



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica

Dosis de radiación efectiva por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en el área de Radiología

AUTOR

Luis Anuar SOTO QUISPE

ASESOR

Luis Frank BERNAL QUISPE

Lima, Perú

2019



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Soto L. Dosis de radiación efectiva por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018 [Tesis]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Escuela Profesional de Tecnología Médica; 2019.

HOJA DE METADATOS COMPLEMENTARIOS

- CÓDIGO ORCID DEL AUTOR: -----
- CÓDIGO ORCID DEL ASESOR: **0000-0002-4955-646X**
- DNI DEL AUTOR: **73267141**
- GRUPO DE INVESTIGACIÓN: **NO PERTENECE**
- INSTITUCIÓN QUE FINANCIA TOTAL O PARCIALMENTE LA INVESTIGACIÓN: **AUTOFINANCIAMIENTO**
- UBICACIÓN GEOGRÁFICA DONDE SE DESARROLLO LA INVESTIGACIÓN. DEBE INCLUIR LOCALIDADES Y COORDENADAS GEOGRÁFICAS: **San Borja, Av. Guardia Civil 421, Cercado de Lima 15036, 12°05'34.8"S 77°00'32.6"W**
- AÑO O RANGO DE AÑOS QUE LA INVESTIGACIÓN ABARCÓ: **AGOSTO – OCTUBRE DEL AÑO 2018**

**DOSIS DE RADIACIÓN EFECTIVA POR
RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA ESTADÍSTICA
ADAPTATIVA (ASIR-V) EN ANGIOTOMOGRAFÍAS
CORONARIAS EN LA CLÍNICA INTERNACIONAL –
SEDE SAN BORJA. AGOSTO – OCTUBRE 2018**

Autor: Bachiller SOTO QUISPE, LUIS ANUAR

Asesor: Lic. Luis Frank Bernal Quispe

Doc. Nombrado TP 20h

Código: OA2237

Dedicatoria

Para Juan y Ana, mis padres por su gran apoyo
incondicional.

Y en memoria de mi tío José Quispe que desde
el cielo me ayuda.

Agradecimiento

A mi Asesor el Lic. Luis Bernal por todo el tiempo brindado y la ayuda, infinitas gracias.

A mis amigos y compañeros de la carrera que de alguna forma formaron parte de este trabajo.

Para la familia CDI de la Clínica Internacional San Borja por darme la confianza.

ÍNDICE

CAPITULO I: INTRODUCCIÓN	10
1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES	11
1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN	15
1.3 OBJETIVOS	17
1.3.1 Objetivo general.....	17
1.3.2 Objetivos específicos.....	17
1.4 BASES TEÓRICAS	18
1.4.1 Base teórica.....	18
1.4.2 Definición de términos	33
1.4.3 Formulación de la hipótesis	34
CAPÍTULO II: MÉTODOS	35
2.1 DISEÑO METODOLÓGICO.....	36
2.1.1 Tipo de investigación	36
2.1.2 Diseño de la investigación.....	36
2.1.3 Población	36
2.1.4 Muestra y muestreo	36
2.1.4.1 Criterios de inclusión.....	36
2.1.4.2 Criterios de exclusión	37
2.1.5 Variables.....	37
2.1.6 Técnicas e instrumentos de recolección de datos	37
2.1.7 Procedimientos y análisis de datos.....	38
2.1.8 Consideraciones éticas	39
CAPÍTULO III: RESULTADOS	40
CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN	44
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	46
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49
ANEXOS	55

Lista de tablas

Tabla N° 1: Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDIvol) en los pacientes sometidos a angiotomografía coronaria.	41
Tabla N° 2: Producto Dosis Longitud (DLP) en los pacientes sometidos a angiotomografía coronaria.	41
Tabla N° 3: Dosis de radiación efectiva según el índice de masa corporal (IMC)...	42
Tabla N° 4: Dosis de radiación efectiva según frecuencia cardiaca.	42
Tabla N° 5: Dosis de radiación efectiva promedio por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018.....	43

Lista de anexos

ANEXO 1	55
ANEXO 2	56
ANEXO 3	57
ANEXO 4	58
ANEXO 5	60
ANEXO 6	63
ANEXO 7	64
ANEXO 8	66
ANEXO 9	67
ANEXO 10	68
ANEXO 11	69
ANEXO 12	69
ANEXO 13	71
ANEXO 14	72
ANEXO 15	73

Resumen

Objetivo: Determinar la dosis de radiación efectiva promedio por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018.

Metodología: Estudio descriptivo, retrospectivo y no experimental de corte transversal. La población estuvo constituida por 219 estudios angiotomográficos coronarios que se exploraron en el centro de diagnóstico por imágenes de la Clínica Internacional sede San Borja, año 2018; la muestra fue constituida por 52 estudios tomográficos que efectuaron los criterios de selección. Para el análisis de los datos se realizaron análisis univariados; donde se utilizaron medidas de tendencia central y medias para variables cuantitativas, y frecuencias relativas y absolutas para variables cualitativas, y un análisis bivariado; donde se utilizó pruebas paramétricas como T de Student para muestras independientes y Anova de un factor.

Resultados: Se obtuvo una dosis de radiación efectiva promedio de 8.08 ± 2.64 mSv. El promedio de índice de dosis en volumen (CTDIvol) resultó 68.27 ± 13.92 mGy. Asimismo el promedio del producto dosis longitud (DLP) fue de 577.05 ± 188.71 mGy/cm. La dosis de radiación efectiva según el índice de masa corporal, donde los valores más altos de dosis de radiación efectiva estuvieron en pacientes con sobrepeso (8.26 mSv) y obesidad (8.05 mSv). Por último, la dosis de radiación efectiva promedio según la frecuencia cardíaca es de 10.12 mSv en pacientes con frecuencia cardíaca entre los rangos de 40 - 49 lpm, 7.47 mSv entre frecuencias en el rango 50 - 59 lpm y 8.41 mSv entre el rango de 60 - 70 lpm.

Conclusiones: La dosis de radiación efectiva promedio por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018 es de 8.08 mSv.

Palabras clave: Dosis de radiación efectiva, angiotomografía coronaria, reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V).

Abstract

Objective: To determine the average effective radiation dose by adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR-V) in coronary angiotomography at the International Clinic - San Borja site. August - October 2018.

Methodology: Descriptive study, restrospective and non-experimental cross-section. The population consisted of 219 angiotomographic coronary studies that were explored in the imaging center of the San Borja International Clinic, 2018; the sample consisted of 52 studies that met the selection criteria. For the analysis of the data, univariate analyzes were performed; where measures of central tendency and means were used for quantitative variables, and relative and absolute frequencies for qualitative variables, and a bivariate analysis; where parametric tests were used as Student's T for independent samples and Anova of a factor.

Results: Was obtained an average effective radiation dose of 8.08 ± 2.64 mSv. The average dose rate on computed tomography (CTDIvol) was 68.27 ± 13.92 . Likewise, the average product dose length (DLP) was 577.05 ± 188.71 mGy/cm. The effective radiation dose according to the body mass index, where the highest values of effective radiation dose were in patients with overweight (8.26 mSv) and obesity (8.05 mSv). Finally, the average effective radiation dose according to heart rate is 10.12 mSv in patients with heart rate between the ranges of 40 - 49 bpm, 7.47 mSv between frequencies in the range 50 - 59 bpm and 8.41 mSv between the range of 60 - 70 bpm

Conclusions: The average effective radiation dose per adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR-V) in coronary angiotomography at the International Clinic - San Borja site. August - October 2018 is 8.08 mSv.

Key words: Effective radiation dose, coronary angiotomography, adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR-V).

CAPITULO I
INTRODUCCIÓN

1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES

La mortalidad de enfermedades cardiovasculares fue aumentando considerablemente entre 1980 y 1990, de 11.8% a 19.4% del total de defunciones por causa conocida. En 1989 en el Perú se ha reportado un 23.8% y 18.6% de mortalidad por infarto agudo de miocardio (IAM) en hombres y mujeres respectivamente colocándola del séptimo lugar al tercero de las causas más frecuentes de muerte. En el Perú, en los últimos 10 años, se han reportado casos de pacientes con edad menor de 50 años con IAM.¹

La tomografía computada es una técnica de diagnóstico valiosa donde se siguen identificando nuevas aplicaciones clínicas. Como resultado, las tasas de uso de tomografía computada han aumentado rápidamente en los EE. UU y en otros lugares, particularmente en los últimos 10 años.² La tomografía computarizada ha logrado avances espectaculares, tanto en su amplitud de aplicación como en sus mejoras tecnológicas. Los avances son tales que es posible con la técnica de espiral realizar un examen completo del tórax en un solo respiro, en comparación con unos pocos minutos en sistemas anteriores. Sin embargo, estos avances han traído consigo el potencial de dosis mayores de radiación para el paciente.³

Las imágenes de las arterias coronarias son muy desafiantes debido a sus pequeñas dimensiones y movimientos. La tomografía cardiovascular requiere una resolución temporal alta para captar el movimiento cardíaco y, por lo tanto, se ha beneficiado al aumentar constantemente las velocidades de rotación del gantry. La obtención de datos y la reconstrucción de imágenes totalmente sincronizadas con señal del electrocardiograma (ECG) también son necesarias para obtener conjuntos de datos de imágenes de la fase cardíaca deseada.⁴

En la mayoría de los países desarrollados, la angiotomografía coronaria ha demostrado ser un método confiable para la exclusión de enfermedad coronaria y ahora se recomienda para uso de rutina en la práctica clínica.⁵ Sin embargo, hasta hace unos años, la tomografía computada constituía alrededor del 2-3%

de todos los exámenes radiológicos, pero contribuía con alrededor del 20-30% de la carga total de radiación del uso médico de la radiación ionizante.⁶

La dosis de radiación es motivo de preocupación y se deben tomar criterios para reducir la dosis de radiación que son innecesariamente altas cuando se utiliza la tomografía computada para obtener imágenes coronarias.⁷ La tomografía de arterias coronarias se ejecuta sin contraste (score de calcio coronario) o con contraste con la administración de contraste yodado.⁸

No hay dosis de radiación establecidas para estudios de angiotomografía. La reducción de la radiación es un gran reto para las tecnologías nuevas que se aproximan, de manera que sea comparable con otros estudios como la angiografía convencional, ecocardiografía, medicina nuclear y la resonancia magnética cardíaca.⁹

Xiujie Duan y col. en el año 2017 realizaron una investigación titulada **“Application of low-dose revolution CT combined with iterative reconstruction technique in coronary angiography”**. Donde su objetivo fue explorar el valor diagnóstico del uso combinado del revolution CT con diferentes porcentajes de Reconstrucción iterativa ASIR-V en imágenes de arterias coronarias a bajo voltaje de tubo (100 Kvp). Métodos: Fueron 50 pacientes sometidos a una angiotomografía coronaria mediante Revolution CT a partir de enero 2016 a enero de 2017. Con la administración de FBP regular y 20%, 40%, 60%, 80% y 100% de la técnica de Reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR), y se evaluaron los indicadores objetivos de las imágenes en cada grupo. Los resultados indicaron que las dosis de radiación de los sujetos fueron $(1.72 \pm 0 \text{ MSv})$. Se concluye que la tomografía computada de baja dosis combinada con la técnica de reconstrucción iterativa en angiotomografía coronaria con voltaje bajo del tubo (100 Kvp) puede ayudar a reducir la dosis de radiación y garantizar valor de diagnóstico de las imágenes. En el transcurso del uso, se realiza una reconstrucción ASIR-V al 60% o al 80% recomendado para la mejor calidad de imagen.¹⁰

Amin Kamarul y col. en el año 2016 llevaron a cabo un estudio titulado **“Radiation dose and diagnostic image quality associated with iterative reconstruction in coronary CT angiography: A systematic review”** cuyo objetivo fue evaluar la reducción de la dosis de radiación mediante la reconstrucción iterativa (IR) en comparación con la proyección retrospectiva filtrada (FBP) en la angiografía por TC coronaria (CCTA) y evaluar el impacto en la calidad de la imagen de diagnóstico. Se realizó una búsqueda sistemática de siete bases de datos electrónicas para identificar todos los estudios utilizando una estrategia de palabras clave desarrollada. Un total de 14 estudios cumplieron los criterios y se incluyeron en un análisis de revisión. Los resultados mostraron que hubo una reducción significativa en la dosis de radiación cuando se usó IR en comparación con FBP ($P < 0,05$). La diferencia media y la desviación estándar del CTDIvol y del producto de longitud de dosis (DLP) fueron 14.70 ± 6.87 mGy y 186 ± 120 mGy.cm respectivamente. La media y la desviación estándar de la dosis efectiva fue de $2,9 \pm 1,7$ mSv con un rango de 1,0 a 5,0 mSv. En conclusión, este análisis de revisión muestra que la angiotomografía coronaria con el uso de IR (iterative reconstruction) conduce a una reducción significativa en la dosis de radiación en comparación con el uso de FBP.¹¹

