

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
FACULTAD DE MEDICINA**

**INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGÍA
"DR. IGNACIO CHÁVEZ"**

**"Estudio comparativo de protocolos de ultra baja dosis de radiación en
TC de senos paranasales con equipos multidetector"**

**TESIS DE POSGRADO
PARA OBTENER EL DIPLOMA DE ESPECIALIDAD MÉDICA EN:
IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPÉUTICA**

PRESENTA:

Dr. Gustavo Adolfo Villegas Villa

**Dr. Cesar Nicolás Cristancho Rojas
Asesor de Tesis**

**Dr. Carlos Rafael Sierra Fernández
Jefe de enseñanza del INCICH**

Ciudad de México, Julio 2020



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

“Estudio comparativo de protocolos de ultra baja dosis de radiación en TC de senos paranasales con equipos multidetector”

Utilidad de la sincronización cardíaca simulada y filtro especial de estaño en reducción de dosis y calidad de imagen



DR. CARLOS RAFAEL SIERRA FERNÁNDEZ

DIRECTOR DE ENSEÑANZA

INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGÍA DR. IGNACIO CHÁVEZ



DR. CESAR NICOLÁS CRISTANCHO ROJAS

ASESOR DE TESIS



DR. GUSTAVO ADOLFO VILLEGAS VILLA
RESIDENTE DE CUARTO AÑO

IMAGENOLÓGIA DIAGNÓSTICA Y TERAPÉUTICA
INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGÍA IGNACIO CHÁVEZ

CIUDAD DE MÉXICO, 2020

DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado a mis padres por haber sido mi apoyo a lo largo de toda mi carrera universitaria y a lo largo de mi vida.

A mi hermano Carlos Athanasios Panagiotou Villa[†], la fuerza y la fe durante el último año de su vida me dieron una nueva apreciación del significado y la importancia de la misma.

AGRADECIMIENTOS

A toda mi familia, en especial a los Panagiotou Villa, los cuales estuvieron siempre ahí.

A todas las personas especiales que me acompañaron en esta etapa, aportando a mi formación tanto profesional y como ser humano.

Al Dr. Eric Kimura H. y mi tutor de tesis, el Dr. Cesar Crisancho por estar siempre ahí para cualquier obstáculo.

Al Grupo CT Scanner y al Instituto Nacional de Cardiología por haberme brindado tantas oportunidades y enriquecerme en conocimiento.

A todos los mis compañeros de generación por hacer este camino más ligero.

INDICE GENERAL

1. RESUMEN	06
2. MARCO TEORICO	08
3. JUSTIFICACIÓN	17
4. HIPOTESIS	18
5. OBJETIVOS	18
6. MATERIALES Y METODOS	19
7. RESULTADOS	23
8. CONCLUSION	27
9. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	28

Estudio comparativo de protocolos de ultra baja dosis de radiación en TC de senos paranasales con equipos multidetector”

Utilidad de la sincronización cardíaca simulada y filtro especial de estaño en reducción de dosis y calidad de imagen

1. RESUMEN

Objetivo

Demostrar el efecto de la sincronización cardíaca y el filtro de estaño en la reducción de la dosis de radiación y calidad de imagen en la evaluación por tomografía de los senos paranasales.

Hipótesis nula

Tanto la sincronización cardíaca como el filtro de estaño no reducen significativamente la dosis de radiación

Material y métodos

Estudio transversal y comparativo. La TC de senos paranasales se realizó en 166 pacientes divididos en cuatro grupos utilizando diferente voltaje y corriente del tubo de rayos X. Tres grupos fueron evaluados mediante un sistema de sincronización cardíaca simulada (120 kV/150 mA, protocolo estándar, grupo 1, n = 56; 80kV/200mA, protocolo baja radiación, grupo 2, n = 33; 70kV/200mA, protocolo ultrabaja radiación, grupo 3, n= 22) y la muestra restante mediante la colocación de filtro de estaño (100kVSn/200mA, grupo 0, n = 55). Se comparó el producto dosis-longitud (DLP) y la relación señal/ruido mediante la prueba de Kruskal-Wallis, posteriormente se realizó una matriz de correlación con el método no paramétrico de Dunn y corrección Bonferroni.

Resultados

Los índices cuantitativos revelaron diferencias significativas en la disminución de la dosis de radiación y de la relación señal/ruido en los diferentes protocolos. Se encontró una disminución significativa de la dosis de radiación emitida en estudios de TC de senos

paranasales al utilizar el sistema de sincronización cardíaca, al igual que al colocar un filtro de estaño, respecto a la dosis estándar promedio publicada en la literatura, con una reducción de la misma de entre 90 - 96% con los protocolos de 70 kV, 80kV y 120 kV con sincronización cardíaca (mSv: 0.020, 0.024 y 0.057 vs 0.5) y de 90% (0.5 mSv vs 0.05 mSv) con el filtro de estaño.

En relación a la calidad de imagen medida mediante la relación señal/ruido se encontró una diferencia estadísticamente significativa con el uso del filtro de estaño respecto a los protocolos de sincronización cardíaca con una $p > 0.001$.

Conclusión

La utilización de la sincronización cardíaca y la colocación del filtro de estaño son técnicas útiles y potencialmente asequibles para disminuir la exposición a radiación del paciente, aplicable en los equipos TCMD estado del arte para la evaluación de la patología sinonasal, sin disminución significativa de la calidad de imagen ni artificios por la divergencia del haz en los extremos del campo de adquisición.

