



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
INSTITUTO DE FÍSICA
FÍSICA MÉDICA

ESTUDIOS DE CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA
CON HAZ DE CONO

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:
LOURDES ALICIA OSUNA GARCÍA

TUTOR PRINCIPAL
DRA. MERCEDES RODRÍGUEZ VILLAFUERTE, IF-UNAM

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR
DR. ARNULFO MARTINEZ DAVALOS, IF-UNAM
DR. MIGUEL ANGEL ÁVILA RODRÍGUEZ, FM-UNAM
M. EN C. MIGUEL RODRÍGUEZ PONCE, INCAN

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX., FEBRERO DE 2018



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

*A mis padres, Lourdes García y Abraham Osuna,
sin ustedes esto no hubiera sido posible,
gracias por todo, gracias por tanto.*

AGRADECIMIENTOS INSTITUCIONALES

Al Instituto de Física de la UNAM por el apoyo para la adquisición de equipo y materiales.

A CONACyT, que a través del programa de becas para estudios de posgrado nacionales, me otorgó la beca en los periodos 2015-I y 2015-II, para poder llevar a cabo mis estudios de maestría.

Investigación realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM IN110616 y el apoyo parcial del proyecto IN108615. Agradezco a la DGAPA-UNAM la beca recibida en los periodos abril-junio y septiembre-diciembre de 2016.

Al Posgrado en Ciencias Físicas y al Programa de Apoyo de Estudios de Posgrado, UNAM, por la ayuda recibida, en particular para la compra del maniquí de calidad de imagen CIRS modelo 062MQA-35.

También se agradece el apoyo del proyecto 2015-01-612 de la convocatoria Proyectos de Desarrollo Científico para Atender Problemas Nacionales.

AGRADECIMIENTOS PERSONALES

A quien dirigió este trabajo, la Dra. Mercedes Rodríguez, su apoyo fue fundamental para que pudiera terminar mi maestría, de quien me llevo una gran enseñanza y le agradezco porque siempre estuvo dispuesta a escucharme, a ayudarme (aunque a veces no lo mereciera) y resolver mis dudas, por ser quien me daba ese empujoncito para seguir avanzando.

A los miembros de mi comité tutor: Dr. Arnulfo Martínez, Dr. Miguel Ángel Ávila y M. en C. Miguel Rodríguez por estar pendiente de mi trabajo y siempre tener la disposición de ayudarme en cualquier cosa que necesitara.

A mi comité sinodal: M. en C. Cesar Ruiz, M. en C. Flor Herrera, M. en C. Héctor Galván y M. en C. Lízbeth Ayala, por su tiempo y por las observaciones realizadas para poder enriquecer este trabajo.

Un agradecimiento especial a quienes me ayudaron y fueron parte importante en la realización de este trabajo, al M. en C Miguel Rodríguez Ponce, a la Dra. Amanda García, al Dr. José Manuel Lárraga y al M. en C. Francisco Laez.

Al Dr. Alejandro Reyes, Coordinador del Posgrado en Ciencias Físicas, por estar siempre disponible para atender mis dudas, al igual que la Dra. María Ester Brandan y el Dr. Luis Alberto Medina.

A quienes conocí y que hicieron que mi estancia aquí fuera más amena, a Noraly quien se ha convertido en una hermana para mí, con quien he compartido muchas cosas. A mi amigo Omar, quien estuvo conmigo en muchos momentos, quien me apoyó siempre. A Andrei por todos los consejos y palabras de aliento para seguir preparándome y ser mejor persona día con día.

A quienes dedico este trabajo, mis padres, por ser quienes me han apoyado toda la vida para lograr todo lo que me he propuesto, por ellos es que estoy aquí, no tengo palabras para agradecerles todo lo que han dado, por ponerme siempre antes que ustedes, por trabajar y esforzarse para que yo esté aquí, muchas gracias padres míos porque sin ustedes definitivamente no sé qué sería de mí, porque ustedes son mi motor y mi ejemplo a seguir, porque para mí lo son todo. A mis hermanos (mis nenas): Jorge, Luis, Eduardo, Marco y José, quienes cada que veo me dan los ánimos y las fuerzas necesarias para seguir adelante y por darme a mis sobrinos: Elisa, Santiago y Jorgito a quienes quiero tanto.

ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN	1
2. MARCO TEÓRICO	5
2.1. Tomografía computarizada	6
2.2. Tomografía computarizada con haz de cono	11
2.3. Reconstrucción de imágenes tomográficas	12
2.3.1. Algoritmo de reconstrucción FDK	13
2.4. Calidad de imagen	14
2.4.1. Resolución espacial	14
2.4.2. Contraste.....	18
2.4.3. Ruido	19
2.4.4. Cociente contraste-ruido (CNR).....	19
2.4.5. Artefactos.....	20
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	21
3.1. Maniquí de calidad de imagen.....	21
3.2. Equipos de imagen.....	25
3.3. Parámetros de calidad de imagen	30
3.3.1. Uniformidad y ruido.....	30
3.3.2. Verificación del número CT	33
3.3.3. Grosor de corte.....	34
3.3.4. Visualización de objetos de bajo contraste	36
3.3.5. Razón contraste-ruido (CNR)	36
3.3.6. Magnificación	37
3.3.7. Resolución espacial.....	38
4. RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	41
4.1. Uniformidad y Ruido.....	43

4.2. Verificación del número CT	50
4.3. Grosor de corte	55
4.4. Visualización de objetos de bajo contraste	57
4.5. CNR	58
4.6. Magnificación	59
4.7. Resolución espacial.....	60
4.8. Resumen del desempeño global	72
5. CONCLUSIONES	73
6. REFERENCIAS	75

1. INTRODUCCIÓN

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud [OMS 2012] el cáncer (reproducción y diseminación descontrolada de células anómalas) es una de las principales causas de muerte a nivel mundial, atribuyéndole cerca de 8.2 millones de decesos en 2012. En México, los cánceres de mayor incidencia son el cáncer de mama y el cáncer cérvico-uterino para la población femenina y el cáncer de próstata para los hombres, seguidos por el cáncer colorrectal y el cáncer de pulmón, siendo este último el que presenta la mayor tasa de mortalidad [Globocan 2012]. En cuanto a individuos menores de 20 años de edad el cáncer hematopoyético es el predominante conforme a las recientes estadísticas presentadas por INEGI, también cabe destacar que el cáncer de sistema digestivo cobró relevancia, puesto que se situó como la incidencia principal para hombres de 20 años de edad en adelante, mientras que el cáncer de mama aún prevalece como el más común en mujeres [INEGI 2014].

Con respecto a este padecimiento, existen diferentes métodos para su tratamiento sobresaliendo la cirugía, la quimioterapia y el uso de radiación ionizante (o radioterapia) [NCI, 2017; IAEA 2017], la elección de alguno o la combinación de algunos depende principalmente del tipo de cáncer y estadio, así como la salud actual del paciente, género, edad, entre otros.

Como ya se mencionó, la radioterapia es una de las técnicas que destacan para tratar esta enfermedad, ya sea impartiendo por medio de un acelerador lineal (radioterapia de haz externo o teleterapia) o mediante la colocación de fuentes radiactivas en el sitio de interés (braquiterapia) así como el uso de radiofármacos. Su objetivo principal es impartir una alta dosis absorbida con la mayor precisión posible al volumen blanco minimizando la dosis al tejido sano, por lo que se han ido desarrollando métodos de planificación de tratamiento (que se basan en una forma especial de liberar la dosis o en la localización más precisa del volumen blanco) y equipos más sofisticados para poder cumplir con dicho objetivo. Dentro de estas técnicas se encuentran [Khan *et al* 2014; Podgorsak 2005]:

- La radioterapia conformal en 3D: Hace uso de imágenes con información anatómica en 3D para la planificación del tratamiento, además de cumplir con los objetivos: maximizar la probabilidad de control tumoral y minimizar la probabilidad de complicación de tejido normal; colimando el haz a los volúmenes definidos (PTV) [ICRU 62].

- La radiocirugía, en cuya técnica se emplean haces de radiación altamente colimados para irradiar volúmenes pequeños y bien definidos, en algunos casos se hace uso de un marco estereotáctico para posicionar al paciente.
- La radioterapia de intensidad modulada (IMRT): se hace uso del colimador multihojas para modular la intensidad de radiación, el campo puede ser estacionario o se pueden crear arcos de radiación.

Dentro de las técnicas basadas en la localización precisa del volumen blanco se encuentra la radioterapia guiada por imagen (IGRT, por sus siglas en inglés), esta técnica se basa en la obtención de imágenes cuando el paciente está posicionado sobre la mesa de tratamiento justo antes de iniciar el tratamiento. Las imágenes sirven para verificar la posición del volumen blanco y de los órganos de riesgo y hacer correcciones de posicionamiento en caso de así requerirse. Esto fue la motivación para acoplar equipos de tomografía computarizada con haz de cono (CBCT, por sus siglas en inglés) a aceleradores lineales (LINAC, por sus siglas en inglés); la imagen tomográfica se obtiene en un solo giro de gantry [Srinivasan *et al* 2014; Shaw 2014]. El CBCT difiere de un tomógrafo computarizado (CT) convencional (aquel que se usa para diagnóstico u obtención de imágenes para planificación de tratamientos de radioterapia, es decir, un CT de simulación) debido a que el haz de radiación empleado no está colimado, sino que tiene forma de cono (Figura 1.1) [Podgorsak 2005]. Esta geometría tiene como desventaja, respecto a CT convencionales, la contribución importante de radiación dispersada en las imágenes tomográficas.

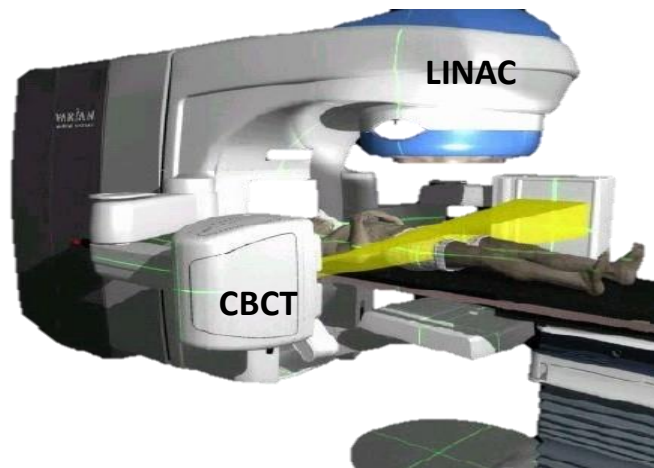


Figura 1.1. Representación de un sistema de imagen de tomografía computarizada con haz de cono (CBCT) acoplado a un acelerador lineal (LINAC) obteniendo una imagen de verificación de posicionamiento cuando el paciente ya se encuentra en la camilla, antes de iniciar la sesión de tratamiento [Imagen tomada de <http://bardmoorcc.com/image-guided-radiation-therapy-igrt/>].

Existen dos modalidades de CBCT acopladas a LINACs dependiendo de la fuente de producción de rayos X. La primera modalidad emplea un tubo de rayos X operando en el régimen de kilovoltaje, montado en un brazo retráctil a 90° de la dirección del eje central del haz de tratamiento, y opuesto a este tubo se encuentra un detector de panel plano. Con este equipo también se pueden producir imágenes radiográficas y de fluoroscopia. La segunda modalidad utiliza el haz de rayos X producido con el LINAC (de energías de algunos MeV) y un detector de panel plano. Las imágenes obtenidas con energías de keV producen un mejor contraste en tejido blando respecto a aquellas obtenidas con haces de MeV [Podgorsak 2005].

Actualmente, no se cuenta con un protocolo bien establecido para evaluar la calidad de las imágenes de los sistemas CBCT integrados a aceleradores lineales, aunque el fabricante del sistema de imagen propone qué pruebas llevar a cabo. Debido a que la dispersión de la radiación es el principal factor que afecta la calidad de las imágenes, es indispensable que al momento de evaluar los equipos de imagen se puedan reproducir las dimensiones geométricas de las diferentes regiones anatómicas para tener un estudio más certero.

El sistema de CBCT tiene como objetivos principales la verificación del posicionamiento del paciente y el seguimiento de los cambios en el tumor y en la anatomía del paciente. Esto no se puede efectuar si no se cuenta con un sistema que permita obtener imágenes de buena calidad [Srinivasan *et al* 2014; Dawson *et al* 2006].

El objetivo general de esta tesis consiste en evaluar la calidad de imágenes obtenidas mediante dos sistemas de CBCT integrados a equipos de radioterapia con el maniquí de calidad de imagen CIRS (Computerized Image Reference System Inc, 2428 Alameda Avenue Suite 316, Norfolk, VA 23513, USA) modelo 062MQA-35. Las dimensiones físicas de este maniquí representan las dimensiones de una cabeza y se le adapta un complemento (volumen anular) para simular otras regiones anatómicas como tórax y pelvis.

Mediante el desarrollo de programas de cómputo se propondrá un método para evaluar la calidad de las imágenes en términos de uniformidad, ruido, verificación del número CT, grosor de corte, contraste, magnificación y resolución espacial [Bissonnette *et al* 2008; Yoo *et al* 2006]. Se compararán los resultados obtenidos con los adquiridos por un sistema CT dedicado exclusivamente para la simulación de tratamientos de radioterapia.

Al evaluar la calidad de imagen se determinará en qué medida estas imágenes pueden ser útiles para lograr que el médico dé una evaluación cualitativa sobre la evolución del tratamiento. Es importante hacer notar que una mala calidad de imagen puede conllevar, entre otras cosas, a un aumento en la dosis del paciente, ya que, al no obtener la información correspondiente para tomar una decisión médica, la mayoría de las veces se

procede a volver a adquirir la imagen de verificación. Además, Bissonnette y colaboradores (2008) señalan que una mala calidad de imagen afecta la confiabilidad del algoritmo de registro de imágenes y, por ende, afecta el proceso de IGRT.

El sistema CBCT permite verificar o hacer una estimación más real de la dosis administrada al paciente después de un tratamiento. Esto se logra primero obteniendo una curva de calibración con maniqués especiales que relacionen las Unidades Hounsfield con la densidad electrónica para que luego, utilizando la imagen obtenida con el CBCT, se pueda rehacer el cálculo de la dosis. La evaluación del funcionamiento de la tomografía computarizada con haz de cono es un tema actual de investigación debido al alto potencial para ser empleada en radioterapia adaptativa (ART, por sus siglas en inglés), que consiste en la modificación del plan de tratamiento de radioterapia de acuerdo con la anatomía actual del paciente [Yan *et al* 1997; Srinivasan *et al* 2014]. Existe un estudio en el que se observa un cambio en la densidad del tejido de pulmón relacionado con la toxicidad de la radiación, abriendo la pauta a la radioterapia adaptativa biológica [Bertelsen *et al* 2011].

Esta tesis se conforma de 5 capítulos y a continuación una breve descripción de cada uno: En el capítulo 2 se presentan los conceptos básicos relacionados con la calidad de la imagen y el método de producción de la misma, es decir el principio físico de funcionamiento de la tomografía computarizada con haz de cono. En el capítulo 3 se describen los equipos utilizados, el maniquí y la metodología seguida, desde la obtención de las imágenes en los diferentes sistemas de CT y CBCT y el proceso paso a paso de la evaluación de los parámetros de calidad de imagen. En el capítulo 4 se presentan los resultados obtenidos y el análisis de los mismos. Por último, se presentan las conclusiones.

2. MARCO TEÓRICO

Una imagen médica a diferencia de las imágenes que solemos observar diariamente tiene el propósito de mostrar información (ya sea anatómica o funcional) tal que se pueda cumplir con un objetivo de entre varios, entre los cuales se encuentran el proporcionar un diagnóstico certero o ser utilizada para el cálculo de dosis por un algoritmo de planificación. En esta sección se explican los conceptos requeridos para entender el funcionamiento de un tomógrafo computarizado con haz de abanico y el de uno que emplea haz de cono, el algoritmo utilizado para la reconstrucción de las imágenes, además de los parámetros de calidad de imagen a evaluar.

La medicina revolucionó con el descubrimiento de los rayos X el 8 de noviembre de 1895 por el físico Wilhelm Roentgen. En aquel entonces el poder observar el interior del cuerpo humano sin necesidad de un procedimiento quirúrgico fue un parteaguas en la historia y práctica de la medicina. Hasta la fecha uno de los principales métodos para observar la anatomía humana y algunas funciones fisiológicas hace uso de radiación ionizante, como se puede observar en la Figura 2.1 donde se aprecia la primera imagen obtenida mediante el uso de RX [Bradley 2008].



Figura 2.1. Radiografía de la mano de Anna Bertha Ludwig, esposa de Wilhelm Roentgen, realizada con el uso de rayos X [Imagen tomada de https://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1901/roentgen-photo.html].

El uso de imágenes en la medicina va desde proporcionar o verificar un diagnóstico, observar la evolución de una enfermedad o el desarrollo de un feto, poder obtener un estimado de los componentes químicos en alguna región del cerebro, hasta realizar un proceso quirúrgico con la mínima invasión; algunos ejemplos de las principales técnicas de

imagen se muestran en la Figura 2.2. Más adentrados en el área de radioterapia, las imágenes se utilizan para proporcionar los datos necesarios para realizar la planificación de un tratamiento, verificar la correcta colocación de fuentes radiactivas al interior del cuerpo, e incluso verificar el posicionamiento de un paciente respecto a un marco de referencia [Bradley 2008; Khan *et al* 2014]. Debido a ello el uso de imágenes obtenidas por las diferentes modalidades (resonancia magnética, tomografía computarizada, medicina nuclear, mamografía, etc.) se ha vuelto indispensable para la impartición de un tratamiento [Evans 2008].

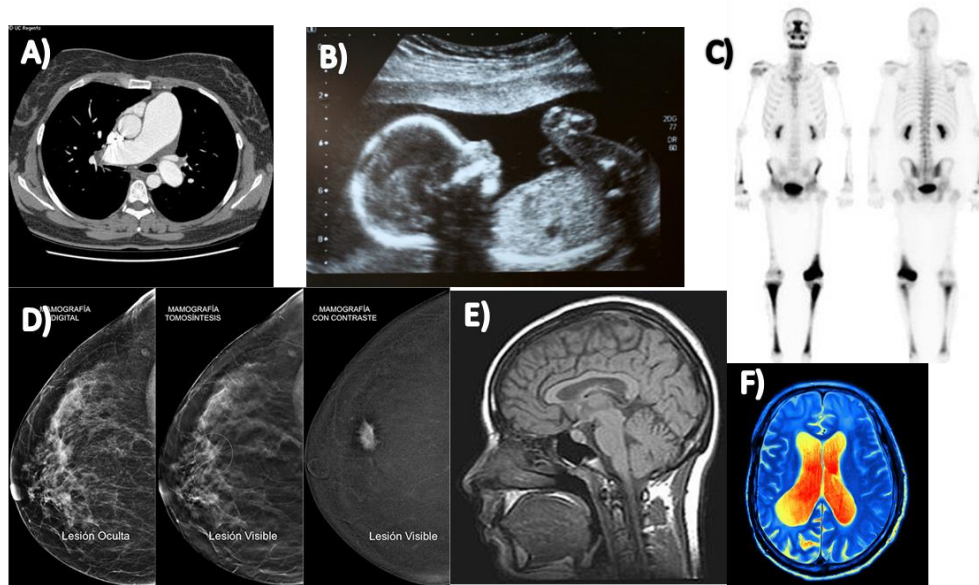


Figura 2.2. Imágenes producidas por diferentes modalidades de imagen. A) Tomografía computarizada de tórax. B) Imagen de un feto obtenida por ultrasonido. C) Gammagrafías de cuerpo entero (anteroposterior y posteroanterior). D) Mamografía. E) Resonancia magnética de cabeza. F) Estudio de cabeza obtenido por medicina nuclear. Imágenes obtenidas de <https://www.cpm-tejerina.com/el-diagnostico-en-el-centro/diagnostico-por-imagen/mamografia-con-contraste/>, <http://laboratorioazteca.com.mx/medicina-nuclear/>, https://es.wikipedia.org/wiki/Resonancia_magn%C3%A9tica_nuclear, <https://www.pinterest.es/uapi/2015-t%C3%B3rax/>, y <https://www.vidaysalud.com>

2.1. Tomografía computarizada

La tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés) es una técnica de adquisición de imágenes anatómicas cuyo principio se basa en la atenuación que se produce en un haz de radiación al incidir sobre un conjunto de estructuras. Utiliza una fuente de radiación, en este caso un tubo generador de rayos X (TRX) fuera del paciente y del lado opuesto un detector que obtiene medidas de la intensidad del haz que logró atravesar a múltiples ángulos, cuyas variaciones en las medidas dependen de los coeficientes lineales de atenuación de las estructuras a lo largo del camino del haz, que a su vez dependen de la

energía del haz y componentes del tejido (Figura 2.3). En términos generales, se puede decir que un CT es un sistema fuente-detector que realiza movimientos de translación y rotación alrededor de un objeto de interés para obtener el conjunto de medidas necesarias (proyecciones), que mediante su procesamiento con algoritmos matemáticos se obtenga la reconstrucción del objeto. Lo descrito es lo que se le conoce como problema inverso, pues de las “sombras” de un objeto se debe obtener el mismo [Bushberg *et al* 2012; Buzug 2008].

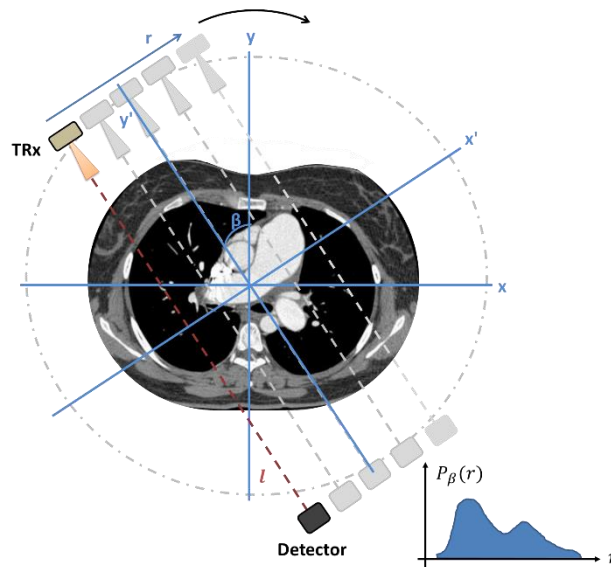


Figura 2.3. Esquema del principio de la tomografía computarizada. Se muestra un tubo generador de rayos X cuyo haz colimado de radiación atraviesa una sección del paciente y del lado opuesto se encuentra el detector. El sistema TRX-detector se desplaza en sincronía a lo largo de una dirección y se rota para obtener proyecciones a múltiples ángulos.

El surgimiento de la tomografía (del griego “τόμος”: corte, sección y “-γραφία”: escribir, es decir, imágenes de un corte [RAE 2017]) en 1970, fue motivado por tratar de eliminar la superposición de estructuras anatómicas a lo largo del camino del haz en las imágenes de proyección (es decir, imágenes planas) y mejorar el contraste, ya que las primeras imágenes médicas obtenidas con el uso de radiación ionizante eran proyecciones en dos dimensiones de una distribución en 3D gobernada por los coeficientes lineales de atenuación [Bushberg *et al* 2012]. Antes de su invención, para tratar de eliminar esta superposición de estructuras, se propusieron varias técnicas, tal es el caso de la tomosíntesis o la tomografía geométrica [Shaw 2014; Cierniak 2011] las cuales sólo mejoraban el contraste en el plano en donde se encontraba la estructura de interés, pero no eliminaban por completo la borrosidad ocasionada por la superposición de estructuras.

El formalismo matemático para la reconstrucción de una función en un plano fue demostrado por Johann Radon en 1917 [Radon 1986; Buzug 2008; Shaw 2014], él estableció que se puede obtener la reconstrucción de una función de dos variables a partir de sus

integrales de línea. No fue sino hasta el surgimiento de las computadoras cuando se pudo emplear en la reconstrucción de imágenes. A estas integrales se les conoce como proyecciones y son justamente el conjunto de medidas esenciales para llevar a cabo la reconstrucción. La proyección $P_\beta(r)$ se define como:

$$P_\beta(r) = -\ln\left(\frac{I_\beta(r)}{I_0}\right) = \int_l \mu(x,y)dy' \quad 2.1$$

Donde $I_\beta(r)$ es la intensidad del haz de radiación que logró atravesar el objeto a un ángulo de proyección β , I_0 la intensidad del haz de radiación de entrada, $\mu(x,y)$ son los coeficientes lineales de atenuación a lo largo de l (Figura 2.3). El haz de radiación sigue la Ley de atenuación de Beer-Lambert considerando un haz monoenergético [Buzug 2008].

Una vez obtenidas las proyecciones se corrigen por la inhomogeneidad del campo de radiación, pixeles muertos, dispersión, efecto del filtro físico del haz, etc., para después realizar la reconstrucción. Existen diversos métodos de reconstrucción basados ya sea en técnicas algebraicas, formulaciones de Fourier, métodos iterativos, entre otros.

La reconstrucción de la imagen se realiza en tres planos (axial, sagital y coronal) (Figura 2.4). Los planos o cortes tomográficos son arreglos en 2D en donde a cada pixel se le asigna un tono de gris o número CT (#CT) que está relacionado con el coeficiente lineal de atenuación promedio del voxel (elemento de volumen) normalizado respecto al coeficiente lineal de atenuación del agua (ec. 2.2) por el cual atravesó el haz de radiación. La unidad del número CT es la Unidad Hounsfield (HU) [Bushberg *et al* 2012]:

$$\#CT = 1000 \frac{\mu_{tejido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \quad 2.2$$

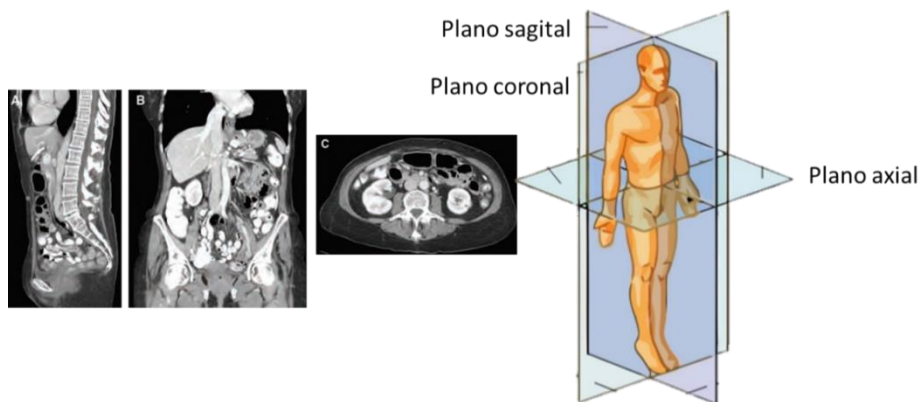


Figura 2.4. A la izquierda se presentan las imágenes correspondientes a los planos tomográficos: A) sagital, B) coronal y C) axial.

A quienes se les atribuye la existencia del CT son a Godfrey N. Hounsfield (quien construyó el primer CT y reconstruyó una imagen mediante un algoritmo algebraico) y Allan M.

Cormack (quien resolvió el problema de cómo reconstruir una imagen a través de un número finito de proyecciones), por lo cual obtuvieron el premio nobel en fisiología o medicina en 1979 [Nobel Prize 2017]. La evolución del tomógrafo ha sido notable desde entonces, el sistema ideado originalmente consistía de un TRX y un detector que se desplazaban en sincronía a lo largo de una línea para obtener las proyecciones y repetir este proceso al girar el sistema (fuente-detector) un ángulo de 1° hasta realizar un giro completo alrededor del objeto. A este tomógrafo se le conoce como escáner de primera generación, cuyo tiempo de colección de datos era significativamente grande (Figura 2.5-A).

