

**UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE TECNOLOGIA MÉDICA
LICENCIATURA EN RADIOLOGIA E IMÁGENES.**



INFORME FINAL:

ESTIMACIÓN DE DOSIS ABSORBIDA PROMEDIO, QUE RECIBEN LOS PACIENTES PEDIÁTRICOS CON PROCEDIMIENTOS DE ANGIO-TOMOGRÁFIA TORÁCICA; EN EL HOSPITAL NACIONAL DE NIÑOS “BENJAMIN BLOOM” EN EL PERIODO COMPRENDIDO DE FEBRERO A SEPTIEMBRE DEL 2017.

PRESENTADO POR:

HERNÁNDEZ ZALDAÑA, KARINA LISSETH HZ11005
VENTURA MOLINA, IVONNE PATRICIA VM12048
VILORIO VILLALOBOS, YENNY BEATRIZ VV11047

ASESORA METODOLÓGICA.

LICDA. TERESA DE LOS ANGELES REYES PAREDES

ASESORA TÉCNICA.

LICDA. ANGÉLICA MARÍA REYES LÚE

CIUDAD UNIVERSITARIA, DICIEMBRE DE 2017.

AUTORIDADES DE LA UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR:

Lic. Roger Armando Arias

Rector

Dr. Manuel de Jesús Joya

Vicerrector Académico

Ing. Nelson Bernabé Granados

Vicerrector Administrativo

Dra. Maritza Mercedes Bonilla Dimas

Decana de la Facultad de Medicina

Licda. Lastenia Dálide Ramos De Linares

Directora de la Escuela de Tecnología Médica

Lic. Roberto Enrique Fong Hernández

Director de la Carrera de Licenciatura en Radiología e Imágenes

PROCESO DE GRADO APROBADO POR:

Docente Asesora

Licda. Teresa de los Ángeles Reyes Paredes.

Tribunal Calificador

Licda. Angélica María Reyes Lúe

Licda. Claudia Evelyn Sütter.

ÍNDICE.

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO I.	7
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	7
1.1 ANTECEDENTES.....	7
1.3 ENUNCIADO DEL PROBLEMA.	10
1.5 JUSTIFICACIÓN.	12
1.6 VIABILIDAD.	13
CAPÍTULO II.	14
MARCO TEÓRICO.	14
2.1 INTERACCIÓN DE LOS FOTONES CON LA MATERIA.....	14
2.1.1 Absorción por aniquilación o efecto fotoeléctrico.	15
2.1.2 Absorción por difusión o efecto Compton.	17
2.1.3 Absorción por formación de pares.	18
2.2 EFECTOS BIOLÓGICOS CAUSADOS POR LA RADIACIÓN IONIZANTE.	19
2.2.1 Efectos de la radiación en las células.	20
2.2.2 Clasificación de los efectos biológicos.....	23
2.3 DOSIS DE RADIACIÓN.	25
2.4 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA.	28
2.5 UNIDADES HOUNSFIELD.	29
2.6 ÍNDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA EN VOLUMEN.....	32
2.6.1 Producto dosis-longitud.....	33
2.6.2 Dosis efectiva.	34
2.7 NIVELES DE REFERENCIA.	35
2.8 ANGIO-TOMOGRAFÍA TORÁCICA.	36
2.9 INDICACIONES PARA UNA ANGIO TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN PACIENTES PEDIÁTRICOS.	37
2.9.1 Manejo del paciente.....	38
2.9.2 Sedación.	39

2.9.3 Administración de contraste endovenoso.....	39
2.10 EVALUACIÓN DE LA PATOLOGÍA VASCULAR EN UNA ANGIO- TOMOGRAFIA.....	40
CAPÍTULO III.....	41
3.1 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.....	41
CAPÍTULO IV.....	45
DISEÑO METODOLÓGICO.....	45
4.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	45
4.2 ÁREA DE ESTUDIO.....	45
4.3 POBLACIÓN Y MUESTRA.....	45
4.4 MÉTODOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	45
4.5 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	45
4.6 INSTRUMENTOS.....	45
4.7 PROCEDIMIENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS.....	46
4.8 PLAN DE TABULACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS.....	46
CAPÍTULO V.....	47
PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	47
CAPÍTULO VI.....	58
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	58
BIBLIOGRAFIA.....	62
ANEXOS.....	64

INTRODUCCIÓN.

Las radiaciones ionizantes son una de las aplicaciones más utilizadas para el diagnóstico médico de diferentes patologías, sin embargo las mismas son capaces de producir daño a las diferentes células del cuerpo humano, si estas no son aplicadas bajo los lineamientos de Protección Radiológica establecidos.

En la práctica pediátrica el uso de los Rayos X, es de especial interés e importancia en referencia a las dosis absorbidas que recibe dicha población, ya que los pacientes pediátricos son más radiosensibles debido a su alta capacidad mitótica y sensibilidad específica de algunos órganos; y está relacionado al potencial de vida y el riesgo de estudios radiológicos a futuro.

El presente documento trata sobre la estimación de dosis absorbida promedio, que reciben los pacientes pediátricos con procedimientos de Angio-Tomografía Torácica; en el Hospital Nacional de Niños “Benjamin Bloom”.

Para una mejor comprensión de la investigación, el documento está estructurado en VI capítulos distribuidos de la siguiente manera:

Capítulo I: Describe el problema, como este ha afectado a la población, lo que se pretende lograr; las razones, motivaciones e importancia de realizar dicha investigación.

Capítulo II: Contiene la base teórica que describe el problema desde un punto de vista más amplio, comprende la problemática general considerando los aspectos que infieren, explican e interpretan el problema.

Capítulo III: Se detalla la operacionalización de las variables de cada objetivos de la investigación, las cuales permiten explorar los diferentes indicadores.

Capítulo IV: Trata sobre la metodología utilizada para ejecutar la investigación.

Capítulo V: Muestra los datos recolectados presentados en tablas y graficas con su debido análisis e interpretación.

Capítulo VI: Contiene las conclusiones y recomendaciones dadas a partir de los resultados.

CAPÍTULO I.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

1.1 ANTECEDENTES.

El Hospital Nacional de Niños “Benjamín Bloom”, fue donado el 6 de Noviembre de 1928 por el banquero Estadounidense Nacionalizado Salvadoreño Benjamín Bloom, el cual fue construido para dar asistencia a ancianos, maternidad y a la niñez sin distinción de raza, nacionalidad y religión.

En el año de 1957 se iniciaron pláticas para la construcción de un nuevo hospital, debido a la creciente demanda de consultas médicas.

En el año de 1963 se dio inicio a la construcción del nuevo hospital, finalizando en el año de 1967. La obra consistió en un edificio de 10 pisos. Su inauguración fue el 21 de diciembre de 1970.

En 1986 ocurrió un fuerte terremoto, en el cual el Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom sufrió serios daños y hubo la necesidad de evacuar las instalaciones. Las tiendas de campaña fueron colocadas en lo que fue la cancha de futbol del TERCIFRAMEN, a unos pocos metros del mismo hospital.

En 1987 el gobierno de Alemania tomo como responsabilidad el reconstruir nuevamente el hospital; con la donación de 7 casas prefabricadas, con medicina, materiales y equipo médico de urgencias. Y el 10 de octubre de 1989, comenzó la construcción de nuevo hospital en un terreno adquirido al final de la 25 Avenida Norte frente a la Universidad de El Salvador y fue inaugurado el 10 de mayo de 1993.

Desde la fundación del hospital, siempre existió el Departamento de Radiología, el cual después del terremoto del año 1986, funcionó con un equipo de rayos x móvil para la toma de radiografías convencionales. A su traslado a la torre en 1994 este fue modernizado con equipo de Radiodiagnóstico, el cual era un seriografo conocido como “puck”, que funcionaba como un cambiador de películas, y contaba con su propio programador e inyector. Posteriormente se adquiere la Fluroscopía, Tomografía Computarizada y

Resonancia Magnética permitiendo la innovación de los estudios vasculares. Los estudios de Angio-Tomografía Torácica se pudieron realizar a partir de esa fecha.

En el año 2011 se adquiere un equipo moderno de Tomografía que realiza 16 cortes¹, con el cual fue posible dar mayor calidad de imagen a las angiografías torácicas y minimizar el tiempo de adquisición. La base tecnológica de la Tomografía Computarizada es su capacidad de reconstruir un objeto en 3D a partir de vistas en 2D, lo que implica un aumento de la dosis de radiación puesto que se necesita mayor número de rayos x para la formación de las imágenes y calidad de las mismas.

¹Manual de Organización y Funciones Específico del Departamento de Imágenes Médicas del Hospital Nacional de Niños “Benjamín Bloom” 1ª. Edición. 2014.

1.2 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA.

Las enfermedades cardíacas continúan siendo la causa principal de morbilidad y mortalidad en los países desarrollados y en vías de desarrollo. La Angio-Tomografía Torácica se utiliza para el diagnóstico y cuantificación directa de la estenosis de los grandes vasos mediastínicos y coronarios, la identificación de anomalías en los vasos cardiacos y la evaluación de bypass, entre otras patologías.

En la práctica pediátrica la introducción de la TC ha llevado a un incremento en el número de exámenes por este método.

Aun cuando la TC representa un 10% de los estudios radiológicos, aporta aproximadamente un 65% de las dosis de radiación. Para una población global el riesgo de cáncer se incrementa en un 10% cuando se recibe una dosis única de 1 Sv (1000 mSv). Si se limita al adulto de edad media el riesgo llega al 1%. Al contrario, cuando se acorta a edades inferiores a los 10 años asciende al 15%.²

La dosis de radiación relacionada a un evento específico de un procedimiento diagnóstico presenta un mayor riesgo en pacientes pediátricos que en los adultos, debido a su radiosensibilidad. La cual incrementa por debajo de los 10 años y progresa conforme se acerca al período neonatal, y se ve asociado al potencial de vida y la probabilidad de estudios radiológicos futuros. A ello se suma la alta capacidad mitótica y sensibilidad especialmente de algunos órganos como tiroides, mama, gónadas y medula ósea. La frecuencia se duplica en el sexo femenino por la presencia del cáncer de mama y factores hormonales no bien aclarados.

Por tanto, esto indica que el TC a pesar de sus múltiples beneficios, no se encuentra inocuo de riesgo. Dado que se desconoce su aporte en las patologías radioinducidas de largo plazo, en el contexto de la protección radiológica de los pacientes pediátricos se acepta que dichas dosis deben limitarse, para ello se requiere un conocimiento general de los parámetros de medición, así como de los métodos de reducción y de control de la radiación.

La Dosis de Radiación durante una exploración de TC es una magnitud física que se utiliza para expresar, en cifras y en unidades específicas la cantidad de energía que se deposita en los tejidos de una persona cuando se le somete a una exploración.

²Revista Chilena de Radiología. Vol. 12 N° 1, año 2006; 28-32.

La dosis absorbida en volumen es una medida en mGy, y es utilizada como indicador de dosis para un protocolo específico. Este involucra tanto el número y espesor de cada corte, y el pitch. Este indicador es calculado automáticamente por el Software de manejo del equipo con el que se ha realizado el examen correspondiente y aparece en la pantalla del monitor, con este dato se puede estimar la dosis absorbida por región anatómica explorada. Es común que el público en general no conozca los efectos de las radiaciones ionizantes, ni las dosis de la misma a la que se someten los pacientes pediátricos durante los estudios de Angio-Tomografía Torácica, ni sus riesgos potenciales entre ellos la posibilidad de padecer patologías radioinducidas a futuro.

1.3 ENUNCIADO DEL PROBLEMA.

En el Hospital Nacional de Niños “Benjamín Bloom”, se realizan un promedio mensual de 10 Angiografías Torácicas a pacientes pediátricos con diferentes características y variantes por lo tanto el grupo investigador se plantea la siguiente interrogante:

¿Cuál es la estimación de Dosis Absorbida Promedio que reciben los pacientes pediátricos con procedimientos de Angio-Tomografía Torácica; en el Hospital Nacional de Niños “Benjamín Bloom” en el periodo comprendido de Febrero a Septiembre del 2017?

1.4 OBJETIVOS.

General:

- ✓ Estimar la dosis absorbida promedio, que reciben los pacientes pediátricos con procedimientos de Angio-Tomografía Torácica; en el Hospital Nacional de Niños “Benjamín Bloom” en el periodo comprendido de Febrero a Septiembre del 2017.

Específicos:

- ✓ Describir el protocolo clínico y radiológico a seguir para la realización de una Angio-Tomografía Torácica en pacientes pediátricos.
- ✓ Obtener los valores de Unidades Hounsfield a partir de la última calibración realizada al tomógrafo del Hospital Nacional de niños “Benjamín Bloom” para verificar su correcta calibración.
- ✓ Verificar la dosis absorbida promedio que reciben los pacientes sometidos a procedimientos de Angio-Tomografía Torácica en base a la longitud de exploración.
- ✓ Comparar valores de dosis absorbida promedio obtenidos mediante la medición realizada, con los niveles orientativos de dosis establecidos por documentos técnicos recomendados a nivel internacional.

1.5 JUSTIFICACIÓN.

Las radiaciones son sin duda alguna, una de las aplicaciones más empleadas en procesos médicos y a través de métodos diagnósticos-terapéuticos contribuyen a mejorar de manera eficaz la calidad de vida de pacientes con diferentes patologías.

Los rayos x son capaces de producir daño orgánico al interactuar con los átomos de la materia viva, provocando en ellos principalmente el fenómeno de ionización dando lugar a cambios importantes en células, tejidos y órganos en el individuo en su totalidad o descendencia. El tipo y la magnitud del efecto que se produzca dependen de la clase de radiación, de su energía, de la dosis absorbida (energía depositada) y del tiempo de exposición.

La dosis de radiación relacionada a un evento específico de un procedimiento diagnóstico presenta un mayor riesgo en pacientes pediátricos que en los adultos, debido a su radiosensibilidad, la cual incrementa por debajo de los 10 años y progresa conforme se acerca al período neonatal; y se ve asociado al potencial de vida y la probabilidad de estudios radiológicos futuros. A ello se suma la alta capacidad mitótica y sensibilidad especialmente de algunos órganos como tiroides, mama, gónadas y medula ósea. La frecuencia se duplica en el sexo femenino por la presencia del cáncer de mama y factores hormonales no bien aclarados.

El objetivo de la presente investigación fue realizar una estimación de la dosis absorbida promedio en pacientes pediátricos sometidos a estudios de Angio-Tomografía Torácica, con el fin de fomentar la buena práctica con el uso de los rayos x, ya que a pesar del beneficio diagnóstico que supone la realización de estos estudios, la dosis de radiación recibida es una preocupación en la comunidad profesional y científica, por lo que es necesario disminuirla tanto como sea razonablemente posible, establecer niveles orientativos de dichas dosis y valorar el riesgo radiológico en los pacientes de la institución sujeta a estudio.

Las organizaciones internacionales como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), han establecido como un requisito fundamental en las aplicaciones médicas relacionadas con prácticas radiológicas, la optimización de la protección radiológica de los pacientes.

Estos niveles de dosis no solo serán una herramienta utilizada para los procesos de optimización en la exposición de los pacientes, sino que además pueden ser referencia para otras instituciones de salud, con el fin de comparar la cantidad de radiación que reciben sus pacientes con otras entidades en las cuales se han realizado previamente este tipo de estudios, permitiéndoles así, una mejor optimización en lo que tiene que ver con las técnicas en radiodiagnóstico, buscar las causas y aplicar las medidas de corrección si se encontrasen por encima o muy por debajo de los valores establecidos.

