

Tesis de Maestría

Protocolo de control de calidad y comisionamiento de fantoma para imágenes de tomografía computada

Girard, Gisele

2016-04-08

Este documento forma parte de la colección de tesis doctorales y de maestría de la Biblioteca Central Dr. Luis Federico Leloir, disponible en digital.bl.fcen.uba.ar. Su utilización debe ser acompañada por la cita bibliográfica con reconocimiento de la fuente.

This document is part of the doctoral theses collection of the Central Library Dr. Luis Federico Leloir, available in digital.bl.fcen.uba.ar. It should be used accompanied by the corresponding citation acknowledging the source.

Cita tipo APA:

Girard, Gisele. (2016-04-08). Protocolo de control de calidad y comisionamiento de fantoma para imágenes de tomografía computada. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires.

Cita tipo Chicago:

Girard, Gisele. "Protocolo de control de calidad y comisionamiento de fantoma para imágenes de tomografía computada". Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires. 2016-04-08.

EXACTAS UBA

Facultad de Ciencias Exactas y Naturales



UBA

Universidad de Buenos Aires



UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales
Maestría en Física Médica

Protocolo de control de calidad y comisionamiento de fantoma para imágenes de tomografía computada

Tesis presentada para optar al título de Magíster de la Universidad de Buenos Aires en
Física Médica

Gisele Girard

Director de tesis: Rosana Pirchio

Co-Director de tesis: Alma Grinstein

Lugar de trabajo: Hospitales de la ciudad de Buenos Aires, Argentina

Buenos Aires, 2016

Protocolo de control de calidad y comisionamiento de fantoma para imágenes de tomografía computada

El control de los equipos de tomografía computada es indispensable para obtener una adecuada calidad de imagen y asegurar que la dosis recibida por el paciente sea tan baja como sea posible.

Fue diseñado un plan de comisionamiento para el fantoma Catphan® 700, el cual consta de 17 pruebas relativas al control de calidad en TC. Mediante la utilización de este fantoma se han logrado verificar 22 parámetros que hacen al control y aseguramiento de calidad del sistema de TC: sistema de alineación del paciente, ancho de corte, desplazamiento de la camilla, simetría circular del sistema de visualización, linealidad espacial en los ejes x, y, z, dimensiones de pixel, linealidad de volumen, resolución espacial, MTF, sensitometría, linealidad del número CT, escala de contraste, curva de calibración para planificación de radioterapia, resolución de bajo contraste, exactitud de número CT, nivel de ruido, uniformidad del número CT, fracción de uniformidad, artefactos y consistencia en tres dimensiones. En ciertos parámetros fueron descriptos más de un método de medición, por ejemplo, ancho de corte y resolución espacial, entre otros.

También se midieron parámetros dosimétricos: CTDI en aire y en volumen con maniqués de cabeza y de abdomen y fue calculado el producto dosis-longitud.

El protocolo de utilización del fantoma fue puesto en práctica en dos tomógrafos pertenecientes a Hospitales de la Ciudad de Buenos Aires: Hospital General de Agudos "Dr Ignacio Pirovano" e Instituto de Oncología "Ángel H. Roffo". En ambos casos, los parámetros evaluados se encuentran dentro de las tolerancias especificadas en las correspondientes referencias internacionales.

Como herramienta de cálculo y de registro, fueron creadas diversas planillas en formato hoja de cálculo que facilitan las tareas gráficas y analíticas de los profesionales encargados del aseguramiento de la calidad en el servicio.

Finalmente, se elaboró un modelo de informe para proporcionar a los usuarios de los equipos al final de las mediciones.

Las pruebas de control de calidad descriptas en este documento proporcionan una base para el establecimiento de un programa de control de calidad de TC y de este modo velar por la mejora continua del sistema de salud en Argentina.

Palabras clave: tomografía computada, imagen TC, calidad de imagen, Catphan.

Protocol quality control and commissioning of phantom for CT images

The quality control of CT equipments is essential to obtain an adequate image quality and ensure that the dose received by the patient is as low as possible.

It was designed a plan for commissioning Catphan® 700 phantom, which consists of 17 tests relating to quality control in CT. Using this phantom has been able to verify 22 parameters that make control and quality assurance of the CT system: slice thickness, patient alignment system, spatial resolution, displacement of the table, circular symmetry display system, spatial linearity in the x, y, z axis, pixel dimensions, linearity volume, spatial resolution, MTF, sensitometry, linearity of the number CT, contrast scale, calibration curve for radiotherapy planning, low contrast resolution, accuracy CT number, noise, uniformity number CT, fraction uniformity, artifacts and consistency in three dimensions. In certain parameters they were described over a measurement method, for example, slice thickness and spatial resolution, among others.

Dosimetric parameters were also measured: CTDI in air and in volume with head and abdomen phantom, and was calculated dose-length product.

The use of phantom protocol was implemented on two CT scanners Hospital belonging to the City of Buenos Aires: Acute General Hospital "Dr Ignacio Pirovano" and Institute of Oncology "Angel H. Roffo". In both cases, the evaluated parameters are within the tolerances specified in the relevant international references.

As a tool for calculating and recording, various forms were created in sheet format to facilitate calculation and analytical graphics professionals responsible for quality assurance in service tasks.

Finally, a report model was developed to provide users of the equipment at the end of the measurements.

The quality control tests described in this paper provide a basis for the establishment of a quality control program of TC and thus ensure continuous improvement of the health system in Argentina.

Keywords: CT, CT image, image quality, Catphan.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi agradecimiento a todas las personas e instituciones que directa o indirectamente, me han ayudado en la realización de este trabajo. En especial:

A Rosana, mi directora de tesis, quien con su paciencia y dedicación me ayudó a lograr el objetivo.

A la co-directora Alma Grinstein, quien ha colaborado en el desarrollo del proyecto.

Al área de Tomografía Computada del Hospital General de Agudos “Dr. Ignacio Pirovano”, especialmente a Viviana Santi y Luis Leguizamón.

Al área de Tomografía Computada y de Física Médica del Instituto de Oncología “Ángel H. Roffo”.

A Diana Feld por su ayuda y apoyo.

A los jurados evaluadores por su valioso tiempo.

A mi familia y amigos que me han acompañado en el proceso.

DEDICATORIA

A los amores mi vida:
Feliciano y Faustino.

CONTENIDO

CAPÍTULO I: Introducción	8
CAPÍTULO II: Tomografía Computada	11
1. <i>Importancia de la tomografía axial computarizada</i>	11
2. <i>Principios de tomografía computarizada</i>	11
3. <i>Unidades Hounsfield</i>	12
4. <i>Evolución de equipos de TC</i>	13
5. <i>Adquisición de datos</i>	15
6. <i>Componentes del sistema de TC</i>	18
7. <i>Reconstrucción y procesado de la imagen</i>	19
8. <i>Requerimientos de funcionamiento en TC</i>	20
9. <i>Dosimetría</i>	27
CAPÍTULO III: Fantoma Catphan® 700	31
1. <i>Generalidades</i>	31
2. <i>Módulo CTP682: Geometría, sensitometría</i>	32
3. <i>Módulo CTP714: Alta resolución</i>	36
4. <i>Módulo CTP515: Bajo contraste</i>	37
5. <i>Módulos CTP721: Inserto de ondas y CTP723: Bloques de cuentas</i>	38
6. <i>Módulo CTP712: Uniformidad de imagen</i>	40
CAPÍTULO IV: Comisionamiento, resultados y discusión	42
TC-QA 001 <i>Posicionamiento inicial del fantoma</i>	43
TC-QA 002 <i>Verificación del sistema de alineación del paciente</i>	44
TC-QA 003 <i>Ancho de corte mediante rampas de alambre</i>	49
TC-QA 004 <i>Ancho de corte mediante rampas de cuentas</i>	53
TC-QA 005 <i>Exactitud del desplazamiento de la camilla</i>	57
TC-QA 006 <i>Simetría circular del sistema de visualización</i>	60
TC-QA 007 <i>Linealidad espacial</i>	63
TC-QA 008 <i>Tamaño de píxel</i>	64
TC-QA 009 <i>Linealidad de volumen</i>	66
TC-QA 010 <i>Sensitometría</i>	73
TC-QA 011 <i>Linealidad del número CT. Escala de contraste</i>	75
TC-QA 012 <i>Resolución espacial mediante MTF de fuente puntual</i>	79
TC-QA 013 <i>Resolución espacial mediante inspección visual de patrón de líneas</i>	83
TC-QA 014 <i>Resolución espacial mediante MTF de patrón de líneas</i>	87
TC-QA 015 <i>Resolución de bajo contraste</i>	90
TC-QA 016 <i>Exactitud de número CT, ruido, uniformidad y artefactos de imagen</i>	96
TC-QA 017 <i>Consistencia 3D</i>	99
CAPÍTULO V: Dosimetría	103

<i>TC-D 001 Índice de dosis en TC en volumen ($CTDI_{vol}$)</i>	103
<i>TC-D 002 Índice de dosis en TC medido en aire ($CTDI_{aire}$)</i>	106
CAPÍTULO VI: Conclusiones	108
<i>Conclusiones particulares</i>	108
<i>Conclusiones generales</i>	110
Bibliografía	112

CAPÍTULO I: Introducción

La tomografía axial computarizada (TAC), o tomografía computarizada (TC), también denominada escáner, es una técnica no invasiva para obtención de imágenes médicas la cual utiliza rayos X (Rx) para conseguir cortes o secciones anatómicas.

Debido a que las imágenes obtenidas son utilizadas con fines diagnósticos y terapéuticos, es necesario que se cuente con la certeza de que las mismas reproducen exactamente la disposición, formas y tamaño de los diferentes tejidos y órganos del cuerpo humano.

Con el objetivo de verificar el funcionamiento general del equipo para asegurar la fidelidad de las imágenes tomográficas, se deben realizar rutinas de control de calidad tanto del equipamiento de adquisición como de las imágenes obtenidas.

Para esto, se utilizan maniquíes o fantasmas que reproducen las distintas densidades de tejidos biológicos y presentan estructuras de diferentes formas y tamaños que permiten verificar parámetros de calidad de imagen, tales como el posicionamiento, resolución, contraste y uniformidad, que son fundamentales a la hora de obtener imágenes diagnósticas. Adicionalmente, se utilizan cámaras de ionización y electrómetro para otra medición imprescindible, la dosis de radiación que recibe el paciente, la cual debe optimizarse para cada tipo de estudio o exploración, esto significa una minimización de la dosis sin perder el valor diagnóstico de la imagen.

En la actualidad, existen diversos fantasmas ofrecidos en el mercado. Algunos pueden utilizarse para las verificaciones de uno o algunos pocos parámetros, en este caso, se debe contar con varios fantasmas para poder realizar la evaluación integral de la calidad de imagen. Existen también fantasmas o maniquíes modulares, que agrupan en una sola pieza distintos módulos que contemplan uno o más métodos para evaluar todos los parámetros habituales de control de calidad de imagen. El fantoma utilizado en este trabajo corresponde a este último grupo, es una construcción modular especialmente diseñada para hacer frente a los requisitos de medición de la calidad de la imagen en diversos escáneres de TC.

Teniendo en cuenta los fundamentos expuestos en los párrafos anteriores, en este trabajo se documentan los instructivos de pruebas de control de calidad de imágenes de TC y el comisionamiento del fantoma Catphan 700, llamado también CTP700, el cual es una versión más avanzada de sus antecesores, Catphan 500 y Catphan 600.

El estudio se complementa con mediciones de dosis realizadas con fantasmas de cabeza y abdomen, contruidos con acrílico, que presentan orificios para introducir la cámara de ionización tipo lápiz.

Objetivos

- Documentar los procedimientos de utilización de todos los módulos del fantoma CTP700 para el control de calidad de imágenes tomográficas obtenidas en modo axial. Actualmente, dichos módulos, no son utilizados en Argentina.
- Comisionar el fantoma CTP700 y todos sus módulos en tomógrafos de pertenecientes a instituciones de la ciudad de Buenos Aires.
- Evaluar rangos de validez de los parámetros estudiados teniendo en cuenta los resultados obtenidos y normas y usos internacionales.
- Realizar mediciones dosimétricas empleando protocolos existentes y fantasmas de cabeza y abdomen en los mismos tomógrafos.

Desarrollo

La falta de controles en la calidad de las imágenes y en las dosis de los equipos de diagnóstico trae aparejadas posibles imprecisiones en el diagnóstico y tratamiento de los pacientes, así como fallas en la protección radiológica de pacientes, personal y público en general, lo cual se ha convertido en una preocupación a nivel nacional e internacional. Sumado a esto, se encuentra el

hecho de que la tomografía y el PET (Tomografía por emisión de positrones) se utilizan a la hora de planificar tratamientos de radioterapia, lo que agrega importancia a la exactitud de las mediciones tanto de las dimensiones de las estructuras como de unidades Hounsfield (HU) y de densitometría.

Actualmente en el país existen instituciones que realizan controles de calidad a las imágenes de TC mediante diversos fantomas o procedimiento previos al fantoma que se está comisionando, de ahí que este proyecto resulta una innovación en materia de control de calidad de imágenes tomográficas.

Para el desarrollo de esta tesis se comisiona el fantoma Catphan 700 (CTP700). Este fantoma es el único de su tipo en el país, por lo cual a nivel nacional este proyecto es importante ya que permitirá la implementación de controles de calidad en equipos de tomografía computada, teniendo en cuenta que diversos organismos están bregando por una legislación que exija la obligatoriedad de estos controles.

El fantoma CatPhan 700 consta de 6 módulos de verificación:

- *CTP682 Módulo de densitometría y geometría:* contiene un par de rampas de alambre de acero de 0.15 mm de diámetro y dos pares de rampas de cuentas o esferas de carburo de tungsteno: una rampa de cuentas gruesas de 0.28 mm de diámetro y una de cuentas finas de 0.18 mm de diámetro, que se utilizan para medir ancho de corte, desplazamientos de camilla, y para comprobar si hay errores de alineación. Presenta además 10 targets o blancos contruidos de diferentes materiales (Teflón®, hueso 50%, Delrin®, hueso 20%, acrílico, poliestireno, polietileno de baja densidad (LDPE), polimetilpenteno (PMP), espuma de pulmón #7112 y aire) que permiten verificar sensitometría y geometría por estar ubicados diametralmente opuestos, también puede comprobarse la linealidad espacial del escáner de TC. El módulo CTP682 también está equipado con un pequeño vial extraíble que se puede llenar con agua o con otro material. Posee tres estructuras que se utilizan a modo de fuentes puntuales para la obtención de la función de transferencia en modulación del sistema: dos esferas de 0.18 y 0.28 mm de diámetro y un alambre de 0.05 mm. Ocho esferas acrílicas con diámetros comprendidos entre 1 y 10 mm completan las estructuras de este módulo, las cuales se utilizan para verificaciones geométricas.
- *CTP714 Módulo de alta resolución:* contiene 30 objetivos de aluminio que van de 1 a 30 pares de líneas por cm para la evaluación de la resolución espacial.
- *CTP515 Módulo de bajo contraste:* consta de una serie de barras cilíndricas con diámetros entre 2 y 15 mm, cuyos niveles de contraste nominal están comprendidos entre 0.3 y 1.0%. Las barras van desde 3 hasta 40 mm de longitud, lo que permite la evaluación del contraste en estructuras de longitud mayor que el ancho de corte y menores que este.
- *CTP721 Inserto de rampas:* es un módulo fabricado con rampas de aluminio, periódicas y opuestas, de 4 milímetros de espesor, intercaladas con uretano, que facilitan un patrón de alto contraste.
- *CTP723 Bloque de cuentas:* consta de seis cuentas o esferas de 0.18 mm de diámetro, ubicadas de a pares con una separación entre cuentas de 43 mm. Se pueden utilizar a modo de fuentes puntuales para la medición de alta resolución mediante la obtención de la función de transferencia en modulación o MTF.
- *CTP712 Módulo de uniformidad:* está construido de un material altamente uniforme diseñado para estar dentro de 2% (20 HU) de la densidad del agua. Se utiliza para la medición de uniformidad espacial, número medio CT, valor de ruido y evaluación de artefactos en la imagen.

En este estudio se documentan pruebas y se llevan a cabo ensayos sobre los siguientes parámetros: mediciones de ancho de corte con diversos métodos, verificación del tamaño del píxel y linealidad espacial, obtención de números de Hounsfield, densitometría, resolución espacial, bajo contraste y uniformidad. Se elaboran procedimientos y planillas de registro que tienen en cuenta qué tipo de controles se deben realizar, la tolerancia aceptada y la frecuencia para cada uno de los ensayos. A esto se le agregan mediciones de dosimetría empleando los ya existentes protocolos y fantomas de cabeza y abdomen.

Como herramientas complementarias se utilizan los softwares MatLab 7.10 R2010a, Mipav 7.2.0 e ImageJ 1.46a. La elección del software a utilizar queda a criterio de quien realice las pruebas

ya que la mayoría de los parámetros pueden evaluarse con más de un software de procesamiento de imágenes.