En los escáneres de segunda generación ya se utilizaba un conjunto de detectores para obtener múltiples datos simultáneamente en diferentes ángulos por lo que el estudio se realizaba en menor tiempo. Sin embargo, el sistema todavía tenía que hacer movimientos de traslación y rotación para conseguir las proyecciones necesarias debido a que el banco de detectores no era grande y el haz de radiación no cubría a todo el objeto (Figura 2.5-B).

En el escáner de tercera generación ya se tiene un conjunto más amplio de detectores y el haz de radiación está colimado en forma de abanico, permitiendo que el objeto de estudio se irradie por completo en cada proyección (Figura 2.5-C). En este tipo de escáneres el sistema ya no realiza movimientos de traslación solo de rotación y el intervalo angular mínimo que se debe cubrir es de $180^\circ +$ ángulo del haz.

En el escáner de cuarta generación el conjunto de detectores es un arreglo circular fijo por lo que sólo se gira el TRX, el haz de radiación está colimado en forma de abanico y al igual que en el escáner de tercera generación el objeto de estudio se irradia completamente en cada proyección (Figura 2.5-D).

Los escáneres CT pueden funcionar de dos maneras, adquisición secuencial o helicoidal. En el primer caso, los estudios se realizan de la siguiente manera: obtención de todas las proyecciones correspondientes a un corte, luego avance de la camilla en la que se sitúa al paciente en una cierta posición en el eje Z y se prosigue a adquirir las proyecciones correspondientes a ese corte y así sucesivamente. Los escáneres helicoidales además del movimiento del TRX y los detectores correspondientes, la camilla se mueve simultáneamente (Figura 2.6). Otra mejora fue la ampliación del banco de detectores en el eje Z con el fin de adquirir proyecciones en diferentes cortes al mismo tiempo, a este equipo se le conoce como CT multicorte. Debido a lo anterior, el tiempo de estudio con escáneres helicoidales es significativamente más corto [Buzug 2008; Shaw 2014].

En la Tabla 2.1 se resumen las características principales que definen cada una de las generaciones de CT ya mencionadas.

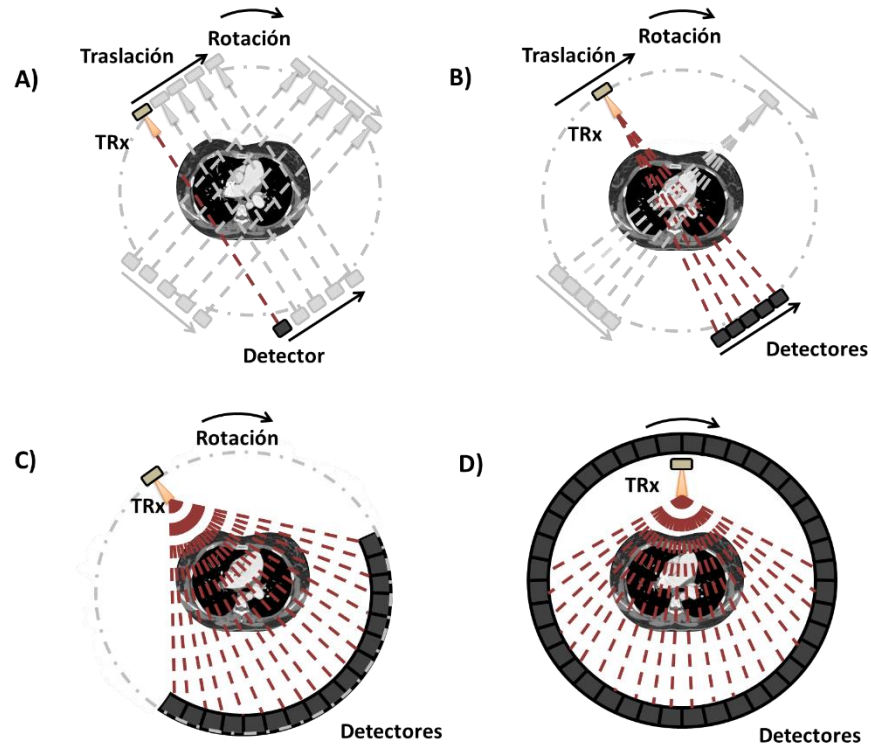


Figura 2.5. Esquema de las generaciones de los escáneres CT. A) de primera generación, B) segunda generación, C) tercera generación y D) cuarta generación [Imagen adaptada de Shaw 2014].

Tabla 2.1. Resumen de características de los CT correspondientes a cada generación [Radiopedia 2017; Buzug 2008].

Características	1ra generación	2da generación	3ra generación	4ta generación
Movimiento sistema TRX-detector	Traslación-Rotación	Traslación-Rotación	Rotación-rotación	Rotación-fijo
Número de detectores	1	Hasta 30	Entre 400 y 1000 elementos	>2000 hasta 5000 fijos
Colimación del haz de radiación	Tipo lápiz	Tipo abanico (10°)	Tipo abanico (40°-60°)	Tipo abanico (40°-60°)
Duración de escaneo	25-30 min.	< 90 s	5 s	Algunos segundos
Inconvenientes	Tiempo de colección de datos, artefactos de movimiento	Tiempo de colección de datos, artefactos de movimiento	Artefactos tipo anillo	Radiación dispersa, mayor costo

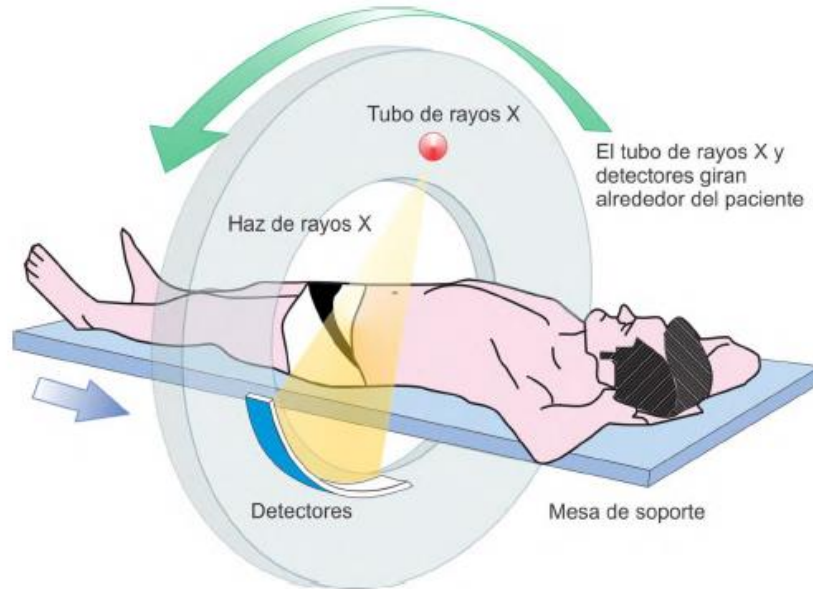


Figura 2.6. Representación esquemática de un sistema de tomografía computarizada de tercera generación, multicorte y helicoidal. [Figura tomada de Rodríguez 2015].

2.2. Tomografía computarizada con haz de cono

El sistema de adquisición de imágenes por tomografía computarizada con haz de cono (CBCT) hace uso de un detector de panel plano y un TRX que giran en trayectoria circular alrededor del objeto de interés (Figura 2.7). La fuente de radiación emite un haz en forma de cono, llamado así porque tiene una apertura o ángulo sólido definido por la geometría de adquisición, es decir, por la distancia fuente-detector y tamaño de detector [Shaw 2014].

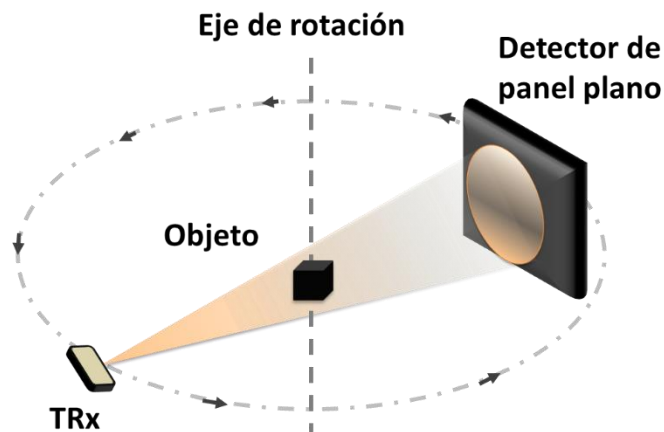


Figura 2.7. Ilustración esquemática de la geometría de haz de cono. Se observa el TRX, el objeto en estudio colocado en el eje de rotación y el detector de panel plano.

El TRX consiste de un ánodo y un cátodo o filamento, generalmente de tungsteno, que al calentarse libera electrones los cuales son dirigidos al ánodo mediante una diferencia de

potencial, estos electrones al desacelerarse en el ánodo producen radiación electromagnética o RX. En radiodiagnóstico las diferencias de potencial para generar los RX que comúnmente se utilizan van desde 25 kV hasta 150 kV, también se hace uso de ánodos giratorios como otra técnica para disipar el calor generado de manera más efectiva [Buzug 2008]. Además del filtro inherente en el TRX, para modelar el perfil del haz de radiación y reducir la dosis en la periferia del paciente se emplean filtros tipo moño [Bushberg *et al* 2012], también reducen la radiación dispersa y mejoran la calidad de la imagen [Mail *et al* 2009].

En cuanto a los detectores utilizados en sistemas CBCT los que predominan son los detectores de panel plano, consisten de una capa delgada de transistores de silicio amorfo (a-Si) acoplado a un cristal centellador. En este caso el proceso de detección es de manera indirecta pues la radiación al incidir sobre el cristal centellador produce luz en el intervalo del espectro visible para después, al ser colectada por los detectores de estado sólido, producir la señal eléctrica. Existe otro proceso de detección conocido como detección directa donde la radiación incide sobre el arreglo de semiconductores y no necesita de otro material para que se produzca la señal eléctrica. La detección directa presenta mejor resolución espacial mientras que la detección indirecta presenta mejor eficiencia cuántica [Shaw 2014].

2.3. Reconstrucción de imágenes tomográficas

Como ya se mencionó, el proceso de reconstrucción en tomografía computarizada consiste en obtener mapas en 3D de los coeficientes lineales de atenuación (relativos a agua) del objeto de interés. El problema se resume de la siguiente manera: de un conjunto de proyecciones poder inferir cual es el objeto que se está estudiando (Figura 2.8).

Existen diversos métodos para realizar la reconstrucción de la imagen, en esta sección se describirá el método más utilizado en la reconstrucción de tomografía computarizada con haz de cono para una trayectoria circular y detector de panel plano, en donde se hace una reconstrucción directa a 3D de proyecciones en 2D, es diferente al caso de la geometría del tomógrafo helicoidal con haz de radiación tipo abanico, pues la reconstrucción se lleva a cabo de proyecciones en 1D, para reconstruir corte por corte (2D) y finalmente obtener la distribución en 3D. Este algoritmo es el desarrollado por Feldkamp, Davis y Kress, conocido como algoritmo FDK [Shaw 2014].

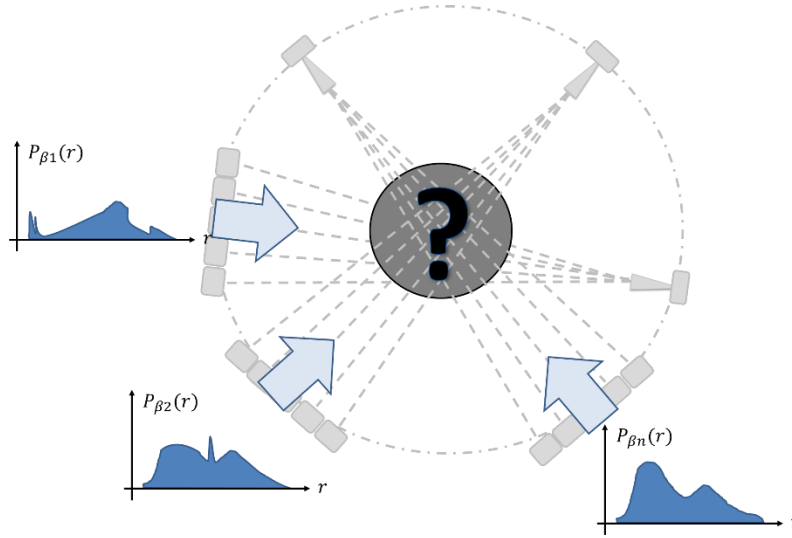


Figura 2.8. Representación esquemática del problema de reconstrucción de imagen en tomografía, que consiste en que a partir de un conjunto de proyecciones se pueda conocer el objeto bajo estudio.

2.3.1. Algoritmo de reconstrucción FDK

Este algoritmo es una extensión del algoritmo de reconstrucción de retroproyección filtrada, se fija un isocentro y se adquieren proyecciones a lo largo de una trayectoria circular, las proyecciones obtenidas son pre-pesadas, es decir, se corrigen por el ángulo en que está inclinada la proyección respecto al eje central del haz para compensar por la atenuación de los fotones a la periferia, luego las proyecciones se filtran para después ser retroproyectadas.

Se sitúa un detector plano virtual en el eje de rotación. El TRX gira en trayectoria circular $R(-\text{sen } \beta, \text{cos } \beta)$. El factor de corrección o pre-pesado de las proyecciones obtenidas se interpreta geoméricamente como el coseno del ángulo de cono (κ) y el coseno del ángulo de abanico (γ) (Figura 2.9):

$$\frac{R}{\sqrt{R^2+u^2+v^2}} \quad 2.3$$

Si $p(\beta, u, v)$ define la proyección en el ángulo β entonces la proyección corregida y filtrada por el filtro $h(u)$, está dada por:

$$p'(\beta, u, v) = p(\beta, u, v) \cdot \frac{R}{\sqrt{R^2+u^2+v^2}} \otimes h(u) \quad 2.4$$

Donde el operador \otimes denota convolución. Por último, las proyecciones son retroproyectadas y sumadas para obtener la imagen final $f(x, y, z)$:

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{(R+x \text{sen } \beta - y \text{cos } \beta)^2} p'(\beta, u, v) d\beta \quad 2.5$$

Este se considera el algoritmo de reconstrucción más usado debido a que el tiempo de reconstrucción es corto y a que no presenta artefactos para ángulos de cono pequeños. La cobertura angular mínima necesaria para la reconstrucción de las imágenes es de 180° más el ángulo de cono, sin embargo, es un algoritmo de aproximación por lo que puede haber artefactos debido al sub-muestreo de proyecciones conocidos como artefactos tipo cono [Shaw 2014].

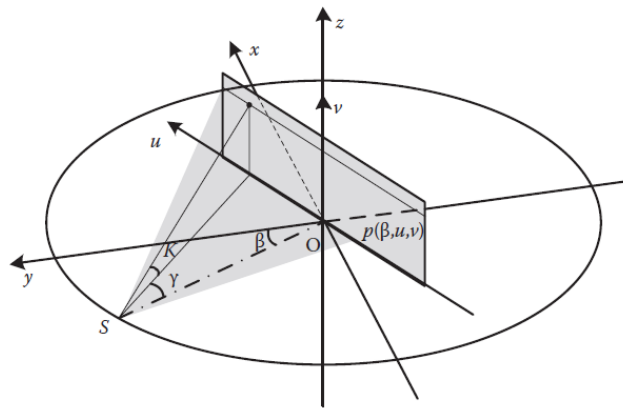


Figura 2.9. Geometría de rotación para CBCT, utilizando un detector de panel plano virtual en el eje de rotación [Shaw 2014].

2.4. Calidad de imagen

La calidad de una imagen médica se especifica mediante el cumplimiento de manera satisfactoria de ciertos parámetros tales que permitan obtener la información que se requiere, por lo que es necesario evaluar en qué medida se cumple con el objetivo. Los cuatro parámetros más importantes para realizar la evaluación de la calidad de imagen en CBCT son la resolución espacial, el contraste, el ruido y los artefactos, los cuales se definirán a continuación.

2.4.1. Resolución espacial

La resolución espacial de un sistema de imagen se refiere al tamaño de los objetos más pequeños que el sistema puede “resolver” como dos entidades diferentes, dicho tamaño se conoce como resolución espacial límite del sistema y su evaluación idealmente se debe realizar en una imagen libre de ruido. Está limitada físicamente por el tamaño de los elementos del detector (dixel por sus siglas en inglés), el tamaño de la mancha focal del TRX, su proyección en el plano imagen y también se ve afectada por el movimiento del paciente. En las imágenes producidas por tomografía computarizada la resolución espacial depende de una manera muy importante del algoritmo de reconstrucción, así como del filtro de reconstrucción empleado [Bushberg *et al* 2012; Shaw 2014; Judy *et al* 1977].

En la práctica se emplean diversos métodos para cuantificar la resolución espacial, entre ellos está el uso de patrones de barras de diferentes frecuencias o la obtención, ya sea de la función de respuesta a un impulso (PSF, por sus siglas en inglés), la función de respuesta a una línea (LSF) o la función de respuesta a un borde (ESF) (todas las anteriores en el espacio de coordenadas) para después obtener la función de transferencia de modulación (MTF) (en el espacio de frecuencias) la cual está relacionada con la resolución espacial límite del sistema como se verá a continuación.

2.4.1.1. Función de respuesta a un impulso (PSF)

La función de respuesta a un impulso (*PSF*) se refiere a la respuesta del sistema de formación de imagen cuando el objeto de entrada es un objeto puntual o un impulso. Describe el grado de borrosidad intrínseco del sistema de imagen que se puede deber a eventos físicos o al proceso de reconstrucción de la misma. Se puede simplificar como una función que depende de dos coordenadas (x, y) y lo que constituye la entrada al sistema, nuestro objeto puntual, en la práctica debe ser de 5-10 veces más pequeño que el tamaño del dixel. Para sistemas de imagen tomográficos la entrada puede simularse con un balín o un alambre metálico de diámetro pequeño normal al plano tomográfico a evaluar (Figura 2.10) [Bushberg *et al* 2012].

En un sistema lineal e invariante ante rotaciones y traslaciones, matemáticamente la imagen generada por el sistema, $g(x, y)$, es la convolución (\otimes) de la función de entrada, $f(x, y)$ (que puede ser cualquier característica del objeto y es una distribución en 3D) con la función de respuesta a un impulso, *PSF* (ec. 2.6).

$$g(x, y) = f(x, y) \otimes PSF \quad 2.6$$

Para un sistema que no es estacionario, la *PSF* tiene una respuesta diferente dentro del campo de vista (FOV), y para conseguir la imagen de un objeto la función de entrada estará en convolución con la *PSF* la cual es dependiente de la posición.

2.4.1.2. Función de respuesta a una línea (LSF)

Es la respuesta del sistema de imagen cuando el objeto de entrada es una línea. Ésta es una función que depende de una coordenada, ya que se obtiene a través del perfil transversal a la imagen de la línea. Debido a que el perfil obtenido puede poseer pocos puntos, es común que la línea que constituye la función de entrada se incline un ángulo pequeño para así poder tomar perfiles a lo largo de ésta, y esto constituye la *LSF* sobre-muestreada.

2.4.1.3. Función de respuesta a un borde (ESF)

Es la respuesta del sistema de imagen cuando la entrada es un borde. El borde necesario para obtener esta función debe ser lo suficientemente diferente en cuanto a Unidades Hounsfield respecto al fondo tal que no se produzcan artefactos [Judy, 1997]. El perfil debe

ser perpendicular al borde, en caso de utilizar un maniquí circular en el plano axial se pueden obtener perfiles radiales.

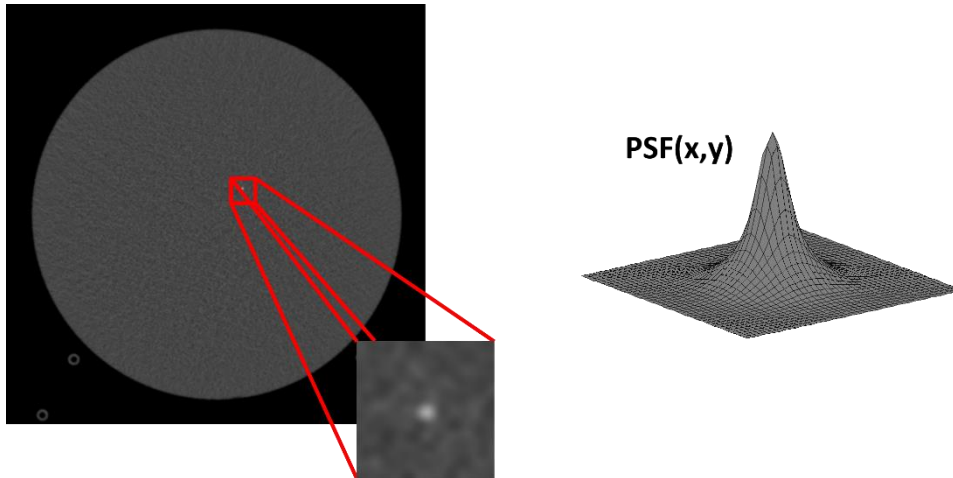


Figura 2.10. Corte transversal del módulo del maniquí de la American College of Radiology (ACR) en donde se encuentra un balín con el cual se puede obtener la función de respuesta a un impulso.

2.4.1.4. Relación entre PSF, LSF y ESF

Cuando la PSF es rotacionalmente simétrica, las siguientes relaciones son válidas [Bushberg *et al* 2012]:

$$LSF(x) = \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy \quad 2.7$$

Y

$$ESF(x) = \int_{-\infty}^x LSF(x') dx' \quad 2.8$$

Esto es debido a que la LSF es la PSF en convolución con una línea y la ESF es la LSF en convolución con un borde. Por lo tanto

$$PSF(x) = \frac{d}{dx} LSF(x) \quad 2.9$$

y

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x) \quad 2.10$$

2.4.1.5. Función de transferencia de modulación (MTF)

Las funciones anteriores están definidas en el espacio de coordenadas. Ahora se definirá una función que está relacionada con ellas pero que se encuentra en el espacio de frecuencias espaciales.

Cuando a un sistema de imagen se estimula con una función seno de determinada frecuencia, el sistema producirá como respuesta una función con la misma frecuencia, pero se reducirá la amplitud de la señal, lo que implica una pérdida de contraste. Si se varía la frecuencia de la señal de entrada y se obtiene la respuesta del sistema, se verá que a mayor frecuencia mayor es la pérdida de contraste. Como el sistema es lineal e invariante se puede estimular con un conjunto de señales de entrada de diferentes frecuencias a la vez, y si se grafica en el eje vertical la amplitud de la señal y en el eje horizontal su correspondiente frecuencia, la curva envolvente corresponde a la Función de Transferencia de Modulación o MTF (Figura 2.11).

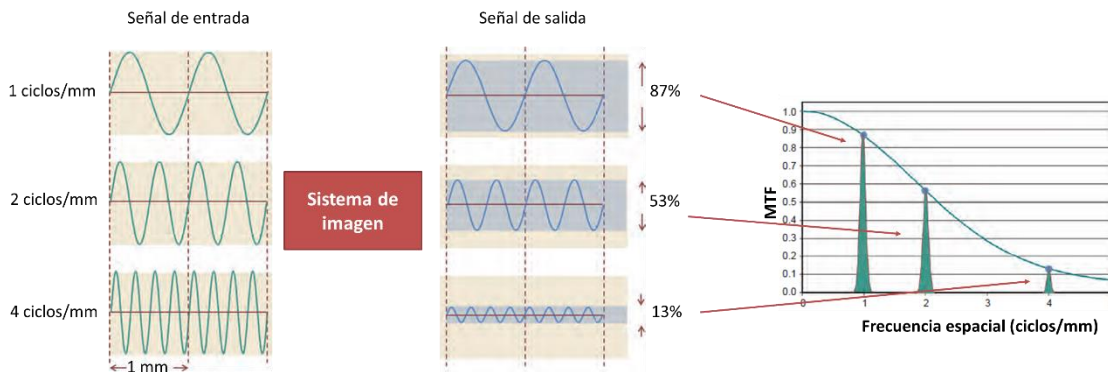


Figura 2.11. Señales de entrada que varían en frecuencia, al pasar por el sistema de imagen la frecuencia de la señal se conserva, pero su amplitud disminuye. En la gráfica se muestra la amplitud de la señal en función de la frecuencia (MTF). Adaptada de [Bushberg *et al* 2012].

En la práctica, para obtener la MTF, se necesita una función de entrada que en el espacio de frecuencias abarque un amplio espectro. La función delta es tal que su transformada de Fourier es una constante por lo que abarca todo el espectro de frecuencias. Por lo tanto, se utiliza una fuente lineal para producir una función delta así que la MTF se obtiene de la siguiente manera:

$$MTF(f) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) e^{-2\pi i f x} dx \right| = |\mathcal{F}\{LSF(x)\}| \quad 2.11$$

Es decir, la MTF es la parte real de la transformada de Fourier (\mathcal{F}) de la LSF, tal que la LSF esté normalizada a 1.

Idealmente la MTF de una función delta es una constante igual a la unidad (cuando la MTF está normalizada) (Figura 2.12-A). La forma de la curva indica la pérdida de contraste a altas frecuencias, y como las altas frecuencias en el espacio de Fourier están relacionadas con bajas frecuencias espaciales esto significa que los objetos pequeños no podrían preservarse al ser procesados por el sistema de imagen.

Por definición la resolución espacial límite del sistema de imagen se define a la frecuencia donde la MTF (normalizada a 1 a frecuencia cero) tiene un valor igual al 10% (Figura 2.12-B). Esta función está definida hasta la frecuencia de Nyquist del sistema de imagen definida por la frecuencia de muestreo, es decir, el tamaño físico y pitch (distancia de centro a centro de dos elementos contiguos de detector) del arreglo de detectores. La MTF es una función que sirve para caracterizar el sistema de imagen.

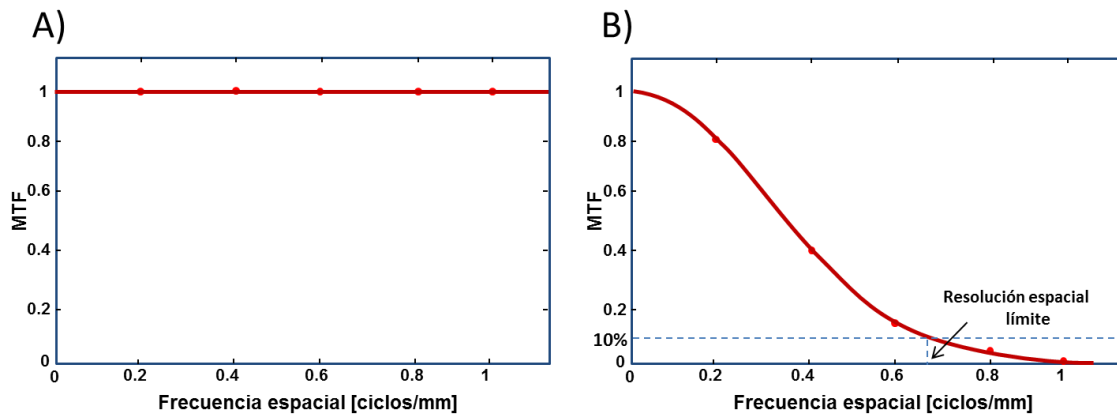


Figura 2.12. A) Para un sistema ideal y una función de entrada Delta de Dirac la MTF es una constante. B) Para un sistema real la MTF decae a medida que la frecuencia aumenta. La resolución espacial límite se establece a la frecuencia en la que la MTF vale el 10%.