Así mismo es de gran beneficio para la carrera de Radiología e Imágenes ya que a través de este estudio podrán fortalecer el proceso de enseñanza aprendizaje. También permite identificar fortalezas y/o deficiencias en los conocimientos que se tiene en lo referente a las medidas de protección radiológica que contribuyen a disminuir las dosis de radiación.

1.6 VIABILIDAD.

El proyecto de investigación conto con un grupo investigador que aseguro el alcance de sus objetivos tanto general como específico, ya que se tenía los recursos necesarios para llevar a cabo dicha investigación. Los datos recopilados estuvieron enmarcados dentro de los parámetros necesarios para poder ejecutar la propuesta de investigación, y la población a investigar fue accesible.

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.

2.1 INTERACCIÓN DE LOS FOTONES CON LA MATERIA.

Los fotones son corpúsculos que suponen un transporte de energía radiante, los mismos pueden excitar o ionizar a los átomos. De tal manera que parte de la energía de los fotones incidentes se transmite en energía cinética a los electrones del material.

Supongamos un haz de fotones monoenergéticos (con una misma energía) incide sobre un material con un espesor determinado y luego medimos la cantidad de fotones que, atravesando el material y que llegan al detector. Puede suceder lo siguiente:

- Los fotones continúen su camino, atraviesen el material y lleguen al detector sin sufrir ninguna interacción.
- Los fotones interaccionen con el medio, cedan toda su energía al material y no se produzca la llegada de fotones al detector.
- En la interacción, los fotones cedan sólo parte de su energía y, tras el choque, varíen su dirección. En este caso, en el detector se observa una disminución en el número de fotones medidos. A este fenómeno lo denominamos atenuación (figura 1).

La atenuación se produce como resultado de los procesos de absorción y dispersión de los fotones.

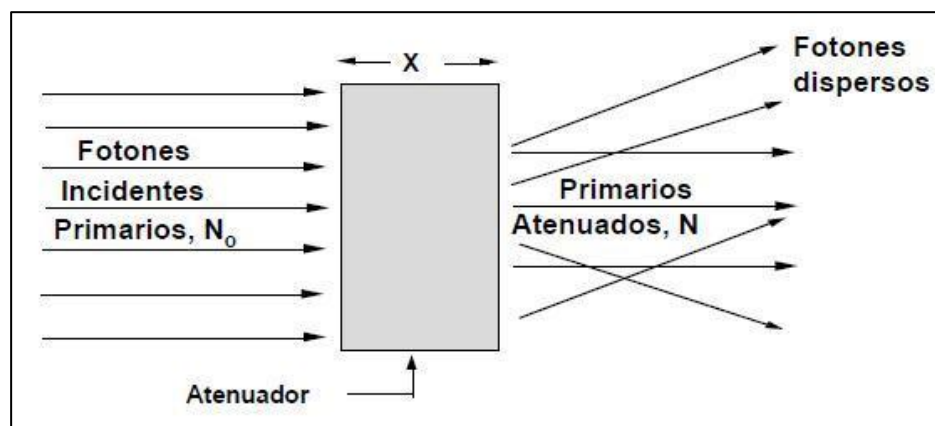


Figura 1. Interacción de los fotones con la materia.

Los procesos de interacción de los fotones con la materia dependen:

- De la energía de la radiación incidente.
- Del tipo de material sobre el que incide la radiación.

Los fotones son radiaciones indirectamente ionizantes, ya que en su interacción con la materia provocan ionizaciones solamente los fotones absorbidos que ceden su energía al medio. Otros fotones, al interactuar con el medio, son desviados de su trayectoria pero no ceden energía en esta interacción, sino que sólo se dispersan.

Los principales procesos en los que el fotón cede su energía al interactuar con la materia son:

2.1.1 Absorción por aniquilación o efecto fotoeléctrico.

El fotón incidente puede colisionar con algunos de los electrones de las capas más internas del átomo, las más próximas al núcleo, cediéndole toda su energía y provocando la expulsión de dicho electrón (figura 2).

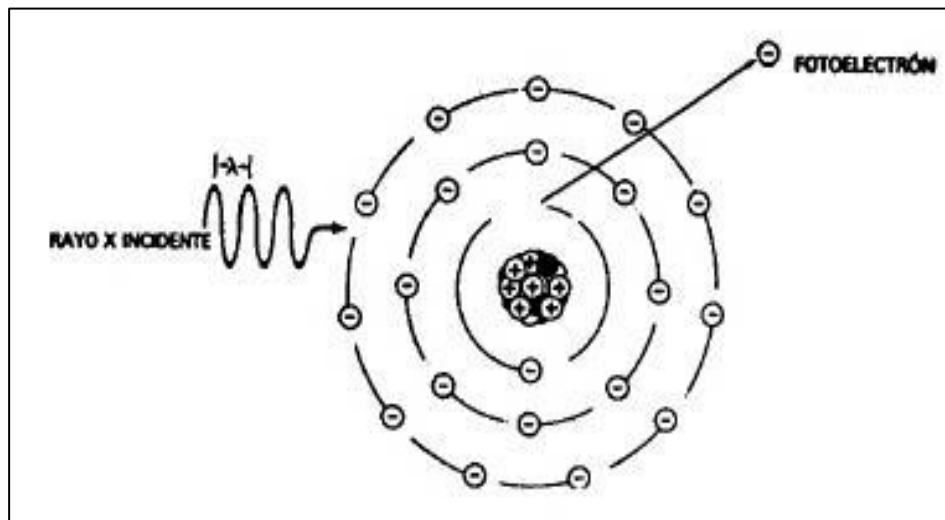


Figura 2. Interacción fotoeléctrica.

El efecto fotoeléctrico consiste en una interacción de absorción de la totalidad de la energía del fotón. En el choque el fotón desaparece y toda su energía se emplea en arrancar (E de ligadura) y desplazar (E cinética) el electrón de su órbita atómica. Parte de la energía del fotón incidente ($h\nu$) se utiliza para vencer la energía de ligadura del electrón a su nivel

correspondiente, por lo que la energía del fotón ha de tener un valor mínimo por debajo del cual el fenómeno no es posible.

$$E_{\text{foton incidente}} = E_{\text{ligadura } e^-} + E_{\text{cinética } e^-}$$

Ecuación 2.1.1

Al arrancar el electrón se crea un hueco en su órbita, que será ocupado por otro electrón de una órbita superior, y así sucesivamente. Esta desexcitación en fases consecutivas supone la liberación del exceso de energía. Esta radiación puede ser emitida en todas las direcciones y generar la radiación difusa, o bien ser absorbida de nuevo por otras estructuras del medio. En el efecto fotoeléctrico un fotón cede toda su energía a un electrón y desaparece. Se dice que ha sido absorbido.

La probabilidad de que un haz de rayos x sufra una atenuación por efecto fotoeléctrico depende de la energía de la radiación incidente y del número atómico Z del medio. Esta probabilidad es inversamente proporcional a la tercera potencia de la energía ($P = 1/E^3$) y directamente proporcional a la tercera potencia del Z del medio ($P = Z^3$) sobre el que incide la radiación, según se observa en la figura 3.

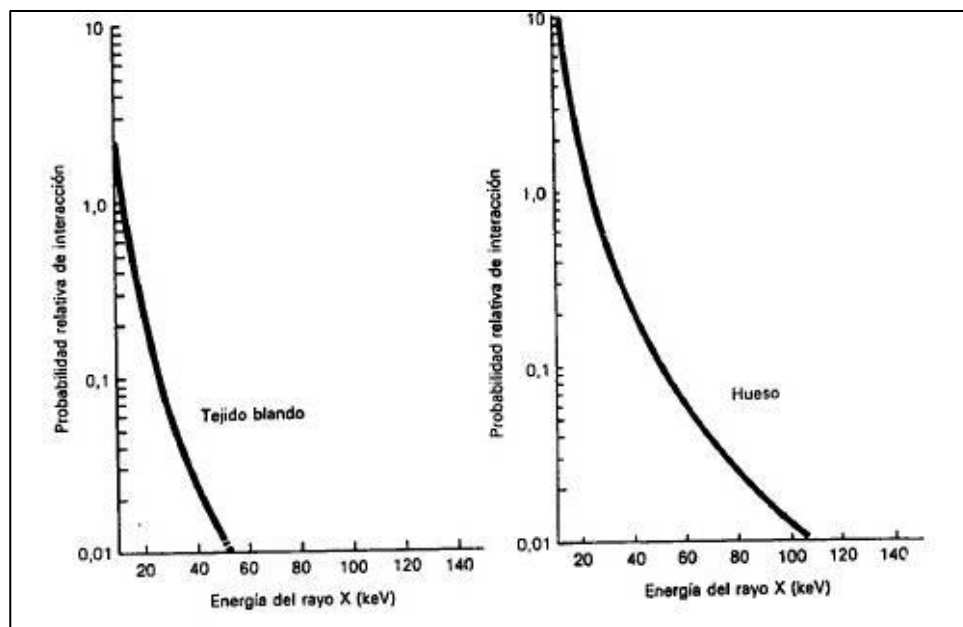


Figura 3. Probabilidad de interacción por efecto fotoeléctrico en función de Z (El efecto fotoeléctrico prevalece sobre los demás hasta 25 keV y se hace despreciable para energías mayores de 100 keV).

2.1.2 Absorción por difusión o efecto Compton.

Los rayos X incluidos en el intervalo del radiodiagnóstico puede también interaccionar con los electrones de las capas externas del átomo. En esta interacción el fotón se dispersa, reduce su energía y provoca la ionización del átomo, según se observa en la figura 4.

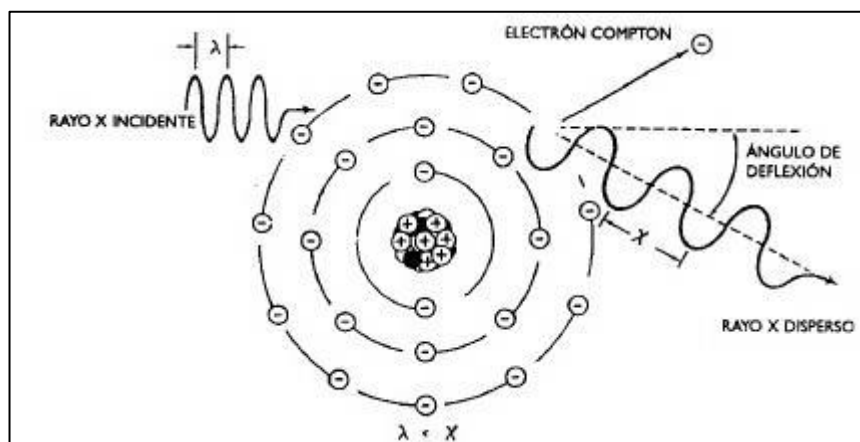


Figura 4. Interacción Compton.

Como resultado de este proceso, obtendremos:

- Un electrón que sale con una determinada velocidad (y, por tanto, con una energía cinética E_c) cuyo alcance depende de la energía E , del fotón incidente.
- El fotón dispersado que se genera prosigue tras el choque con menor energía que la del fotón incidente.

Estableciendo un balance de energía, la energía del fotón disperso E_2 será igual a la diferencia entre la energía E del fotón incidente y la energía E que hay de suministrar al electrón para arrancarlo de su órbita atómica, y comunicarle una cierta velocidad como la energía cinética que lleva.

$$E_{1 \text{ fotón incidente}} = E_{2 \text{ fotón dispersado}} + E_{\text{cinéticae-}} + E_{\text{ligadurae-}}$$

$$h \nu_1 = h \nu_2 + E_{\text{cinéticae-}} + E_{\text{ligadurae-}}$$

Ecuación 2.1.2

Tanto el electrón emergente como el fotón disperso forman un cierto ángulo con relación a la trayectoria del fotón incidente. Este electrón, generado por el efecto Compton, producirá a su vez ionizaciones secundarias.

A bajas energías, la probabilidad de aparición del efecto Compton es pequeña, pero hacia los 35 KeV empieza ya a ser notable. La probabilidad de interacción por efecto Compton es inversamente proporcional a la energía de la radiación ($P = 1/E$) y no depende del tipo de material sobre el que incide la radiación, es decir, no depende del número atómico Z , según se observa en la figura 5.³

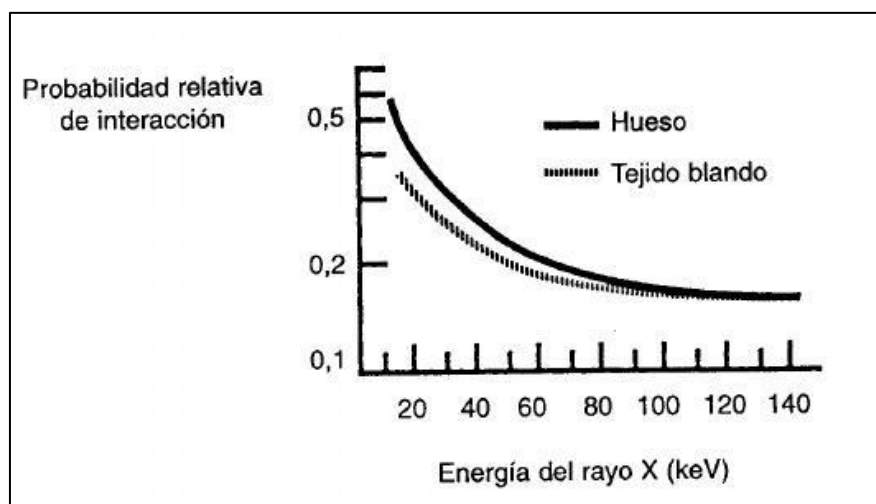


Figura 5. Probabilidad de interacción por efecto Compton en función de Z .

2.1.3 Absorción por formación de pares.

Ocurre cuando el fotón incidente tiene una energía muy elevada y, al pasar por las proximidades del núcleo atómico, dicho fotón desaparece y se crea un par electrón-positrón (figura 6). Este proceso se da a energías superiores a 1,02 MeV, que son muy superiores a las utilizadas en radiodiagnóstico. Por tanto no es de especial interés para la presente investigación.

³Interacción de los fotones con la materia. 2017 [citado 17 de abril 2017]. Disponible en: <http://mednuclear.wikidot.com/interaccion-de-fotones-con-la-materia>.

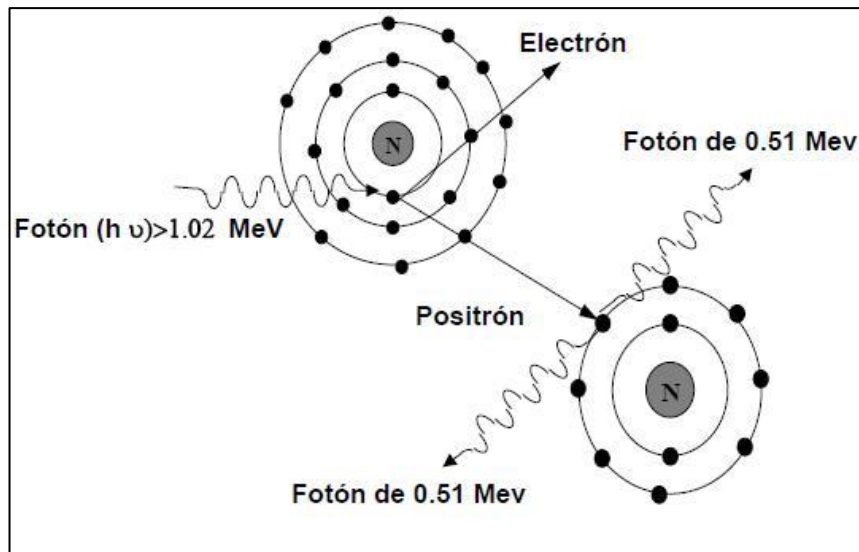


Figura 6. Formación de pares.