1. MARCO TEORICO

Introducción

La radiación natural y artificial son factores ambientales con efectos biológicos beneficiosos y perjudiciales. Dado que las personas están expuestas a la radiación ionizante (RI) de una amplia gama de fuentes ocupacionales y médicas, los efectos sobre la salud de estas exposiciones y la necesidad de protección contra la radiación siguen siendo un tema de gran preocupación e interés para el público.¹

Cada vez hay más pruebas que muestran una estrecha relación entre la sensibilidad a la radiación humana y los efectos sobre la salud relacionados con la edad. Las personas expuestas a la radiación ionizante son las más radiosensibles a edades tempranas y disminuyen la sensibilidad a la radiación hasta la madurez.¹

La exposición a la radiación es un factor de riesgo conocido para el desarrollo de cáncer y algunos efectos en la salud distintos a este. Cada uno de los cuales difiere mucho en la curva dosis-respuesta, latencia, persistencia, recurrencia, curabilidad, fatalidad e impacto en la calidad de vida.²

Los efectos adversos de la radiación se agrupan en dos categorías: efectos deterministas y efectos estocásticos.³

Efectos deterministas

Los efectos a corto plazo o relativamente tempranos de la exposición a la radiación ionizante se denominan efectos deterministas porque, esencialmente, la dosis de radiación "determina"

el efecto. También hay otros factores que ayudan a determinar los efectos de la radiación, como lo son la dosis total, tasa de dosis, volumen de tejido irradiado, tipo y calidad de la radiación, presencia de otras afecciones, trauma físico concomitante y / o quemaduras térmicas, así como la susceptibilidad individual. Cada de estos factores contribuye al empeoramiento de los efectos de la exposición a la radiación. Para los efectos deterministas, hay una dosis "umbral" a la que se ve un efecto. A medida que la dosis aumenta por encima de ese umbral, el efecto empeora. Por debajo de la dosis umbral no hay efecto clínico.³

Efectos estocásticos

Los efectos estocásticos de la exposición a la radiación son efectos que ocurren por casualidad. Un ejemplo de efecto estocástico es la carcinogénesis. A medida que aumenta la dosis, aumenta la probabilidad de que se desarrolle cáncer. Los efectos estocásticos están asociados con la exposición a largo plazo, de bajo nivel (crónica) a la radiación.³

El efecto de las dosis bajas generalmente se estima mediante extrapolación utilizando una relación dosis-efecto (LNT) lineal sin umbral. Este método de evaluación de los riesgos cancerígenos a dosis bajas fue introducido en la década de 1960 por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) para simplificar la recopilación e interpretación de los datos.³ La relación LNT de hecho permite agregar las diferentes dosis recibidas por un trabajador durante su vida laboral, independientemente de la tasa de dosis, de la exposición o del tipo de radiación. Comprensiblemente, esto condujo al uso de LNT con fines pragmáticos, para estimar el efecto de las dosis bajas mediante la extrapolación, para ayudar a la toma de decisiones. Este uso se justificó posteriormente al postular que las

dosis siempre se acumulan, y que no importa cuán bajas sean, todas tienen el mismo potencial carcinogénico por unidad de dosis, ya que cada partícula ionizante directa o indirecta que cruza una célula o su núcleo actúa de manera independiente y tiene la misma eficacia⁴. Este postulado fue respaldado cuando, durante la década de 1970, se estableció el vínculo entre el daño del ADN y la carcinogénesis, y fue que se aceptó que la carcinogénesis es causada por mecanismos estocásticos. Esto hizo lógico suponer que toda la irradiación, por baja que sea la dosis, podría causar daños irreversibles en el ADN que probablemente se conviertan en cáncer y, por lo tanto, que el modelo LNT era válido, incluso para las dosis medibles más bajas. En la actualidad existe cada vez más información acerca de la reparación más eficiente del ADN y la respuesta del mismo con la exposición a dosis bajas de radiación, que desafían este modelo LNT.⁴

Efectos moleculares de la radiación ionizante

Se ha comprobado desde hace mucho tiempo que el daño principal de la radiación ionizante (RI) es el ácido desoxirribonucleico (ADN), una molécula grande con una estructura de doble hélice bien conocida, que consta de dos cadenas unidas por enlaces de hidrógeno entre las bases. La RI induce un espectro de lesiones que pueden causar daño estructural a la molécula de ADN y pueden alterar o eliminar la capacidad de la célula para transcribir el gen que codifica el ADN afectado.⁵

El daño por radiación a la célula puede ser causado por la acción directa o indirecta de la radiación sobre las moléculas de ADN⁶. En la acción directa, la radiación colisiona directamente la molécula de ADN, interrumpiendo la estructura molecular. Tal cambio

estructural conduce al daño celular o incluso a la muerte celular. Las células dañadas que sobreviven pueden inducir posteriormente carcinogénesis u otras anomalías. Este proceso se vuelve predominante con altas radiaciones, como partículas α , neutrones, y altas dosis de radiación. En la acción indirecta, la radiación colisiona las moléculas de agua, el componente principal de la célula y otras moléculas orgánicas en la célula, por lo que se producen radicales libres como el hidroxilo (HO) y el alcoxi (RO₂). Los radicales libres se caracterizan por un electrón impar en la estructura, que es muy reactivo y, por lo tanto, reacciona con las moléculas de ADN para causar un daño estructural molecular. El peróxido de hidrógeno, H₂O₂, también es tóxico para la molécula de ADN⁶.

El resultado de la acción indirecta de la radiación sobre las moléculas de ADN es el deterioro de la función o la muerte de la célula. El número de radicales libres producidos por la radiación ionizante depende de la dosis total. Se ha encontrado que la mayoría del daño inducido por la radiación resulta del mecanismo de acción indirecta porque el agua constituye casi el 70% de la composición de la célula⁶.

Además de los daños causados por los productos de radiólisis de agua (es decir, el efecto indirecto), el daño celular también puede involucrar especies reactivas de nitrógeno (RNS) y otras especies, y puede ocurrir también como resultado de la ionización de átomos en el componente de moléculas clave (por ejemplo, ADN). El resultado final, de efectos directos e indirectos, es el desarrollo de alteraciones biológicas y fisiológicas que pueden manifestarse segundos o décadas después⁶.

Las roturas de cadena simple (SSB) tienen poca importancia biológica en lo que respecta a la destrucción celular, ya que se reparan fácilmente utilizando el soporte opuesto como plantilla. Sin embargo, si la reparación es incorrecta (par defectuoso) puede provocar una

mutación. Se cree que las roturas de doble cadena (DSB) son las más perjudiciales de las lesiones inducidas por RI, y ocurren cuando las roturas en las dos cadenas son opuestas entre sí, o están separadas por solo unos pocos pares de bases. La RI también induce otras formas de daño en el ADN, incluidos los enlaces cruzados, la modificación de la base oxidativa, y el daño de la base agrupada. Se ha estimado que el número de lesiones de ADN por célula que se detectan inmediatamente después de una dosis de radiación de 1 Gy es aproximadamente 1000 SSB, 40 DSB, 20 enlaces cruzados de ADN-ADN, 150 cruces de ADN-proteína enlaces y 160–320 daños en ADN agrupado, no DSB^{2,6}.