En la actualidad, existen laboratorios dedicados al desarrollo de software capaces de analizar la imágenes obtenidas con algunos fantomas, entre ellos, el que se está comisionando. En este caso, algunas imágenes fueron enviadas al laboratorio IrisQA LLC, para su análisis recibiendo un reporte obtenido mediante el software CT AutoQA Lite v3.1.4. En este trabajo se comparan los resultados obtenidos con ambos métodos, a modo de validación de pruebas.

Por último, el trabajo se completa con las planillas para registros de ensayos, cálculos y reporte final de prueba realizado en formato Word y Excel.

CAPÍTULO II: Tomografía Computada

1. Importancia de la tomografía axial computarizada

La tomografía computarizada (TC o CT, por sus siglas en inglés), fue descrita y puesta en práctica por G. Hounsfield y A. Cormack en la década de los 70, con la intención de producir imágenes transversales del cuerpo humano [5].

La tomografía axial computarizada (TAC) se considera una de las más importantes invenciones médicas del siglo XX. Desde su uso inicial en el diagnóstico radiológico, durante la década de los años setenta, ha revolucionado la ingeniería médica, siendo, sin lugar a dudas, la más grande invención en el campo de la radiología, desde el descubrimiento de los rayos X (RX) [9].

La tomografía es un procedimiento de diagnóstico que utiliza RX y computadoras potentes para obtener imágenes que muestran con alta claridad diversos tejidos como el hígado, el bazo, el páncreas y los riñones, y permiten analizar lesiones pequeñas y diferenciarlas en procesos benignos o malignos, malformaciones congénitas, traumatismos, entre otros. Es un procedimiento ideal para realizar biopsias, drenar abscesos y planificar tratamientos de radioterapia [21].

2. Principios de tomografía computarizada

El objetivo de una adquisición de TC es medir la transmisión de los RX a través del paciente en un gran número de proyecciones. Las proyecciones se obtienen mediante la acción combinada del tubo de rayos X rotando alrededor del paciente y de sistemas detectores que cuentan con cientos de elementos a lo largo del arco detector (generalmente unos 800 - 1000 elementos), con decenas e incluso cientos de filas contiguas de detectores alineadas a lo largo del eje de rotación, como se esquematiza en la siguiente figura [4].

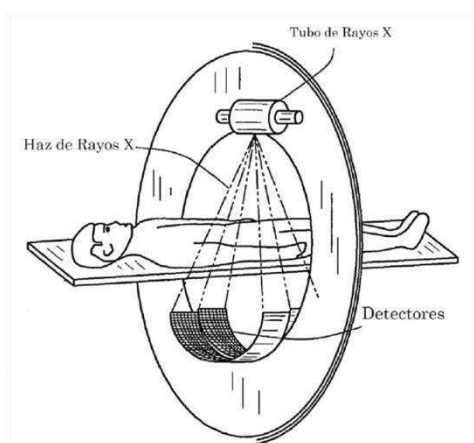


Figura II.2.1 – Esquema de un escáner de TC. Contiene una fuente emisora de rayos X y un conjunto de detectores; ambos se mueven en forma sincronizada alrededor del paciente en un modelo combinado de rotación y traslación [5].

Los valores de píxel que se asignan en las imágenes de TC están relacionados con la atenuación en el tejido correspondiente, o más concretamente, con el coeficiente de atenuación lineal μ . La ley de Beer-Lambert establece la relación entre la intensidad del haz inicial de rayos X, I_0 , el coeficiente de atenuación lineal μ , el espesor del material atravesado, x , y la intensidad del haz atenuado de rayos X, $I(x)$. El coeficiente de atenuación lineal depende de la composición y de la densidad del material y de la energía de los fotones [4] [18]:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{II.2.1})$$

Debido a que esta expresión sólo describe la atenuación del haz primario, no tiene en cuenta la intensidad de la radiación dispersa causada principalmente por el efecto Compton. Además, al utilizar un haz de fotones polienergético, habría que considerar todas las energías de fotones

presentes en el espectro de rayos X. Sin embargo, en las metodologías de retroproyección que se han desarrollado para los algoritmos de reconstrucción de TC, dicha integración no se aplica generalmente. Una solución pragmática tomada a menudo asume que esta ecuación puede aplicarse a un valor que representa la energía media o efectiva del espectro. Este supuesto hace que aparezcan inexactitudes en la reconstrucción y a veces se produzcan artefactos por el endurecimiento del haz [4].

Los diferentes tejidos del paciente atravesados por el haz de rayos X presentan valores variables del coeficiente de atenuación lineal. Si el espesor del paciente atravesado por el haz es d , la intensidad del haz atenuado, después de cruzar esa distancia, puede expresarse como:

$$I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (II.2.2)$$

Desde el punto de vista de la obtención de la imagen de un corte axial, el paciente sometido a un examen de TC puede considerarse como una matriz de diferentes coeficientes de atenuación lineal (μ_{ij}), por ejemplo, de 512 x 512, la cual se esquematiza a continuación.

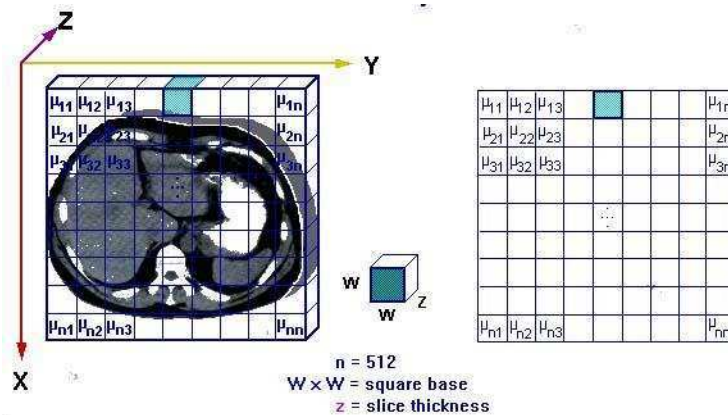


Figura II.2.2 – Esquema de la matriz de reconstrucción de un escáner de TC donde son almacenados los coeficientes de atenuación en correspondencia con la posición de cada voxel [25].

Para este tipo de discretización, la ecuación de atenuación a lo largo de una línea que coincide, por ejemplo, con la fila i -ésima de la matriz, puede expresarse como [4]:

$$I_i(d) = I_0 e^{-\sum_{j=1}^{j=512} \mu_{ij} \Delta x} \quad (II.2.3)$$

Como se mencionó, el principio básico de funcionamiento de la TC arranca con la medida de las intensidades del haz de rayos X inicial y final, I_0 e $I(d)$, respectivamente. A continuación, se aplican las diferentes técnicas de reconstrucción de la imagen para obtener una matriz de los coeficientes de atenuación lineal de la transmisión medida $I(d)/I_0$, ya que la transmisión se mide generalmente normalizada a la intensidad inicial de rayos X [4].

3. Unidades Hounsfield

En la TC la matriz de reconstrucción de los coeficientes de atenuación lineal (μ_{mat}) se transforma en una matriz de números de TC medidos en unidades Hounsfield del correspondiente material o tejido (UH_{mat}). La atenuación de los materiales o tejidos en las unidades Hounsfield se expresa en relación con el coeficiente de atenuación lineal del agua a temperatura ambiente (μ_{agua}):

$$HU_{mat} = \frac{\mu_{mat} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} 1000 \quad (II.3.1)$$

El aire presenta por definición un valor teórico de -1000 HU ($\mu_{\text{mat}}=0$) y el agua tiene, también por definición, 0 HU ($\mu_{\text{mat}} = \mu_{\text{agua}}$), y cada incremento de una HU se asocia con un incremento del 0,1% del coeficiente de atenuación lineal relativo al del agua. El tejido adiposo presenta valores ligeramente inferiores a cero (-100 a -80 HU); el pulmón tiene valores en el rango de -950 a -600 HU; la mayoría de tejidos blandos están representados por valores en el rango de 20 a 70 HU y el número de TC de un hueso compacto puede ser superior a 1000 HU [4].

4. Evolución de equipos de TC

4.1 Escáneres de primera generación (Tipo I Translación-rotación)

El primer scanner data del año 1972, el funcionamiento se basa en un tubo de RX y un detector, este sistema hace el movimiento de translación rotación. Para obtener un corte tomográfico son necesarias muchas mediciones y, por tanto muchas rotaciones del sistema, lo que lleva a tiempos de corte muy grandes (superiores a 5 minutos). La siguiente figura muestra un esquema de este tipo de equipos [28].

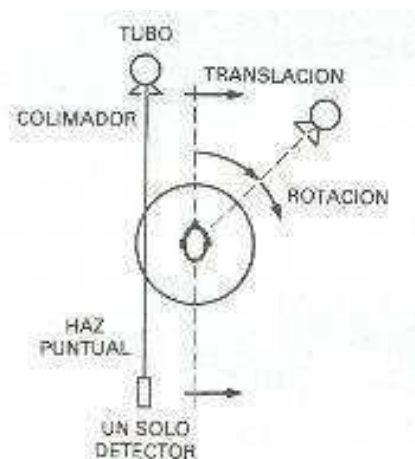


Figura II.4.1 – TC de primera generación (Tipo I Translación-rotación) [28].

4.2 Escáneres de segunda generación (Tipo II Translación-rotación)

En esta generación se utilizan varios detectores y un haz de RX en abanico (lo que aumenta la radiación dispersa), con esto se consigue que el tiempo de corte se reduzca entre 20 y 60 segundos. Ver figura II.4.2 [28].

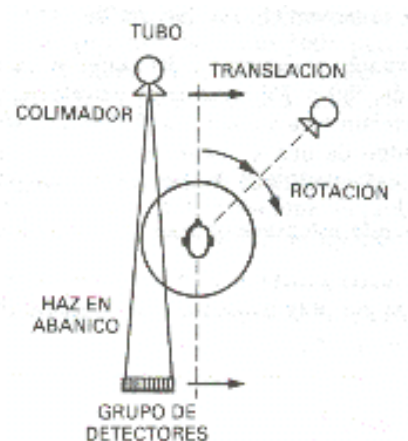


Figura II.4.2 – TC de segunda generación (Tipo II Translación-rotación) [28].

4.3 Escáneres de tercera generación (Rotación-rotación)

Se introduce en 1977 y cubre casi la totalidad de TC. En esta generación se vuelve a reducir considerablemente el tiempo de corte, gracias al aumento del número de detectores y a la incorporación de los nuevos avances en el software informático [27].

El tubo de Rx y la matriz de detectores giran en movimientos concéntricos alrededor del paciente. Como los equipos de sólo rotación, los escáneres de tercera generación eran capaces de producir una imagen por segundo [28].

El escáner de TC de tercera generación utiliza una disposición curvilínea que contiene múltiples detectores y un haz en abanico cuya amplitud es entre 30° a 60°. El haz en abanico y la matriz de detectores permiten ver al paciente completo en todos los barridos [28].

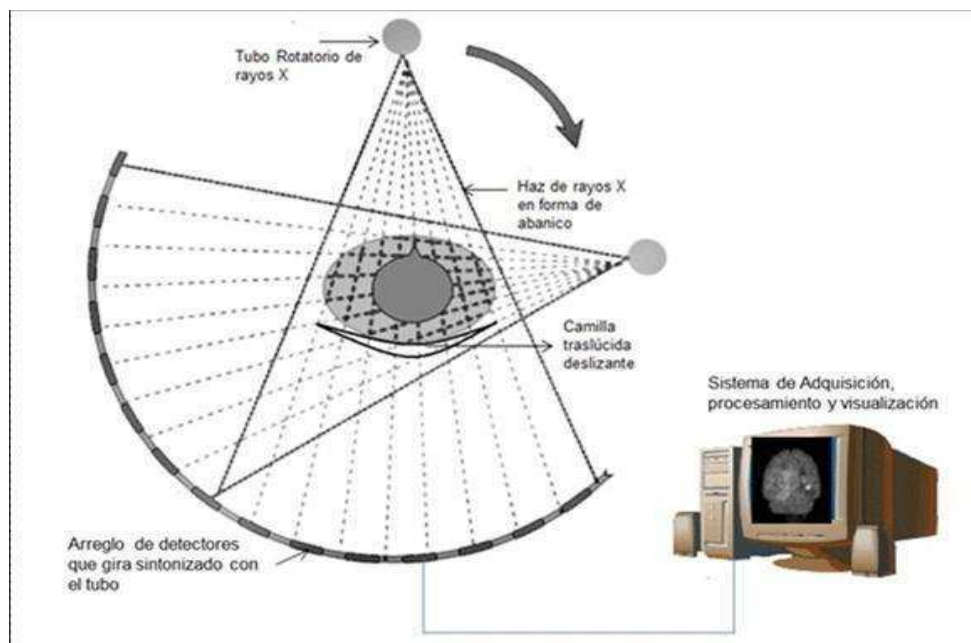


Figura II.4.3 – TC de tercera generación (Rotación-rotación).

La disposición curvilínea de los detectores se traduce en una longitud constante de la trayectoria del conjunto fuente-detector, lo que ofrece ventajas a la hora de reconstruir las imágenes. Esta característica de la matriz de detectores de tercera generación permite además obtener una mejor colimación del haz de RX, con la reducción de la radiación dispersa. Una de las principales desventajas de los escáneres de tercera generación es la aparición ocasional de artefactos, debida a falla de algún detector [28].

4.4 Escáneres de cuarta generación (Rotación-estacionaria)

Los escáneres de cuarta generación poseen sólo movimiento rotatorio. El tubo de RX gira, pero la matriz de detectores no. La detección de la radiación se realiza mediante una disposición circular fija de detectores. El haz de RX tiene forma de abanico, con características similares a las de los haces usados en equipos de tercera generación. Estas unidades alcanzan tiempos de barrido de 1 segundo y pueden cubrir grosores de corte variables, así como suministrar las mismas posibilidades de manipulación de la imagen que los modelos de generaciones anteriores [28].

La matriz de detectores fijos de los escáneres de cuarta generación no produce una trayectoria de haz constante desde la fuente a todos los detectores, sino que permite calibrar cada detector y normalizar su señal durante cada barrido (figura II.4.4).

El principal inconveniente de los escáneres de cuarta generación es la alta dosis que recibe el paciente, bastante superior a la que se asocia a los otros tipos de escáneres [28].

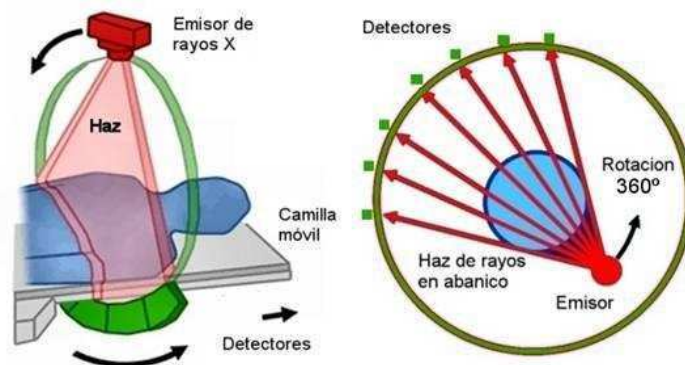


Figura II.4.4 – TC de cuarta generación (Rotación-estacionario) [10].

Las dos primeras generaciones de escáneres ya no se utilizan, ya que el tiempo de exploración para la obtención de imágenes daba una mala definición radiográfica. En la actualidad se utilizan principalmente escáneres de tercera y cuarta generación que obtienen imágenes en tiempos que oscilan en los 2-4 segundos y cuya calidad diagnóstica es alta [27].

Lo esencial de la tecnología moderna de TC utilizada en la práctica clínica actual estaba formulado ya a finales del año 1986. El desarrollo de la TC multidetector (o multicorte) y de la TC de múltiples fuentes se había descrito en una patente en Estados Unidos en 1980. La técnica de adquisición de TC helicoidal con transporte continuo de la camilla del paciente se había descrito en una patente en 1986 [4].

4.5 Escáneres de quinta generación (Estacionario-estacionaria)

En esta clase de TC hay múltiples fuentes fijas de RX que no se mueven y numerosos detectores también fijos. Son muy caros, muy rápidos y con tiempos de corte muy breves. Fueron muy poco utilizados. [28]

5. Adquisición de datos

5.1 TC axial

Una tomografía axial implica la adquisición de los perfiles de transmisión mediante un giro del tubo de RX con la camilla en reposo. Cada adquisición axial (secuencial) se realiza generalmente con una rotación completa (360°) del tubo de RX, aunque para mejorar la resolución temporal, se puede acortar a 180° más el ángulo de apertura del haz. El ángulo de rotación puede extenderse hasta, por ejemplo, una adquisición de 720° para mejorar la resolución de bajo contraste, al permitir una mayor carga del tubo (mAs). En una exploración completa de TC se efectúa una (o más) serie(s) de adquisiciones axiales a fin de cubrir el volumen de interés clínico relevante. Esto se logra mediante sucesivos desplazamientos de la camilla después de cada adquisición axial. Por lo general el desplazamiento es igual al grosor de corte, para que la serie de adquisiciones axiales pueda ser reconstruida en imágenes axiales contiguas. En la figura II.5.1 (izquierda) se muestra la geometría de una adquisición TC axial [4].

