



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MÉXICO  
FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS SUPERIORES  
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL  
UMAE HOSPITAL GENERAL  
"DR. GAUDENCIO GONZÁLEZ GARZA"  
CENTRO MEDICO NACIONAL "LA RAZA"**

---

---

**Resolución espacial en tomografía  
abdominal con protocolo ALARA en  
pacientes pediátricos oncológicos en  
seguimiento.**

**TESIS**

Que para obtener el título de

**Especialista en:**

**Imagenología diagnóstica y terapéutica**

**PRESENTA:**

Alfonsina Eréndira López Flores

**DIRECTOR DE TESIS:**

Dra. Xóchitl Lizbeth Serrano Almanza



Ciudad de México, 2017



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**AUTORIZADA POR:**

---

**DRA. MARIA TERESA RAMOS CERVANTES.**  
DIRECTORA DE EDUCACIÓN E INVESTIGACIÓN EN SALUD  
U. M. A. E. DR. GAUDENCIO GONZÁLEZ GARZA  
CENTRO MÉDICO NACIONAL "LA RAZA"  
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL

---

**DR. JORGE RAMÍREZ PÉREZ**  
TITULAR DEL CURSO UNIVERSITARIO DE RADIOLOGÍA E IMAGEN  
U. M. A. E. DR. GAUDENCIO GONZÁLEZ GARZA  
CENTRO MÉDICO NACIONAL "LA RAZA"  
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL

---

**DRA. XÓCHITL LIZBETH SERRANO ALMANZA**  
ASESOR DE TESIS  
MÉDICO RADIÓLOGO ADSCRITO AL SERVICIO DE RADIOLOGÍA E IMAGEN  
U. M. A. E. DR. GAUDENCIO GONZÁLEZ GARZA  
CENTRO MÉDICO NACIONAL "LA RAZA"  
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL

---

**DRA. ALFONSINA ERÉNDIRA LÓPEZ FLORES**  
TESISTA  
MÉDICO RESIDENTE DE CUARTO AÑO DE IMAGENOLÓGÍA  
DIAGNÓSTICA Y TERAPEUTICA.  
U. M. A. E. DR. GAUDENCIO GONZÁLEZ GARZA  
CENTRO MÉDICO NACIONAL "LA RAZA"  
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL.



## **AGRADECIMIENTOS**

*Le agradezco a Dios por permitirme llegar hasta éste día, por guiarme a lo largo de mi camino y por brindarme la fortaleza para seguir adelante aún en aquellos momentos de debilidad.*

*Infinitas gracias a mis padres Ana y Alejandro por todos sus consejos, valores inculcados y cuidados que siempre me dieron a lo largo de mi vida. Por ser ejemplo de vida y otorgarme la oportunidad de estudiar ésta carrera, en la cual me brindaron su apoyo incondicional.*

*A mi hermano Adán por apoyarme en aquellos momentos de necesidad, por ser un ejemplo de estudio y desarrollo laboral y por todos los grandes momentos que hemos compartido juntos.*

*Gracias Eduardo por ser una parte muy importante de mi vida, por tu compañía y por motivarme a seguir adelante en los momentos de desesperación. Gracias por tu cariño y tu paciencia durante ésta etapa de mi vida.*

*A todos mis profesores gracias por su gran apoyo, su dedicación de tiempo, por sus conocimientos y sobre todo por su amistad. En especial quiero agradecer a la Dra. Xochitl Serrano por siempre brindarme palabras de aliento durante mi especialidad, por su apoyo, su tiempo invertido, todas sus atenciones, sus consejos y su confianza.*

*A mi Familia y Amigos..... gracias por creer en mí!*



## **AUTORES:**

### **Investigador Principal:**

Dra. Serrano Almanza Xóchitl Lizbeth

Matrícula: 99364470

Servicio: Radiología e Imagen

Adscripción: Hospital General Dr. "Gaudencio González Garza". Centro Médico Nacional "La Raza".

Dirección: Calzada Vallejo y Jacarandas s/n, Col. La Raza. Delegación Azcapotzalco, México, D.F. C.P. 02990

Teléfono 57245900 ext. 23416 o 23417.

Celular: 5522950881

Correo: xochitserrano@yahoo.com.mx

### **Tesista:**

Dra. López Flores Alfonsina Eréndira

Matrícula: 98367545

Servicio: Radiología e Imagen

Adscripción: Hospital General Dr. "Gaudencio González Garza". Centro Médico Nacional "La Raza".

Dirección: Calzada Vallejo y Jacarandas s/n, Col. La Raza. Delegación Azcapotzalco, México, D.F. C.P. 02990

Teléfono 57245900 ext. 23416 o 23417.

Celular: 5513713345

Correo: neferalfo@hotmail.com



# ÍNDICE GENERAL

---

Índice General	
1. Resumen.....	6
2. Antecedentes científicos.....	8
3. Marco teórico.....	14
4. Planteamiento del problema.....	27
5. Pregunta de investigación.....	28
6. Justificación.....	29
7. Hipótesis.....	30
8. Objetivos.....	31
9. Diseño metodológico.....	32
9.1 Material y métodos.....	32
9.2 Criterios de selección.....	33
9.3 Análisis Estadístico.....	34
9.4 Medición e identificación de variables.....	34
10 Aspectos éticos.....	41
11 Recursos humanos y Factibilidad.....	42
12 Resultados.....	43
13 Conclusiones.....	53
14 Cronograma de actividades.....	54
15 Bibliografía.....	55
16 Anexos.....	58



# 1. RESUMEN

---

## **RESOLUCIÓN ESPACIAL EN TOMOGRAFÍA ABDOMINAL CON PROTOCOLO ALARA EN PACIENTES PEDIÁTRICOS ONCOLÓGICOS EN SEGUIMIENTO.**

*Dra. Xochitl Lizbeth Serrano Almanza Médico MBRX, Dra. Alfonsina Eréndira López Flores R4RX.*

**Antecedentes:** Día a día todos estamos expuestos a radiación, ya sea por las fuentes naturales como la radiación cósmica, la radiación terrestre y los elementos radiactivos presentes en el ambiente, así como por las fuentes Artificiales que fundamentalmente se aplican en procedimientos médicos e industriales.

Aproximadamente en el mundo, se efectúan cerca de 4 mil millones de evaluaciones de imagenología diagnóstica que utilizan radiación ionizante. Estudios recientes mencionan que se ha aumentado sustancialmente la cantidad de procedimientos de diagnóstico que utilizan radiación en los últimos 30 años ya que antes de 1980, se estimaba que una dosis efectiva de 0,53 mSv (cerca del 15% del total) provenía de las imágenes médicas. Actualmente corresponde a 3.0 mSv, un aumento cercano al 600%; cerca de la mitad de este porcentaje proviene de la Tomografía Computada (TC).

La dosis relativamente alta de radiación que caracteriza las exploraciones de la tomografía computada, en la actualidad a generado el estudio de posibles estrategias para reducir la exposición a ésta; el abdomen como región anatómica es un segmento de alta absorción de radiación debido a su composición tisular mixta y densa, en nuestro Hospital es un estudio de alta demanda en la población pediátrica, debido a procesos de abdomen agudo, enfermedades nefrológicas, de seguimiento oncológico, y más raramente en padecimientos vasculares y reumatológicos. Por lo que crear protocolos de baja radiación y de baja dosis de medio de contraste intravascular, que mantengan los parámetros de calidad de la resolución de imagen, beneficiara a todos los pacientes, sobre todo aquellos en los que se requieren exploraciones reiteradas o de control.

**Pregunta de investigación:** ¿Cuál será la Resolución Espacial en tomografía abdominal con protocolo ALARA en pacientes pediátricos oncológicos en seguimiento?

**Objetivo:** Caracterizar la resolución espacial en tomografía computada con protocolo ALARA en la exploración de abdomen de pacientes pediátricos oncológicos en seguimiento.

**Hipótesis:** Debido a las características del estudio la hipótesis no se requiere.

**Material y Métodos:** Se realizó estudio retrospectivo, transversal, descriptivo, comparativo en 20 pacientes pediátricos, entre 20-50Kg de peso, con padecimientos oncológicos ya caracterizados, a los que se les realizó previamente tomografía de abdomen con protocolo convencional y en el seguimiento a 6-12 meses se efectuó con protocolo ALARA, valorando y comparando la resolución espacial de los órganos abdominales en ambos estudios, determinando la concordancia interobservador y la Dosis de Radiación Efectiva. Éstos estudios fueron obtenidos en Tomógrafo helicoidal multicorte de 64 líneas, en el Hospital General "Gaudencio González Garza" UMAE La Raza.

En ambos protocolos se colocó al paciente en la mesa de exploración en decúbito supino, con dirección al gantry caudo-craneal, alineando con línea media y línea axial del gantry, sin angulación. El Surview con ángulo de 180, longitud: 300, kv 120, mAs 80 en protocolo Convencional y kv 80, mAs 20 en protocolo ALARA. FOV de 300 mm, dirección: fuera, incremento: 5 (contiguos), colimación 64 x 0.625, kv 120, mAs 200 en protocolo convencional y kv 80, mAs 150 en protocolo ALARA, tiempo rotación de tubo 0.5 sec, filtro: Sharp (C), resolución estándar. Instilación de medio de contraste endovenoso lodado, hidrosoluble, no iónico, concentración de 350 mg/l, con cálculo a 300-600 mg de I por kg de peso en protocolo convencional y 300 mg por kg de peso en protocolo ALARA, caudal de 2-3 ml/seg en protocolo convencional y 2 ml/seg en protocolo ALARA, tiempo de retraso de 12-15 segundos para protocolo convencional y de 12 segundos en protocolo ALARA para la obtención de imágenes en fase portal temprana hepática. En la reconstrucción: Matriz 512 x 512, de 1.5 mm y overlap, kernel para tejidos blandos (Sharp). En la visualización y postproceso: Ventana y ancho de ventana de 80/400 a 800, con grosor de corte visualizado de 3.5 mm en protocolo convencional y de 3 mm para protocolo ALARA, en reconstrucciones multiplanares. Se obtuvo la autorización firmada del tutor legal con el total conocimiento de los pormenores en los cambios en la calidad de imagen que pudieran existir y se comunicó para qué fines se utilizará.

**Resultados:** Tanto en la evaluación subjetiva como en los índices cuantitativos no hubo diferencias significativas en cuanto a la resolución de imagen entre ambos protocolos. La concordancia interobservador para la determinación de la resolución espacial fue muy buena ( $k = 1$ ). Se evaluaron 10 variables comparando el protocolo convencional con el protocolo ALARA, utilizando una escala de 1 a 4 puntos según la calidad de resolución y una escala de 1 a 5 según la presencia de artefactos; 18 de los estudios se interpretaron con resolución espacial de imagen diagnóstica con valores 4/4 y valor 1/5 para presencia de artefactos, los 2 estudios restantes fueron evaluados con una puntuación de 4/4 para la resolución espacial y 2/5 para la de artefactos.

Los motivos de resolución de imagen con artefacto notable que no impedían la interpretación fueron artefactos generados por la transición de las imágenes propios de la técnica.

Mientras que la Dosis de Radiación Efectiva con el Protocolo Convencional alcanzó un rango desde 6.53 hasta 10.3 mSv, en comparación con el Protocolo ALARA que presentó una reducción importante de la dosis en un rango de 1.86 hasta 3.21 mSv.

**Conclusión:** Las adquisiciones realizadas con protocolo ALARA brindaron una resolución de imagen equivalente a la lograda con el protocolo Convencional, sin modificar su certeza diagnóstica. En la población estudiada disminuyó ésta Dosis hasta 2.2 mSv, que equivale a una reducción del 68.9% de la Dosis de Radiación Efectiva en comparación con los estudios realizados con Protocolo Convencional. Con éste estudio demostramos que las técnicas de reconstrucción iterativas son prometedoras para lograr niveles aún más bajos del ruido en la imagen, por lo que se deben implementar en la práctica rutinaria como un sistema de mejora continua en el proceso de adquisición de imágenes para la individualización de los estudios de Tomografía en las diferentes instituciones, estableciendo metas para la reducción de dosis de radiación efectiva y secundariamente minimizar los efectos adversos y obtener una mayor eficacia en la atención del paciente.

## 2. ANTECEDENTES CIENTÍFICOS

---

Radiación es la energía emitida y transferida a través del espacio. La materia que intercepta la radiación y que la absorbe se le denomina Expuesta o Irradiada. Existe un tipo particular de Radiación, la cual es capaz de retirar un electrón orbital del átomo con el que interactúa, a ésta, se le conoce como Radiación Ionizante.

En general todas las personas estamos expuestas a fuentes de radiación Ionizante, la cual puede ser de origen Natural o Artificial. Las principales fuentes naturales son la radiación cósmica, la radiación terrestre y los elementos radiactivos presentes en el ambiente. Entre las fuentes Artificiales se encuentran fundamentalmente las aplicaciones médicas y las industriales.

Específicamente las aplicaciones médicas para la radiación pueden ser con fines Diagnósticos o Terapéuticos, como son los métodos de Radiodiagnóstico, la radioterapia y la medicina nuclear, las cuales son las tres grandes ramas en las que se han ido agrupando dichas aplicaciones.

Con el conocimiento vigente acerca de que los diferentes tejidos y órganos tienen una sensibilidad distinta a la radiación, se ha estudiado el riesgo relacionado a ésta en las diferentes partes del cuerpo, tomando en cuenta la llamada Dosis Efectiva, la cual se refiere a la unidad científica de medición de la dosis de radiación, cuya unidad de medida es el millisievert (mSv), la cual además de cuantificar el riesgo, permite compararlo con fuentes más comunes de exposición que van desde la radiación de fondo natural hasta los procedimientos radiográficos con fines médicos. La dosis Efectiva corresponde a la suma de las dosis de los órganos expuestos (en mSv) multiplicadas por un factor de corrección relacionado con la radiosensibilidad de cada órgano expuesto.

Por ejemplo, una TC del cerebro puede resultar en una dosis efectiva de 2.0 mSv y una TC de pelvis puede resultar en una dosis efectiva de 4.0 mSv, esto significa que la exposición total del cuerpo de una TC de pelvis es equivalente al doble de una TC cerebral. Sin embargo, es fácil ver que cualquier riesgo potencial de la TC cerebral sobre el cristalino, por ejemplo, va a ser mucho mayor que el de la TC de pelvis.

Aunque la dosis efectiva continúa siendo la medida más utilizada en las discusiones sobre dosis de radiación ionizante en imágenes en el ámbito clínico, aún sigue siendo una medida problemática y a menudo mal interpretada.



Por otra parte, los efectos biológicos de la radiación se derivan principalmente del daño al ADN. La partícula de Rayos X, un fotón, libera energía cuando interactúa con un electrón. El electrón puede actuar ya sea directamente sobre el ADN (efecto o acción directa) o puede interactuar sobre una molécula de agua teniendo como resultado un radical libre, que a su vez, puede dañar el ADN (acción o efecto indirecto).

El efecto indirecto, es el efecto más dominante, consiste en aproximadamente 2/3 de las interacciones del fotón. El ADN puede verse dañado a través de rupturas en una cadena simple o en la cadena doble. Las rupturas de la cadena simple generalmente se reparan bien con mínimos efectos biológicos.

En cambio, las rupturas en las dos cadenas de ADN (las cuales están muy próximas) son más problemáticas de reparar y tienen una función subyacente que puede producir muerte celular o alteración en la función celular que eventualmente puede desarrollar un cáncer.