Den Harder AM y col. en el 2015 realizaron un estudio titulado **“Dose reduction with iterative reconstruction for coronary CT angiography: a systematic review and meta-analysis”** el cual tuvo como objetivo investigar la disminución de dosis de radiación alcanzable mediante la angiotomografía coronaria con reconstrucción (IR) en adultos y los efectos en la calidad de la imagen. Métodos: Se realizaron búsquedas en PubMed y EMBASE, y artículos originales sobre IR para CCTA en adultos usando se incluyeron los posibles desencadenamientos electrocardiográficos. El resultado primario fue la dosis efectiva usando filtrado retroproyección (FBP) e IR. El resultado secundario fue el efecto del IR sobre la calidad de imagen objetiva y subjetiva. Resultados: La búsqueda arrojó 1616 artículos únicos, de los cuales se incluyeron 10 estudios (1042 pacientes). La dosis efectiva de rutina con FBP fue de 4.2 mSv [95% intervalo de confianza (IC) 3.5-5.0]. Una reducción de dosis de 48% a

una dosis efectiva de 2.2 mSv (95% IC 1.3-3.1) reportada usando IR. Se concluye que la IR permite la adquisición de angiografía coronaria con un dosis efectiva de 2.2 mSv con objetivo preservado y calidad de imagen subjetiva.¹²

Leipsic Jonathon y -col. en el año 2010 realizaron un estudio titulado **“Estimated Radiation Dose Reduction Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction in Coronary CT Angiography: The ERASIR Study”**. El objetivo fue evaluar el impacto de la Reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR) en la dosis de radiación y la calidad del estudio para la angiografía por TC coronaria (CTA). Se evaluó prospectivamente a 574 pacientes consecutivos sometidos a tomografía coronaria en tres centros. Las comparaciones se realizaron entre grupos consecutivos inicialmente usando proyección retrospectiva filtrada (FBP) (n = 331) y posteriormente ASIR (n = 243) con respecto a las características del paciente y el escáner, la dosis de radiación y la calidad del estudio diagnóstico. Los resultados arrojaron que no hubo diferencias entre los grupos en el uso de compuerta prospectiva, voltaje de tubo o longitud de escaneo. Los exámenes realizados con ASIR tenían una corriente del tubo medio menor que los obtenidos con FBP (mediana de 450 mA [350-600] frente a 650 mA [531-750], respectivamente, $p < 0,001$). Hubo una reducción del 44% en la dosis de radiación media entre FBP y ASIR (4.1 mSv [2.3-5.2] vs 2.3 mSv [1.9-3.5]; $p < 0.001$). Después del ajuste para la configuración de exploración, ASIR se asoció con una reducción del 27% en la dosis de radiación en cotejo con FBP. A pesar de la corriente reduci. Se concluyó que ASIR permitió una reducción de la corriente del tubo y una menor dosis de radiación en comparación con FBP, con señal conservada, ruido e interpretabilidad del estudio, en una gran cohorte multicéntrico. ASIR representa una nueva técnica para reducir la dosis de radiación en estudios coronarios.¹³

Temur Odgerel y col. en el año 2013 realizaron una investigación titulada **“New scanning technique using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) significantly reduced the radiation dose of cardiac CT”** que tuvo como objetivo evaluar el efecto de la aplicación del algoritmo de Reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR) sobre la dosis de radiación en la angiografía coronaria (CCTA) y sus efectos sobre la calidad de imagen de CCTA y evaluar los efectos de varios factores de exploración del paciente y CT en la dosis de radiación de CCTA. Fue un estudio retrospectivo que incluyó 347 pacientes consecutivos sometidos a CCTA en un hospital universitario terciario entre el 1 de julio de 2009 y el 20 de septiembre de 2011. Se realizó un análisis comparativo de los datos demográficos, las características del escáner, dosis de radiación y calidad obtenida en la imagen en dos grupos de pacientes en quienes se usó la retroproyección filtrada convencional (FBP) o ASIR para la reconstrucción de imágenes. Hubo 238 pacientes en el grupo FBP y 109 pacientes en el grupo ASIR. No hubo diferencia entre los grupos en el uso de gatillo prospectivo, longitud de escaneo o voltaje del tubo. En el grupo ASIR, se usó una corriente de tubo significativamente más baja en comparación con el grupo FBP, 550mA (450-600) vs. 650mA (500-711.25) respectivamente, $P < 0.001$. Hubo una disminución de dosis efectiva de un 27% en el grupo ASIR en comparación con el grupo FBP, 4.29mSv (2.84-6.02) vs. 5.84mSv (3.88-8.39) respectivamente, $P < 0.001$. Se concluyó que la aplicación de ASIR reduce la dosis de radiación de CCTA sin afectar la calidad de la imagen.¹⁴

La presente investigación genera la siguiente pregunta: ¿Cuál es la dosis de radiación efectiva por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiogramas coronarios en la Clínica Internacional – sede San Borja? Agosto – octubre 2018?

1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN

La angiografía coronaria tiene la desventaja de dar una alta dosis de radiación para el paciente y el riesgo potencial de cáncer durante un período de

vida.^{15, 16} Los avances en la tecnología de la tomografía computarizada han llevado al desarrollo de técnicas de reconstrucción iterativa que tienen el potencial de reducir la dosis de radiación mientras se mantiene la calidad de la imagen.¹⁷

La reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR, GE Healthcare, Waukesha, WI) es una de las técnicas de reconstrucción iterativa más ampliamente estudiadas y proporciona una calidad de imagen clínicamente aceptable con una reducción de dosis estimada en el rango del 25-40%.¹⁸

El centro de diagnóstico por imágenes de la Clínica Internacional – sede San Borja dispone de un tomógrafo General Electric Healthcare Revolution CT de 256 filas de detectores con un método de reconstrucción iterativo ASIR-V donde se hacen los estudios coronarios actualmente. La angiotomografía coronaria es uno de los estudios más frecuentes en dicho servicio atendándose pacientes ambulatorios, de emergencia y hospitalizados.

La concurrencia de pacientes para los exámenes coronarios, en la Clínica Internacional – San Borja, es muy elevada por lo que es también importante conocer la dosis recibida por este estudio, es por ello que se plantea el objetivo de determinar la dosis de radiación efectiva en estudios de angiotomografías coronarias; lo que permitirá estimar el comportamiento de los niveles de dosis efectiva en relación a los datos demográficos de los pacientes teniendo en cuenta el tipo de reconstrucción iterativa.

Además, las conclusiones y resultados de esta investigación pretenden incrementar la evidencia de los beneficios, con respecto a la disminución de dosis que este algoritmo de reconstrucción pueda brindar y también permitirá dar conocimiento al personal tecnólogo médico cuanta dosis reciben los pacientes rutinariamente y así poder tomar conciencia para que de esta manera se puedan optimizar los protocolos utilizados.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general

Determinar la dosis de radiación efectiva promedio por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018.

1.3.2 Objetivos específicos

- Indicar el índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI_{vol}) en los pacientes sometidos a angiotomografía coronaria.
- Indicar el Producto Dosis Longitud (DLP) en los pacientes sometidos a angiotomografía coronaria.
- Determinar la dosis de radiación efectiva según el índice de masa corporal (IMC).
- Determinar la dosis de radiación efectiva según la frecuencia cardíaca.

1.4 BASES TEÓRICAS

1.4.1 Base teórica

TOMOGRAFÍA COMPUTADA

La tomografía computada desde 1972 se ha transformado en la técnica de diagnóstico por imágenes más utilizada, teniendo solo en Estados Unidos una demanda de aproximadamente 70 millones de estudios realizados al año.¹⁹

La tomografía computada (TC) es una técnica de diagnóstico por imágenes que emplea los rayos X y un sistema informático implementado para procesar la información obtenida de múltiples cortes continuos de una estructura anatómica y transformarla en imágenes médicas, ya sea en 2d (planares) o en 3D. Dichas imágenes tomográficas nos permite evaluar diferentes estructuras anatómicas, morfología, fisiología, para poder tener un diagnóstico óptimo de diferentes patologías en poco tiempo; esto la ha convertido en el estudio de predilección para la valorización de enfermedades, estadio en la que se encuentra y respuesta a tratamiento.²⁰

BASES FÍSICAS

La tomografía computada es una técnica que utiliza las radiaciones ionizantes, tiene como fuente un tubo que produce un haz de rayos X, los cuales son colimados de acuerdo con la estructura a estudiar. El haz de rayos x, al atravesar la materia, puede ser absorbido o dispersado dependiendo de la composición de la estructura anatómica, es decir de la densidad que esta tiene, a esto se le llama atenuación; también depende de la energía con que es emitido el haz de radiación. Posteriormente este haz de radiación va a ser recibido por detectores los cuales mediante un

sistema CAD (convertidor análogo - digital) lo transformará en señales eléctricas para luego poder emitir una imagen digital.^{21, 22}

BASES MATEMÁTICAS

Luego de que el haz de radiación atraviesa la estructura anatómica y es recibida por los detectores, se realiza la obtención de datos, los cuales son expresados en el "Raw Data", datos crudos. Para la reconstrucción de datos se atribuye un valor de atenuación para cada vóxel de un volumen determinado, esto se realiza mediante algoritmos matemáticos de reconstrucción. Existen diferencias entre estos algoritmos, en la forma en la que atribuyen los valores de atenuación para la obtención de la imagen final. Existen dos clases: analíticos e iterativos.

- ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN ANALÍTICA – RETROPROYECCIÓN FILTRADA (FBP): Conocer las atribuciones básicas de la retroproyección filtrada (FBP) es importante para entender las ventajas del uso de la reconstrucción iterativa (IR). Se basan en probabilidad de ocurrencia de un evento, este sería la probabilidad de que el proceso de medición y los datos de los datos de proyección puedan ser representados por funciones matemáticas continuas. En un ejemplo simple, el haz de rayos x es colimado en forma de lápiz y se mueve paralelamente a la fila de detectores, luego la fuente de radiación gira en un ángulo de α grados y vuelve a empezar el proceso. Las atenuaciones que han sido medidas por el detector se expresan matemáticamente en una función integral para un ángulo de α grados y un desplazamiento lineal de la fuente. La reconstrucción es la respuesta de las ecuaciones matemáticas integrales obtenidas por FBP. La FBP entonces describe la distribución de los datos en un dominio de imagen, no la imagen médica, para después ser combinada con un filtro como por ejemplo el filtro Ram-lak. Este filtro compensará el "low-pass blur" que puede entenderse como la falta de definición de paso bajo que se produce por las múltiples "proyecciones" que pasan a través del centro y

alrededor de una estructura. Al compensar el “low-pass blur” dará mejor la nitidez de la imagen (endurecimiento de la imagen), pero a su vez también incrementará el ruido. En la FBP, el ruido y la nitidez de imagen tienen una relación directamente proporcional. Los beneficios del uso de este algoritmo se basan en su fuerza y velocidad, sin embargo, una gran desventaja sería que en el fallo del conteo del ruido de imagen resultante por las variaciones estadísticas de la ecuación de Poisson del número de fotones. La disminución del ruido de imagen eligiendo filtros “smoother” resulta en una resolución espacial pobre. (Ver Anexo N° 5 Figura 1)

- ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVO (IR): La obtención de datos puede expresarse en la siguiente fórmula, $p = Hf + n$, donde “p” corresponde a los datos de proyección medidos, que están relacionados a datos reales, “f” (coeficiente de atenuación), sometidos en un proceso de proyección H y ruido añadido “n”. Esta ecuación puede ser resuelta por dos conceptos matemáticos iterativos diferentes: algebraico y estadístico

El Algoritmo de reconstrucción iterativo está basado en 6 pasos fundamentales. (Ver Anexo N° 5 Figura 2 y 3).