Los estudios de imagen y procedimientos basados en rayos X producen la mayor contribución a la dosis de radiación de la población por fuentes artificiales. El empleo de rayos X en el diagnóstico y la terapia médica, incluidos los procedimientos de intervención guiados por fluoroscopia y en los enfoques híbridos (como PET-CT y SPECT-CT) permite integrar la detección de estructuras anatómicas con rastreo de vías metabólicas. El empleo creciente de estas técnicas produce una exposición adicional de la población a la radiación ionizante.⁷ Se ha estimado que las dosis de radiación por TC generan el 0.7% del total de cánceres esperados y 1% de las muertes por cáncer.⁸

Las proyecciones radiográficas se usaban en el pasado para la evaluación del trauma y la enfermedad inflamatoria sinonasal, pero debido a la insuficiente delineación de la anatomía compleja, la imagen seccional ha remplazado ampliamente a la radiografía. La tomografía computarizada multidetector se ha convertido en el estudio de elección¹⁰, tanto en niños como

en adultos, para la evaluación, determinación de la naturaleza y extensión del proceso patológico. Esto es debido a la delimitación exquisita de los detalles óseos pequeños, la reconstrucción en tercera dimensión, tiempos de escaneo ultra cortos y un costo relativamente bajo. También se utiliza para demostrar las variantes anatómicas y su relación con estructuras adyacentes importantes para el abordaje quirúrgico. No obstante, la TCMD es la principal fuente de exposición a la radiación en la imagen médica.⁹

Además, en la práctica clínica diaria, a pacientes con procesos inflamatorios o infecciosos se les solicita un estudio de seguimiento. En este escenario, siguiendo los principios de ALARA (“as low as reasonably achievable” por sus siglas en inglés), es deseable el uso de la menor dosis posible sin pérdida de la calidad de imagen.

En los senos paranasales, la dosis efectiva administrada en un estudio de tomografía computada simple es de 0.1 a 1 mSv en adultos y 0.03 a 0.3 mSv en pacientes pediátricos, mientras que en radiografía simple va de 0.03 mSv a 0.1 mSv por proyección¹. Sin embargo, se involucra la exposición del ojo a radiación ionizante.¹⁰

El cristalino, el cual es uno de los tejidos más radiosensibles del cuerpo, está expuesto a dosis de radiación inevitables durante la evaluación por tomografía del cráneo y la región sinusal. Se ha reportado que el cristalino recibe entre 24 y 62 mGy por estudio, aunque no sea la región anatómica a evaluar.¹¹ En un estudio realizado por M. Alkhorayef et al. Se

encontró que, en estudios de TC de cráneo, senos paranasales y huesos del macizo facial, los cristalinios recibían 11.5, 4.5 y 6.7 mSv por estudio respectivamente.¹¹

La exposición a la radiación ionizante (RI) induce una patología ocular bien conocida, las denominadas cataratas. Se informa que el fenotipo patológico del cristalino típico de una lesión por RI previa es un tipo particular de catarata, la catarata subcapsular posterior (CSP), pero también se informan cataratas corticales y nucleares. La CSP tampoco es exclusiva de la exposición a RI ya que también está asociada con el envejecimiento, aunque en este contexto del envejecimiento, la variante nuclear es la más frecuente¹².

En el 2012, la International Commission on Radiological Protection (ICRP, por sus siglas en inglés) redujo la dosis límite de exposición ocupacional al cristalino a un factor de 7.5 (de 150 a 20 mSv por año) para prevenir cataratas a una incidencia del 1%¹³.

Las estrategias actuales para la reducción de la dosis de radiación se basan principalmente en la reducción de la corriente y potencial del tubo, así como las nuevas técnicas de reconstrucción iterativa (postproceso). Aunque esto ha reducido notablemente la dosis de radiación, se encuentra limitado el disminuir aún más la corriente del tubo o incrementar el número de iteraciones, debido al incremento en el ruido de la imagen y el sobresuavizado de la misma, respectivamente.¹⁴

Con el advenimiento de los equipos de tomografía multidetector estado del arte (256-512 cortes y una colimación seccional de 16 cm por giro), los cuales se enfocan principalmente en estudios cardiacos, se tiene un mayor volumen de cobertura en el eje z y menor tiempo de rotación del tubo, incrementando la resolución temporal y, por ende, se disminuye el tiempo de activación del tubo de rayos X, siendo posible con algunos, la evaluación de toda la anatomía sinonasal con un solo giro. Sin embargo, en algunos equipos se encuentra limitada la utilización de todos los detectores disponibles para estudios cardiacos, probablemente secundario a la divergencia del haz a lo largo del eje z, especialmente en estructuras con alto contraste, como los senos paranasales.¹⁵