Estas reparaciones inapropiadas que resultan en aberraciones estables pueden iniciar uno de los múltiples pasos de la carcinogénesis inducida por radiación.

Los efectos biológicos que produce la Radiación se pueden dividir en dos grandes grupos, que se describen a continuación:

**a) Efectos deterministas:** son aquellos efectos biológicos que se presentan solo cuando se rebasa la dosis umbral específica para ese efecto y cuya severidad es en función de la dosis absorbida. Los efectos determinísticos incluyen cataratas, dermatitis y pérdida de cabello por mencionar algunos.

Este tipo de efectos pueden verse en procedimientos de intervención prolongados o en raras excepciones que incluyen errores técnicos, y prácticamente no se producen durante los exámenes diagnósticos.

**b) Efectos estocásticos:** efectos biológicos de la radiación para los cuales no existe una dosis umbral, sino que la probabilidad de que se produzcan, es en función de la dosis absorbida y cuya severidad es independiente de la dosis. Es decir, el riesgo se incrementa con la dosis, pero la severidad de este efecto no se incrementa. Son generalmente disrupciones que resultan en cáncer o anomalías heredables.

Entonces podemos concluir que la radiosensibilidad que tienen los distintos tejidos depende en su mayoría del potencial mitótico de cada uno, ya que a mayor índice mitótico y recambio tisular, existe mayor respuesta de estos ante la radiación.



En la actualidad a aumentado en forma considerable la tasa en cuanto al número de exploraciones en radiodiagnóstico, en parte debido a la aparición de nuevas técnicas diagnósticas basadas en la utilización de los rayos X; según expertos ésta cifra pudiera duplicarse cada 10 años<sup>(1)</sup>, lo cual repercute en un incremento de las dosis anuales de radiación en los pacientes.

En el mundo, se efectúan cerca de 4 mil millones de evaluaciones de imagenología diagnóstica que utilizan radiación ionizante<sup>(2)</sup>. Si uno observa el uso de estudios de radiodiagnóstico en Estados Unidos, se ve que ha aumentado sustancialmente en los últimos 30 años<sup>(3)</sup>.

Anteriormente, la dosis de radiación anual per cápita era alrededor de 3,5 mSv, de la cual 85% provenía de radiación ambiental (por ejemplo, el gas radón, radiación cósmica, radioisótopos que ocurren en forma natural), ahora en cambio, la exposición a la radiación proveniente de estudios de radiodiagnóstico es mucho mayor, por ejemplo, la de una radiografía de tórax, la cual, es equivalente a una exposición de 10 días en nuestro entorno natural<sup>(4)</sup>.

Antes de 1980, se estimaba que una dosis efectiva de 0,53 mSv (cerca del 15% del total) provenía de las imágenes médicas. Actualmente corresponde a 3.0 mSv, un aumento cercano al 600%<sup>(2)</sup>. Hoy en día en los Estados Unidos, el 48% de toda la radiación de la población proviene de las imágenes médicas. Cerca de la mitad de este porcentaje proviene de la Tomografía Computada (TC), la cual da cuenta hoy en Estados Unidos de cerca del 25% de la exposición por radiación per cápita anual<sup>(4)</sup>, ya que en ese país se realizan cerca de 80 millones de tomografías al año, lo que equivale a aproximadamente a una TC anual cada cuatro individuos.

Las razones para este aumento en el uso de imágenes son complejas, pero como se observó anteriormente, la TC ha proporcionado una herramienta cada vez más valiosa en múltiples escenarios, incluyendo la evaluación de trauma, especialmente el daño cerebral, en la evaluación de la enfermedad cardiovascular, incluyendo tromboembolia, y otras anomalías cardiovasculares (tales como enfermedades cardíacas infantiles adquiridas o congénitas), y en la evaluación clínica del dolor abdominal agudo.

Estas situaciones también aplican en la población pediátrica, ya que el uso de las imágenes médicas es muy frecuente en los niños en Norteamérica. Dorfman y colaboradores destacaron que luego de un período de tres años de investigación en una población estadounidense que era integrada por más de 350,000 niños dentro de una red de salud, casi el 43% se sometió al menos a un procedimiento de imagenología diagnóstica usando radiación ionizante, y cerca del 8% se hizo al menos 1 examen de TC<sup>(5)</sup>. Por su parte Larson demostró el aumento en cinco veces del número de exámenes de TC, de 330.000 a más de 1,65 millones entre 1995 y 2008<sup>(6)</sup>.



Todas estas aseveraciones en cuanto al aumento significativo en el uso de los métodos diagnósticos y terapéuticos que utilizan Radiación Ionizante ha llevado a la realización de múltiples estudios e investigaciones para calcular las estimaciones de riesgo producidas por estas imágenes médicas tanto en adultos como en niños y la posibilidad de disminuir su dosis y por lo tanto sus efectos.

El modelo más ampliamente aceptado que muestra riesgo de inducción de cáncer relacionado con la dosis, es un Modelo Lineal, no de umbral<sup>(7)</sup>. Básicamente sabemos que a niveles altos de radiación es mucho mayor el riesgo de cáncer (sobre una dosis efectiva de 100 mSv). Esta propuesta asume que el riesgo es sólo cero cuando no hay dosis de radiación. Así entonces empezando en el punto cero, se dibuja una línea hacia puntos más altos, generalmente sobre 100 mSv. Éste no es el único modelo planteado, se han evaluado otros formulados por diferentes investigadores, sin embargo, como regla, la comunidad médica y científica acepta el “Modelo Lineal sin umbral” categorizándolo como “conservador”, es decir, adjudicando que este constituye una postura relativamente segura en comparación con asumir que niveles bajos de radiación no tienen efectos biológicos<sup>(7)</sup>.

A partir de esto, cuantiosos reportes que han surgido de múltiples artículos, ahora conforman la fuente más citada para determinar riesgos, conocida como: el Comité para los Efectos Biológicos de Radiación Ionizante (BEIR VII, por sus siglas en inglés) de la Academia Nacional de Ciencias, éste Comité se basa en el supuesto de que no hay límite por debajo del cual la exposición a la radiación no cause daño<sup>(8)</sup>. Esta premisa ha sido traducida por la comunidad de radiología en el principio de que la exposición a la radiación debe mantenerse tan baja como razonablemente alcanzable (conocido como el principio ALARA)<sup>(9)</sup>.

Un estudio del 2004 recientemente citado en el Libro Blanco del Colegio Americano de Radiología (ACR) planteó la preocupación de que la exposición a la radiación médica puede representar hasta un 1% de los cánceres en los Estados Unidos, aunque hay una controversia sustancial en torno a la cuestión debido a la dificultad de la identificación de tumores causados específicamente por la exposición a la radiación durante la imagen médica<sup>(8,10,11)</sup>.

Por otra parte La Asociación Estadounidense de Físicos en Medicina (AAPM, por su siglas en inglés) declara que “los riesgos de las imágenes médicas en pacientes con dosis menores a 50 mSv en el caso de procedimientos únicos, o menores a 100 mSv para procedimientos por períodos cortos son demasiado bajas para ser detectadas y pueden no existir”<sup>(4)</sup>.

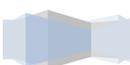


En el New England Journal of Medicine las declaraciones de Brenner y Hall proponen que entre el 1% y 2% de todos los cánceres de los Estados Unidos podrían ser causados solamente por la TC<sup>(12)</sup>. Además, en una investigación publicada en los Archives of Internal Medicine en el año 2009, Berrington y colegas destacaron que, con el uso actual de la TC en los Estados Unidos, se podrían producir cerca de 15,000 cánceres fatales producto de este tipo de exámenes diagnósticos<sup>(11)</sup>.

En el 2009, se publicó en “Cancer” por Linet y colaboradores un artículo de lo que se sabe sobre las imágenes médicas y los riesgos de cáncer<sup>(2)</sup>. En este artículo, los autores destacaron que estudios epidemiológicos han vinculado a los Rayos X de uso diagnóstico con un aumento de cáncer en pacientes; incluyendo pequeños incrementos de leucemia pediátrica en los hijos(as) de madres sometidas a Rayos X durante el embarazo, y mayores riesgos de cáncer de mama en mujeres con tuberculosis que habían sido monitoreadas con fluoroscopia, así como también en mujeres con escoliosis que habían sido evaluadas con sesiones repetidas de Rayos X<sup>(13)</sup>.

Más recientemente, un estudio publicado en “Lancet” por Pearce y colegas, realizado en niños que se sometieron a exámenes de TC en el Reino Unido, fue el primero en reportar una relación entre los estudios de Tomografía computada y cáncer. En esta investigación, se adjudicó una importante relación con la producción de leucemia y cáncer cerebral. Estos autores exponían que un examen de TC cerebral realizado en la primera década de vida pudiera ser proyectado como la causa de aumento de cáncer cerebral por cada 10.000 escáneres<sup>(14)</sup>. Debido a que esta es la primera asociación publicada, aceptar ahora que hay una vinculación probada a partir de una sola investigación es imprudente y en contra las normas científicas<sup>(4)</sup>.

Actualmente se sabe que el riesgo a neoplasias inducidas por radiación es acumulativo. El retraso entre la exposición y el posible desarrollo de un tumor sólido es  $\geq 10$  años<sup>(10)</sup>. Los niños y los adultos jóvenes corren un mayor riesgo que los adultos mayores, no sólo porque tienen un tiempo de supervivencia más prolongado en el que tienen la posibilidad de desarrollar cáncer inducido por la radiación, sino también porque se cree que son más sensibles a los efectos de la exposición. Smith-Bindman han postulado que el sexo también es un factor importante, estos autores argumentan que las mujeres que se someten a ciertos exámenes tienen un mayor riesgo que los hombres de desarrollar cáncer inducido por Radiación.



Como se mencionó son los pacientes jóvenes que se someten a múltiples exámenes y que se espera que sobrevivan más de 10 años después de estas exposiciones los que tienen el mayor riesgo de cáncer inducido por radiación. En este grupo de pacientes, las técnicas de reducción de dosis agresivas serían más beneficiosas. Por el contrario, es poco probable que los pacientes con tumores agresivos que tengan una supervivencia esperada de menos de 10 años desarrollen un tumor inducido por radiación. En este último grupo de pacientes, el uso de una técnica de imagen que sea más intensiva en dosis puede justificarse para guiar la terapia. De igual forma en estos grupos de pacientes es importante considerar el uso de métodos de imagen alternativos diferentes a la TC para la realización de sus estudios de control y así minimizar la exposición a radiación<sup>(15,16,17)</sup>.

Todas estas circunstancias han hecho que las autoridades sanitarias de gran número de naciones y organismos internacionales continúen analizando con mayor profundidad y seriedad la indicación de las exploraciones de uso médico que se basan en Radiación, así como los procedimientos de trabajo con los que se efectúan las mismas y las dosis de radiación asociadas.



# 3. MARCO TEORICO

---

Durante la última década, la resolución espacial y temporal dramáticamente mejorada que se puede conseguir con la Tomografía Computada multidetector ha permitido que se practiquen rutinariamente aplicaciones clínicas de alta exigencia técnica, tales como la angiotomografía y la TC cardiaca.

Sin embargo esta nueva tecnología en equipos de Tomografía computada, a conllevado a nuevos desafíos en nuestra práctica diaria. Como radiólogos debemos decidir la mejor manera de estandarizar los protocolos y administrar la dosis de radiación en cada estudio, así como estandarizar las dosis de medios de contraste y administrar grandes conjuntos de datos de imagen, todo esto basados en el conocimiento de las cargas radiológicas y los riesgos del diagnóstico mediante rayos X, participando de forma activa en la adopción de medidas y normas de protección radiológica, así como en la búsqueda de soluciones técnicas a fin de minimizar las dosis de radiación asegurando la eficacia diagnóstica y manteniendo una adecuada calidad en los estudios realizados.

Así entonces la estrategia inicial está destinada a aspectos de justificación y optimización. La justificación significa que el examen está indicado. Cuando un estudio está indicado, el examen debe optimizarse, y se deben utilizar varias técnicas y parámetros conscientes de la dosis. En el caso de los niños, éstos incluyen ajustes apropiados para la edad, minimizar el número de proyecciones y el tiempo de fluoroscopia, dosis apropiadas de radionúclidos, y minimizar los exámenes multifase de TC.

El tipo de escáner también es importante, ya que las modificaciones que son posibles en un equipo de 16 detectores son típicamente diferentes de las que pueden realizarse en un escáner de 64 detectores. De igual forma se pueden considerar factores adicionales como el proveedor del escáner, el modelo y la capacidad del tubo.

El siguiente paso es determinar los niveles basales de la dosis de TC. La dosis es típicamente dependiente del tipo de estudio de tomografía y del tamaño del paciente. Usamos el Campo de Visión de la pantalla (DFOV por sus siglas en inglés) como una medida aproximada del tamaño del paciente.

Cabe destacar que el Proyecto de Ley del Senado de California No. 1237, promulgado en ley en Octubre del 2010, define a la dosis como: "El volumen de la tomografía computarizada (CTDI vol) y el producto de dosis-longitud (DLP)" o "la unidad de dosis recomendada por La Asociación Americana de Físicos en Medicina", la cual sugiere que dicha información de dosis de radiación se incluya dentro del informe de radiología<sup>(18)</sup>.



La información de la dosis proporcionada típicamente incluye tanto el índice de dosis de TC (CTDIvol) en miligrays como el producto de dosis-longitud (DLP) en miligray-centímetros. CTDIvol es una medida de la intensidad de la radiación dirigida a un cierto paciente por el escáner TC. DLP es el producto del CTDIvol y la longitud de barrido y representa la dosis integrada durante la duración de la exposición (19).

Muchos artículos discuten acerca de la dosis eficaz de la TC, la cual se mide en milisegundos. Al convertir los valores de DLP de miligray-centímetros a millisieverts, se puede obtener una dosis aproximada de cuerpo entero a partir de exposiciones de cuerpo parcial (Fig. 1y 2), una medida que permite comparaciones con la dosis de radiación de cuerpo entero aproximada de otros exámenes de TC así como con la dosis de radiación de fondo(15). Afortunadamente, los valores de DLP se convierten fácilmente en millisieverts mediante el uso de factores de conversión específicos de la región anatómica:

Los factores de conversión listados por la Asociación Americana de Físicos en Medicina para el tórax, el abdomen y la pelvis son 0.014, 0.015 y 0.015 mSv/(mGy·cm)(20). Estos factores de conversión se actualizan periódicamente, por lo que se debe tener cuidado de aplicar los más recientes.

Exam Description: CT ABD/PEL W/CONT					
Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
200	Axial	I164.000-I164.000	37.79	18.90	Body 32
2	Helical	I49.500-I569.500	12.03	681.21	Body 32
2	Helical	I109.000-I279.000	10.64	230.01	Body 32
2	Helical	I383.000-I488.000	14.18	214.25	Body 32
Total Exam DLP:				1144.37	

Figura 1 y Figura 2.