5.2 TC Helicoidal

Hasta 1989 sólo se podía adquirir en TC axial. En 1989, la adquisición de datos con el tubo de rayos X rotando continuamente y con la camilla desplazándose simultáneamente dio origen a la adquisición helicoidal o espiral. La introducción de la adquisición helicoidal ha mejorado considerablemente el rendimiento de la TC. Algunas de las ventajas de la TC helicoidal: se acorta el tiempo de exploración, y se obtiene una información más coherente para reproducir imágenes en 3D del volumen explorado. La desventaja principal de la TC helicoidal fue la aparición de algunos artefactos asociados. La figura II.5.1 (derecha) muestra la geometría de una adquisición de TC helicoidal; la trayectoria circular del tubo de rayos X se transforma en una hélice desde la perspectiva del paciente. La adquisición helicoidal posibilitó la obtención de un gran volumen de

datos del paciente en apnea, lo que constituía un requisito previo para el desarrollo de la angiografía con TC (angio-TC) de alta calidad. El desplazamiento de la camilla se expresa generalmente en relación con la anchura nominal del haz (igual a la anchura de corte en equipos de corte único); el cociente entre el desplazamiento de la camilla en una rotación de 360° del tubo y la anchura nominal del haz se denomina factor de paso o *pitch* [4].

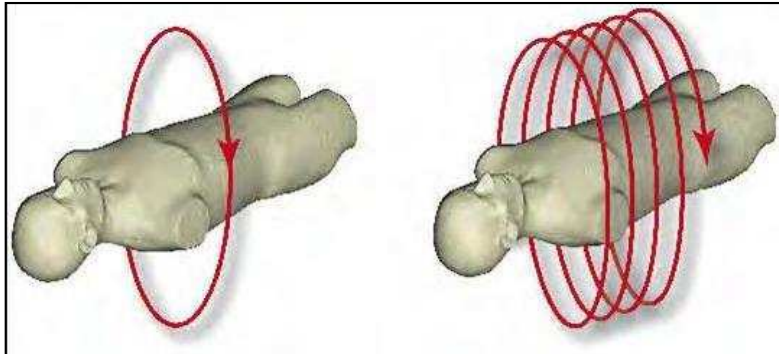


Figura II.5.1 – Geometría de una adquisición axial (izquierda). La trayectoria circular del tubo lo es también desde la perspectiva del paciente. En la geometría de adquisición helicoidal (derecha) la trayectoria circular del tubo se convierte en helicoidal desde la perspectiva del paciente [4].

5.3 TC multicorte

Diez años después de la introducción de la TC helicoidal, con la introducción de escáneres multidetector de rotación rápida, se produjo un enorme avance en la tecnología de TC que facilitó la aparición de nuevas aplicaciones clínicas. Los primeros equipos, con 4 filas contiguas de detectores activos, dieron paso a los de 16 y 64 filas respectivamente, lo que hizo posible la adquisición simultánea de perfiles de un gran número de secciones. La figura II.5.2 muestra un esquema de arco de detectores. La característica fundamental que lo diferencia de sus predecesores es la capacidad de adquirir más de un corte simultáneamente [4].

Además, el tiempo de rotación se redujo desde 1-2 s, típicos en equipos de corte único, hasta valores muy inferiores (0,3-0,4 s). En consecuencia, en estas condiciones es posible escanear prácticamente todo el cuerpo de un adulto con espesores de corte muy por debajo de 1 mm en solamente una inspiración. Con los equipos de TC multidetector las adquisiciones se suelen hacer en modo helicoidal. Las excepciones se dan para TC de alta resolución de, por ejemplo, los pulmones, y la adquisición secuencial en TC cardíaca, ya sea para el cálculo del calcio coronario o para angiografía coronaria por TC [4].

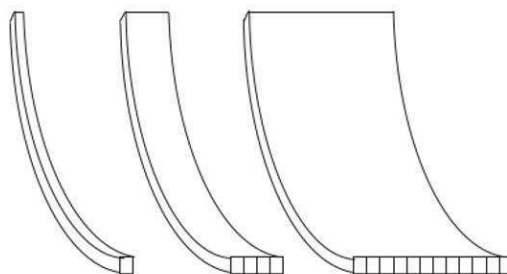


Figura II.5.2 – Esquema de filas de detectores. 1 fila (monocorte), 4 y 16 filas (multicorte) [7].

Es preferible utilizar la denominación “TC multicorte” en lugar de “TC multidetector”, ya que el número de filas de detectores suele ser mayor que el número de cortes que el equipo puede adquirir simultáneamente. El número máximo de cortes posibles está determinado por el número de canales máximos que la electrónica del sistema puede procesar al mismo tiempo. A continuación se describe la adquisición de un equipo de 16 filas de detectores simétricos y 4 canales, a modo de ejemplo.

Todos los detectores tienen similar longitud en el eje z (1.25 mm). Por ello, el arco de 16 filas no puede cubrir más de 2 cm (16 x 1.25 mm) en el eje longitudinal del paciente en cada giro. El equipo representado tiene 4 canales, por tanto no es capaz de adquirir más de 4 cortes simultáneos (ver figura II.5.3) [7].

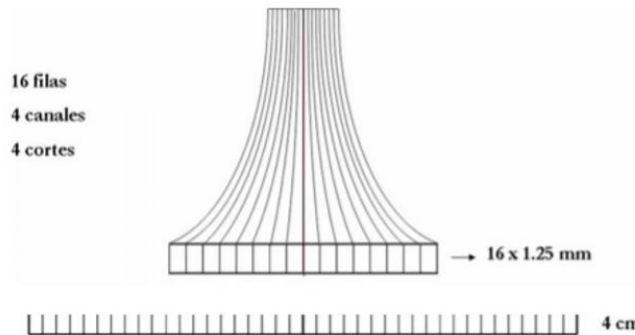


Figura II.5.3 – Esquema de adquisición TC multicorte. Equipo con 16 filas y 4 canales [7].

A continuación, en la figura II.5.4 se representa el mismo esquema habiendo agregado una colimación al haz de RX y el número de detectores que cubre (4 detectores). El número de cortes (4) y su grosor (1.25 mm) están representados y en la escala centimétrica se indica la cobertura del paciente en el eje longitudinal (5 mm) [7].

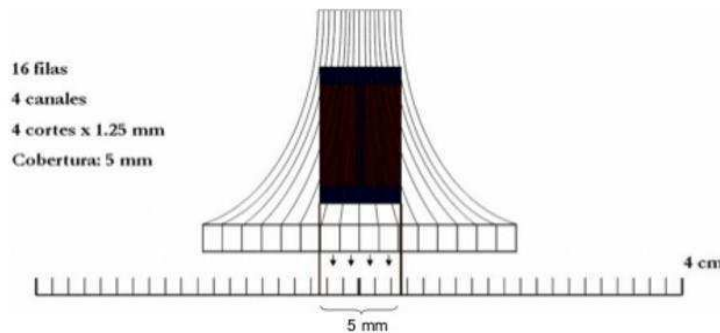


Figura II.5.4 – Esquema de adquisición TC multicorte. Equipo con 16 filas y 4 canales. Colimación del haz de RX para un ancho de corte de 1.25 mm y cobertura de 5 mm [7].

Si se disminuye la colimación aumenta la anchura del haz de rayos, y se pueden cubrir 8 detectores, por ejemplo, en lugar de 4. Como el equipo sólo tiene 4 canales se combinan las filas de detectores de dos en dos, de tal manera que se obtienen 4 cortes de 2.5 mm cada uno. Así, se consigue un aumento de la cobertura en el eje longitudinal (z) del paciente, que alcanza los 10 mm, como se muestra en la figura II.5.5.

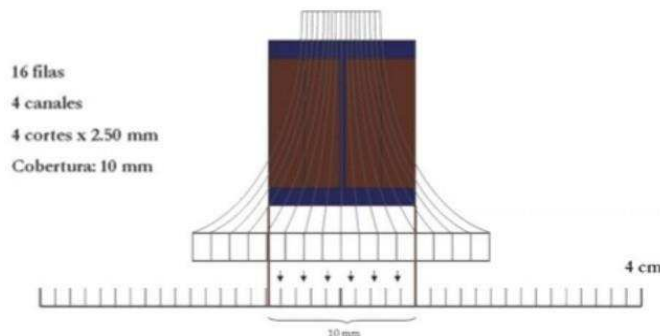


Figura II.5.5 – Esquema de adquisición TC multicorte. Equipo con 16 filas y 4 canales. Colimación del haz de RX para un ancho de corte de 2.5 mm y cobertura de 10 mm [7].

6. Componentes del sistema de TC

Sea cual fuere el tipo de escáner que se utilice, en su diseño cabe distinguir tres componentes principales: la gantry o cabezal, el ordenador y la consola del operador.

6.1 Gantry

Contiene un tubo de rayos X, la matriz de detectores, el generador de alta tensión, la camilla de soporte del paciente y los soportes mecánicos. Estos subsistemas se controlan mediante órdenes electrónicas transmitidas desde la consola del operador, y transmiten a su vez datos al ordenador con vistas a la producción y análisis de las imágenes obtenidas [28].

El tubo de rayos X ubicado en el gantry funciona con voltajes entre 80 kV y 140 kV y puede generar más de 109 fotones por milímetro cuadrado por segundo a 75 cm del foco para ajustes típicos radiográficos de tensión del tubo (120 kV) y corriente (300 mA) [12].

El tubo de rayos X opera generalmente a valores de corriente de tubo elevada y alto voltaje, y por largos períodos de tiempo, lo que requiere la rápida disipación de calor para evitar fallas. El sistema de refrigeración de tubo está diseñado para tratar con esto. Sin embargo, es esencial que la temperatura ambiente sea controlada por aire acondicionado eficaz para permitir el funcionamiento óptimo [12].

El elemento detector de rayos X es típicamente una cámara de ionización que utiliza xenón a alta presión o un detector de centelleo. Los primeros escáneres utilizaban detectores de centelleo, tales como yoduro de sodio (NaI) o tungstato de cadmio (CdWO_4); luego surgieron de xenón de alta presión que generalmente reemplazan estos primeros materiales y en los últimos años se han utilizado detectores de centelleo dopados de cerámica, tales como el gadolinio oxisulfuro ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) u óxido de gadolinio itrio (YGdO). Especificaciones importantes para este tipo de elementos detectores, incluyen un alto rango dinámico, alta eficiencia de absorción cuántica y una respuesta temporal rápida con baja persistencia luminosa [12].

En TC suelen utilizarse dos colimadores. El primero se monta en la cubierta del tubo o en sus proximidades, y limita el área del paciente que intercepta el haz útil, determinando así el grosor del corte y la dosis de radiación recibida por el paciente. Este colimador suele constar de varias secciones que permiten obtener un haz de rayos X casi paralelo. Un ajuste inapropiado de los colimadores origina un exceso innecesario de dosis de radiación en el paciente durante la TC. El segundo colimador restringe el campo de Rx y la radiación dispersa que incide sobre los detectores [28].

El haz de rayos X, después de salir del tubo, pasa a través de material de filtro para eliminar fotones de baja energía. Típicamente, se aplican filtros de forma especial para compensar las diferencias de atenuación en la cabeza o el cuerpo de un paciente. En los escáneres modernos, múltiples cortes (actualmente hasta 320) se adquieren simultáneamente. Estos escáneres son conocidos como multidetector, multicorte o escáneres de varias filas CT [12].

El generador de alta tensión de los escáneres de TC funciona con alimentación trifásica o de alta frecuencia. Así, admiten velocidades superiores del rotor del tubo de RX y los picos de potencia característicos de los sistemas pulsátiles [28].

La camilla de soporte sostiene al paciente en una posición cómoda, está construida con un material de bajo número atómico, como fibra de carbono. Dispone de un motor que acciona la camilla con suavidad y precisión para lograr una posición óptima del paciente durante el examen, en particular en técnicas de TC helicoidal. Si la posición del paciente no es exacta, tal vez se efectúen barridos repetidos de un mismo tejido, o se dejen secciones anatómicas sin examinar [28].

6.2 Ordenador

La tomografía computarizada no sería posible si no se dispusiera de un ordenador digital ultrarrápido. Se requiere resolver simultáneamente alrededor de 30.000 ecuaciones; por tanto, es preciso disponer de un ordenador de gran capacidad. Con todos estos cálculos el ordenador reconstruye la imagen.

La mayoría de los ordenadores requieren un entorno especial y controlado; en consecuencia, muchas instalaciones de TC deben disponer de una sala contigua dedicada al equipo informático.

En la sala del ordenador se han de mantener condiciones adecuadas de humedad y temperatura [28].

6.3 Consola de control (*WorkStation*)

Numerosos escáneres de TC disponen de dos consolas, una para el técnico que dirige el funcionamiento del equipo y la otra para el radiólogo que consulta las imágenes y manipula su contraste, tamaño y condiciones generales de presentación visual. La consola del operador contiene dispositivos de medida y control para facilitar la selección de los factores técnicos radiográficos adecuados, el movimiento mecánico del gantry y la camilla del paciente y los mandatos comunicados al ordenador para activar la reconstrucción y transferencia de la imagen. La consola de visualización del médico acepta la imagen reconstruida desde la consola del operador y a partir de ella se formula un diagnóstico.

La siguiente imagen esquematiza una instalación típica de tomografía computada, que incluye el gantry, la camilla y la estación de trabajo. Ambos recintos se encuentran blindados, a fin de reducir las dosis al personal y público en general [28].

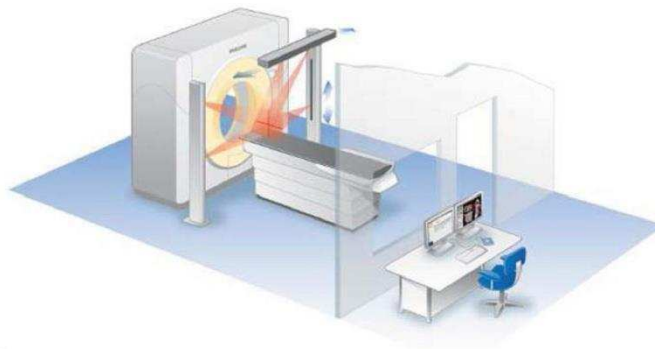


Figura II.6.1 – Esquema de la instalación típica de una sala de tomografía [12].

7. Reconstrucción y procesamiento de la imagen

Los resultados de las numerosas mediciones de la transmisión de rayos X a través de un paciente constituyen la información básica para reconstruir la imagen, la cual es una matriz de píxeles. Como la imagen obtenida es una representación bidimensional de un cierto volumen de tejido, esta matriz no es plana si no que tiene un grosor, al cual se le denomina grosor de corte. Al píxel con un grosor se lo denomina voxel. La figura II.7.1 muestra un esquema de estos conceptos [28].

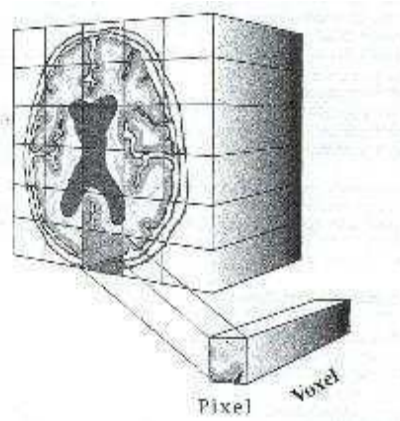


Figura II.7.1 – Matriz de voxeles [27].

Una vez que el ordenador ha obtenido la imagen, a cada pixel se le otorga un valor que corresponde a la atenuación media que sufre el haz de RX que atraviesa al paciente y llega a los detectores, y que se representa en dicho voxel.

Es decir, el coeficiente de atenuación representado en un pixel es la media de todos los coeficientes de atenuación que existan en el volumen del voxel. Luego, cada coeficiente de atenuación, en HU, se corresponde con un color en una escala de grises para formar la imagen.

Existen dos métodos para el análisis de la información y obtención de la imagen: el método iterativo y el analítico.

Método Iterativo. Se utiliza en TC de primera generación. El ordenador va haciendo intentos de sumas en vertical, horizontal y diagonal, hasta que obtiene la coincidencia de todos los datos. Presenta la desventaja de no poder reconstruir la imagen hasta que se obtienen todos los datos.

Método Analítico. Tiene varias alternativas pero la más utilizada es el método de retroproyección filtrada (FBP). En este método se comienza a reconstruir la imagen según se van recibiendo los datos, así se crea una imagen unidimensional y se representa a continuación en la matriz, esto se hace sucesivamente con todos los disparos; después de todas las reconstrucciones se crea finalmente la imagen. Esta imagen es filtrada mediante la convolución con un kernel, con la finalidad de resaltar los datos de la imagen que puedan tener alguna importancia diagnóstica.