2.4.2. Contraste

El contraste es la diferencia en valor de pixel entre dos regiones en una imagen [Shaw 2014]. La habilidad del sistema en diferenciar un objeto respecto al fondo cuando existen pequeñas variaciones en Unidades Hounsfield, a pesar del ruido que pueda haber en la imagen, es la resolución en contraste. El contraste depende del grosor y composición del objeto, también de la energía y la dispersión del haz [Bushberg *et al* 2012].

Se puede establecer un límite en cuanto a cómo el sistema es capaz de detectar pequeños cambios en escala de grises, usualmente se utilizan maniqués que contienen cilindros de diferentes diámetros con diferencias en número CT respecto al material de fondo del orden de 0.5, 1 o 2% y se establece como resolución en contraste el objeto con la menor diferencia porcentual en número CT respecto al material de fondo más pequeño observable.

El contraste puede ser atribuido al sujeto en estudio (se debe a las variaciones en coeficientes lineales de atenuación de los tejidos que lo conforman) y al detector. De la imagen radiológica primaria (mapa de intensidades de radiación que atravesaron el objeto en estudio antes de entrar al detector) para un haz monoenergético se define el contraste (C) como [Bushberg *et al* 2012]:

$$C = \frac{\Phi_o - \Phi_f}{\Phi_f} \quad 2.12$$

Donde Φ_o corresponde a la intensidad del haz de radiación que atravesó el objeto de interés mientras que Φ_f corresponde a la intensidad del haz de radiación del fondo.

Para resaltar estructuras de interés se suelen utilizar medios de contraste, los cuales tienen un número atómico efectivo mucho mayor respecto al número atómico de la estructura que se desea visualizar. Comparado con hueso ($Z_{eff} = 10$) el cual es de las estructuras que genera mayor contraste, un medio de contraste basado en yodo tiene un $Z_{eff} = 53$.

En tomografía computarizada el contraste depende de los parámetros de operación del equipo tales como la corriente y diferencia de potencial utilizada para generar el haz de RX. También se ve afectado por la dispersión del haz de radiación, el tamaño de la matriz (tamaño del voxel) y el método de reconstrucción [Bushberg *et al* 2012].

2.4.3. Ruido

Al escanear un objeto uniforme, como puede ser un tanque lleno de agua, los pixeles de la imagen adquirida no tendrán todos el mismo valor, pero si oscilarán alrededor de un valor promedio, a esta variación es a lo que se le conoce como ruido de la imagen [Judy *et al* 1997]. El ruido se debe principalmente a la naturaleza estocástica de la radiación ionizante es decir la distribución de la producción de fotones, sin embargo, el ruido electrónico, el ruido estructurado y el ruido anatómico también afectan la imagen resultante.

Para disminuir el ruido en las imágenes se debe aumentar la producción de RX utilizados para adquirirla, no obstante, la principal desventaja es que aunque se mejore la calidad de la imagen también se aumenta la dosis administrada al paciente.

El ruido (σ) se define como la desviación estándar de los valores de pixel dentro de una región de interés (ROI) [Bushberg *et al* 2012]:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (HU_i - \overline{HU})^2}{N-1}} \quad 2.13$$

2.4.4. Cociente contraste-ruido (CNR)

El Cociente Contraste-Ruido (CNR) describe el nivel de la señal detectada medida en presencia de ruido, se define como

$$CNR = \frac{\bar{N} - \bar{N}_{fondo}}{\sigma_{fondo}} \quad 2.14$$

Donde \bar{N} se refiere al número CT promedio en una ROI y \bar{N}_{fondo} al número CT promedio en una ROI situada en el material de fondo, mientras que σ_{fondo} es su correspondiente ruido. El CNR es independiente del área de la ROI.

2.4.5. Artefactos

Un artefacto es una estructura que se visualiza en la imagen pero no corresponde al objeto en estudio, es decir, en el caso de CT no es información anatómica proveniente del objeto de interés. Existen diversos tipos de artefactos y causas que los generan, entre ellos se encuentran los artefactos tipo raya debido a la insuficiencia de datos (proyecciones) para realizar la reconstrucción de la imagen, tipo anillo que se deben al mal funcionamiento de un elemento del detector, tipo gorra o copa debido a la atenuación del haz, artefactos generados por el movimiento (voluntario e involuntario) del paciente, aliasing debido a que la frecuencia de la función que describe al objeto en estudio es mayor que la frecuencia de Nyquist del detector, etc. [Bushberg *et al* 2012]. También existe el artefacto de haz de cono, que se debe al sub-muestreo de proyecciones, así como también al incremento del ángulo de cono [Buzug 2008] (Figura 2.13).

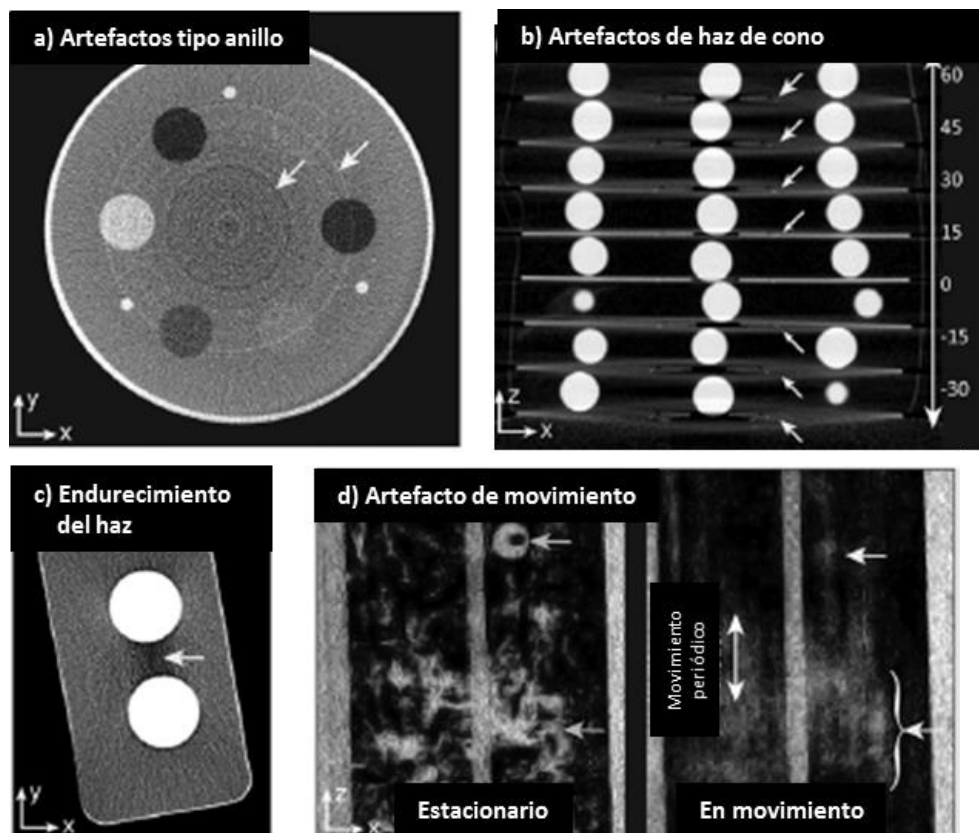


Figura 2.13. Se muestran ejemplos de diferentes tipos de artefactos asociados a imágenes de CBCT. a) Artefactos tipo anillo, b) artefactos de haz de cono, c) artefactos debido al endurecimiento del haz y d) artefacto debido al movimiento de estructuras [Shaw 2014].

3. MATERIALES Y MÉTODOS

En este capítulo se describe el maniquí empleado para realizar el análisis de calidad de imagen, los equipos a los que se les realizó esta evaluación (un tomógrafo multicorte de tercera generación y dos equipos de CBCT acoplados a aceleradores lineales) y la metodología establecida para llevarlo a cabo, es decir, los parámetros que se decidieron evaluar y cómo se realiza dicha evaluación, todo esto basado en diferentes protocolos internacionales.

3.1. Maniquí de calidad de imagen

El maniquí CIRS de calidad de imagen (Computerized Image Reference System Inc, Norfolk, VA) modelo 062MQA-35 (Figura 3.1) consta de cuatro módulos denominados: A) uniformidad, B) bajo contraste / magnificación, C) verificación del número CT / grosor de corte y D) resolución espacial (Figuras 3.2 – 3.5). Tiene dimensiones totales de 180 mm de diámetro (\emptyset) por 100 mm de largo que simulan una sección del paciente correspondiente a cabeza. Es de agua plástica (en un intervalo de 15 keV a 8 MeV) y está diseñado para cumplir con el control de calidad en tomografía computarizada propuesto por el Reporte 1 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) además de cumplir con lo establecido en el reporte TG-142 de la AAPM sobre control de calidad de aceleradores lineales de uso clínico [CIRS 2012].



Figura 3.1. Maniquí de Calidad de Imagen para CBCT, CIRS modelo 062QA-35 [CIRS 2012].

A continuación, se describen cada uno de los módulos del maniquí. Las especificaciones técnicas se resumen en la Tabla 3.1. Cada módulo es cilíndrico de 180 mm de diámetro y 25 mm de altura:

- A. **Uniformidad:** Está diseñado para medir la habilidad del sistema para producir imágenes uniformes a lo largo del campo de vista de un objeto con altas propiedades físicas homogéneas en todas las direcciones:

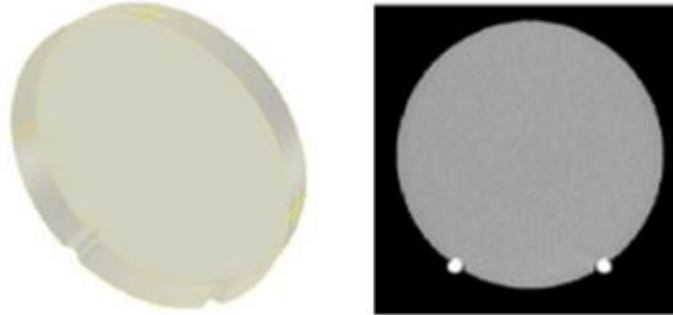


Figura 3.2. Módulo de uniformidad.

- B. **Verificación del número CT / grosor de corte:** En este módulo se puede determinar la razón contraste-ruido (CNR), la precisión de la Unidad Hounsfield (o número CT) y el grosor de corte. Para medir la CNR y el número CT se usan 6 insertos cilíndricos de diferentes materiales: aire, polietileno de baja densidad (LDPE), poliestireno, acrílico, delrin (acetal) y teflón. Las dimensiones de los insertos son de 25.4 mm de diámetro y 25 mm de altura. También tiene 3 canales delgados de aire inclinados a 20° respecto del plano transversal, que forman un triángulo equilátero, cada canal es de 0.8 mm de diámetro por 73.1 mm de largo y son usados para evaluar el grosor de corte de reconstrucción de la imagen.

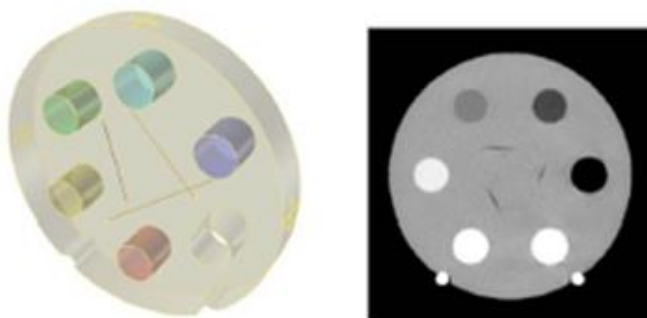


Figura 3.3. Módulo Verificación del número CT/grosor de corte.

- C. **Bajo contraste / magnificación:** Evalúa la habilidad del sistema para detectar pequeñas diferencias de contraste. Tiene tres conjuntos de cilindros de bajo contraste con diferencias en coeficiente lineal de atenuación relativo al material de fondo de 0.5, 1 y 2 %. Posee 4 alambres de tungsteno de 0.05 mm de diámetro por

25 mm de largo, con las que es posible obtener la función de respuesta a una línea del sistema, en diferentes posiciones en el campo de vista transversal, y están colocadas a una distancia radial de 55 mm respecto a la alambre central, para así evaluar la magnificación de las imágenes.

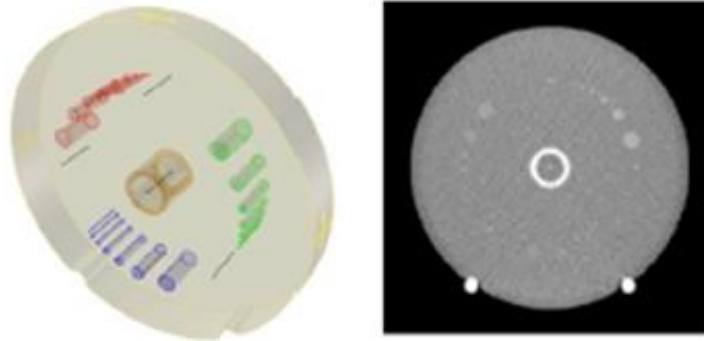


Figura 3.4. Módulo de Bajo contraste / Magnificación.

- D. **Resolución espacial:** Diseñado para evaluar la resolución espacial de sistemas de radioterapia guiada por imagen (IGRT). Cuenta con patrones de pares de líneas (pl) desde 1 pl/cm hasta 16 pl/cm. Para minimizar artefactos cada par de línea está hecho con material aproximadamente 350 UH mayor que el fondo.

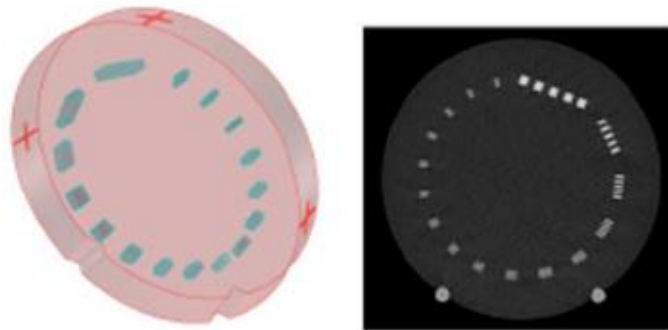
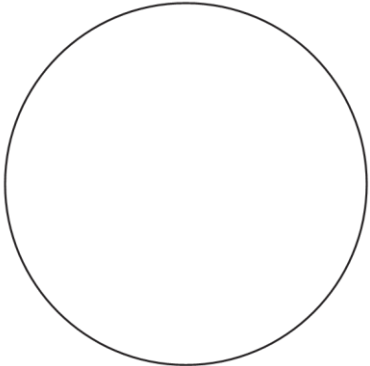
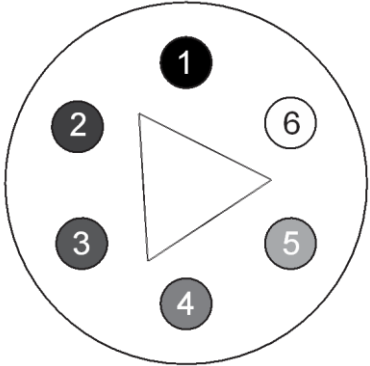
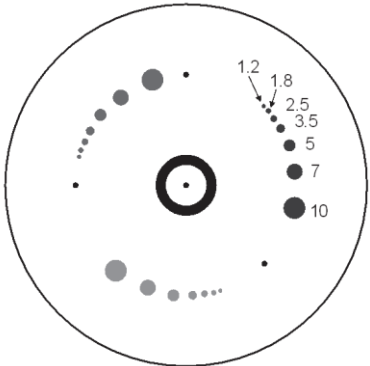
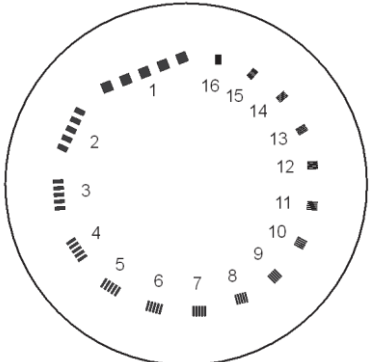


Figura 3.5. Módulo de Resolución espacial.

Tabla 3.1 Especificaciones técnicas de los módulos del maniquí de calidad de imagen [CIRS 2012].

Módulo	Características						
	<p>Uniformidad Cilindro de agua plástica (180 mm \varnothing, 25 mm altura).</p>						
	<p>Verificación del número CT / espesor de corte Fondo: Cuerpo principal de agua plástica (180 mm \varnothing, 25 mm altura). Verificación del número CT: Insertos de plástico (25.4 mm \varnothing, 25 mm altura):</p> <table> <tr> <td>1. Aire</td> <td>4. Acrílico</td> </tr> <tr> <td>2. Polietileno de baja densidad</td> <td>5. Delrin</td> </tr> <tr> <td>3. Poliestireno</td> <td>6. Teflón</td> </tr> </table> <p>Espesor de corte: Al centro: tres canales de aire formando un triángulo equilátero (0.8 mm \varnothing, 73.1 mm altura) a 20° con respecto al plano axial.</p>	1. Aire	4. Acrílico	2. Polietileno de baja densidad	5. Delrin	3. Poliestireno	6. Teflón
1. Aire	4. Acrílico						
2. Polietileno de baja densidad	5. Delrin						
3. Poliestireno	6. Teflón						
	<p>Bajo contraste / amplificación Fondo: Cuerpo principal de agua plástica (180 mm \varnothing, 25 mm altura). Bajo contraste: Insertos de plástico de bajo contraste (10, 7, 5, 3.5, 2.5, 1.8 y 1.2 mm \varnothing, 25 mm altura) con diferencias de atenuación de 0.5%, 1% y 2% respecto al fondo. Amplificación y resolución espacial: Cuatro alambres de tungsteno de 0.05 mm \varnothing, 25 mm altura, uno al centro y tres a un radio de 55 mm a 0°, 90°, y 225° (estos ángulos dependen de la orientación). Alineación: tubo de Delrin (25.4 mm \varnothing, 25 mm altura)</p>						
	<p>Resolución espacial Fondo: Cuerpo principal de epoxi (atenuación de 70 UH, 180 mm \varnothing, 25 mm altura). Patrones de pares de línea (pl): desde 1 pl/cm hasta 16 pl/cm (atenuación de 420 UH).</p>						

Para las imágenes obtenidas con protocolos de adquisición de otras regiones corporales (tórax y pelvis) se empleó el complemento del maniquí de densidad electrónica para CBCT

modelo 062MA-36 de la misma marca (CIRS) en conjunto con el maniquí de calidad de imagen. Este complemento es de 100 mm de grosor y tiene una densidad física de 1.029 g/cm³, densidad electrónica de 3.333×10^{23} electrones/cm³ y una densidad electrónica relativa a agua de 0.988 (Figura 3.6-A). El maniquí de calidad de imagen se inserta en la parte interna del anillo con el fin de generar suficiente radiación dispersa (Figura 3.6-B).

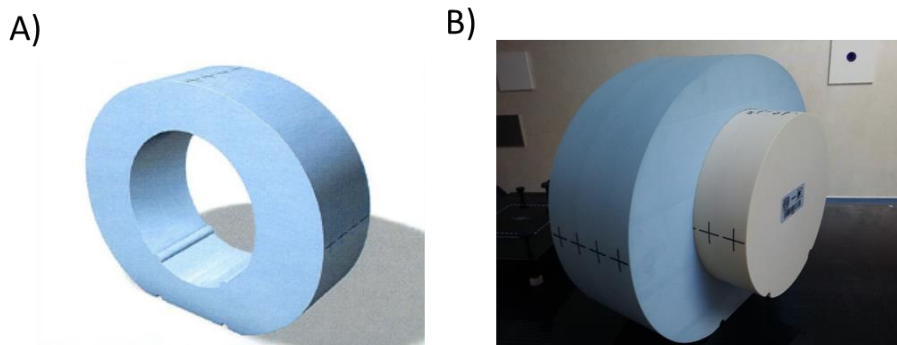


Figura 3.6. A) Volumen anular del maniquí de densidad electrónica CBCT 062MA-36 para protocolos de adquisición de tórax y pelvis [CIRS 2012]. B) Se muestra el maniquí de calidad de imagen dentro del volumen anular, configuración utilizada para estudios de pelvis y tórax.

3.2. Equipos de imagen

Se obtuvieron imágenes del maniquí de calidad de imagen para CBCT CIRS modelo 062MQA-35 (Figura 3.1) con un tomógrafo multicorte de tercera generación y dos sistemas de tomografía computarizada con haz de cono acoplados a aceleradores lineales.

El Tomógrafo computarizado Somatom Sensation Open de Siemens (Siemens Medical Solution, Forchheim, Alemania) NS 49338, está dedicado exclusivamente para simulación de planes de tratamiento de radioterapia en el Hospital "1" (Figura 3.7). Es un equipo de tercera generación de 20 cortes, expandible a 40 cortes, tiene un banco de detectores de estado sólido en el eje Z de 28.8 mm (Figura 3.8), cuenta con dos configuraciones para adquirir las imágenes: cuando se utiliza la opción de 20 cortes se producen conjuntos de datos de 20 x 0.6 mm o de 20 x 1.2 mm; mientras que en la opción de 40 cortes se producen conjuntos de datos de 40 x 0.6 mm por rotación. El diámetro del gantry es de 82 cm, sin embargo, el arreglo de detectores sólo cubre un área central de 50 cm. Es posible su operación en intervalos de corriente de 28 a 400 mA y el tamaño de la mancha focal es de 0.8 x 1.1 mm² inclinada a 7° [Keat *et al* 2005].



Figura 3.7. Tomógrafo helicoidal de tercera generación Somatom Sensation Open de Siemens dedicado exclusivamente para simulación de planes de tratamiento de radioterapia en el Hospital "1".

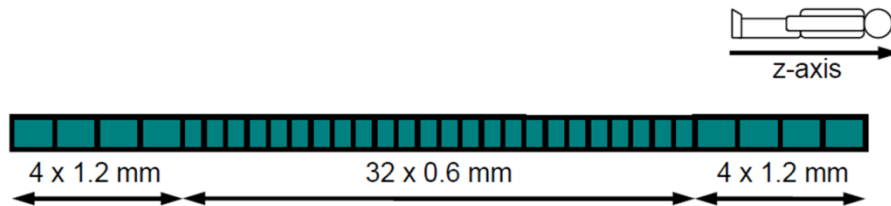


Figura 3.8. Diagrama del arreglo de detectores en el eje Z. En la región central tiene un conjunto de 32 detectores cada uno con una longitud de 0.6 mm mientras que en los extremos tienen 4 detectores de longitud de 1.2 mm por cada lado [Keat *et al* 2005].

El sistema de imagen OBI (On Board Imager System, Varian) consta de un TRX que produce fotones en un intervalo de energías de keV y un detector de panel plano de detección indirecta: cristal centellador de CsI:TI y transistores de silicio amorfo (a-Si), acoplados mediante brazos robóticos (Exact, Varian Medical Systems) al LINAC a 90° del eje central del haz de radiación de MeV. Con este componente (TRX-detector) se pueden adquirir imágenes en tres modalidades: proyecciones en 2D, fluoroscopia e imágenes de tomografía computarizada con haz de cono. Además, el OBI cuenta con el sistema de imagen PVMV (PortalVision MV Imaging System, Varian) el cual consta de un detector de panel plano,

también de a-Si, con el que se obtienen imágenes utilizando el haz de fotones de energías de MeV, la estación de trabajo y la consola de control.

En esta tesis se estudiaron dos sistemas que producen imágenes por CBCT: OBI versión 1.4 acoplado a un acelerador lineal Varian modelo Clinac iX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) SN1132 del Hospital 1 y un sistema OBI versión 1.5 acoplado a un equipo TrueBeam STx (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA y BrainLAB, Feldkirchen, Alemania) del Hospital 2 (Figura 3.9).



Figura 3.9. Sistemas CBCT acoplados a aceleradores lineales. A la izquierda se muestra el equipo Clinac iX del Hospital 1 y a la derecha el equipo TrueBeam STx del Hospital 2 [Imágenes obtenidas de <http://www.medicaexpo.es/prod/varian-oncology/product-70440-424099.html> y <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>]

Como ya se mencionó, el propósito principal de este sistema es la verificación del correcto posicionamiento del paciente en la mesa de tratamiento respecto al isocentro y se pueden realizar correcciones (reposicionamiento) mediante movimientos en tres direcciones en caso de así requerirse. La fuente de rayos X (modelo Varian GS 1524) produce haces de RX con diferencias de potencial de 30-140 kV, el ánodo es rotatorio y tiene inclinación de 14°, es enfriado con aceite y el tamaño de la mancha focal puede ser de 0.4 mm o 0.8 mm. Tiene colimación fija primaria y dos pares de colimadores de plomo para darle forma al haz de radiación de acuerdo con las dimensiones del detector. Cuenta con dos filtros añadidos tipo moño (completo y parcial) de aluminio con un grosor de 1.5 mm en el centro.

El sistema CBCT tiene dos geometrías de adquisición dependiendo del tamaño del objeto a estudiar. Éstas se denominan Half-Fan (HF) y Full-Fan (FF) (Figura 3.10). Para la geometría de adquisición FF el diámetro del objeto en reconstrucción en el plano XY es de 24 cm, el

eje central del haz de radiación coincide con el eje central del detector de panel plano y se utiliza el filtro añadido tipo moño completo. Esta geometría se utiliza para protocolos de escaneo correspondientes a la región anatómica de cabeza. Para la geometría de adquisición HF el diámetro de reconstrucción es más grande (45 cm) por lo que el detector se desplaza tal que el eje central del haz de radiación se alinea con un extremo del detector de panel plano. El haz está colimado para producir “medio haz” y se utiliza el filtro añadido tipo medio moño. Esta geometría se utiliza para protocolos de escaneo de regiones anatómicas más grandes como tórax o pelvis.

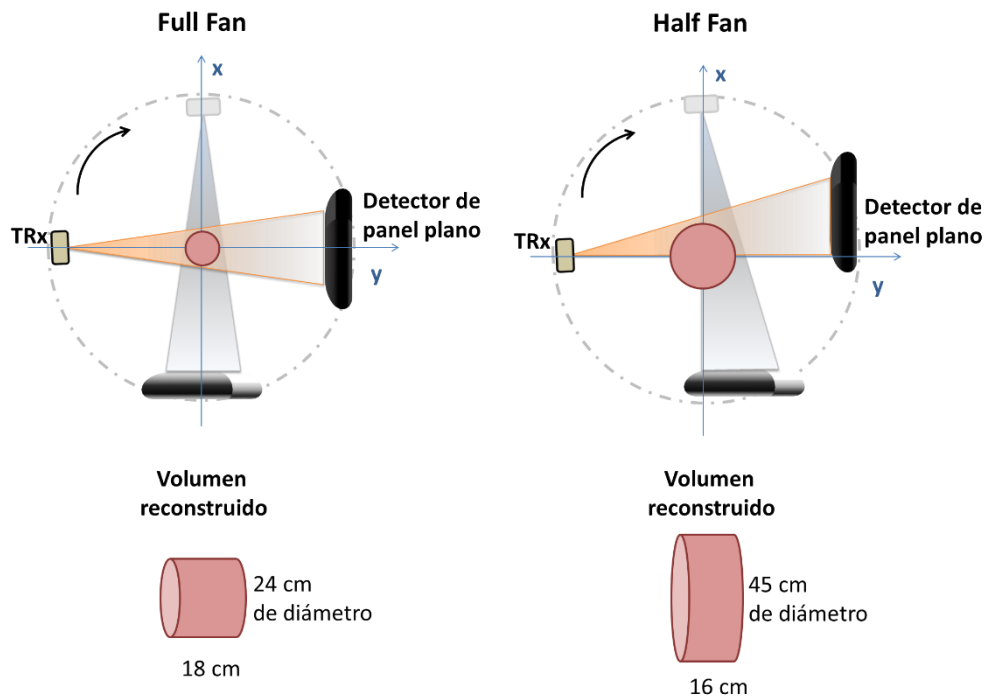


Figura 3.10. Esquema de las geometrías de adquisición disponibles en los sistemas CBCT. A la izquierda se muestra la geometría de adquisición FF y a la derecha el protocolo HF. En la parte inferior se muestra el tamaño máximo del volumen que puede ser reconstruido.