Se puede decir que el algoritmo de IR lo constituye dos partes: la base datos combinados con valores de regulación (“prior term”). Mientras que la base de datos es un modelo de ajuste de los datos de proyección observados, los valores de regulación incorporan las no-uniformidades del sistema TC como por ejemplo el ruido. En el IR estadístico, se atribuye un coeficiente de ponderación a los datos, esto es, baja ponderación a los datos con alta incertidumbre (alto ruido) y alta ponderación a los datos que tengan baja incertidumbre (ruido bajo). El ajuste de datos puede ser logrado matemáticamente mediante métodos estadísticos, como probabilidades, mínimos cuadrados, uso de predictores. Las variaciones de los datos y de los

valores de regularización resultan en diferentes características que afectan principalmente el manejo del ruido y aparición de artefactos.

- ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN HÍBRIDO: Adopta algoritmos analíticos e iterativos. En la práctica, se genera una imagen inicial mediante métodos analíticos en el “raw data”, y mediante algoritmos iterativos se optimiza características como el ruido de imagen en el “dominio de imagen”. En otro ejemplo, un algoritmo iterativo se utiliza en la reconstrucción de una “imagen estimada” para enfocarse en mejorar la misma, esta imagen estimada ha sido obtenida mediante algoritmos analíticos. En la literatura, la reconstrucción híbrida IR se puede referir a algoritmos que principalmente tienen como objetivo reducir el ruido de la imagen mediante técnicas iterativas; Se diferencia de la reconstrucción iterativa porque esta está basada en modelos de ajuste en el proceso de adquisición, técnicas estadísticas y geometría del sistema. Encontramos importante enfatizar que el debut de los algoritmos híbridos en el uso clínico no está relacionado a la complejidad del método.²³

PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

La fuente de rayos x y los detectores se encuentran sincronizadamente conectados, de manera que se movilizan simultáneamente. Ambos forman un complejo, cuando este complejo realiza un scan o un movimiento de traslación sobre la estructura anatómica, Los distintos órganos o tejidos del organismo atenúan al haz de rayos X en relación a su consistencia o densidad y número atómico correspondiente al tipo de material. La cantidad de radiación recibida por el detector depende directamente de la atenuación y elabora un esquema de intensidad o proyección. Finalmente, el tubo de rayos x y el detector vuelven al punto inicial y comienzan nuevamente. Durante el segundo barrido la señal detectada creará una segunda proyección.

Los detectores transforman el haz de rayos atenuados en electrones, a la que denominamos “señal analógica”, luego esta señal será traducida en “señal digital” mediante un CAD que utiliza principios lógicos (mide presencia o ausencia de señal). Dicho procedimiento es realizado por un sistema informático, computadoras, las cuales utilizan lenguaje binario y decodifican la señal a una imagen, que puede ser visualizada a conveniencia.²³ (Ver Anexo N° 6 Figura 1 y 2)

COMPONENTES DEL SISTEMA

Básicamente todos los tomógrafos están compuestos por tres partes principales: el gantry, ordenador y consola de trabajo.

- CONSOLA DE CONTROL: tiene el control de todas las funciones mecánicas propias del tomógrafo, inclusive los movimientos de la mesa radiológica y el cabezal.
- ORDENADOR: subsistema principal del tomógrafo. Realiza las operaciones matemáticas, aproximadamente puede trabajar con 250.000 ecuaciones a la vez. La parte vital de este subsistema la constituye el microprocesador y la memoria, son responsables del tiempo de adquisición, reconstrucción.
- GANTRY: contiene la fuente de rayos x, filas de detectores, generador de alto voltaje, mesa radiológica y soporte. Recibe las órdenes de la consola de control para su funcionamiento y luego los datos sean recibidos por el ordenador y se obtenga la imagen final.
 - Tubo de rayos x: para producción de la radiación, se necesita una capacidad calorífica de millones de hit units como mínimo, y para la disipación del calor se utilizan rotores de alta velocidad. Los sistemas actuales tienen una mancha focal pequeña para obtener imágenes de mayor resolución.

- Ordenamiento de detectores: los tomógrafos actuales presentan utilizan múltiples detectores. Principalmente hay de dos tipos: centello y gas.
- Colimación: se utilizan dos colimadores. El primero inmediato al tubo de rayos x, limita la estructura anatómica a irradiar, define el grosor de corte y dosis. El segundo, es pre-detector, reduce radiación dispersa.
- Generador de alto voltaje: se utiliza corrientes de alta frecuencia (alimentación trifásica) por sus requerimientos.
- Posicionamiento del paciente y mesa de soporte: la mesa debe ser de un material que permita el paso de la radiación sin atenuarla, como la fibra de carbono que tiene bajo número atómica. El desplazamiento debe ser exacto y suave.²⁴

REVOLUTION CT

Sistema de tomografía computada de General Electric Healthcare, sus características son:

- Colimador tridimensional posterior al paciente para la uniformización del coeficiente de atenuación esto hace que se reduzcan los artefactos por dispersión/"endurecimiento" del haz de rayos, que están usualmente relacionados con los sistemas que tienen amplia cobertura.
- Amplia cobertura (160mm), 512 cortes, 256 filas de detectores de 0.625 mm en el eje z, o cobertura de 80 mm, 256 cortes, 128 filas de detectores, 0.625 mm.
- Material escintilador Genstone, fabricado a base de granate con fosfatos de tierras raras.

- Generador de alta frecuencia, está conformado por convertidor estacionario y un tanque de alto voltaje, suministran 103 kw junto al tubo de rayos x Perfomix™ HDw. El generador permite manejar el punto focal y el cambio brusco de valores de kilovoltaje pico para imágenes de alta resolución.
- La mesa tiene ECG integrado a su sistema. Viene incluido con accesorios de posicionamiento y soporte, incluso pedales. La mesa soporta 227 kg (500 libras), el desplazamiento vertical es de 50 a 103 cm. Rango de exploración 2000mm con extensión de mesa.²⁵
- El gantry posee 80cm de diámetro, se considera pacientes traumáticos.
- Posee 82% de disminución de dosis con la reconstrucción mediante algoritmo iterativo ASIR-V, estudios de bajo kv y optimización de dosis con opciones (70, 80, 100, 120, 140 Kvp). Con la nueva plataforma de reconstrucción Xstream mejora la reconstrucción hasta 1.8 veces, campo de exploración de 50 cm. (Ver Anexo N° 9)
- Revolution CT envuelve tecnologías de modulación de dosis Smart Dose permite obtener imágenes de buena calidad y menos dosis al paciente.²⁶
- Optimización de dosis: GE siempre aplica el principio de ALARA “tan bajo como sea razonablemente posible”. Por eso provee numerosas herramientas para la disminución de dosis y que la calidad de imagen sea la mejor posible. Algunas herramientas de GE:
 - SmartmA: modula el mA de la fuente de radiación de acuerdo con la estructura anatómica a analizar. El profesional ingresa la calidad de imagen o índice de ruido que desea obtener y el sistema modula el mA.

- Organ dose modulation (Modulación de dosis de órgano): ajusta la corriente de la fuente de radiación en función al ángulo de la fuente, lo que permite la reducción de la dosis de acuerdo a la radiosensibilidad de los órganos manteniendo la calidad de imagen.
- AEC con modos cardíacos: SmartmA basado en ECG.
- Reconstrucción iterativa estadística adaptable (ASIR-V): reduce el valor del mA durante la adquisición, lo que permite una reducción de dosis.
- Configuración del Auto Gating (Sincronización automática): evalúa la atenuación que proporciona el paciente, calculando el tamaño del paciente, tabla de valores kv/mA para escoger el valor de Kv, mA, el SFOV y el nivel de ASIR-V del protocolo.²⁵

RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA ESTADISTICA ADAPTATIVA (ASIR-V)

Se utiliza para la reducción de ruido de imagen (SD), artefactos de rayas, en caso de baja señal y optimizar LCD, “detectabilidad de bajo contraste”, además de ello, reducción de dosis, todo esto con la preservación de una imagen de calidad.²⁵

Emplea reconstrucción iterativa, entre ASIR y MBIR. Reduce la dosis manteniendo la mejor calidad de imagen posible que el ASIR convencional, usa un tiempo menor en el procesamiento de imágenes que el MBIR; por todo esto también se le puede llamar “ASIR maximizado basado en MBIR” o “MBIR modificado”.²⁵

ANGIOTOMOGRAFIA CORONARIA

Es una técnica de estudio por imágenes, no invasiva, que se utiliza para la evaluación de anatomía de arterias coronarias, morfología, fisiopatología, cavidades cardíacas, árbol vascular torácico. Posee un VPN alto para

pacientes sin lesiones, también permite determinar tipo de placas ateromatosas (fibrolipídica, calcificada o mixta) en aquellos que poseen enfermedad coronaria.²⁷

Con las nuevas tecnologías en tomografía, se puede reconstruir volúmenes de tórax con menos dosis y menos cantidad de contraste (iodo) por la presencia de múltiples filas de detectores. El tiempo de adquisición es de 5 o 6 segundos como máximo. La angiotomografía coronaria es una prueba muy sensible para pacientes sintomáticos, con riesgo de enfermedad coronaria, también se emplea para valorar puentes coronarios y anatomía de aurícula izquierda por ablación, colocación de prótesis valvulares percutánea (TAVI)..²⁸

PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN

Para la tomografía cardiovascular es necesario tomar en cuenta la utilización del ECG para evaluar el ciclo cardíaco de este y así escoger una fase cardiaca donde el corazón tengan menos movimiento y obtener imágenes diagnósticas.⁴

- **ADQUISICIÓN RETROSPECTIVA:** En este protocolo se emite radiación durante la todo el ciclo cardíaco, utilizando un desplazamiento lento de la mesa radiológica para así solapar el giro del gantry, simultáneamente se graba la señal ECG para usarla después en una fase en particular del ciclo cardíaco²⁹

Esta técnica retrospectiva era la técnica mayor elección para obtener imágenes cardiacas. Sin embargo, tiene menor sensibilidad que el ECG prospectivo para la arritmia cardiaca, donde el software permite eliminar latidos prematuros del ventrículo, insertar picos R que no han sido identificados, o reemplazarlos para ajustar la arritmia.³⁰

Hay que tener en cuenta que en esta técnica tenemos una mayor entrega de dosis al paciente, ya que la fuente de radiación se

encuentra encendido en todo el ciclo cardíaco. Sabiendo esto, y teniendo en cuenta que se obtendrá mejores imágenes del corazón cuando este se encuentre en una fase de menor movimiento como es la diástole media o al final de la sístole, se puede emplear modulación de corriente del tubo de acuerdo con el ECG, haciendo que entregue menor dosis durante las fases que no utilizaremos y máxima en las que sí, resultando en una reducción realmente significativa de dosis³¹ (Ver Anexo N° 7 Figura 1)

- **ADQUISICIÓN PROSPECTIVA:** Se enciende el tubo de rx durante una sola fase, la de movimiento mínimo, diástole, que es luego de que inicie la onda R. un gran beneficio de esta técnica es la menor entrega de dosis.³²

Para aquellos equipos que tienen una matriz de detectores amplia, solo se necesita una rotación del gantry, para acaparar la región de interés, como para arterias coronarias. Otros equipos, la mesa debe desplazarse en el eje z hasta cierto punto, mientras que el tubo se detiene, se reanuda cuando la mesa está en la siguiente posición, así hasta que se cubra toda la longitud de exploración⁴

Para una angiotomografía coronaria el tiempo de adquisición es 300ms aproximadamente, esto permite una mejor adquisición en pacientes que tienen frecuencias cardiacas bajas (≤ 60 latidos por minuto), esto es un requisito para reducir el riesgo de tener artefactos por movimiento cardíaco.³³ (Ver Anexo N° 7 Figura 2)

PREPARACIÓN DEL PACIENTE

Antes de iniciar el examen es fundamental explicar al paciente el procedimiento para evitar artefactos producidos por el paciente durante la adquisición.³⁴

Es importante el diámetro del vaso sanguíneo, de acuerdo a esto tendremos mayor precisión diagnóstica. Antes del examen, 3 o 5

minutos, Administrar al paciente 5 miligramos de isosorbide sublingual para dilatar arterias coronarias y así visualizar mejor los vasos distales.⁹

