2727, 1963.
- 19- Hounsfield G.N. Computed medical imaging. *Science*, 210, 22-28, 1980.
- 20- Beckman E. CT scanning the early days. *The British Journal of Radiology*, 5-8, 2006.
- 21- Kalender W. CT: the unexpected evolution of an imaging modality. *European Radiology Supplements*, 15, 21-24, 2005.
- 22- Kalender W. X-ray computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 29-43, 2006.
- 23- Goldman L. Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear Medicine and Technology*, 115-128, 2007.
- 24- Boyd D. et al. proposed dynamic cardiac 3D densitometer for early detection and evaluation of heart disease. *IEEE Trans Nucl Sci*, 26, 2724-2727, 1979.
- 25- Ritman E. et al.. Three-dimensional imaging of heart, lungs, and circulation. *Science* %R 10.1126/science.7423187, 210, 273-280, 1980.
- 26- Kalender W. et al. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*, 176, 181-3, 1990.
- 27- Goldman L. Principles of CT: multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine and Technology*, 57-68, 2008.

- 28- McCollough C. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: X-ray production. *RadioGraphics*, 967-984, 1997.
- 29- Lehmann L. et al. Generalized image combinations in dual kVp digital radiography. *Medical Physics*, 659-667, 1981.
- 30- [15] Bushberg J. The essential physics of medical imaging. Second Edition ed: Lippincot Williams & Wilkins, 2002.
- 31- Zou Y. Partial volume and aliasing artefacts in helical cone-beam CT. *Phys Med Biol*, 49, 2365-75, 2004.
- 32- Shepp L. The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 21, 21-43, 1974.
- 33- International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office: Geneva, Switzerland, 2002.
- 34- Bauhs J. et al.. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics*, 28, 245-53, 2008.
- 35- Boone J. The trouble with CTD100. *Medical Physics*, 34, 1364-71, 2007.
- 36- AAPM Report. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Task Group 23: CT Dosimetry Diagnostic Imaging Council CT Committee. Consultado el 5 de agosto 2008 en:

[http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_96.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf), 2008.

- 37- Alliance for radiation safety in pediatric imaging. The image gently campaign. Consultado el 31 de Julio de 2008 en: <http://www.pedrad.org/associations/5364/ig/>, 2015.
- 38- Preston D. et al.. Effect of recent changes in atomic bomb survivor dosimetry on cancer mortality risk estimates. *Radiat Res*, 162, 377-89, 2004.
- 39- Berrington. et al. years of observation on British radiologists: mortality from cancer and other causes 1897-1997. *The British Journal of Radiology*, 74, 507-19, 2001.
- 40- Cameron J. Longevity Is the Most Appropriate Measure of Health Effects of Radiation. *Radiology*, 229, 14-15, 2003.
- 41- Brenner D. CT: an increasing source of radiation exposure. *N. Engl. J. Med.*, 357, 2277-2284, 2007.
- 42- Einstein A. et al. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA*, 298, 317-23, 2007.
- 43- Prokop M. Cancer screening with CT: dose controversy. *European Radiology*, 15, 4, D55-61, 2005.
- 44- Giles J. Study warns of 'avoidable' risks of CT scans. *Nature*, 431, 391, 2004.

- 45- Fuchs T. Direct comparison of a xenon and a solid-state CT detector system: measurements under working conditions. *IEEE Trans Med Imaging*, 19, 941-8, 2000.
- 46- Shikhaliev P. Molloy S. Photon counting computed tomography: concept and initial results. *Medical Physics*, 32, 427-36, 2005.
- 47- Speidel M. et al. ECG-gated HYPR reconstruction for undersampled CT myocardial perfusion imaging. *Proceedings of SPIE*, 2007.
- 48- Candes E. et al. Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. *IEEE Transactions on Information Theory*, 52, 489-509, 2006.
- 49- Donoho D.L. Compressed Sensing. *IEEE Transactions on Information Theory*, 52, 2006.
- 50- McCollough C. et al. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics*, 26, 503-12, 2006.
- 51- Flohr T. et al.. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *European Radiology*, 16, 256-68, 2006.
- 52- Bruder H. et al. Correction of cross-scatter in next generation dual source CT (DSCT) scanners. *Progress in Biomedical Optics and Imaging-Proceedings of SPIE 6913*, art. 69131W, 2008.
- 53- Mettler F. et al. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000;