La imagen compatible con DICOM muestra la información de la dosis de radiación CT de un examen de rutina de vigilancia oncológica del abdomen y la pelvis. La exploración se realizó en un paciente con un DFOV de 33 cm mediante el uso de un 64-fila multidetector tomografía computarizada. El formato en el que se presentan los datos varía un poco con el fabricante del escáner, pero la información proporcionada es similar. La columna del rango de exploración muestra las posiciones de inicio y final de la tabla para cada fase de exploración en un examen CT. DLP es la dosis integrada sobre la distancia de la exposición. El tipo y el diámetro del fantasma utilizado para la calibración de la dosis se muestran en la última columna. Se ha añadido color a cada fila de la imagen para facilitar a los lectores la discernimiento de los datos (rango de exploración y dosis) que corresponden a cada fase del examen: la fase de seguimiento del bolo (verde), la fase venosa portal en el abdomen y Pelvis (azul) y fases retardadas en los riñones (naranja) y la

Table 1  
Effective Radiation Doses Calculated from DLP Values in a Routine Oncologic CT Examination of the Abdomen and Pelvis

Region Scanned	DLP (mGy·cm)*	Conversion Factor	Effective Dose (mSv)
Abdomen and pelvis (portal venous phase)	681	0.015	10.2
Kidneys (delayed phase)	230	0.015	3.5
Bladder (delayed phase)	214	0.015	3.2

\*The DLP values are from Figure 1.

vejiga (púrpura). Con el sistema CT utilizado aquí, no se registran datos de dosis para el escaneo "scout" (rojo), presumiblemente porque la exposición a la radiación es mínima en comparación con la de otras fases de exploración. Eric P. Tamm, MD; X. John Rong, PhD; Dianna D. Cody, PhD; Randy D. Ernst, MD; Nancy E. Fitzgerald, MD; Vikas Kundra, MD, PhD. "CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing Diagnostic Quality". Departments of Diagnostic Imaging and Imaging Physics, University of Texas, MD Anderson Cancer Center, Unit. RSNA, 1824 November-December 2011.

Es posible modificar directamente de distintas maneras los protocolos de TC multidetector, una forma es utilizando un sistema de control de exposición automatizado, o en situaciones donde el control automático de exposición no está disponible (como en equipos de vieja generación), es importante saber que en estos equipos se pueden modificar parámetros de adquisición individuales, tales como: el número de fases, el grosor de sección, el voltaje de pico (ajuste de kVp), el producto de tiempo corriente del tubo o el tono.

El producto de la corriente del tubo (el producto de la corriente del tubo y el tiempo de exposición, medido en milisegundos-segundos [mAs]) se puede modificar alterando la corriente del tubo (ajuste mA), o el tiempo de exposición (por ejemplo, tiempo de rotación) o ambos.

Como ya se mencionó los sistemas automatizados de control de la exposición están diseñados para reducir la dosis de radiación alterando dinámicamente la corriente del tubo, mientras el tubo de rayos X gira alrededor del paciente durante la exploración en un TC multidetector<sup>(15)</sup>.

Al decidir si utilizar un sistema de control de exposición automatizado, es importante comprender la interacción entre el parámetro de calidad de imagen-ruido y la dosis de radiación en los escáneres realizados. En un artículo sobre sistemas automatizados de control de exposición en tomógrafos multidetector de 64 hileras de GE Healthcare, Kanal y colaboradores<sup>(21)</sup> señalaron que "basándose en las estadísticas de Poisson, el índice de ruido debería ser proporcional al cuadrado inverso de la dosis", y que la disminución del índice de ruido en un 5% debe aumentar la dosis en un 10.8%, mientras que el aumento del índice de ruido en un 5% debe disminuir la dosis en un 9.3%.

Kalra y colegas<sup>(22)</sup> evaluaron el efecto de un aumento en el índice de ruido (rango, 10.5-15.0) sobre la calidad global de la imagen en estudios de 153 pacientes realizados en un escáner multidetector de 16 filas realizado por GE Healthcare. No encontraron diferencias significativas en las evaluaciones subjetivas del ruido de la imagen o la aceptabilidad diagnóstica de las imágenes, aunque la cantidad de ruido fue significativamente mayor con un índice de ruido de 15.0 que con un índice de ruido de 10.5. Es importante reconocer que la selección de un nivel aceptable de calidad de imagen o ruido de imagen puede ser un reto, ya que la calidad de la imagen es inherentemente subjetiva y el nivel de calidad necesario varía con la pregunta diagnóstica<sup>(15)</sup>.

La modificación de los parámetros de adquisición tales como el número de fases de escaneado y el grosor de sección, pueden ajustarse para lograr reducciones de dosis más profundas incluso cuando se utiliza un sistema de control de exposición automatizado.



El grosor de la sección de adquisición también tiene un efecto importante en el ruido de la imagen y, en consecuencia, en la cantidad de radiación necesaria para cumplir con el valor de ruido preestablecido. Con respecto al espesor de sección en el TC multidetector de 64 hileras, Kanal y sus colaboradores señalaron que el aumento de la relación señal / ruido global era aproximadamente "proporcional a la raíz cuadrada del número de filas de adquisición de 0.625 mm utilizadas para reconstruir la imagen"<sup>(21)</sup>. Si el grosor de la sección de 5 mm se redujo a 2.5 mm, Kanal y colegas encontraron que el índice de ruido de 15.3 tendría que ser aumentado a 23.4 para mantener la dosis constante. Por el contrario, si el índice de ruido se mantuviera constante en 15.3, la dosis relativa con secciones de 2.5 mm de espesor sería aproximadamente 2.3 veces mayor con secciones de 5 mm de espesor<sup>(21)</sup>.

Como se mencionó anteriormente, el producto de la corriente de tiempo del tubo puede alterarse cambiando la corriente del tubo, el tiempo de exposición (por ejemplo, el tiempo de rotación) o ambos. Según McNitt-Gray<sup>(23)</sup>, el ruido de la imagen aumenta con un producto de corriente-tiempo de tubo decreciente, como se describe en la ecuación  $1/\sqrt{\text{mAs}}$ . Por ejemplo, una disminución en el producto de la corriente del tubo de 400 a 200 mAs produce una disminución de la dosis en un 50%, pero da como resultado un aumento del 41% en el ruido de la imagen <sup>(23, 24)</sup>.

La dosis también es inversamente proporcional al tono<sup>(25)</sup>. Con todos los demás factores que permanecen constantes en los exámenes de TC multidetector, el aumento del tono disminuye la dosis, aumenta el ruido de la imagen, aumenta el espesor de la sección eficaz y reduce el tiempo de escaneo. Cuando se utiliza el control de exposición automatizado, los efectos de alteraciones adicionales en el voltaje de tono y de pico deben ser equilibrados por cambios compensatorios en la corriente del tubo.

Según el tamaño del paciente es necesario ajustar los parámetros de adquisición de forma individual, modificar la técnica de escaneo para pacientes grandes o pequeños para así mantener una calidad de imagen comparable a la de los pacientes de tamaño medio. Los sistemas automatizados de control de exposición varían con el proveedor del escáner, y pueden ser necesarios ajustes adicionales para los pacientes que son muy pequeños o muy grandes<sup>(26)</sup>. Se debe prestar mucha atención a la calidad de la imagen y a la dosis del paciente cuando se utiliza el control automatizado de la exposición. Las pautas para ajustar los parámetros de adquisición para los pacientes pediátricos están típicamente disponibles en los manuales de cada tipo de escáner.



Otro aspecto importante a considerar son los nuevos retos y las nuevas aplicaciones clínicas de TC que se presentan con la instauración de los Tomógrafos multidetector, lo que nos obligan a reevaluar nuestra práctica actual de administración del medio de contraste y sincronización de la exploración. También estamos obligados a mejorar nuestros métodos y explorar nuevas direcciones que conducirán a una mayor eficacia diagnóstica ya un mejor cuidado del paciente.

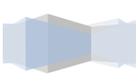
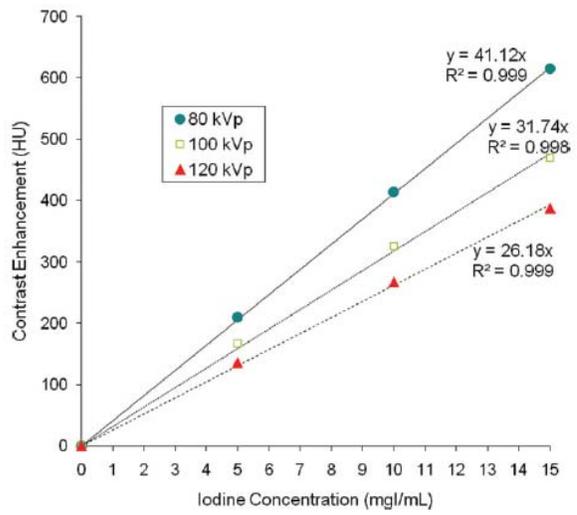
El grado de mejora del contraste de la TC está directamente relacionado con la cantidad de yodo dentro del sistema y el nivel de energía de los rayos X (es decir, el voltaje del tubo). El aumento de contraste en la imagen aumenta proporcionalmente con la concentración de yodo. Para un voltaje dado, la proporcionalidad del aumento del contraste a la concentración de yodo es casi constante<sup>(27)</sup>.

Por ejemplo, a 120 kVp, un aumento en la concentración de yodo de 1 mg de yodo por mililitro produjo un aumento proporcional de aproximadamente 26 HU en la mejora del contraste. Con un voltaje más bajo, sin embargo, esta proporcionalidad aumenta y da lugar a un realce del contraste más fuerte por concentración de yodo. La relación entre la mejora del contraste y la concentración de yodo también variará entre los escáneres, pero está típicamente en el intervalo de 25-30 HU por miligramo de yodo por mililitro a 100-120 kVp.

El uso de voltajes bajos tales como 100 y 80 kVp da como resultado una mayor atenuación en la TC que un voltaje de 120 kVp, porque la energía de salida de rayos X a estos bajos voltajes está más próxima al borde de yodo k de 33 keV<sup>(28,29)</sup>. La concentración de yodo de 1 mg de yodo por mililitro corresponde a la mejora del contraste de aproximadamente 30 UH para 100 kVp y 40 UH para 80 kVp (Fig. 3).

**Figura 3**

El gráfico muestra la relación entre la concentración de yodo y la mejora de la TC en tres ajustes de voltaje. Para un voltaje dado, la proporcionalidad del aumento del contraste a la concentración de yodo está casi constante. Un aumento en la concentración de 1 mg de yodo por mililitro produce una mejora del contraste de 41,12 HU a 80 kVp, 31,74 HU a 100 kVp y 26,18 HU a 20 kVp. Por lo tanto, el uso de una tensión más baja resulta en un realce de contraste más fuerte por concentración de yodo. Kyongtae T. Bae, MD, PhD. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. From the Department of Radiology, University of Pittsburgh School of Medicine, Radiology: Volume 256: Number 1—July 2010.



Se han reconocido en particular los beneficios del uso de voltajes más bajos en la TC pediátrica y en algunas aplicaciones de TC para adultos. La cantidad de medio de contraste requerido es sustancialmente menor con un voltaje de tubo de 80 kVp que con el de 120 kVp para lograr un grado equivalente de mejora de contraste<sup>(30)</sup>. Además, esta relación de atenuación de yodo-TC dependiente de la energía, puede utilizarse en la TC de energía dual para diferenciar el yodo de los tejidos con alta atenuación, como el hueso y los cálculos renales.

Sin embargo, hay que tener en cuenta que cuando se utiliza un protocolo de voltaje de tubo inferior sin un aumento de la corriente del tubo, el ruido de la imagen aumentará, especialmente para los pacientes más grandes.

El factor más importante relacionado con el paciente que afecta la magnitud de mejora del contraste vascular y parenquimatoso es el peso corporal. Debido a que los pacientes grandes tienen volúmenes de sangre más grandes que los pacientes pequeños, el medio de contraste administrado en el compartimento sanguíneo se diluye más en un paciente grande que en un paciente pequeño. Por lo tanto, cuando se desea un aumento de contraste consistente, la cantidad de yodo debe ajustarse para el peso corporal.

El esquema más utilizado para ajustar la cantidad de yodo en base al peso corporal, es el uso de una escala lineal 1:1 (por ejemplo, duplicar la masa de yodo cuando el peso del paciente se duplica)<sup>(31)</sup>. Sin embargo, esta linealidad directa basada en el peso corporal no puede proporcionar un ajuste preciso de la dosis de contraste medio para el tamaño corporal, particularmente en niños y pacientes obesos. Esto se debe a que la grasa corporal es menos vascularizada que los órganos viscerales y los músculos y ha reducido las contribuciones a la dispersión y la dilución del medio de contraste en la sangre. Por lo tanto, la dosis de 1: 1 basado en el peso lineal puede causar sobreestimación de la cantidad de medio de contraste necesario en los pacientes obesos.

La grasa subcutánea y visceral en estos pacientes puede causar una dispersión profunda del haz de rayos X y el deterioro de la calidad de la imagen y así reducir la capacidad diagnóstica en la detección y caracterización de lesiones, particularmente en aplicaciones abdominales.

El índice de masa corporal es otro factor importante del cuerpo del paciente asociado con el realce del contraste, éste índice se define como el peso en kilogramos dividido por la altura en metros al cuadrado.

Cuando los pacientes recibe una dosis fija de yodo sin ajustes para el peso corporal, aquellos con un índice de masa corporal más alto tienden a tener un aumento de contraste reducido.



El índice de masa corporal, sin embargo, es una medida de la gordura o delgadez de una persona y no es un índice para el tamaño del cuerpo. Un bebé pequeño con alto índice de masa corporal requeriría menos material de contraste que un adulto delgado con bajo índice de masa corporal<sup>(30)</sup>. Por lo tanto, éste índice no se puede usar solo, y debe ser incorporado a un parámetro de tamaño corporal como es el peso corporal y el área de superficie para estimar la dosis de yodo o la tasa de administración para un paciente.

Existen numerosos factores relacionados con el paciente o fuentes de variaciones biológicas que pueden alterar el aumento en el realce del contraste, uno de los propuestos por algunos autores, aunque ha sido poco estudiado es la diferencia en la magnitud y el momento de la mejora del contraste entre hombres y mujeres, en parte debido a su diferencia en el volumen de sangre. Los volúmenes de sangre en las pacientes femeninas son menores que (en un 5% -10% para un adulto de tamaño medio) los de los pacientes masculinos para un peso y una altura dados. Esta diferencia puede explicar la observación clínica de un aumento de contraste más alto en pacientes femeninas que en pacientes masculinos con la administración de una carga fija de yodo por peso corporal<sup>(30,32)</sup>.

La edad se ha propuesto como otro factor biológico que probablemente está relacionado con un retraso en el reforzamiento del contraste, ya que el gasto cardíaco se reduce con la edad; un estudio<sup>(33)</sup> indicó que el aumento del contraste tendía a ser más fuerte en pacientes ancianos (mayores de 60 años) que en los pacientes más jóvenes para una carga de yodo dada, actualmente ésta teoría aún causa controversia y continúa en investigación.

El sitio de acceso venoso para la administración del medio de contraste es otro de los factores importantes para un adecuado realce en TC. La vena antecubital (preferiblemente la vena basilíca que drena directamente en las venas axilar y braquiocefálica) es el sitio de acceso venoso más comúnmente utilizado y preferido para la administración intravenosa de medio de contraste, en contraparte el acceso venoso central se ha utilizado cada vez más para la administración de agentes quimioterapéuticos u otros fármacos intravenosos a largo plazo.

Aunque se ha investigado ampliamente la seguridad y eficacia de la inyección venosa central de medio de contraste en la TC, se ha observado escasamente el efecto de diferentes sitios de acceso intravenoso en el aumento del contraste. Un estudio<sup>(34)</sup> mostró que la inyección venosa central de medio de contraste, probablemente debido a una menor distancia de desplazamiento para el bolo de material de contraste, acorta el tiempo hasta el pico de realce y mejora el aumento vascular en comparación con la inyección periférica.