El filtro (o kernel de convolución) con el que teóricamente se obtiene una reconstrucción óptima en FBP es el denominado filtro de Lakshminarayanan. Produce imágenes reconstruidas con resolución espacial óptima, aunque presentan también niveles de ruido relativamente altos. Este filtro "óptimo" se denomina con frecuencia en la práctica clínica, filtro *sharp* o filtro de hueso. A menudo se utilizan filtros que reducen el nivel de ruido de las imágenes reconstruidas; estos filtros producen cierta pérdida de respuesta en las frecuencias más altas. Esto sucede moderadamente con un filtro Shepp-Logan, que proporciona imágenes que son menos ruidosas y con mejor resolución de bajo contraste y resolución espacial un poco peor; este filtro se conoce clínicamente como filtro estándar. Se puede reducir aún más el ruido en las imágenes reconstruidas y mejorar así la resolución de bajo contraste, pero a cambio de obtener una resolución espacial notablemente menor; estos filtros son los que en las aplicaciones clínicas se suelen denominar *smooth* o filtros de tejido blando. Los equipos de TC actuales ofrecen muchos filtros de reconstrucción que están optimizados para aplicaciones clínicas específicas. Es posible reconstruir una sola exploración con diferentes filtros de reconstrucción para optimizar la visualización de, por ejemplo, tejidos óseos y blandos de manera adecuada [4].

8. Requerimientos de funcionamiento en TC

Un programa de garantía de calidad de una instalación de diagnóstico por imágenes tiene como objetivo asegurar que las imágenes producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada para permitir obtener la información diagnóstica adecuada, al menor costo posible y con el menor riesgo posible al paciente y al personal de operación.

Un programa completo debe incluir, entre otras cosas, la evaluación de tres pilares fundamentales: parámetros del equipamiento, calidad de la imagen y dosis. Debido a que el presente trabajo se centra en el comisionamiento de un fantoma o maniquí, cabe aclarar que no se incluyen todas las pruebas necesarias para garantizar la calidad del servicio, sino que se describen todas las pruebas posibles de realizar con dicho maniquí. Estas pruebas abarcan principalmente los parámetros de calidad de la imagen, como resolución, contraste, etc., y algunas de control del equipamiento, como luces de posicionamiento y movimiento de camilla, entre otras.

Los parámetros que determinen la calidad de imagen deben valorar la eficacia de la imagen en relación al propósito para el que ha sido realizada. Por tanto, estos parámetros deben hacer referencia a la capacidad de la imagen para demostrar la presencia o no de patología y para identificar estructuras anatómicas que sean relevantes para su detección, localización y diagnóstico diferencial.

Para mantener la adecuada calidad de imagen a lo largo de tiempo, no solo deberán realizarse controles con una determinada periodicidad, sino que es imprescindible además una adecuada colaboración entre el profesional que informa las imágenes y el técnico que las realiza para detectar enseguida las posibles anomalías en la calidad de la imagen.

En las siguientes secciones se detallan distintos parámetros de control recomendados para tomografía computarizada, aunque no todos ellos pueden llevarse a cabo con el maniquí que se está comisionando [24].

8.1 Parámetros geométricos

Coincidencia entre los indicadores luminosos y el plano irradiado. La correcta alineación de los indicadores luminosos (láseres) y el haz de radiación permite localizar sobre el paciente el origen desde el que se programará la secuencia de exploración. La falta de alineamiento mecánico ocasiona una degradación de la resolución espacial.

Los equipos de TC disponen siempre de un indicador luminoso directo (interno) de la posición en que se va a producir la incidencia del haz de radiación. Con frecuencia disponen de un segundo indicador externo, a una distancia prefijada, que permite seleccionar la posición del corte axial con relación a referencias anatómicas superficiales.

Esta prueba se realiza para comprobar que los indicadores luminosos internos y externos indican correctamente el plano de irradiación. Se pueden utilizar películas radiográficas o bien, los marcadores de posición situados sobre la superficie del maniquí de imagen y las imágenes obtenidas de los objetos que se utilizan para comprobar la correcta alineación del mismo. El indexado de la mesa permite conocer la diferencia entre el plano de corte indicado por las luces y el plano real. Este método tiene además la ventaja de utilizar las referencias luminosas sobre la superficie de un volumen, tal y como se hace clínicamente [24].

Ajuste de los indicadores luminosos en los planos coronal y sagital (ejes x e y). Para verificar este punto, se analiza la desviación de las coordenadas de imagen obtenida con un marcador en el isocentro respecto del centro de la imagen (coordenadas: x=0; y=0) [24].

Exactitud del incremento de desplazamiento de camilla. El objetivo de esta prueba es evaluar la concordancia entre el desplazamiento real de la camilla y el desplazamiento nominal indicado en la consola de control, durante una secuencia de adquisición axial.

Se puede realizar irradiando una película con cortes estrechos separados por un incremento de la camilla superior al ancho de corte y medir la distancia entre las líneas de la película o bien, mediante la utilización de rampas de alambres presentes en el maniquí que se está comisionando [24].

Exactitud del desplazamiento de la mesa para exploraciones helicoidales. Esta prueba puede realizarse en forma similar a la anterior, la única diferencia radica en el cambio de modo de exploración. Otra manera es utilizando un bloque rectangular de metacrilato que contenga dos marcas radioopacas, separadas por una distancia conocida, se planifica una exploración helicoidal que empiece en la primera marca y finalice en la última, las marcas se deberán ver claramente en las imágenes primera y última del estudio [24].

Exactitud de la selección de la posición del corte sobre la radiografía de planificación. En la práctica habitual, la posición de un corte axial o el inicio de una serie de cortes de un barrido helicoidal se seleccionan a partir de la radiografía de planificación o topograma. Mediante esta prueba es posible comprobar si la selección basada en dicho procedimiento produce correctamente el inicio del barrido en la posición deseada.

Para ello se adquiere una radiografía de planificación del fantoma y sobre su imagen se programa un corte axial sobre una estructura reconocible. La imagen del corte resultante deberá contener la estructura en cuestión con una desviación menor que la tolerancia correspondiente [24].

Espesor efectivo de corte. El espesor efectivo de corte está definido como el ancho a mitad de altura del perfil de sensibilidad en el eje axial o eje Z. Uno de los métodos de medida más utilizado es el de rampas delgadas visualizadas mediante cortes axiales del fantoma.

Espesor de radiación. Eficiencia geométrica. La medida de los espesores de radiación, para todos los espesores nominales de corte, da una medida directa del funcionamiento de la colimación pre-paciente del haz y permite calcular la eficiencia geométrica del equipo.

$$\text{eficiencia geométrica}(\%) = \frac{\text{ancho de corte en la imagen}}{\text{ancho de corte irradiado}} \times 100\% \quad (11.8.1)$$

Para obtener la anchura de corte irradiada se coloca una película en sobre o película radiocromática, en el plano del isocentro y se irradia con algún espesor de corte conocido. Una

vez obtenida la imagen, se mide el ancho de corte irradiado, puede ser simplemente con una regla o mediante el perfil de densidad óptica (DO) producido por la lectura de un microdensitómetro. El espesor de radiación se determinará como la anchura a mitad de altura (FWHM) del perfil de densidades ópticas o del de dosis [24].

Exactitud en la medida de la distancia en la radiografía de planificación o topograma. Mediante esta prueba se puede evaluar la reproducción de la imagen de topograma en relación con las dimensiones reales.

Se puede realizar con el fantoma dosimétrico PMMA, se obtiene una radiografía de planificación AP del mismo. Se miden las distancias en dirección cabeza-pies e izquierda derecha. Éstas deben coincidir con las distancias reales entre los marcadores. También puede utilizarse el maniquí de control de imágenes que se está comisionando [24].

8.2 Calidad del haz

Exactitud y repetitividad de la tensión, capa hemirreductora (CHR) y/o energía efectiva del haz. La caracterización de la calidad del haz de radiación se puede realizar, a través de la medida de la tensión y de la CHR, o bien a través del cálculo de la energía efectiva del haz. Estos parámetros deben estar incluidos en un programa completo que garantía de calidad. En el presente trabajo no se desarrollan debido a que el equipamiento necesario es diferente del fantoma Catphan700 que se está comisionando.

La verificación de la tensión de pico obliga normalmente a mantener fija la posición del tubo durante el disparo. Esto es posible cuando se obtiene una radiografía de planificación o en algún modo de servicio. Además se precisa de un kilovoltímetro específico con un sensor de características adecuadas para adaptarse a un haz estrecho como el que produce un TC. La aparición en el mercado de detectores de semiconductor de pequeñas dimensiones permite en la actualidad medir de forma fácil y relativamente accesible los kilovoltios reales de disparo.

La CHR debe medirse para todos los filtros de forma utilizados por el equipo (generalmente, uno para exploraciones de cabeza y otro para exploraciones de cuerpo, que se seleccionan al elegir el FOV de irradiación) y preferiblemente a 120 kV. En ciertos casos, cuando se realizan actualizaciones de software u otro tipo de mantenimiento, es posible que se cambien los filtros de forma, por lo que no se suele detectar en la calidad de las imágenes y sin embargo se manifiesta en variaciones apreciables en la dosimetría respecto de los valores de referencia.

La CHR puede medirse directamente con un detector apropiado o utilizando una cámara lápiz, colocada en el isocentro, haciendo exposiciones con el tubo fijo (en modo de adquisición de una radiografía de planificación AP) y colocando los filtros de aluminio sobre la carcasa ("gantry"), a la salida del tubo de RX [24].

8.3 Tiempo de exposición, intensidad de corriente y carga del tubo

Variación del rendimiento con el tiempo de exposición, la intensidad de corriente y la carga del tubo. Dada la dificultad técnica para comprobar la exactitud de los tiempos de exposición y de la corriente, basta con verificar la proporcionalidad, en todo el intervalo de utilización, entre los valores nominales de uno y otro parámetro y las dosis medidas en una cámara situada en el isocentro del estativo, en aire o en el interior de un maniquí de PMMA [24].

Al igual que en el caso anterior, se trata de parámetros que exceden al presente trabajo, pero que deberían estar presentes en el programa de garantía de calidad.

8.4 Calidad de imagen

Ruido de la imagen. Cuando se obtiene una imagen de un material uniforme mediante un escáner CT, el análisis de los valores individuales de los píxeles en un área localizada muestra que los números CT no son todos iguales, sino que fluctúan alrededor de un valor medio. Esta variación aleatoria se conoce como ruido de la imagen y se debe principalmente a la naturaleza estadística de la producción de rayos X y la interacción con la materia. También se conoce como ruido cuántico.

Además, otras fuentes de ruido pueden incluir ruido estructurado o artefactos y ruido electrónico. En este trabajo se adopta la definición de ruido como la desviación estándar de los números Hounsfield (σ) dentro de una región de interés (ROI). Sin embargo, con el fin de hacer una

comparación directa entre los escáneres de TC con diferentes escalas de contraste, se requiere una desviación estándar normalizada, S:

$$S = \frac{\sigma_{\text{agua}}}{CT_{\text{escala}}} \times 100\% \quad (\text{II.8.2})$$

donde el σ_{agua} es la desviación estándar de los valores de los píxeles dentro de una ROI, y:

$$CT_{\text{escala}} = CT_{\text{agua}} - CT_{\text{aire}} \quad (\text{II.8.3})$$

donde CT_{agua} y CT_{aire} son los valores de CT obtenidos para el agua y el aire, respectivamente.

Dado que, por definición, el agua tiene un valor de cero HU y el aire un valor de -1000 HU, CT_{escala} tiene un valor de 1000. Por lo tanto, la desviación estándar normalizada se convierte en un cálculo muy simple. Algunos fabricantes, sin embargo, reducen a la mitad el intervalo de números de CT para ciertos modos de alta resolución, lo que puede ser confuso cuando no se da ninguna indicación para el usuario y necesita ser considerado en el cálculo de la desviación estándar normalizada [24].

El espectro de potencia de ruido (NPS) es una métrica útil para comprender el contenido de ruido en las imágenes, pero no se está aplicando a gran escala [4, 23]. El mismo no se analiza en este trabajo ya que su utilización no ha sido difundida en los protocolos de referencia.

Verificación de la ausencia de artefactos en la imagen. Los artefactos son distorsiones de la imagen que no representan la verdadera estructura del tejido. No sólo son un problema para el radiólogo al tratar de interpretar la imagen, sino que pueden llegar a ser engañosos y dan lugar a falsos diagnósticos o pérdidas de información.

Hay diversas causas que pueden producir artefactos de imagen y para minimizarlos es esencial tener un buen proceso de instalación, prestar atención a los componentes electrónicos y de mantenimiento, y llevar a cabo la calibración regular. Durante el montaje, la alineación de los componentes es crítica y las exploraciones deben examinarse cuidadosamente durante la aceptación y la fase clínica inicial para comprobar si hay algún indicio de imágenes fantasma. Las fallas de un componente electrónico o malas conexiones de mesa pueden dar lugar a artefactos. La calibración periódica por el ingeniero de mantenimiento y calibración diaria por el técnico radiólogo evitan ciertos artefactos. Los artefactos visuales pueden aparecer debido a la calidad de la imagen del monitor. El monitor de visualización de la imagen, por lo tanto, debe incluirse en todo el programa de aseguramiento y control de calidad.

Los artefactos de la imagen de TC se clasifican generalmente en cuatro categorías descriptivas; rayas, sombreado, anillos y *aliasing*. En general, tienen una variedad de causas:

Artefactos Streaking o rayas. Tienden a ser causados por inconsistencias en proyecciones vecinas, ya sea por una región de alto atenuante tal como un implante metálico, o por el movimiento del paciente. Estos también pueden ser causados por el movimiento, el escáner o desalineación de los equipos.

Artefactos de sombreado. Tienden a ser ocasionados por correcciones inadecuadas del endurecimiento del haz, dando un cambio gradual en los números de CT a través de un fantoma o paciente. Es una práctica normal en las calibraciones realizadas por el ingeniero de instalación. Es importante que para cada factor de exploración o combinación que se utilizará en los protocolos clínicos (por ejemplo tensión (kV), corriente (mA), espesor de corte), asegurar que el correcto factor de endurecimiento del haz sea aplicado.

Artefactos de anillo. Son muy comunes y son generados por detectores que tienen diferentes sensibilidades relativas entre sí. La forma más fácil de evitar la mayor parte de estos artefactos es asegurar que se realizan calibraciones en aire cuando así lo requiera el fabricante del escáner; esto es generalmente una vez al día.

Artefactos aliasing. Generalmente aparecen con algoritmos de alta resolución y simplemente muestran la falta de adecuación de la apertura física al filtro matemático aplicado a las proyecciones.

Valor medio del número CT. La exploración de un fantoma de material uniforme debe dar una imagen de CT con valores de píxeles similares, y un nivel de ruido similar a través de todo el

campo de visión. Sin embargo en la práctica, las exploraciones de fantasmas uniformes con frecuencia muestran variaciones graduales del número y valores de ruido CT.

Para evaluar este parámetro debe hallarse el valor medio del número CT para una ROI con no menos de 100 píxeles en la zona central (círculo de aproximadamente 2 cm de diámetro). La verificación de este parámetro deberá realizarse con mayor frecuencia si se emplea el equipo en análisis cuantitativo.

Uniformidad espacial del número CT. Este parámetro relaciona los valores de CT en agua o material similar de la periferia frente al valor medio de la región central obtenido en el punto anterior. Para ello se seleccionan cuatro ROI's (círculo de aproximadamente 2 cm de diámetro) en la periferia, a 1 cm del borde, además de otra más en el centro de la imagen. Se comparan los valores medios del número CT en dichas zonas. Las diferencias máximas observadas no deben superar la tolerancia especificada. Puede incluirse en este apartado la verificación de la constancia temporal.

La uniformidad del número de CT es de importancia cuando se utiliza el escáner para la evaluación cuantitativa de los valores de TC, en particular para radioterapia.

Sensitometría. Linealidad y escala de contraste. La linealidad de los números CT se evalúa utilizando un maniquí con inserciones de materiales de diferentes coeficientes de atenuación o densidad electrónica conocida. Se realiza un corte con los parámetros de exposición que determina el fabricante y se generan regiones de interés (ROI) en el interior de las diferentes imágenes de los insertos y se registra el valor medio.

Se representan los valores medios del número CT en función del coeficiente de atenuación para cada material. Se obtiene así un conjunto de puntos por los que deberá pasar una recta. La inversa de la pendiente de dicha recta es la escala de contraste, es decir, la variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número CT, esto se realiza para algunos valores de energía efectiva del haz. Para obtener la pendiente de la recta de ajuste o la escala de contraste, habría que conocer en la práctica el valor de la energía efectiva del haz; sin embargo, la escala de contraste se determina con los valores medios de número CT y el coeficiente de atenuación para metacrilato y agua, puesto que la diferencia entre ambos coeficientes de atenuación lineal es casi independiente de la energía entre 60 y 80 keV. Las posibles variaciones en los valores de los números CT obtenidos para cada material y los valores de referencia se manifestarán como variaciones de las rectas obtenidas con respecto a las de referencia.

Esta prueba adquiere especial importancia cuando el equipo se utiliza para análisis cuantitativos.

Resolución a bajo contraste (Resolución de contraste). La resolución de bajo contraste es la capacidad de detectar estructuras que ofrecen sólo una pequeña diferencia en la señal (expresada en HU) en comparación con su entorno directo. El ruido de la imagen es la principal limitación para la resolución de bajo contraste.