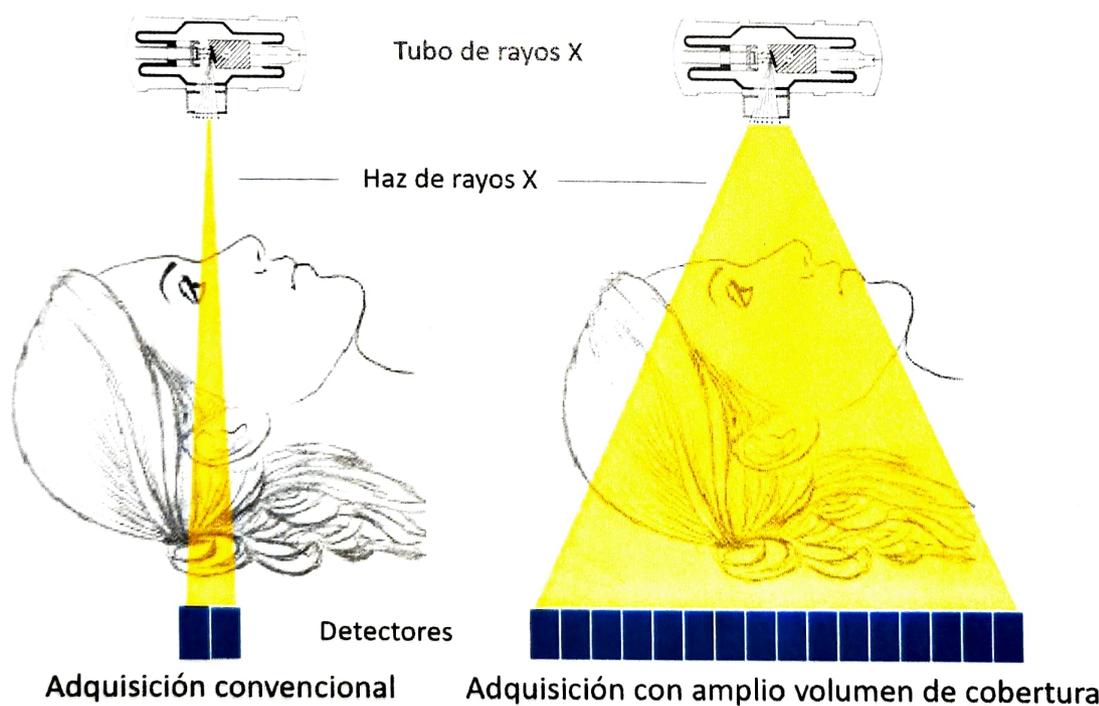


Fig. 1. Esquema donde se ejemplifica el uso de la sincronización cardíaca con la intención de utilizar todos los detectores posibles para incrementar el volumen de cobertura y realizar la adquisición en un solo giro. Tiempo de escaneo: izquierda 2.5 segundos, derecha 0.28 segundos.

Otro método para optimizar la dosis de radiación es la fragmentación del espectro de energía mediante la colocación de un filtro de estaño en frente de la fuente de rayos X¹⁶. El filtro de estaño tiene su principal aplicación en sitios que tienen una interfaz entre el tejido blando y el aire, como el pulmón y el colon¹⁷. Su función es la absorción primordialmente de los fotones de baja energía, los cuales contribuyen poco en la calidad de imagen, pero incrementan las dosis de radiación. Por ende, el detector recibe los fotones de alta energía, lo que resulta en una mejor calidad de imagen y reduce las dosis de radiación en protocolos con parámetros bajos¹⁸. También se ha demostrado una reducción significativa de los artefactos por endurecimiento del haz y mejoría de la calidad de imagen en las estructuras óseas.¹⁹

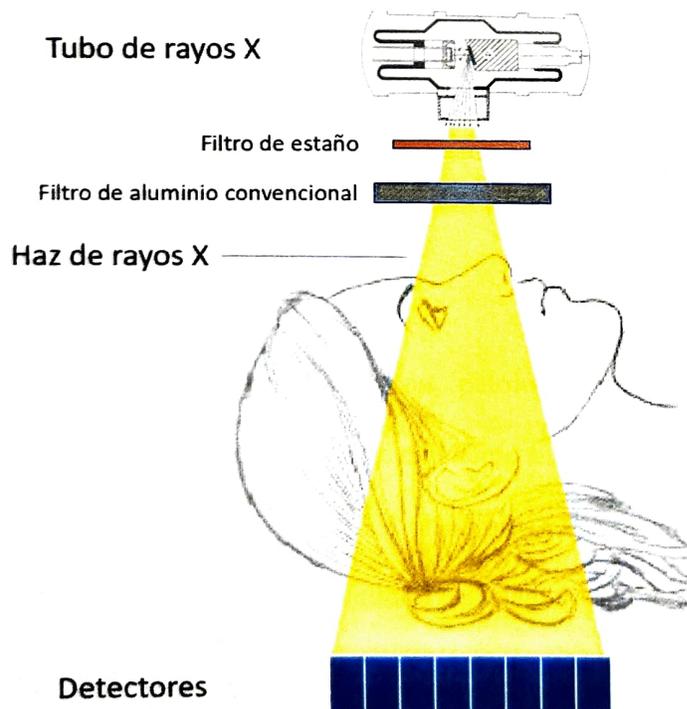


Fig. 2. Esquema que muestra la posición del filtro de estaño previo al filtro convencional para la absorción de fotones de baja energía.

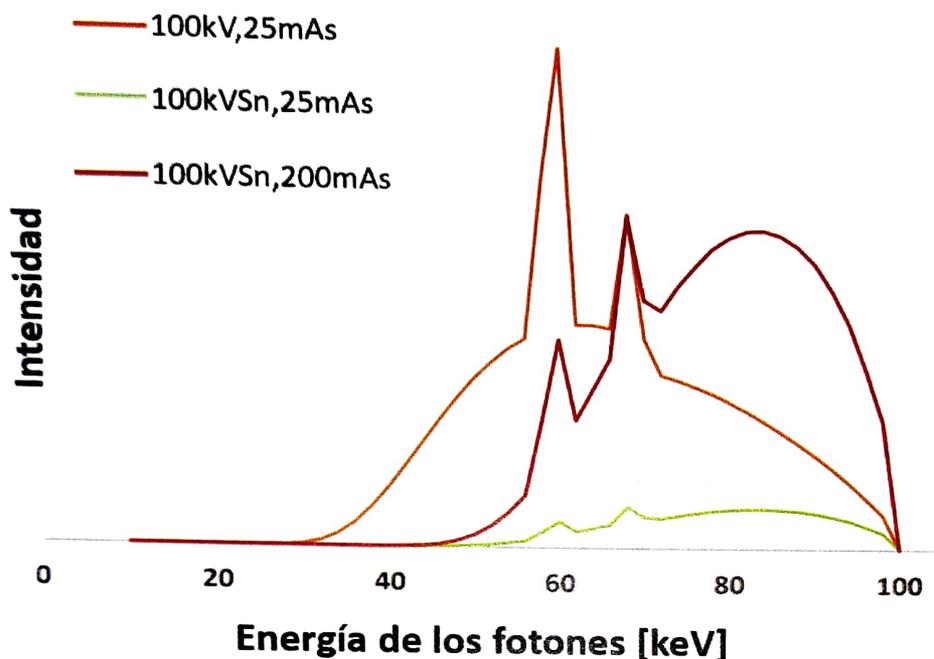


Fig. 3. Grafica que muestra la proporción normal de fotones de baja energía dentro del espectro de rayos X en un protocolo dado (línea naranja). Al colocar un filtro de estaño se reduce la proporción de fotones de baja energía y se disminuye substancialmente la dosis de radiación (línea verde). Posteriormente se compensa el ruido de la imagen incrementando la corriente del tubo (línea roja). La radiación resultante es aproximadamente 20% menor que sin el filtro de estaño.