Como ya se ha establecido, se prefiere que los pacientes tengan una frecuencia cardiaca baja menor a 60 latidos por minuto. Es por esto que aquellos pacientes que tengan la frecuencia cardíaca mayor que 70 lpm deben tener una preparación farmacológica previa. Hay varios protocolos para reducir la frecuencia cardiaca frecuentemente se emplea b-bloqueadores por vía oral como el atenolol o el metoprolol de 20 a 100 miligramos, 1 hora antes del estudio. También se pueden utilizar intravenosos. Se usa fármacos calcio antagonistas por vía oral como el diltiazem 60-90 miligramos o de forma intravenosa de 10 - 20 miligramos en infusión de 3 minutos, Para aquellos pacientes que tengan contraindicaciones para los fármacos anteriormente mencionados o presencia de asma, bloqueo A-V, insuficiencia cardíaca descompensada, fenómeno de Raynaud.⁹

PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES

Se comienza realizando el scout view o localizador para Establecer campo que se va a explorar (field of view, FOV), y se determina el score calcio. Los límites del FOV son: 2 cm por encima de la salida de las coronarias, 2 cm inferior al borde inferior cardiaco. Frecuentemente, borde inferior de la carina hasta el diafragma. Los pacientes con bypass utilizan un FOV desde el borde superior ubicarse a la altura de las clavículas.³¹ si el score calcio es menor a 1000 Unidades Agatston, es preferible no usar medio de contraste por la presencia de placas calcificadas.³⁵

- VOLUMEN DE MEDIO DE CONTRASTE: Se utiliza medio de contraste yodados no iónico intravenoso adicionado con una inyección a bolo de solución salina, permitirá que se disminuya la concentración de contraste y así evitar artefactos que son producidos por la alta concentración de medio de contraste como en la vena cava

superior y en la aurícula derecha, interviene en la vista de la arteria coronaria derecha³⁶ Se sugiere una concentración de yodo superior a 320 mg/ml para que se tenga una buena atenuación del área a evaluar. Esto es importante en una angio TC para tener un contraste homogéneo del árbol coronario y cavidad izquierda.³⁷ se detalla el protocolo (ver anexo N°8).³⁷ El protocolo se encuentra detallado en el Anexo N° 8.

DOSIS DE RADIACIÓN

Se le dice a la energía que es entregada a la materia cuando es expuesta a una fuente de radiación, como los rayos x.

Existen dos maneras para definir dosis en radiología, dosis en la superficie de la piel que se mide en “kerma”, y está la dosis segura. La dosis en la superficie de la piel es sencilla de medir es la que usualmente es utilizada por autoridades reguladoras nacionales para valorar a los equipos de rayos X. La dosis efectiva es difícil de computar, su valor es directamente proporcional en los efectos biológicos que produce la radiación.³⁸

El principio ALARA siempre ha estado interesado por los efectos no determinísticos producidos por la radiación que no tienen un umbral, dicho esto técnicas de estudio por imágenes emplean niveles bajos de radiación³⁹.

La radiación ionizante transmite su energía a la materia, atravesándola, provocando efectos biológicos que pueden ocasionar daño a mediano o a largo plazo dependiendo de la dosis emitida⁴⁰

MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS

DOSIS ABSORBIDA: definida por D, es aquella magnitud que es empleada para medir cualquier tipo de radiación ionizante, se expresa de la siguiente forma:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

Donde $d\varepsilon$, es la energía media emitida y dm es la media de la masa expuesta.

En el sistema internacional la dosis absorbida es definida por joule por kilogramo de masa y se expresa en gray (Gy). La dosis absorbida se extrae de la media de energía emitida, que se conoce como ε , y que no presenta incertidumbres aleatorias en la interacción con los tejidos, tejidos que se van a definir como masa.⁴¹

DOSIS EQUIVALENTE

Sirve para evaluar los efectos biológicos en función al tipo de radiación, atribuyendo factores de ponderación a los distintos tipos, un ejemplo claro es, para radiación gamma el factor es 20, a diferencia de los rayos que el factor de ponderación es de 1. Se puede definir como el producto del factor de ponderación por la dosis absorbida. Siendo así que la dosis absorbida y la dosis equivalente son numéricamente semejante.⁴² puede expresarse de la siguiente forma

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

Donde a dosis absorbida promedio ($D_{T,R}$), magnitud de protección radiológica, es definida de acuerdo con el volumen de tejido (T) y al tipo de radiación (R), tanto la que incide en el cuerpo como la que es emitida por radionúclidos dentro de este. W_R es el factor de ponderación. Y la sumatoria es que se toma en cuenta todas las radiaciones utilizadas. Su unidad es joule por kilogramo, actualmente se emplea el Sievert (Sv)^{42, 43}

DOSIS EFECTIVA

Es la sumatoria ponderada según tipo de tejido de las dosis equivalentes, la Publicación 60 (ICRP, 1991b):

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R}$$

Sabiendo que: w_T se define como el “factor de ponderación del tejido” “T” y $\sum w_T = 1$. Tomando en cuenta la susceptibilidad de los tejidos por desarrollar efectos estocásticos, se considera la sumatoria de todos estos. Los factores de ponderación se usan para la representación de los distintos órganos. Se define como joule por kilogramo, actualmente Sv. La unidad es igual que para la dosis equivalente por ser solo sumatoria.⁴¹

MEDICIÓN DE LA DOSIS EN TC

Se puede realizar con los detectores de radiación, como la cámara de ionización tipo lápiz, que es la más usada. (Ver Anexo N° 10 Figura 1). A ésta se le incorpora un electrómetro (Ver Anexo N° 10 Figura 2). Las cámaras lápiz, tienen una “longitud de 100 mm y un volumen de 3 cm³” (diámetro superior que 6 mm). Se emplean fantomas de acrílico compacto para la medición de dosis. La cámara de ionización se coloca en el interior del fantoma en “posición paralela al eje Z del equipo”, “Luego realiza un corte por el plano que pasa por el centro de la cámara de ionización, a la información obtenida le llamaremos irradiación parcial”. También se incluye la irradiación de los extremos del fantoma.⁴³

El CTDI se puede obtenerse en el aire o también dentro del fantoma de acrílico. El fantoma tiene forma cilíndrica, con una altura de 15 a 20 cm y un diámetro de 16 cm (fantoma de cabeza) o 32 cm (fantoma de un cuerpo estándar) (Ver Anexo N° 11 Figura 1). Tiene un espacio hueco en el centro para la cámara de ionización, y 4 periféricos, con 1 centímetro de profundidad, con distancia de 90 grados entre cada uno. (Ver Anexo N° 11 Figura 2).⁴³

INDICADORES DE DOSIS EN TC

CTDI (INDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA):

Expresa la dosis promedio a lo largo del eje z, durante una rotación completa del gantry. La medición de esta es realizada por detectores termoluminiscentes que son puestos en dentro de un fantoma, en función al diámetro representa a la estructura anatómica, como por ejemplo el fantoma de 16 cm representa la cabeza, y uno de 32 cm representará la zona abdominal.

CTDI100: Se mide utilizando cámaras de ionización con forma de lápiz, con las especificaciones anteriormente expuestas, se coloca a la periferia del fantoma. Se considera que la parte central pertenece a la tercera parte del volumen del fantoma. Se expresa de la siguiente forma:⁴⁴

$$CTDI_W = \frac{CTDI_{CENTRO}}{3} + \frac{2 \times CTDI_{PERIFERIA}}{3}$$

CTDI_{vol} (INDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA EN VOLUMEN): se define de acuerdo con el pitch, consideramos al pitch como la relación del grosor del haz de radiación y desplazamiento de la camilla.

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{PITCH} \times CTDI_W$$

El CTDI_w define a la dosis promedio que se le atribuye a un corte en el plano xy, el CTDI_{vol} es dosis promedio en un volumen es decir en los tres ejes del plano. (Ver Anexo N° 12). Se emplea para indicar la dosis para un protocolo específico.⁴³

DLP (PRODUCTO DOSIS LONGITUD): relación entre CTDI_{vol} por la longitud de escaneo expresado en centímetros. Podemos inferir que mayor DLP, mayor dosis de radiación.⁴³

DOSIS EFECTIVA EN TC: Se emplea para tener una estimación de dosis que un paciente obtendría al realizarse un estudio de tomografía, teniendo en cuenta la dosis absorbida por distintos órganos, distintos tejidos. En tomografía es necesario precisar los factores de ponderación en función de dosis efectiva normalizada, expresada en la siguiente fórmula:

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

Donde “E” se define como la dosis (mSv), “DLP” es la dosis-longitud en “mGy.cm” y “ E_{DLP} ” “es la dosis efectiva normalizada” en $\text{mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$ de una región anatómica determinada.⁴³

La dosis efectiva se define como el DLP por el factor de conversión, en este caso tórax, se empleará $0,014 \text{ mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1}$.⁴⁵ (Ver Anexo N° 13)

NIVELES DE REFERENCIA

Se considera de gran importancia la dosis recibida por el paciente ya que en la angiotomografía coronaria la dosis entregada a comparación de otros protocolos es mucho mayor. No se puede decir que la dosis recibida por un solo examen de angiotomografía coronaria representa un riesgo realmente significativo de tener un daño biológico, sin embargo, si se considera repetir este examen por errores, el riesgo de un efecto biológico es mayor, y violaría el criterio ALARA. El anexo N°14 nos da un ejemplo de los valores de dosis efectiva en angiotomografía coronaria en comparación con las de otros estudios.⁴⁶

1.4.2 Definición de términos

- ANGIOTOMOGRAFÍA CORONARIA: Técnica de estudio por imágenes que emplea medio de contraste (yodo) para la visualización de placas, causantes del estrechamiento de la luz de las arterias coronarias.

- RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA: Algoritmo matemático para reconstrucción de imágenes, reduce el ruido de la imagen y emplea menor dosis.
- RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA ESTADÍSTICA ADAPTATIVA (ASIR-V): Algoritmo matemático híbrido de reconstrucción, combinación de MBIR (VEO) y ASIR, patentada por General Electric, proporciona menor dosis y excelente calidad de imagen.
- DOSIS DE RADIACIÓN EFECTIVA: Mide la probabilidad de riesgo biológico en función al tipo de órgano que irradia. Calculado en milisieverts (mSv).

1.4.3 Formulación de la hipótesis

La dosis de radiación efectiva por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en estudios de angiotomografía coronaria esta entre 2-7mSv.

CAPÍTULO II

MÉTODOS

2.1 DISEÑO METODOLÓGICO

2.1.1 Tipo de investigación

Estudio cuantitativo, retrospectivo porque se recolectó los datos guardados en el equipo, no experimental de corte transversal porque el investigador no intervino y solo se recolectó datos en un solo momento.

2.1.2 Diseño de la investigación

Descriptivo, porque se buscó especificar las características de las variables del estudio.

2.1.3 Población

Estuvo constituida por 219 estudios angiotomográficos coronarios que se exploraron en el “centro de diagnóstico por imágenes de la Clínica Internacional” sede San Borja, año 2018.

2.1.4 Muestra y muestreo

Muestra: Estuvo constituida por 52 estudios sometidos a angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional sede San Borja en el periodo de Agosto a Octubre del año 2018.

Muestreo: no probabilístico por conveniencia. Se tomó solo los estudios que cumplieron los criterios de inclusión.

2.1.4.1 Criterios de inclusión

- Estudios coronarios realizados en el “centro de diagnóstico por imágenes (CDI) de la Clínica Internacional” – sede San Borja, año 2018.

- Todos los estudios coronarios cuyas imágenes tomográficas estén almacenadas en el sistema PACS con su respectivo reporte de dosis.
- Estudios tomográficos con protocolo de rutina.
- Estudios realizados en pacientes de ambos sexos.

2.1.4.2 Criterios de exclusión

- Estudios con protocolo distinto al protocolo de rutina (Ver anexo N°8)
- Estudios tomográficos sin indicación de medio de contraste.
- Estudios de pacientes post operados (bypass, stent, etc).
- Estudios pediátricos.

2.1.5 Variables

- Dosis de radiación efectiva.
- Angiotomografía coronaria.

2.1.6 Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Se aplicó la técnica de análisis documental y observación indirecta, pues la información fue clasificada del reporte de dosis de las angiotomografías coronarias grabados en el tomógrafo Revolution CT Healthcare de 256 líneas de detectores, así como de los registros escritos de los pacientes en el equipo y la base de datos del centro de diagnóstico por imágenes (CDI) de la Clínica Internacional sede San Borja.