El detector de panel plano en ambos equipos es el modelo PaxScan 4030CB: consta de 0.6 mm de material centellador de yoduro de cesio dopado con talio (CsI:TI) acoplado a un detector de panel plano de silicio amorfo (a-Si). Cuenta con rejilla antidispersora 10:1, matriz de 2048×1536 píxeles, con tamaño de pixel cuadrado de $194 \mu\text{m}$ y área activa de $39.73 \times 29.89 \text{ cm}^2$ [Srinivasan *et al* 2014; Varian Medical Systems 2009]. Las especificaciones técnicas de los equipos evaluados se resumen en la Tabla 3.2.

El maniquí de calidad de imagen se alineó tal que el isocentro coincidiera con el centro geométrico del módulo de bajo contraste (módulo C). En la Figura 3.11 se muestra el posicionamiento del maniquí con y sin material dispersor en un sistema de imagen CBCT.



Figura 3.11. Se muestra el maniquí de calidad de imagen posicionado en un sistema de adquisición de imagen CBCT. A) Adquisición de imagen de maniquí simulando cabeza, B) maniquí que simula tórax o abdomen (usando el complemento anular) y C) alineación del maniquí en el sistema CBCT.

Tabla 3.2. Especificaciones técnicas de los detectores de adquisición de imagen.

	kV imager OBI Varian TrueBeam	kV imager OBI Varian Clinac iX
Tipo	Panel plano	Panel plano
Modelo	PaxScan 4030CB	PaxScan 4030CB
Material	Centellador CsI:Tl acoplado a fotodiodos de a-Si	Centellador CsI:Tl acoplado a fotodiodos de a-Si
Matriz	2048 × 1536	2048 × 1536
Pixel pitch	194 μm	194 μm
Área activa	39.7 × 29.8 cm ²	39.7 × 29.8 cm ²
Voltaje	40 - 140 kV	40 - 150 kV
Velocidad de adquisición (cuadros por segundo)	7 cps (1×1 bin mode) 15 cps (2×2 bin mode)	7.5 cps (1×1 bin mode) 30 cps (2×2 bin mode)

3.3. Parámetros de calidad de imagen

Los parámetros establecidos en esta tesis para realizar la evaluación de la calidad de las imágenes CBCT son:

- Uniformidad y ruido
- Verificación de Número CT
- Grosor de corte
- Visualización de objetos de bajo contraste
- Razón contraste-ruido (CNR)
- Magnificación/ linealidad espacial
- Resolución espacial

Debido a que el interés de este trabajo es ver en qué magnitud los estudios adquiridos pueden cumplir de manera óptima con su objetivo, es decir, llevar a cabo IGRT o ser útiles para ART o para el seguimiento de la evolución del paciente, se decidió evaluar lo ya mencionado [Yoo *et al* 2006; Bissonnette *et al* 2008; Bissonnette *et al* 2012]. Dicha evaluación se realizó utilizando los programas ImageJ [Rasband 2016] y Matlab (MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts).

3.3.1. Uniformidad y ruido

La uniformidad es la respuesta del sistema al estudiar objetos con altas propiedades homogéneas. En el reporte número 1 de la AAPM [Judy *et al* 1997] se establecen los módulos que debe contener un maniquí para la evaluación del desempeño de un tomógrafo computarizado, abordando tanto la calidad de imagen como la medición de la dosis, establece que la independencia espacial se puede medir escaneando un objeto uniforme (puede ser un tanque de agua) y se debe observar el comportamiento del número CT del área central y periferia. En 1993 se publicó el reporte 39 de la AAPM [Lin *et al* 1993], en él se sugieren procedimientos para llevar a cabo las pruebas de aceptación de un tomógrafo. Dicho reporte es una actualización del reporte número 1 debido a la modernización de los equipos, así como el aumento en conocimiento y entendimiento del mismo; en cuanto a la determinación de la uniformidad establece que se debe llevar a cabo con dos maniqués de agua o acrílico que simulen el cuerpo (uno de cabeza y otro de cuerpo entero o torso) con ciertas dimensiones. Describe el proceso a seguir: realizar un estudio de calibración, colocar el maniquí en el centro de la mesa y alinearlos con los láseres, luego se debe realizar el estudio con los parámetros estándares para cabeza eligiendo el grosor de corte más ancho posible y por último para examinar la imagen se debe de hacer con una ventana estrecha

de niveles de gris para descartar artefactos. Se debe determinar el número CT promedio en el centro y la periferia, en regiones de interés (ROI's) de 1 cm^2 , asegurando que cada ROI esté situada en el agua. Se le suma 1000 a cada valor promedio obtenido y se expresa la no-uniformidad en cada ubicación de las ROI's periféricas como la diferencia porcentual respecto al valor central. Menciona que, aunque no existe un valor aceptable universalmente, la tolerancia para los equipos modernos es de $\pm 5 \text{ HU}$. Yoo y colaboradores (2006) establecen que los valores obtenidos de estas 5 regiones de interés deben estar dentro de $\pm 40 \text{ HU}$ una de la otra.

En el TG-40 de la AAPM [Kutcher *et al* 1994] sólo mencionan que se debe de monitorear la calidad de imagen en los CT utilizados para simulación de planes de tratamiento, en concreto, se debe acudir a los protocolos de control de calidad del fabricante y se puede tomar como base lo mencionado en el Reporte 1. La actualización de este reporte se establece en el TG-142 [Klein *et al* 2009], en el que se especifican las pruebas y tolerancias para evaluar el desempeño de los equipos de CBCT, y se establece como tolerancia para la uniformidad de las imágenes los valores obtenidos en el comisionamiento del equipo. Esto mismo se establece en el TG-179 [Bissonnette *et al* 2012].

Con base en estas recomendaciones, en esta tesis se decidió que para evaluar la uniformidad de cada uno de los sistemas se emplearán dos índices. Para realizar la evaluación se especificaron 5 ROI's cuadradas de longitud (por lado) igual al 10% del diámetro menor observado en la imagen del maniquí, 4 ROI's se sitúan en la periferia tratando de evitar efectos de borde, y una en la región central (Figura 3.12) [Gulliksurd 2014]. Esto se realizó sólo para el corte central del módulo de uniformidad (Figura 3.2). Se obtuvo el número CT promedio de cada región de interés y al número CT obtenido se le sumó 1000 y se prosiguió a calcular los índices ya mencionados (ecuaciones 3.1 y 3.2). Además de lo anterior se obtuvieron perfiles en las direcciones (X, Y) en el mismo corte (Figura 3.13).

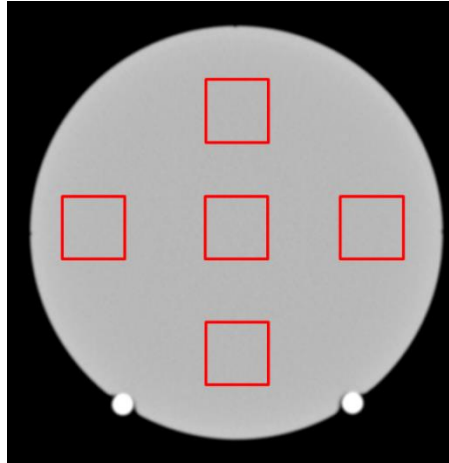


Figura 3.12. Imagen axial de un corte del módulo de uniformidad. Se muestran las regiones de interés seleccionadas para evaluar el índice de uniformidad, cuatro en la periferia y una en el centro.

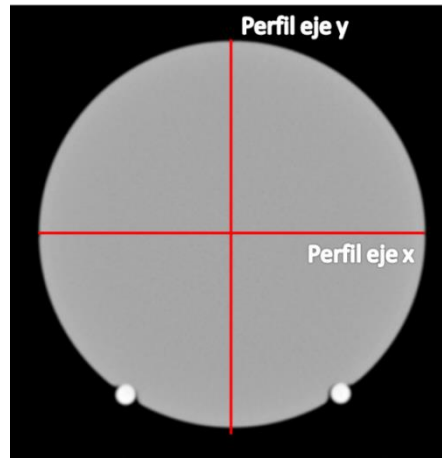


Figura 3.13. Imagen axial de un corte del módulo de uniformidad. Se muestran las direcciones en las que se obtuvieron perfiles.

Los índices definidos son: el índice de no uniformidad integral (INI) y el índice de uniformidad (UI), estos índices se modificaron respecto a los propuestos por Bissonnette y colaboradores (2008) tal que:

$$INI = \frac{CT_{max} - CT_{min}}{(CT_{max} + CT_{min})/2} \quad 3.1$$

$$UI = 100 \frac{CT_{periferia} - CT_{centro}}{CT_{centro}} \quad 3.2$$

En donde CT_{max} corresponde al valor de número CT promedio máximo obtenido al comparar las 5 ROI's y CT_{min} corresponde al valor de número CT promedio mínimo obtenido de la misma forma. CT_{centro} es el número CT promedio de la ROI situada al centro, y $CT_{periferia}$ corresponde al número CT promedio de una ROI situada en la periferia (Figura 3.12). El valor reportado en el índice UI es el valor que resultó en la mayor diferencia entre la región central y la periférica.

El ruido de la imagen se evaluó mediante la desviación estándar de los números CT dentro de una ROI circular centrada en el módulo de uniformidad con un diámetro de 14 cm para evitar efectos de borde (Figura 3.14).

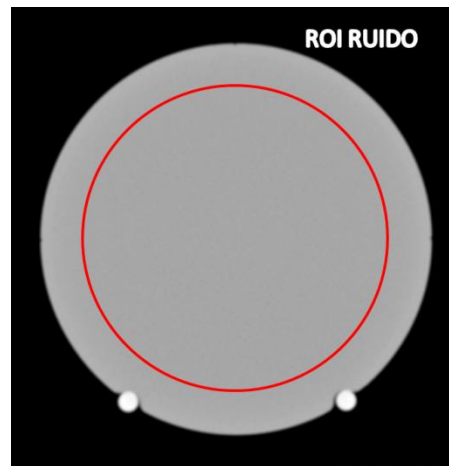


Figura 3.14. Imagen axial de un corte del módulo de uniformidad. Se muestra la ROI circular seleccionada para evaluar el ruido en la imagen.

3.3.2. Verificación del número CT

El módulo que evalúa la sensibilidad que tiene el sistema para observar objetos con densidades electrónicas conocidas corresponde al módulo B (Figura 3.3). Se obtuvo el número CT promedio de cada inserto utilizando un tamaño de ROI correspondiente al 50% del área total de dicho inserto (en la vista axial), centrada dentro de cada uno, en el corte central perteneciente a este módulo (Figura 3.15). Posteriormente se obtuvieron gráficas relacionando la densidad electrónica conocida (obtenidas del fabricante) con el valor de número CT promedio obtenido en la ROI.

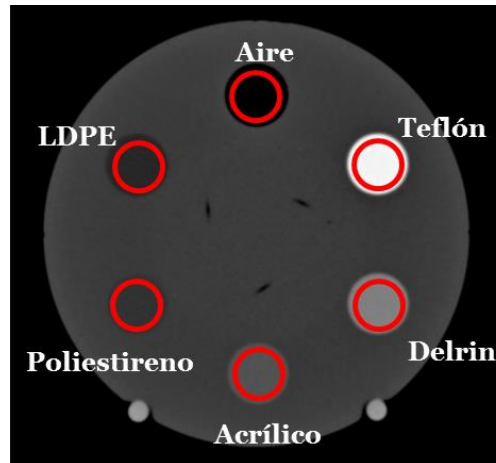


Figura 3.15. Evaluación de la linealidad de número CT. Se muestran las regiones de interés utilizadas.

3.3.3. Grosor de corte

Como ya se mencionó, esta sección del maniquí (módulo B, Figura 3.3) tiene canales de aire inclinados 20° respecto al plano axial, matemáticamente se puede calcular el grosor de corte (gc) de la siguiente manera:

$$gc = p \tan 20^\circ \quad 3.3$$

Donde p corresponde a la proyección del canal de aire en el plano axial (Figura 3.16).

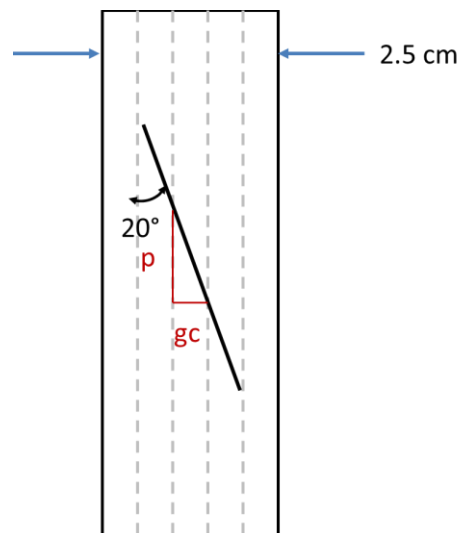


Figura 3.16. Representación esquemática (vista sagital) del módulo del maniquí (Figura 3.3) en donde se muestran diferentes cortes (líneas punteadas) y el canal de aire inclinado 20° respecto al plano axial. El dibujo no está a escala.

A partir de las imágenes axiales del módulo de la Figura 3.3 se desea medir la longitud de la proyección p en la imagen, se definen dos métodos para llevarlo a cabo.

Método 1: se establecen 4 ROI's, 3 se sitúan en las regiones en donde se encuentran los canales de aire y una más en el fondo al centro del maniquí (Figura 3.17).

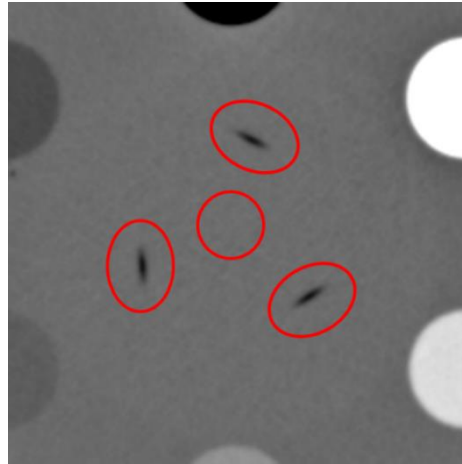


Figura 3.17. Representación esquemática de las ROI's colocadas en los canales de aire en un corte axial.

Una vez seleccionadas las ROI's, el procedimiento a proseguir es el siguiente [CIRS 2012]:

- Para cada ROI situada en los canales de aire se obtiene el número CT mínimo, este valor constituye el $\#CT_{mín,i}$ ($i=1,2,3$) mientras que para la ROI central se obtiene el número CT promedio ($\#CT_{prom}$). Se obtiene el $\#CT_{50,i}$ como:

$$\#CT_{50,i} = (\#CT_{mín,i} - \#CT_{prom})/2. \quad 3.4$$

- Se ajusta el nivel de gris al valor obtenido para cada ROI con una ventana pequeña (por ejemplo WL = 5).
- Se procede a medir la longitud del canal de aire mostrado (l_i).
- Por último, se promedian las longitudes (\bar{l}) medidas y se multiplica por $\tan 20^\circ$, obteniendo el grosor de corte (gc) como:

$$gc = \bar{l} \tan 20^\circ$$

Se seleccionó la imagen correspondiente al corte central de este módulo para ser analizada.

El método 2: consiste en obtener perfiles de los tres canales de aire (Figura 3.18) en tres cortes continuos y centrales, ajustarle una curva gaussiana a cada perfil y obtener el valor de la semianchura (FWHM) para después promediar y multiplicar por tangente de 20° [Garayoa *et al* 2013; Cierniak 2012; Goodenough 2013].

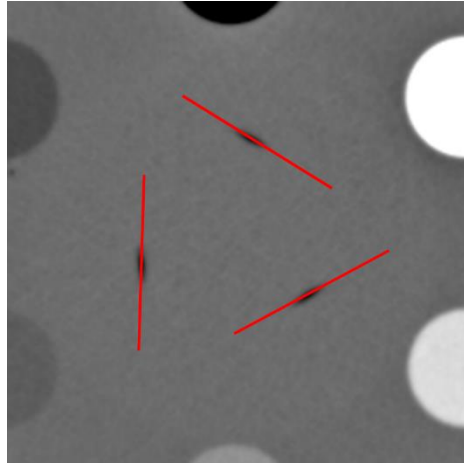


Figura 3.18. Representación esquemática de los perfiles en los canales de aire en un corte axial.

3.3.4. Visualización de objetos de bajo contraste

Modificando la ventana de niveles de grises de la imagen se estableció el objeto más pequeño que se podía visualizar (según su diámetro y variación de Unidad Hounsfield respecto al material de fondo) como el límite de la resolución de objetos de bajo contraste. Esto constituyó la evaluación cualitativa de la imagen (Figura 3.19).

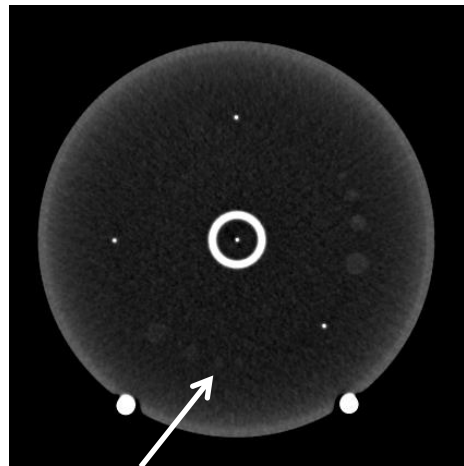


Figura 3.19. Módulo que contiene los cilindros para evaluar la visualización de objetos de bajo contraste (Figura 3.4). Con la flecha se señala el objeto más pequeño que se puede visualizar.

3.3.5. Razón contraste-ruido (CNR)

Por otro lado, para conocer la habilidad del sistema en discernir entre dos objetos en presencia de ruido, se obtuvo el cociente contraste-ruido (CNR) definido como [Bushberg *et al* 2012]:

$$CNR = \frac{m_a - m_b}{\sigma_b} \quad 3.6$$

Donde m_a es el valor promedio de número CT obtenido con una ROI circular de 100 mm² situada en el centro de alguno de los insertos del módulo B (Figura 3.20) y m_b es el valor promedio de número CT de una ROI adyacente situada en el material de fondo, σ_b es su correspondiente desviación estándar (ruido).

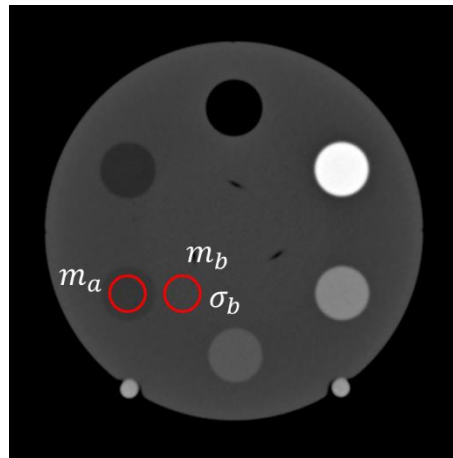


Figura 3.20. Imagen axial de un corte del módulo B del maniquí de calidad de imagen. Se muestran las regiones de interés utilizadas.

3.3.6. Magnificación

A partir de las imágenes axiales del módulo C (Figura 3.4) se estableció el factor de magnificación (F_m) (ecuación 3.7) como la razón entre la distancia (d , en mm) medida entre un alambre de tungsteno de la periferia respecto al alambre central tomando el pixel al que corresponde el número CT máximo dentro de una ROI situada en el alambre, y el valor físico de esta distancia (55 mm) como se puede observar en la Figura 3.21.

$$F_m = \frac{d}{55} \quad 3.7$$

Esta evaluación se realizó para los tres alambres correspondientes y se presenta el factor de magnificación promedio obtenido.

Si F_m es igual a 1 entonces la imagen tiene buena precisión o reconstrucción geométrica. Si es mayor que 1 entonces la imagen reconstruida es más grande que el tamaño físico del maniquí, mientras que si es menor que 1 entonces la reconstrucción es más pequeña.

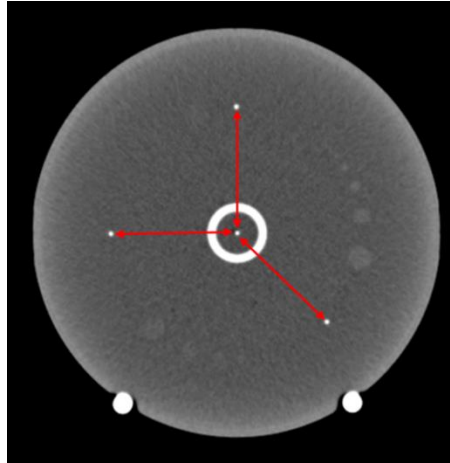


Figura 3.21. Imagen axial de un corte del módulo C del maniquí de calidad de imagen. Se ejemplifica la evaluación del factor de magnificación de la imagen, mostrándose con flechas las distancias entre los alambres de tungsteno que se encuentran en la periferia y el alambre central.

3.3.7. Resolución espacial

La evaluación de la resolución espacial se realizó mediante 2 métodos diferentes: el primero se llevó a cabo de forma cualitativa utilizando el módulo D (Figura 3.5), el cual contiene patrones de pares de línea de 1 a 16 pl/cm. La evaluación fue visual y para ello se modificó el nivel de la ventana de grises de la imagen, estableciendo como resolución espacial límite el número de pares de líneas más pequeñas que se podían observar como independientes (Figura 3.22) [Bushberg *et al* 2012; Cherry *et al* 2012; Alonso Díaz *et al* 2011].

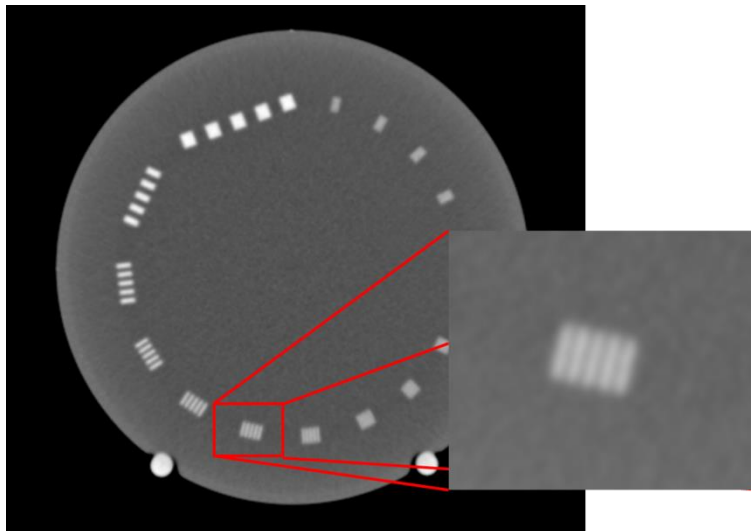


Figura 3.22. Evaluación cualitativa de la resolución espacial. Se muestra el módulo D del maniquí que contiene los patrones de barras y se señala el conjunto de pares de líneas visibles como entidades individuales.

La segunda forma de evaluar la resolución espacial fue obteniendo la función de transferencia de modulación del sistema (MTF). Como se describió en el marco teórico, la

resolución espacial límite de un sistema se establece a partir de la frecuencia al 10% de la MTF. Existen diversos métodos para obtenerla: a partir de la ESF [Grimmer *et al* 2008; Judy, 1976] u obteniendo la modulación (amplitud de la onda cuadrada generada al obtener un perfil del patrón de barras [Droege *et al* 1982]). En este trabajo se obtuvo la LSF integrando la señal en una dirección de la PSF producida por el alambre de tungsteno, de 0.050 mm de diámetro [Nickoloff 1988] para después obtener la MTF mediante la transformada de Fourier [Bushberg *et al* 2012].

El método se describe a continuación (Figura 3.23) [Bushberg *et al* 2012; Rossmann 1969]:

- A. Se seleccionó una ROI cuadrada de 11 píxeles centrada en el píxel de mayor intensidad de la proyección axial del alambre de tungsteno. Para obtener la LSF se produce un perfil integrado en una dirección (ya sea x o y).
- B. Al perfil obtenido se le ajustó una función gaussiana.
- C. Se le aplicó la Transformada de Fourier al ajuste gaussiano de la LSF y se obtuvo la MTF la cual se normalizó para que tenga el valor de 1 en la frecuencia cero. La resolución espacial se tomó por convención como la frecuencia para la cual la MTF toma el valor del 10%.

Esto se realizó para cada corte en donde se visualizó el alambre de tungsteno, evitando los cortes en donde se observa claramente el efecto parcial de volumen (estimación incorrecta del coeficiente lineal de atenuación debido al tamaño del voxel, pues éste puede contener diferentes tipos de tejidos [Shaw 2014]) y para cada alambre de tungsteno del módulo correspondiente (4 en total: alambre central, a 0°, 90° y 225°) para confirmar que la MTF es la misma en el plano axial.

Para corroborar que el maniquí se encontraba alineado, se verificó que el valor máximo de número CT se encontrara en el mismo píxel en todos los cortes en donde fue visible el alambre de tungsteno.

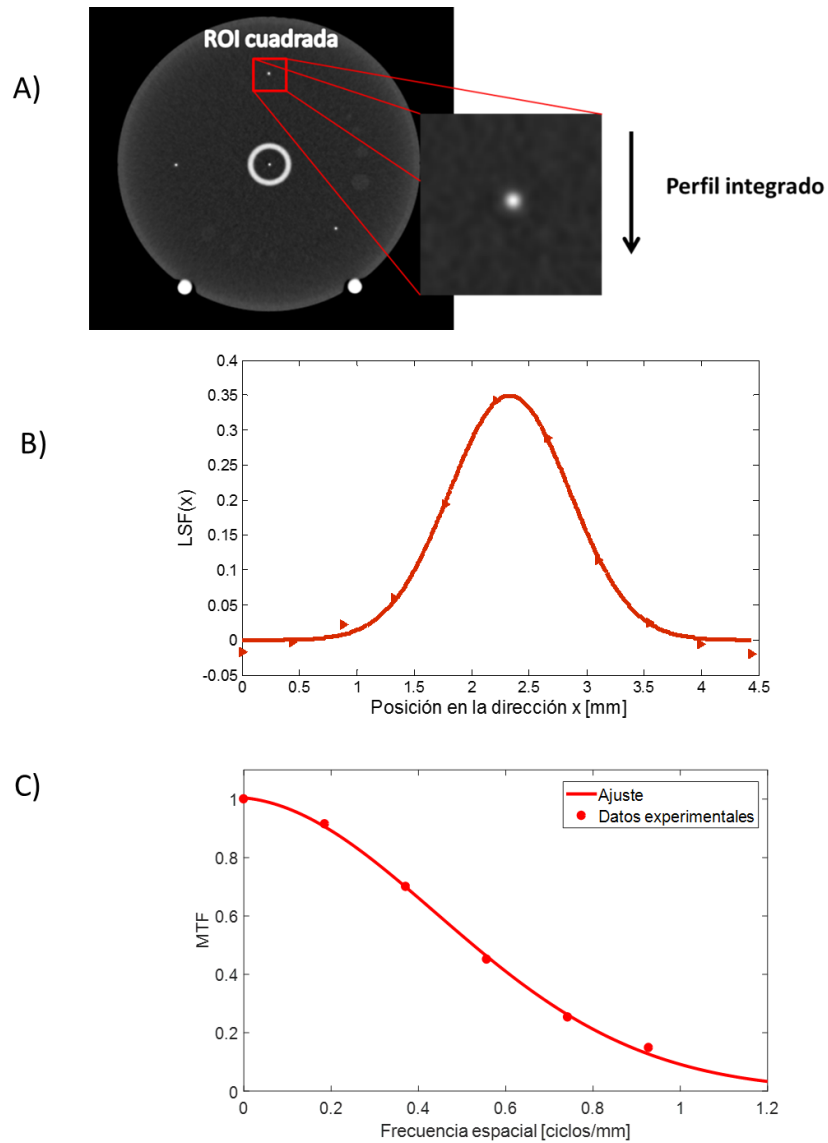


Figura 3.23. Proceso de evaluación de la MTF. A) Se selecciona una ROI cuadrada centrada en el pixel de mayor intensidad de la proyección axial del alambre de tungsteno y se toma un perfil integrado en una dirección. B) Al perfil obtenido se le ajustó una función gaussiana y C) se aplicó la transformada de Fourier y se obtuvo la MTF.