Los métodos usados habitualmente para su determinación presentan una componente subjetiva importante. Suele expresarse como el diámetro mínimo observable, para un contraste dado, en condiciones favorables. A veces, por el contrario, se expresa en función del mínimo contraste detectable para un tamaño de objeto prefijado. El análisis más completo, que algunos fantasmas permiten, incluye la determinación de curvas contraste-detalle. El contraste en % se define como:

$$\text{Contraste \%} = \frac{HU_{\text{material}} - HU_{\text{fondo}}}{HU_{\text{fondo}}} \frac{100}{1000} \quad (\text{II.8.4})$$

Actualmente hay una tendencia para definir el contraste como la diferencia absoluta de HU.

Resolución espacial. Se define como la mínima distancia que debe haber entre dos objetos en la imagen para que puedan ser distinguidos como tales. También puede entenderse como la capacidad de observar los contornos de objetos pequeños en el volumen explorado. Los pequeños objetos sólo se pueden resolver bien en la imagen cuando hay una diferencia suficientemente grande entre la señal (en HU) y su entorno directo. La unidad de medida es pares de líneas por centímetro (pl/cm).

La resolución espacial se puede obtener a partir de imágenes de maniqués fabricados especialmente con cuentas o patrones de barras hallando el grupo de menor diámetro o el grupo

de pares de líneas más finas cuyos componentes puedan ser identificados con un grado aceptable de separación y sin distorsión.

Un método más estricto es a través de la obtención de la función de transferencia en modulación (MTF), la cual se define como la transformada de Fourier de la respuesta al impulso (delta de Dirac) de un sistema. Hay diferentes métodos para determinar la MTF del sistema. Si bien en algunos equipos hay objetos de prueba y programas proporcionados por el fabricante, en otros casos hay que extraer la información numérica y tratarla. Los procedimientos más utilizados consisten en la obtención de la imagen de un borde o de una estructura pequeña que pueda ser considerada como fuente puntual. La matriz de intensidades de dicha imagen se denomina PSF (*point spread function*). Al sumar las columnas de dicha matriz se obtiene la LSF (*line spread function*) sobre el eje x y al calcular la transformada de Fourier de dicha función lineal se llega a la MTF. De igual manera se puede obtener para el eje y [29]. Estos conceptos se muestran en la siguiente figura.

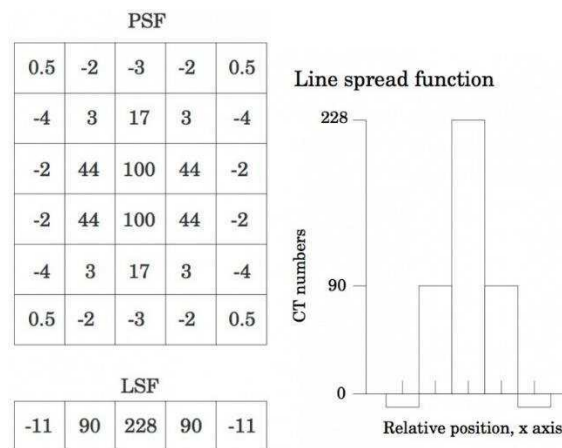


Figura II.8.1 – Matriz de intensidades de imagen de una fuente puntual PSF (*point spread function*) y función de dispersión lineal LSF (*line spread function*) [29].

La curva de MTF resultante presenta valores entre 0 y 1 (0 y 100%) sobre el eje y en función de la resolución espacial en ciclos/cm o pl/cm. Toma un valor de 1 a 0 pl/cm, lo cual implica que el objeto es reproducido con exactitud, luego disminuye a medida que aumenta la frecuencia espacial acercándose a 0, que es punto donde la imagen no puede ser reproducida por el sistema [29]. La figura II.8.2 muestra una curva típica de MTF obtenida en TC.

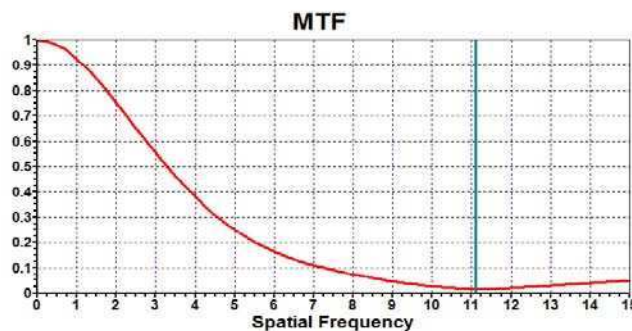


Figura II.8.2 – Función de transferencia en modulación. En rojo se muestra una curva típica de MTF en TC. La línea en azul corresponde a la frecuencia de Nyquist.

La resolución espacial del sistema se define como la frecuencia espacial en pl/cm a la que la MTF cae al 50%, 10% o 2%. Si la evaluación se hace a partir de patrones de barras, el último grupo de pares de líneas que se puede distinguir suele corresponder al 2% de la MTF [24].

La frecuencia de Nyquist es un valor importante que se incorpora a la curva de MTF, representa a la frecuencia a partir de la cual un punto en el objeto no puede resolverse con exactitud. El teorema de Nyquist, tal como se aplica a la TC, considera que un objeto debe ser al menos dos veces el tamaño de píxel para ser resuelto con exactitud por el escáner. Por lo tanto, la información proporcionada más allá de la frecuencia de Nyquist debe ser considerada cuidadosamente [24]. Matemáticamente, la frecuencia de Nyquist es igual a la mitad de la frecuencia de muestreo, siendo esta la inversa del ancho de píxel. En la figura anterior, la frecuencia de Nyquist se muestra en azul.

En los equipos que no disponen de maniquí o programas para el cálculo de la MTF, se puede aplicar el procedimiento de determinación de la MTF a partir de la desviación estándar de una ROI inscrita en la imagen del patrón de barras, como se muestra en la siguiente figura [6, 24].

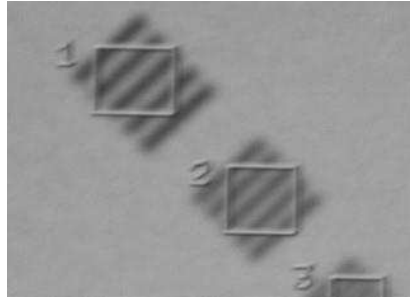


Figura II.8.3 – Imagen de patrón de barras con ROIs inscritas para cálculo de MTF [24].

La MTF a las diferentes frecuencias espaciales presentes en el maniquí de barras puede calcularse según la ecuación:

$$MTF(f) = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \times \frac{M(f)}{M_0} \quad (II.8.5)$$

M(f) es el valor de la desviación típica de una ROI ajustada al máximo tamaño posible dentro de la imagen del patrón de barras. Se obtiene corrigiendo por el ruido el valor M' obtenido directamente, según la ecuación:

$$M = \sqrt{M'^2 - N^2} \quad (II.8.6)$$

A su vez, el ruido N se obtiene midiendo la desviación típica de una ROI de material homogéneo. Si el patrón de barras está constituido por agua y PMMA, se determina el valor de N según la ecuación:

$$N^2 = \frac{(N_{PMMA}^2 + N_{agua}^2)}{2} \quad (II.8.7)$$

M₀ se obtiene a partir de los valores de CT del PMMA y el agua:

$$M_0 = \frac{|CT_{PMMA} - CT_{agua}|}{2} \quad (II.8.8)$$

En el presente trabajo se analizó la resolución espacial mediante MTF de fuente puntual y de patrón de barras, y este último también fue inspeccionado visualmente.

Linealidad espacial. La verificación de este parámetro incluye la comparación de dimensiones reales del maniquí o algunas de sus estructuras, en los ejes X e Y con las dimensiones medidas en imágenes de dicho maniquí.

Linealidad de volumen. Este parámetro se obtiene de forma similar al anterior, sólo que en este caso no sólo se analizan los ejes X e Y, sino que además se agrega el eje Z. Para esto se suelen utilizar estructuras presentes en maniqués, tales como esferas de diversos tamaños.

Tamaño de píxel. El tamaño del píxel se utiliza a menudo como indicador de la resolución espacial, sin embargo, cabe señalar que el tamaño de píxel debe interpretarse con cuidado ya

que trabajar con un tamaño menor de pixel no implica necesariamente una mejor resolución espacial.

9. Dosimetría

Tanto en tomografía computarizada como en otras técnicas convencionales, es imposible medir directamente la dosis efectiva o la dosis absorbida en órganos para un paciente en particular. Por ello, es preciso recurrir a modelos simplificados (basados en aproximaciones idealizadas de la anatomía) para que a partir de medidas externas o sobre fantasmas, se pueda calcular las magnitudes relevantes desde el punto de vista dosimétrico [1].

En un corte único de TC, el haz incide sobre una zona muy fina de tejido. La divergencia del haz, la atenuación en el propio tejido y la dispersión de los Rx, provocan una distribución de dosis sobre el eje del paciente (eje z) que no es rectangular y simétrica, sino que alcanza sectores fuera de la zona seleccionada. En la figura II.9.1 fue graficada la dosis relativa en función de la posición o eje z, y puede verse la forma de un perfil de dosis [1, 2].

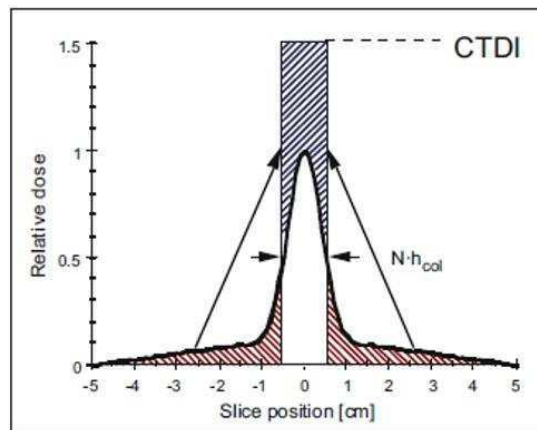


Figura II.9.1 – Perfil de dosis en corte único de TC [2].

Usualmente se utiliza un indicador de dosis denominado Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDI, por sus siglas en inglés: Computed Tomography Dose Index), que ha sido definido como:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (II.9.1)$$

En esta fórmula, $D(z)$ es la dosis en función de la posición z para un corte único en el plano x - y , y T es la colimación (es decir, el ancho del haz de radiación X). Además, a efectos prácticos y para obviar la dificultad de integrar entre extremos infinitos, a la hora de evaluar el CTDI se acorta arbitrariamente el intervalo de integración a una distancia finita (generalmente entre -5 y $+5$ cm) en relación con el plano de interés, debido al uso de cámaras de ionización de 10 cm de longitud (ver figura II.9.1). Las cámaras lápiz más utilizadas poseen una longitud activa de 100 mm y un volumen aproximado de 3 cm³, esto corresponde a un diámetro ligeramente superior a 6 mm.

Para las mediciones de dosis, la cámara lápiz se introduce en maniqués de PMMA o bien, se coloca en aire, en el isocentro, en posición paralela al eje z , fijada a un soporte especialmente diseñado. Al efectuar un corte por el plano que pasa por el centro de la cámara, la lectura incluye no sólo el componente de radiación directa que llega a su zona central, sino también los componentes de radiación dispersa que llegan a ambos lados.

Los maniqués utilizados habitualmente son cilíndricos (aunque también hay elípticos y antropomorfos) y tienen alturas de entre 15 y 20 cm, y diámetros de 16 cm (maniquí representativo para cabeza) o 32 cm (maniquí representativo del cuerpo estándar). Siempre llevan un alojamiento central para la cámara lápiz y al menos cuatro alojamientos periféricos, perforados a 1 cm de la superficie exterior del cilindro y situados regularmente a 90° entre sí.

Al despreciar la dosis correspondiente a la radiación dispersa, la ionización detectada por la cámara en toda su longitud puede expresarse de manera simplificada como se muestra en la siguiente expresión.

$$CTDI_{100} = \frac{100mm}{T} D_R \quad (II.9.2)$$

En la fórmula, D_R es la lectura del electrómetro y T es el ancho del haz de radiación, siendo el subíndice 100 la referencia que indica que el cálculo integra una longitud de 100 mm, en coincidencia con la longitud de la cámara. Cabe aclarar que en esta fórmula no se indican las correcciones por la presión y temperatura atmosférica, las cuales son necesarias. La unidad usualmente utilizada para el CTDI es el miligray (mGy).

Las medidas del CTDI deben efectuarse tanto en el centro como en la periferia del fantoma (los valores periféricos se promedian, obteniendo el $CTDI_{100,perif}$). Para los maniqués de cabeza los valores de uno y otro, con la geometría y filtración habitual, no suelen ser muy diferentes, pero para el maniquí de tórax y abdomen el valor central es menor que el de la periferia, debido a la mayor atenuación asociada al mayor tamaño del fantoma.

En los últimos años, se ha propuesto unir las medidas en un CTDI ponderado o efectivo ($CTDI_{100,W}$), calculado como:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3} (CTDI_{100,centro} + 2CTDI_{100,perif}) \quad (II.9.3)$$

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

$$CTDI_{VOL} = \frac{NT}{I} CTDI_W \quad (II.9.4)$$

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

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

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{pitch} CTDI_W \quad (II.9.5)$$

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

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

Estas mediciones deben ser realizadas por físicos médicos que, por su especialización y entrenamiento, realizarán un análisis específico de las dosis, siguiendo las metodologías establecidas internacionalmente en los protocolos.

Por otro lado, para tratar de disponer de una magnitud que se correlacione con la dosis efectiva y poder comparar protocolos o equipos, se ha definido el producto dosis-longitud (DLP, por sus siglas en inglés: dose-length product). Este se expresa, para una exploración completa, de acuerdo con la ecuación:

$$DLP = \sum_i CTDI_{100,W,i} T_i N_i \quad (II.9.6)$$

En ella, la sumatoria se extiende sobre toda la serie (definida por el índice i) de cortes de una secuencia, siendo T_i el espesor de corte nominal y N_i el número de cortes con ese espesor. Esta magnitud tiene la ventaja de ser proporcional a la energía total que se imparte al paciente y, por tanto, con algunas limitaciones, también a la dosis efectiva. En la tomografía helicoidal existen expresiones especialmente establecidas para esta magnitud. De manera equivalente y práctica para el área médica, se puede utilizar la expresión:

$$DLP = CTDI_{VOL} L \quad (II.9.7)$$

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

Para estimar las dosis absorbidas por cada órgano en el caso de la TC, es necesario definir factores de peso obtenidos a través de una dosis efectiva normalizada, utilizándose la siguiente expresión:

$$E = E_{DLP} DLP \quad (II.9.8)$$

Donde E representa la dosis efectiva expresada en milisieverts (mSv), DLP es el producto dosis-longitud expresado en $mGy.cm$ y E_{DLP} es la dosis efectiva normalizada expresada en $mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$ en una región específica. La tabla II.9.1 muestra valores típicos de dosis efectiva normalizada (EUR 16262 "European guidelines on quality criteria for Computed Radiography")

Región	E_{DLP} ($mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$)
Cabeza	0,0023
Cuello	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen	0,015
Pelvis	0,019

Tabla II.9.1 Valores de dosis efectiva normalizada (EUR 16262, 1999).

Para la realización de actividades de optimización en TC y obtención de imágenes confiables con la calidad adecuada para un correcto diagnóstico, con la menor dosis recibida por el paciente en órganos, es necesario comparar los valores utilizados con los niveles de referencia. En tomografía computada, se utiliza el $CTDI_w$ y DLP (tabla II.9.2).

Región	$CTDI_w$ (mGy)	DLP ($mGy.cm$)
Cabeza	60	1050
Tórax	30	650
Abdomen	35	800
Pelvis	35	600

Tabla II.9.2. Principales valores propuestos por la Comunidad Europea (EUR 16262, 1999).

Cabe aclarar que si bien existen valores típicos de E_{DLP} , $CTDI_w$ y DLP recomendados internacionalmente, se trata de valores de referencia, y cada institución puede adoptarlos o bien, obtener sus propios niveles de referencia para un grupo de pacientes estándar.

En resumen, si bien existen diversos parámetros de control de dosis en CT, es fundamental verificar que los valores de dosis indicados en la consola coincidan con las mediciones realizadas, y que además estos valores sean acordes a las publicaciones de IMPACT para la marca, modelo y especificaciones de cada equipo.

CAPÍTULO III: Fantoma *Catphan*® 700

1. Generalidades

El fantoma *Catphan*® 700 fue diseñado para la evaluación de la calidad de las imágenes de tomografía computarizada. Cuenta con 6 módulos diferentes que posibilitan la realización de diversas pruebas. La siguiente imagen muestra un esquema de los diferentes módulos que constituyen el fantoma y una foto real del mismo.