Se utilizó una ficha de recolección de datos elaborada por un antecedente diseñado para el efecto (Ver Anexo N° 1), la cual estuvo estructurada en cuatro partes: La primera denominada datos, conformada por 3

preguntas, la segunda, denominada datos del estudio, la tercera conformada por 2 preguntas cuyo objetivo fue determinar la dosis efectiva en los pacientes, cabe resaltar que en la última parte se hizo el cálculo de la dosis efectiva.

2.1.7 Procedimientos y análisis de datos

El plan de recolección inició con la aprobación del proyecto por parte de la “Escuela profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos”.

En seguida se procedió a solicitar el permiso al director académico de la Clínica Internacional sede San Borja mediante un oficio para obtener la autorización y realizar la investigación. (Ver Anexo N° 2)

Luego, usando la hoja de recolección de datos, se tomaron los valores del CTDIvol y DLP provenientes del reporte de dosis en el PACS.

El índice de masa corporal y la frecuencia cardiaca se obtuvieron de los datos guardados en el equipo donde se hizo el estudio y se plasmaron en la ficha de recolección de datos. (Ver Anexo N° 1)

Para el cálculo de la dosis efectiva (E) de angiotomografía coronaria se empleó un factor de conversión “K” definido por la American Association of Physicists in Medicine y su reporte: “The measurement, reporting and management of radiation dose in CT: report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. 2008” y que también es usualmente utilizado en estudios anteriores.

Se calcula “E” multiplicando el DLP por el “factor de conversión K” obteniéndose la dosis de cada estudio en mSv mediante la siguiente fórmula:

$$E (mSv) = DLP \times K$$

Luego de recolectar la información, se realizó el análisis estadístico con el programa SPSS para Windows v.25.0. Para ello se realizaron dos análisis:

Análisis univariado: A través de medidas de tendencia central y medias (análisis de las variables cuantitativas).

Análisis bivariado: Donde se determinó la distribución de las variables, evaluada mediante **la prueba de Kolmogorov – Smirnov**, prueba que identificó que los datos seguían una distribución normal (Ver Anexo N° 15), por lo tanto, se procedió por utilizar pruebas paramétricas como Anova de un factor, donde se consideró una diferencia significativa cuando el p fue menor de 0,05.

Los resultados descriptivos fueron presentados en gráficos y/o tablas estadísticas para su análisis e interpretación.

2.1.8 Consideraciones éticas

Como los datos fueron obtenidos de una fuente documental no se necesitó un consentimiento informado, más si fue necesaria la aprobación del comité de ética para proceder a ejecutar el trabajo.

Toda información fue exclusivamente manejada con total confidencialidad manteniendo el anonimato del paciente.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

Tabla N° 1: Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDIvol) en los pacientes sometidos a angiotomografía coronaria.

CTDIvol	N	Media	Desv. Estándar	Mínimo	Máximo
	52	68.27	13.92	42.32	100.70

Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°1 se observa que el índice de dosis en tomografía computarizada (CTDIvol) fue en promedio 68.27 ± 13.92 mGy.

Tabla N° 2: Producto Dosis Longitud (DLP) en los pacientes sometidos a angiotomografía coronaria.

DLP	N	Media	Desv. Estándar	Mínimo	Máximo
	52	577.05	188.71	288.35	994.28

Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°2 se observa que el Producto Dosis Longitud (DLP) fue en promedio 577.05 ± 188.71 mGy/cm.

Tabla N° 3: Dosis de radiación efectiva según el índice de masa corporal (IMC).

Índice de masa corporal	N	Media	p*
Bajo	1	5.21	
Dosis de radiación efectiva	Normal	14	8.00
	Sobrepeso	24	8.26
	Obesidad	13	8.05
	Total	52	

*Anova de un factor

Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°3 se observa la dosis de radiación efectiva según el índice de masa corporal, donde los valores más altos de dosis de radiación efectiva estuvieron en pacientes con sobrepeso (8.26 mSv) y obesidad (8.05 mSv), sin embargo, no fueron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.740$).

Tabla N° 4: Dosis de radiación efectiva según frecuencia cardíaca.

Frecuencia cardíaca	N	Media	p*
Dosis de radiación efectiva	40 - 49	1	10.12
	50 - 59	14	7.47
	60 - 70	24	8.41

*Anova de un factor

Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°4 se muestra la dosis de radiación efectiva según la frecuencia cardíaca. El rango promedio de la dosis de radiación efectiva fue 10.12 mSv en pacientes con frecuencia cardíaca entre los rangos de 40 – 49 lpm, 7.47 mSv entre frecuencia de 50 – 59 lpm y 8.41 mSv entre los rangos de 60 – 70 lpm, evidenciándose diferencias significativas entre los promedios ($p=0.032$).

Tabla N° 5: Dosis de radiación efectiva promedio por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018.

Dosis efectiva	N	Desv.			
		Media	Estándar	Mínimo	Máximo
	52	8.08	2.64	4.04	13.92

Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°5 se muestra que la dosis de radiación efectiva promedio en angiotomografías coronarias por ASIR-V fue 8.08 ± 2.64 mSv.

CAPÍTULO IV

DISCUSIÓN

Para nuestro estudio, el promedio de dosis efectiva recibida en los estudios angiotomográficos fue de 8.08 mSv, este resultado difiere del estudio de **Xiujie Duan y col.**¹⁰ quien en su investigación nos refiere una dosis efectiva promedio de 1.72 mSv ya que este utiliza técnica de baja dosis (Low Dose).

Según **Jonathon Leipsic y col.**¹³ en su estudio muestra el promedio de dosis efectiva con ASIR fue de 2.3 mSv utilizando una corriente entre 300 y 650 mA y en nuestro estudio utilizamos una corriente entre 500 y 750 mA por lo que difiere con este autor.

Según el estudio de **Tumur Odgerel y col.**¹⁴ hubo 109 pacientes sometidos a angiotomografía coronaria con ASIR quienes obtuvieron en promedio de dosis efectiva de 4.29 mSv con una corriente baja comparada con nuestro estudio que esta entre 450 a 600 mA.

Según **Amin Kamarul y col.**¹¹ en su investigación hace una comparación entre FBP (filtered back projection) e IR (reconstrucción iterativa) el cual muestra una dosis efectiva por reconstrucción iterativa que varía de 2.3 a 7.1 mSv, este se asemeja a los resultados obtenidos en esta investigación. También este estudio muestra resultados de CTDIvol que varían de 11.30 a 36.90 mGy y un promedio de DLP de 241 ± 106 mGy.cm” lo cual es un valor reducido comparado con nuestra investigación.

Según **Eric Kimura y col.**⁹ y su estudio “Tomografía computada multidetector de arterias coronarias: Estado del arte” menciona que la disminución de dosis de radiación es inversamente proporcional a la frecuencia cardiaca, similar al de nuestro estudio donde hubo una mayor reducción de dosis entre frecuencias de 50 a 59 lpm a comparación de las frecuencias comprendidas entre 60 y 70 lpm.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

El “índice de dosis en tomografía computarizada en volumen” (CTDIvol) medio en angiotomografías coronarias es de 68.27 ± 13.92 mGy.

El “producto dosis-longitud” (DLP) medio en angiotomografías coronarias es de 577.05 ± 188.71 mGy.cm

La dosis efectiva será elevada en aquellos pacientes que tienen sobrepeso y obesidad con una dosis de 8.26 mSv y 8.05 mSv respectivamente en comparación con los pacientes con un índice de masa corporal (IMC) normal y bajo según la OMS. Esto se debe a que existe un modulador de dosis que permite aumentar la corriente dependiendo del IMC.

Existen diferencias significativas entre los promedios de dosis de radiación efectiva y la frecuencia cardiaca ($p=0.032$), esto quiere decir que existe una relación directa entre la dosis efectiva de radiación y la frecuencia cardiaca del paciente.

La dosis de radiación efectiva promedio por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional sede San Borja es de 8.08 ± 2.64 mSv.

RECOMENDACIONES

Se sugiere incrementar el número de la muestra para obtener resultados mucho más precisos.

Se sugiere hacer una investigación comparando FBP y ASIR-V para la evaluación de dosis y su relación con la calidad de imagen.

Establecer nuevas investigaciones donde se pueda comparar la dosis recibida del ASIR-V y otros tipos de reconstrucción iterativa para así establecer cuál es el método más óptimo en reducción de dosis.

Se sugiere hacer una investigación para valorar la utilidad del ASIR-V respecto a la calidad de imagen en arterias coronarias.

Se puede ampliar este estudio, no solo en tórax, sino también en otras áreas anatómicas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Godoy A. Infarto de miocardio en pacientes menores de 50 años realidad peruana. 2012; 38(3):147-152.
2. Pearce MS. Patterns in paediatric CT use: an international and epidemiological perspective. *J Med Imaging Radiat Oncol.* 2011; 55: 107–109.
3. Rehani MM, Berry M. Radiation doses in computed tomography. The increasing doses of radiation need to be controlled. *BMJ.* 2000; 320:593–594.
4. Halliburton S, Arbab-Zadeh A, Dey D, Einstein AJ, Gentry R, George RT, Gerber T, Mahesh M, Weigold WG. State-of-the-art in CT hardware and scan modes for cardiovascular CT, *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2012, vol. 6 (pg. 154-163)
5. Meinel FG, Bayer II RR, Zwerner PL, De Cecco CN, Schoepf UJ, Bamberg F. Coronary computed tomographic angiography in clinical practice: state of the art. *Radiol Clin North Am* 2015; 53: 287–96.
6. Shrimpton PC, Jones DG, Hillier MC. Survey of CT practice in the UK, Part 2: Dosimetric aspects. London: HMSO; 1991.
7. Hausleiter J, Martinoff S, Hadamitzky M, Martuscelli E, Pschierer I, Feuchtnner GM, Catalan-Sanz P, Czermak B, Meyer TS, Hein F, Bischoff B, Kuse M, Schomig A, Achenbach S. Image quality and radiation exposure with a low tube voltage protocol for coronary CT angiography results of the PROTECTION II Trial, *JACC Cardiovasc Imaging* , 2010, vol. 3 (pg. 1113-1123)
8. Voros S, Rivera JJ, Berman DS, Blankstein R, Budoff MJ, CuryRC, et al. Guideline for minimizing radiation exposure during acquisition of coronary artery calcium scans with the use of multidetector computed tomography. A report by the Society for Atherosclerosis Imaging and Prevention Tomographic Imaging and Prevention Councils in collaboration with the Society of

- Cardiovascular Computed Tomography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2011; 5: 75 – 83.
9. Kimura E, Rosas E, Vázquez J, Pale R, Talayero J, Cruz P et al. Tomografía computada multidetector de arterias coronarias: estado del arte. Parte I: Aspectos técnicos. *Archivos de cardiología en México*. 2019; 77: 137-149.
 10. Duan X, Liu D, Fu Y, Wang Q. Application of low-dose revolution CT combined with iterative reconstruction technique in coronary angiography. *Biomedical Research* [Internet]. 2017 [cited 31 May 2018]; 28(22):10201-10204. Available from: <https://www.alliedacademies.org/articles/application-of-lowdose-revolution-ct-combined-with-iterative-reconstruction-technique-in-coronary-angiography.pdf>
 11. Abdullah K, McEntee M, Reed W, Kench P. Radiation dose and diagnostic image quality associated with iterative reconstruction in coronary CT angiography: A systematic review. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology* [serial on the Internet]. [cited May 7, 2018]; 60(4): 459-468. Available from: Science Citation Index.
 12. Den Harder AM, Willemink MJ, De Ruiter QMB, De Jong PA, Schilham AMR, Krestin GP, et al. Dose reduction with iterative reconstruction for coronary CT angiography: a systematic review and meta-analysis. *Br J Radiol* 2016; 89: 20150068.
 13. Leipsic J, Heilbron B, Taylor C, LaBounty T, Min J, Earls J, et al. Estimated Radiation Dose Reduction Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction in Coronary CT Angiography: The ERASIR Study. *American Journal of Roentgenology* [serial on the Internet]. (n.d.), [cited May 7, 2018]; 195(3): 655-660. Available from: Science Citation Index.
 14. Tumur O, Soon K, Brown F, Mykytowycz M. New scanning technique using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) significantly reduced the radiation dose of cardiac CT. *Journal Of Medical Imaging & Radiation Oncology*

- [serial on the Internet]. (2013, June), [cited May 7, 2018]; 57(3): 292-296.
Available from: Academic Search Elite.
15. Williams MC, Weir NW, Mirsadraee S et al. Iterative reconstruction and individualized automatic tube current selection reduce radiation dose while maintaining image quality in 320-multidetector computed tomography coronary angiography. *Clin Radiol* 2013; 68: 570–577.
 16. Sun Z, Choo GH, Ng KH. Coronary CT angiography: current status and continuing challenges. *Br J Radiol* 2012; 85: 495–510.
 17. Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, et al. CT image quality improvement using Adaptive Iterative Dose Reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. *Eur Radiol*. 2012; 22: 295-301
 18. Pickhardt PJ, , Lubner MG, , Kim DH, , Tang J, , Ruma JA, , del Rio AM, et al. . Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199: 1266–1274.
 19. Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med*. 2009; 169: 2071–2077.
 20. Costa J, Soria J. Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico. España: elsevier; 2015.
 21. Hounsfield GN. Computerised transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46: 1016-1022.
 22. Arnbrose J. Computerised transverse axial scanning (tomography): Part 2. Clinical application. *Br J Radiol* 1973; 46: 1023-1047.
 23. Geyer L, Schoepf U, Meinel F, Nance J, Bastarrika G, Leipsic J et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*. 2015; 276(2):339-357.