- 20:353–359 [CrossRef] [Medline].
- 54- Brenner D. et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR 2001; 176:289 –296 [Abstract] [Medline].
- 55- Shrimpton P. et al. National survey of doses from CT in the UK: 2003. Br J Radiol 2006; 79:968 –980 [CrossRef] [Medline].
- 56- Kubo T. et al. Radiation dose reduction in chest CT: a review. AJR 2008; 190:335–343 [Abstract] [Medline].
- 57- Frush D. et al. Computer-simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients. AJR 2002; 179:1107 –1113 [Abstract] [Medline].
- 58- Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S, Müller NL. CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. AJR 1995; 164:603–607 [Abstract] [Medline].
- 59- Vergara M, Castro M, Matas J, Arias M, Martínez G, Rosales J. Reducción de dosis al paciente en TC: Un estudio de resultados en la práctica clínica. Revista chilena de radiología. 2003;9(1):29-32.
- 60- Mondaca R. Por qué reducir las dosis de radiación en pediatría. Revista chilena de radiología. 2006;12(1):28-32.
- 61- Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and

brain tumours: a retrospective cohort study. The Lancet. 2012;380(9840):499-505.

62- Johnson JN, Hornik C, Li JS, Benjamin DK, Yoshizumi T, Reiman RE, et al. Cumulative radiation exposure and cancer risk estimation in children with heart disease. Circulation. 2014;CIRCULATIONAHA - 113.

**63-** Ultra baja dosis en tc de pediatria - Buscar con Google [Internet]. [citado 14 de junio de 2016]. Recuperado a partir de: [https://www.google.com/search?sclient=psy-ab&client=firefox-b&biw=1440&bih=773&noj=1&q=ultra+baja+dosis+en+tc+de+pediatria&oq=ultra+baja+dosis+en+tc+de+pediatria&gs\\_l=serp.3..33i21.21510.36658.1.36899.57.34.0.0.0.461.3697.0j10j5j2j1.18.0....0...1c.1.64.serp..41.9.2155...0j0i3j0i67j0i10j0i22i30j0i22i10i30.d9GEpEmLIZk&gfe\\_rd=cr&ei=DDhgV4PKO6iw8weq\\_o34CQ](https://www.google.com/search?sclient=psy-ab&client=firefox-b&biw=1440&bih=773&noj=1&q=ultra+baja+dosis+en+tc+de+pediatria&oq=ultra+baja+dosis+en+tc+de+pediatria&gs_l=serp.3..33i21.21510.36658.1.36899.57.34.0.0.0.461.3697.0j10j5j2j1.18.0....0...1c.1.64.serp..41.9.2155...0j0i3j0i67j0i10j0i22i30j0i22i10i30.d9GEpEmLIZk&gfe_rd=cr&ei=DDhgV4PKO6iw8weq_o34CQ)



## ANEXOS

### “DOSIS DE RADIACIÓN EN PACIENTES PEDIÁTRICOS SOMETIDOS A ANGIOTOMOGRAFIA DE CORAZON Y GRANDES VASOS EN EL INSTITUTO NACIONAL CARDIOVASCULAR, PERIODO 2010 - 2015”