2.2 EFECTOS BIOLÓGICOS CAUSADOS POR LA RADIACIÓN IONIZANTE.

Es importante saber que la radiación ionizante controlada no representa ningún riesgo para nuestra salud. De hecho, las radiaciones conviven con nosotros, ya que se encuentran en la naturaleza y además son utilizadas para el beneficio del hombre en muchas áreas como la medicina o la industria. Sin embargo, un mal uso de ellas puede producir efectos perjudiciales en la salud de los pacientes.⁴ La rapidez con la cual se absorbe la radiación es importante en la determinación de los efectos que produce. Una dosis dada, producirá menos daño biológico si se suministra de forma fraccionada, que si se aplica en una sola exposición. Esto se debe al poder de restauración del organismo; sin embargo hay que tomar en cuenta que esta recuperación no es total y siempre queda un daño acumulativo.

El lapso entre el instante de radiación y la manifestación de los efectos se conoce como periodo latente. Con base en esto se pueden clasificar los daños biológicos como agudos (a corto plazo), que aparecen en unos minutos, días o semanas, y diferidos (largo plazo), que aparecen después de años, décadas y a veces en generaciones posteriores.

⁴ Efectos biológicos de la radiación ionizante. 2017 [citado 20 de abril de 2017]. Disponible en: http://rinconeducativo.org/contenidoextra/radiacio/5efectos_biologicos_de_la_radiacin_ionizante.html.

El daño biológico tendrá diferentes manifestaciones en función de la dosis. A bajas dosis (menos de 100 mSv) no se espera observar ninguna respuesta clínica. Al aumentar a dosis mayores, el organismo va presentando diferentes manifestaciones hasta llegar a la muerte. La dosis letal media, aquella a la cual 50% de los individuos irradiados mueren, es de 4 Sv.

Ordinariamente, cuando se hace referencia al daño biológico que causan las radiaciones ionizantes, esta se presenta como: dosis equivalente si se refiere al daño biológico causado a un órgano en específico y dosis efectiva si se quiere indicar una dosis promedio al cuerpo total. Esto es importante ya que en ocasiones pueden aplicarse grandes dosis de radiación a áreas limitadas (como en radioterapia) con un daño local. Si estas mismas dosis se aplican a todo el cuerpo pueden ser letales. Por ejemplo, una persona podría recibir 10 Sv en un brazo y experimentar una lesión local, pero esa misma dosis a cuerpo entero le causaría inexorablemente la muerte.

2.2.1 Efectos de la radiación en las células.

Cuando la radiación ionizante incide sobre un organismo vivo, la interacción a nivel celular se puede llevar a cabo en las membranas, el citoplasma, y el núcleo.⁵

El núcleo celular es la estructura sensitiva de la célula. En el núcleo se almacena la información genética dentro de la molécula de ADN. El tiempo entre 2 eventos ionizantes es importante porque es el intervalo en el cual la célula puede poner en marcha sus mecanismos de reparación o de adaptación al daño. Esto se interpreta que a mayor tiempo entre dos eventos sub letales más probabilidad de recuperación del daño.

Una irradiación puede entrañar distintos tipos de lesiones según el componente de la molécula de ADN que ha alcanzado:⁶

Efectos sobre el ADN. Cualquier molécula de la célula puede ser alterada por la radiación, pero el ADN es el blanco biológico más crítico, debido a la redundancia limitada de la información genética que contiene. Una dosis absorbida de radiación lo bastante grande

⁵ Efectos biológicos de las radiaciones. 2017 [citado 24 de abril de 2017]. Disponible en: http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm/sec_10.htm

⁶ Pablo G. María P. Efectos biológicos de la radiación. 2017 [Citado 25 de abril de 2017. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/33/052/33052454.pdf.

para matar la célula media en división 2 gray (Gy) basta para originar centenares de lesiones en sus moléculas de ADN (Ward 1988). La mayoría de estas lesiones son reparables, pero las producidas por una radiación ionizante concentrada (por ejemplo, un protón o una partícula alfa) son en general menos reparables que las generadas por una radiación ionizante dispersada (por ejemplo, un rayo X o un rayo gamma) (Goodhead 1988). Por lo tanto, las radiaciones ionizantes concentradas (alta Transferencia Lineal de Energía) tienen por lo común un mayor efecto biológico relativo (EBR) que las radiaciones ionizantes dispersadas (baja Transferencia Lineal de Energía) en casi todas las formas de lesión (ICRP 1991).

Efectos sobre los genes. El daño del ADN que queda sin reparar o es mal reparado puede manifestarse en forma de mutaciones, cuya frecuencia parece aumentar como una función lineal de la dosis, sin umbral, en alrededor de 10^{-5} a 10^{-6} por locus y por Gy (NAS 1990). El hecho de que la tasa de mutaciones parezca ser proporcional a la dosis se considera indicativo de que una sola partícula ionizante que atraviese el ADN es suficiente, en principio, para causar una mutación (NAS 1990). En las víctimas del accidente de Chernóbil, la relación dosis-respuesta de las mutaciones de la glicoforina de células de la médula ósea es muy similar a la observada en supervivientes de la bomba atómica (Jensen, Langlois y Bigbee 1995).

Efectos sobre los cromosomas. Las lesiones por radiación del aparato genético pueden causar también cambios en el número y la estructura de los cromosomas, modificaciones cuya frecuencia se ha observado que aumenta con la dosis en trabajadores expuestos, en supervivientes de la bomba atómica y en otras personas expuestas a la radiación ionizante. La relación dosis-respuesta para las aberraciones cromosómicas en linfocitos de sangre humana, se ha determinado con bastante exactitud, de manera que la frecuencia de aberraciones en esas células puede servir de dosímetro biológico útil (OIEA 1986).

Efectos sobre la supervivencia celular. Entre las reacciones más tempranas a la irradiación figura la inhibición de la división celular, que aparece enseguida tras la

exposición, aunque su grado y duración varían con la dosis. Si bien la inhibición de la mitosis es característicamente pasajera, la lesión radiológica de genes y cromosomas puede ser letal para las células en división, que en conjunto son muy sensibles a la radiación (CIPR 1984). Medida en términos de capacidad proliferativa, la supervivencia de las células en división tiende a disminuir exponencialmente con el aumento de la dosis, de manera que 1-2 Gy bastan por lo general para reducir la población superviviente en alrededor del 50 %.

Efectos sobre los tejidos. Las células maduras que no están en división son relativamente radioresistentes, pero las que se dividen dentro de un tejido son radiosensibles, por lo que la irradiación intensiva puede matar un número suficiente para que el tejido se atrofia. La rapidez de esta atrofia depende de la dinámica de la población celular dentro del tejido afectado; es decir, en órganos caracterizados por un recambio celular lento, como el hígado y el endotelio vascular, el proceso es típicamente mucho más lento que en órganos caracterizados por un recambio celular rápido, como la médula ósea, la epidermis y la mucosa intestinal (CIPR 1984). Por otra parte, conviene subrayar que si el volumen de tejido irradiado es lo bastante pequeño, o si la dosis se acumula con la lentitud suficiente, la gravedad de la lesión puede reducirse notablemente por la proliferación compensatoria de las células supervivientes.⁷

Ruptura de cadenas. Las rupturas pueden ser simples o dobles. Las simples pueden sobrevenir a nivel de la unión fosfodiéster entre el fosfato y la desoxirribosa (azúcar) con más frecuencia, aunque también sobre la ligadura base-desoxirribosa. Una ruptura doble es la pérdida de continuidad de dos cadenas de ADN, a niveles distantes a menos de 3 bases nucleotídicas promedio. Se denominan homólogas si se producen a nivel del mismo par de bases complementarias. Las rupturas dobles heterólogas son las más frecuentes.

⁷Roberto N. Cherry Jr. Radiaciones ionizantes. 2017 [Citado 12 de julio de 2017. Disponible en:<http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/EnciclopediaOIT/tomo2/48.pdf>.

Alteración de bases. Las bases pueden ser destruidas o parcialmente modificadas. Sufren sobre todo hidroxilación (por radical hidroxilo OH) conformación de hidroperóxidos.⁸

Si la interacción sucede en alguna de las membranas se producen alteraciones de permeabilidad, lo que hace que puedan intercambiar fluidos en cantidades mayores que las normales. En ambos casos la célula no muere, pero sus funciones de multiplicación no se llevan a cabo. En el caso en que el daño es generalizado la célula puede morir.

En el caso en que la interacción sucede en el citoplasma, cuya principal sustancia es el agua, al ser ésta ionizada se forman radicales químicamente inestables. Algunos de estos radicales tenderán a unirse para formar moléculas de agua y moléculas de hidrógeno (H), las cuales no son nocivas para el citoplasma. Otros se combinan para formar peróxido de hidrógeno (H_2O_2), el cual sí produce alteraciones en el funcionamiento de las células. La situación más crítica se presenta cuando se forma el hidronio (HO), el cual produce envenenamiento.

2.2.2 Clasificación de los efectos biológicos.

Se ha mencionado algunas maneras de clasificar los efectos biológicos producidos por las radiaciones. Por su importancia conviene reiterar y resaltar los criterios en que se fundamentan las diferentes clasificaciones.

Recientemente la ICRP ha introducido un nuevo concepto en la clasificación de los efectos, basado en la probabilidad de ocurrencia: los efectos estocásticos y los no estocásticos.

Los efectos estocásticos son aquéllos cuya probabilidad de ocurrencia se incrementa con la dosis recibida, así como con el tiempo de exposición. No tienen una dosis umbral para manifestarse. Pueden ocurrir o no ocurrir; no hay un estado intermedio. La inducción de un cáncer en particular es un efecto estocástico. Su probabilidad de ocurrir depende de la dosis recibida; sin embargo, no se puede asegurar que el cáncer se presente, menos aún

⁸Pablo G. María P. Efectos biológicos de la radiación. 2017 [Citado 13 de julio de 2017]. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/33/052/33052454.pdf.

determinar una dosis. La protección radiológica trata de limitar en lo posible los efectos estocásticos, manteniendo las dosis lo más bajas posible.

En los efectos no estocásticos la severidad aumenta con la dosis, y se produce a partir de una dosis umbral. Para dosis pequeñas no habrá efectos clínicamente detectables. Al incrementar la dosis se llega a niveles en que empiezan a evidenciarse, hasta llegar a situaciones de gravedad. Para estos casos la protección consiste en prevenir los efectos, no excediendo los umbrales definidos en cada caso. Las quemaduras caen en esta categoría.

El daño biológico por radiación puede manifestarse directamente en el individuo que recibe la radiación o en su progenie. En el caso en que el daño se manifieste en el individuo irradiado se trata de un daño somático, es decir, el daño se ha circunscrito a sus células somáticas. Por otro lado, el daño a las células germinales resultará en daño a la descendencia del individuo. Se pueden clasificar los efectos biológicos en los hombres como somáticos y hereditarios. El daño a los genes de una célula somática puede producir daño a la célula hija, pero sería un efecto somático no hereditario. El término "daño genético" se refiere a efectos causados por mutación en un cromosoma o un gen; esto lleva a un efecto hereditario solamente cuando el daño afecta a una línea germinal.

Síndrome de irradiación aguda es el conjunto de síntomas por la exposición de cuerpo total o una gran porción de él a la radiación. Consiste en náusea, vómito, anorexia (inapetencia), pérdida de peso, fiebre y hemorragia intestinal. Según su periodo de latencia, los efectos se han clasificado en agudos (a corto plazo) y diferidos (a largo plazo).

Los efectos agudos pueden ser generales o locales. Los locales pueden ser eritema o necrosis de la piel, caída del cabello, necrosis de tejidos internos, la esterilidad temporal o permanente, la reproducción anormal de tejidos como el epitelio del tracto gastrointestinal, el funcionamiento anormal de los órganos hematopoyéticos (médula ósea roja y bazo), o alteraciones funcionales del sistema nervioso y de otros sistemas.

Los efectos diferidos pueden ser la consecuencia de una sola exposición intensa o de una exposición por largo tiempo. Entre estos han de considerarse: las cicatrices atróficas locales o procesos distróficos de órganos y tejidos fuertemente irradiados, las cataratas del cristalino, el cáncer de los huesos debido a la irradiación del tejido óseo, el cáncer pulmonar, las anemias plásticas ocasionadas por radiolesiones de la médula ósea, y la leucemia.⁹

2.3 DOSIS DE RADIACIÓN.

Puesto que para la determinación de los efectos biológicos producidos por la radiación ha de cuantificarse la cantidad o dosis recibida en el órgano u órganos afectados, se definen las magnitudes apropiadas según se resume en la tabla 1. En ella se observa que la Dosis Absorbida es una medida de la energía depositada por unidad de masa, en otras palabras, de la cantidad de energía absorbida por el tejido expuesto por unidad de masa; siendo utilizada generalmente cuando se estudian los efectos sobre un tejido u órgano individual, mientras que la Dosis Equivalente y Dosis efectiva, considera ya el tipo de radiaciones y su potencial daño biológico, por lo que constituye un mejor índice de la toxicidad de las radiaciones. Las unidades de medida correspondientes, el Gray y el Sievert, resultan ser muy elevadas para su utilización práctica, por lo que se emplean mucho más sus submúltiplos el miliGray y el miliSievert, que son la milésima parte de la unidad original.

En la Dosis Efectiva se tiene, además, una medida del riesgo de desarrollo de cánceres o daños hereditarios, en la que se asigna un peso diferente a la dosis equivalente recibida por cada órgano, según el riesgo asociado a su irradiación.

⁹Efectos biológicos de las radiaciones. 2017 [citado 24 de abril de 2017]. Disponible en: http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm/sec_10.htm.

DOSIS ABSORBIDA D	Cociente entre la energía media (<i>de</i>) impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen y la masa (<i>dm</i>) del mismo.	Unidad del S.I.: Gray 1 Gy= 1Joule/kg Unidad histórica: rad. 1 rad= 0.01 Gy
DOSIS EQUIVALENTE H	Es una ponderación de la dosis absorbida en un tejido u órgano <i>T</i> para tener en cuenta el tipo de radiación, de acuerdo con su potencialidad para producir efectos biológicos.	Unidad del S.I.: Sievert 1 Sv= 1Joule/kg Unidad histórica: rem 1 rem= 0.01 Sv
DOSIS EFECTIVA E	Es una suma ponderada de las dosis equivalentes recibidas por los distintos tejidos y órganos del cuerpo humano.	Sievert (Sv)
DOSIS COMPROMETIDA	Tras una incorporación (por ingesta o inhalación) de material radiactivo, dependiendo de su metabolismo, este puede permanecer en el organismo durante mucho tiempo. Se denomina dosis comprometida, a la dosis acumulada por dicha causa durante un cierto periodo de tiempo (habitualmente 50 años para adultos y un máximo de 70 años para niños).	
DOSIS COLECTIVA	Es la suma de las dosis (generalmente se aplica a las dosis efectivas) recibidas por un colectivo de población que esté expuesta a una misma fuente de radiación. Se expresa en Sievert por persona.	

Tabla 1. La dosis de radiación y sus unidades de medida.¹⁰

Se pueden indicar valores de referencia que ayuden a comprender mejor la trascendencia de un determinado valor de dosis, lo que se presenta en la Tabla 2. Se observa que, frente a la dosis que podría suponer efectos letales de recibirse de forma rápida, la dosis recibida al año por término medio entre la población de España, sumando todas las contribuciones naturales y artificiales está a una distancia inferior en más de mil veces. El origen de esta exposición continuada a las radiaciones ionizantes se comenta seguidamente.