2. JUSTIFICACIÓN

Dentro de los pacientes con patología nasosinusal, frecuentemente se encuentran involucrados niños y adultos, no siendo infrecuente la realización de múltiples estudios en el mismo evento. Siguiendo los principios de ALARA, es deseable el uso de la menor dosis posible sin pérdida de la calidad de imagen.

El comprobar la utilidad de estas técnicas en la disminución significativa de la dosis de radiación, con una calidad de imagen optima, podría ser de utilidad para desarrollar protocolos específicos de baja radiación que disminuyan los riesgos asociados a la misma en

estos pacientes. No se ha establecido correlación directa de la reducción de radiación de estos métodos con datos cuantitativos de calidad de imagen (Índice señal ruido)

3. HIPOTESIS ALTERNATIVA

El incremento del volumen de cobertura en el eje z disminuye significativamente la dosis de radiación administrada a un paciente, sin disminuir la calidad de imagen, evaluada mediante la relación señal/ruido.

El filtro de estaño disminuye significativamente la dosis de radiación, sin disminuir la calidad de imagen, evaluada mediante la relación señal/ruido.

4. OBJETIVOS

El propósito de este estudio es comparar la calidad de imagen con parámetros técnicos ultra bajos, sincronización cardíaca simulada y el filtro de estaño.

5. MATERIALES Y METODOS

Selección de pacientes

Pacientes consecutivos que acudieron a estudio de TC de senos paranasales en los centros de diagnóstico por imagen CT Scanner Lomas Altas y CT Scanner México.

Adquisición tomográfica

Los pacientes fueron divididos en cuatro grupos. El **grupo 0** se escaneó en un equipo multidetector de 384 cortes (Somatom Force, Siemens Healthcare, Erlangen, Alemania) en donde se realizó la adquisición axial con 100 kV y 150 mA, además de la colocación de un filtro de estaño y un tiempo de rotación de 500 mseg. El **grupo 1** o protocolo estándar utilizó 120 kV y 150 mA. El **grupo 2** se realizó con 80 kV y 200 mA. El **grupo 3** con 70 kV y 200 mA. El grupo 1, 2 y 3 fueron escaneados en un equipo multidetector de 512 cortes (Revolution CT, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin), utilizando un sistema de sincronización cardíaca simulada, 12 cm de cobertura craneocaudal, un tiempo de rotación de 280 mseg del tubo de rayos X. El racional para utilizar la sincronización cardíaca es para incrementar el volumen de cobertura de hasta 16 cm, debido a que el uso de los 512 detectores solo es permitido en esta modalidad de fabrica por el equipo, se realizó la reconstrucción de los datos crudos con un grosor de corte de 0.6 mm y un intervalo de reconstrucción de 0.6 mm, utilizando software de reconstrucción iterativa de 50% de iteración en Revolution CT (ASIR-V, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin) y nivel 3 de iteración en Somatom Force (SAFIRE, Siemens Healthcare, Erlangen, Alemania).