Sin embargo, el beneficio potencial de una inyección venosa central en el aumento del contraste puede no ser alcanzable en la práctica porque el medio de contraste se inyecta a una velocidad mucho más lenta con la inyección central que con la inyección periférica debido a preocupaciones de seguridad.

Los factores clave relacionados con el medio de contraste a considerar en la mejora del realce incluyen: la duración y la velocidad de inyección, la forma del bolo de inyección, el volumen del medio de contraste, la concentración, la fisicoquímica y el uso de una solución salina. La duración de la inyección, es definida como el tiempo desde el principio hasta la finalización de la inyección o definida alternativamente por el volumen del medio de contraste dividido por la tasa de inyección, la cual, afecta críticamente tanto la magnitud como el momento del contraste.

La duración apropiada de la inyección se determina por las condiciones de exploración y los objetivos clínicos del examen.

La duración de la inyección debe ser prolongada para una tomografía computarizada larga para mantener un buen aumento durante la adquisición de la imagen. Una inyección terminada prematuramente puede resultar en un aumento de contraste insuficiente. Los factores clínicos primarios considerados para la determinación de una duración de inyección apropiada incluyen: el tamaño del cuerpo, el vaso u órgano de interés y el nivel deseado de realce<sup>(27)</sup>.

A veces, la duración de la inyección se acorta intencionalmente para aumentar la velocidad de inyección para una cantidad fija de volumen de material de contraste. Una alta velocidad de inyección sin incrementar el volumen del material de contraste es particularmente útil cuando se intenta conseguir un realce arterial elevado.

Sin embargo, una alta tasa de inyección tiene una influencia limitada en el realce parenquimatoso o venoso, ya que este aumento está determinado principalmente por la dosis total de yodo administrada en el cuerpo.

Un esquema para determinar la duración de la inyección para mejorar el parénquima visceral (por ejemplo, el hígado) consiste en:<sup>(30)</sup>

- a) Estimar una cantidad total de masa de yodo requerida para alcanzar un nivel deseado de realce para el tamaño corporal del paciente (1 mg de yodo por kilogramo para generar 96 HU).
- b) Elegir una dosis práctica de inyección y concentración del medio de contraste
- c) Calcular la duración de la inyección que corresponde a la masa de yodo dividida por el producto de la concentración y la tasa de inyección.



La determinación de una duración óptima de la inyección es más complicada para el realce angiográfico arterial. Para una angiografía por TC de un solo detector o escaneos lentos, la duración de la inyección suele ser igual a la duración de la exploración. Esta regla de oro, sin embargo, puede no ser práctica en TC multidetector debido a las duraciones de barrido marcadamente reducidas.

El esquema propuesto<sup>(30)</sup> para estimar la duración de la inyección para la angiografía por TC es añadir una duración constante (es decir, "duración mínima de la inyección fisiológica" para explicar los efectos dispersivos del sistema cardiopulmonar en el bolo de material de contraste) a la mitad de la duración de la exploración. La duración fisiológica mínima depende del tamaño corporal de los pacientes: debe ser más corto en los niños que en los adultos; podemos usar 5, 10, 15 o 20 segundos para diferentes tamaños de cuerpo.

La duración de la inyección es el factor de inyección más importante que debe tenerse en cuenta para determinar la temporización de la tomografía computarizada, ya que afecta directamente el tiempo hasta el realce del contraste máximo en un órgano o vaso.

Cuando la duración de la inyección aumenta, el tiempo para el depósito máximo de medio de contraste (la finalización de la inyección) se retrasa y posteriormente aumenta el tiempo hasta el aumento de contraste máximo. Por lo tanto, un protocolo con duración de inyección larga (es decir, un volumen alto o una tasa de inyección baja) requiere un retardo de exploración largo para maximizar la mejora del contraste durante el escaneado.

Por el contrario, un protocolo con una duración de inyección corta (es decir, un volumen bajo o una tasa de inyección alta) da como resultado un pico arterial y una mejora parenquimatosa más tempranas y necesita un retardo de exploración corto.

Así entonces, al determinar el tiempo de exploración de TC, es más apropiado utilizar la finalización de la inyección (la duración de la inyección) en comparación con el inicio de la inyección como la variable de tiempo de referencia<sup>(30)</sup>.

La segunda forma de bolo de inyección más comúnmente utilizada es una inyección de velocidad bifásica: una inyección de velocidad constante rápida seguida de una inyección de velocidad constante lenta. El protocolo es útil para prolongar la duración de la inyección y mantener el aumento del contraste durante una larga duración de la TC sin aumentar la cantidad de medio de contraste.

Una variación reciente de la inyección bifásica es la inyección de dos concentraciones diferentes: la inyección de medio de contraste de mayor concentración (no diluido) seguido de un medio de contraste de menor concentración (diluido).



La selección de la concentración de medio de contraste adecuada depende de múltiples factores tales como la disponibilidad de medio de contraste, los objetivos clínicos, la configuración del escáner de TC, el inyector y el costo.

Cuando el volumen, la velocidad de inyección y la duración de la inyección del medio de contraste están fijos, un medio de contraste de mayor concentración proporcionará más rápidamente una dosis mayor de yodo.

Dos importantes propiedades físico-químicas de los medios de contraste que afectan a la práctica clínica son la osmolalidad y la viscosidad. Aunque la osmolalidad de los medios de contraste se discute comúnmente en asociación con los efectos adversos de los medios de contraste, es la viscosidad de los medios de contraste la que desempeña un papel importante en la liberación y en el realce del medio de contraste.

Con una mayor concentración de medio de contraste, la viscosidad del mismo aumenta; debido a esto, el uso de un medio de contraste de alta concentración inyectado a altas velocidades no puede aumentar el suministro de yodo al vaso de interés, resultando en un reforzamiento del contraste más débil de lo esperado; por lo tanto la alta viscosidad conduce a elevar la presión del inyector, por lo que no se recomienda la administración rápida de yodo cuando se desea una inyección intravenosa periférica rápida.

La viscosidad de los medios de contraste se ve afectada por la temperatura, el calentamiento del medio de contraste reduce su viscosidad e incrementa la eficacia de suministro a través de catéteres de pequeño diámetro. Los medios de contraste calentados hasta el nivel de temperatura corporal (35°C) antes de la administración, ayudan a mejorar el cumplimiento y la tolerancia del paciente<sup>(30)</sup>.

El lavado con solución salina mejora la eficacia de la utilización del medio de contraste ya que empuja el resto del medio de contraste subutilizado dentro del tubo de inyección y las venas periféricas hacia el volumen de sangre central, haciéndolo contribuir a un aumento de realce más fuerte. Alternativamente, el uso de solución salina puede mejorar la utilización del medio de contraste y reducir la dosis de yodo administrada a los pacientes sin afectar negativamente al nivel de reforzamiento del contraste<sup>(30)</sup>.

Es importante mencionar que el flujo salino no afecta el tiempo inicial de llegada del material de contraste ni al aumento inicial del realce, sin embargo una reducción demasiado agresiva del medio de contraste con el uso de un lavado de solución salina puede resultar en un realce deficiente, particularmente cuando se usa una pequeña cantidad total de medio de contraste en un paciente grande.



Si se realiza la inyección de un bolo salino junto con la administración del medio de contraste en lugar de inyectar la solución después de éste, podría provocar la dilución del medio, por lo que se debe tener presente que la solución salina puede ser inyectada a velocidades diferentes del medio de contraste para modificar el nivel de reforzamiento durante la fase tardía de realce del contraste.

Los parámetros de exploración que afectan críticamente el reforzamiento incluyen la duración de la exploración, la dirección de escaneado, las adquisiciones multifásicas durante diferentes fases de contraste, la determinación del tiempo de llegada del material de contraste en relación con el retardo de exploración y el retardo de exploración desde el comienzo de la exploración<sup>(30)</sup>.

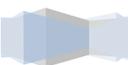
El retardo de exploración debe calcularse como la suma del tiempo de llegada del material de contraste más un retraso adicional (también llamado retraso de diagnóstico) de tal manera que la tomografía computarizada de diagnóstico se retrasa y centra adecuadamente al máximo de realce de contraste<sup>(27)</sup>.

Durante la inyección, el medio de contraste se va distribuyendo por todo el cuerpo a través de la circulación sanguínea central, entonces el reforzamiento del contraste se reduce a medida que éste se propaga de forma caudal en la circulación.

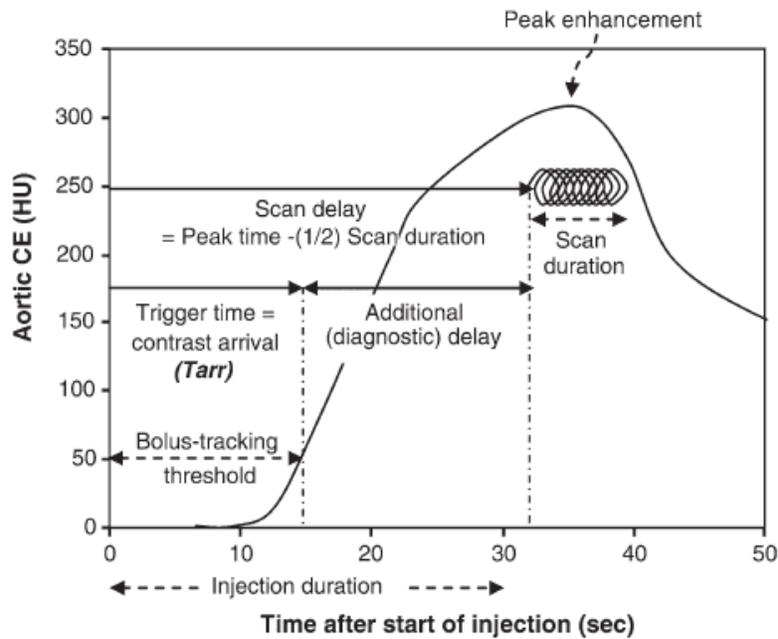
Por lo tanto las tomografías computarizadas de contraste clínico se realizan generalmente con una dirección de escaneo proporcional a la dirección de la propagación del bolo de material de contraste, una notable excepción es el escaneo caudo-craneal en la angiotomografía pulmonar para la detección de embolias pulmonares. En éste tipo específico de angiotomografía la exploración de los lóbulos pulmonares inferiores es de suma importancia ya que los émbolos se localizan más frecuentemente en estos sitios. Un beneficio secundario del escaneo caudo-craneal es que el artefacto del medio de contraste denso que fluye en la vena cava superior se minimiza al escanearla más tarde después de que el medio de contraste se haya desprendido de las venas<sup>(30)</sup>.

Otro método de administración de contraste es el de Seguimiento en Bolos<sup>(30)</sup>, el cual se basa en la obtención de imágenes y la medición de los cambios temporales del reforzamiento en un sitio de muestreo mientras se inyecta un bolo completo de medio de contraste; con éste método no se requiere una inyección de prueba.

El seguimiento del bolo comienza con la adquisición de una imagen de pre-contraste a un nivel de referencia seleccionado en el topograma y la colocación de una región de interés en un vaso u órgano diana sobre una imagen de referencia.



Se obtiene la primera adquisición de monitoreo con bajas dosis de radiación del rastreo en bolo 5-10 segundos después del inicio de la inyección. A continuación, se realizan adquisiciones de monitoreo secuencial cada 1-3 segundos a un nivel de escaneado fijo. El realce del contraste dentro de la región de interés se mide automáticamente en cada imagen y se muestra gráficamente en el monitor de la computadora del escáner. Cuando la mejora del contraste excede un umbral predeterminado (por ejemplo, 50-150 UH), la adquisición de monitorización termina. La tomografía computarizada de diagnóstico comienza después de un retardo de disparo adicional (o retraso de diagnóstico), que es preprogramado antes de la TC o determinado por el técnico que inicia la TC de diagnóstico (Fig.4).



**Figura 4**

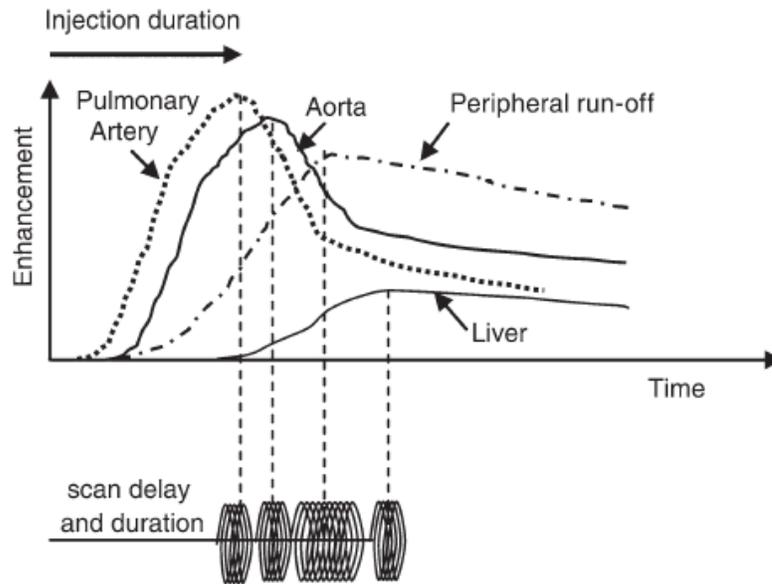
El gráfico de las variables de tiempo de inyección, mejora y tiempo de exploración del medio de contraste ilustra la determinación del retardo de exploración a partir del tiempo de llegada del material de contraste medido ( $T_{arr}$ ) y el retardo de diagnóstico adicional. El retardo de la exploración debe determinarse considerando la duración de la inyección del medio de contraste, el tiempo de llegada del material de contraste y la duración de la exploración. El tiempo de llegada del material de contraste se puede medir con un bolus de prueba o un método de seguimiento en bolos. En la figura, cuando se utiliza el rastreo en bolo, el tiempo de llegada del material de contraste corresponde al tiempo para que el realce aórtico (CE) alcance un umbral de 50 HU. El retardo de exploración se determina como la suma del tiempo de llegada del material de contraste más un retraso adicional (diagnóstico). El retraso de diagnóstico adicional debe ser formulado teniendo en cuenta la duración de la inyección y la duración de la exploración de tal manera que el aumento de pico se centre en el centro de la TC (retardo de exploración = tiempo de pico - duración de la exploración).

Kyongtae T. Bae, MD, PhD. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. From the Department of Radiology, University of Pittsburgh School of Medicine, Radiology: Volume 256: Number 1—July 2010.



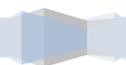
El método de seguimiento de bolos se rige por dos parámetros, un umbral de realce y un retardo post-disparo. Los valores de umbral de realce comúnmente utilizados son 50-150 UH (Unidades Hounsfield). Un umbral que es demasiado bajo (30 UH) puede no ser fiable ya que no es fácilmente discernible a partir de fluctuaciones artificiales en la medición de atenuación; por el contrario un umbral demasiado alto (por ejemplo, hígado, 100 UH o aorta, 300 UH) no es práctico, ya que puede tardar demasiado en alcanzar el umbral, lo que resulta en un retardo de exploración prolongado y un realce diagnóstico inadecuado.

Entonces, se considera que el Retardo de Exploración<sub>(30)</sub> es: la suma del tiempo de llegada del material de contraste más el retardo post-disparador. El retardo posterior al disparo depende de varios factores incluyendo la duración de la inyección, la hemodinamia y la localización del órgano diana, y debe determinarse considerando tres factores clave: a) la duración de la inyección del medio de contraste, b) el tiempo de llegada del medio de contraste y c) a duración de la exploración (Fig.5).