¹⁰ Protección radiológica I. Dosis de radiación. 2017. [Citado 13 de julio de 2017]. Disponible en: <http://proteccionrad.blogspot.com/p/dosis-de-radiacion.html>.

DOSIS (mSv)	EFFECTOS SOBRE LA SALUD O VALOR TÍPICO.
10.0	Muerte en días o semanas (100% de los casos).
4.0	Muerte en días o semanas (50% de los casos).
0.25	No produce efectos observables de tipo inmediato.
0.10	No hay evidencia de efectos sanitarios en seres humanos.
0.0035	Dosis media anual por persona en España.
0.0025	Dosis media anual por persona en el mundo.
0.003	Una exploración radiográfica de aparato digestivo. Un escáner (tomografía axial computarizada, TAC) de la cabeza.
0.02	Una radiografía de tórax.
0.002	3 horas en avión. Dosis anual media debida a la industria nuclear.

Tabla 2. Dosis de radiación. Valores comparativos.

La tabla muestra algunos valores característicos medios de la dosis de radiación. Para dosis equivalente a todo el cuerpo del orden de 10.0 miliSievert (mSv), las probabilidades de supervivencia son mínimas. Cuando la dosis baja a 4.0 mSv, recibiendo tratamiento médico adecuado la probabilidad de supervivencia aumenta al 50% por término medio. Dosis inferiores a 0.25mSv no producirían efectos observables de tipo inmediato en la persona, salvo alguna variación temporal en los recuentos de células sanguíneas (leucocitos). Por debajo de los 0.10mSv no existe evidencia concluyente de efectos sanitarios en seres humanos. Por debajo de estas cifras resulta muy difícil establecer relaciones causa-efecto entre la dosis recibida y la aparición de cánceres o defectos hereditarios, ya que la radiación no es sino uno más entre muchos factores causantes a los que el ser humano está expuesto. Cifras características de la dosis media anual en España y en el mundo serían 0.0035 y 0.0025 mSv respectivamente, residiendo la diferencia en el uso médico que de las radiaciones se hace en los países desarrollados frente al promedio mundial. Una exploración radiográfica de aparato digestivo o un escáner de cabeza pueden suponer en

media una dosis de 0.003 mSv, mientras que una simple radiografía de tórax supone 0.02 mSv.¹¹

2.4 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA.

La TC fue desarrollada en los años 90, es la combinación de la rotación del Gantry y el avance de la mesa, lo cual permite la reconstrucción volumétrica de órganos con imágenes que se sobrepone unas a otras como un mosaico. Tiene limitaciones en órganos móviles, por lo cual se desarrolló el sistema de múltiples detectores simultáneos en el plano Z. Está sobre-exposición de imágenes es del 75 %-80 % lo cual conlleva a mayor irradiación y se realizan en momentos distintos.

- TC multidetector (TMCD): sistema constituido por múltiples filas de detectores que permiten la obtención simultánea de un gran número de imágenes en un tiempo reducido.
- Coeficiente de atenuación lineal: expresa la atenuación que sufre un haz de rayos x al atravesar una determinada longitud de una sustancia dada. Este coeficiente es específico de cada sustancia o materia.
- Colimación del rayo: describe el número y espesor individual de los detectores. A menor colimación se obtienen espesores de corte más finos que permiten generar imágenes con mayor resolución espacial.
- Corte o cortes: es uno de los parámetros físicos de la TC que depende del tamaño de la estructura en estudio. Proviene del Griego Tomos, cada corte tomográfico es como una “rebanada o sección” más o menos delgada. La pantalla del monitor se divide en un número de celdillas (‘pixel’) con un volumen (‘vóxel’) determinado por el grosor de cada “rebanada”.
- Filtro de reconstrucción: o también llamado kernel, mantienen un grado de realce de bordes para ofrecer la resolución espacial necesaria para visualizar los detalles vasculares de pequeño tamaño.

¹¹ Eduardo G. Radiaciones ionizantes y protección radiológica. 2017. [Citado 16 de julio de 2017]. Disponible en: http://62.43.237.121/nuclear_radi.pdf.

- Pitch: movimiento de la mesa en mm x giro (segundo) / Grosor de corte. El pitch determina la separación de las espirales, de tal manera que a 10 mm de desplazamiento de la mesa por segundo, si cada giro dura un segundo, y el grosor de corte fuese de 10 mm correspondería un pitch 1; o dicho de otro modo, el índice de pitch sería 1:1. Cuanto mayor es el valor del pitch, más estiradas estarían las espirales, mayor sería su cobertura, menor la radiación del paciente, pero menor sería la calidad de las imágenes obtenidas.
- Longitud de la exploración del corte: parámetro físico que delimita la distancia existente entre corte y corte y determina el desplazamiento de la mesa después de cada exploración.
- Velocidad de corrido de la mesa: máximo 198-439 mm/seg, tiempo normal 270 mseg para cubrir 12 cm.

Estos conceptos forman parte del protocolo radiológico que utiliza el Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom (ver anexo 1).

2.5 UNIDADES HOUNSFIELD.

En Tomografía Computarizada un fenómeno importante a considerar es el endurecimiento del rayo X, que se refiere a un incremento gradual en la energía efectiva de los espectros policromáticos (Figura 7), a medida que penetran más profundamente en el material.

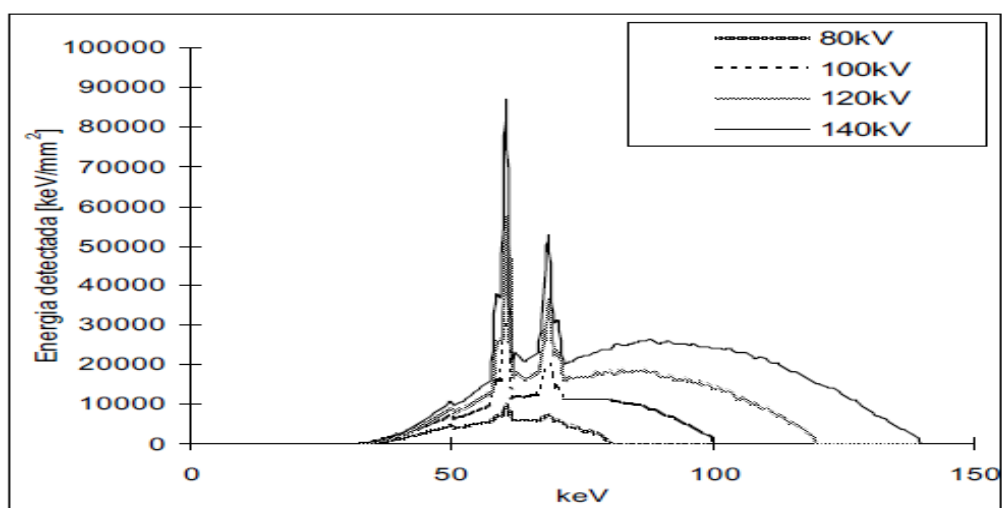


Figura 7. Espectro polienergético de rayos X tras atravesar 20 cm de agua a diferentes potenciales.

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 μ), y más claro en la periferia de la imagen (mayor μ). Con el fin de corregir este artefacto, Hounsfield, en su primer prototipo matemático de análisis de imágenes de rayos X propuso el uso de una cuba llena de agua para realizar una corrección al fenómeno de endurecimiento del haz, el cual consiste en medir el μ resultante del paso del haz a través de agua exclusivamente, y compararlo con el que se obtiene cuando el haz pasa a través de la caja de agua y del paciente. Posteriormente, calculaba un μ equivalente igual a la diferencia entre ambas medidas y aplicaba un factor de corrección.

Por lo antes expuesto, los valores que se asignan a la escala de grises en una imagen de TC se asocian con la atenuación lineal del tejido correspondiente, más específicamente, con su coeficiente de atenuación lineal $\mu(m^{-1})$ el coeficiente de atenuación lineal depende de la composición del material, de la densidad del material y de la energía del fotón, según la ley:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

Ecuación 2.5.1

Donde I_x es la intensidad del rayo x atenuado, I_0 el haz de rayos x no atenuado y x el espesor del material.

En una imagen de TC, la matriz de los coeficientes de atenuación lineal reconstruidos ($\mu_{material}$) se transforma en una matriz correspondiente de Unidades Hounsfield ($HU_{material}$), donde la escala HU se expresa en relación con el coeficiente de atenuación lineal del agua a temperatura ambiente (μ_{agua})

$$HU_{material} = \frac{\mu_{material} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000$$

Ecuación 2.5.2

Se puede ver que $HU_{agua} = 0$, $HU_{aire} = -1000$ y $HU=1$ está asociado con el 0.1% del coeficiente de atenuación lineal del agua. La tabla 3 muestra los valores típicos de los tejidos corporales. La definición de HU sigue para todas las sustancias excepto el agua y aire, las variaciones de los valores para HU ocurren cuando se determinan a partir de diversos voltajes del tubo ya que es en función de la energía del fotón, diversas sustancias exhiben una relación no lineal en relación con el coeficiente de atenuación lineal del agua.

SUSTANCIA	HU
Hueso compacto	+1000(+300 a +2500)
Hígado	+60 (+50 a +70)
Sangre	+55 (+50 a +60)
Riñón	+30(+20 a +40)
Musculo	+25(+10 a +40)
Cerebro, sustancia gris	+35(+30 a +40)
Cerebro, sustancia blanca	+25(+20 a +30)
Agua	0
Grasa	-90
Pulmón	-750
Aire	-1000

Tabla 3. Valores típicos de HU y rango de valores para diferentes tejidos y materiales.

La profundidad mínima de bits que se debe asignar a un pixel es 12, lo que permite la creación de una escala Hounsfield que va desde -1024 HU a 3071 HU, cubriendo así la mayoría de los tejidos clínicamente relevantes. Una escala más amplia de Unidades Hounsfield con una profundidad de 14 es útil para extender la escala de HU arriba a 15,359 HU lo que lo hace compatible con los materiales que tienen una alta densidad y un alto

coeficiente de atenuación lineal. Las imágenes de TC se visualizan generalmente en un monitor usando una escala de gris que ofrece 256 valores de grises.¹²

La dosis estimada de radiación en un procedimiento se puede inferir por medio del nivel de gris asociado a la imagen radiológica y este a su vez indica el número de TC asociada o Unidad Hounsfield. (Ver Anexo 3)

2.6 ÍNDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA EN VOLUMEN.

La cantidad de radiación varía de acuerdo al tipo de tomógrafo utilizado, al pitch, el protocolo y longitud de escaneo y a las características propias de cada paciente.

Como primera aproximación a la estimación de la dosis aplicada en un protocolo específico, se ha definido una magnitud denominada Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen ($CTDI_{VOL}$), cuya expresión para cortes axiales es:

$$CTDI_{VOL} = \frac{N.T}{I} \cdot CTDI_w$$

Ecuación 2.6.1

En la fórmula, N es el número de cortes axiales a realizar, T es el espesor de cada uno de los cortes expresados en mm e I es el avance de la camilla entre cortes. Las medidas también son en mGy.

En la tomografía helicoidal, el parámetro que describe la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla es el pitch. En este caso, el $CTDI_{VOL}$ viene definido en función del pitch mediante la expresión:

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_w$$

Ecuación 2.6.2

¹²Annals of the ICRP. Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection. 2017. [Citado 20 de septiembre de 2017]. Disponible en: www.icrp.org.

El $CTDI_W$ representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y, mientras que el $CTDI_{VOL}$ establece la dosis promedio de radiación en el volumen x-yz, atribuible a un desplazamiento unitario de la camilla en el eje z. Esta última magnitud es muy utilizada como indicador de dosis para un protocolo específico, porque tiene cuenta la información del pitch.

El valor del $CTDI_{VOL}$ suele estar aclarado por el fabricante del equipo en los informes de dosis por estudio, pero es aconsejable comprobar, tanto al inicio como a lo largo de la vida del tomógrafo, que los valores reales coincidan con los especificados. Además, es importante tener en cuenta que en muchos casos el fabricante detalla los valores de $CTDI$ como "dosis en metacrilato", ya que, si las cámaras y electrómetros están calibrados para dar dosis en agua o en aire, el valor directamente leído (con las correcciones exactas por presión, temperatura, etc.) será superior.

2.6.1 Producto dosis-longitud.

Para tratar de disponer de una magnitud que se correlacione con la dosis efectiva y que pueda indicar el riesgo, se ha establecido el producto dosis-longitud (DLP, por sus siglas en inglés: dose-length product). Este se expresa, para una exploración completa, de acuerdo con la ecuación:

$$DLP = \sum_i CTDI_{100,w,i} \cdot T_i \cdot N_i$$

Ecuación 2.6.3

En ella, la sumatoria se extiende sobre toda la serie (definida por el índice i) de cortes de una secuencia, siendo T_i el espesor de corte nominal y N_i el número de cortes con ese espesor.

Esta magnitud tiene la ventaja de ser proporcional a la energía total que se imparte al paciente y, por tanto, con algunas limitaciones, también a la dosis efectiva. De hecho, se

pueden encontrar valores que permiten el cálculo de la dosis efectiva a partir del cálculo de la energía total. En la tomografía helicoidal existen expresiones especialmente establecidas para esta magnitud.

De manera equivalente y práctica para el área médica, se puede utilizar la expresión:

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot L$$

Ecuación 2.6.4

En esta, L es la longitud real escaneada a lo largo del eje z del paciente. La unidad habitualmente utilizada es el $mGy \cdot cm$, por su practicidad.

2.6.2 Dosis efectiva.

Para estimar el riesgo de llevar a cabo una tomografía en el paciente, se deberían tener en cuenta las dosis absorbidas por cada órgano en función de la radiación. Además, en el caso de la TC, es necesario definir factores de peso obtenidos a través de una dosis efectiva normalizada, utilizándose la siguiente fórmula:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP$$

Ecuación 2.6.5

Así, E representa la dosis efectiva expresada en milisieverts (mSv), DLP es el producto dosis-longitud expresado en $mGy \cdot cm$ y E_{DLP} es la dosis efectiva normalizada o factor de conversión expresada en $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$ para una región atómica específica.

Edad (años)	Cabeza	Cuello	Pecho	Abdomen/pelvis	Tronco
0	0.011	0.017	0.039	0.049	0.044
1	0.0067	0.012	0.026	0.030	0.028
5	0.0040	0.011	0.018	0.020	0.019
10	0.0032	0.0079	0.013	0.015	0.014
Adulto	0.0021	0.0059	0.014	0.015	0.015

Tabla 4. Factores de conversión o Dosis efectiva normalizada del producto de dosis-longitud a dosis efectiva $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$.

La tabla 5 presenta algunas dosis efectivas típicas de TC pediátrica en milisieverts y dosis en órgano en miliGray del NCI de EE.UU (National Cancer Institute). Tanto las dosis absorbidas en órganos particulares (mGy) y las dosis efectiva son un marcador de riesgo para todo el cuerpo.

Tipo de examen	Órgano relevante	Rango de Dosis absorbida en órgano (mGy)	Rango de Dosis efectiva (mSv)
Cabeza, no ajustado	Cerebro	23 - 49	1.8 – 3.8
Cabeza, ajustado	Cerebro	11 - 25	0.9 – 1.9
Abdomen, no ajustado	Estomago	21 - 43	11 - 24
Abdomen, ajustado	Estomago	5 - 11	6 - 12

Tabla 5. Valores de Dosis efectivas típicas de Tomografía Computarizada en pacientes pediátricos. Nota: “No ajustado” indica que se usa parámetros técnicos como para adultos, “ajustado” indica el uso de parámetros técnicos ajustados por peso del paciente.