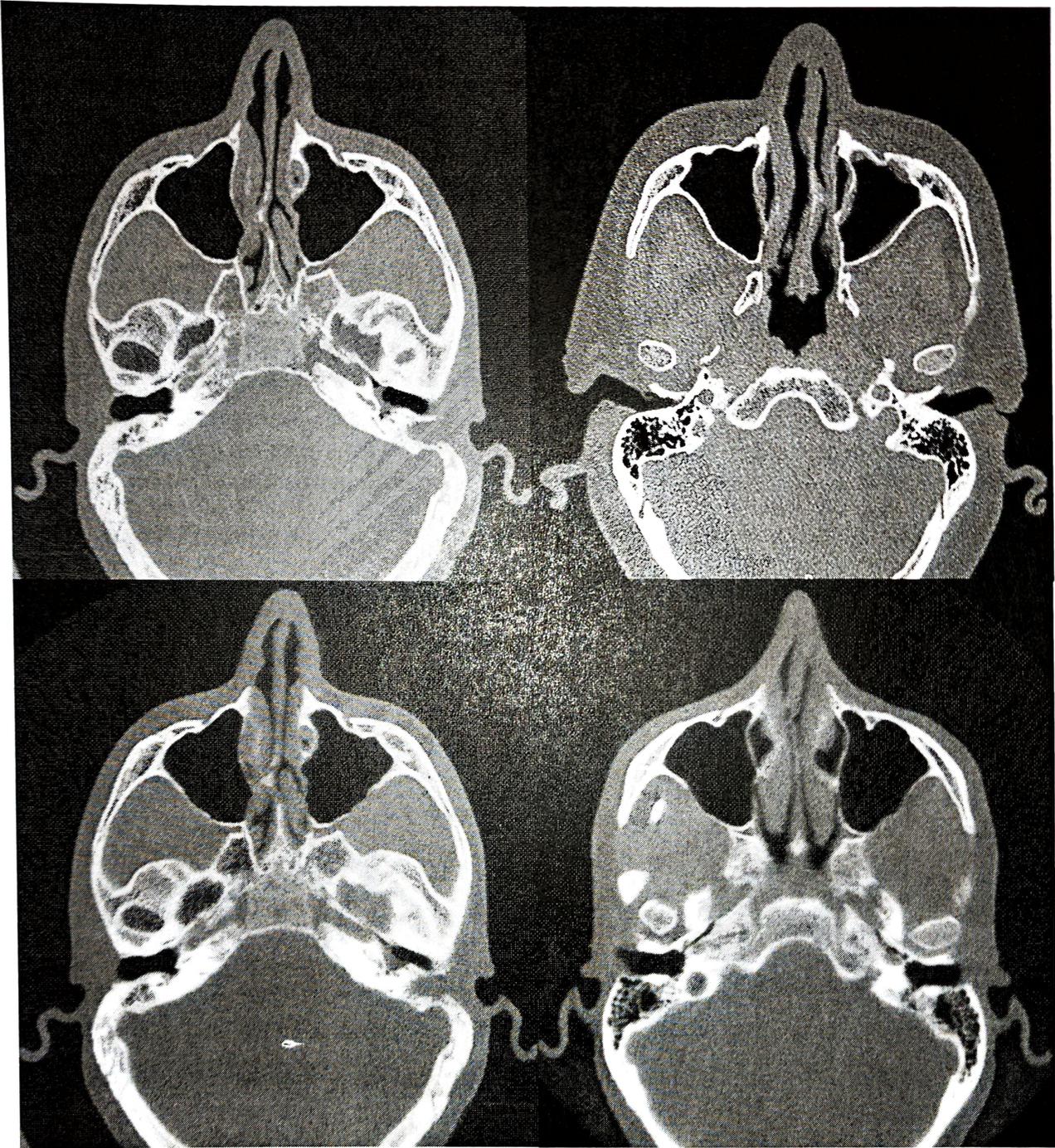


Fig. 4. Imágenes axiales de los distintos protocolos realizados en el presente estudio, donde podemos observar las diferencias en la calidad de imagen. (Superior izquierda 120kV/150mA, superior derecha 100kVSn/150mA, inferior izquierda 80kV/200mA e inferior derecho 70kV/200mA).

Evaluación de los parámetros de calidad de la imagen

Para el análisis objetivo de la calidad de imagen, se midieron los valores de atenuación de la grasa intraorbitaria y del vitreo (en unidades Hounsfield) por un solo lector, utilizando un ROI circular de 20 mm. Tomando en cuenta las diferencias anatómicas entre los pacientes, el posicionamiento del ROI fue cuidadosamente colocado para evitar las estructuras adyacentes y los artificios de imagen para prevenir los efectos de volumen parcial.

El ruido fue determinado como la desviación estándar de los voxels de aire medidos en la porción anterior de la cara a nivel de ambos senos maxilares. Estas mediciones y el resultado del promedio de las mismas fueron utilizado para los cálculos. Con base en estas medidas, la relación señal/ruido (RSR) fue calculada de la siguiente manera: $RSR = \text{atenuación} / [(\text{N del aire medido en la región anterior de la hemicara derecha} + \text{aire medido en la región anterior de la hemicara izquierda}) \times 0.5]$.

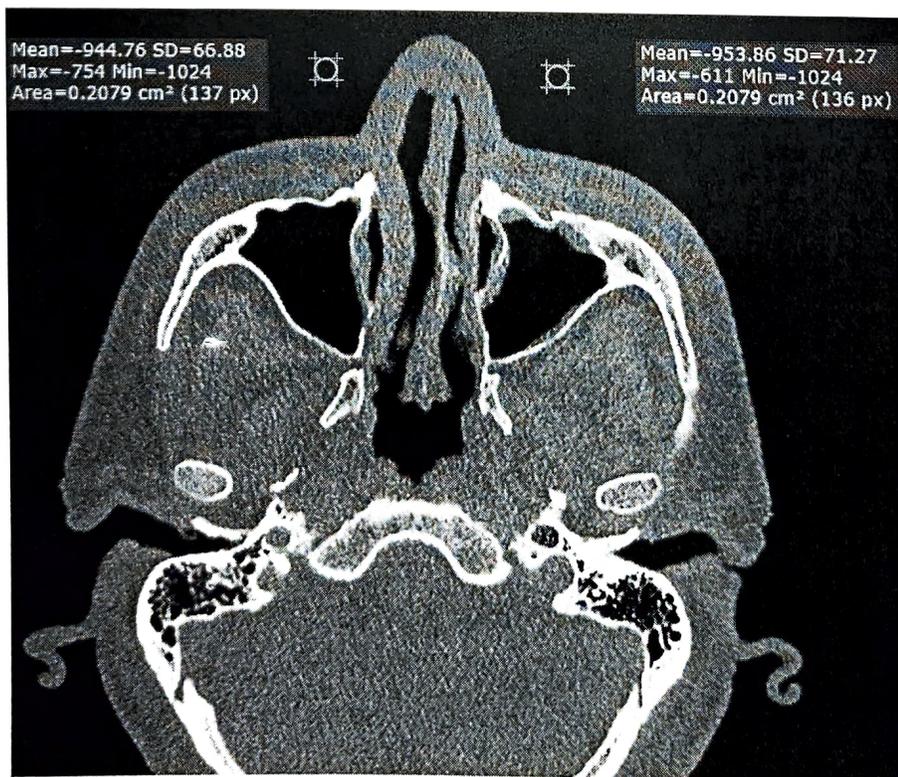


Fig. 5. TC axial de senos paranasales con filtro de estaño en donde se ejemplifica el método de medición del ruido, en el aire de la porción anterior de la cara, a nivel de ambos senos maxilares

Estimación de la dosis de radiación

La estimación de la dosis de radiación efectiva (DRE) fue basada en el índice volumétrico de dosis por tomografía computada (CTDIvol) y el producto dosis-longitud (DLP), el cual fue obtenido del protocolo del paciente y guardado automáticamente en el (PACS). Para la estimación de la dosis efectiva de radiación se utilizó un factor de conversión previamente publicado para la región de la cabeza ($0.0022 \text{ mSv} \times \text{mGy}^{-1} \times \text{cm}^{-1}$).

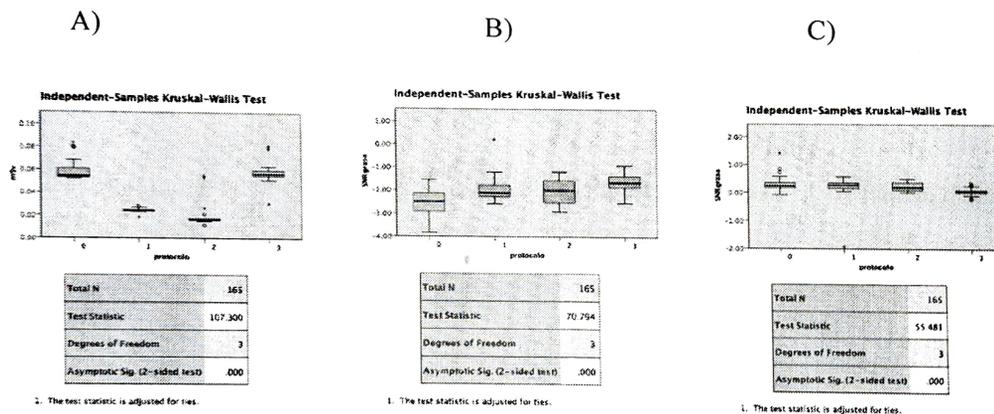
Análisis estadístico

Se utilizó el software de análisis estadístico SPSS (Versión 20.1, IBM) tomando una $p > 0.05$ como significativa en las pruebas estadísticas como significativa para rechazar la hipótesis nula. En primera instancia se encontró ausencia de distribución gaussiana en las variables y a la comparación de las categorías según el protocolo evidenciado por la prueba estadística de Shapiro Wilk ($p < 0.05$). Se obtuvieron estadísticos de dispersión y tendencia central de las variables cuantitativas, porcentajes y tasas de las variables cualitativas. Para evaluar las diferencias entre las variables de radiación y calidad de imagen se utilizó prueba no paramétrica de Kruskal Wallis. Posteriormente se realizó una matriz de correlación con método no paramétrico de Dunn con corrección Bonferroni, para evaluar la diferencia significativa entre las categorías.