24. Bushong S. Manual de radiología para técnicos. 9th ed. España: Elsevier. 2010.
25. GEhealthcare. Revolution™ CT, Manual del usuario. Estados Unidos. 2015.
26. Revolution CT - Tomografía computarizada - Categorías [Internet]. Www3.gehealthcare.es. 2018 [cited 21 May 2018]. Available from: http://www3.gehealthcare.es/es-es/productos/categorias/tomografia_computarizada/revolution_ct#tabs/tab328FF470E6874F6C89B6559BFA3C1880.
27. Leta R, Carreras F, Alomar X, et al. Coronariografía no invasiva mediante tomografía computarizada con 16 detectores: estudio comparativo con la angiografía coronaria invasiva. *Rev Esp Cardiol* 2004; 57: 217-24.
28. Gurevitch J, Gaspar T, Orlov B, et al. Noninvasive evaluation of arterial grafts with newly released multidetector computed tomography. *Ann Thorac Surg.*2003;76:1523-1527.
29. Gerber Tm, Breen Jf, Kuzo Rs, Kantor B, Williamson Ee, Safford re, et al: Computed Tomographic Angiography of the Coronary Arteries: Techniques and Applications. *Semin Ultrasound CT MRI* 2006; 37: 42-55.
30. Cademartiri F, Mollet NR, Runza G, Baks T, Midiri M, McFadden EP, Flohr TG, Ohnesorge B, de Feyter PJ, Krestin GP. Improving diagnostic accuracy of MDCT coronary angiography in patients with mild heart rhythm irregularities using ECG editing. *Am J Roentgenol.* 2006; 186(3):634–8. [PubMed].
31. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Huber E, Zankl M, Martinoff S, Kastrati A, Schomig A. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation.* 2006; 113: 1305–10. [PubMed]
32. Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM, Yucel EK: CT of coronary artery disease. *Radiology* 2004; 232: 18-37.

33. Achenbach S, Marwan M, Ropers D, Schepis T, Pflederer T, Anders K, Kuettner A, Daniel WG, Uder M, Lell MM. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *European Heart Journal*. 2010; 31(3):340–346. [PubMed]
34. Choi HS, Choi BW, Choe KO, Choi D, Yoo KJ, Kim MI, Et al: Pitfalls, artifacts, and remedies in multi-detector row CT coronary angiography. *Radiographics* 2004; 24: 787-800.
35. Heuschmid M, Kuettner A, Schroeder S, Trabold T, Feyer A, Seemann MD, et al: ECG-gated 16-MDCT of the coronary arteries: Assessment of image quality and accuracy in detecting stenoses. *AJR* 2005; 184: 1413-1419.
36. Cademartiri F, Mollet N, Van Del Lugt A, Nieman K, Pattynama PM, De Feyter PJ, et al: Noninvasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser. *Eur Radiol* 2004; 14: 178-183.
37. Becker CR, Hong C, Knez A, Leber A, Bruening R, Schoepf UJ, et al: Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography. *Invest Radiol* 2003; 38: 690-94.
38. International Atomic Energy Agency. Conceptos de radiación y de dosis de radiación [Base de datos en internet]. Viena: Protección radiológica en los pacientes. 2013. Disponible en: https://rpop.iaea.org/rpop/rpop/content-es/informationfor/healthprofessionals/6_otherclinicalspecialities/dental/concept-radiation-dose.htm
39. Bushong S. Manual de radiología para técnicos. Elsevier Health Sciences Spain; 2013.
40. Alcaraz BM. Magnitudes y unidades radiológicas. 2a ed. Murcia: Universidad de Murcia; 2010.

41. Sociedad Española de Protección Radiológica. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación 103. Madrid: Senda Editorial S.A.; 2007.
42. D. Andisco. Dosimetría en radiología. 2014; 78(4):114-117.
43. Andisco D, Blanco S, Buzzi A. Dosimetría en tomografía computada. Revista Argentina de Radiología. 2014; 78(3):156-160.
44. Granados D. Métodos de estimación de dosis a pacientes de tomografía computarizada [Tesis para optar el título de físico]. España: Universidad de Valladolid, Facultad de Ciencias, 2016.
45. American Association of Physicists in Medicine. The measurement, reporting and management of radiation dose in CT: report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. 2008.
46. International Atomic Energy Agency. Protección radiológica de los pacientes [Base de datos en internet] 2019. Disponible en: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/ComputedTomography/CardiacCT.htm

ANEXOS

ANEXO 1



FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
FACULTAD DE MEDICINA HUMANA
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE
TECNOLOGÍA MÉDICA



TÍTULO: Dosis de radiación efectiva por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre del 2018.

HOJA N° _____

I. DATOS

1. H.C: _____
2. EDAD: _____
3. SEXO:

Masculino

Femenino

II. DATOS DEL ESTUDIO

1. INDICE DE MASA CORPORAL (IMC): _____ Kg/m²
2. FRECUENCIA CARDIACA: _____ lpm

III. REPORTE DE DOSIS POR EXPLORACIÓN DE ANGIOTOMOGRAFÍA CORONARIA

- CTDIvol: _____ mGy
- DLP: _____ mGy*cm

IV. CÁLCULO DE DOSIS EFECTIVA

$$E(mSv) = DLP \times K$$

_____ (DLP) x 0.014 = _____ mSv

ANEXO 2



**UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
FACULTAD DE MEDICINA HUMANA
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE
TECNOLOGÍA MÉDICA**



Dr. Elías Chalouhi Elkhouri

Director Académico de la Clínica Internacional

Presente.-

Es grato dirigirme a usted para hacerle llegar un saludo cordial y hacer de su conocimiento lo siguiente:

Siendo alumno del quinto año de la E.P. de Tecnología Médica de la especialidad de Radiología, estoy realizando un proyecto de tesis titulado **“Dosis de radiación efectiva por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias”**

Por tal motivo, recorro a usted para solicitar el permiso para ejecutar la investigación en el centro de diagnóstico por imágenes (CDI) de la Clínica Internacional que Ud. dirige.

Asimismo adjunto una copia del proyecto de tesis que describe el protocolo de investigación del comité de ética, para la evaluación respectiva.

Aprovecho la ocasión para hacer extensivo las muestras de mi especial consideración y estima.

Atentamente.

Soto Quispe Luis Anuar
Cod. Alumno: 14010465

ANEXO 3: MATRIZ DE CONSISTENCIA

TITULO	PROBLEMA	OBJETIVOS	VARIABLES	METODOLOGÍA
<p>Dosis de radiación efectiva por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018.</p>	<p>¿Cuál es la dosis de radiación efectiva por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – octubre 2018?</p>	<p>Objetivo general:</p> <p>Determinar la dosis de radiación efectiva promedio por reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR-V) en angiotomografías coronarias en la Clínica Internacional – sede San Borja. Agosto – Octubre 2018.</p> <p>Objetivos específicos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Indicar el índice de dosis en tomografía computarizada (CTDIvol) en los pacientes sometidos a angiotomografía coronaria. • Indicar el Producto Dosis Longitud (DLP) en los pacientes sometidos a angiotomografía coronaria. • Determinar la dosis de radiación efectiva según el índice de masa corporal (IMC). • Determinar la dosis de radiación efectiva según la frecuencia cardiaca. 	<ul style="list-style-type: none"> • Dosis de radiación efectiva • Angiotomografía coronaria 	<p>TIPO DE INVESTIGACIÓN:</p> <p>Estudio cuantitativo, retrospectivo y de corte transversal.</p> <p>DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN</p> <p>Descriptivo.</p> <p>Población:</p> <p>Constituida por todos los estudios angiotomográficos coronarios que se exploraron en el centro de diagnóstico por imágenes de la Clínica Internacional sede San Borja, año 2018.</p> <p>Instrumento:</p> <p>Ficha de recolección de datos</p>

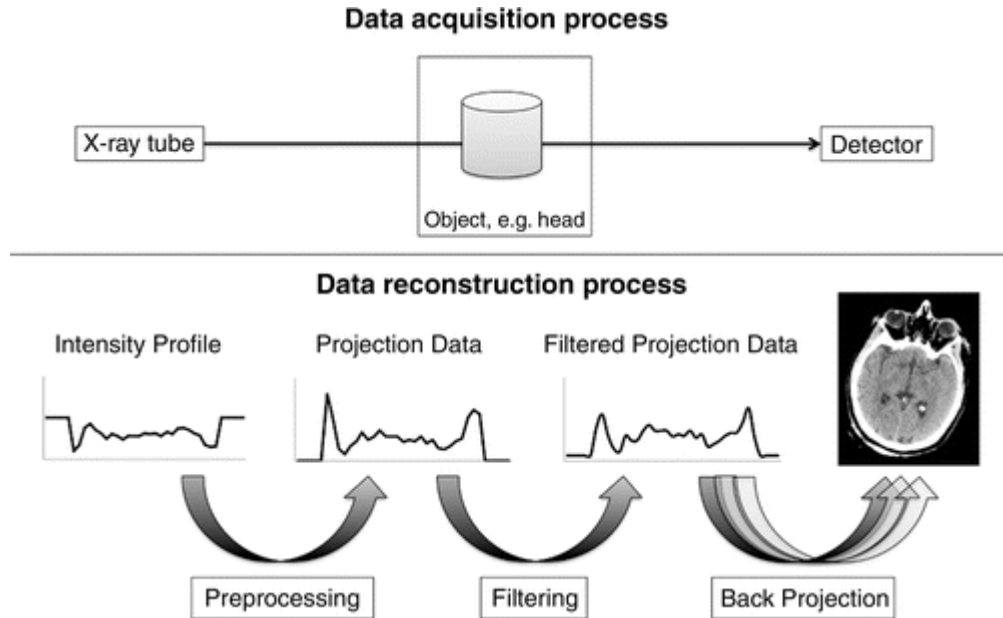
ANEXO 4: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLE DEL ESTUDIO	DEFICIÓN CONCEPTUAL	DIMENSIONES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL DE LAS DIMENSIONES	TIPO DE VARIABLES	ESCALA DE MEDICIÓN	INDICADOR	VALORES FINALES	INSTRUMENTO
DOSIS DE RADIACIÓN EFECTIVA	Es una medida de la cantidad de energía absorbida a la que se expone un paciente en un estudio radiológico, es medida en unidades de milisievert (mSv).	CTDI _{vol}	Representa la dosis promedio absorbida a lo largo del eje longitudinal Z	CUANTITATIVA	RAZÓN	mGy	Numeración	FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS
		DLP	Es proporcional a la radiación total absorbida, resulta de multiplicar el CTDI _{vol} por la longitud de la exploración en centímetros.	CUANTITATIVA	RAZÓN	mGy*cm	Numeración	
		Coeficiente “K”	Factor de conversión constante, pero distinto según la región anatómica explorada y la edad del paciente. Este se multiplica por el DLP para estimar la dosis efectiva.	CUANTITATIVA	RAZÓN	Resultado de prueba	Numeración	