Según estudios publicados el rango de dosis efectiva de 5 – 20 mSv en pacientes pediátricos incrementa el riesgo de 1 caso de cáncer en 2000 niños expuestos, sin embargo el riesgo es mayor a medida la edad del paciente pediátrico es menor.¹³

2.7 NIVELES DE REFERENCIA.

Para la realización de actividades de optimización en TC y obtención de imágenes confiables (con la calidad adecuada para un correcto diagnóstico, pero aplicando en el paciente la menor dosis posible), es necesario comparar los valores utilizados por los niveles de referencia. En tomografía computada, se utiliza el $CTDI_W$ y DLP (tabla 6).¹⁴

¹³Radiation Protection in Paediatric Radiology.Safety Reports Series No.71. 2017. [Citado 24 de noviembre de 2017]. Disponible en: file:///C:/Users/prueba/AppData/Local/Temp/Pub1543_web.pdf.

¹⁴Annals of the ICRP.Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection.2017. [Citado 20 de septiembre de 2017]. Disponible en: www.icrp.org.

EXÁMEN	$CTDI_w(mGy)^a$	$CTDI_{vol}(mGy)^a$	$DLP(mGyAcm)$
Tórax: 0-1 años	23	12	204
Tórax: 5 años	20	13	228
Tórax: 10 años	26	17	368
Cabeza: 0-1 años	28	28	270
Cabeza: 5 años	43	43	465
Cabeza: 10 años	52	51	619

^avalores calculados para $CTDI_w$ y $CTDI_{VOL}$ relacionados a un fantoma dosimétrico de 16cm de diámetro.

Tabla 6. Niveles de referencia de uso diagnóstico para pacientes pediátricos.

2.8 ANGIO-TOMOGRFÍA TORÁCICA.

La Aorta es la arteria más grande del cuerpo humano bombea alrededor de 200 millones de litros de sangre al cuerpo en toda una vida. Las enfermedades de la aorta torácica pueden ser asintomáticas o sintomáticas. El reciente aumento de la prevalencia de las enfermedades aorticas en los países occidentales es el resultado de un aumento en la sensibilización clínica y una vida más larga.

La TC se puede utilizar para diagnosticar diversas condiciones agudas y crónicas entre ellas: aneurismas aórticos, decepciones aorticas, hematomas intramural, aterosclerótica penetrante, úlceras, lesiones traumáticas, trastornos inflamatorios y anomalías congénitas

Es un conjunto de recomendaciones sobre los procedimientos diagnósticos a utilizar ante un paciente con un determinado cuadro clínico, o sobre la actitud terapéutica más adecuada ante un diagnóstico clínico o un problema de salud. (Ver anexo 2)

2.9 INDICACIONES PARA UNA ANGIO TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN PACIENTES PEDIÁTRICOS.

Estas indicaciones pueden variar en función de la edad, órganos o /sistemas y la patología (ver Tabla 7).

ÓRGANOS- /SISTEMAS	INDICACIONES
Cabeza/Cuello	Trauma vascular, la presencia de enfermedad arterial oclusiva, disección vascular, mal formación arterio-venosa, vasculitis.
Tórax	Enfermedades cardíacas congénitas, anomalías coronarias, enfermedad de kawasaki, coartación de la aorta, anillo vascular, enfermedad pulmonar veno-oclusiva, embolia pulmonar, mal formación de congénita de vías aéreas pulmonares, mal formación arterio-venosa pulmonar, aneurisma, traumatismo de la Aorta.
Abdomen	Trauma vascular, estenosis de arteria renal, vasculitis, sangrado gastro intestinal, isquemia mesentérica, evaluación de trasplante renal, obstrucción de la unión uretero pélvica.
Extremidades	Trauma vascular de las extremidades, vasculitis, enfermedad veno-oclusiva.

Tabla 7. Indicaciones para una Angio-tomografía en pacientes pediátricos.

Las dos consideraciones en la población pediátrica al momento de elegir la modalidad de imagen a utilizar son: la dosis de radiación y la sedación.¹⁵

¹⁵David S. Pediatric Considerations in Computed Tomographic Angiography. 2017 [Citado 29 de septiembre de 2017]. Disponible en: www.iaea.org.

La ley de Bergonie y Tribondeau afirma que la radiación ionizante tiene un mayor efecto en las células que se dividen rápidamente, que en las que se dividen lentamente. Además, los niños tienen una expectativa de vida más larga dentro de la cual se manifiesta esos efectos adversos.

Aunque la TC solo representa el 7% del total de las tomografías realizadas en el año 2017, en los Estados Unidos la dosis de radiación representa el 15% de los cánceres inducidos. Otros estudios estiman que hay 4 millones de TC pediátricas por año que representan el 0,4 % y el 2% de todos los cánceres atribuibles a la radiación.

El realizar una TC de buena calidad siempre ha sido un reto para el radiólogo pediátrico, debido a la falta de grasa visceral en el niño (mejor diferenciación de estructuras y órganos cuando están rodeados de grasa, como ocurre en el adulto) y a los movimientos respiratorios o corporales en un niño que no colabora (preferible mantener la respiración durante la exploración). Todo ello ocasiona una degradación de la calidad de la imagen obtenida, dificultando el reconocer estructuras anatómicas normales o patológicas.

Por ello es de extrema importancia emplear una técnica depurada y los trucos de distracción necesarios para mantener tranquilo y quieto al paciente, y así poder obtener las mejores imágenes diagnósticas con la menor actuación invasiva posible, sin olvidar nunca la radiación.

2.9.1 Manejo del paciente.

Régimen de ayudas.

Debe existir una información previa de la exploración que se va a realizar y si el paciente requiere preparación en ayunas. Deberán estar en ayunas los niños que necesitan una exploración de TC con contraste endovenoso o los que necesitan sedación. En los niños recién nacidos, el régimen de ayunas se consulta con el neonatólogo, los lactantes guardaran ayunas de 3 horas antes de la exploración, los niños 4 horas y los adolescentes 6 horas. Las exploraciones de mediastino, pleura, masas en general y partes blandas de la pared, necesitan ser estudiadas con contraste endovenoso y por lo tanto en régimen de ayunas.

Información al paciente que colabora.

Es importa como hemos dicho obtener la mayor quietud del niño para conseguir una buena exploración. Los niños menores de 6 años no suelen seguir las indicaciones de mantener la respiración, pero podemos obtener una buena exploración solo con la quietud del niño o la inmovilización. En los niños que colaboran, en general mayores de 6 años, se puede indicar que mantengan la respiración durante la obtención de las imágenes para conseguir una mejor calidad de la exploración. Hoy en día, los equipos de TC son muy rápidos para obtener imágenes, por lo que, es más fácil la colaboración de los niños durante un tiempo más cortos, lo cual conlleva el seguir una buena exploración.

2.9.2 Sedación.

Si a pesar de todos los trucos empleados no se consigue la inmovilización del paciente, se empleara la sedación. La introducción de los equipos modernos, que son muy silenciosos y rápidos, ha permitido disminuir ostensiblemente el uso de la sedación.

El éxito de la sedación es de alrededor del 95% de los casos y en general presentan pocos efectos secundarios. La depresión respiratoria transitoria es la más común durante o después de la sedación y solo ocurre en el 1% de los pacientes. Los efectos tardíos como vómitos, irritación y ligera dificultad respiratoria, son raros.

2.9.3 Administración de contraste endovenoso.

Debido a que el paciente pediátrico posee poca grasa, es frecuente emplear contraste endovenoso para diferenciar estructuras anatómicas de la patología. El contraste endovenoso se emplea preferentemente en los estudios mediastínicos, pleurales y en general en el estudio de cualquier masa ya bien sea mediastínica, pulmonar, abdominal o de la pared torácica y abdominal.

La variación del calibre de los vasos sanguíneos en los niños es muy importante, lo que condiciona en debito al que podemos inyectar para obtener un buen “bolus” de contraste endovenoso. El contraste se administra por vía manual o por bomba de inyección, dependiendo de estas variaciones de la vía endovenosa. Generalmente, en el neonato, la inyección es manual. El contraste se administra por una aguja palomilla o por un catéter

intravenoso, mejor si se colocan antes de que el niño entre en la sala de la exploración. Así el niño está más tranquilo y podemos, quizás, evitar la sedación.

Siempre debe usarse cualquier vía endovenosa que el paciente lleve canalizada previamente al llegar a la unidad del escáner.

2.10 EVALUACIÓN DE LA PATOLOGÍA VASCULAR EN UNA ANGIO-TOMOGRAFIA.

Hoy en día con la técnica helicoidal ha sido posible el estudio vascular con imágenes angiográficas de gran calidad, que nos permiten valorar la patología vascular congénita o adquirida.

La adquisición de las imágenes se hace durante el tiempo arterial, por lo que previamente realizamos un test para conocer el tiempo arterial específico de cada niño (4-15 segundos). Así podremos obtener las imágenes en el momento en que las arterias están llenas de contraste endovenoso y posteriormente procesarlas para obtener imágenes angiográficas.

Con la angiografía-TC podemos analizar anomalías vasculares de las arterias pulmonares, arco aórtico y grandes vasos (trombo-embolismo pulmonar, doble arco aórtico, anatomía vascular post-operatoria, estudios vasculares abdominales, etc.) también pueden valorarse las masas pulmonares congénitas como el secuestro pulmonar o la malformación adenomatoidea quística, donde la búsqueda del posible vaso sistémico es importante.

La RM es, en general, la técnica de elección para la evaluación de las anomalías de los grandes vasos y otras anomalías vasculares, pero la TC helicoidal puede ser muy útil en los niños cuyas condiciones clínicas no permitan una larga estancia en la sala de exploración o no sea recomendable una sedación. Las imágenes adquiridas en el tiempo arterial pueden procesarse posteriormente para analizar la anatomía vascular.

CAPÍTULO III.

3.1 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.

Objetivo	Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Indicadores	Valores
Describir el protocolo clínico y radiológico a seguir para la realización de una Angio-Tomografía Torácica en pacientes pediátricos.	Protocolo Clínico	Es un conjunto de recomendaciones sobre los procedimientos diagnósticos a utilizar ante un paciente con un determinado cuadro clínico, o sobre la actitud terapéutica más adecuada ante un diagnóstico clínico o un problema de salud.	Es una serie de pasos a realizar por el equipo multidisciplinario que participa en la realización de una Angiotomografía Torácica en pacientes pediátricos.	Observación	<ul style="list-style-type: none"> -Estudio Imagenológico -Preparación del paciente -Características del paciente -Patología
	Protocolo Radiológico	Es un conjunto de recomendaciones que se utilizan para realizar procedimientos radiológicos ante un paciente con un determinado cuadro clínico.	Es el conjunto de pasos técnicos que debe realizar el licenciado en radiología para adquirir un estudio de Angiotomografía Torácica en pacientes pediátricos.	Observación	<ul style="list-style-type: none"> -Región -Topograma -Medio de Contraste -Dosis de contraste -Retardo -Velocidad de Inyección -kiloVoltaje -miliAmperaje -Grosor de Corte -Kernel -Ventanas de Visualización

Objetivo	Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Indicadores	Valores
<p>Obtener los valores de Unidades Hounsfield a partir de la última calibración realizada al tomógrafo del Hospital Nacional de niños “Benjamín Bloom” para verificar su correcta calibración.</p>	<p>Valores de Unidades Hounsfield</p>	<p>Es el número asignado a cada pixel en la imagen final de una tomografía computarizada que representa la densidad del objeto irradiado. Este número es proporcional al grado en que cada material dentro del vóxel ha atenuado el haz de rayos X, es decir que representa las características de absorción o el coeficiente de atenuación lineal, de un volumen particular de tejido del paciente.</p>	<p>Son datos que se consideran imprescindibles para lograr evaluar o valorar los niveles de tolerancia</p>	<p>Observación de CT Teórico</p>	<p>Teflón Acrílico Aire</p>
			<p>aceptables para los diferentes tipos de materiales en una calibración para equipos de Tomografía.</p>	<p>Observación de CT Medido</p>	<p>Teflón Acrílico Aire</p>

Objetivos	Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Indicadores	Valores
<p>Verificar la dosis absorbida promedio que reciben los pacientes sometidos a procedimientos de Angio-Tomografía Torácica en base a la longitud de exploración.</p>	<p>Longitud de la exploración del corte</p>	<p>Parámetro físico que delimita la distancia existente entre corte y corte y determina el desplazamiento de la mesa después de cada exploración.</p>	<p>Es el que delimita la distancia de un barrido en un estudio Angio-Tomografía Torácica, el cual depende del tamaño del paciente pediátrico.</p>	<p>Medición</p>	<p>Del vértice del tórax hasta los ángulos costo frénicos.</p>

Objetivos	Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Indicadores	Valores
<p>Comparar valores de dosis absorbida promedio obtenidos mediante la medición realizada, con los niveles orientativos de dosis establecidos por documentos técnicos recomendados a nivel internacional.</p>	<p>Dosis Absorbida Promedio.</p>	<p>Se trata de la cantidad de energía absorbida por el tejido expuesto por unidad de masa.</p>	<p>Es la energía promedio absorbida por la región torácica en cada uno de las adquisiciones para un estudio de Angio-Tomografía.</p>	<p>Tabla comparación de datos.</p>	<p>Valores calculados. Valores establecidos.</p>

CAPÍTULO IV. DISEÑO METODOLÓGICO.

4.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN.

La investigación que se realizó fue de tipo:

Descriptivo: por que solo se conoció y describió cada una de las variables.

Transversal: se realizó en un tiempo determinado y no se le dió seguimiento a dicho estudio.

4.2 ÁREA DE ESTUDIO.

Hospital Nacional de Niños “Benjamín Bloom”; ubicado entre el Boulevard de los Héroes y 25° Avenida Norte.

4.3 POBLACIÓN Y MUESTRA

La población y muestra: se tomó como población y muestra un protocolo de Angio-Tomografía Torácica para 5 pacientes del Hospital Nacional de Niños “Benjamin Bloom”.

4.4 MÉTODOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.

- La observación.
- Cálculos

4.5 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.

- Observación.
- Medición.

4.6 INSTRUMENTOS.

- Guía de observación.
- Guía de medición.

4.7 PROCEDIMIENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS.

El proceso de recolección de datos se ejecutó de la siguiente manera: el grupo investigador tramitó un permiso a la jefatura previa a la ejecución; el cual fué a través de una carta que especifico la finalidad, hora y el día en que se recolectaron los datos. Habiendo obtenido el visto bueno se procedió a la recolección de los datos, para poder cumplir con los objetivos planteados, dicha actividad se desarrollo en un tiempo establecido que fue de dos horas aproximadamente en la sala de tomografía del respectivo hospital. El grupo se presentó a la hora acordada con las guias de observación que fueron llenadas a medida se realizaba un estudio de Angio-tomografía Torácica.

4.8 PLAN DE TABULACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS.

Los resultados de los objetivos 1 y 2 de la investigación fueron presentados a partir de una descripción del análisis de los puntos que fueron explorados con la guía de observacion, con el fin de dar respuesta a los mismos.

Para los resultados del objetivo 3 los datos fueron presentados a partir de la aplicación de la ecuación 2.6.1, 2.6.2 y 2.6.4 posteriormente se procedió a elaborar una curva que represento la relacion de valores para Unidades Hounsfield con los valores de dosis respectivos. Por otro lado para la presentación de los resultados del objetivo 4 se creo una tabla que contiene los valores para los niveles de dosis de referencia pudiendo asi, realizar las comparaciones pertinentes.

El grupo investigador utilizo el programa informático Microsoft Excel para la elaboración de tablas y creación de gráficos que fueron de tipo dispersión y gráfico de barra que contiene título y su respectivo análisis e interpretación.