RESULTADOS

Los índices cuantitativos revelaron diferencias significativas en la disminución de la dosis de radiación y de la relación señal/ruido en los diferentes protocolos.

Se realizó un análisis comparativo entre las distintas dosis de radiación y su efecto en la calidad de la imagen, utilizando como instrumento la relación señal/ruido (SNR), mediante la prueba de Kruskal-Wallis, en donde se observó una diferencia estadísticamente significativa entre los distintos grupos ($p > 0.0001$). (Gráfica 2).



Gráfica 2. Relación grupos 0,1 ,2 y 3 contra SNR.

Posteriormente se realizó una matriz de correlación con método no paramétrico de Dunn con corrección Bonferroni (ajustada para múltiples comparaciones) para determinar las diferencias entre la media en mSv, y los distintos grupos (0, 1, 2 y 3) (Tabla 1). La prueba de Dunn mostró que para las distintas dosis (mSv), los grupos: 1 y 0, 2 y 0, 3 y 1 & 3 y 2 son distintos entre sí ($p > 0.0001$). No hubo diferencias entre los grupos 3 y 1 & 3 y 0. (Tabla 2)

Tabla 1. Dosis en mSv entre los distintos grupos.

Protocolo	0		1		2		3	
	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)
mSv	0.0577 (0.007)	0.0546 (0.007)	0.0246 (0.0018)	0.0245 (0.0009)	0.020 (0.011)	0.0163 (0.001)	0.058 (0.0072)	0.0572 (0.005)

Tabla 2. Comparación en mSv por grupos.

	0	1	2
1	6.280741 (>0.0001)		
2	6.676830(>0.0001)	1.182728 (0.7108)	
3	-1.840592 (0.1970)	- 7.846544(>0.0001)	- 8.022497(>0.0001)

Para la medición del SNR en la grasa extraconal (**Tabla 4**), todos los grupos fueron diferentes entre sí, excepto por el grupo 2 y 1 mediante la prueba de Dunn. (**Tabla 5**)

Tabla 4. SNR por grupos en la grasa extraconal

Protocolo	0		1		2		3	
	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)
SNR grasa	-2.536 (0.53)	-2.493 (0.785)	-1.977 (0.527)	-2.096 (0.467)	-1.991 (0.534)	-1.979 (0.767)	-1.616 (0.342)	-1.634 (0.483)

Tabla 5. Comparación de SNR grasa por grupos

	0	1	2
1	-3.511354 (0.0013)		
2	-3.481366 (0.0015)	-0.430748 (1)	
3	-8.401270 (>0.0001)	-3.743582 (>0.0005)	-2.744726 (0.0182)

Para el SNR medido en el cuerpo vítreo (**Tabla 6**), los grupos 3 y 0, 3 y 1 & 3 y 2 son diferentes entre sí. (**Tabla 7**)

Tabla 6. SNR medido en el cuerpo vítreo

Protocolo	0		1		2		3	
	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)	Media (SD)	Mediana (IQR 25-75)
SNR vítreo	0.29 (0.23)	0.244 (0.18)	0.199 (0.404)	0.271 (0.182)	0.227 (0.15)	0.192 (0.221)	0.061 (0.107)	0.0578 (0.0976)

Tabla 7. Comparación de SNR vítreo por protocolo

	0	1	2
1	0.157132 (1)		
2	0.994017 (0.9606)	0.787650 (1)	
3	6.730290 (>0.0001)	5.645918 (>0.0001)	3.989296 (>0.0002)

6. DISCUSIÓN

Los resultados que obtuvimos concuerdan con los estudios previamente publicados en la literatura,^{9, 14, 18} encontrando una disminución significativa de la dosis de radiación emitida en estudios de TC de senos paranasales al utilizar el filtro de estaño, respecto a la dosis estándar promedio publicada en la literatura, con una reducción de la misma de 90% (0.5 mSv vs 0.05 mSv), así como una mejor relación señal/ruido respecto a otros protocolos de baja dosis.

Al momento no se encuentran artículos publicados respecto a la utilidad de la sincronización cardíaca, sin embargo, en el presente estudio encontramos una disminución de la dosis de radiación entre 90 - 96%, con los protocolos de 70 kV, 80kV y 120 kV con sincronización cardíaca (mSv: 0.020, 0.024 y 0.057 vs 0.5).

En relación a la calidad de imagen medida mediante la relación señal/ruido se encontró una diferencia estadísticamente significativa con el uso del filtro de estaño respecto a los protocolos de sincronización cardíaca con una $p > 0.001$ en la prueba de Dunn.

7. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El presente estudio tiene varias limitaciones. Primero, los equipos estado del arte, con el filtro de estaño y la sincronización cardíaca simulada no se encuentran disponibles en la gran mayoría de los centros de diagnóstico / departamentos de imagenología en este momento. Segundo, debido a la combinación de diferentes estrategias de ahorro de dosis (amplio volumen de cobertura, filtro de estaño, bajo kV y reconstrucción iterativa) no podemos declarar cuál de las técnicas individuales es la principal responsable para el logro en la reducción de dosis. Habrá que realizar estudios subsecuentes con las diferentes técnicas para demostrar la utilidad de cada una por separado.

8. CONCLUSION

La utilización de la sincronización cardíaca con el fin de incrementar el volumen de cobertura en el eje Z y disminuir la exposición a radiación del paciente, es un método útil y potencialmente aplicable en los equipos TCMD estado del arte para la evaluación de la patología sinusal, sin disminución significativa de la calidad de imagen ni artificios por la divergencia del haz en los extremos del campo de adquisición.