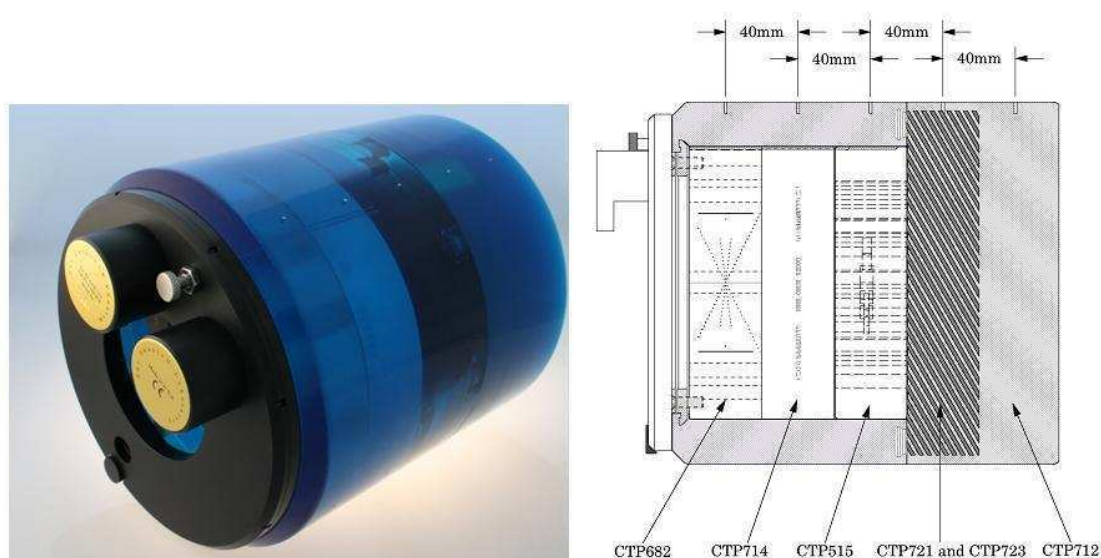


Figura III.1.1 – Izq. Imagen real del fantoma *Catphan* 700. Der. Esquema del fantoma con sus módulos de prueba e índice de espaciado.

El fantoma fue diseñado para que todas las secciones de ensayo puedan ser ubicadas con precisión desde el centro del módulo CTP682 hasta el centro de cada módulo de prueba posterior, dichas distancias se muestran en la tabla III.1.1.

Módulo	Distancia desde el centro del CTP682
CTP682 Geometría, sensitometría	0 mm
CTP714 Alta resolución	40 mm
CTP515 Bajo contraste	80 mm
CTP721 Inserto de ondas	120 mm
CTP723 Bloque de cuentas	120 mm
CTP712 Sección uniforme	160 mm

Tabla III.1.1 – Ubicaciones de módulos de prueba *Catphan*® 700.

El *Catphan*® 700 tiene un montaje que permite al fantoma ser rotado alrededor del eje z. El mecanismo se libera tirando de la clavija de bloqueo de rotación (*spring loaded rotation lock pin*). Hay 8 orificios de seguridad ubicados cada 45° alrededor del fantoma. La liberación del pasador mientras rota el montaje permite que el pasador se acople a presión en uno de los agujeros de indexación. El tornillo de nivelación de inclinación (*tilt leveling screw*) se utiliza para nivelar el fantoma cuando se monta en la caja de madera. La siguiente figura ilustra lo anterior.

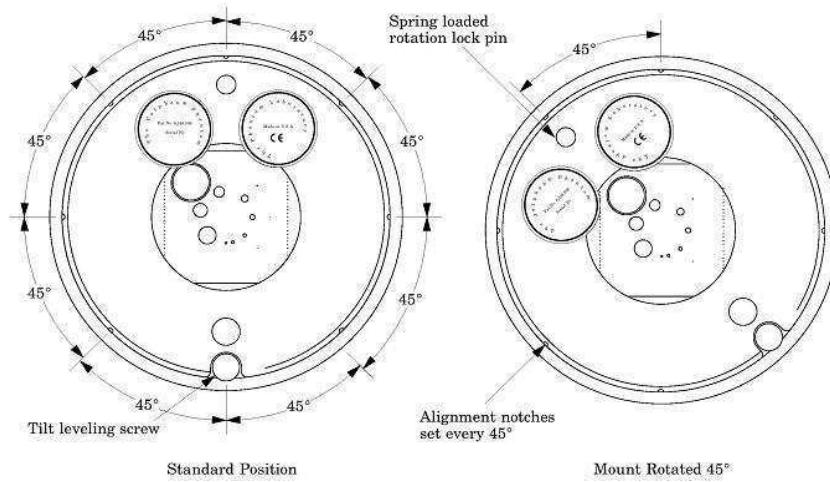


Figura III.1.2 – Esquema del fantoma con sus ángulos de rotación y tornillo de nivelación.

2. Módulo CTP682: Geometría, sensitometría

El módulo CTP682 presenta diversos insertos para ser utilizados en pruebas de control de geometría y de sensitometría, como así también, para la verificación del sistema de luces de posicionamiento. Contiene tres conjuntos de rampas opuestas. Uno de los conjuntos de rampas está construido de alambres de acero de 0.15 mm (*wire ramp*) fijado a un ángulo de 23°, para producir imágenes con una magnificación de 2,38 y de este modo reducir los errores de medición. Además, los alambres de pequeño diámetro reducen los artefactos en la imagen. Los otros dos conjuntos de rampas están hechos de cuentas o esferas de carburo de tungsteno (*Tungsten carbide ball ramps*). La rampa de cuentas gruesas, con una altura sobre el eje z de 38 mm, está construida por cuentas de 0.28 mm ubicadas a incrementos de 1 mm sobre eje z y las rampas de cuentas finas presentan 0.18mm de diámetro dispuestas a incrementos de 0.25 mm sobre el eje z. Los pares opuestos de rampas permiten a los operadores comprobar fácilmente si el fantoma está correctamente alineado con el eje del escáner.

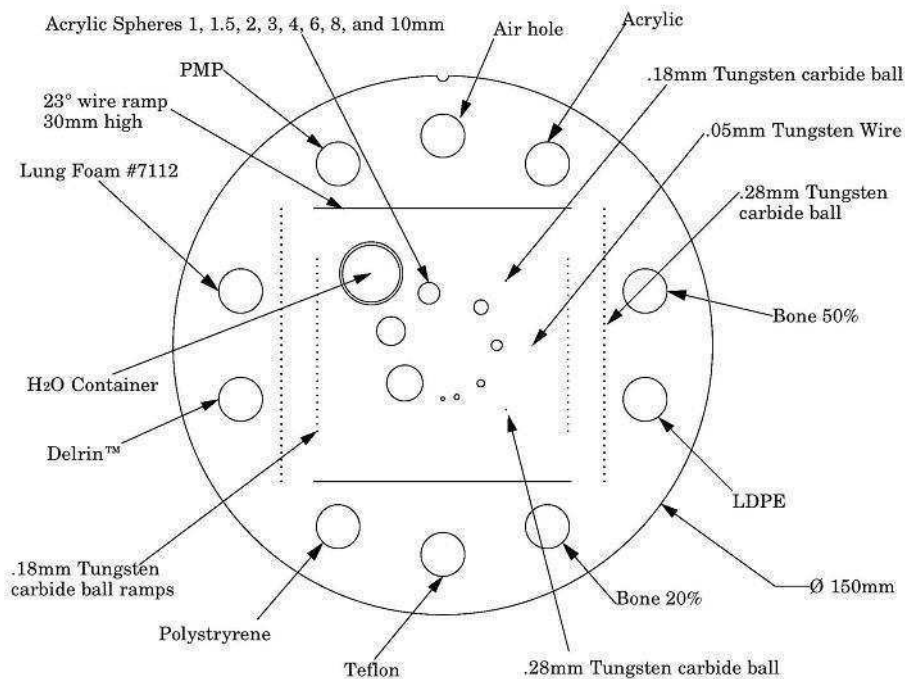


Figura III.2.1 – Módulo CTP 682 Geometría y densitometría con todos sus componentes.

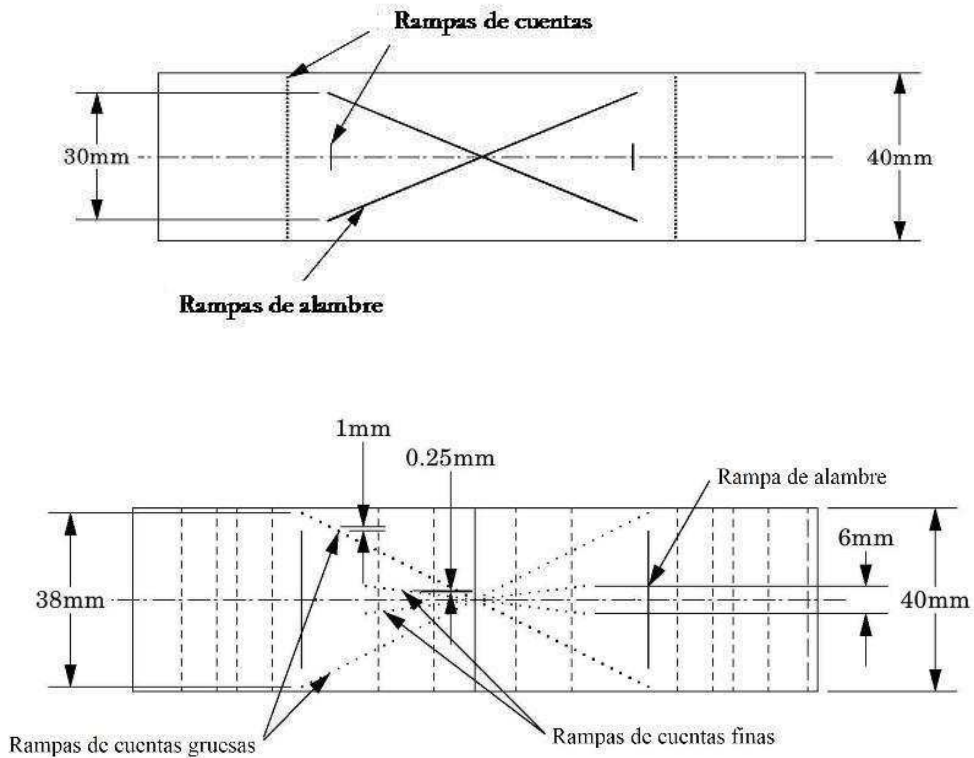


Figura III.2.2 – Módulo CTP 682 Rampas de alambre y de cuentas. Arriba: vista superior. Abajo: vista lateral.

Un esquema del módulo CTP682 con todos sus componentes se muestra la figura III.2.1, y en la III.2.2 se esquematizan las vistas superior y lateral donde se observan las rampas. La figura III.2.3 es una imagen real del módulo. Para las mediciones de sensitometría, este módulo cuenta con 10 insertos o *tagerts* y un pequeño vial extraíble que se puede llenar con agua o con otro material y se aloja en el módulo.

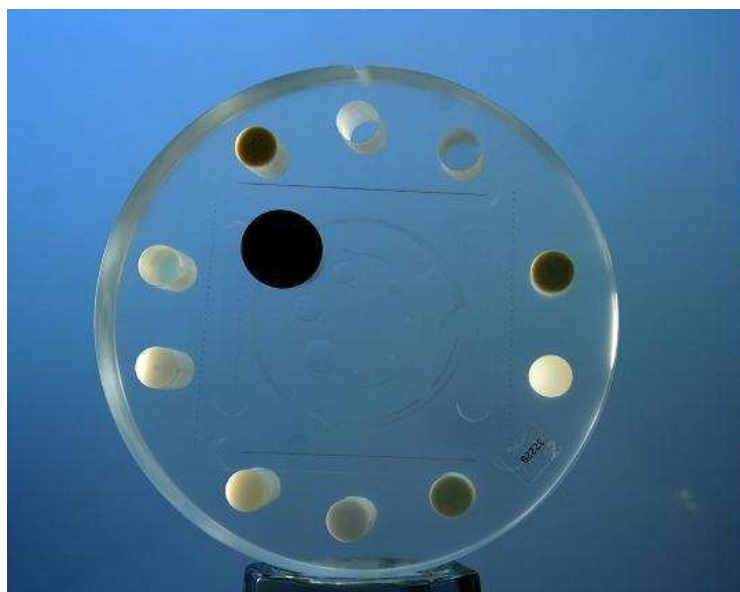


Figura III.2.3 – Fotografía del módulo CTP 682 Geometría y sensitometría con todos sus componentes.

La ubicación de estos insertos se muestra en la figura III.2.1. Los mismos van desde aproximadamente 1000 HU a -1000 HU. En la tabla III.2.1 se enumeran dichos materiales y se

muestran las fórmulas químicas, peso específico (N/m^3) y rango de HU, proporcionados por el fabricante.

Material	Fórmula	Peso específico	Rango HU
Aire	.78N, .21O, .01Ar	0.00	-1046 : -986
Pulmón #7112	[C38H38 N8O15]	0.19	-925 : -810
PMP	[C6H12(CH2)]	0.83	-220 : -172
LDPE	[C2H4]	0.92	-121 : -87
Agua	[H2O]	1.00	-7 : 7
Poliestireno	[C8H8]	1.03	-65 : -29
Acrílico	[C5H8O2]	1.18	92 : 137
Hueso 20%	.51C, .06Ca, .06H, .06N, .30O, .03P	1.14	211 : 263
Delrin®	Proprietary	1.42	344 : 387
Hueso 50%	.35C, .14Ca, .04H, .06N, .34O, .06P	1.40	667 : 783
Teflon®	[CF2]	2.16	941 : 1060

Tabla III.2.1 - Módulo CTP 682 insertos de sensitometría.

Los insertos presentan un diámetro de 12.2 mm y se extienden abarcando todo el ancho del módulo; se ubican de a pares diametralmente opuestos, de centro a centro, presentan 116.8 mm de distancia, formando así 5 pares de medición con magnitudes conocidas. La figura III.2.4 muestra un esquema acotado de los diferentes insertos de este módulo. En estas dimensiones se basa la verificación de la simetría circular del sistema de visualización.

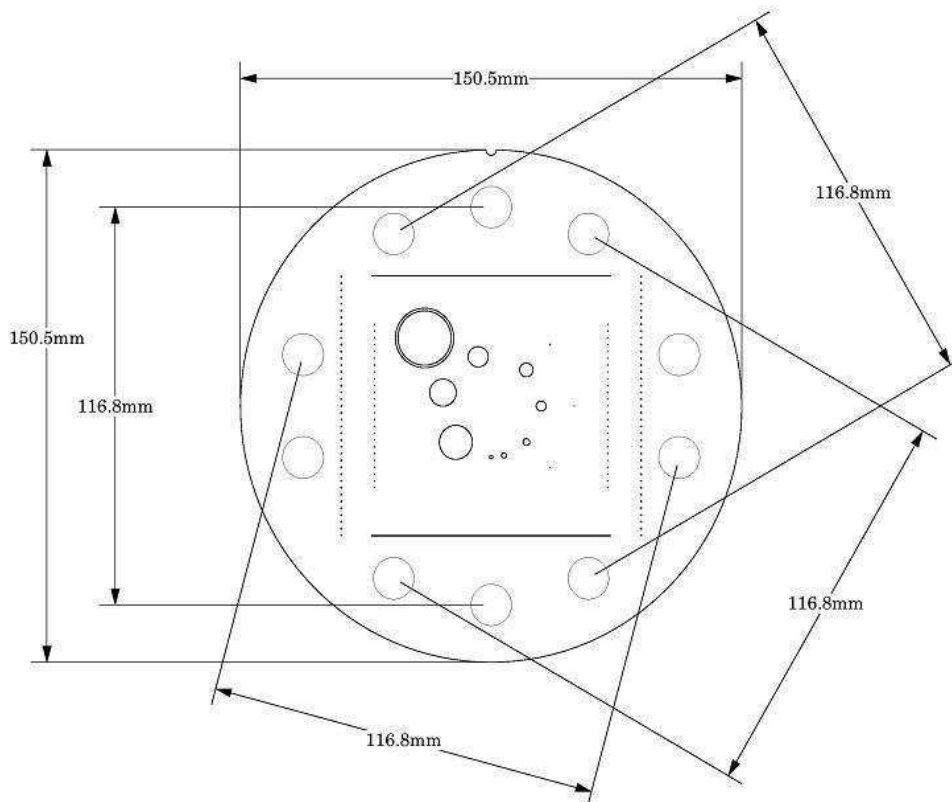


Figura III.2.4 – Módulo CTP 682. Dimensiones acotadas entre diferentes componentes del módulo.

El módulo CTP682 cuenta con tres insertos que pueden utilizarse como fuentes puntuales o impulsos para estimar la función de respuesta al impulso o función de transferencia (MTF) del sistema de CT. Estos insertos son dos esferas de carburo de tungsteno 0,18 mm y 0,28 mm y un alambre de tungsteno de 50 μm de diámetro que se dispone a través del espesor completo de 40 mm del módulo. Ver figura III.2.5.