A partir de esto el grupo formuló conclusiones y recomendaciones que servirán a futuras investigaciones.

**CAPÍTULO V.
PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.**

Descripción del protocolo clínico y radiológico de una Angio-Tomografía Torácica utilizada en pacientes pediátricos en el Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom.

TABLA 1. PROTOCOLO CLÍNICO DE UNA ANGIO-TOMOGRAFÍA TORÁCICA.

PROTOCOLO CLÍNICO	
Preparación previa del paciente	<p style="text-align: center;">Interpretación y Análisis de los resultados</p> <p>Mediante la observación se pudo constatar que los pacientes deben seguir una serie de recomendaciones previas antes de una Angio-Tomografía torácica, lo que incluye:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Presentar exámenes de laboratorio (General de Orina y Hemograma): son necesarios si el paciente no colabora y necesite de anestesia. • Examen imagenológico previo: el paciente puede presentar radiografía de tórax. • Ayuno: <ul style="list-style-type: none"> - Neonatos y lactantes: el ayuno será de 4 horas. - Escolares y adolescentes: ayuno será de 6 horas, con la finalidad de administrar medio de contraste y en algunos casos anestesia en los pacientes que no colaboran.
Patologías por las que se indica el estudio	De acuerdo a lo observado las patologías más comunes por las cuales se indica un estudio de Angio-Tomografía Torácica están relacionadas a enfermedades cardíacas congénitas, anomalías coronarias, mal formación arterio-venosa pulmonar, coartación de la aorta, aneurisma aórtico, entre otras.
Características físicas del paciente	Las características físicas del paciente que son tomadas en cuenta para la realización del estudio de Angio-Tomografía Torácica son peso, talla y edad con el fin de poder administrar la dosis adecuada de material de contraste y dosis de anestesia si el paciente lo amerita.

TABLA 2. PROTOCOLO RADIOLÓGICO DE UNA ANGIO-TOMOGRAFÍA TORÁCICA.

PROTOCOLO RADIOLÓGICO	
PARÁMETRO FÍSICO	INTERPRETACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.
Región Anatómica	La región anatómica de interés es el tórax, al momento de realizar el topograma será Anteroposterior; el límite superior está delimitado por encima de los vértices pulmonares y el límite inferior será por debajo de los ángulos costofrénicos.
Kilovoltaje y Miliamperaje	Se observó por medio de la guía de observación que se utiliza un kvp estándar de 110 y un mA de 80
Grosor de corte	El grosor de corte que se utiliza es de 0.75mm y no varía al momento de adquirir las imágenes, ya que con este tipo de adquisición se logra un mejor detalle radiográfico de las estructuras anatómicas en estudio.
Kernel	Hace referencia a los filtros que se deben utilizar en el post procesado de las imágenes, para el caso de una Angio-Tomografía Torácica se utilizan filtros de alta resolución para tejido blando siendo B30F y B80F, ya que resaltan el área donde se encuentra el material de contraste.
Medio de contraste	Según lo observado el medio de contraste que se emplea en una Angio-Tomografía Torácica es Yodado no iónico, la vía de administración es endovenosa, por lo que el paciente se presenta con vena periférica tomada con catéter número 22, de preferencia la vena antecúbita izquierda. La forma de inyección es manual si se trata de pacientes neonatos y lactantes. En los pacientes pre escolares, escolares y adolescentes se utiliza el inyector automático, con un caudal de inyección de 1.5 - 2.0 cc/s. La dosis del material de contraste que se administra es de 2cc por kg de peso.
Ventanas de visualización	Se utilizarán ventanas pulmonares y mediastínicas.

Obtención de los valores de Unidades Hounsfield a partir de la última calibración realizada al tomógrafo del Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom.

TABLA 3. CARACTERÍSTICAS DEL FANTOMA.

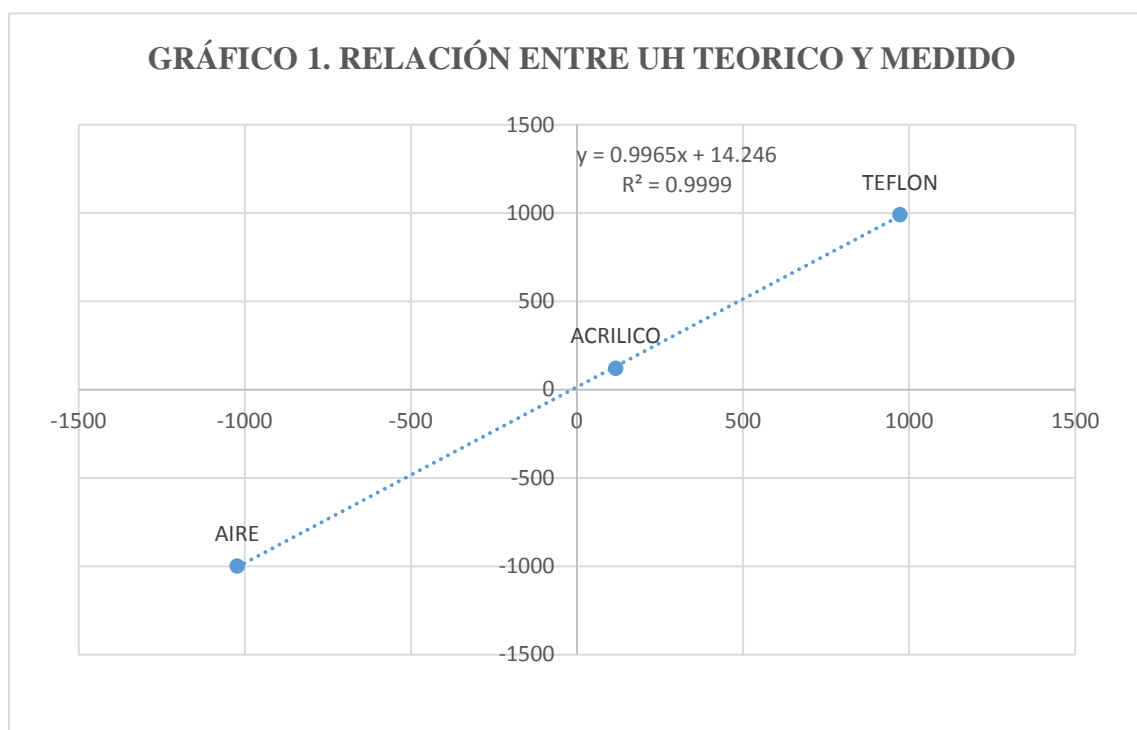
DATOS GENERALES DEL FANTOMA	
Nombre	FHANTOM CATPHAN 500-118
Materiales	Los materiales que posee el fantoma con el cual se realizó la calibración del equipo de Tomografía Axial Computarizada marca Siemens, modelo Somatom Emotion, serie 80598 son: teflón, acrílico, LDPE y aire que simulan la densidad de los tejidos: hueso, grasa, músculo y aire respectivamente.
Parámetros evaluados	Los parámetros verificados fue la uniformidad, espesor de corte, linealidad de números CT, resolución de bajo contraste, ruido, la resolución espacial y el alineamiento del láser. Siendo únicamente de interés para los investigadores el parámetro de linealidad para números CT.

TABLA 4. RELACIÓN PARA UNIDADES HOUNSFIELD TEÓRICO Y MEDIDO.

MATERIAL	HU TEÓRICO	HU MEDIDO	RANGO DE VARIABILIDAD ACEPTABLE DE $\pm 10\%$
Aire	-1000	-1022.6	10.22%
Acrílico	120	117.2	10.23%
Teflón	990	972.9	10.17%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

La tabla número 4 muestra la relación para Unidades Hounsfield a partir de los diferentes materiales aire, acrílico y teflón presentes en la primera columna, estos materiales simulan las densidades de aire, musculo y hueso de los tejidos humanos respectivamente. En la segunda columna se muestra las Unidades Hounsfield teóricas que corresponden a dichos materiales, estas unidades son las establecidas por el Laboratorio de metrología del Centro de Investigación y Aplicaciones Nucleares (CIAN) para ese modelo de tomógrafo, en el cual, para el aire es -1000, para el acrílico es 120 y para el teflón de 990. En la columna 3 están las Unidades Hounsfield que fueron resultado de la última calibración realizada por la entidad encargada, cuyos resultados fueron en el caso del aire de -1022.6 unidades, 117.2 para el acrílico y 972.9 para el teflón. En la última columna está representado el rango de variabilidad encontrado para cada uno de los valores de Unidades Hounsfield, se puede apreciar que el rango obtenido está en el $\pm 10\%$ que es el valor aceptable para determinar la calibración idónea para el equipo de tomografía del Hospital Nacional de Niños “Benjamín Bloom”.



La grafica 1 indica la relación lineal entre los valores de Unidades Hounsfield (UH) obtenidas en las medidas de la calibración del equipo y los valores mostrados por el certificado del fantoma de calibración utilizado. Se observa en la gráfica que la relación existente entre los dos parámetros comparados es de 99.99% lineal por lo que la diferencia entre los datos teóricos y medidos no sobrepasa el 0.01%, por tanto este valor de discrepancia es aceptable, ya que el máximo porcentaje aceptable en la medida de los Unidades Hounsfield teórico y medidos es del $\pm 10\%$, según la teoría.

Dosis absorbida que reciben los pacientes sometidos a estudios de Angio-Tomografía Torácica, con base a la longitud de exploración.

TABLA 5. INFLUENCIA DE LA LONGITUD DE EXPLORACIÓN EN LA DOSIS RECIBIDA.

Paciente	Edad	L (cm)	DLP=CTDI_{vol}*L (mGy*cm)
Paciente A	2 Semanas	8.90	82.22
Paciente B	2 Semanas	11.06	92.51
Paciente C	3 meses	11.80	103.13
Paciente D	4 años	14.15	119.99
Paciente E	5 meses	16.15	134.42

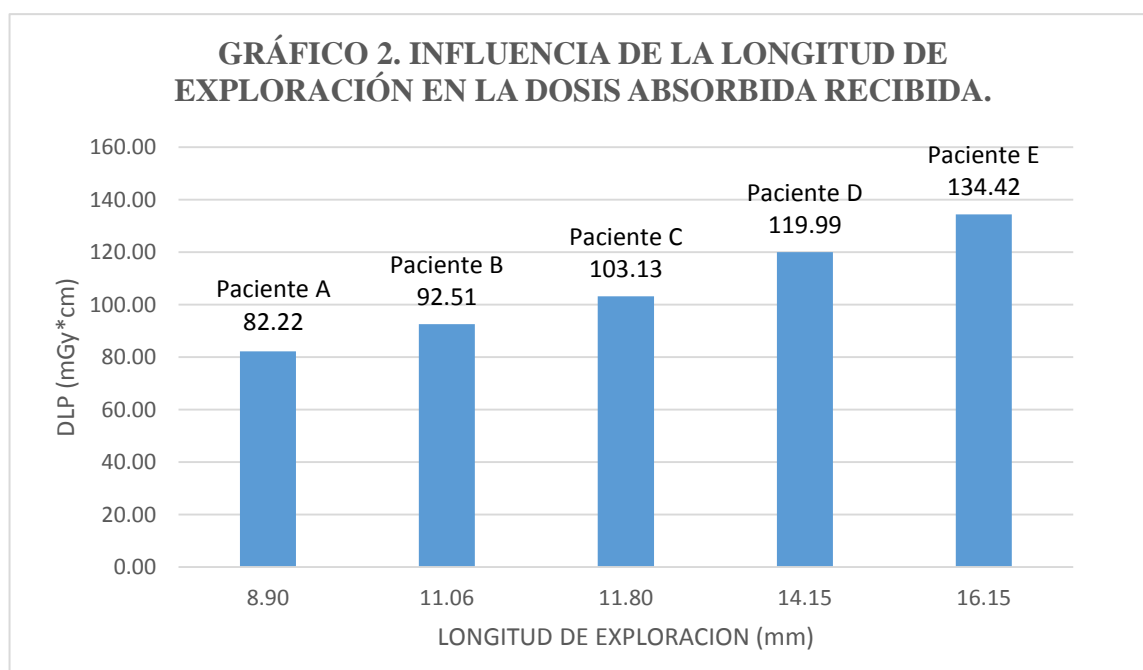
ÁNÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

La manera en la que influye la longitud de exploración en la dosis absorbida promedio que recibe un paciente está representada en la tabla 5, en la columna 1 se muestra la lista de los pacientes que fueron estudiados, las edades de dichos pacientes se presentan en la columna número 2, donde dos de ellos son neonatos de dos semanas de vida, dos pacientes de tres y cinco meses de edad y un paciente de cuatro años. La columna número 3 contiene los valores de las longitudes de exploración encontradas para cada uno de estos pacientes y su dosis de radiación absorbida respectiva se aprecia en la columna 4.

Para el caso del paciente A de dos semanas de vida cuya longitud es de 8.9 cm la dosis recibida fue de 82.22 mGy* cm; para el paciente B que también tiene dos semanas de edad la longitud de exploración registrada fue de 11.06 cm y su dosis de 92.51 mGy*cm, para la paciente C con una edad de 3 meses y una longitud de exploración de 11.8 cm, la dosis recibida fue de 103.13 mGy* cm; el paciente D de 4 años de edad con una longitud de

14.15 cm recibió una dosis de 119.9 mGy* cm, por último el paciente E recibió una dosis de 134.42 mGy* cm para una longitud de exploración de 16.15 cm.

Según los resultados obtenidos, la dosis absorbida en promedio es directamente proporcional a la longitud de exploración a la que se somete el paciente, lo que significa que a mayor longitud de exploración mayor cantidad de dosis absorbida recibirá el paciente; sin embargo se debe tomar en cuenta que factores anatómicos como el espesor del paciente puede modificar la estimación de dosis absorbida.



El grafico 2 indica la dependencia que existe entre la longitud de exploración del estudio y Dosis de radiación representada a través del Producto de Dosis Longitud para cada uno de los pacientes considerados en el estudio.

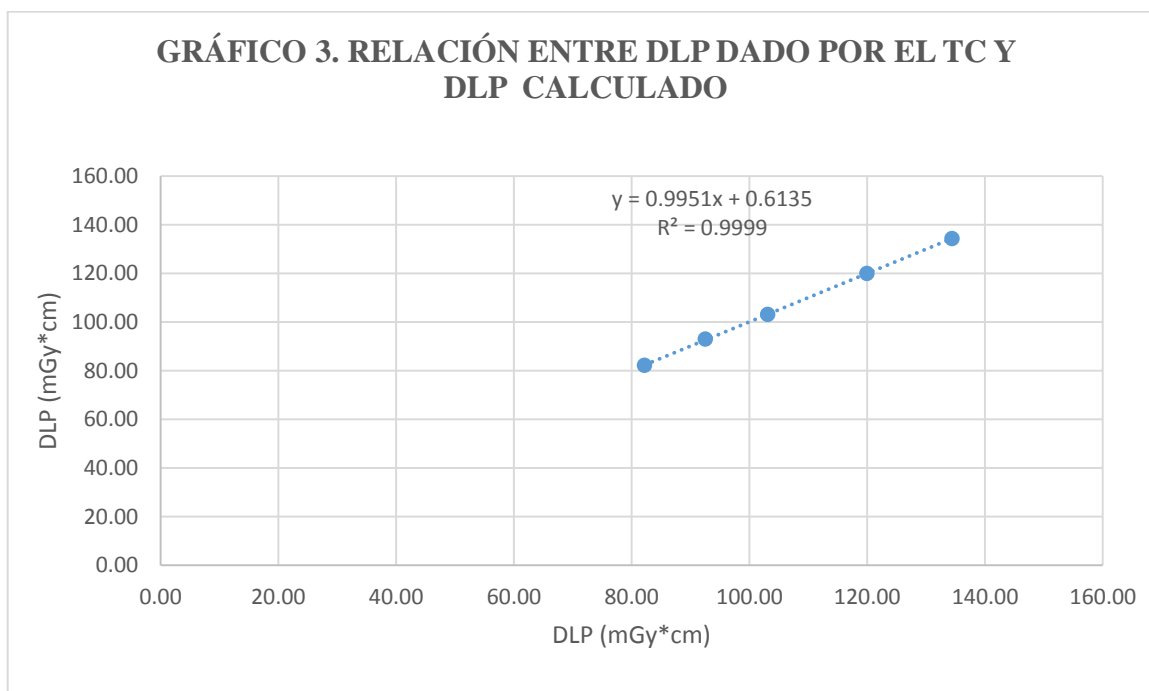
TABLA 6. RELACIÓN DE DLP CALCULADO POR TC Y CALCULADO.