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En el presente capítulo, se presentan las características de los estudios realizados y los resultados obtenidos empleando los métodos descritos en el capítulo anterior a la par del análisis de los mismos. El orden correspondiente a cada parámetro evaluado es el mismo en el que se presentaron en el capítulo anterior.

Las características de los estudios adquiridos se muestran en la Tabla 4.1. Se especifica con una abreviación el estudio realizado: en el primer dígito se especifica el lugar en donde se encuentra el equipo de tomografía (1: Hospital 1 y 2: Hospital 2), luego si es un equipo de tomografía computarizada convencional con haz de abanico (CT) o un equipo de tomografía computarizada con haz de cono (CBCT) y por último el número de estudio. El escáner CT se utiliza para planificación de tratamientos en radioterapia, y servirá como referencia para evaluar la calidad de imagen. En la tabla se menciona el filtro empleado en la reconstrucción de las imágenes, el tamaño de la matriz (todas son matrices cuadradas), el tamaño de pixel corresponde a la longitud de un lado de un pixel cuadrado, el grosor de corte de reconstrucción de la imagen, así como también el voltaje de operación del equipo generador de RX, la corriente empleada, el tiempo de exposición, el filtro añadido que se utilizó para hacer la adquisición de la imagen (moño completo o parcial, definido para los equipos CBCT), además de la trayectoria en la cual se adquirieron las proyecciones. Por último, se menciona si se hizo uso de material dispersor (volumen anular que se muestra en la Figura 3.6) conforme al protocolo de adquisición. Estos identificadores se usarán a lo largo de la tesis por lo que es importante recordarlos.

Los estudios realizados corresponden a protocolos de cabeza, se decidió elegir los protocolos preestablecidos en los diferentes sistemas de imagen debido a que no fue posible cambiar los parámetros de operación de los equipos, dos correspondientes al CT convencional, 3 al CBCT del hospital 1 y 2 más al CBCT del hospital 2. Para tomar en cuenta el impacto de la dispersión en las imágenes de CBCT, se realizaron estudios con protocolos de tórax y pelvis con y sin material dispersor en el CBCT del hospital 2.

Debido a que en el encabezado DICOM de las imágenes faltaba información acerca de algunos parámetros, en la Tabla 4.1 se especifican los posibles valores para el voltaje aplicado en los estudios realizados con el CBCT del hospital 1.

Tabla 4.1. Características de las configuraciones de los equipos CT empleados para la adquisición de las imágenes. Todos los estudios fueron tipo CBCT (con haz tipo cono), excepto los dos primeros que se hicieron con un escáner CT convencional.

Estudio	Protocolo	Filtro de reconstrucción	Matriz	Pixel (mm)	Grosor de corte (mm)	Voltaje (kV)	Corriente (mA)	Tiempo (ms)	Exposición (mAs)	Filtro añadido* / trayectoria (# proyecciones)	Material dispersor
1CT1	Cabeza	H31S	512	0.49	1.5	120	216	1000	270	--	No
1CT2	Cabeza	H30S	512	0.49	1.5	120	216	1000	270	--	No
1CBCT1	Cabeza, Baja dosis	Ram-Lak Standar	512	0.49	2.5	70/100**	10	7440	74	FF/200° (360)	No
1CBCT2	Cabeza, Dosis estándar	Ram-Lak Sharp	512	0.49	2.5	70/100**	20	7420	148	FF/200° (360)	No
1CBCT3	Cabeza, Alta calidad	Ram-Lak Sharp	512	0.49	2.5	75/100**	80	9275	742	FF/200° (360)	No
2CBCT1	Cabeza	Ram-Lak	512	0.51	1.99	100	20	13425	268	FF/360° (655)	No
2CBCT2	Cabeza	Ram-Lak	512	0.51	1.99	100	20	7515	150	FF/200° (360)	No
2CBCT3	Pelvis	Ram-Lak	512	0.91	1.99	125	80	13410	1072	HF/360° (655)	Si
2CBCT4	Pelvis	Ram-Lak	512	0.91	1.99	125	80	13425	1074	HF/360° (655)	No
2CBCT5	Tórax	Ram-Lak	512	0.91	1.99	125	20	13425	268	HF/360° (655)	Si
2CBCT6	Tórax	Ram-Lak	512	0.91	1.99	125	20	13410	268	HF/360° (655)	No

* Filtro añadido tipo moño completo (FF=full fan) o parcial (HF=half fan).

** No se tiene certeza del valor real del voltaje aplicado debido a la falta de información en el encabezado DICOM.

4.1. Uniformidad y Ruido

De acuerdo con las ecuaciones 3.1 y 3.2 se evaluó el índice de no uniformidad integral (INI) y el Índice de uniformidad (IU). En la Tabla 4.2 se muestran los resultados obtenidos.

Tabla 4.2. Resultados de la evaluación de la uniformidad. Se muestra el Índice de no uniformidad integral y el Índice de uniformidad.

Estudio	Índice de no uniformidad integral (INI)	Índice de uniformidad (IU)%
1CT1	0.004 ± 1.42	0.30
1CT2	0.004 ± 1.42	0.32
1CBCT1	0.048 ± 1.50	4.58
1CBCT2	0.048 ± 1.42	4.58
1CBCT3	0.016 ± 1.50	1.59
2CBCT1	0.015 ± 1.39	-1.50
2CBCT2	0.018 ± 1.39	-1.74
2CBCT3	0.185 ± 1.62	20.44
2CBCT4	0.030 ± 1.45	3.05
2CBCT5	0.151 ± 1.57	16.33
2CBCT6	0.028 ± 1.43	2.84

Para afirmar que una imagen es uniforme se espera que los números CT promedio en cada ROI no varíen dentro de un intervalo de ± 40 HU una respecto de la otra [Yoo *et al* 2006] (Figura 4.1), al igual que de acuerdo con la definición de INI y IU (ecuaciones 3.1 y 3.2) se espera que estos índices tengan valores cercanos a cero. El intervalo ya mencionado se debe establecer de acuerdo con lo obtenido en el comisionamiento del sistema de imagen, aunque no se cuenta con esos valores, se considera que es un intervalo razonable para tener como valor de referencia.

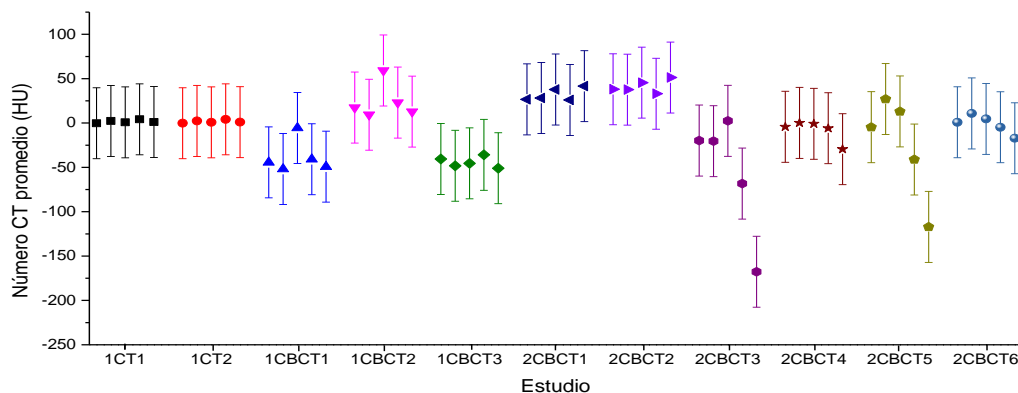


Figura 4.1. Se muestra el valor de número CT promedio para cada ROI (en total 5) de cada estudio y las barras de error corresponden a la tolerancia establecida de ± 40 HU. El último dato de cada conjunto corresponde a la ROI central.

Tomando en cuenta lo anterior, los estudios que se encuentran dentro de la tolerancia establecida corresponden a 1CT1, 1CT2, 1CBCT3, 2CBCT1, 2CBCT2, 2CBCT4 y 2CBCT6 que son estudios realizados sólo con el maniquí de calidad de imagen sin el complemento anular. El resultado concuerda con los valores del índice de no uniformidad integral. En cuanto al sistema 1CBCT, el único estudio que cumple es el 1CBCT3, dicho estudio se realizó después de una auto-calibración del detector de panel plano.

De la Tabla 4.2 se observa que el índice de no uniformidad integral varía de 0.0 a 0.19. Los valores menores corresponden a los estudios realizados con el CT de planificación, los cuales muestran muy poca variación en números CT, mientras que los estudios que obtuvieron los valores mayores corresponden a los estudios realizados con protocolos de tórax y pelvis utilizando material dispersor (2CBCT3 y 2CBCT5). Esto concuerda con los perfiles obtenidos (Figuras 4.5-A y 4.6-A). También coincide con el valor de IU donde en los estudios 2CBCT4 y 2CBCT6 es de 3.05% y 2.84% mientras que los correspondientes a 2CBCT3 y 2CBCT5 aumentan hasta un valor de 20.44%. En otras palabras, la dispersión de los RX en el maniquí es un factor de suma importancia que afecta la uniformidad de las imágenes adquiridas con sistemas CBCT.

Las Figuras 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 y 4.6 muestran los perfiles en dos direcciones (X,Y) en la vista axial del corte central correspondiente al módulo de uniformidad.

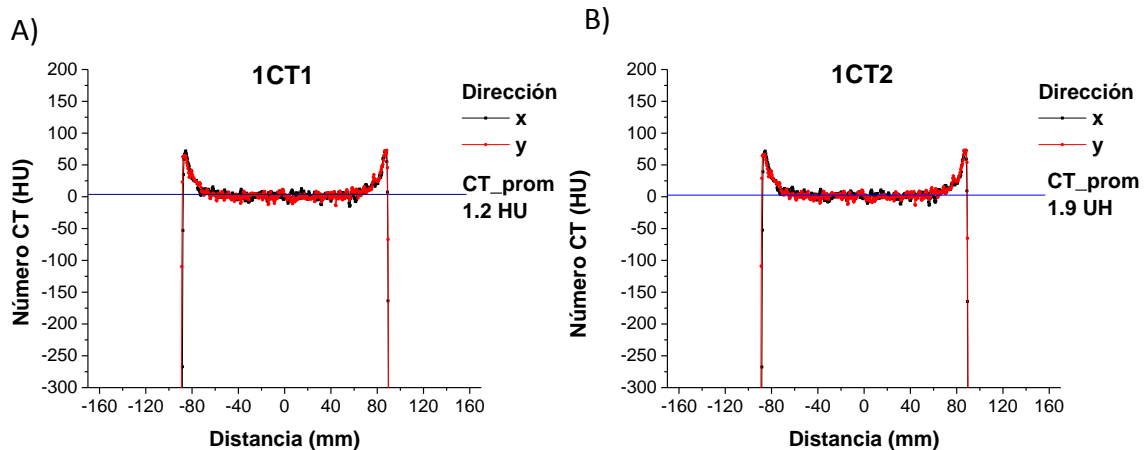


Figura 4.2. Perfiles en dos direcciones del módulo correspondiente para evaluar la uniformidad del sistema, éstos a su vez corresponden a estudios realizados en el CT de planificación.

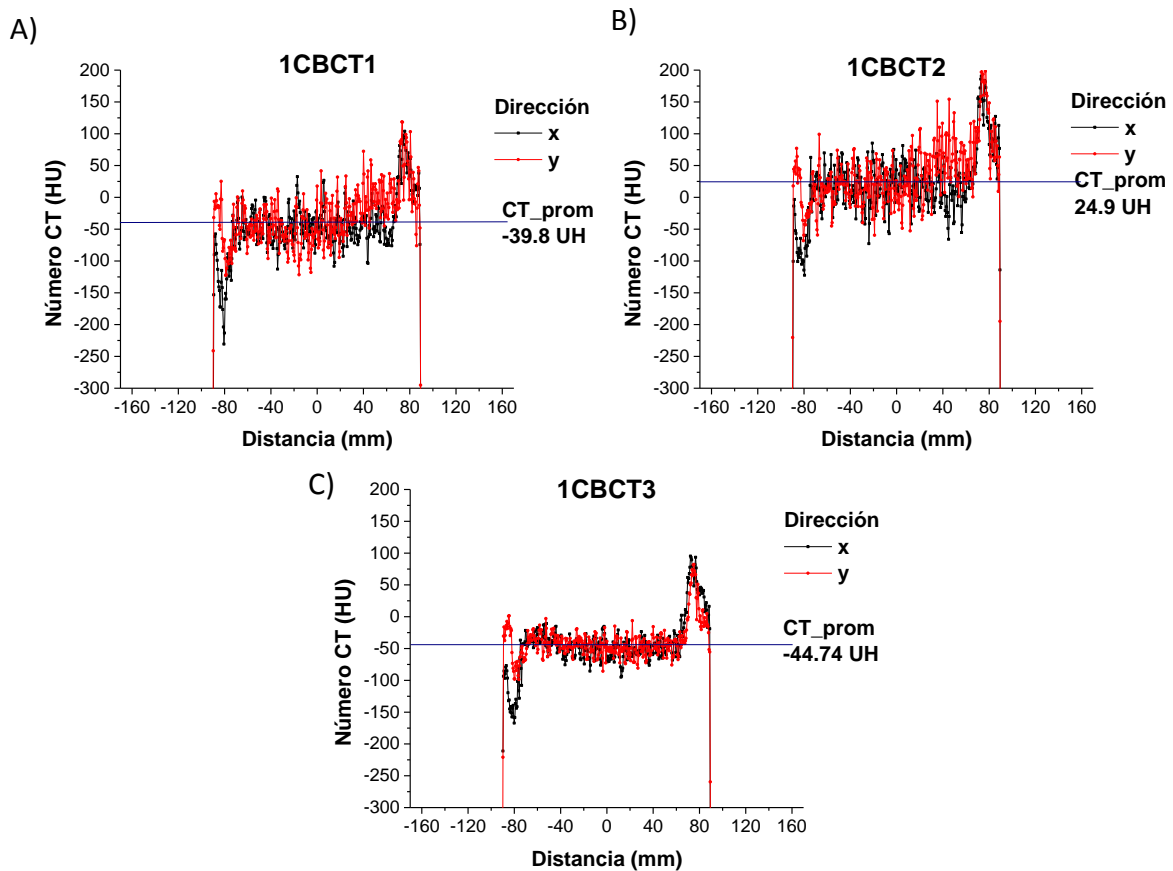


Figura 4.3. Perfiles en dos direcciones del módulo para evaluar la uniformidad del sistema. Pertenecen a los estudios realizados en el CBCT acoplado al Clinac iX.

En los estudios realizados con el sistema CBCT del Hospital 1 (1CBCT1 a 1CBCT3) cabe recalcar que no se movió el maniquí entre un estudio y otro, y para los tres protocolos (todos de cabeza) el número CT promedio de la región central de uniformidad varía desde -44.74 HU hasta 24.9 HU. La diferencia entre estos estudios es la corriente utilizada: 10, 20 y 80 mA respectivamente y que el estudio 1CBCT3 se realizó después de una auto-calibración del sistema de imagen por lo que el ruido disminuye, aunque aún muestra artefactos. No obstante, el estudio 1CBCT2 muestra el número CT más cercano al valor que corresponde a agua (0 HU) en la región central.

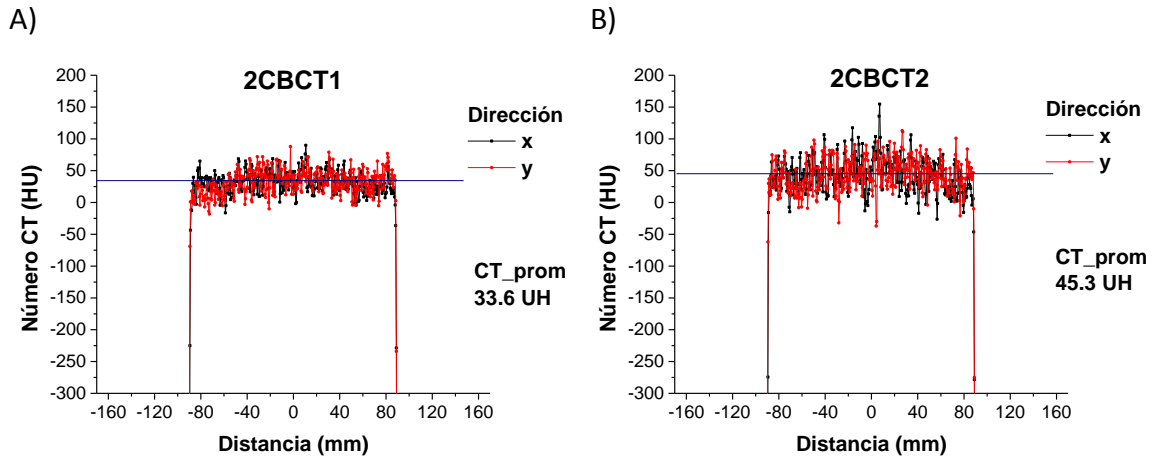


Figura 4.4 Perfiles en dos direcciones del módulo para evaluar la uniformidad del sistema. Pertenecen a los estudios realizados con protocolos de cabeza en el sistema CBCT acoplado al TrueBeam.

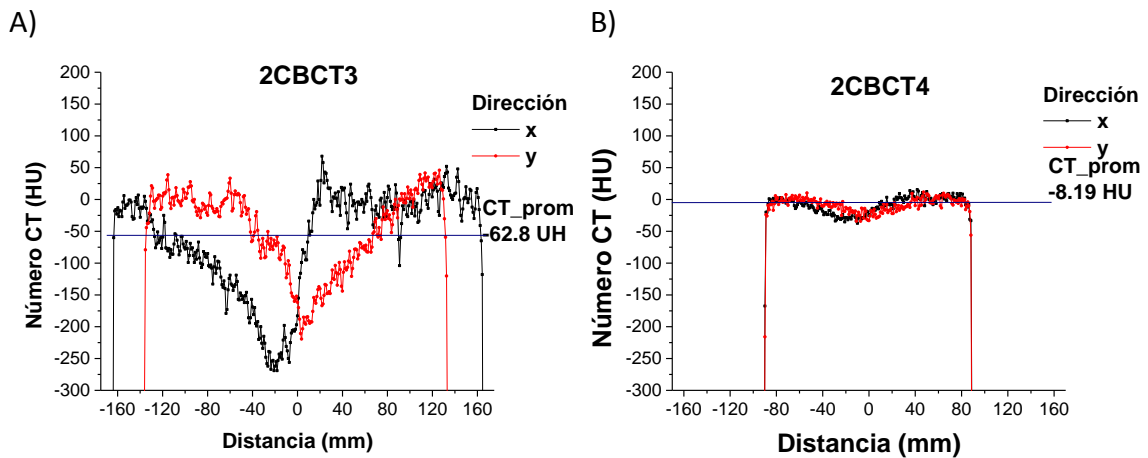


Figura 4.5. Perfiles en dos direcciones del módulo para evaluar la uniformidad del sistema. Pertenecen a los estudios realizados con protocolos de pelvis en el sistema CBCT acoplado al TrueBeam.

Como ya se mencionó, el parámetro de uniformidad corresponde a la respuesta del sistema al estudiar objetos con altas propiedades homogéneas. La evaluación de este parámetro se llevó a cabo con el módulo A del maniquí. Debido a que corresponde a agua plástica se espera que el número CT oscile alrededor de 0 UH, sin embargo, son pocos los estudios en los se ve un número CT promedio de 0 ± 10 UH (Figuras 4.2, 4.5-B y 4.6-B) estos corresponden a los estudios realizados en el CT de planificación del Hospital 1 y los estudios realizados con los protocolos de tórax y pelvis sin material dispersor realizados en el sistema CBCT acoplado al TrueBeam del Hospital 2.

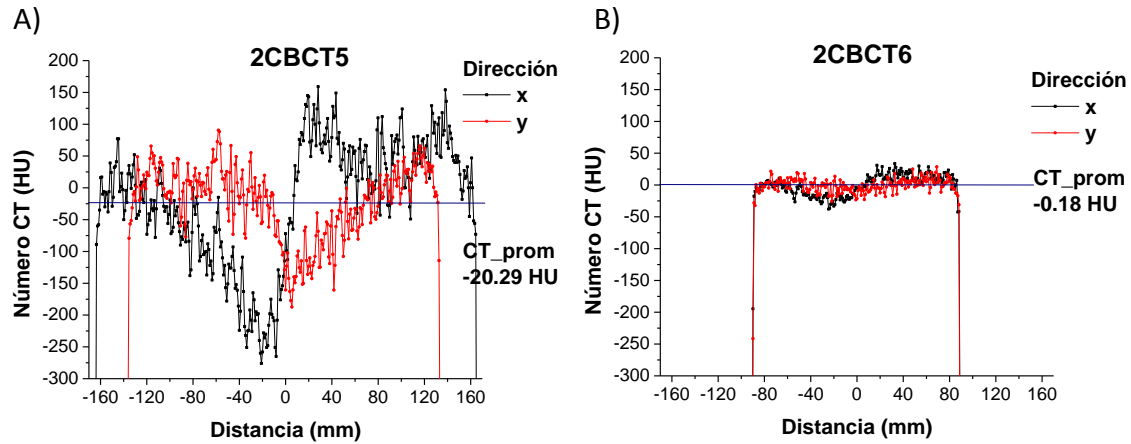


Figura 4.6. Perfiles en dos direcciones del módulo correspondiente para evaluar la uniformidad del sistema. Pertenecen a los estudios realizados con protocolos de tórax en el sistema CBCT acoplado al TrueBeam.

Se estableció el ruido en la imagen como la desviación estándar en una ROI centrada en el corte central de la región de uniformidad (módulo A) a 2 cm de distancia respecto del borde del maniquí. En la Tabla 4.3 y Figura 4.7 se muestran los resultados obtenidos (Número CT promedio y desviación estándar).

Tabla 4.3. Resultados de la evaluación del ruido en las imágenes.

Estudio	Número CT promedio (HU)	Ruido (HU)
1CT1	2.44	5.94
1CT2	2.45	5.60
1CBCT1	-38.84	32.31
1CBCT2	24.09	37.18
1CBCT3	-42.11	17.46
2CBCT1	30.81	18.06
2CBCT2	43.51	24.86
2CBCT3	-100.76	64.55
2CBCT4	-10.81	11.19
2CBCT5	-63.91	78.75
2CBCT6	-3.55	13.84

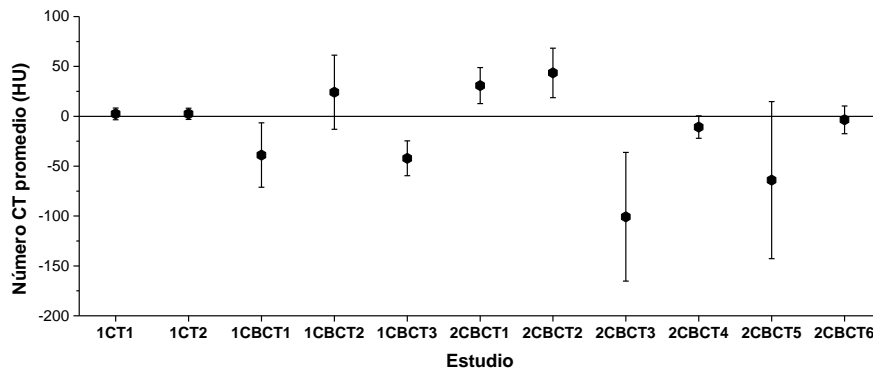


Figura 4.7. Valor promedio de número CT y desviación estándar. La desviación estándar representa el ruido de la imagen.

En la Figura 4.7, se observa que el ruido en los estudios 1CT1 y 1CT2 es mucho menor comparado con los demás estudios realizados con protocolos de cabeza. La cantidad de corriente utilizada para adquirir estos estudios es muy superior comparada con la utilizada por un sistema CBCT y el ruido está relacionado con el número de fotones utilizados para adquirir la imagen. Debido a que no es de interés dar una dosis significativamente alta, las imágenes obtenidas con los sistemas de imagen acoplados a LINACs suelen contener alto ruido. Esto es “permitido” siempre y cuando sean visibles las estructuras de interés. Por otro lado, la producción de ruido aleatorio es menor en el CT convencional y los métodos para reducirlo son mejores. El ruido es mayor en los sistemas CBCT ya que el ruido electrónico es de los más relevantes en los sistemas de imagen que utilizan transistores como detectores [Bushberg *et al* 2012].

En cuanto a los estudios 2CBCT1 y 2CBCT2, el primer estudio se realizó con un número mayor en adquisición de proyecciones, por lo que el ruido es ligeramente menor y el número CT es más cercano al esperado. En los estudios realizados con y sin material dispersor (2CBCT3 y 2CBCT5) se observa una diferencia significativa tanto en número CT promedio como en el ruido. La dispersión generada por el complemento anular es la causa principal.

Las imágenes de los sistemas CBCT están propensas a artefactos, el principal factor es la geometría inherente del sistema CBCT por lo que la dispersión juega un papel crucial en la producción de artefactos comparado con un CT convencional [Siewerdsen *et al* 2001; Shaw 2014; Jaju *et al* 2013].

De acuerdo con los resultados de UI, todos los estudios presentan artefactos tipo copa a excepción de los estudios 2CBCT1 y 2CBCT2 que presentan artefactos tipo gorra. El efecto de borde es más pronunciado en los estudios realizados con el CT de planificación, no

obstante, el número CT dentro de un área correspondiente al 50% del área transversal física total del módulo presenta un número CT cercano a 0 HU.

Los perfiles muestran un decremento en la señal en la región central muy pronunciado en los estudios realizados utilizando el complemento anular, esto también se puede observar en la Figura 4.8-A. Otro tipo de artefacto muy común en CBCT son los artefactos tipo anillo (Figura 4.8-A) debido al posible mal funcionamiento de un dixel de panel plano [Jaju *et al* 2013]. Las crestas oscuras y brillantes que se muestran en la Figura 4.8-B son muy comunes en los protocolos de adquisición de cabeza haciendo uso del filtro tipo moño completo [Srinivasan *et al* 2014; Elstrøm *et al* 2011]. Estas crestas hacen que el número CT en la región de uniformidad varíe desde -250 HU hasta 250 HU (Figura 4.3), factor que debe ser considerado de manera importante si se pretende utilizar estas imágenes para ART, pues el cálculo de dosis basado en dichas imágenes sería erróneo.