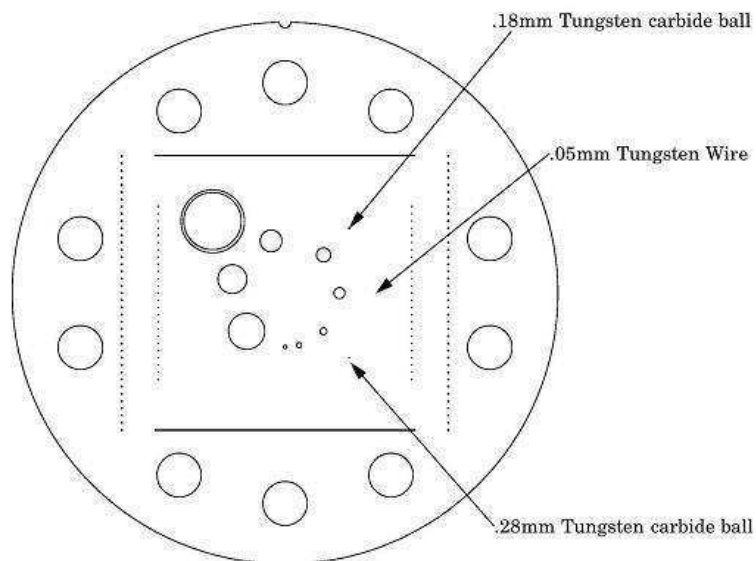


Figura III.2.5– Módulo CTP 682. Insertos que se utilizan para evaluar la respuesta al impulso del sistema CT.

El módulo CTP682 contiene además 8 esferas acrílicas ubicadas en un patrón circular de 30 mm de diámetro, como se muestra en la figura III.2.6. Estas esferas se utilizan para evaluar la linealidad de volumen del escáner. Los diámetros de esfera son 1, 1.5, 2, 3, 4, 6, 8, y 10 mm.

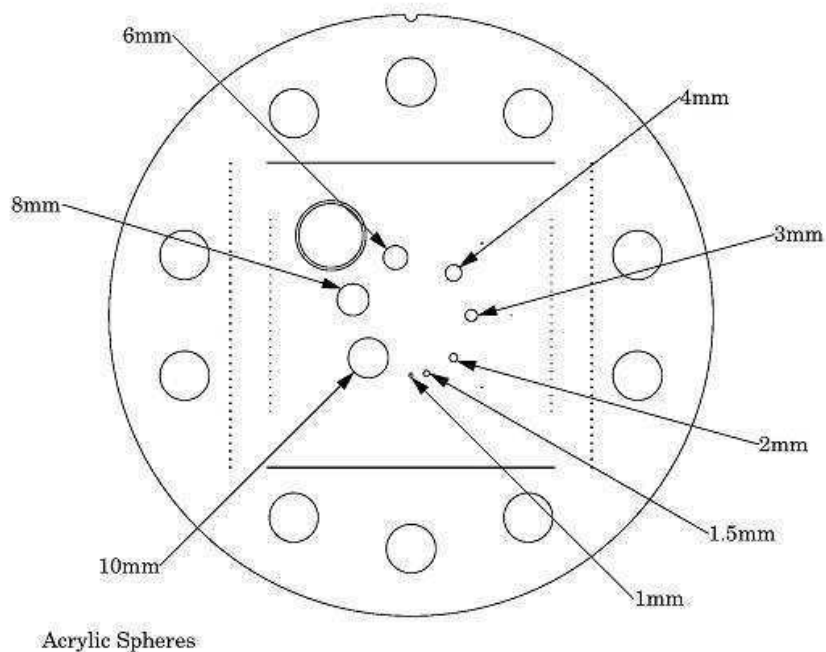


Figura III.2.6 – Módulo CTP 682 Esferas acrílicas.

3. Módulo CTP714: Alta resolución

El módulo CTP714 de alta resolución presenta 30 grupos de insertos que van de 1 a 30 pares de línea por centímetro (pl/cm), con los cuales es posible realizar la evaluación de alta resolución, tanto en forma analítica como a través de inspección visual. La precisión es de $\pm 0,5$ par de línea para 30 pares de línea, e incluso mejor para un menor número de pares de líneas.

Este módulo está construido con chapa de aluminio de 2 mm de espesor y sumergido en uretano transparente. Dependiendo de la selección del espesor del corte, los niveles de contraste pueden variar debido al volumen promedio. Un esquema y una fotografía de este módulo se muestran en la figura III.3.1.

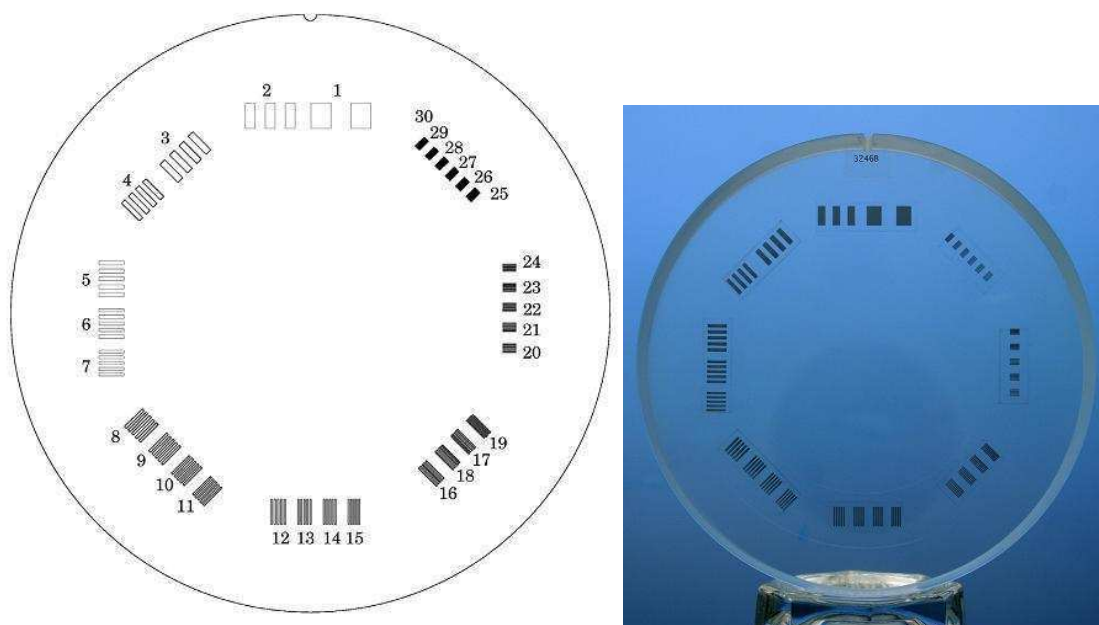


Figura III.3.1 - Módulo CTP714: alta resolución. Izq. Esquema de corte. Der. Fotografía del módulo.

Un par de líneas contiene un hueco y un elemento de aluminio. Por ejemplo, indicadores de 1 pl/cm incluyen 0.5 cm de hueco y elementos de aluminio de 0.5 cm de ancho. En la siguiente tabla se muestran las dimensiones de los espacios entre láminas de aluminio para cada uno de los valores de pares de líneas.

Resolución (pl/cm)	Separación entre líneas (cm)	Resolución (pl/cm)	Separación entre líneas (cm)	Resolución (pl/cm)	Separación entre líneas (cm)
1	0,500	11	0,045	21	0,024
2	0,250	12	0,042	22	0,023
3	0,167	13	0,038	23	0,022
4	0,125	14	0,036	24	0,021
5	0,100	15	0,033	25	0,020
6	0,083	16	0,031	26	0,019
7	0,071	17	0,029	27	0,019
8	0,063	18	0,028	28	0,018
9	0,056	19	0,026	29	0,017
10	0,050	20	0,025	30	0,017

Tabla III.3.1 - Módulo CTP714: alta resolución. Dimensiones de insertos de alta resolución.

4. Módulo CTP515: Bajo contraste

El CTP515 consta de una serie de barras cilíndricas de diferentes diámetros y tres niveles de contraste (1%, 0.5% y 0.3%) para medir el rendimiento de bajo contraste. Las barras cilíndricas ubicadas en la periferia poseen una longitud de 40 mm, su dimensión sobre el eje z es mayor que el máximo ancho de corte y se las denomina con el término en inglés *supra-slice*. Así mismo, en un círculo interior del módulo se ubican tres grupos de barras cilíndricas o insertos de 1% de contraste y cuya longitud sobre el eje z es menor que algunos de los anchos de corte utilizados habitualmente (3 mm, 5 mm y 7 mm), por lo que se los denomina insertos *sub-slice*.

Todos los insertos proporcionan valores de contraste constantes en todas las posiciones del eje z, evitando de este modo cualquier error de promediado de volumen.

Las siguientes imágenes muestran este módulo esquemáticamente y en forma real.

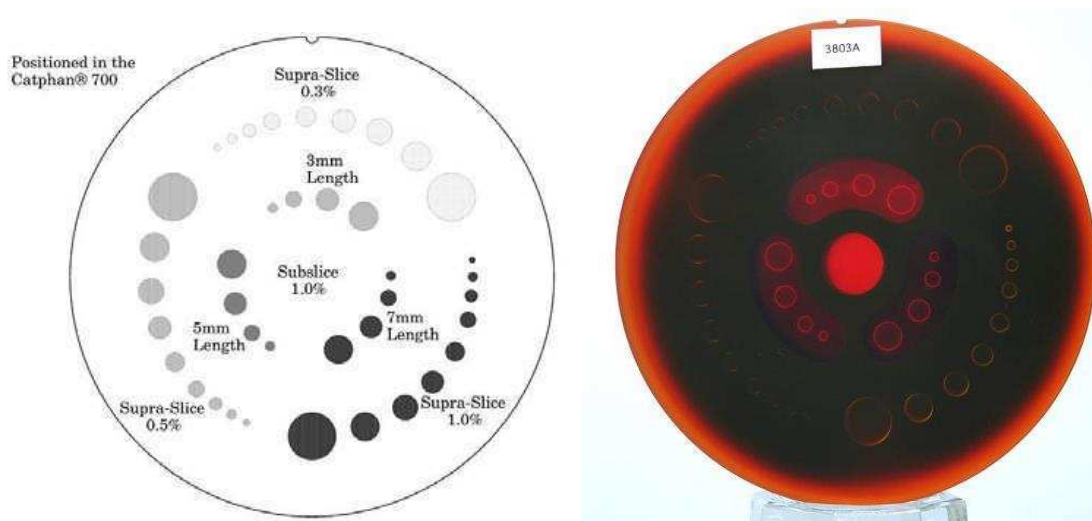


Figura III.4.1 - Módulo CTP515: bajo contraste. Izq. Esquema de corte. Der. Fotografía del módulo.

Los diámetros y contrastes de los insertos de este módulo se detallan en la tabla III.4.1.

Insertos	Supra-slice			Sub-slice		
	Longitud (mm)	40.0			7.0	5.0
Diámetros (mm)	2.0 - 3.0 - 4.0 - 5.0 - 6.0 - 7.0 - 8.0 - 9.0 - 15.0			3.0 - 5.0 - 7.0 - 9.0		
Contraste nominal de targets ($\pm 0,05\%$)	0,3% - 0,5% - 1,0%			1,0%		

Tabla III.4.1 - Módulo CTP515: bajo contraste. Dimensiones de insertos y su contraste.

En la siguiente imagen se muestra un esquema de los targets sub y supra-slice.

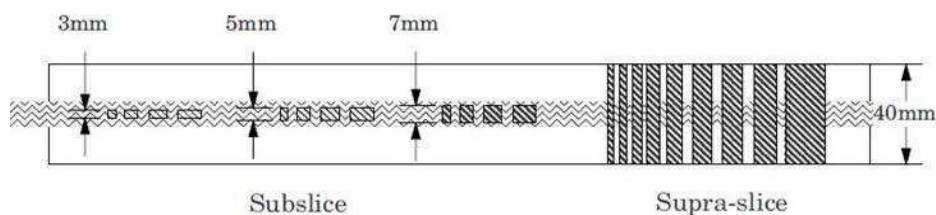


Figura III.4.2 - Módulo CTP515: bajo contraste. Esquema de vista lateral del módulo donde se muestran las dimensiones de los targets sub y supraslice.

Puesto que los contrastes de targets son nominales, deben determinarse los contrastes reales antes de probar las especificaciones de rendimiento de contraste. Los niveles de contraste reales se miden haciendo una ROI (*region of interest*) sobre el inserto más grande y en el fondo. Para determinar los niveles de contraste reales, promediar las mediciones hechas de varias exploraciones.

La siguiente ecuación se puede utilizar en conjunto con otros modelos publicados de detectabilidad de bajo contraste, para convertir los contrastes y diámetros medidos a otros contrastes y diámetros especificados estimados.

$$(\text{Contraste medido}) \times (\text{mínimo diámetro discernible}) \equiv \text{constante} \quad (\text{III.4.1})$$

La evaluación de la detectabilidad de objetivos sub-slice es útil para comprender el rendimiento del escáner con distintos anchos de corte y barrido axial (secuencial), y cómo los ajustes afectan la capacidad de visualizar objetos pequeños con bajos contrastes respecto del fondo.

La detectabilidad de bajo contraste depende fuertemente del ruido (dosis y espesor de corte) y del filtro de reconstrucción empleado. Los métodos usados habitualmente para su determinación presentan una componente subjetiva importante. Suele expresarse como el diámetro mínimo observable, para un contraste dado, en condiciones favorables. A veces, por el contrario, se expresa en función del mínimo contraste detectable para un tamaño de objeto prefijado.

5. Módulos CTP721: Inserto de ondas y CTP723: Bloques de cuentas

Situado en la parte superior del módulo de uniformidad CTP712 tres compartimentos contienen el módulo CTP721 Inserto rampas de ondas (Wave ramp) y 2 CTP723 Bloques de cuentas. A la izquierda de la figura III.5.1 se muestra un esquema de la disposición de estos módulos y a la derecha una imagen real de la constitución del fantoma.

El inserto de ondas presenta rampas opuestas de 4 mm de espesor que alternan entre aluminio y uretano en ángulos de 30° con respecto al plano de corte, como se muestra en la figura III.5.2, donde se observa también una fotografía de las rampas opuestas.

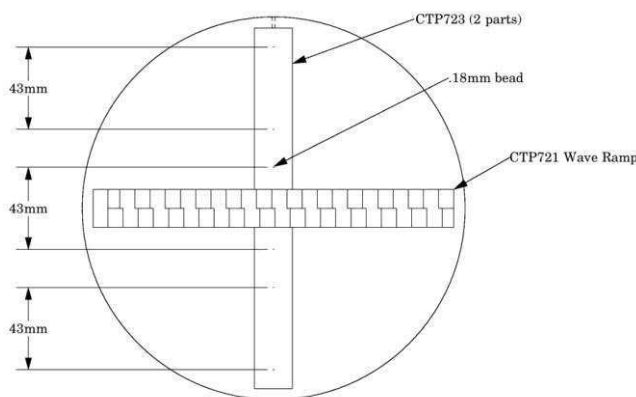


Figura III.5.1 - Módulo CTP721 Inserto de ondas y CTP723 bloque de cuentas.

Cuando se realiza un perfil a través del modelo de alternancia, la gráfica resultante revelará una transición entre una onda triangular y una cuadrada. El patrón de la onda está influida tanto por

el grosor del corte como por la resolución del escáner. Además, la vista lateral del patrón de panel proporciona un patrón de prueba para la evaluación visual o analítica de la consistencia 3D.

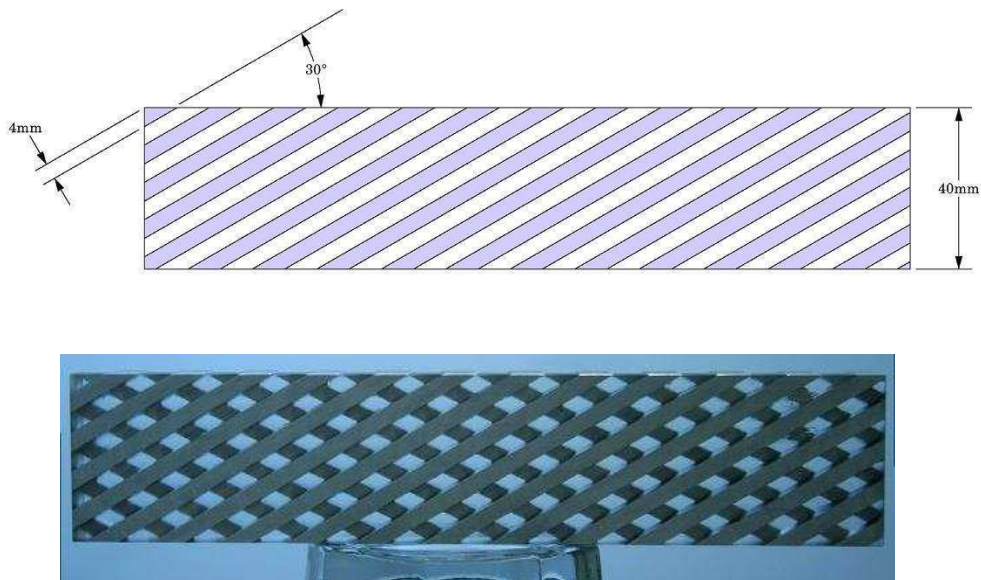


Figura III.5.2 - CTP721 Inserto de ondas. Arriba. Esquema de módulo de rampas. Abajo. Fotografía del módulo.