El filtro de estaño es otra técnica que disminuye significativamente la dosis de radiación y mejora la relación señal/ruido al bloquear los fotones de baja energía.

Cuantitativamente estas 2 técnicas mostraron una importante disminución de la dosis de radiación y pueden ser aplicadas de manera segura en protocolos específicos de pacientes pediátricos o subsecuentes.

Habrà que realizar mas estudios para demostrar la no inferioridad de forma cualitativa.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Christensen, D. M., Iddins, C. J., & Sugarman, S. L. (2014). Ionizing Radiation Injuries and Illnesses. *Emergency Medicine Clinics of North America*, 32(1), 245-265. <https://doi.org/10.1016/j.emc.2013.10.002>
2. Bulla, S., Blanke, P., Hassepass, F., Krauss, T., Winterer, J. T., Breunig, C., Langer, M., & Pache, G. (2012). Reducing the radiation dose for low-dose CT of the paranasal sinuses using iterative reconstruction: Feasibility and image quality. *European Journal of Radiology*, 81(9), 2246-2250. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.05.002>
3. Desouky, O., Ding, N., & Zhou, G. (2015). Targeted and non-targeted effects of ionizing radiation. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 8(2), 247-254. <https://doi.org/10.1016/j.jrras.2015.03.003>
4. Aurengo, A., Averbeck, D., Bonnin, A., Le Guen, B., Masse, R., Monier, R., (2005). Dose-effect relationships and estimation of the carcinogenic effects of low dose ionizing radiation. National Academy of Medicine. 9-11.
5. Ravanat, J.-L., & Douki, T. (2016). UV and ionizing radiations induced DNA damage, differences and similarities. *Radiation Physics and Chemistry*, 128, 92-102. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2016.07.007>
6. Martin, L. M., Marples, B., Coffey, M., Lawler, M., Lynch, T. H., Hollywood, D., & Marignol, L. (2010). DNA mismatch repair and the DNA damage response to ionizing radiation: Making sense of apparently conflicting data. *Cancer Treatment Reviews*, 36(7), 518-527. <https://doi.org/10.1016/j.ctrv.2010.03.008>

7. Yabuuchi, H., Kamitani, T., Sagiya, K., Yamasaki, Y., Matsuura, Y., Hino, T., Tsutsui, S., Kondo, M., Shirasaka, T., & Honda, H. (2018). Clinical application of radiation dose reduction for head and neck CT. *European Journal of Radiology*, *107*, 209-215. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.08.021>
8. Sodickson, A., Baeyens, P.F., Andriole, K.P., Prevedello, L.M., Nawfel, R.D., Hanson, R., Khorasani, R., 2009. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* *251* (1), 175–184.
9. Abul-Kasim, K., Strömbeck, A., & Sahlstrand-Johnson, P. (2011). Low-dose computed tomography of the paranasal sinuses: radiation doses and reliability analysis. *American Journal of Otolaryngology*, *32*(1), 47-51. <https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2009.08.004>
10. Kirsch, C. F. E., Bykowski, J., Aulino, J. M., Berger, K. L., Choudhri, A. F., Conley, D. B., Luttrull, M. D., Nunez, D., Shah, L. M., Sharma, A., Shetty, V. S., Subramaniam, R. M., Symko, S. C., & Cornelius, R. S. (2017). ACR Appropriateness Criteria ® Sinonasal Disease. *Journal of the American College of Radiology*, *14*(11), S550-S559. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2017.08.041>
11. Alkhorayef, M., Sulieman, A., Alonazi, B., Alnaaimi, M., Alduaij, M., & Bradley, D. (2019). Estimation of radiation-induced cataract and cancer risks during routine CT head procedures. *Radiation Physics and Chemistry*, *155*, 65-68. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.08.019>

12. Uwineza, A., Kalligeraki, A. A., Hamada, N., Jarrin, M., & Quinlan, R. A. (2019). Cataractogenic load – A concept to study the contribution of ionizing radiation to accelerated aging in the eye lens. *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, 779, 68-81. <https://doi.org/10.1016/j.mrrev.2019.02.004>
13. Ferdeghini, E. M. (2014). Radiation Protection and Dosimetry in x-Ray Imaging. *Comprehensive Biomedical Physics*, 243-262. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-53632-7.00211-2>
14. Bodelle, B., Wichmann, J. L., Klotz, N., Lehnert, T., Vogl, T. J., Luboldt, W., & Schulz, B. (2015). Seventy kilovolt ultra-low dose CT of the paranasal sinus: first clinical results. *Clinical Radiology*, 70(7), 711-715. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2015.03.002>
15. Flohr, T., Ohnesorge, B. Multi-slice CT technology. In: Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging. Principles—Protocols—Indications—Outlook, (2007). *Multi-slice CT in Cardiac Imaging*. Springer Publishing. Ohnesorge, B. M. et al., Ed. Springer, pp. 41–69.
16. Haubenreisser, H., Meyer, M., Sudarski, S., Allmendinger, T., Schoenberg, S. O., & Henzler, T. (2015). Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp. *European Journal of Radiology*, 84(8), 1608-1613. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2015.04.018>
17. Lell, M. M., May, M. S., Brand, M., Eller, A., Buder, T., Hofmann, E., Uder, M., & Wuest, W. (2015). Imaging the Parasinus Region with a Third-Generation Dual-Source CT and the Effect of Tin Filtration on Image Quality and Radiation Dose. *American Journal of Neuroradiology*, 36(7), 1225-1230. <https://doi.org/10.3174/ajnr.a4270>

18. Petritsch, B., Kosmala, A., Weng, A. M., & Bley, T. A. (2019). Tin-filtered 100 kV ultra-low-dose CT of the paranasal sinus: Initial clinical results. *PLOS ONE*, *14*(5), e0216295. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216295>
19. Martini, K., Higashigaito, K., Barth, B. K., Baumueller, S., Alkadhi, H., & Frauenfelder, T. (2015). Ultralow-dose CT with tin filtration for detection of solid and sub solid pulmonary nodules: a phantom study. *The British Journal of Radiology*, *88*(1056), 20150389. <https://doi.org/10.1259/bjr.20150389>