**Figura 5**

Curva de aumento de tiempo y diagrama de retardo de exploración para órganos en diferentes trayectos circulatorios. Para visualizar cada órgano diana en su realce de contraste máximo, la TC debe retrasarse apropiadamente desde el inicio o la finalización de la inyección de material de contraste. El tiempo hasta el aumento de pico en cada órgano diana se determina en función de la duración de la inyección y del tiempo de llegada del material de contraste desde el sitio de inyección al órgano diana. Kyongtae T. Bae, MD, PhD. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. From the Department of Radiology, University of Pittsburgh School of Medicine, Radiology: Volume 256: Number 1—July 2010.



## 4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

---

La exposición a la radiación de la tomografía computarizada ha recibido mucha atención últimamente en la literatura médica y en los medios de comunicación, dada la dosis relativamente alta de radiación que caracteriza a una exploración de tomografía. Aunque hay una gran variedad de posibles estrategias para reducir la exposición a la radiación de la TC en un paciente individual, la óptima adquisición de imágenes requiere que el radiólogo entienda la nueva tecnología del escáner y la forma de aplicar los medios más eficaces de reducción de la dosis mientras se mantiene la calidad de imagen.

Se deben describir enfoques prácticos para la reducción de la dosis en radiología abdominal, discutiendo dosis métricas de radiación (por ejemplo, índice TC dosis, producto dosis-longitud, diámetro efectivo, y estimar las dosis de tamaño específico), así como los parámetros del escáner CT que directa o indirectamente influencia en la dosis de radiación (por ejemplo, la longitud de exploración, salida de electrones en el tubo de rayos X, modulación de la corriente del tubo, técnicas de reconstrucción de imágenes [incluyendo] reconstrucción iterativa, y reducción de ruido). Estas variables se deben analizar en términos de su importancia relativa a la calidad de imagen y las implicaciones de los cambios paramétricos para el contenido diagnóstico y recomendaciones prácticas que se hacen a su inmediata aplicación en el ámbito clínico. Tomados en conjunto, los principios de la física y los parámetros clave involucrados en la reducción de la dosis de radiación mientras se mantiene la calidad de imagen puede servir como una "guía de supervivencia" para una práctica de radiología diagnóstica.

Los exámenes pediátricos deben requerir especial consideración en el proceso de justificación, dado que el riesgo de incidencia de efectos estocásticos es mayor en los niños. Entonces, el beneficio de algunas exploraciones de dosis alta (ej., tomografía computarizada) debe ponderarse cuidadosamente frente al aumento del riesgo. Así que nos preguntamos: ¿Cuál será la Resolución Espacial en tomografía abdominal con protocolo ALARA en pacientes pediátricos oncológicos en seguimiento?



## 5. PREGUNTA DE LA INVESTIGACIÓN:

---

¿Cuál será la Resolución Espacial en tomografía abdominal con protocolo ALARA en pacientes pediátricos oncológicos en seguimiento?



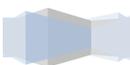
## 6. JUSTIFICACIÓN

---

Los riesgos y beneficios del uso de la tomografía computarizada con respecto a otra modalidad de imagen para lograr una meta clínica particular, se deben sopesar cuidadosamente. Para evaluar con precisión los riesgos y mantener las dosis de radiación tan bajas como sea razonablemente posible, como primer paso los radiólogos deben estar bien informados acerca de las dosis administradas durante los distintos tipos de exploraciones de TC realizadas en sus instituciones, así como de los riesgos para la salud asociados a éstas dosis reportados en la literatura. Se deben proponer enfoques de mejora de procesos que incluyan la estimación de los niveles efectivos de dosis de radiación, la formulación de los objetivos de reducción de la dosis, la modificación de los protocolos de adquisición, la evaluación de los efectos sobre la calidad de la imagen, y la implementación de los cambios necesarios para garantizar la calidad.

Para determinar los valores de dosis de referencia en un estudio de TC en una institución en particular, los datos de dosis se pueden recoger de los escáneres de TC, posteriormente pueden ser interpretados, tabulados y representados, además los protocolos de cada exploración que se realiza con la Tomografía Computarizada pueden ser modificados para reducir la dosis efectiva en general mediante el uso de técnicas tales como el control de exposición automático y reconstrucción iterativa, así como por la disminución del número de fases de exploración, aumentando el espesor de corte, y el ajuste de la tensión de pico (ajuste kVp), corriente del tubo producto -tiempo (miliamperios-segundo), y el paso. Por último, los ciclos PHEA (Planificar, Hacer, Estudiar, Actuar) se pueden establecer para detectar y minimizar los efectos negativos de los métodos de reducción de la dosis en la calidad de imagen.

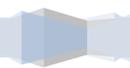
El abdomen como región anatómica es un segmento de alta absorción de radiación debido a su composición tisular mixta y densa. En la población pediátrica atendida en el Hospital General "Dr. Gaudencio González Garza" de la UMAE La Raza, es un estudio de alta demanda en la especialidad de oncología para el diagnóstico, estadiaje y seguimiento de la respuesta al tratamiento como en la fase de vigilancia. Por lo que generar protocolos de baja radiación y menor cantidad de medio de contraste intravascular, que mantengan los parámetros de calidad de imagen y resolución espacial, beneficiara a todos los pacientes, sobre todo a aquellos que requieren exploraciones reiteradas.



# 7. HIPÓTESIS

---

Debido a las características del estudio la hipótesis no se requiere.



## 8. OBJETIVOS:

---

### **GENERAL:**

- Caracterizar la resolución espacial en tomografía computada con protocolo ALARA en la exploración de abdomen de pacientes pediátricos oncológicos en seguimiento.



# 9. DISEÑO METODOLÓGICO

---

Se realizó estudio retrospectivo, transversal, descriptivo, comparativo de estudios realizados en 20 pacientes con padecimientos oncológicos a los que se les realizó previamente tomografía de abdomen con protocolo convencional y en el seguimiento a 6 - 12 meses, se efectuó estudio tomográfico con protocolo ALARA, valorando y comparando la resolución espacial de los órganos abdominales en ambos estudios, las exploraciones fueron obtenidas en tomógrafo helicoidal multicorte de 64 líneas, en la población pediátrica atendida en el Hospital General “Gaudencio González Garza” UMAE La Raza, que acudieron al servicio de tomografía computarizada.

## 9.1 MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó estudio comparativo entre exploraciones de abdomen contrastado por vía endovenosa en 20 pacientes pediátricos con padecimientos oncológicos que requirieron exploración de esta región, realizados con protocolo convencional y al seguimiento de 6-12 meses se efectuó con protocolo ALARA, en equipo de tomografía multicorte Brilliance de Philips Medical Systems, de 64 detectores.

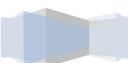
Se tomaron los siguientes parámetros:

En protocolo convencional:

De adquisición: Se colocó al paciente en decúbito supino en la mesa de exploración con dirección al gantry caudo-craneal, posteriormente se alineó la línea media con línea axial del gantry. La adquisición de Surview se efectuó en ángulo de 180, longitud: 300, kv 120, mAs 80. En fase simple se efectuó primero estudio helicoidal con protocolo de abdomen con FOV de 300 mm, dirección: fuera, incremento: 5 (contiguos), colimación 64 x 0.625, kv 120, mAs 200, tiempo rotación de tubo 0.5 seg, filtro: Sharp (C), resolución estándar. Posteriormente se inició estudio helicoidal contrastado con parámetros radiológicos iguales, instilación de medio de contraste endovenoso lodado, hidrosoluble, no iónico, concentración de 350 mg/l, con cálculo a 300-600 mg de I por kg de peso, caudal de 2 a 3 ml/seg y tiempo de retraso de 12 a 15 segundos para la obtención de imágenes en fase portal temprana hepática. En ambos protocolos no se usó angulación de gantry.

De reconstrucción: Matriz 512 x 512, reconstrucción de 1.5 mm y overlap, kernel para tejidos blandos (Sharp).

De visualización y postproceso: Ventana y ancho de ventana de 80/400 a 800, con grosor de corte visualizado de 3.5 mm, en reconstrucciones multiplanares.



En protocolo ALARA:

De adquisición: Se colocó al paciente en decúbito supino en la mesa de exploración con dirección al gantrycaudo-craneal, posteriormente se alineó la línea media con línea axial del gantry. La adquisición de Surview se efectuó en ángulo de 180, longitud: 300, kv 80, mAs 20. En fase simple se efectuó primero estudio helicoidal con protocolo de abdomen con FOV de 300 mm, dirección: fuera, incremento: 5 (contiguos), colimación 64 x 0.625, kv 80, mAs 150, tiempo rotación de tubo 0.5 sec, filtro: Sharp (C), resolución estándar. Posteriormente se inició estudio helicoidal contrastado con parámetros radiológicos iguales, instilación de medio de contraste endovenoso lodado, hidrosoluble, no iónico, concentración de 350 mg/l, con cálculo a 300 mg de l por kg de peso, caudal de 2 ml/seg y tiempo de retraso de 12 seg para la obtención de imágenes en fase portal temprana hepática. En ambos protocolos no se usó angulación de gantry.

De reconstrucción: Matriz 512 x 512, reconstrucción de 1.5 mm y overlap, kernel para tejidos blandos (Sharp).

De visualización y postproceso: Ventana y ancho de ventana de 80/400 a 800, con grosor de corte visualizado de 3 mm, en reconstrucciones multiplanares.

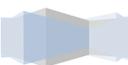
## 9.2 CRITERIOS DE SELECCIÓN:

### CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Pacientes pediátricos que contaban con un peso de entre 20 y 50 kilogramos.
- Pacientes pediátricos con padecimiento oncológico ya caracterizado y en fase de seguimiento.
- Estudio de abdomen que requirió aplicación endovenosa de medio de contraste.
- Paciente sin alteraciones renales u otro padecimiento que contraindique la instilación del medio de contraste.

### CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Pacientes pediátricos que pesaran menos de 20 Kg o más de 50 Kg.
- Pacientes pediátricos que requerían protocolos de angiotomografía o que requerían estudios extendidos a otras regiones.
- Pacientes pediátricos con antecedente de reacción alérgica al medio de contraste.
- Pacientes pediátricos con niveles de Creatinina mayores de 1.3 mg/dl.



### 9.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se llevó a cabo un análisis de concordancia intraobservador, para las lecturas de abdomen, mediante el test de McNemar y el factor kappa de Cohen a cada observador. Las puntuaciones se seleccionaron cuando tengan un valor de  $p \geq 0,05$  como un valor kappa aceptable ( $> 0,6$ ). Se calculó el cumplimiento de cada criterio de imagen individual para cada examen, como la media de las contestaciones suministrada por los observadores seleccionados, y se asignó igual peso a cada observador. Para estudiar la variación interobservador, se aplicó el Test de Friedman. Cuando se obtuvieron valores de  $p \leq 0,05$ , se analizó la causa de la significación estadística y si se encontró un sesgo.

### 9.4 MEDICIÓN E IDENTIFICACIÓN DE VARIABLES

#### VARIABLE INDEPENDIENTE:

##### TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

**Definición conceptual:** Método de estudio en que se emplea radiación ionizante, para la obtención de cortes transversales múltiples mediante reconstrucciones matemáticas.

**Definición operacional:** Método diagnóstico en que se emplea radiación ionizante, se valora la atenuación y la interfase entre las diferentes estructuras anatómicas, identificando así las lesiones cerebrales secundarias a un evento de TCE.

**Indicadores:** Cualitativa nominal.

**Escala de medición:** Estadística descriptiva.

#### VARIABLES DEMOGRAFICAS:

##### EDAD:

- Definición Conceptual: f. (lat. Aetas). Tiempo transcurrido desde el nacimiento: un niño de corta edad. Duración de la vida. Duración de una cosa material.
- Definición operativa: Tiempo transcurrido entre el nacimiento y la fecha de estudio.
- Indicador: Años cumplidos.
- Escala de medición: Cuantitativa discreta

##### SEXO:

- Definición Conceptual: m. (lat. Sexus). Diferencia física y constitutiva del hombre y de la mujer, del macho y de la hembra: sexo masculino, femenino.
- Definición operativa: Se clasificará de acuerdo al género indicado en la solicitud.
- Indicador: Masculino / femenino
- Escala de medición: Cualitativa Nominal



## VARIABLES DEPENDIENTES:

### DIAFRAGMA

- Definición Conceptual: Músculo ancho situado entre las cavidades pectoral y abdominal y que tiene un importante papel en la respiración.
- Definición operativa: Se puede visualizar solo cuando su superficie superior establece una interfase con el pulmón y la superficie inferior establece una interface con la grasa intraabdominal. Se infiere su posición porque a todos los niveles los pulmones y la pleura están adyacentes y periféricos al diafragma, mientras que las vísceras abdominales están centrales al mismo. La porción posterior o lumbar del diafragma se visualiza bien en el punto en el que las fibras que se originan en los pilares y en el ligamento arqueado se curvan hacia adelante para insertarse en el tendón central.
- Indicador: Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- Escala de medición: Cualitativa Nominal

### PARÉNQUIMA HEPÁTICO Y VASOS INTRAHEPÁTICOS

- Definición Conceptual: La más grande de las glándulas del organismo, color marrón rojizo, peso aproximado de 1500 gr, situado en hipocondrio derecho, separado por el diafragma de la pleura, los pulmones y el pericardio, relacionado a la derecha con la cavidad pleural ipsilateral, con la quinta costilla, la flexura cólica derecha y la parte inicial del colon transverso; atrás y medialmente se relaciona con el riñón y la glándula adrenal derecha; a la izquierda se relaciona con la pared abdominal y la cavidad pleural, por delante con el colon transverso y el estómago. Hilio hepático por el que pasa la arteria hepática, la vena porta, los conductos hepáticos derecho e izquierdo y vasos linfáticos. Desarrolla múltiples actividades metabólicas y segrega bilis.
- Definición operativa: Glándula Hepática localizada peritonealmente en el espacio hepático, se evalúa su nitidez en los vasos portales. Su densidad en fase simple es homogénea y aproximadamente de 8 a 10 UH más que la densidad del bazo o del músculo. Está separado del diafragma por los recesos subfrénicos.
- Indicador: Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- Escala de medición: Cualitativa Nominal.

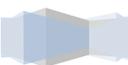


## PARÉNQUIMA ESPLÉNICO

- Definición Conceptual: El mayor de los órganos linfáticos, localizado en hipocondrio izquierdo, se relaciona con el diafragma, la novena a onceava costillas, flexura cólica izquierda y con el riñón izquierdo, rodeado por una fina cápsula, con una longitud máxima normal de hasta 12 cm.
- Definición operativa: De localización intraperitoneal, densidad homogénea de 40-60 UH, tras la administración de contraste endovenoso en la fase arterial y la fase venosa portal temprana, adquiere un aspecto moteado heterogéneo por la diferencia de refuerzo que presentan los cordones y los senos de la pulpa roja; en la fase portal venosa media y en la fase tardía su reforzamiento es uniforme. Su volumen oscila entre 107 y 314 ml.
- Indicador: Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- Escala de medición: Cualitativa Nominal.