Paciente	DLP calculado por el equipo de TC	DLP calculado por el equipo investigador	Discrepancia entre DLP teórico y calculado
A	82.22	82.23	0.01
B	92.51	93.01	0.5
C	103.13	103.13	0
D	119.99	119.99	0
E	134.42	134.37	-0.05

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

La tabla numero 6 muestra la comparación entre los valores para el Producto Dosis Longitud (DLP) calculado por el tomógrafo y el calculado por el equipo investigador. La columna 2 presenta el DLP calculado por el equipo una vez realizado el estudio de Angio-Tomografía Torácica tomando en cuenta los factores de longitud, kVp y mA para cada paciente respectivamente, la columna 3 muestra los valores para DLP calculado por el equipo investigador a partir de la ecuación 2.5.4 para cada uno de los pacientes que fueron sujeto de estudio. Y en la última columna se puede valorar la discrepancia encontrada entre ambos DLP.

Con base a los resultados obtenidos para los valores de DLP calculado por el algoritmo utilizado en el protocolo del tomógrafo y el calculado por el equipo investigador, se observa que la estimación de dosis recibida para un paciente está dentro de los parámetros permitidos para dicho equipo; así también estos valores se encuentran dentro lo permitido por las instituciones reguladoras de la aplicación de radiaciones ionizantes. La diferencia entre los valores de los parámetros que se evalúan no sobre pasan una discrepancia del 1%.



El grafico 3 indica la relación entre los valores de Producto de Dosis Longitud dado por el Tomógrafo utilizado y los valores calculados. Se puede observar una relación lineal del 99.99%.

Relación de los valores de dosis absorbida recibida encontrados y los valores establecidos por documentos técnicos recomendados a nivel internacional.

TABLA 7. COMPARACIÓN ENTRE VALOR DE DLP CALCULADO Y EL VALOR ORIENTATIVO RECOMENDADO POR LOS PROTOCOLOS INTERNACIONALES.

Paciente	DLP calculado (mGy*cm)	DLP (mGy*cm) recomendado por la ICRP.	
		0 – 1 año	5 años
A	82.23	204	-
B	93.01	204	-
C	103.13	204	-
D	119.99	-	228
E	134.37	204	-

La tabla número 7 muestra la comparación entre los valores para el Producto Dosis Longitud (DLP) calculado por el equipo investigador y el recomendado por la ICRP para exploraciones de Tórax de niños de 0–1 año y de 5 años. Se observa que los datos encontrados están dentro de los valores permitidos por las instituciones reguladoras internacionales de la aplicación de radiaciones ionizantes. Sin embargo se debe enfatizar que los valores presentados son para una sola exploración, pero en el caso que se realice más de una exploración con el mismo objetivo, el principio de Justificación y Optimización se estará Omitiendo y colocando al paciente en un riesgo mayor que el beneficio obtenido.

Estimación de riesgos de cáncer radioinducido en pacientes pediátricos irradiados, a partir de dosis efectiva en órganos de importancia.

TABLA 8. VALORES CALCULADOS DE DOSIS EFECTIVA A PARTIR DE LOS FACTORES DE CONVERSION SEGÚN REGION ANATOMICA IRRADIADA.

Paciente	DLP calculado (mGy*cm)	Dosis efectiva normalizada del producto de dosis- longitud a dosis efectiva $\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$.	Dosis efectiva (mSv)
A	82.23	0.011	0.9045
B	93.01	0.011	1.0231
C	103.13	0.011	1.1344
D	119.99	0.0040	0.4799
E	134.37	0.011	1.4781

Las dosis efectivas de una sola TC según estudios realizados oscilan entre aproximadamente <1 a 30 mSv. En los niños que se han sometido a TC aproximadamente un tercio ha tenido al menos tres exploraciones. Múltiples escaneos presentan una preocupación particular debido al incremento de riesgo. Además, se puede realizar más de una "fase" de exploración durante un único examen, aumentando aún más la dosis de radiación. Un único examen durante la TC pediátrica puede ser suficiente en la gran mayoría de los casos. Los riesgos de vida más altos estimados en un único estudio pueden ser menores a 1 caso de cáncer en 1000 niños irradiados.

Con base a los datos de la tabla 8, los estudios oscilan en Dosis efectiva no mayor que 2 mSv por lo que con base a investigaciones realizadas en Centros Hospitalarios pediátricos de gran importancia a nivel mundial, el riesgo de un paciente pediátrico de desarrollar cáncer radio inducido en órgano de importancia irradiado se mantiene de 1 caso en 1000 niños irradiados, en el entendido de una sola exploración, este riesgo aumentará si el número de veces expuesto aumenta.

CAPÍTULO VI. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

De acuerdo a los resultados obtenidos mediante la guía de observación y cálculos realizados por el equipo investigador, con el fin de dar respuesta a los objetivos planteados en la investigación, el grupo concluye:

Con respecto al protocolo clínico y protocolo radiológico:

- El departamento de Radiología e Imágenes del Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom no cuenta con un protocolo clínico establecido que sirva de guía para la realización de estudios de Angio-Tomografía Torácica.
- Existe un protocolo radiológico establecido por la jefatura del departamento de Radiología e Imágenes, sin embargo este protocolo no es del conocimiento de todos los profesionales de radiología del hospital.
- El protocolo radiológico de operación que se utiliza al momento de someter a un paciente a un estudio de Angio-Tomografía Torácica es el que está preestablecido en el equipo de Tomografía Computarizada, por lo que cada profesional de radiología puede modificar parámetros técnicos y físicos del protocolo según su experiencia y formación.

Con base a los resultados obtenidos para los valores de Unidades Hounsfield:

- El equipo de Tomografía Computarizada del Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom se encuentra calibrado de acuerdo a la relación de Unidades Hounsfield teóricas y medidas obtenidas a partir de los valores brindados por el Laboratorio de metrología de Ciencias de Investigación y Aplicaciones Nucleares (CIAN).

- La estimación realizada por el tomógrafo para los valores de dosis absorbida que reciben los pacientes sometidos a estudios de Angio-Tomografía Torácica están dentro de los rangos permitidos para ese equipo según los valores de Unidades Hounsfield brindados en la calibración realizada.

Según los resultados de índice de dosis que relaciona la Dosis absorbida que recibe un paciente de acuerdo a la longitud de exploración de un estudio de Angio-Tomografía Torácica:

- La longitud de exploración de un estudio de Angio-tomografía Torácica influye directamente en el índice de la Dosis Absorbida promedio que recibe un paciente, por tanto a mayor longitud de exploración mayor dosis recibida.
- Tomando en cuenta la longitud de exploración de un estudio de Angio-Tomografía Torácica en relación a la edad del paciente esta aumenta la probabilidad de padecer efectos estocásticos a futuro según la dosis recibida.

Con base a los resultados obtenidos en el cálculo del Producto Dosis Longitud:

- Los valores del Producto de Dosis Longitud (DLP) que reciben los pacientes en el Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom se encuentran por debajo de los valores de dosis absorbida establecidos por las instituciones internacionales reguladoras de la aplicación de radiaciones ionizantes.
- La dosis absorbida que reciben los pacientes del Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom de acuerdo a la clasificación pediátrica están por debajo de los rangos preestablecidos para los mismos.

RECOMENDACIONES.

A la jefatura del departamento de Radiología e Imágenes del Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom:

- A partir de un equipo multidisciplinario (Medico Radiólogo, Cardiólogo, Hemodinamista) se elabore un protocolo clínico que sirva como guía al personal de radiología encargado de realizar los estudios de Angio-Tomografía Torácica.
- Se unifiquen los parámetros físicos del protocolo radiológico establecido teniendo en cuenta las normas de protección radiológica en pediatría para realizar una Angio-Tomografía Torácica.
- Capacitar a todo su personal en cuanto a las actualizaciones de los protocolos utilizados en la realización de estos estudios.
- Debido a que el personal de radiología que opera en el área de tomografía no es fijo, realizar capacitaciones periódicas sobre anatomía y fisiología relacionada a los estudios de Angio-Tomografía Torácica.
- Seguir realizando las calibraciones al equipo de tomografía para el UNRA que se efectúan cada dos años por el Laboratorio de metrología del Centro de Investigación y Aplicaciones Nucleares (CIAN) y las realizadas por la empresa distribuidora del tomógrafo, las cuales se hacen mensualmente y así mantener la veracidad de las dosis que reciben los pacientes al ser sometidos a estudios que requieran la utilización del tomógrafo.

AL PERSONAL DE RADIOLOGÍA E IMÁGENES:

- Hacer uso adecuado del factor longitud de exploración al momento de realizar estudios de Angio-Tomografía Torácica; delimitando el estudio sólo al área de interés, es decir desde los vértices pulmonares hasta los ángulos diafragmáticos.
- Tomar en cuenta la edad del paciente al momento de seleccionar los parámetros físicos (kV, mAs, pitch) en un estudio de Angio-Tomografía Torácica.
- Evitar repetir barridos de exploración.
- Realizar las calibraciones diarias al tomógrafo con el fin de mantener el buen estado del equipo de tomografía y evitar fallas técnicas al momento de realizar estudios de Angio-Tomografía Torácica.

BIBLIOGRAFIA.

1. Manual de Organización y Funciones Específico del Departamento de Imágenes Médicas del Hospital Nacional de Niños “Benjamín Bloom” 1ª Edición.2014.
2. Revista Chilena de Radiología. Vol. 12 N° 1, año 2006;28-32.
3. Interacción de los fotones con la materia. 2017 [citado 17 de abril 2017]. Disponible en: <http://mednuclear.wikidot.com/interaccion-de-fotones-con-la-materia>.
4. Efectos biológicos de la radiación ionizante. 2017 [citado 20de abril de 2017]. Disponible en: http://rinconeducativo.org/contenidoextra/radiacio/5efectos_biologicos_de_la_radiacin_ionizante.html.
5. Efectos biológicos de las radiaciones. 2017 [citado 24 de abril de 2017]. Disponible en: http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm/sec_10.htm
6. Pablo G. María P. Efectos biológicos de la radiación. 2017 [Citado 25 de abril de 2017]. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/33/052/33052454.pdf.
7. Roberto N. Cherry Jr. Radiaciones ionizantes. 2017 [Citado 12 de julio de 2017]. Disponible en: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/EnciclopediaOIT/tomo2/48.pdf>.
8. Protección radiológica I. Dosis de radiación. 2017. [Citado 13 de julio de 2017]. Disponible en: <http://proteccionrad.blogspot.com/p/dosis-de-radiacion.html>.
9. Eduardo G. Radiaciones ionizantes y protección radiológica. 2017. [Citado 16 de julio de 2017]. Disponible en: http://62.43.237.121/nuclear_radi.pdf.

10. Miguel A. MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS. 2017 [Citado 5 de agosto de 2017]. Disponible en:
<file:///C:/Users/prueba/AppData/Local/Temp/t3.pdf>.
11. Annals of the ICRP. Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection. 2017. [Citado 20 de septiembre de 2017]. Disponible en: www.icrp.org.
12. David S. Pediatric Considerations in Computed Tomographic Angiography. 2017 [Citado 29 de septiembre de 2017]. Disponible en:
www.iaea.or.
13. Radiation Protection in Paediatric Radiology. Safety Reports SeriesNo.71. 2017. [Citado 24 de noviembre de 2017]. Disponible en:
file:///C:/Users/prueba/AppData/Local/Temp/Pub1543_web.pdf.

ANEXOS

Anexo 1 GLOSARIO.

1. Angio-Tomografía Torácica: Consiste en la obtención de imágenes de alta calidad del sistema cardiovascular a través de un tomógrafo, que permiten el estudio de las estructuras vasculares.
2. $CTDI_{VOL}$: Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen. Indica la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y, mientras que el establece la dosis promedio de radiación en el volumen x-yz atribuible a un desplazamiento unitario de la camilla en el eje z.
3. $CTDI_w$: representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y.
4. DLP: Producto Dosis Longitud.
5. Dosis umbral: Por encima de la cual se producen efectos biológicos deterministas.
6. Tomografía Computarizada (TC): es una tecnología para diagnóstico con imágenes. Utiliza un equipo de rayos X especial para crear imágenes transversales del cuerpo.
7. Energía de ligadura: La energía mínima que hay que comunicar al átomo para arrancar el electrón.
8. Energía cinética: Es la energía del movimiento. La energía cinética de un objeto es la energía que posee a consecuencia de su movimiento.
9. ICRP: Comisión Internacional de Protección Radiológica.
10. Ionización: Es el fenómeno químico o físico mediante el cual se producen debido al exceso o falta de electrones respecto a un átomo o molécula neutra.
11. OIEA: Organismo Internacional de Energía Atómica.
12. Pixel: Unidad básica de una imagen digitalizada en pantalla a base de puntos de

color o en escala de grises.

13. Protocolo clínico: Es un conjunto de recomendaciones sobre los procedimientos diagnósticos a utilizar ante un paciente con un determinado cuadro clínico, o sobre la actitud terapéutica más adecuada ante un diagnóstico clínico o un problema de salud.
14. Protocolo radiológico: Es un conjunto de recomendaciones que se utilizan para realizar procedimientos radiológicos ante un paciente con un determinado cuadro clínico.
15. Radiación: Es el fenómeno mediante el cual se propaga energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas a través del vacío o de un medio material.
16. Rayos X: Se designa a una radiación electromagnética, invisible para el ojo humano, capaz de atravesar cuerpos opacos y de imprimir las películas fotográficas.
17. Sievert (Sv): Es una unidad derivada del SI que mide la dosis de radiación absorbida por la materia viva, corregida por los posibles efectos biológicos producidos.
18. Tomografía computarizada (TC): es una tecnología para diagnóstico con imágenes. Utiliza un equipo de rayos X especial para crear imágenes transversales del cuerpo.
19. Unidades Hounsfield: Es el número asignado a cada pixel en la imagen final de una tomografía computarizada que representa la densidad del objeto irradiado.
20. Vóxel: es la unidad cúbica que compone un objeto tridimensional.