VARIABLE DE ESTUDIO	DEFICIÓN CONCEPTUAL	DIMENSIONES	DEFICINICIÓN	TIPO DE VARIABLES	ESCALA DE MEDICIÓN	INDICADOR	VALORES FINALES	INSTRUMENTO
ANGIOTOMO GRAFIA CORONARIA	Es un examen por imágenes del corazón que con ayuda de un medio de contraste podrá determinar si la formación de placa ha producido el estrechamiento de las arterias coronarias (los vasos sanguíneos que irrigan el corazón) de un paciente.	INDICE DE MASA CORPORAL (IMC)	Es un indicador simple de la relación entre el peso y la talla que se utiliza frecuentemente para identificar el sobrepeso y la obesidad en los adultos.	CUANTITATIVA	RAZÓN	Kg/m ²	Numeración	FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS
		FRECUENCIA CARDIACA	Es el número de veces en el que el corazón late por minuto.	CUANTITATIVA	RAZÓN	Latidos por minuto	40 - 49 50 - 59 60 - 70	

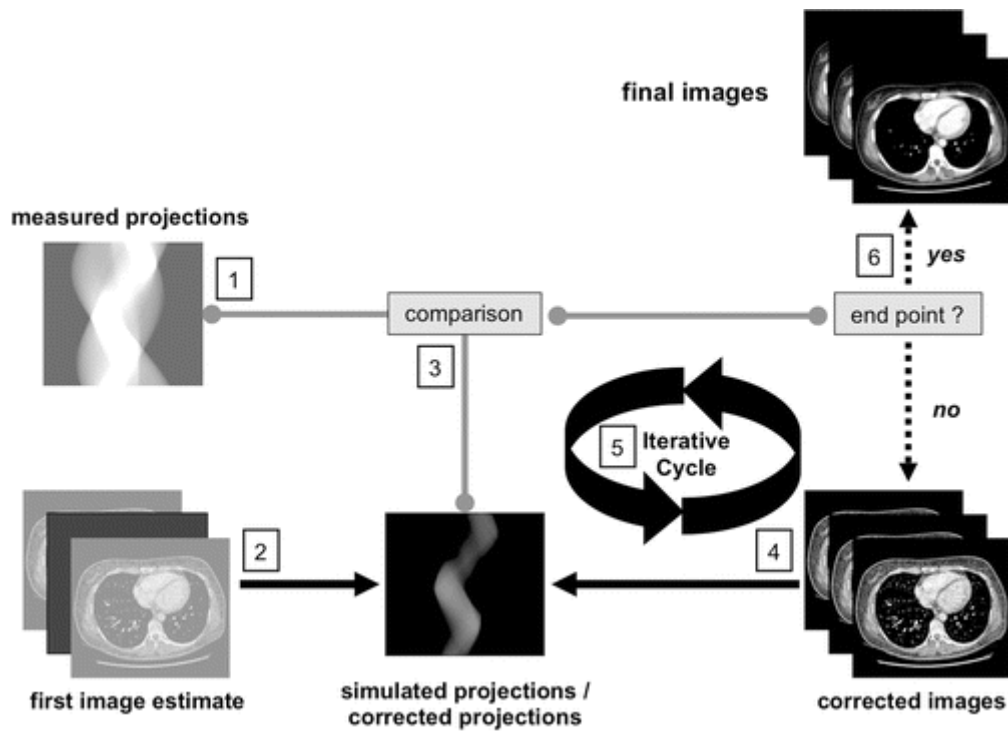
ANEXO 5

Figura 1.



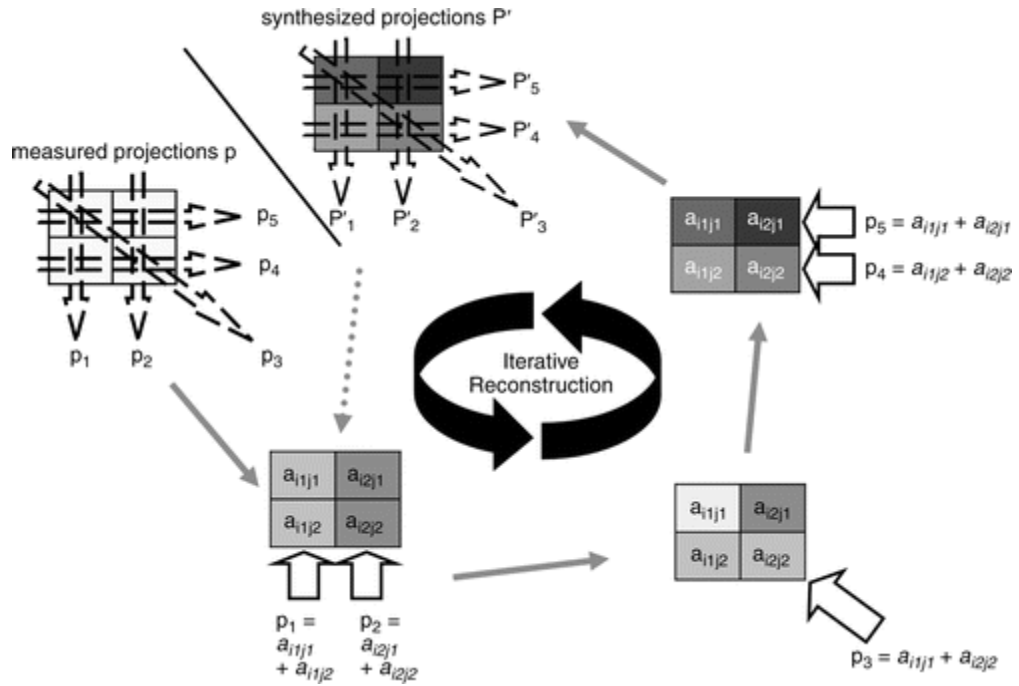
Esquema simplificado de reconstrucción de datos CT. Tradicionalmente, varias simplificaciones relacionadas con el proceso de adquisición de datos se realizan en el contexto de FBP: geometría de haz de lápiz de los rayos X, punto focal como un punto infinitamente pequeño, intensidad medida en un punto ubicado en el centro de celda del detector. Con respecto a una sola radiografía, los fotones con una intensidad conocida se transmiten desde la fuente de rayos X a través de un objeto hasta el detector. De acuerdo con la ley de atenuación, la intensidad transmitida disminuye exponencialmente debido a la absorción dentro del objeto que resulta en una intensidad medida menor. Múltiples rayos X resultan en la medición de los perfiles de intensidad en el detector de CT. Mediante el pre-procesamiento, los valores de intensidad se transforman en valores de atenuación (datos de proyección). Luego, los datos de proyección se filtran usando diferentes algoritmos de reconstrucción (núcleos) para crear características de imagen específicas para la visualización de tejidos blandos o de alto contraste. Finalmente, los datos de proyección medidos se propagan en el dominio de la imagen (proyección posterior). Se necesitan proyecciones múltiples para resolver el sistema matemático con múltiples ecuaciones y variables para generar la imagen CT final.

Figura 2.



Representación esquemática de los pasos principales de los algoritmos de imágenes iterativas. Después del proceso de adquisición de TC (proyecciones medidas), se genera una primera estimación de imagen. Se simula un haz de rayos X mediante proyección hacia adelante para obtener datos de proyección simulados, que luego se comparan con los datos de proyección medidos. En caso de discrepancia, la primera estimación de imagen se actualiza en función de las características del algoritmo subyacente. Esta corrección de los datos de imagen y proyección se repite hasta que se satisface una condición predefinida por el algoritmo y se genera la imagen final.

Figura 3.



Modelo simplificado de un ciclo IR algebraico. Cuatro coeficientes de atenuación diferentes, en una matriz de 2×2 píxeles, están representados por cinco proyecciones (p) en tres ángulos diferentes (dos adquiridos en horizontal, dos en vertical y uno en direcciones oblicuas). La matriz se actualiza sucesivamente mediante una proyección regresiva paso a paso. Los coeficientes de atenuación corregidos se pueden usar para generar datos de proyección sintetizados (P') a través de proyección hacia adelante. Se puede iniciar un ciclo posterior hasta que se satisfaga un criterio de detención.

ANEXO 6

Figura 1. Ilustración esquemática de la operación de la imagen en tomografía computada.

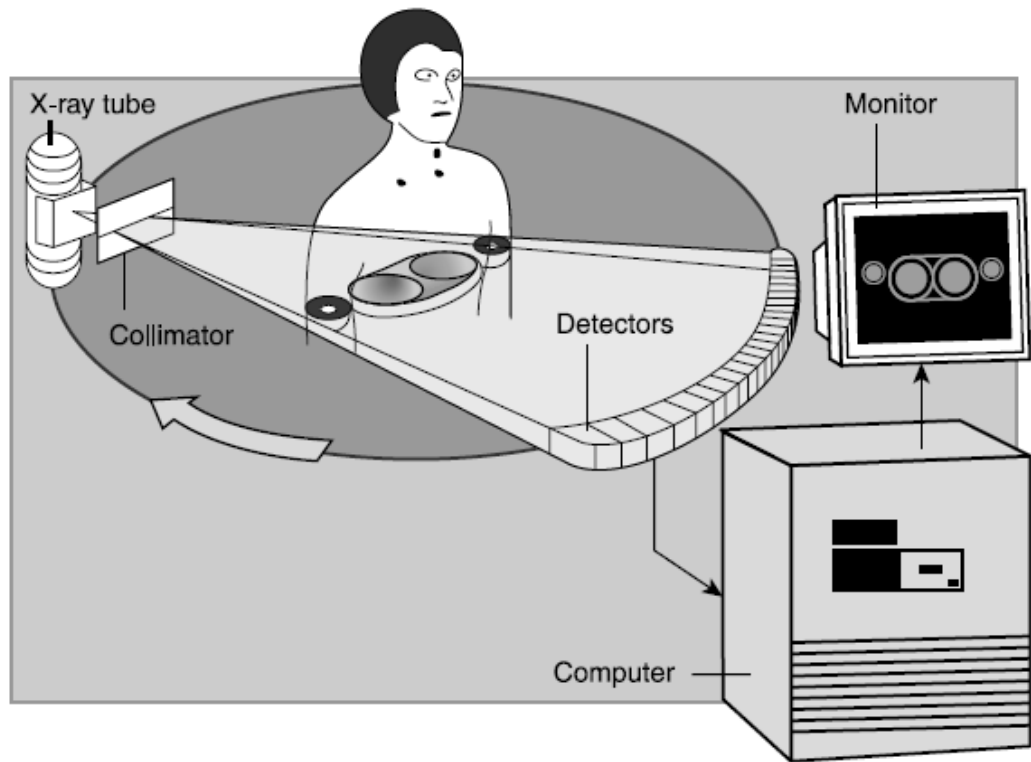
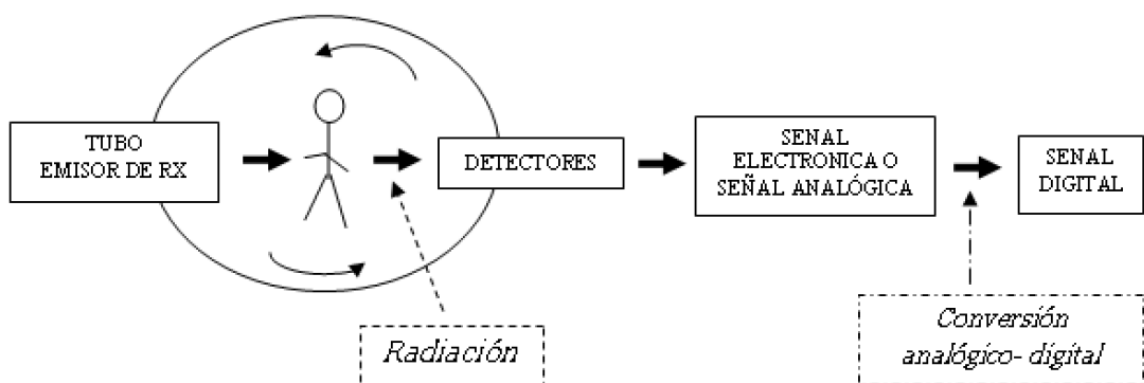


Figura 2.