## ESPACIO RETROPERITONEAL PERIVASCULAR

- Definición Conceptual:El retroperitoneo es el espacio comprendido entre el peritoneo parietal por delante y la fascia transversalis por detrás que se extiende desde el diafragma hasta la pelvis. Está dividido por fascias en los espacios pararrenal anterior y posterior, perirrenal y el de los grandes vasos.
- Definición operativa: El espacio Retroperitoneal perivascular es la región grasa que rodea la aorta, la vena cava inferior y que apoya en los cuerpos vertebrales y los músculos psoas. Los planos fasciales retroperitoneales se detectan cuando hay grasa retroperitoneal abundante. Una fascia que mide más de 3 mm se considera engrosada y es un signo sensible pero no específico de procesos patológicos retroperitoneales.
- Indicador: Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- Escala de medición: Cualitativa Nominal.



## PARÉNQUIMA PANCREÁTICO

- Definición Conceptual: Glándula accesoria con función exocrina y endocrina, de morfología elongada y de aspecto lobulado, de situación retroperitoneal que cruza transversalmente la pared posterior del abdomen, detrás del estómago, entre el duodeno a la derecha, y el bazo a la izquierda.
- Definición operativa: Localizado en el espacio pararenal anterior, de 16 a 20 cm de longitud, la cabeza mide aproximadamente 2.6 cm, el cuerpo 2.2. cm y la cola 1.18 cm. Su aspecto depende de la edad, en jóvenes tiene contorno liso y densidad homogénea semejante a la del bazo y el tejido muscular, pero menor que la del hígado. Presenta reforzamiento homogéneo tras la administración de contraste endovenoso. En ancianos se observa heterogéneo por depósitos de grasa intraparenquimatosos, de contorno lobulado y disminuido de volumen.
- Indicador: Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- Escala de medición: Cualitativa Nominal.

## PARÉNQUIMA RENAL Y URETEROS

- Definición Conceptual: Órganos retroperitoneales, paravertebrales, localizados a la altura de T12 a L3, el derecho de situación más baja que el izquierdo, cuya función es la depuración de los desechos del metabolismo y mantenimiento del equilibrio hidroelectrolítico, con una longitud aproximada de 12 cm, peso de 130 a 170 gr. Los uréteres son conductos musculares de 25 a 30 cm de longitud que transportan la orina de los riñones a la vejiga urinaria.
- Definición operativa: Localizados en retroperitoneo. El seno renal es un espacio potencial dentro del parénquima renal que contiene tejido adiposo, las arterias, las venas renales, el sistema linfático y el pielocalicial. En la TC sin contraste el parénquima tiene una densidad entre 30-40 UH y la corteza y la medula no tienen diferencias visibles de densidad.
- Indicador: Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- Escala de medición: Cualitativa Nominal.

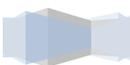


## GANGLIOS LINFÁTICOS RETROPERITONEALES

- Definición Conceptual: Formaciones nodulares de morfología reniforme, de tamaños variables, que forman parte del sistema linfático, por lo que se distribuyen en todo el cuerpo, constan de una capsula, una corteza y una médula.
- Definición operativa: Los tamaños normales máximos de los ganglios retroperitoneales son: los ganglios retrocrurales y del hilio hepático 6 mm, los ganglios gastrohepáticos 9 mm y los ganglios paraórticos inferiores, del tronco celiaco, mesentéricos y pelvianos de hasta 10 mm. Algunos de los parámetros a evaluar por tomografía son los siguientes: su presentación (únicos o múltiples), conglomerados o tumoración homogénea voluminosa que impide visualizar el contorno normal de las estructuras circundantes, su densidad y el tipo de reforzamiento tras la administración de medio de contraste, grado de necrosis y si presenta o no calcificaciones.
- Indicador: Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- Escala de medición: Cualitativa Nominal.

## AORTA Y RAMAS PRINCIPALES

- Definición Conceptual: La arteria aorta es el vaso de mayor calibre de todo el organismo con una pared muy engrosada y de alto contenido elástico. Surge del ventrículo izquierdo a la derecha y por detrás de la arteria pulmonar. Sus porciones son: la aorta ascendente, el arco aórtico, la porción descendente que se bifurca en las arterias iliacas comunes, y da lugar a varias ramas, la primera rama es el tronco braquiocefálico que a su vez se divide en la arteria carótida común derecha y la arteria subclavia derecha, sus ramas siguientes, la arteria carótida común izquierda y la arteria subclavia izquierda. De la porción descendente se derivan las ramas viscerales torácicas, las intercostales, y de la porción abdominal las arterias lumbares, el tronco celíaco (surge justo debajo del diafragma) y arterias mesentéricas superior e inferior, así como las suprarrenales, las renales y las gonadales.
- Definición operativa: El diámetro normal de la aorta a nivel del anillo aórtico es de 2.6 cm, la aorta ascendente hasta 2.1 cm, a la altura de los hilos renales en promedio de 1.53 cm (mujeres de cuarenta años) hasta 2.10 cm (varones ochenta años), en la región infrarrenal es de 1.43 a 1.96 cm respectivamente en los grupos etarios antes mencionados.
- Indicador: Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- Escala de medición: Cualitativa Nominal.



## VENA CAVA INFERIOR Y TRIBUTARIAS

- **Definición Conceptual:** La vena cava inferior está formada por la confluencia de la vena ilíaca común derecha e izquierda que drenan la sangre de las extremidades inferiores y la pelvis. Ascende en el retroperitoneo a la derecha de la aorta abdominal, variando su forma desde redondeada hasta ovalada. Recibe tributarias mayores incluyendo las venas lumbares, vena renal derecha e izquierda, vena gonadal derecha y las venas hepáticas.
- **Definición operativa:** La vena cava inferior es un vaso altamente adaptable que cambia su diámetro en base al estado de la presión venosa central y la presión abdominal. Se ha encontrado un diámetro normal de 17,4mm en hombres y 16,6mm en mujeres.
- **Indicador:** Reproducción: 1) no aplicable por arteificio; 2) mal definido; 3) parcialmente distinguible; 4) nítido y valorable.
- **Escala de medición:** Cualitativa Nominal.

## ARTEFACTO

- **Definición Conceptual:** En el trazado de un aparato registrador, toda variación no originada por el órgano cuya actividad se desea registrar.
- **Definición operativa:** Distorsión de la imagen en plano transversal debido a errores en los detectores en situaciones anatómicas complejas o materiales extraños metálicos.

**Banda o anillo:** Debido a detectores no acoplados mal alineados, observándose borrosidad de los bordes, imágenes lineares o circulares concéntricas.

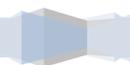
**De movimiento:** Debido a movimiento espontáneo del paciente, tiene aspecto de bandas o en estrella y se producen en zonas de interface de alta o baja densidad. El movimiento durante el proceso de determinación hace que las estructuras se encuentren en posiciones diferentes cuando se toman proyecciones distintas.

**Volumen parcial:** Sucede cuando el mismo voxel es ocupado por tejidos de absorciones muy diferentes, la atenuación del haz es proporcional al valor promedio del coeficiente de atenuación del voxel.



**Endurecimiento del haz:** por absorción preferente de fotones de baja energía del haz. En áreas de menor densidad se absorbe mayor cantidad de rayos x y al avanzar el haz aumenta progresivamente, así al chocar con otro tejido da la apariencia de diferente densidad debido a la velocidad aumentada del rayo, como sucede en las vecindades del hueso.

- Indicador: Valoración en escala de 5 puntos:
  1. Artefactos apenas perceptibles.
  2. Artefactos notables que no impiden la interpretación.
  3. Artefactos que limitan levemente la interpretación.
  4. Artefactos que limitan la interpretación y que requieren complementación con RM.
  5. Artefactos graves que hacen imposible la interpretación.
  
- Escala de medición: Cualitativa Ordinal.



# 10. ASPECTOS ÉTICOS

---

Se efectuó un protocolo de baja radiación no de manera protocolaria, se necesitó la autorización del paciente sabiendo los pormenores en los cambios en la calidad de imagen que pudieran existir, previo todo esto con el total conocimiento y consentimiento verbal, escrito y firmado del paciente y se comunicó para qué fines se utilizará. Dicha información obtenida será confidencial, no utilizándose para otros fines. De acuerdo a la Ley General de Salud el riesgo del estudio es mínimo.



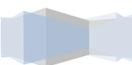
# 11. RECURSOS HUMANOS Y FACTIBILIDAD

---

Se emplearon recursos propios de la UMAE Hospital General Gaudencio González Garza del CMN La Raza del Instituto Mexicano del Seguro Social, tanto médico, como de equipamiento perteneciente al servicio de Radiodiagnóstico.

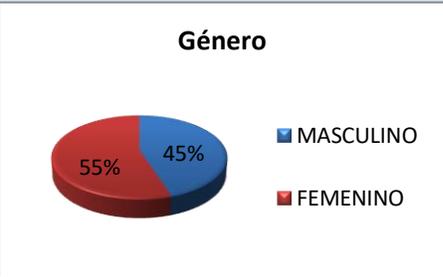
El personal médico era el adscrito a los servicios de Radiodiagnóstico, formando parte del staff de médicos del Hospital en donde se desarrolló la investigación. Los estudios de tomografía computada se realizaron con equipo de tomografía computada Brilliance de Philips Medical Systems, de 64 detectores. No se requirió de financiamiento externo o de recursos extras por parte del hospital, ya que los recursos empleados formaban parte del protocolo necesario al derechohabiente para su diagnóstico y tratamiento.

Los recursos humanos, institucionales y económicos que se emplearon en la elaboración de éste protocolo como los sistemas computarizados, espacio físico, papelería y archivos, se encontraban disponibles, no se utilizaron recursos económicos adicionales o excesivos. Como se trató de un estudio retrospectivo, transversal, descriptivo y comparativo se ajustó a las normas institucionales sin interferir en los tratamientos o vigilancias médicas. Por lo que se consideró el estudio factible desde el punto de vista personal, institucional y económico.



# 12. RESULTADOS

Se recabaron el número de paquetes de adquisición de imágenes de tomografía computada necesarios para abarcar la totalidad del estudio, 20 pacientes pediátricos en total, de 6 a 16 años de edad (Promedio de edad 10.6 años), entre 20 y 50 Kg de peso (Promedio de peso de 36.5 Kg), de los cuales 11 pacientes fueron femeninos (55%) y 9 pacientes masculinos (45%) (Tabla 1).

TABLA 1. DATOS GENERALES DE PACIENTES						
Edad	Pacientes	Género	Pacientes	Peso (Kg)	Pacientes	
6 años	2	Femenino	11	22	1	
7 años	2	Masculino	9	23	1	
8 años	1	<b>Total</b>	<b>20</b>	24	1	
9 años	5			25	1	
11 años	1			29	1	
12 años	3			30	2	
13 años	1			32	2	
14 años	3			40	3	
15 años	1			42	2	
16 años	1			44	1	
<b>Total</b>	<b>20</b>				46	2
<b>Promedio de edad 10.6 años</b>					48	1
					50	2
					<b>Total</b>	<b>20</b>
				<b>Promedio de peso 36.5 Kg</b>		

**Tabla 1.** Datos Generales de los pacientes pediátricos: Se resume la cantidad de pacientes por edad, género y peso. (Kg: Kilogramos de peso).



Los diagnósticos para la justificación de la realización del examen de tomografía computada abdominopélvica con contraste endovenoso por seguimiento oncológico en pacientes pediátricos, se detallan en la siguiente tabla, cabe mencionar que el diagnóstico más frecuente de vigilancia oncológica en éste estudio fue: Histiocitosis de Células de Langerhans (Tabla 2).

<b>TABLA 2. DIAGNÓSTICOS ONCOLÓGICOS EN VIGILANCIA</b>	<b>CANTIDAD</b>
<b>Histiocitosis de Células de Langerhans Multisistémica</b>	6
<b>Tumor germinal mixto de Testículo</b>	2
<b>Tumor germinal mixto de Ovario</b>	4
<b>Linfoma No Hodgkin</b>	2
<b>Tumor de Wilms</b>	4
<b>Carcinoma papilar renal</b>	1
<b>Ependimoma anaplásico</b>	1
<b>Total de pacientes</b>	<b>20</b>

**Tabla 2.** Diagnósticos oncológicos de los pacientes evaluados. Cantidad de pacientes por diagnóstico oncológico.

### Evaluación de la Resolución Espacial

En la evaluación subjetiva no hubo diferencias significativas en cuanto a la resolución de imagen entre los dos protocolos de tomografía para cada una de las variables que se evaluaron ( $p \geq 0,05$ ). (Tabla 3).

<b>TABLA 3. RESUMEN DE PRUEBA DE HIPÓTESIS</b>				
	<b>Hipótesis nula</b>	<b>Prueba</b>	<b>Sig.</b>	<b>Decisión</b>
<b>1</b>	Las distribuciones de CONVENCIONAL y ALARA son las mismas.	Análisis de varianza de dos vías rangos de Friedman para muestras relacionadas.	1.000	Retener la hipótesis nula.
<b>Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de 0.05</b>				

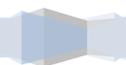
**Tabla 3.** Resumen de Prueba de Hipótesis. Se demuestra que no existe diferencia significativa entre la visualización por imagen con el Protocolo Convencional y el Protocolo ALARA.



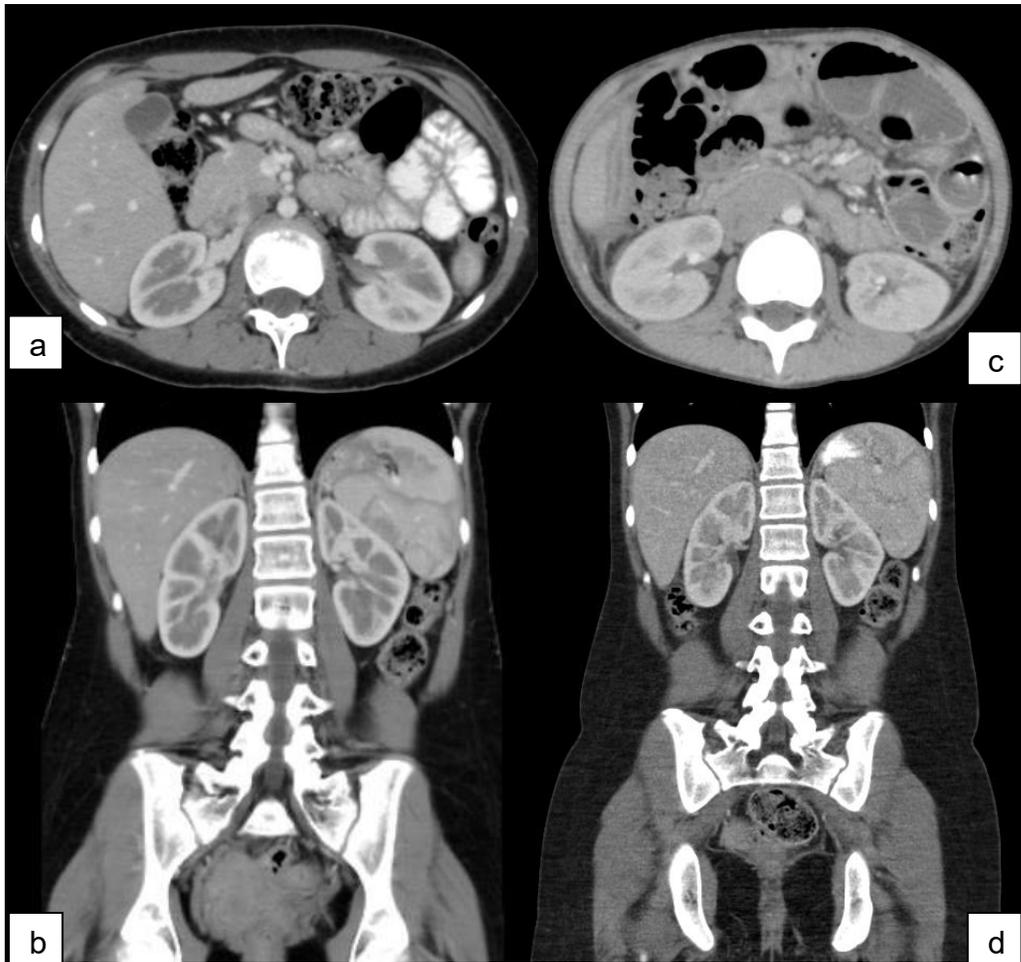
La concordancia interobservador para la determinación de la resolución espacial de la imagen en ambos protocolos fue muy buena ( $k = 1$ ). Tampoco se observaron diferencias significativas en los índices cuantitativos de la evaluación de la resolución espacial de las imágenes (Tabla 4).