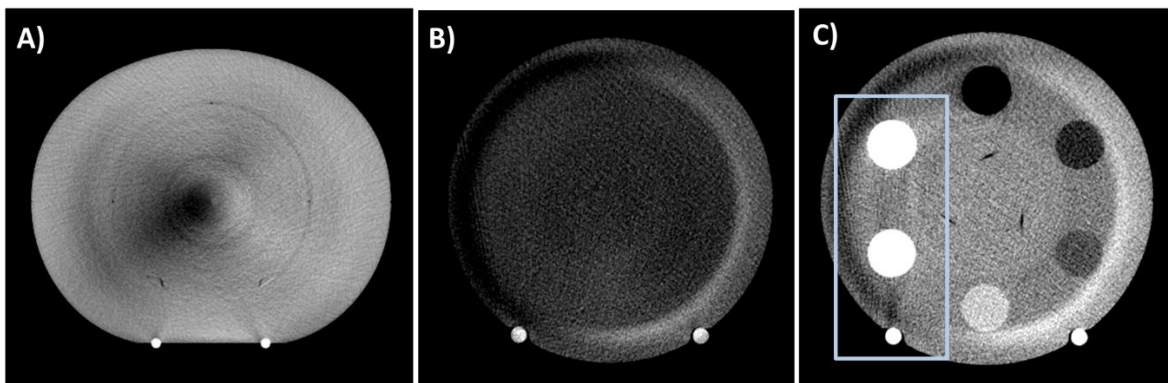


Figura 4.8. Artefactos presentes en las imágenes adquiridas con los sistemas CBCT. A) Se muestran artefactos tipo anillo y una sigmoide en la región central del módulo de uniformidad del maniquí más complemento anular. B) Crestas oscuras y brillantes. C) Endurecimiento del haz debido a los insertos con densidad electrónica mayor, también se muestra el artefacto producido por la base que sostiene al maniquí.

La Figura 4.8-C muestra artefactos que pueden ser debidos al endurecimiento del haz. Se observan regiones o bandas con número CT menor entre los insertos de mayor densidad electrónica y el artefacto producido por la base que sostiene al maniquí.

En cuanto al maniquí en sí y su desempeño para efectuar la evaluación de la calidad de imagen, se observa que las imágenes se ven afectadas por el aditamento que permite el posicionamiento del maniquí, contrario a lo que asegura el fabricante (Figuras 4.8-C y 4.9). No se cuenta con la información de su composición, pero se observa que es un material denso y produce radiación dispersa. Esto también se observa en el primer corte de la sección de uniformidad, pues el tornillo que sirve para asegurarlo genera artefactos en la imagen. Para poder realizar una mejor evaluación es necesario separar el tornillo del maniquí y es preciso tener cuidado porque esto a su vez puede ocasionar la

desestabilización del mismo (Figura 4.9). Por otra parte, en la mayoría de las evaluaciones de calidad de imagen en CBCT revisados, se hace uso del maniquí Catphan [Gardner *et al* 2014; Bissonnette *et al* 2008; Gulliksrud *et al* 2014; Chan *et al* 2011; Elstrøm *et al* 2011; Garayoa *et al* 2013], este maniquí se cuelga de la mesa por lo que no se toma en cuenta la dispersión generada por la misma. Se estima que esa es una ventaja que presenta el maniquí CIRS, pues puede considerarse una evaluación más “real” y así tomarse en cuenta para ART. Además, con el maniquí de calidad de imagen de CIRS se tiene la oportunidad de agregar un complemento (volumen anular) de un tamaño importante para considerar dispersión.

Debido a los artefactos mostrados en las imágenes no es posible realizar de manera precisa el análisis de calidad de imagen. Se tuvieron problemas para obtener la MTF con el alambre central y también al evaluar el grosor de corte como se verá más adelante.

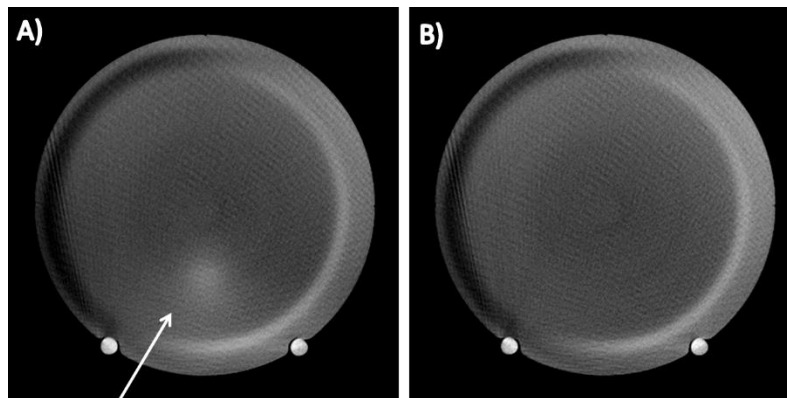


Figura 4.9. La geometría de posicionamiento del maniquí no es la adecuada debido a que si los tornillos se encuentran cerca del maniquí producen artefactos debido a la dispersión. Se observa el antes y después de alejar el tornillo.

4.2. Verificación del número CT

Se evaluó la linealidad de los números CT para los 6 materiales disponibles en el maniquí: Aire, LDP, poliestireno, acrílico, delrin y teflón. Se presentan los resultados obtenidos en la Tabla 4.4 y las gráficas de densidad electrónica contra número CT (Figuras 4.10, 4.11 y 4.12).

De acuerdo con Yoo y colaboradores (2006) se estableció una tolerancia de ± 40 HU respecto al valor esperado, dicho valor se establece en el momento de comisionar o calibrar el sistema de imagen, ya que el número CT depende de diversos factores como lo son el espectro de radiación, el filtro y el algoritmo de reconstrucción [Gulliksrud *et al* 2014]. Sin embargo, al no contar con esos datos se decide realizar una comparación con los valores de número CT obtenidos en los estudios realizados con el CT de planificación (Figura 4.10).

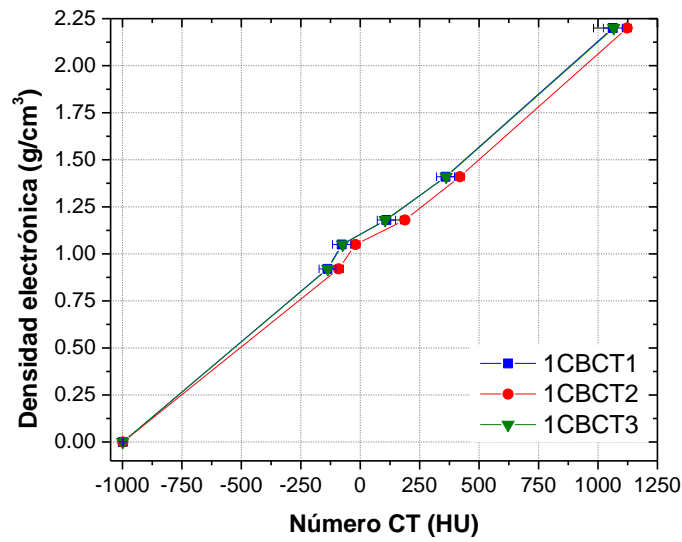


Figura 4.11. Densidad electrónica vs Número CT para el sistema de imagen 1CBCT.

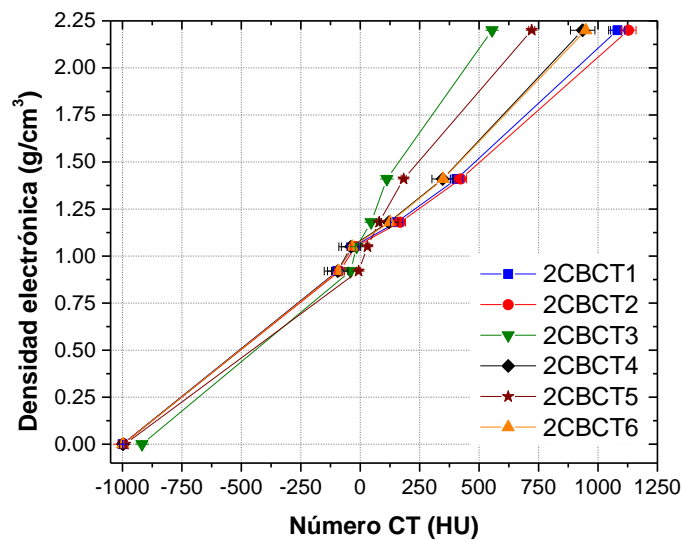


Figura 4.12. Densidad electrónica vs Número CT para el sistema de imagen 2CBCT.

De los valores mostrados en la Tabla 4.4, se observa que ningún estudio en su totalidad se encuentra dentro de la tolerancia establecida, presentando las mayores diferencias para el teflón. Asimismo, aire y poliestireno son los materiales que presentan menos valores de número CT promedio fuera de la tolerancia establecida.

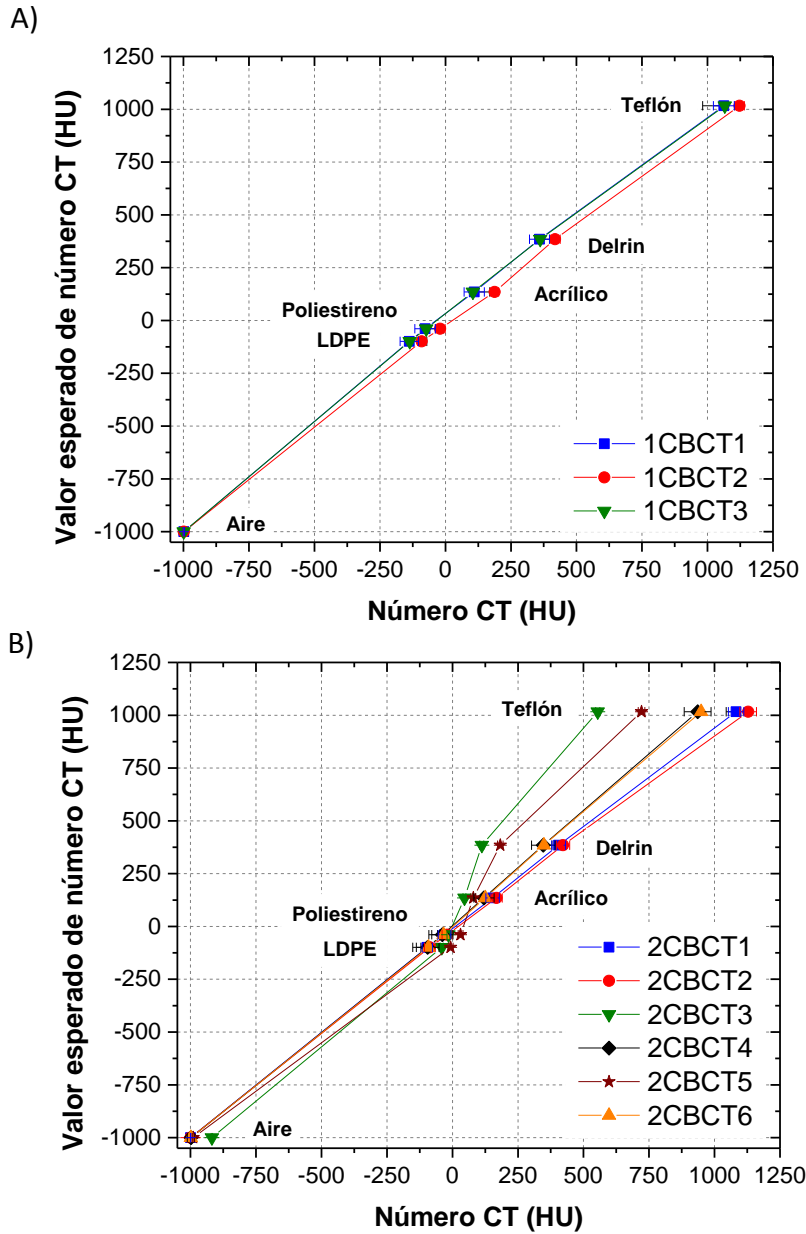


Figura 4.13. Valor esperado de número CT vs Número CT para diferentes estudios de los sistemas de imagen A) 1CBCT y B) 2CBCT.

Se puede observar en la gráfica A de la Figura 4.13, que los estudios 1CBCT1 y 1CBCT3 se encuentran dentro de la tolerancia mencionada de ± 40 HU a excepción del valor de número CT correspondiente a teflón. El protocolo 1CBCT2 está más alejado de la tendencia de los otros dos estudios no cumpliendo con lo establecido para valores de número CT mayores que cero. Observando las características de estos estudios (Tabla 4.1), los tres son estudios con tres protocolos de adquisición de cabeza y solamente varió la corriente empleada para producir los RX. Debido a que en los tres se utilizó el mismo voltaje de

operación se esperaría que las 3 curvas estuviesen superpuestas y ya que la curva que se desplaza es la correspondiente a una corriente de 20 mA mientras que las otras dos corresponden a 10 y 80 mA, debido a ello no se encuentra tendencia alguna. El desplazamiento de la curva correspondiente al estudio 1CBCT2 indica un $\#CT$ mayor que el esperado, aunque aire, LDPE, poliestireno y teflón se encuentren dentro de la tolerancia.

En los estudios realizados en el sistema de adquisición de imagen 2CBCT (Figura 4.13-B), se observa mayor desplazamiento de las curvas a partir de los números CT mayores que 0. Los estudios que presentan mayor desplazamiento son los realizados empleando material dispersor.

El voltaje de operación del sistema de imagen con el que se adquirieron los estudios 2CBCT3 al 2CBCT6 fue el mismo (125 kV), se observa que las curvas correspondientes a los estudios 2CBCT4 y 2CBCT6 están superpuestas, pero se esperaría que todas lo estuvieran. También se observa que la curva 2CBCT3 está más alejada del resto, sólo el número CT de un material se encuentra dentro de la tolerancia establecida. Este estudio se realizó utilizando una corriente de 80 mA, mayor que el resto de los estudios obtenidos con una corriente de 20 mA, y utilizando el volumen anular por lo que se sigue que la dispersión es el factor que más afecta, en concordancia con lo reportado [Bissonnette *et al* 2008; Yoo *et al* 2012].

En cuanto a los estudios 2CBCT1 y 2CBCT2, éstos se realizaron utilizando diferentes coberturas angulares de adquisición, lo que modifica el número total de proyecciones adquiridas. Por ende, los estudios se realizaron con diferente mAs, 268 mAs para el estudio 2CBCT1 y 150 mAs para el estudio 2CBCT2. El $\#CT$ del teflón es el mismo tomando en cuenta las incertidumbres, por lo que se infiere que no se ve afectada la linealidad de número CT respecto a este parámetro.

Cabe hacer la aclaración de que no se pudo hacer comparación de las diferentes trayectorias de adquisición (200° y 360°) utilizando material dispersor debido a que el sistema de imagen no lo permitía y se decidió realizar estudios con protocolos preestablecidos puesto que son los que se utilizan en la clínica.

La reproducibilidad de la curva de densidad electrónica vs HU es indispensable si lo que se desea es emplear el sistema de imagen CBCT en ART. Se observa gran dependencia de los números CT respecto de las condiciones de dispersión, en este caso sólo se utilizó un maniquí, pero no se consideraron condiciones de dispersión debidas a la anatomía del paciente, desde tomar en cuenta implantes metálicos o inclusive sin ahondar tanto, no se tomó en cuenta el hueso. Además, para regiones anatómicas como tórax al aumentar la presencia de aire se podrían obtener números CT diferentes que para la región de cabeza y pelvis.

En cuanto a los estudios de cabeza del sistema 1CBCT, no se puede asegurar que una sola curva de calibración provea linealidad de número CT vs densidad electrónica con todos los protocolos de adquisición para los materiales evaluados, como ya se mencionó, al menos podría cumplir con dos de los tres protocolos estudiados. Como no se encontraron diferencias entre las curvas del sistema 2CBCT para protocolos de cabeza, en este caso sí se podría asegurar que con una curva es suficiente; resultados congruentes fueron publicados por Elstrøm y colaboradores (2011). El caso no es el mismo para protocolos de tórax y/o pelvis pues como se observó en los resultados, la curva depende sustancialmente de la dispersión de la radiación generada por el complemento anular.

Con base en lo anterior, no se considera recomendable el uso de los sistemas de imagen CBCT para ART.

4.3. Grosor de corte

Evaluar el grosor de corte de la imagen indica qué tan bueno o preciso es el algoritmo de reconstrucción en la dirección Z (axial). Debido a que la metodología propuesta por el fabricante del maniquí (método 1) arrojó resultados poco convincentes, se decidió realizar la evaluación con un método diferente (método 2). En la Tabla 4.5 se muestran los resultados al llevar a cabo las evaluaciones con los dos métodos. Las diferencias porcentuales entre el valor nominal y el obtenido con el método 1 oscilan entre 1.2% y 27.6%, mientras que las obtenidas con el método 2 oscilan entre 4% y 26%. No se pudo realizar la evaluación de grosor de corte en los estudios 2CBCT3 y 2CBCT5 debido a los artefactos presentes en la imagen los cuales corresponden al maniquí con el complemento anular como material dispersor por lo que una vez más se corrobora el efecto en la calidad de imagen que tiene la dispersión durante el estudio.

Tabla 4.5. Resultados del grosor de corte de reconstrucción. Entre paréntesis se muestra la diferencia porcentual respecto al valor nominal.

Estudio	Grosor de corte nominal (mm)	Grosor de corte obtenido método 1 (mm)	Grosor de corte obtenido método 2 (mm)
1CT1	1.5	1.74 (16%)	1.8 (20%)
1CT2	1.5	1.72 (14.7%)	1.8 (20%)
1CBCT1	2.5	2.46 (-1.6%)	2.5
1CBCT2	2.5	2.02 (-19.2%)	2.6 (4%)
1CBCT3	2.5	2.47 (-1.2%)	2.6 (4%)
2CBCT1	1.99	2.21 (11.1%)	2.5 (26%)
2CBCT2	1.99	2.54 (27.6%)	2.5 (26%)
2CBCT3	1.99	--	--
2CBCT4	1.99	2.44 (22.6%)	2.5(26%)
2CBCT5	1.99	--	--
2CBCT6	1.99	2.14 (7.5%)	2.5 (26%)

Los estudios muestran valores muy diferentes respecto al valor nominal, ningún método parece el adecuado para evaluar el grosor de corte de las imágenes.

En cuanto a la evaluación de los estudios realizados por el sistema CBCT del Hospital 2, el valor de grosor de corte que se tomó como valor esperado o nominal es el que es proporcionado por el encabezado DICOM. En algunas referencias mencionan que los sistemas OBI suelen hacer reconstrucciones de imágenes con grosor de corte de 2.5 mm como valor base [Yoo *et al* 2006; Yin *et al* 2009]. Este valor tendría sentido pues los resultados se encuentran alrededor de él, sin mencionar que con el método 2 se obtienen resultados más congruentes.

Se espera que los grosores de corte de sistemas CBCT sean precisos debido a que la mesa en la que se posiciona al paciente no se encuentra en movimiento al realizar el estudio, contrario a un estudio realizado en un CT convencional [Yoo *et al* 2006]. Se establece una tolerancia de 5% respecto al valor nominal, lo que se traduce a 2.5 ± 0.1 mm y 1.5 ± 0.1 mm. Como se observa en la Tabla 4.5, los estudios 1CBCT1 y 1CBCT3 son los únicos que se encuentran dentro de la tolerancia establecida al considerar el método 2.

En cuanto a los estudios realizados en el sistema CT de planificación, se ha reportado discrepancia entre el valor de grosor de corte nominal y el valor medido de hasta un 40% por Garayoa y colaboradores (2013), ellos atribuyen la diferencia a la configuración de adquisición de la imagen, es decir, si consideran un haz de RX más estrecho para que los datos se almacenen con mejor resolución espacial en el eje Z, se consigue una mejor precisión en la medida del grosor de corte. En este caso se realizó el estudio con una configuración de 20 x 1.2 mm, mientras que la configuración con el haz más estrecho es de 20 x 0.6 mm, obteniendo una diferencia del 20% entre el grosor de corte nominal y el medido, y se observa que el grosor de corte obtenido de ambos estudios (1CT1 y 1CT2) no difieren demasiado entre sí. No obstante, esta situación es preocupante debido a que estas son justamente las imágenes utilizadas para la planificación de los tratamientos. Aunque no se puede afirmar que los resultados sean correctos en cuanto al método empleado, es curioso que para los estudios del sistema CBCT del Hospital 1 se tengan resultados esperados, lo que haría creer que el problema no está en el método, sino tal vez en la adquisición o reconstrucción de las imágenes mismas.

Se cree que la metodología propuesta por el fabricante no es la adecuada pues depende fuertemente de la correcta alineación del maniquí, aunque se verificó que estuviese alineado correctamente no se puede asegurar que así haya sido, pues se debió corroborar la alineación de los láseres dentro de la sala de tratamiento. Además, el análisis depende fuertemente de quien lo realiza e incluso puede variar cuando el análisis se realiza en dos fechas distintas por la misma persona.

4.4. Visualización de objetos de bajo contraste

La sección del maniquí correspondiente a evaluar este parámetro contiene 3 conjuntos, cada uno de 7 cilindros en los que varía el diámetro (\emptyset) con diferencias de número CT de 0.5, 1 y 2% respecto al material de fondo. En la Tabla 4.6 se muestran los resultados de esta evaluación, mencionando el diámetro más pequeño del cilindro observable de cada conjunto de cilindros. Ningún estudio mostró una visualización de objetos con 0.5% de diferencia porcentual en número CT respecto al material de fondo.

El valor de tolerancia debe ser establecido en el momento de comisionar el equipo. Tomando como referencia lo establecido por Yoo y colaboradores (2006) que fue 1% - 7 mm \emptyset , ningún estudio realizado con el sistema CBCT cumple con la tolerancia (dejando de lado los estudios realizados con el CT de planificación).

Tabla 4.6. Resultados de la visualización de objetos de bajo contraste. Se muestra el diámetro del cilindro observado para cada conjunto con diferencia porcentual de 0.5, 1 y 2% de número CT respecto al material de fondo.

Estudio	2%	1%	0.5%
1CT1	2.5 mm	5 mm	--
1CT2	1.8 mm	7 mm	--
1CBCT1	--	--	--
1CBCT2	10 mm	--	--
1CBCT3	5 mm	--	--
2CBCT1	7 mm	--	--
2CBCT2	7 mm	--	--
2CBCT3	--	--	--
2CBCT4	5 mm	--	--
2CBCT5	--	--	--
2CBCT6	7 mm	--	--

En los estudios realizados por el sistema CBCT del Hospital 1 (1CBCT) se observa que a medida que aumenta la corriente utilizada para realizar los estudios, la visualización de objetos de bajo contraste se vuelve más “fina” para cilindros de 2% en número CT respecto al material de fondo: para una corriente de 10 mA no se observa cilindro alguno, para una corriente de 20 mA se observa sólo el cilindro de 10 mm de \emptyset y para una corriente de 80 mA se logra observar hasta el cilindro de 5 mm de \emptyset . Esta dependencia confirma la importancia de la fluencia de fotones (y por lo tanto el ruido) en la visualización de objetos de bajo contraste.

Con el sistema 2CBCT los protocolos 2CBCT1 y 2CBCT2 no muestran diferencia a pesar del número de proyecciones utilizado para el estudio y se obtiene ligeramente mejor resultado respecto al protocolo 1CBCT2, el cual se realizó con la misma corriente (mAs). Por otro lado, en cuanto a los estudios realizados utilizando material dispersor, es decir, los estudios utilizando el volumen anular, no se logra a observar ningún cilindro mientras que, si no se

utiliza el volumen anular, el mejor estudio corresponde al 2CBCT4, el cual se realizó utilizando una corriente de 80 mA respecto al 2CBCT6 que se realizó empleando una corriente de 20 mA. Es decir, a mayor fluencia de RX, mejor visualización de objetos de bajo contraste. Como ya se mencionó, el resultado de los estudios en los que se hizo uso de material dispersor muestra que no se logró visualizar ningún cilindro, indicando nuevamente que la dispersión es un factor importante en la degradación de la calidad de las imágenes.

Tener una alta resolución de bajo contraste es necesario para poder llevar a cabo ART [Gardner *et al* 2014], ya que es necesario poder discernir entre el volumen blanco y los órganos de riesgo para poder realizar el delineado de los mismos. En los resultados se observa que no es posible siquiera realizar un seguimiento de la anatomía del paciente debido al poco contraste obtenido, ni pensarlo cuando se estudian regiones anatómicas grandes (mayor material dispersor).

4.5. CNR

En la Figura 4.14 se muestran los resultados del CNR calculado para cada inserto del módulo B del maniquí. El estudio 1CT2 muestra ligeramente mejor CNR que el estudio 1CT1 (entre 3.8% y 7.8% mayor), atribuido al filtro de reconstrucción. El estudio 1CBCT1 mostró resultados de CNR mayores que los de 1CBCT2, lo cual no concuerda con la cantidad de corriente utilizada para realizar los estudios pues el estudio 1CBCT1 se llevó a cabo con un mAs de 74 mientras que el estudio 1CBCT2 con 148 mAs, aunque de acuerdo con los resultados mostrados en la Tabla 4.3 el estudio 1CBCT2 muestra ligeramente mayor ruido. El estudio 1CBCT3 muestra un CNR entre el 40% y 57% mejor que el 1CBCT1 y 1CBCT2, mientras que el estudio 2CBCT1 muestra alrededor del 25% mejor CNR que el estudio 2CBCT2, la diferencia en ambos estudios es el número de proyecciones adquiridas para hacer la reconstrucción y la exposición, y por ende hay diferencia en la dosis administrada.

Comparando los estudios de cabeza de los sistemas CBCT con los adquiridos con el CT convencional, la diferencia en promedio del CNR es del 60% debido principalmente a la corriente empleada y al bajo nivel de ruido en los estudios obtenidos en el CT convencional. Mientras que en los estudios realizados con y sin material dispersor, el CNR de los estudios sin material dispersor aumenta un factor de 5 a 6 respecto al CNR de los estudios con material dispersor.

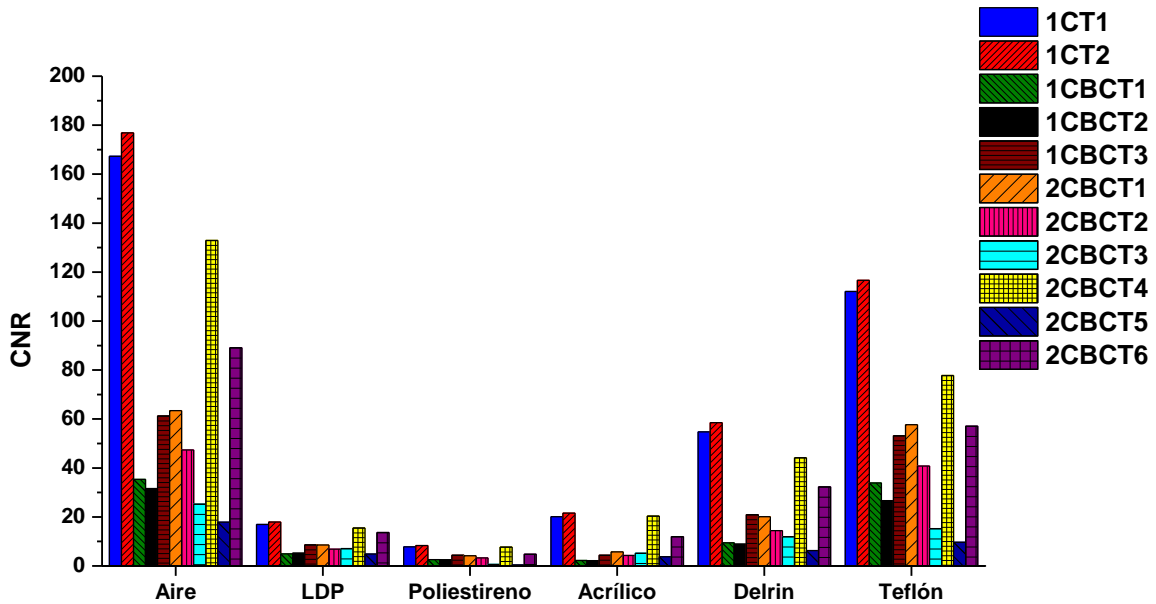


Figura 4.14. CNR de cada inserto del módulo B del maniquí CIRS. El orden de los estudios está de acuerdo con la Tabla 4.1.