#### FICHA DE RECOLECCION DE DATOS

<b>CASO N°</b>													
<b>FECHA DEL ESTUDIO:</b>													
	DIA	MES	AÑO										
<b>SEXO</b>	M	F											
<b>EDAD</b>													
<b>CARDIOPATIA CONGENITA</b>	SI	NO											
<b>FACTORES DE ADQUISICION</b>													
Tipo de adquisición:	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Monofasica</td></tr> <tr><td>Bifásica</td></tr> <tr><td>Trifasica</td></tr> </table>	Monofasica	Bifásica	Trifasica	<b>DLP</b>								
Monofasica													
Bifásica													
Trifasica													
<b>PITCH</b>	0.5	1	1.5										
<b>TIEMPO DE ROTACION DEL TUBO:</b>													
	0.5 seg.	1 seg.	1.5 seg										
Kilo voltaje	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>80Kv</td></tr> <tr><td>100Kv</td></tr> <tr><td>120Kv</td></tr> <tr><td>140Kv</td></tr> </table>	80Kv	100Kv	120Kv	140Kv	mili Amper segundos	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>80 - 100 mAs</td></tr> <tr><td>101 - 120 mAs</td></tr> <tr><td>121 - 140 mAs</td></tr> <tr><td>141 - 160 mAs</td></tr> <tr><td>161 - 180 mAs</td></tr> <tr><td>181 - 200 mAs</td></tr> </table>	80 - 100 mAs	101 - 120 mAs	121 - 140 mAs	141 - 160 mAs	161 - 180 mAs	181 - 200 mAs
80Kv													
100Kv													
120Kv													
140Kv													
80 - 100 mAs													
101 - 120 mAs													
121 - 140 mAs													
141 - 160 mAs													
161 - 180 mAs													
181 - 200 mAs													
<b>HALLAZGOS:</b>													

### MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	VARIABLES DE ESTUDIO	DIMENSIONES E INDICADORES	INSTRUMENTO DE MEDICIÓN	METODOLOGÍA
<p><b>Problema General:</b> ¿Cuánto son los niveles de dosis de radiación en pacientes pediátricos, sometidos a angiogramografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015?</p>	<p><b>Objetivo General:</b> Determinar los niveles de dosis de radiación en pacientes pediátricos, sometidos a angiogramografía de corazón y grandes vasos, en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015.</p>	<p><b>Variable Principal:</b>  Dosis de radiación</p>	<p style="text-align: center;"><b>DOSIS EFECTIVA OPTIMA</b>  (E=mSv)</p>	<p style="text-align: center;">Ficha de Recolección de Datos</p>	<p><b>Diseño de Estudio:</b> Estudio retrospectivo, descriptivo de tipo transversal.</p> <p><b>Población:</b> Todos los pacientes menores o iguales a 15 años, con cardiopatía congénita, que se realizaron una angiogramografía de corazón y grandes vasos en el Servicio de Ayuda al Diagnóstico y Tratamiento del Instituto Nacional Cardiovascular en Lima, Perú; durante el periodo 2010-2015.</p>
<p><b>Problemas Específicos:</b> ¿Cuáles son los valores de Kv utilizados en pacientes pediátricos, sometidos a angiogramografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015?</p>	<p><b>Objetivos Específicos:</b> Determinar la variación de los valores de Kv en pacientes pediátricos, sometidos a angiogramografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015.</p>	<p><b>Variables Secundarias:</b>  kiloVoltaje (Kv)</p>	<p style="text-align: center;">- 80 kv - 100 Kv - 120 Kv - 140 kv</p>	<p style="text-align: center;">Ficha de Recolección de Datos</p>	<p><b>Muestra:</b> No se calcula el tamaño muestral, ya que se pretende estudiar a todos los pacientes menores o iguales a 15 años, con cardiopatía congénita, quienes acudieron al Instituto Nacional Cardiovascular durante los años 2010 al 2015.</p>
<p>¿Cuáles son los valores de mAs utilizados en pacientes pediátricos, sometidos a angiogramografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015?</p>	<p>•Determinar la variación de los valores de mAs en pacientes pediátricos, sometidos a angiogramografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015.</p>	<p><b>mili Amper segundos (mAs)</b></p>	<p style="text-align: center;">80–100 mAs 100–120 mAs 121 – 140 mAs 141 – 160 mAs 161 – 180 mAs 181 - 200 mAs</p>	<p style="text-align: center;">Ficha de Recolección de Datos</p>	
<p>¿Cuál es el número de adquisiciones en pacientes pediátricos, sometidos a angiogramografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015?</p>	<p>•Determinar la variación del número de adquisiciones en pacientes pediátricos, sometidos a angiogramografía de corazón y grandes vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015.</p>	<p><b>Número de adquisiciones</b></p>	<p style="text-align: center;">- 1 FASE - 2 FASES - 3 FASES</p>	<p style="text-align: center;">Ficha de Recolección de Datos</p>	