TABLA 4. DETERMINACIÓN DE LA RESOLUCION ESPACIAL POR VARIABLE Y CONCORDANCIA INTEROBSERVADOR									
	OBSERVADOR 1				OBSERVADOR 2				
	PROTOCOLO CONVENCIONAL	PROTOCOLO ALARA			PROTOCOLO CONVENCIONAL	PROTOCOLO ALARA			k
	MEDIANA	MEDIANA	p	p exacta de Fisher	MEDIANA	MEDIANA	p	p exacta de Fisher	
VARIABLES	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	
DIAFRAGMA	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
PARENQUIMA HEPATICO Y VASOS INTRAHEPATICOS	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
PARENQUIMA ESPLENICO	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
ESPACIO RETROPERITONEAL PERIVASCULAR	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
PARENQUIMA PANCREATICO	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
PARENQUIMA RENAL Y URETEROS	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
GANGLIOS LINFATICOS RETROPERITONEALES	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
AORTA Y RAMAS PRINCIPALES	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
VENA CAVA INFERIOR Y TRIBUTARIAS	4	4	0.000012	0.0000019	4	4	0.000012	0.0000019	1
ARTEFACTO	1	1.1	0.000036	0.0000076	1	1.1	0.000036	0.0000076	1

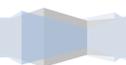
**Tabla 4.** Determinación de la resolución espacial de la imagen en cada variable en ambos protocolos y evaluación de la concordancia interobservador. ( $k$ : Coeficiente kappa de Cohen ponderado).



Se evaluaron en total 10 variables por cada estudio de tomografía, comparándolas en el protocolo convencional con el protocolo ALARA, otorgando valores en una escala de 1 a 4 puntos según su calidad de resolución y de 1 a 5 según la presencia de artefactos; de la totalidad de los estudios de protocolo ALARA (20 estudios), 18 se interpretaron con resolución espacial de imagen diagnóstica con valores 4/4 y valor 1/5 para presencia de artefactos (Casos 1 y 2), el resto de los estudios (2 estudios), fueron evaluados con una escala 4/4 para la resolución espacial y 2/5 en la puntuación de artefactos (Tabla 4).

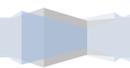


**Caso 1.** Imágenes comparativas de Tomografía computada multidetector de abdomen con contraste endovenoso y oral en fase venosa portal, en plano axial y coronal, realizadas con Protocolo de adquisición Convencional (a y b) en un paciente pediátrico de 9 años edad con 32 Kg de peso, con diagnóstico oncológico de LNH en seguimiento y tomografía computada del mismo paciente realizada con Protocolo de adquisición ALARA con contraste endovenoso en fase venosa portal (c y d) donde no se observa artefacto que impida la interpretación.

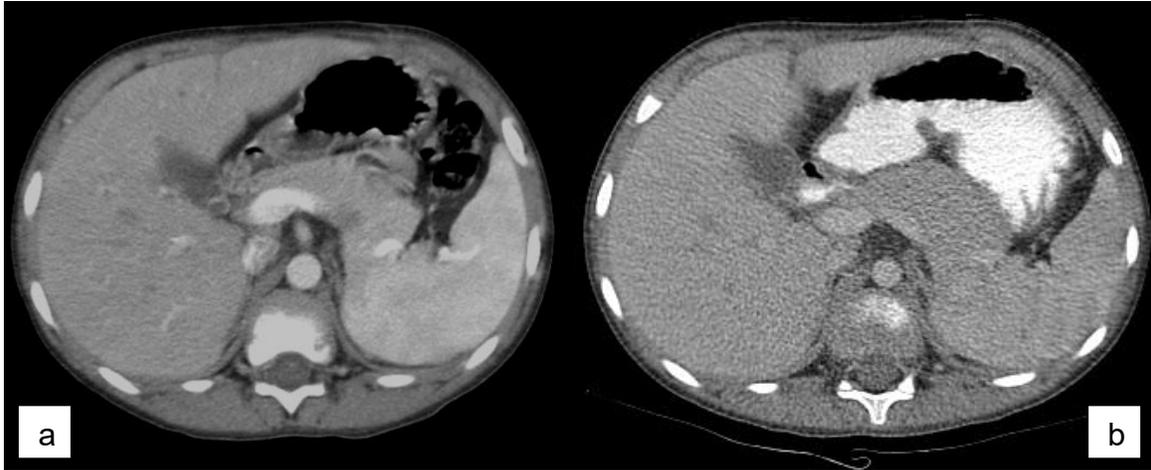




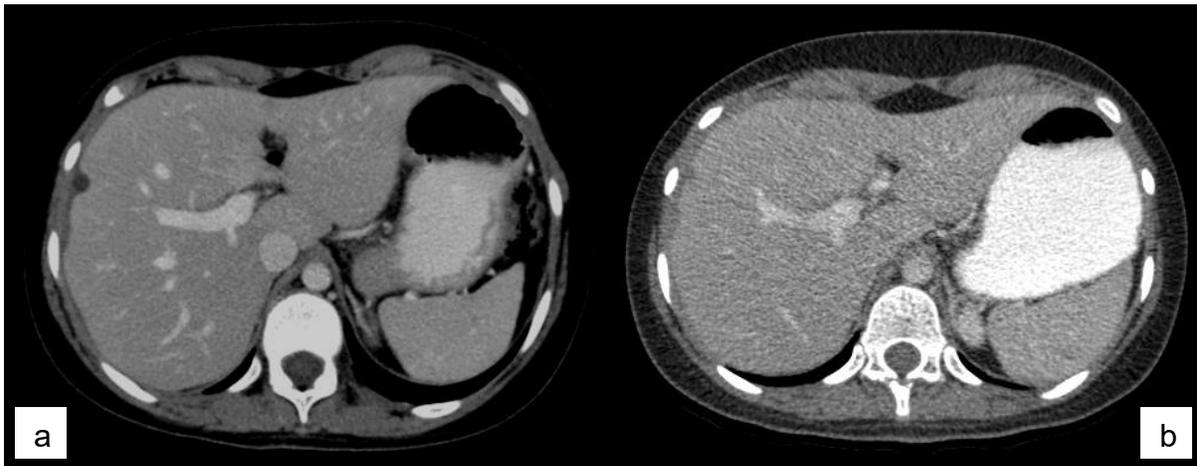
**Caso 2.** Imágenes de Tomografía computada multidetector de abdomen con contraste endovenoso y oral en fase venosa portal, en plano axial, coronal y sagital, realizadas con Protocolo de adquisición ALARA en un paciente pediátrico de 12 años edad con 44 Kg de peso, con diagnóstico oncológico de Tumor germinal mixto de Testículo en seguimiento, donde no se observa artefacto que impida su interpretación.



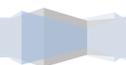
Los motivos de resolución de imagen con artefacto puntuación 2/5 (Artefactos notables que no impiden la interpretación) fueron artefactos generados por la transición de las imágenes propios de la técnica (Caso 3 y 4).



**Caso 3.** Imágenes comparativas de Tomografía Computada de abdomen con contraste endovenoso en fase venosa portal, en plano axial, a nivel de glándula hepática, realizada con Protocolo de adquisición Convencional (a) y con Protocolo de adquisición ALARA con contraste endovenoso y oral (b) del mismo paciente pediátrico de 6 años de edad con 22 Kg de peso, con diagnóstico oncológico de Histiocitosis de células de Langerhans en seguimiento, donde podemos observar en la imagen b artefactos notables que no impiden la interpretación.



**Caso 4.** Imágenes comparativas de Tomografía Computada de abdomen con contraste endovenoso y oral en fase venosa portal, en plano axial, a nivel de glándula hepática, realizada con Protocolo de adquisición Convencional (a) y con Protocolo de adquisición ALARA con contraste endovenoso y oral en fase venosa portal (b) en el mismo paciente pediátrico de 7 años de edad con 24 Kg de peso, con diagnóstico oncológico de Tumor de Wilms en seguimiento, donde podemos observar en la imagen b artefactos notables que no impiden la interpretación.



## Dosis de radiación

La Dosis de Radiación Efectiva con el Protocolo Convencional alcanzó un rango desde 6.53 hasta 10.3 mSv, en comparación con el Protocolo ALARA que presentó un rango de 1.86 hasta 3.21 mSv (Tabla 5), presentando el Protocolo Convencional una Media de 8.8 y el Protocolo ALARA una Media de 2.2, con una desviación estándar de 1.0 y 0.4 respectivamente (Tablas 6 y 7). Por lo que con la técnica de adquisición con protocolo ALARA se obtuvo una reducción de la Dosis de Radiación Efectiva del 68.9 % en comparación con la técnica de adquisición con protocolo Convencional (Gráfica 1).

TABLA 5. DOSIS DE RADIACIÓN EFECTIVA CALCULADO DEL VALOR DE DLP EN TOMOGRAFÍA DE ABDOMEN EN PACIENTES PEDIÁTRICOS ONCOLÓGICOS EN SEGUIMIENTO.				
Región escaneada Abdomen y pelvis (fase venosa portal)	Protocolo Convencional		Protocolo ALARA	
	DLP (mGy-cm)	Dosis efectiva (mSv)	DLP (mGy-cm)	Dosis efectiva (mSv)
Paciente 1	570.3	8.55	125.5	1.88
Paciente 2	693.2	10.39	145.2	2.17
Paciente 3	569.8	8.54	132.7	1.99
Paciente 4	498.3	7.47	146.8	2.20
Paciente 5	548.5	8.22	180.9	2.71
Paciente 6	598.6	8.97	176.1	2.64
Paciente 7	435.9	6.53	124.1	1.86
Paciente 8	576.4	8.64	121.2	1.81
Paciente 9	632.7	9.49	176.7	2.65
Paciente 10	658.9	9.88	214.1	3.21
Paciente 11	526.7	7.90	150.8	2.26
Paciente 12	626.4	9.39	126.7	1.90
Paciente 13	495.1	7.42	128.3	1.92
Paciente 14	639.4	9.59	194.4	2.91
Paciente 15	679.3	10.18	134.5	2.01
Paciente 16	523.5	7.85	184.6	2.76
Paciente 17	649.2	9.73	161.7	2.42
Paciente 18	573.9	8.60	126.2	1.89
Paciente 19	592.5	8.88	133.4	2.00
Paciente 20	659.6	9.89	124.9	1.87

**Tabla 5.** Dosis de radiación efectiva calculado del valor de DLP en tomografía de abdomen en pacientes pediátricos oncológicos en seguimiento. (DLP: Producto de dosis de longitud).

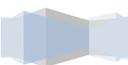
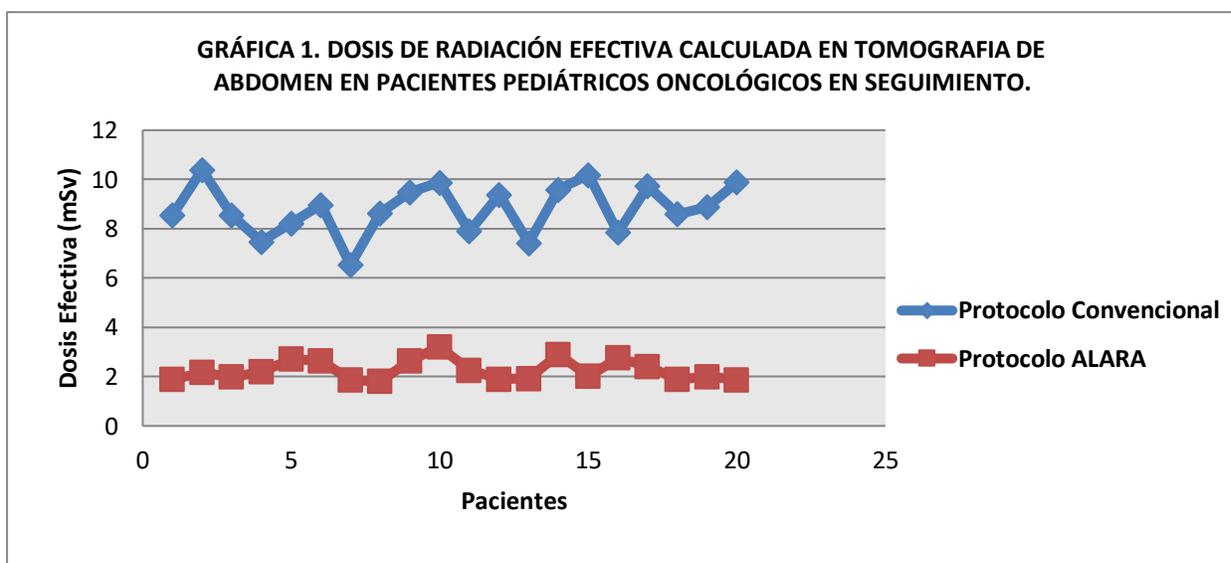


TABLA 6. COMPARATIVA DE DOSIS DE RADIACION ENTRE PROTOCOLO CONVENCIONAL Y PROTOCOLO ALARA						
	Media	Mediana	Desviación estándar	Rango	Mínimo	Máximo
Convencional	8.8055	8.7600	1.03124	3.86	6.53	10.39
ALARA	2.2530	2.0900	0.42018	1.40	1.81	3.21

**Tabla 6.** Comparativa de Dosis de Radiación entre Protocolo Convencional y Protocolo ALARA.



**Gráfica 1.** Gráfico de Dispersión que muestra las dosis de radiación efectiva de cada uno de los protocolos de adquisición para estudios de Tomografía computada de abdomen en pacientes pediátricos oncológicos en seguimiento.