4.6. Magnificación

Es importante evaluar la precisión en la escala de las imágenes y en el tamaño de voxel, dicha evaluación se lleva a cabo comparando objetos a distancias conocidas por lo que se estableció el factor de magnificación (F_m) [Bissonnette *et al* 2012]. La evaluación del factor de magnificación se realizó para cada alambre de la periferia (situado a 0° , 90° y 225°) respecto al alambre central del módulo C. La Tabla 4.7 muestra el factor de magnificación promedio ($F_{m,prom}$).

No se realizó una calibración geométrica debido a que es sólo para relacionar el eje central del sistema CBCT con el isocentro del equipo, además de que no forma parte de los objetivos de esta tesis. Sin embargo, sí se evaluó la magnificación de los objetos, puesto que depende del tamaño de voxel y la escala, y está directamente relacionada con la reconstrucción de las imágenes y las coordenadas de movimiento de la mesa para corregir posicionamiento [Bissonnette *et al* 2008], aunado a que la divergencia del haz puede afectar de manera importante [Garayoa 2013].

La tolerancia establecida en medidas de distancia es de ± 1 mm según lo estipulado por el fabricante del maniquí [CIRS 2012]. Por otro lado, Bissonnette y colaboradores (2008) establecen en su programa de control de calidad que la tolerancia puede ser reducida a ± 0.5 mm debido a la estabilidad de sus resultados. Yoo y colaboradores (2006) establecen que la tolerancia debe ser menos del 1% de la distancia a medir, por lo que para distancias de 55 mm es de ± 0.55 mm, es decir, ± 0.01 del F_m .

Tabla 4.7. Resultados de la evaluación del factor de magnificación de las imágenes. Se muestra el F_m a 0° , 90° y 225° , y el $F_{m,prom}$.

Estudio	$F_m (0^\circ)$	$F_m (90^\circ)$	$F_m (225^\circ)$	$F_{m,prom}$
1CT1	0.99	1.00	1.00	1.00 ± 0.01
1CT2	1.00	1.01	1.00	1.00 ± 0.01
1CBCT1	1.00	1.01	0.99	1.00 ± 0.01
1CBCT2	1.00	0.99	1.00	1.00 ± 0.01
1CBCT3	1.00	1.00	1.01	1.00 ± 0.01
2CBCT1	0.99	1.00	1.00	1.00 ± 0.01
2CBCT2	0.99	1.01	1.00	1.00 ± 0.01
2CBCT3	0.99	1.00	1.01	1.00 ± 0.01
2CBCT4	0.99	0.99	1.01	1.00 ± 0.01
2CBCT5	1.01	1.01	0.99	1.00 ± 0.01
2CBCT6	0.99	0.99	1.01	1.00 ± 0.01

Todos los estudios cumplen con los diferentes enfoques ya mencionados, por lo que existe buena reconstrucción geométrica en el plano axial.

Las imágenes tienen buena reconstrucción geométrica en el plano axial. Este parámetro es de suma importancia debido al principal uso del sistema de imagen CBCT.

4.7. Resolución espacial

Como ya se mencionó, la evaluación de la resolución espacial se realizó mediante la observación de pares de líneas y mediante el cálculo de la función de transferencia de modulación (MTF). En la evaluación de la resolución espacial mediante la observación de los pares de líneas (Tabla 4.8) se obtuvo que los estudios adquiridos con CT Siemens presentan una visualización de 6.0 a 7.0 pl/cm, los adquiridos con el sistema CBCT Clinac iX presentan una visualización superior de 7.0 a 9.0 pl/cm, mientras que los estudios realizados en el sistema CBCT acoplado al LINAC TrueBeam de Varian presentan una visualización de 8.0 pl/cm para protocolos de cabeza, mientras que para tórax y pelvis la visualización de pares de líneas va de 2.0 a 5.0 pl/cm. Se sabe que esta evaluación está sujeta al observador [Gulliksrud *et al* 2014], por lo que se realizó el mismo día para todos los estudios bajo las mismas condiciones de despliegue de la imagen.

Comparando los estudios realizados con protocolo de cabeza de los tres sistemas de imagen, se observa que los adquiridos con los sistemas CBCT tienen mejor resolución espacial que los obtenidos con el CT de planificación, lo cual se le atribuye principalmente al tamaño de los detectores en el CT y el tamaño del dixel del detector de panel plano en el CBCT.

Tabla 4.8. Resolución espacial evaluada con los patrones de barras. Se le asignó una incertidumbre de acuerdo con la mitad del incremento en la escala.

Estudio	Resolución espacial (pl/cm)	Tamaño del objeto más pequeño visible (mm)
1CT1	7.0 ± 0.5	0.71
1CT2	6.0 ± 0.5	0.83
1CBCT1	7.0 ± 0.5	0.71
1CBCT2	9.0 ± 0.5	0.56
1CBCT3	9.0 ± 0.5	0.56
2CBCT1	8.0 ± 0.5	0.63
2CBCT2	8.0 ± 0.5	0.63
2CBCT3	4.0 ± 0.5	1.25
2CBCT4	5.0 ± 0.5	1.00
2CBCT5	2.0 ± 0.5	2.50
2CBCT6	5.0 ± 0.5	1.00

En los estudios realizados con el sistema de imagen CBCT del Hospital 1 (1CBCT), la resolución espacial es menor para el estudio 1CBCT1 correspondiente a un protocolo de adquisición de baja dosis, mientras que en los estudios 1CBCT2 y 1CBCT3 correspondientes a protocolos de dosis estándar y alta calidad, respectivamente, no se observa diferencia. Resultados similares se muestran en el estudio realizado por Garayoa y colaboradores (2013).

En los estudios adquiridos con el sistema de imagen CBCT del Hospital 2 (2CBCT), las imágenes que presentan mejor resolución espacial son aquellas adquiridas con los protocolos de cabeza (2CBCT1 y 2CBCT2) y empeora para los estudios con protocolos de adquisición de pelvis y tórax (2CBCT3-6). Este resultado está en concordancia con el tamaño de pixel en la imagen establecido en el protocolo (para los estudios con protocolo de cabeza se utilizó un pixel de 0.51 mm de lado, mientras que para los estudios con protocolos de tórax y pelvis fue de 0.91 mm). Otra causa se le atribuye al tamaño del objeto y por lo tanto del FOV (de 26 x 26 cm² para protocolo de cabeza y 46 x 46 cm² para protocolo de tórax), ya que al aumentar el tamaño del objeto aumenta la radiación dispersa [Ding *et al* 2007], lo que a su vez produce más artefactos [Shaw 2014] por lo que dificulta la visualización de los pares de líneas.

Yoo y colaboradores (2006) establecen una tolerancia en la resolución espacial evaluada por pares de líneas (de acuerdo con su comisionamiento) de 6 pl/cm. Tomando este valor como referencia, sólo los estudios realizados con protocolos de adquisición correspondiente a cabeza cumplen con esta condición.

Los resultados de la evaluación de la resolución espacial mediante la Función de transferencia de modulación del sistema se muestran en la Tabla 4.9 y las Figuras 4.15 y 4.16. La MTF está limitada por la frecuencia de Nyquist del sistema, la cual es determinada por el tamaño del pixel en la imagen reconstruida. Para una mejor visualización de los

resultados, se muestra un ajuste gaussiano a la MTF con sus barras de incertidumbre; las incertidumbres se obtuvieron de las desviaciones estándar asociadas a las LSF's obtenidas en los diferentes cortes en donde se visualizó el alambre de tungsteno. Los resultados utilizados para comparar la MTF de los diferentes estudios, fueron los obtenidos del alambre que está a 90° en la imagen, pues al evaluar la MTF en el plano axial, fueron los resultados más favorables, como se verá más adelante.

Tabla 4.9. Resolución espacial evaluada con la función de transferencia de modulación (MTF).

Estudio	MTF _{10%} (ciclos/mm)	Tamaño del objeto más pequeño visible (mm)
1CT1	0.58 ± 0.6 %	0.86
1CT2	0.55 ± 0.5 %	0.90
1CBCT1	0.89 ± 2.1 %	0.56
1CBCT2	1.06 ± 11.0 %	0.47
1CBCT3	1.00 ± 0.9 %	0.50
2CBCT1	0.81 ± 1.1 %	0.62
2CBCT2	0.86 ± 1.9 %	0.58
2CBCT3	0.56 ± 2.5 %	0.89
2CBCT4	0.57 ± 1.9 %	0.87
2CBCT5	0.58 ± 14.0 %	0.86
2CBCT6	0.56 ± 3.0 %	0.89

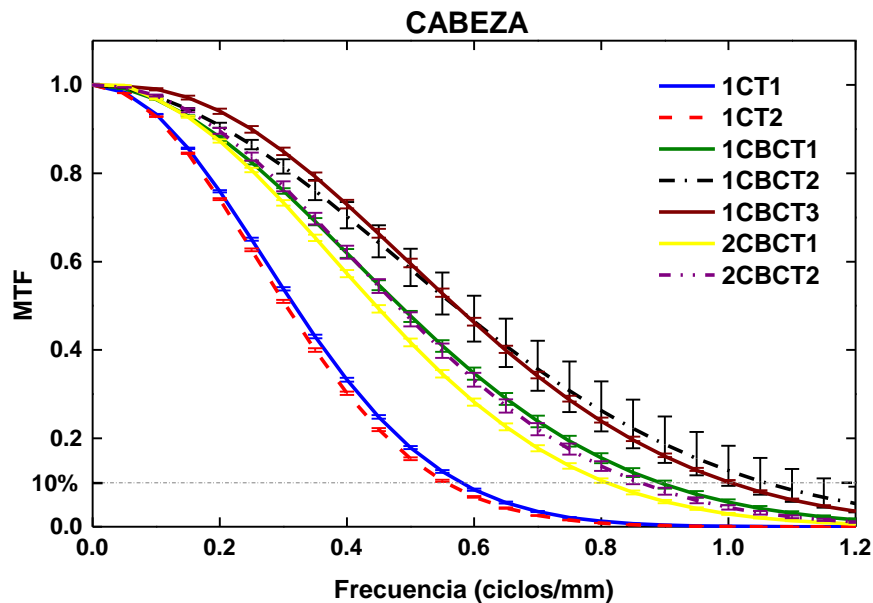


Figura 4.15. Función de transferencia de modulación (MTF) de cada estudio correspondiente a protocolo de cabeza.

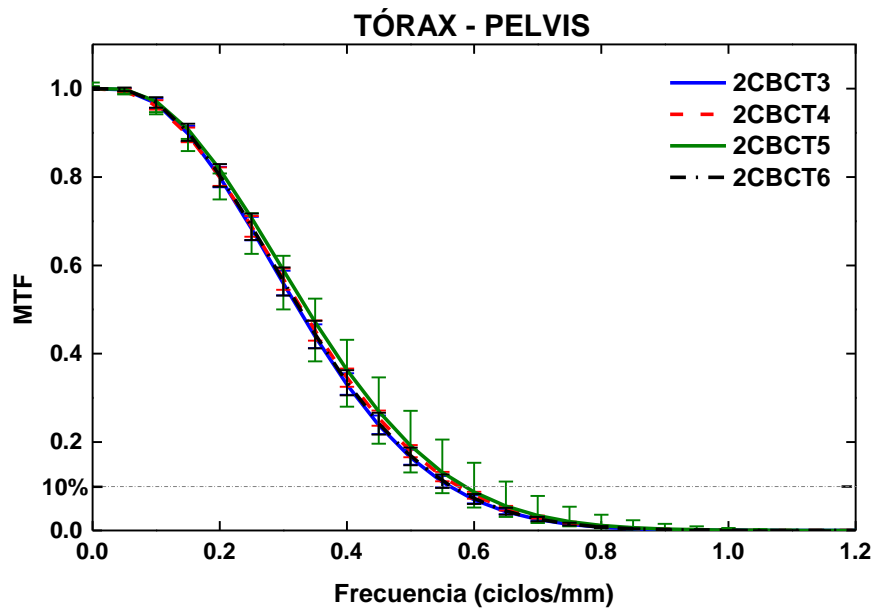


Figura 4.16. Función de transferencia de modulación (MTF) de cada estudio correspondiente a protocolos de tórax y pelvis.

De acuerdo con la convención de la resolución espacial límite establecida a la frecuencia a la cual la MTF toma el valor del 10%, los valores oscilan alrededor de 0.55 a 1.06 ciclos/mm para protocolos de cabeza y de 0.56 a 0.58 ciclos/mm para protocolos de tórax y pelvis (Tabla 4.9).

En cuanto al resultado de la MTF para estudios de cabeza (Figura 4.15), se muestra que el sistema 1CBCT depende del protocolo de adquisición de imagen, pues la resolución espacial se deteriora al utilizar el protocolo de adquisición de baja dosis (1CBCT1) en concordancia con los resultados mostrados en la Tabla 4.8. Sin embargo, de acuerdo con Shaw (2014) la resolución espacial debería mantenerse constante al variar la dosis, contrario a los resultados obtenidos. Otra diferencia observada entre estos estudios (1CBCT) es que el estudio de baja dosis al parecer utiliza un filtro diferente en la reconstrucción de la imagen, dato que no se puede corroborar porque la información es confusa en la información DICOM de los estudios. De ser así, podría decirse que el filtro Sharp empleado en los estudios 1CBCT2 y 1CBCT3 mejora la resolución espacial en las imágenes.

Se observa una diferencia porcentual del 6.2% en la MTF de acuerdo con la trayectoria de adquisición de las proyecciones obtenidas para la reconstrucción de la imagen en protocolo de cabeza del sistema CBCT del Hospital 2. Para el estudio 2CBCT1 se obtuvo una MTF de 0.81 ± 1.10 % y para el estudio 2CBCT2 una de 0.86 ± 1.93 %, donde en el estudio 2CBCT1 se obtuvieron proyecciones en una trayectoria de 360° mientras que en el estudio 2CBCT2 en una trayectoria de 200° . Elstrøm y colaboradores (2011) reportaron diferencias

porcentuales del 9.7% y 15.6% en el valor de la MTF al 10% dependiendo de la trayectoria del escaneo, se lo atribuyen a la inestabilidad mecánica del sistema de imagen, lo cual concuerda con los resultados obtenidos.

En la Figura 4.16 se muestran los resultados obtenidos para los protocolos de adquisición de tórax y pelvis, con y sin el complemento anular. Se observa que todos los estudios presentan prácticamente la misma función de transferencia de modulación sin afectarles la dispersión ocasionada por el complemento anular. Los resultados para los estudios 2CBCT3 y 2CBCT5 no concuerdan con la evaluación cualitativa (Tabla 4.8) y se cree que se debe a que la dispersión ocasionada por el complemento anular produjo artefactos haciendo difícil la visualización de los pares de líneas que se encuentran en un módulo diferente al módulo en donde se realiza la evaluación de la MTF. De aquí la importancia de establecer protocolos cualitativos con poca dependencia del observador, artefactos y dispersión en las imágenes.

Como el sistema se supone lineal e invariante ante rotaciones entonces se asume una MTF simétrica respecto al origen por lo que sólo se muestran los valores para frecuencias positivas [Garayoa 2013]. Para corroborar que la MTF es invariante ante traslaciones, se obtuvo la MTF para cada alambre visible en el plano axial del módulo (alambre central, a 0°, 90° y 225°). Los resultados fueron los mismos dentro de las incertidumbres para los estudios realizados con el CT de planificación del Hospital 1 (Figura 4.17).

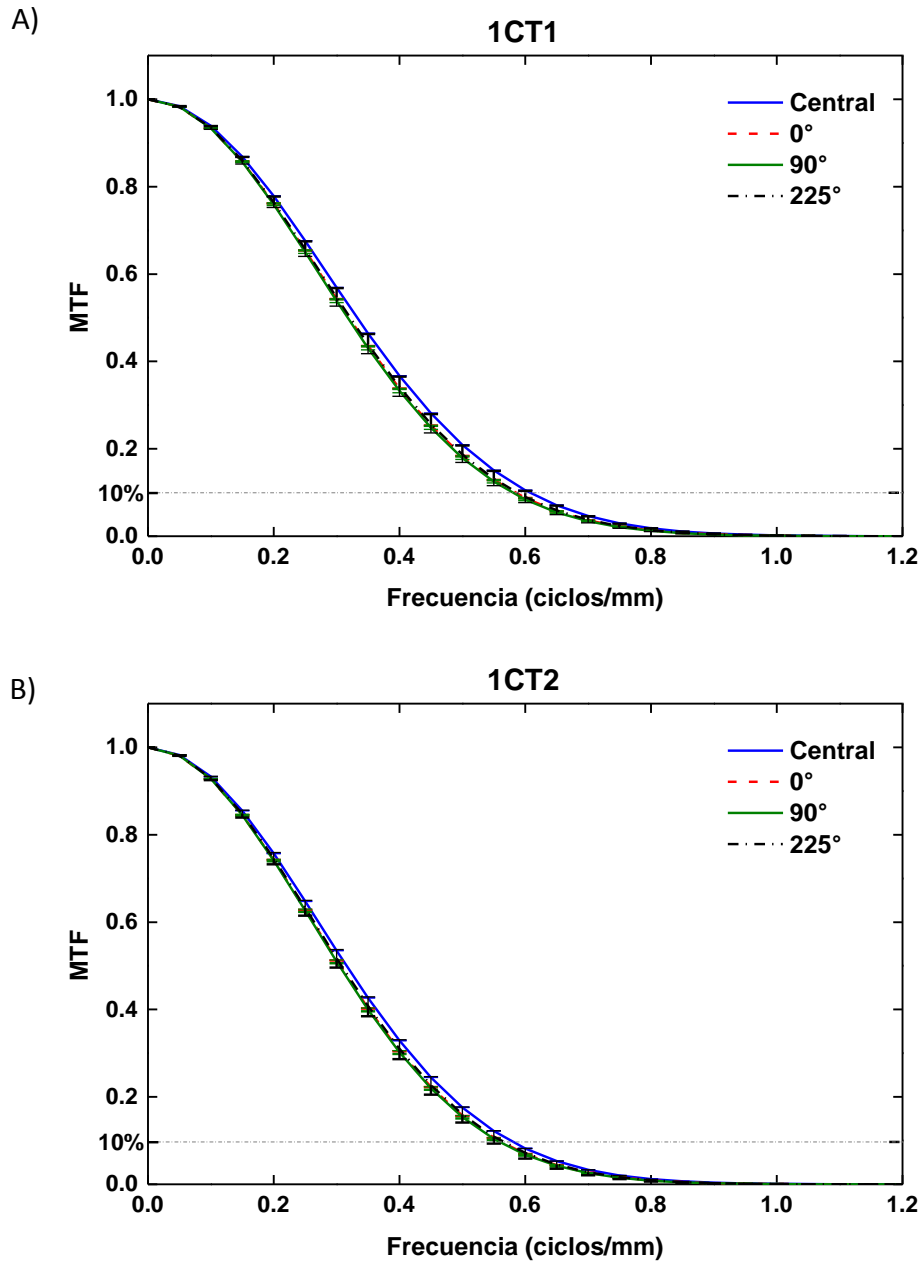


Figura 4.17. Evaluación de la MTF en el plano axial para los estudios A) 1CT1 y B) 1CT2.

Para los estudios realizados con el sistema de imagen CBCT del Hospital 1 los resultados fueron desfavorables para el estudio 1CBCT1 como se puede apreciar en la Figura 4.18. La MTF obtenida con el alambre central muestra mejor resolución espacial respecto a las que se encuentran en la periferia. El comportamiento es similar en la evaluación de la MTF del estudio 1CBCT3 (Figura 4.20), mientras que en el estudio 1CBCT2 (Figura 4.19), la MTF es mejor para el alambre central, pero todas se encuentran dentro de la incertidumbre.

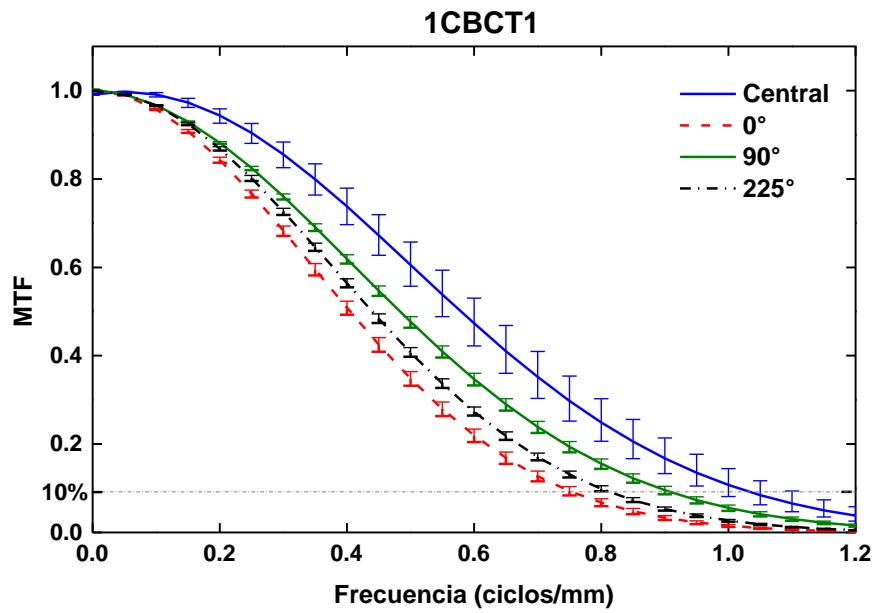


Figura 4.18. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 1CBCT1.

En las Figuras 4.19 y 4.20 se muestran los resultados de la evaluación de la MTF en el plano axial de los estudios 1CBCT2 y 1CBCT3.

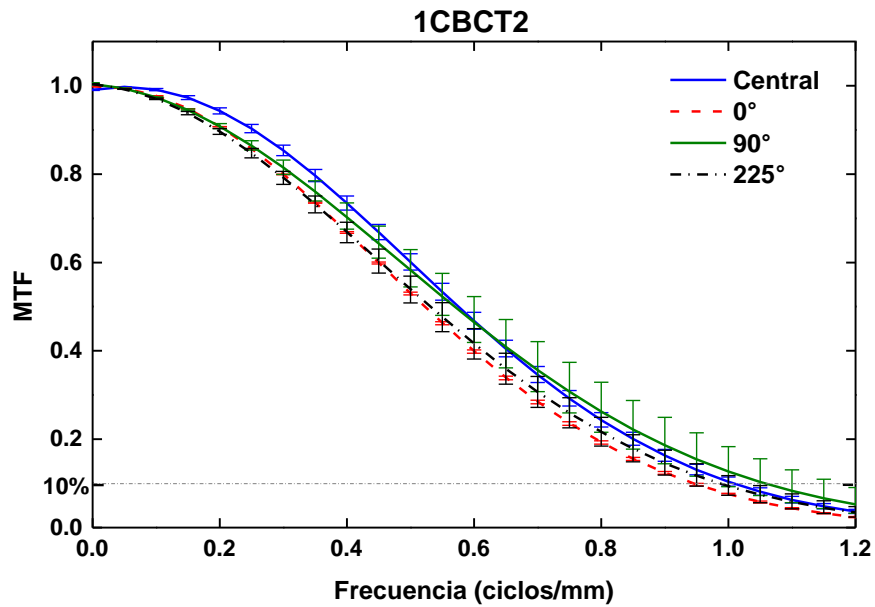


Figura 4.19. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 1CBCT2.

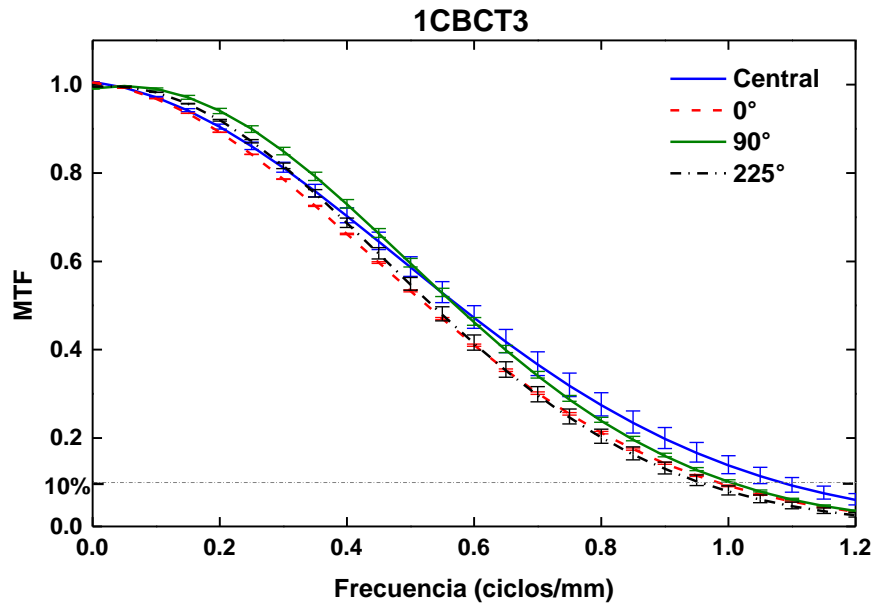


Figura 4.20. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 1CBCT3.

Los resultados de la evaluación de la MTF en el plano axial para el sistema 2CBCT se muestran en las Figuras 4.21 – 4.26.

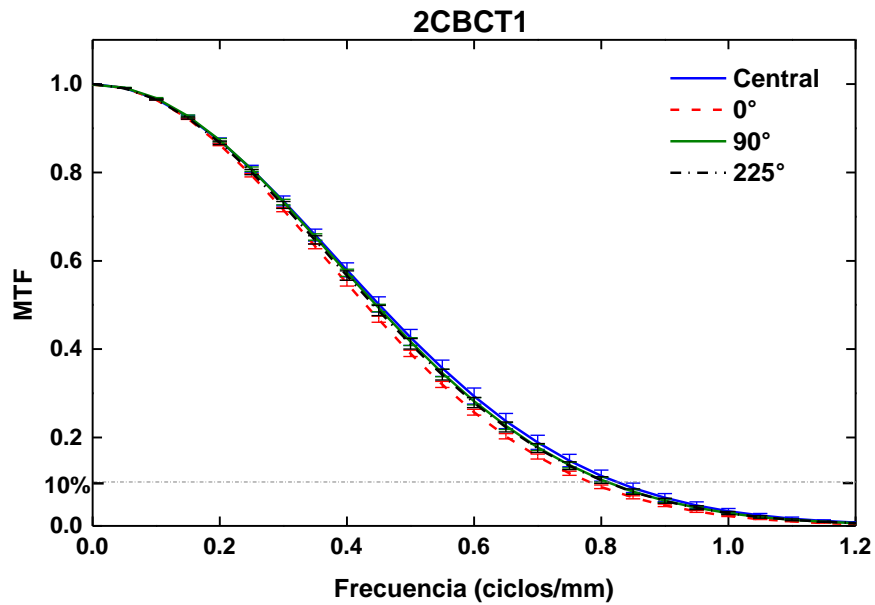


Figura 4.21. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 2CBCT1.