Anexo 2

TÓRAX ANGIOGRAFÍA	
INDICACIONES	Enfermedades cardiacas congénitas, anomalías coronarias, enfermedad de Kawasaki, coartación de la aorta, anillo vascular, enfermedad pulmonar veno-oclusiva, embolia pulmonar, mal formación congénita de vías aéreas pulmonares, mal formación arterio-venosa pulmonar, aneurisma, traumatismo de la Aorta.
REGION	TÓRAX
TOPOGRAMA	VERTICE DEL TÓRAX, ÁNGULOS COSTOFRÉNICOS
MEDIO DE CONTRASTE	ENDOVENOSO: CONTRASTE NO IÓNICO
DOSIS DE CONTRASTE	1.0 – 1-5 cc por kg de peso
RETARDO	Bolus Tracking en callado aórtico o aorta Ascendente. Hacer cortes de localización a nivel de la Carina.
VELOCIDAD DE INYECCION	De 1.5 a 2.0 cc por segundo
KV: 80	mAs efectivo de acuerdo a tabla >20kg..... 20-25 mAs <20kg..... 60-80 mAs
GROSOR DE CORTE	0.75 – 1.0 mm
FEED DE ROTACION	24.0 mm
TIEMPO DE ROTACION	0.5 segundos
KERNEL	B30F – B80F
INCREMENTO	0.5mm
VENTANAS DE VISUALIZACION	Pulmonar y Mediastínica
COMENTARIOS ESPECIALES	Recordar que el paciente tiene que tener acceso venoso con catéter #20 a #22 (lactantes)

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.

ACTIVIDADES	Febrero				Marzo				Abril				Mayo				Junio				Julio				Agosto				Septiembre				Octubre				Noviembre			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
CAPITULO I																																								
Planteamiento del problema																																								
Justificación																																								
Objetivos																																								
Entrega de capítulo I																																								
CAPITULO II																																								
Marco teórico																																								
Entrega capítulo II																																								
CAPITULO III																																								
Operacionalización de variables																																								
Entrega capítulo III																																								
CAPITULO IV																																								
Diseño metodológico																																								
Entrega capítulo IV																																								
ENTREGA DE PROTOCOLO																																								
EJECUCIÓN																																								
ENTREGA DEL INFORME FINAL																																								
DEFENSA DE TESIS																																								



CERTIFICADO DE APROBACION REQUISITOS DE FUNCIONAMIENTO DE EQUIPO DE TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA

EQUIPO: Tomógrafo Axial Computarizado (TAC)

MARCA: Siemens MODELO: Somatom Emotion , No SERIE: 80598

OBJETO DE PRUEBA: CATPHAN 500

UNIDAD: Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom, 25 Av Norte y Boulevard de los héroes, San Salvador

FECHA DE EVALUACION: 01/07/2015

PARAMETROS DE OPERACIÓN DEL EQUIPO:

Imagen No	Kv	mAs	Fov(Cm)	Filtro	Corte (mm)	Modo operación	Archivo
1	110 Kv	373	22.0	C30s	1.2	axial	N/A
2	110	354	22.0	C30s	4.8	axial	N/A
3	110	354	22.0	C30s	8.0	Axial	N/A
4	110	355	22.0	C30s	2.4	Axial	N/A
5	110	373	22.0	C30s	1.2	axial	N/A
6	110	355	22.0	C30s	10.0	axial	N/A
7	110	354	22.0	U90s	2.4	Axial	N/A
8,9	110	348,340	22.0	H20s,C30s	2.4,2.4	Axial	N/A

RESULTADOS DE LA PRUEBA:

*: Valores irregulares

Imagen No	Parámetro verificado	Estado
9	uniformidad	ROI: Centro=0.9Hu Arriba=0.6Hu Abajo=2.2 Hu Izquierda=0.4Hu Derecha=0.6 Hu Desviación Estándar: = 3.64 (promedio) variación permitida: = 8 Hu Aprobado
1,2,3,4,6	Espesor de corte	Valor Esperado= 1.2, 2.4, 4.8, 8.0, 10 mm Eje X = mm Eje Y =mm Valor Medido= 1.76, 2.52, 4.94, 6.62, 9.66 mm *(con observación) Variaciones permitidas : 10%: > 8 mm, 25%: 2-8mm, 50% : < 2mm, Aprobado
2	Linealidad de # CT Variación aceptable ±10%	Material Teflón Acrílico LDPE Aire Energía efectiva =120 Kev # CT Teórico: 990 120 -100 -1000 $R^2 = 1.0$ #CT Medido: 972.9 117.2 -116.4 -1022.6 Aprobado
8	Resolución de bajo contraste	Contraste (%) 0.3 % 0.5 % 1 % Profundidad (mm) con 1% contraste 7 5 3 Rango Observable(mm): 4-15 3-15 2-15 Rango Observable: 3-9, 3-9, 3-9 # Detalles Observables 7 8 9 # Detalles observables: 4 4 4 Criterio Aprobación: # MínimoObservable:7,7,8 Criterio Aprobación: # Mínimo obs. 3 3 2 Filtro utilizado: Std. Filtro utilizado: Std. Aprobado Aprobado
9	Ruido	X(mm) Y(mm) Media (Hu) SD (Hu) Promedio SD= 3.64 (Ruido) 0 0 0.9 4.6 0 75 -0.6 3.4 0 -75 2.2 3.8 75 0 0.6 3.0 Aprobado
7	Resolución espacial (alto contraste) evaluación visual	8 par líneas/cm (Gap= 0.063cm) (ver anexo) Criterio de Aprobación : Detalle mínimo observable 10 p/cm (con filtro) Nota: Filtro : U90s. *Aprobado
2,3,4,5,6	Alineamiento de laser en eje axial Z (posición de corte)	Corte (mm) 1.0 2.0 4.0 6.0 10 Desviación en dirección de z (mm): *0.0mm, *0.0mm, 0.04mm 0.00 mm 0.04mm Criterio Aprobación:< 10% espesor de corte Aprobado con observación

Elaboro Reporte Anexo: Ing. Vladimir Polanco

Verifico y elaboro certificado: Ing. Luis R. Portillo

Firma:

firma: _____ (Responsable Técnico)

Fecha: 03/07/2015

Fecha: 06/07/2015

Centro de Investigaciones y aplicaciones Nucleares (CIAN), Facultad de Ingeniería y Arquitectura (FIA),
Universidad de El Salvador

**FORMULARIO DE EVALUACION DE REQUISITOS DE FUNCIONAMIENTO
DE EQUIPO DE TOMOGRAFIA AXIAL COMPUTARIZADA
DPTO. ECA-CIAN-FIA-UES**

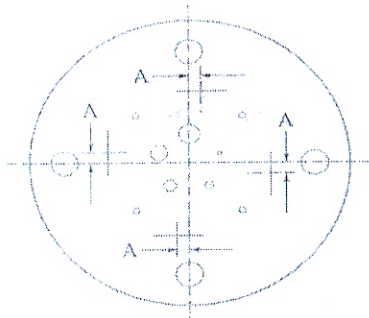
FECHA: 01/07/2015

INFORMACION GENERAL

DATOS DE LA INSTITUCION	
Establecimiento:	HOSPITAL NACIONAL DE NIÑOS BENJAMÍN BLOOM
Dirección:	25 Av NORTE Y BULEVAR DE LOS HÉROES
Responsable:	Licda. MARCIA GALEAS HERNÁNDEZ

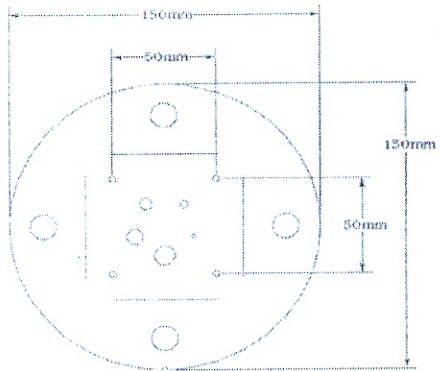
DATOS DEL EQUIPO			
Marca:	SIEMENS	Modelo:	SOMATOM Emotion
		S/N:	80598

VERIFICACION DE LA POSICION



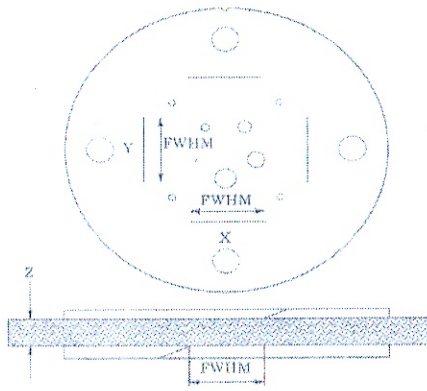
CORTE (mm)	A(mm)				PROMEDIO
	IZQUIERDA	DERECHA	ARRIBA	ABAJO	
1.2	0.0	0.0	0.1	0.0	
2.4	0.2	0.1	0.2	0.0	
4.8	0.1	0.1	0.2	0.1	
8	0.1	0.1	0.2	0.0	
10	0.1	0.2	0.2	0.1	

VERIFICACION DE LA GEOMETRIA CIRCULAR



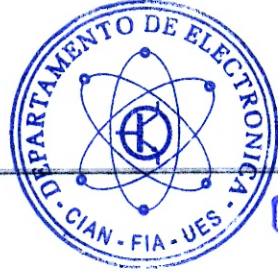
CORTE (4.8 mm)	HORIZONTAL (mm)		VERTICAL (mm)		PROMEDIO
	IZQUIERDA	DERECHA	ARRIBA	ABAJO	
INTERNO	50	50.0	50	50	50.0
EXTERNO	145.8		145.8		145.8

VERIFICACION DE LA GEOMETRIA DEL CORTE



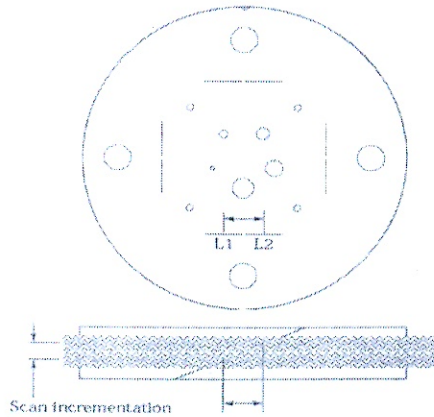
CORTE (mm)	FWHM				PROMEDIO
	IZQUIERDA	DERECHA	ARRIBA	ABAJO	
1.2	1.8	1.8	1.8	1.8	1.76
2.4	2.5	2.5	2.5	2.5	2.52
4.8	5.5	4.6	5.0	4.6	4.94
8	6.7	6.7	6.7	6.3	6.62
10	9.7	9.7	9.7	9.7	9.66

CORTE (mm)	VOLUMENES OBSERVABLES(mm)				
	2	4	6	8	10
4.8	NO SE VE	4	6	8	10
ERROR (%)	-	0.00%	0.00%	0.00%	0.00%



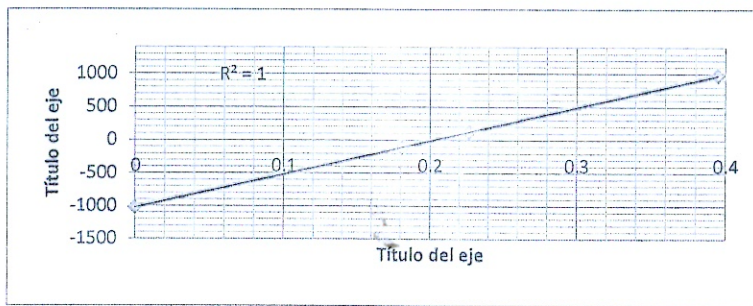
03 JUL 2015

VERIFICACION DEL INCREMENTO DE LA GEOMETRIA DEL CORTE

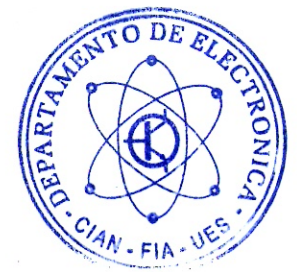


(mm)					
CORTE 4.8mm	IZQUIERDA	DERECHA	ARRIBA	ABAJO	PROMEDIO
L1+L2	10.2	10.2	10.2	10.2	10.25
L1-L2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.00

VERIFICACION DE LA SENSITOMETRIA

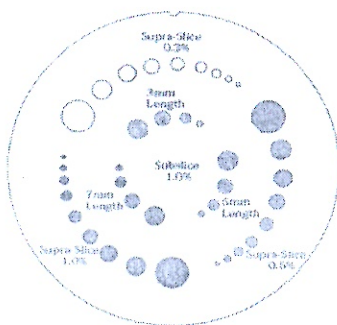


OBJETOS	NUMEROS "H"				
	AIRE	LDPE	ACRILICO	TEFLON	R
$\mu(1/cm)$	0	0.181	0.227	0.395	-
TEORICO	-1000	-100	120	990	0.9999
MEDIDO	-1022.6	-116.4	117.2	972.9	1.0000
CS	0.000178	0.000009	0.000384	0.000219	
SD	5.30	5.40	3.30	57.60	



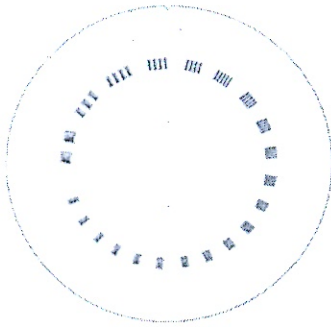
03 JUL 2015

VERIFICACION DEL BAJO CONTRASTE



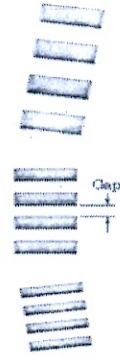
CORTE SUPERIOR			CORTE INTERIOR		
CONTRASTE			PROFUNDIDAD(mm). CONTRASTE=1%		
1%	0.50%	0.30%	7	5	3
2.0 mm	2.0 mm	2.0 mm	3.0 mm	3.0 mm	3.0 mm
3.0 mm	3.0 mm	3.0 mm	5.0 mm	5.0 mm	5.0 mm
4.0 mm	4.0 mm	4.0 mm	7.0 mm	7.0 mm	7.0 mm
5.0 mm	5.0 mm	5.0 mm	9.0 mm	9.0 mm	9.0 mm
6.0 mm	6.0 mm	6.0 mm	ART.VISTOS	ART.VISTOS	ART.VISTOS
7.0 mm	7.0 mm	7.0 mm	4	4	4
8.0 mm	8.0 mm	8.0 mm			
9.0 mm	9.0 mm	9.0 mm			
15.0 mm	15.0 mm	15.0 mm			
ART.VISTOS	ART.VISTOS	ART.VISTOS	filtro H20s		
9	8	7			

VERIFICACION DE LA RESOLUCION



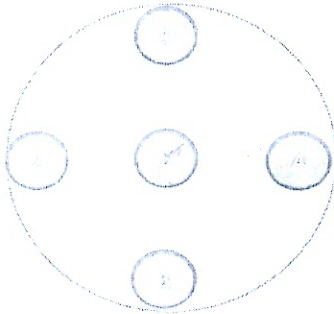
Line Pair/cm	Gap Size
1	0.500 cm
2	0.250 cm
3	0.167 cm
4	0.125 cm
5	0.100 cm
6	0.083 cm
7	0.071 cm
8	0.063 cm
9	0.056 cm
10	0.050 cm

Line Pair/cm	Gap Size
11	0.045 cm
12	0.042 cm
13	0.038 cm
14	0.036 cm
15	0.033 cm
16	0.031 cm
17	0.029 cm
18	0.028 cm
19	0.026 cm
20	0.025 cm
21	0.024 cm



Filtro U90s

VERIFICACION DE LA UNIFORMIDAD DE LA IMAGEN

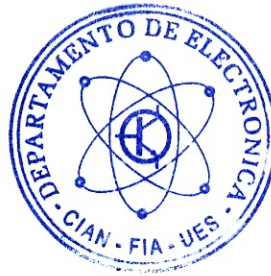


POSICION	NUMERO "H"	
	PROMEDIO	D.S.
1	-0.6	3.40
2	0.4	3.40
3	2.2	3.80
4	0.6	3.00
5	0.9	4.60

Realizó este reporte: Ing Vladimir Alberto Polanco Zepeda

Revisó reporte: Héctor Enrique Carrillo

f.



3 JUL 2015