TABLA 7. COMPARATIVAS MEDIDAS DE TENDENCIA CENTRAL Y DE DISPERSIÓN ENTRE AMBAS TÉCNICAS			
<b>TECNICA CONVENCIONAL</b>	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	8.3229
		Límite superior	9.2881
	Media recortada al 5%		8.8439
	Mediana		8.7600
	Varianza		1.063
	Desviación estándar		1.03124
	Mínimo		6.53
	Máximo		10.39
	Rango		3.86
	Rango intercuartil		1.72
	<b>TECNICA ALARA</b>	Media	
95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior	2.0564
		Límite superior	2.4496
Media recortada al 5%		2.2244	
Mediana		2.0900	
Varianza		0.177	
Desviación estándar		0.42018	
Mínimo		1.81	
Máximo		3.21	
Rango		1.40	

**Tabla 7.** Comparativas medidas de tendencia central y de dispersión entre ambas técnicas.

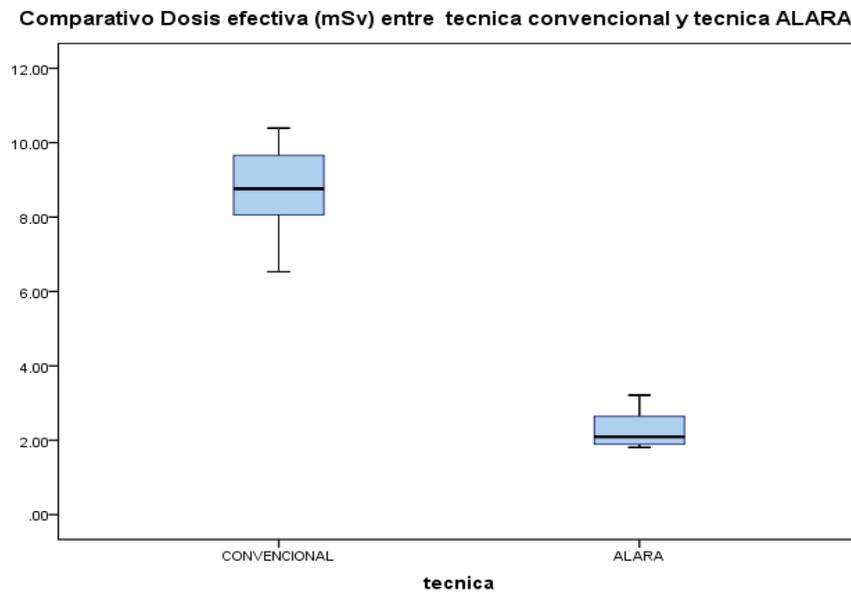


TABLA 8. PRUEBA DE HOMOGENEIDAD DE VARIANZA					
		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
<b>Significancia y Relación entre dosis de radiación con técnica convencional y ALARA</b>	Se basa en la media	12.214	1	38	0.001
	Se basa en la mediana	11.676	1	38	0.002
	Se basa en la mediana y con grados de libertad (gl) ajustado	11.676	1	27.870	0.002
	Se basa en la media recortada	12.291	1	38	0.001

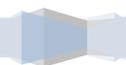
**Tabla 8.** Prueba de homogeneidad de varianza.

La prueba de Levene se utiliza a menudo antes de que una comparación de medias. Cuando la prueba de Levene muestra significación, se debe cambiar a pruebas generalizadas (pruebas no paramétricas), libre de supuestos de homocedasticidad.

La prueba también puede ser utilizada como una prueba principal para responder a una pregunta independiente de si dos sub-muestras en una población dada tienen varianzas iguales o diferentes.



**Gráfica 2.** Comparativo Dosis Efectiva (mSv) entre técnica Convencional Y técnica ALARA.



# 13. CONCLUSIONES

---

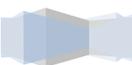
En nuestro trabajo, las adquisiciones de abdomen con protocolo ALARA realizadas en un tomógrafo de 64 filas de detectores brindaron una resolución de imagen equivalente a la lograda con la técnica de adquisición con protocolo Convencional, con una certeza diagnóstica adecuada.

También es evidente que el protocolo ALARA es un elemento efectivo en la estrategia para reducir en forma considerable la Dosis de Radiación Efectiva en comparación con la técnica de adquisición con protocolo convencional, sin detrimento en la calidad de la resolución de la imagen y, más aún, sin incremento en el porcentaje de segmentos no evaluables. En nuestra población, la Dosis de Radiación Efectiva media en los estudios con Protocolo ALARA fue de 2.2 mSv, 68.9% menor que la Dosis de Radiación Efectiva generada en los estudios con Protocolo Convencional.

Al modificar el uso de control de exposición automático y reconstrucción iterativa, así como disminuir el número de fases de exploración, aumentando el espesor de corte, ajustando la tensión de pico (ajuste kVp) y corriente del tubo producto-tiempo (miliamperios-segundo) en el protocolo ALARA se demostró que éste representa la estrategia más efectiva para reducir la Dosis de Radiación Efectiva manteniendo una calidad de resolución de imagen comparable con la obtenida en un protocolo Convencional de Tomografía Computada de abdomen.

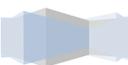
Las nuevas aplicaciones clínicas para la Tomografía Computada nos obliga como radiólogos a reevaluar nuestra práctica actual, implementando nuevos métodos e individualizando las exploraciones y la administración del medio de contraste para cada paciente, explorando nuevas direcciones que conducirán a una mayor eficacia en la atención del paciente y que reduzcan la cantidad de radiación a la que son sometidos.

Así entonces, con éste estudio demostramos que las técnicas de reconstrucción iterativas son prometedoras para lograr niveles aún más bajos del ruido en la imagen, por lo que se pueden implementar e integrar en la práctica rutinaria con éxito como un sistema de mejora continua en el proceso de adquisición de imágenes para diversos tipos de estudios de Tomografía Computada en las diferentes instituciones, estableciendo metas para la reducción de dosis de radiación efectiva y secundariamente minimizar los efectos adversos.



# 14. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

ACTIVIDAD	Febrero/ Mayo 2017	Mayo/ Junio 2017	Julio 2017	Agost o 2017	Sept. 2017	Febrero 2018
<b>Redacción del Protocolo</b>						
<b>Presentación al Comité y aprobación</b>						
<b>Captura de datos</b>						
<b>Análisis estadístico de datos</b>						
<b>Redacción de Tesis</b>						
<b>Presentación de Tesis</b>						
<b>Publicación de tesis</b>						



# 15. BIBLIOGRAFÍA

---

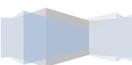
1. Ruiz PMJ. Análisis comparativo de las dosis de Radiación y los protocolos de estudio en radiodiagnóstico pediátrico y no pediátrico. Madrid: Facultad de medicina, Departamento de radiología y medicina física 1992. Disponible en <http://biblioteca.ucm.es/19911996/D/0/D0026601.pdf>
2. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: Sources and Effects of Ionizing Radiation 2008. Disponible en [http://www.unscear.org/docs/reports/2008/0986753\\_Report\\_2008\\_GA\\_Report\\_corr2.pdf](http://www.unscear.org/docs/reports/2008/0986753_Report_2008_GA_Report_corr2.pdf)
3. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. NCRP Report No. 160, 2009.
4. Donald PF, MD. Risks of Radiation Imaging in Children; Division of Pediatrics Radiology Faculty, Medical Physics Program Duke University Medical Center. *Rev Med Condes*, 2013; 24(1) 21.
5. Dorfman AL, Faze RI, Einstein AJ. Use of medical imaging procedures with ionizing radiation in children: a population-based study. *Arch Pediatr Adolesc Med* 165(5):458-464.
6. Larson DB, Johnson LW, Schnell BM. Rising use of CT in child visits to the emergency department in the United States 1995-2008. *Radiology* 2011; 258:164-73.
7. Rainer WP, Philippe BS. A systematic approach to dose optimization in pediatric digital imaging. Institute of Diagnostic, Interventional and Pediatric Radiology, Inselspital, University of Bern, Switzerland, 2008.
8. National Research Council of the National Academies. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2. Board of Radiation Effects Research Division on Earth and Life Sciences. Washington, DC: National Academies Press, 2006.
9. The Society of Pediatric Radiology. The ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric CT intelligent dose reduction: multidisciplinary conference. August 18–19, 2001. *Pediatr Radiol* 2002;32(4):217–313.
10. Amis ES Jr, Butler PF, Applegate KE. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. *J Am Coll Radiol* 2007;4(5): 272–284.
11. Berrington-de González A, Mahesh MJ, Kim KP. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med* 2009;169(22):2071–2077.
12. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography: an increasing source of radiation exposure. *New Engl J Med* 357:2277-2284, 2007.



13. Linet MS. Cancer risks associated with external radiation from diagnostic imaging procedures, *CA: A Journal for Cancer Clinicians* 2012 62(2): 75-100.
14. Pearce MS, Salotti JA, Little MP. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *The Lancet*, Early Online Publication, 7 June 2012.
15. Eric PT, Dianna DC, Randy DE, Randy DE, et al. CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing Diagnostic Quality. Departments of Diagnostic Imaging and Imaging Physics, University of Texas, MD Anderson Cancer Center, Unit. RSNA, 1824 November-December 2011.
16. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 2009; 169(22):2078–2086.
17. Kleinerman RA. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children. *Pediatr Radiol* 2006; 36(Suppl 2):121–125.
18. Sponsor: Senator Padilla, Coauthor Senator Alquist. Radiation control: health facilities and clinics—records. California Senate Bill 1237. Submitted: February 19, 2010.
19. Huda W, Mettler FA. Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: what good are they? *Radiology* 2011;258(1):236–242.
20. American Association of Physicists in Medicine. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. Report No. 96. College Park, Md: American Association of Physicists in Medicine, 2008.
21. Kanal KM, Stewart BK, Kolokythas O, Shuman WP, et al. Impact of operator-selected image noise index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 189(1):219–225.
22. Kalra MK, Maher MM, Kamath RS. Sixteen detector row CT of abdomen and pelvis: study for optimization of z-axis modulation technique performed in 153 patients. *Radiology* 2004; 233(1): 241–249.
23. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT. Radiation dose in CT. *RadioGraphics* 2002; 22(6):1541–1553.
24. Reid J, Gamberoni J, Dong F, Davros W, et al. Optimization of kVp and mAs for pediatric low-dose simulated abdominal CT: is it best to base parameter selection on object circumference? *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195(4):1015–1020.
25. Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Fletcher JG, et al. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. *RadioGraphics* 2006; 26(6):1785–1794.



26. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *RadioGraphics* 2006; 26(2):503–512.
27. Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. I. Prediction with a computer model. *Radiology* 1998; 207(3):647–655.
28. Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 2000; 217(2): 430–435.
29. McCollough CH, Bruesewitz MR, Vrtiska TJ. Image quality and dose comparison among screen-film, computed, and CT scanned projection radiography: applications to CT urography. *Radiology* 2001; 221(2):395–403.
30. Kyongtae TB. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. From the Department of Radiology, University of Pittsburgh School of Medicine, *Radiology: Volume 256: Number 1—July 2010*.
31. Heiken JP, Brink JA, McClennan BL, Sagel SS, et al. Dynamic incremental CT: effect of volume and concentration of contrast material and patient weight on hepatic enhancement. *Radiology* 1995; 195 (2): 353 – 357.
32. Berland LL. Slip-ring and conventional dynamic hepatic CT: contrast material and timing considerations. *Radiology* 1995; 195 (1):1 – 8.
33. Itoh S, Ikeda M, Achiwa M, Satake H, et al. The effect of patient age on contrast enhancement during CT of the pancreatobiliary region. *AJR Am J Roentgenol* 2006;187 (2): 505 – 510.
34. Claussen CD, Banzer D, Pfretzschner C, Kalender WA, et al. Bolus geometry and dynamics after intravenous contrast medium injection. *Radiology* 1984; 153 (2):365 – 368.



# 16. ANEXOS

## HOJA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Edad: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_

Diagnóstico oncológico: \_\_\_\_\_

		OBSERVADOR 1			
		RESOLUCIÓN ESPACIAL			
VARIABLES		1) 1)No valorable por arteficio	2)Mal definido	3) Parcialmente distinguible	4) Nítido y valorable
DIAFRAGMA					
PARENQUIMA HEPATICO Y VASOS INTRAHEPATICOS					
PARENQUIMA ESPLENICO					
ESPACIO RETROPERITONEAL PERIVASCULAR					
PARENQUIMA PANCREATICO					
PARENQUIMA RENAL Y URETEROS					
GANGLIOS LINFATICOS RETROPERITONEALES					
AORTA Y RAMAS PRINCIPALES					
VENA CAVA INFERIOR Y TRIBUTARIAS					
ARTEFACTO	1)Artefactos apenas perceptibles	2) Artefactos notables que no impiden la interpretación.	3) Artefactos que limitan levemente la interpretación.	4) Artefactos que limitan la interpretación y que requieren complementación con RM.	5) Artefactos graves que hacen imposible la interpretación.

**Observaciones:**

---



---



---



## HOJA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Edad: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_

Diagnóstico oncológico: \_\_\_\_\_

		OBSERVADOR 2			
		RESOLUCIÓN ESPACIAL			
VARIABLES		2) 1)No valorable por arteficio	2)Mal definido	3) Parcialmente distinguible	4) Nítido y valorable
DIAFRAGMA					
PARENQUIMA HEPATICO Y VASOS INTRAHEPATICOS					
PARENQUIMA ESPLENICO					
ESPACIO RETROPERITONEAL PERIVASCULAR					
PARENQUIMA PANCREATICO					
PARENQUIMA RENAL Y URETEROS					
GANGLIOS LINFATICOS RETROPERITONEALES					
AORTA Y RAMAS PRINCIPALES					
VENA CAVA INFERIOR Y TRIBUTARIAS					
ARTEFACTO	1)Artefactos apenas perceptibles	2) Artefactos notables que no impiden la interpretación.	3) Artefactos que limitan levemente la interpretación.	4) Artefactos que limitan la interpretación y que requieren complementación con RM.	5) Artefactos graves que hacen imposible la interpretación.

**Observaciones:**

---



---



---





INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL  
UNIDAD DE EDUCACIÓN, INVESTIGACIÓN  
Y POLITICAS DE SALUD  
COORDINACIÓN DE INVESTIGACIÓN EN SALUD

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO  
(NIÑOS Y PERSONAS CON DISCAPACIDAD)

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN EN PROTOCOLOS DE INVESTIGACIÓN

Nombre del estudio: \_\_\_\_\_

Patrocinador externo (si aplica): \_\_\_\_\_

Lugar y fecha: \_\_\_\_\_

Número de registro: \_\_\_\_\_

Justificación y objetivo del estudio: \_\_\_\_\_

Procedimientos: \_\_\_\_\_

Posibles riesgos y molestias: \_\_\_\_\_

Posibles beneficios que recibirá al participar en el estudio: \_\_\_\_\_

Información sobre resultados y alternativas de tratamiento: \_\_\_\_\_

Participación o retiro: \_\_\_\_\_

Privacidad y confidencialidad: \_\_\_\_\_

En caso de colección de material biológico (si aplica):

<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>

- No autoriza que se tome la muestra.
- Si autorizo que se tome la muestra solo para este estudio.
- Si autorizo que se tome la muestra para este estudios y estudios futuros.

Disponibilidad de tratamiento médico en derechohabientes (si aplica): \_\_\_\_\_

Beneficios al término del estudio: \_\_\_\_\_

En caso de dudas o aclaraciones relacionadas con el estudio podrá dirigirse a:

Investigador Responsable: \_\_\_\_\_

Colaboradores: \_\_\_\_\_

En caso de dudas o aclaraciones sobre sus derechos como participante podrá dirigirse a: Comisión de Ética de Investigación de la CNIC del IMSS: Avenida Cuauhtémoc 330 4° piso Bloque "B" de la Unidad de Congresos, Colonia Doctores. México, D.F., CP 06720. Teléfono (55) 56 27 69 00 extensión 21230, Correo electrónico: [comision.etica@imss.gob.mx](mailto:comision.etica@imss.gob.mx)

\_\_\_\_\_  
Nombre y firma de ambos padres o tutores o representante legal

\_\_\_\_\_  
Nombre y firma de quien obtiene el consentimiento

Testigo 1

Testigo 2

\_\_\_\_\_  
Nombre, dirección, relación y firma

\_\_\_\_\_  
Nombre, dirección, relación y firma

Este formato constituye una guía que deberá completarse de acuerdo con las características propias de cada protocolo de investigación, sin omitir información relevante del estudio.

**Clave: 2810-009-013**