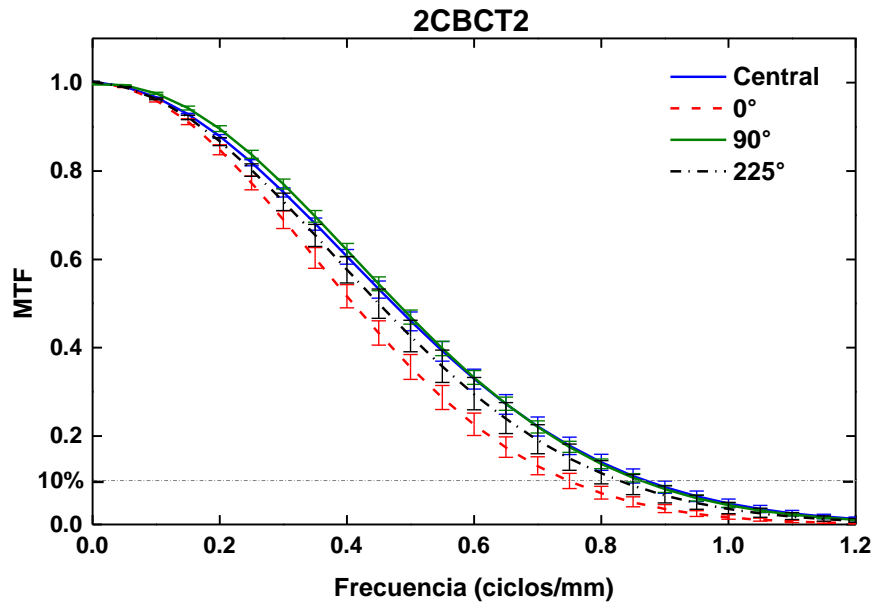


Figura 4.22. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 2CBCT2.

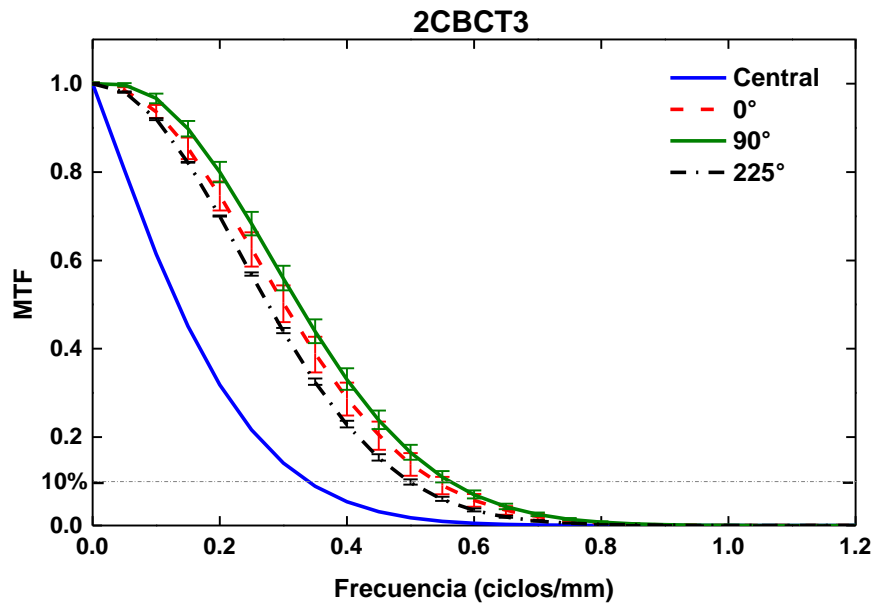


Figura 4.23. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 2CBCT3.

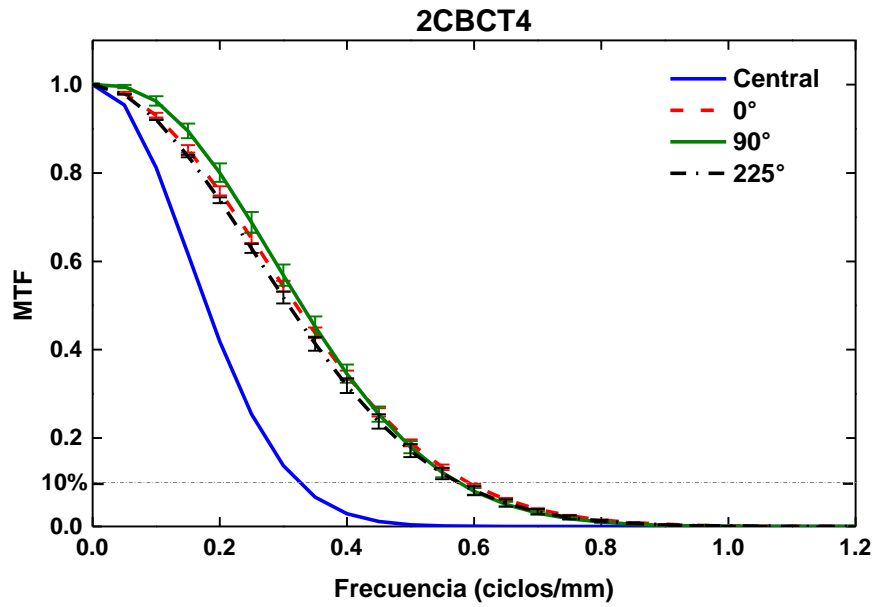


Figura 4.24. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 2CBCT3.4

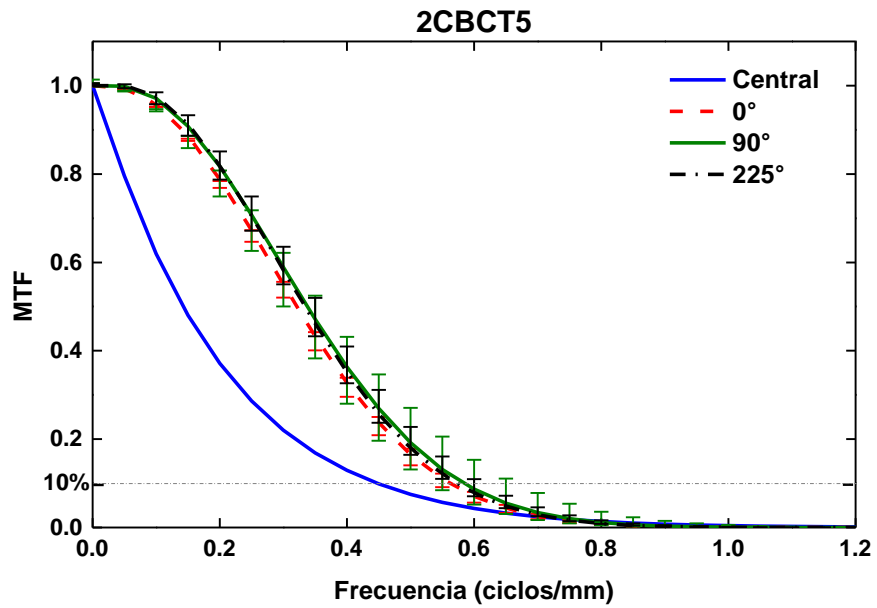


Figura 4.25. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 2CBCT5.

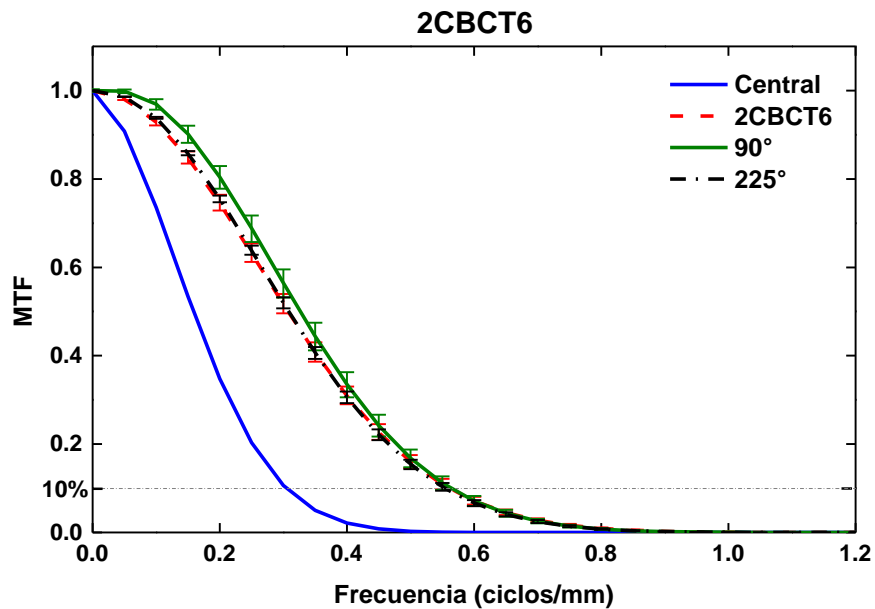


Figura 4.26. Evaluación de la MTF en el plano axial del estudio 2CBCT6.

En los estudios realizados con el sistema CBCT del Hospital 2 para protocolos de cabeza (Figuras 4.21 y 4.22), los resultados de la MTF en el plano axial para el estudio 2CBCT1 es el mismo, mientras que para el estudio 2CBCT2, la diferencia es de --- obteniendo mejor resolución espacial en el alambre central y la que se encuentra a 90°. La razón, al igual que en la evaluación de pares de líneas, podría deberse a la obtención de un menor número de proyecciones para reconstruir la imagen.

La MTF de los estudios correspondientes a protocolos de tórax y pelvis muestran que la curva correspondiente al alambre central tiene una caída abrupta y por ende peor resolución espacial (Figuras 4.23 a 4.26). Esto es resultado de un artefacto prominente en la región central de las imágenes (Figura 4.27) y el comportamiento es el mismo para los 4 estudios (2CBCT3 al 2CBCT6).

Entre los factores que limitan la resolución espacial se encuentran el tamaño de la mancha focal, el tamaño de detector, los kernels o filtros de reconstrucción, la geometría de escaneo y la matriz de despliegue de imagen [Nikoloff 1998], por lo que definir cuál es el factor predominante en la influencia de los resultados obtenidos puede ser un poco inconveniente, sin embargo, se cree que es el tamaño del dixel de panel plano.

Bissonnette y colaboradores (2008) al igual que Garayoa y colaboradores (2013) obtuvieron la MTF en tres posiciones en el eje Z y no obtuvieron variaciones. Por esta razón no se varió la posición en esta dirección, pero si se cuidó que fuese la misma posición respecto al isocentro.

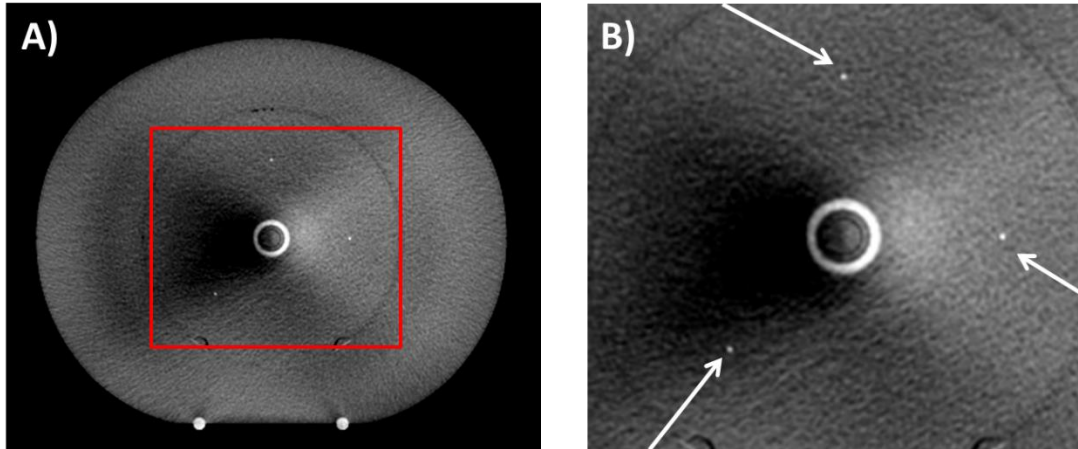


Figura 4.27. Artefacto en la región central del módulo para evaluar la MTF. La imagen B) es una ampliación de lo señalado en el recuadro rojo en la imagen A).

La frecuencia con la que se debe realizar esta evaluación depende del uso principal para el CBCT, por ejemplo, si sólo se emplea para verificar posicionamiento, Yoo y colaboradores (2006) establecen una frecuencia semestral, sin embargo, si lo que se desea es hacer una certificación de la dosis administrada al paciente más certera, la frecuencia en la que se realiza un estudio de calidad de imagen debe ser menor. Se recomienda un seguimiento por un periodo de tiempo de mínimo 3 meses para poder establecer las tolerancias de un programa de garantía de calidad, al igual que es necesario comparar los resultados con los obtenidos en la calibración de los sistemas de imagen [Garayoa 2013].

Aunque existen diversos estudios en los que ya se han empleado estos equipos para realizar ART, y ya que los resultados pueden variar dependiendo del equipo incluso aunque sean del mismo vendedor o marca [Bissonnette *et al* 2008], al menos en los sistemas aquí evaluados se necesitan llevar a cabo otros procedimientos tales que permitan la mejora en la calidad de las imágenes, pues aunque los sistemas CBCT implementan métodos de corrección por dispersión utilizando rejillas antidispersoras y empleando algoritmos matemáticos, entre otros, no cumplen satisfactoriamente con su objetivo.

De acuerdo con los programas de control de calidad presentados por Yoo y colaboradores (2006) y Bissonnette y colaboradores en 2008, y 2012, la calidad de la imagen solo debe ser comparada con los datos o valores establecidos en el comisionamiento del equipo, sin embargo, en esta tesis se estableció que el interés principal es establecer si las imágenes pueden ser utilizadas con el fin de seguir los cambios anatómicos del paciente o ser utilizadas para radioterapia adaptativa. De acuerdo con los resultados ya presentados se concluye que las imágenes necesitan ser corregidas principalmente por dispersión, ya sea

por algoritmos matemáticos como emplear un filtro en la reconstrucción de las imágenes, disminución del FOV, etc. Sin embargo, si se optara por reducir la dispersión en las imágenes mediante la reducción del FOV, se vuelve al problema de que como las imágenes se quieren para radioterapia adaptativa, es necesario poder contar con un campo de vista lo suficientemente grande para que al recalcular el tratamiento se tome en cuenta la dosis debida a la radiación dispersa.

4.8. Resumen del desempeño global

Para tratar de integrar toda la información obtenida en esta tesis, en la Tabla 4.10 se pretende mostrar el comportamiento de los parámetros considerados en la evaluación de calidad de imagen, tomando en cuenta sólo los estudios realizados con protocolo de adquisición de cabeza. Por facilidad de interpretación, se utilizaron colores para dicha evaluación: verde, amarillo, anaranjado y rojo corresponden a óptimo, buen, razonable, mal comportamiento, respectivamente. Tomando en cuenta este etiquetado, se puede concluir que ambos sistemas CBCTs tienen un comportamiento similar respecto a la frecuencia de colores asignados.

Tabla 4.10. Resumen de la calidad de imagen respecto a cada parámetro evaluado. Se presentan sólo los estudios de cabeza. Verde, amarillo, anaranjado y rojo corresponden a óptimo, buen, razonable, mal comportamiento, respectivamente.

Parámetro	1CT1	1CT2	1CBCT1	1CBCT2	1CBCT3	2CBCT1	2CBCT2
Uniformidad	Verde	Verde	Anaranjado	Anaranjado	Amarillo	Amarillo	Amarillo
Linealidad número CT	Verde	Verde	Amarillo	Anaranjado	Amarillo	Anaranjado	Anaranjado
Grosor de corte	Amarillo	Amarillo	Verde	Verde	Verde	Anaranjado	Anaranjado
Bajo contraste	Verde	Verde	Anaranjado	Anaranjado	Anaranjado	Anaranjado	Anaranjado
Magnificación	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Resolución espacial	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde

5. CONCLUSIONES

En esta tesis se analizó la calidad de imagen de dos sistemas de imagen CBCT para protocolos de cabeza, se compararon los resultados con estudios obtenidos con un CT exclusivo para la planificación de tratamientos de radioterapia. También, se analizó el impacto de la dispersión en la calidad de imagen para protocolos de adquisición de tórax y pelvis. Las evaluaciones se llevaron a cabo utilizando el maniquí de calidad de imagen comercial y se definieron los parámetros por los cuales se evaluaron las imágenes, con el fin de verificar si dichas imágenes cumplen con el objetivo de la IGRT y ART. Las imágenes fueron analizadas mediante el uso de ImageJ y Matlab.

Un primer obstáculo que se encontró durante la realización de este trabajo es que no existe un protocolo estándar bien establecido para realizar la evaluación de calidad de imagen de sistemas de imagen acoplados a aceleradores lineales. Esto requirió el tener que hacer una extensa búsqueda bibliográfica para definir los parámetros a evaluar. En algunas de estas evaluaciones interviene el observador, y para tratar de eliminar esa dependencia, se cuantificaron algunos parámetros para una evaluación más objetiva que, a su vez, permitió la comparación de resultados con otros sistemas de imagen.

La calidad de imagen de los equipos CBCT evaluados no se compara con la ofrecida por el tomógrafo computarizado de planificación (CT convencional), sin embargo, si cumple con el objetivo de posicionar al paciente, pues los resultados mostraron buena reconstrucción geométrica. Respecto a su posible uso para ART, los resultados no son concluyentes pues se requerirían estudios adicionales que permitan una calibración específica (para ser utilizada en el sistema planificación) como función del tamaño del paciente, haz de radiación y geometría utilizada.

Los sistemas CBCT mostraron mejor resolución espacial que el sistema CT helicoidal atribuido principalmente al tamaño del dixel del detector de panel plano. Por otro lado, el sistema CT muestra una mejor visualización de objetos de bajo contraste, permitiendo discernir entre pequeñas variaciones en tejido blando. Esto es de esperarse pues la técnica CBCT tiene una mayor contribución de fotones dispersados dada la geometría de irradiación.

Trabajo a futuro

Considerando que la dispersión es el principal factor que deteriora la calidad de las imágenes en CBCT y que éstas a su vez idealmente se podrían utilizar en el cálculo de dosis, se considera que se debe continuar con la implementación de algoritmos de reconstrucción de imágenes tomográficas corregidos por dispersión, proponiendo el uso de métodos iterativos, aunque en la práctica clínica el factor tiempo es tremendamente importante (razón por la cual el algoritmo de reconstrucción más utilizado es el FDK que es un algoritmo analítico).

En cuanto al diseño de la base del maniquí utilizado para evaluar la calidad de las imágenes, se considera que no es el más conveniente. Si bien el hecho de colocarlo sobre la mesa de tratamiento facilita su uso y representa un posicionamiento más realista (comparado con otros maniqués tal el caso del maniquí catphan), el material tanto de las barras de soporte como de los tornillos de seguridad afecta la calidad de las imágenes, produciendo una cantidad considerable de artefactos. Por esta razón se propone elaborar una base de material tejido equivalente o agua sólida para minimizar los artefactos producidos.

Un aspecto que no se pudo evaluar en este trabajo fue la dosis asociada a los estudios CBCT. Dado que este parámetro es de vital importancia en la calidad de las imágenes, se propone como un plan a futuro incorporar una metodología para medir dosis. Adicionalmente, para poder verificar que los sistemas de imagen evaluados son aptos para llevar a cabo radioterapia adaptativa se propone hacer comparaciones de dosis de planes de tratamiento basados tanto en imágenes de CT convencional como en CBCT.

Finalmente, se considera que es indispensable establecer un programa estricto de control de calidad en cada uno de los equipos con la periodicidad adecuada y con un buen seguimiento para poder detectar cuando se necesita realizar una recalibración del sistema. Se propone elaborar un protocolo basado en las condiciones de cada institución, para ello es necesario realizar un seguimiento durante un tiempo considerado para establecer valores de referencia.

6. REFERENCIAS

- Alonso Díaz, M., *et al* (2011). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica. Sociedad Española de Radiología Médica, 77-131.
- Bertelsen, A., Schytte, T., Bentzen, S. M., *et al* (2011). Radiation dose response of normal lung assessed by Cone Beam CT – A potential tool for biologically adaptive radiation therapy. *Radiotherapy and Oncology*, 100 (3), 351-55.
- Bissonnette, J. P., Balter, P. A., Dong, *et al* (2012). Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A Report of the AAPM TG-179. *Medical Physics*, 39 (4), 1946-63.
- Bissonnette, J. P., Moseley D. J., Jaffray D. A. (2008). A quality assurance for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Medical Physics*, 35 (5), 1807-15.
- Bradley, W. G. (2008). History of medical imaging. *Proceedings of the American Philosophical Society*, 152 (3), 349-61.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr, E. M., Boone, J. M., Goldschmidt Jr, E. J. (2012). *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippincott Williams & Wilkins. 3ra edición.
- Buzug, T. M. (2008). *Computed tomography: from photon statistics to modern cone-beam CT*, Springer Science & Business Media.
- Cherry, S. R., Sorenson, J. A., Phelps, M. E. (2012). *Physics in Nuclear Medicine*. Elsevier Health Sciences. 4ta edición.
- Cierniak, R. (2011). *X-ray computed tomography in biomedical engineering*. Springer Science & Business Media.
- CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology,
<http://www.cirsinc.com/products/modality/26/cbct-electron-density-and-image-quality-phantom/>, consultada en julio de 2016.
- Dawson, L. A., Sharpe, M. B. (2006). Image-guided radiotherapy: rationale, benefits, and limitations. *The Lancet Oncology*, 7 (10), 848-58.
- Droege, R. T., Morin, R. L. (1982). A practical method to measure the MTF of CT scanners. *Medical Physics*, 9 (5), 758-60.

- Ding, G.X., Duggan, D.M., Coffey, C.W., (2007). Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy. *Phys. Med. Biol.* 52, 1595.
- Elstrøm, U. V., Muren, L. P., Petersen, J. B., Grau, C. (2011). Evaluation of image quality for different kV cone-beam CT acquisition and reconstruction methods in the head and neck region. *Acta Oncologica*, 50 (6), 908-17.
- Evans, P. M. (2008). Anatomical imaging for radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 53 (12), R151-91.
- Garayoa, J., Castro, P. (2013). A study on image quality provided by a kilovoltage cone-beam computed tomography. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14 (1), 239-57.
- Gardner, S. J., Studenski, M. T., Giaddui, T., Cui, Y., Galvin, J., Yu, Y., Xiao, Y. (2014). Investigation into image quality and dose for different patient geometries with multiple cone-beam CT systems. *Medical Physics*, 41 (3), 031908 1-11.
- Goodenough, D. (2013). Catphan 504 Manual. Phantom Laboratories Inc. <https://www.phantomlab.com/catphan-500/>, consultada en noviembre de 2017.
- Grimmer, R., Krause, J., Karolczak, M., Lapp, R., Kachelriess, M. (2008). Assessment of spatial resolution in CT. In *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS'08. IEEE*, 5562-66.
- Gulliksrud, K., Stokke, C., Martinsen, A. C. T. (2014). How to measure CT image quality: variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom. *Physica Medica*, 30 (4), 521-26.
- Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática. Estadísticas a propósito del día mundial contra el cáncer. Datos Nacionales. http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/aproposito/2017/cancer2017_Nal.pdf, consultado en abril de 2017.
- International Atomic Energy Agency, <https://www.iaea.org/topics/cancer>, consultada en abril de 2017.
- Jaju, P. P., Jain, M., Singh, A., Gupta, A. (2013). Artefacts in cone beam CT. *Open Journal of Stomatology*, 3 (05), 292-97.
- Judy, P. F. (1976). The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner. *Medical Physics*, 3 (4), 233-36.

- Judy, P. F., Balter, S., Bassano, D., *et al* (1977). Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners. Diagnostic Radiology Committee Task Force on CT Scanner Phantoms. Report No. 1. American Association of Physicists in Medicine.
- Keat, N., Platten, D., Lewis, M., Edyvean, S. (2005). Siemens Somatom Sensation Open CT scanner technical evaluation. Report 05071. Centre for Evidence-based Purchasing. Purchasing and supply agency.
- Khan, F. M., Gibbons, J. P. (2014). Khan's the Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams & Wilkins, 5ta edición.
- Klein, E. E., Hanley, J., Bayouth, J., *et al* (2009). Task Group 142 Report: Quality assurance of medical accelerators. Medical Physics, 36 (9), 4197-212.
- Kutcher, G. J., Coia, L., Gillin, M., *et al* (1994). Comprehensive QA for radiation oncology. Radiation Therapy Committee, Task Group No. 40. American Association of Physicists in Medicine. Medical Physics, 21 (4), 581-618.
- Lin, P. P., Beck, T. J., *et al* (1993). Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. Diagnostic X-Ray Imaging Committee, Report No. 39, American Association of Physicists in Medicine.
- Mail, N., Moseley, D. J., Siewerdsen, J. H., Jaffray, D. A. (2009). The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality. Medical Physics, 36 (1), 22-32.
- National Cancer Institute, <https://www.cancer.gov/about-cancer/treatment>, consultada en abril de 2017.
- Nickoloff, E. L. (1988). Measurement of the PSF for a CT scanner: appropriate wire diameter and pixel size. Physics in Medicine and Biology, 33 (1), 149-55.
- Nobel Prize, http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/, consultada en julio de 2017.
- Organización Mundial de la Salud, <http://www.who.int/cancer/about/facts/es/>, consultada en abril de 2017.
- Podgorsak, E. B., *et al* (2005). Radiation Oncology Physics. A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- Radiopedia, <https://radiopaedia.org/articles/ct-scanner-evolution>, consultada en julio de 2017.

- Radon, J. (1986). On the determination of functions from their integral values along certain manifolds. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 5 (4), 170-6.
- Rasband W.S., ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <https://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2016.
- Real Academia Española, <http://dle.rae.es>, consultada en julio de 2017.
- Rodriguez, M. (2015). Física en Medicina, material de clase de la Maestría en Ciencias (Física Médica), Posgrado en Ciencias Físicas, UNAM.
- Rossmann, K. (1969). Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function: Tools for the study of imaging systems 1. *Radiology*, 93 (2), 257-72.
- Shaw, C. C. (2014). Cone beam computed tomography, *Imaging in Medical Diagnosis and Therapy*, W. R. Hendee, Series Editor, CRC Press.
- Siewerdsen, J. H., Jaffray, D. A. (2001). Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Medical physics*, 28 (2), 220-31.
- Srinivasan, K., Mohammadi, M., Shepherd, J. (2014). Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A Review. *Polish Journal of Radiology*, 79, 181-93.
- Varian Medical Systems, <https://www.varian.com/oncology/products/imaging/on-board-imager-obi?cat=resources>, consultada en julio de 2016.
- Wambersie, A., & Landberg, T. (1999). ICRU Report 62: Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. ICRU Bethesda MD.
- Westendorp, H., Hoekstra, C. J., Immerzeel, J. J., Pol, S. M., *et al* (2017). Cone-beam CT-based adaptive planning improves permanent prostate brachytherapy dosimetry: An analysis of 1266 patients. *Medical Physics*, 44 (4), 1257-67.
- World Health Organization, International Agency for Research on Cancer, Cancer Today, <http://gco.iarc.fr/today/fact-sheets-populations?population=484&sex=0#collapse1>, consultada en abril de 2017.
- Yan, D., Vicini, F., Wong, J., Martinez, A. (1997). Adaptive radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 42 (1), 123-32.
- Yin, F. F., Wong, J., Balter, J., Benedict, S., Craig, J., Dong, L., *et al* (2009). The role of in-room kV X-ray imaging for patient setup and target localization. Task Group No. 104, American Association of Physicist in Medicine.

Yoo S., Kim G. Y. Hammoud R., *et al* (2006). A quality assurance program for the on-board imager. *Medical Physics*, 33 (11), 4431-47.