ANEXO 7

Figura 1.

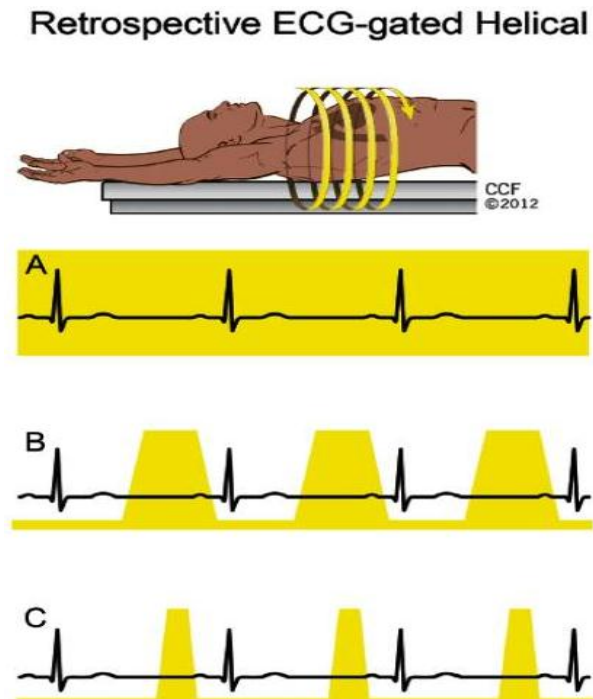


Diagrama que muestra la adquisición retrospectiva de datos de TC helicoidales controlados por ECG, con rotación continua del gantry y traducción simultánea de la mesa del paciente. La dosis de radiación de la exploración es (A) máxima con la modulación de corriente de tubo basada en ECG desactivada, (B) más baja con la corriente de tubo completa aplicada solo por una porción (por ejemplo, desde 40% - 80%) del ciclo cardíaco, y (C) más bajo con la corriente de tubo completa aplicada solo durante una sola fase del ciclo cardíaco.

Figura 2.

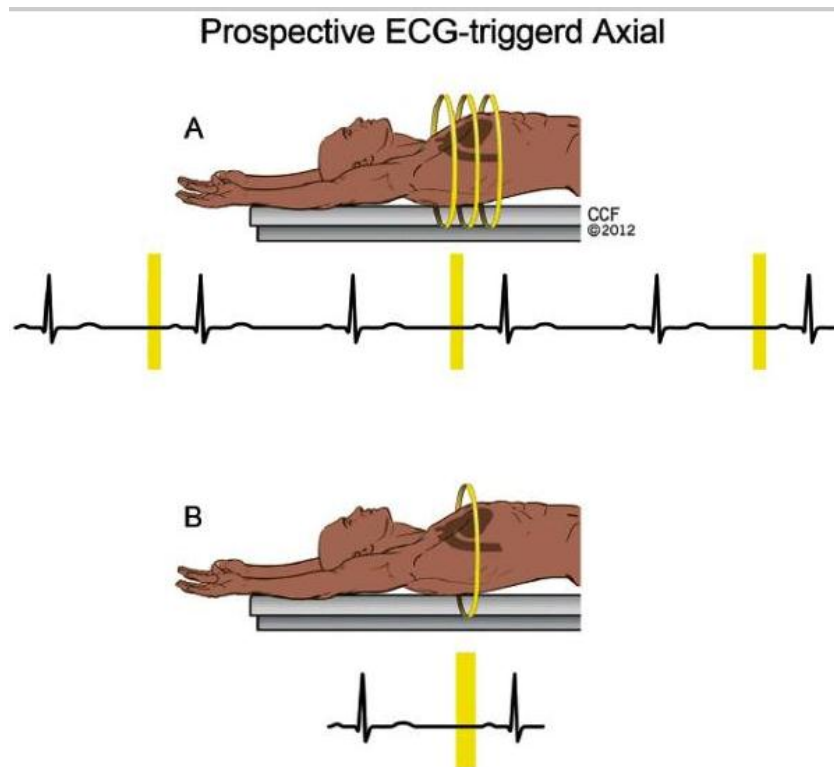


Diagrama que muestra la adquisición de datos CT axial desencadenada por ECG prospectivo. La exploración se inicia con la señal de ECG del paciente en una fase en la que el movimiento cardíaco es mínimo mientras que la mesa del paciente está estacionaria. (A) Los datos se recogen en múltiples latidos del corazón con la mayoría de los escáneres, con la mesa del paciente avanzando cada dos latidos y (B) durante un solo latido con escáneres de matriz de detectores muy amplios.

ANEXO 8

Protocolo de exploración de rutina para una angiotomografía coronaria en el centro de diagnóstico por imágenes de la Clínica Internacional sede San Borja

MODELO DEL TOMÓGRAFO		REVOLUTION CT
NÚMERO DE CORTES		512
TIPO DE DETECTORES		ESTADO SÓLIDO
NUMERO DE DETECTORES		256
ESPEJOR DE CORTE		0.625mm
COVERTURA EN EL EJE Z		160mm
TIEMPO DE ROTACION DEL GANTRY		0.28 s
SCOUT VIEW	KV	120
	mA	50
BOLUS TRACKING/ TEST BOLUS	KV	120
	mA	25
	MÉTODO	BOLUS TEST
MÉTODO DE ADQUISICIÓN	TÉCNICA	VOLUMÉTRICA
	KV	120
	mA	15
	FRECUENCIA CARDIACA	<60
	TIEMPO DE ROTACIÓN DEL TUBO	0.28 s
	TIEMPO DE EXPOSICIÓN	1.21 s
ECG GATING	VENTANA DE ADQUISICIÓN: PARTE 1	55-75%, 715 mA
	VENTANA DE ADQUISICIÓN: PARTE 2	10-90%, 500 mA

ANEXO 9

Tomógrafo de la marca General Electric, modelo Revolution CT de la Clínica Internacional Sede San Borja.



ANEXO 10

Figura 1. Cámara de ionización tipo lápiz usa para la dosimetría en tomografía computada.



Figura 2. Electrómetro – Dosímetro



ANEXO 11

Figura 1. Ilustración de fantomas de 16cm y 32cm.

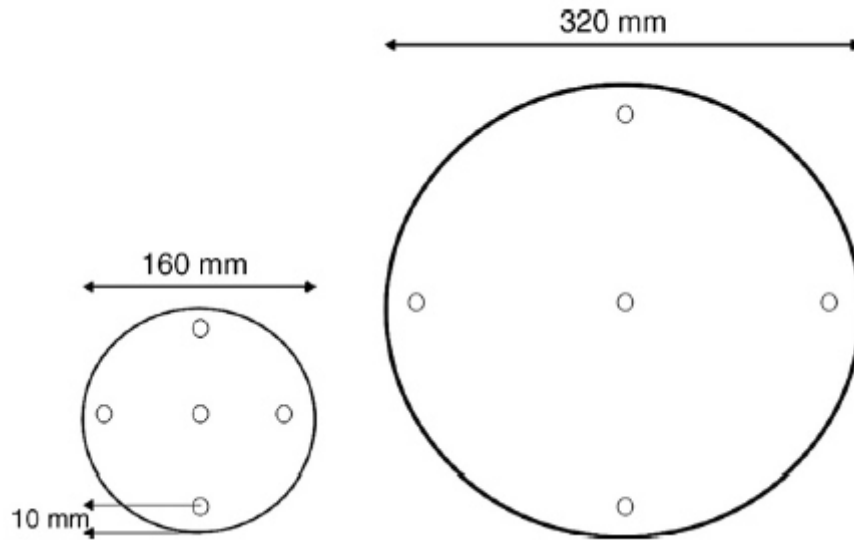
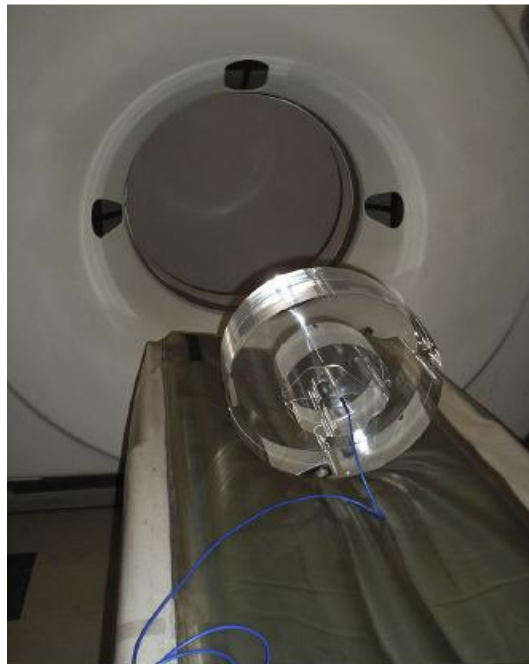
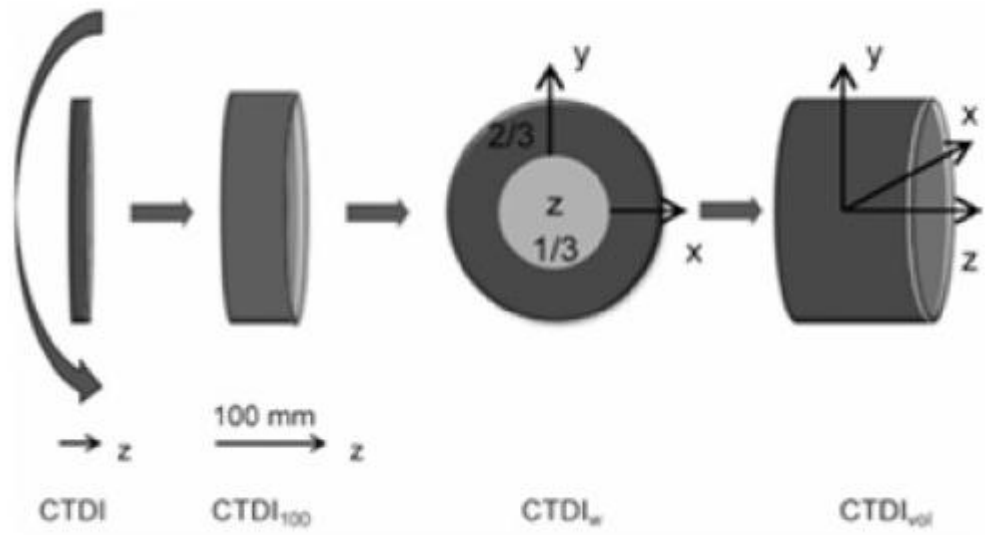


Figura 2. Fantoma abdominal y de cabeza donde puede observarse la cámara de ionización colocada en el orificio central



ANEXO 12

Representación de los diferentes tipos de índice empleados en tomografía computada.



ANEXO 13

Dosis efectiva normalizada por producto de longitud de dosis (DLP) para adultos (físico estándar) y pacientes pediátricos de diversas edades en varias regiones del cuerpo. Factor de conversión para adultos cabeza y cuello y los pacientes pediátricos asumen el uso del fantoma de cabeza (16 cm). Todos los demás factores de conversión asumen el uso del fantoma de cuerpo CT de 32 cm de diámetro.

<i>Region of Body</i>	<i>k (mSv mGy⁻¹ cm⁻¹)</i>				
	<i>0 year old</i>	<i>1 year old</i>	<i>5 year old</i>	<i>10 year old</i>	<i>Adult</i>
Head and neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen & pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

ANEXO 14

Niveles de referencia aproximados de la angiotomografía coronaria con las de otros exámenes comunes.

Tipo de examen	Dosis efectiva (mSv)
Angiografía coronaria por CT (con MDCT helicoidal)	8-30
MDCT axial de baja dosis con sincronización cardíaca prospectiva	2-3
Angiografía coronaria por CT (con EBCT)	1 a 2
Estratificación de calcio con CTMD	1.5
Estratificación de calcio con EBCT	1
CT de tórax	10
Angiografía coronaria convencional invasiva	De 2 a 22, pero los valores típicos son de 3 a 10
Radiografía de tórax (una proyección PA)	0.02
Radiación anual de fondo natural (media mundial)	2.4

Fuente: International Atomic Energy Agency, 2013.

ANEXO 15

Pruebas de Normalidad

Kolmogorov-Smirnov		
Variable	p	Normal
Dosis efectiva	0.368	Si

Fuente: Elaboración propia