Una imagen ideal de un corte tomográfico del módulo produciría un patrón geométrico coherente de la intersección de una línea con el par de rampas inclinadas, debido al espaciado paralelo y al espesor constante de las rampas inclinadas. Sin embargo, debido a la resolución finita del escáner, el perfil de intensidad CT en todo el conjunto de rampas inclinadas no mostrará el perfil de forma de onda perfecto; sino que estará influenciado por las limitaciones de resolución espacial, el grosor del corte finito, resolución finita en el plano, ruidos estocásticos y otras fuentes de no uniformidad, tales como el endurecimiento del haz y calibración defectuosa del escáner CT, etc.

Varias características del perfil de forma de onda, como amplitud, frecuencia, y pendiente de los picos, y análisis matemáticos asociados al perfil de forma de onda, tales como la transformada de Fourier, pueden ser analizados para determinar y evaluar el rendimiento de formación de imágenes tomográficas.

El rendimiento espacial incluye la capacidad del dispositivo de obtener una imagen con precisión, incluyendo las características de resolución en el plano, ancho de corte, orientación angular del plano de corte, y la uniformidad de la respuesta a través del campo de escaneo. Si, por ejemplo, hay una variación en el espesor de corte dentro de la imagen, o si la media del perfil está cambiando debido a la falta de uniformidad del escáner, estas variaciones se manifestarán en la imagen del objeto de prueba, y los perfiles de forma de onda tomados a través de las rampas inclinadas en la imagen reflejarán estas propiedades.

Los perfiles de forma de onda a partir de las imágenes tomográficas se pueden examinar visualmente y pueden, en algunas circunstancias, ser suficientes para proporcionar una evaluación general del rendimiento del dispositivo de formación de imágenes. Alternativamente o adicionalmente, los perfiles de forma de onda pueden ser analizados matemáticamente, por ejemplo, utilizando un software de procesamiento automático.

Efecto del espesor de corte (eje z) sobre el perfil de rampa

Para ilustrar aún más algunos de los conceptos de cómo la forma de onda de un perfil puede manifestar características de un escáner CT se muestra siguiente figura. En la parte superior, la sección "a" representa la vista lateral con un corte tomográfico ideal (uniforme) de 1 mm de espesor; en "b", se muestra el patrón de intersección y en "c", la onda correspondiente al perfil de intensidad. El espesor de corte es vertical en este ejemplo y se correspondería con el eje z en un tomógrafo convencional.

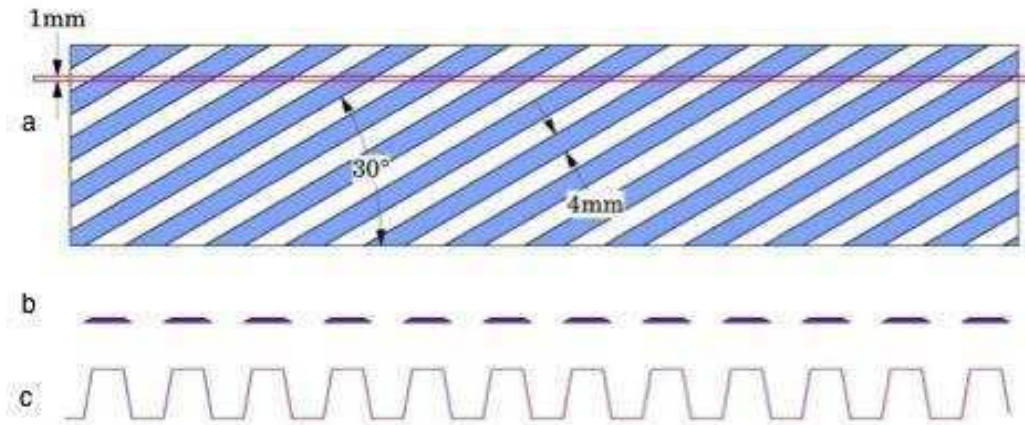


Figura III.5.3 - CTP721 Wave Ramp. Esquema de corte de 1 mm de espesor. a) Vista lateral del corte. b) Patrón de intersección. c) Perfil.

Del mismo modo, la siguiente figura muestra el corte y la forma de onda característica del perfil de intensidad, para espesores ideales uniformes, variando de 0,0 mm a 4,6 mm.

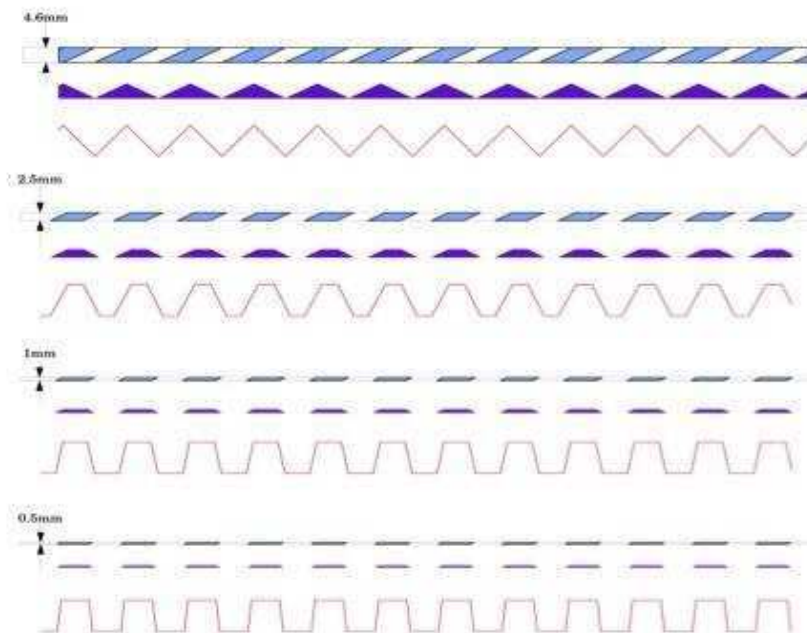


Figura III.5.4 - CTP721 Wave Ramp. Esquemas de cortes de 0,5 a 4,8 mm de espesor con sus respectivos perfiles.

La figura anterior ilustra además que, a medida que disminuye el grosor de corte, la forma de la onda correspondiente se acercaría a una onda cuadrada.

6. Módulo CTP712: Uniformidad de imagen

El módulo CTP712 se utiliza para la medición de la uniformidad espacial, número medio CT, valor de ruido y evaluación de artefactos en la imagen. Proporciona una imagen sólida, ya que está construido por un material altamente uniforme, con densidad similar a la del agua a temperatura estándar, con una variación máxima del 2% (20HU). Los números CT registrados suelen oscilar entre 5 HU a 18 HU. La alta uniformidad radial y axial de este material sólido hace que sea un

sustituto ideal para el agua, y es mucho más conveniente debido a que se eliminan las variaciones debidas a diferentes fuentes de agua. Adicionalmente, el material de este módulo es extremadamente durable. La siguiente imagen muestra una fotografía del módulo y un esquema de corte.

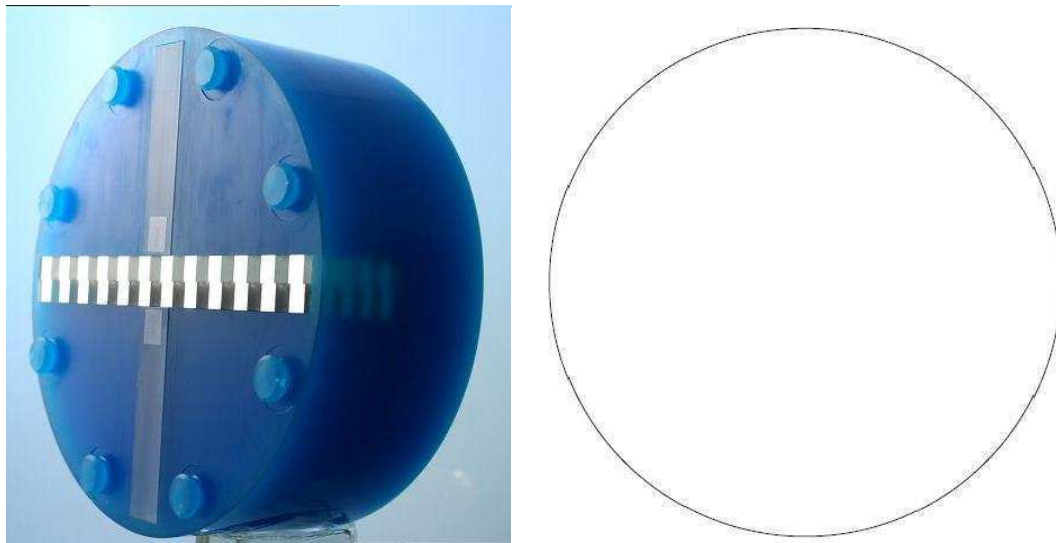


Figura III.6.1 - CTP712 Uniformidad de imagen. Izq. Fotografía del módulo. Der Esquema de corte.

CAPÍTULO IV: Comisionamiento, resultados y discusión

Para la identificación de las pruebas fue elegida una nomenclatura que contiene las siglas *TC-QA*, cuyo significado es aseguramiento de calidad en tomografía computada, seguido del número de prueba. Cabe aclarar que este tipo de nomenclatura debe ser revisada en cada centro donde se ponga en práctica, ya que debe ser adaptada al programa de aseguramiento de calidad vigente en el establecimiento.

Cada una de las pruebas o ensayos fueron redactadas siguiendo un esquema, que incluye:

- Objetivo: se identifica la o las variables a evaluar.
- Tolerancias: se indica el rango de conformidad de la o las variables.
- Frecuencia de repetición de la prueba.
- Referencias
- Instrucciones para realizar la prueba

El protocolo lleva asociado una planilla de registros, en la cual se vuelcan los datos obtenidos y/o medidos y las condiciones de los ensayos. Este registro, al ser completado constituye un informe del control realizado.

El presente protocolo fue puesto en práctica en los siguientes equipos de tomografía computarizada.

- Siemens Somaton Emotion (SN 32288)
Hospital General de Agudos “Dr Ignacio Pirovano”
- Toshiba Aquilion 16 (SN HCB1023747)
Instituto de Oncología “Ángel H. Roffo”

En las secciones siguientes se presentan los resultados obtenidos en cada una de la pruebas realizadas, haciendo hincapié en los métodos utilizados para la realización de la mediciones.

A continuación se muestra un cuadro resumen de las pruebas con sus frecuencias y tolerancias.

Prueba	Frecuencia	Tolerancia
TC-QA 001 Posicionamiento inicial del fantoma	-	-
TC-QA 002 Verificación del sistema de alineación del paciente	Inicial, anual, tras cambios*.	± 5 mm
TC-QA 003 Ancho de corte mediante rampas de alambre	Inicial, anual, tras cambios.	FWHM < s +0.5 mm, si s ≤ 1mm ± 50 % si 1 < s ≤ 2mm ± 1 mm si s > 2 mm; s: ancho de corte nominal
TC-QA 004 Ancho de corte mediante rampas de cuentas	Inicial, anual, tras cambios*.	FWHM < s +0.5 mm, si s ≤ 1mm ± 50 % si 1 < s ≤ 2mm ± 1 mm si s > 2 mm s: ancho de corte nominal
TC-QA 005 Exactitud del desplazamiento de la camilla	Inicial, anual, tras cambios*.	± 1 mm si d ≥ 2 mm. ± 50% si d < 2 mm

		d: desplazamiento nominal de la camilla
TC-QA 006 Simetría circular del sistema de visualización	Inicial, anual, tras cambios*.	± 2 mm
TC-QA 007 Linealidad espacial	Inicial, anual, tras cambios*.	± 2mm
TC-QA 008 Tamaño de píxel	Inicial, semestral, tras cambios*.	± 5%
TC-QA 009 Linealidad de volumen	Inicial, anual, tras cambios*.	± 5%
TC-QA 010 Sensitometría	Inicial, anual, tras cambios*.	± 5 HU para agua ± 20 HU para otros materiales
TC-QA 011 Linealidad del número CT. Escala de contraste	Inicial, anual, tras cambios*.	± 5 HU para agua ± 20 HU para otros materiales
TC-QA 012 Resolución espacial mediante MTF de fuente puntual	Inicial, anual, tras cambios*.	MTF(f)=2% f ≥6pl/cm (cabeza y abdomen) f ≥10pl/cm (tórax)
TC-QA 013 Resolución espacial mediante inspección visual de patrón de líneas	Inicial, anual, tras cambios*.	Se deben visualizar al menos: 6 pl/cm cabeza y abdomen 10 pl/cm tórax
TC-QA 014 Resolución espacial mediante MTF de patrón de líneas	Inicial, anual, tras cambios*.	MTF(f)=2% f ≥6pl/cm (cabeza y abdomen) f ≥10pl/cm (tórax)
TC-QA 015 Resolución de bajo contraste	Inicial, anual, tras cambios*.	Diámetro (contraste) ≤ 13 mm (0,3%) ≤ 8 mm (0,5%) ≤ 4 mm (1,0%)
TC-QA 016 Exactitud de número CT, ruido, uniformidad y artefactos de imagen	Inicial, anual, tras cambios*.	#CTmedio: ±5 HU Nivel de ruido: ±25%. Uniformidad: ±10 UH. Artefactos: no deben observarse.
TC-QA 017 Consistencia 3D	Inicial, anual, tras cambios*.	Artefactos: no deben observarse.

*luego de reparaciones y/o modificaciones que puedan afectar el parámetro evaluado.

TC-QA 001 Posicionamiento inicial del fantoma

Se realizó el procedimiento descrito en el instructivo, para lo cual es necesario hacer coincidir las marcas de alineación de la carcasa del fantoma con las luces de posicionamiento del escaner y verificar que el fantoma se encuentre a nivel. Se obtuvieron imágenes como las que se observan en la figura IV.1.1. A la izquierda se puede apreciar un ligero desplazamiento de la posición ideal evidenciado por las rampas de alambre que no se encuentran perfectamente alineadas. También se encuentran desalineadas las rampas de cuentas.

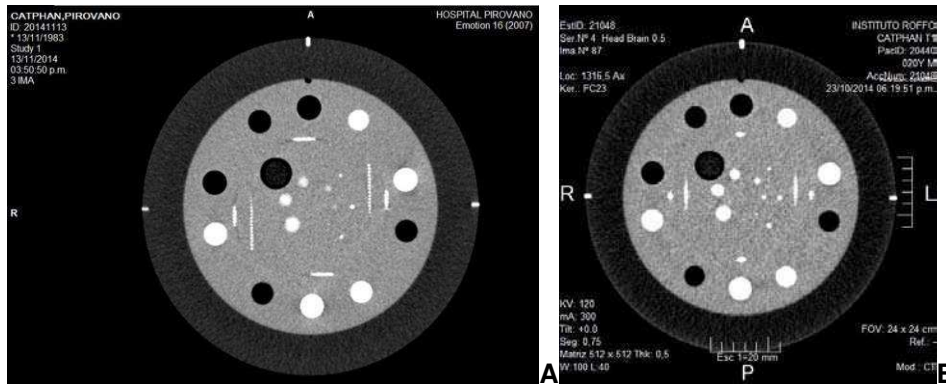


Figura IV.1.1 Posicionamiento inicial. A. Posicionamiento incorrecto. B. Fantoma correctamente alineado.

El error de posicionamiento fue solucionado acercando el fantoma hacia el gantry. Una imagen de un posicionamiento correcto se muestra en la figura de la derecha.

Las imágenes mostradas corresponden a dos equipos diferentes; los parámetros de adquisición utilizados se muestran a continuación.

Imagen	Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
A	Cabeza	Axial	0.59x0.59x4.8	130	200	H31s	500.00	300.08
B	Cabeza	Axial	0.47x0.47x0.5	130	300	FC23	320.00	241.00

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Teniendo en cuenta el análisis de estas imágenes, se propone utilizar protocolo de cabeza y el menor ancho de corte disponible, ya que simplifica la verificación a la alineación de las rampas.

A continuación se muestran los campos a completar en el registro de la prueba. Dichos campos se completan con Si/No o OK/NO OK, y el campo *resultado general* puede ser Conforme / No conforme, Aprobado / No aprobado, etc.

El fantoma se encuentra posicionado a nivel	Si
El fantoma se encuentra correctamente posicionado	Si
La posición de coordenadas z=0 coincide con el centro del módulo CTP682	Si

Resultado	Conforme
------------------	-----------------

TC-QA 002 Verificación del sistema de alineación del paciente

Objetivo	Verificar que los indicadores luminosos y el plano tomográfico se encuentren correctamente alineados.
Tolerancias	La distancia entre el plano indicado por las luces del tomógrafo y el plano de irradiación debe ser menor a 5 mm.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12]

El sistema de alineación de los pacientes puede ser verificado con precisión mediante la utilización de los marcadores blancos de alineación que se encuentran sobre la carcasa del

fantoma. A su vez, estos se corresponden con marcadores de alineación que se obtienen en la imagen tomográfica, como se muestra en la siguiente figura.

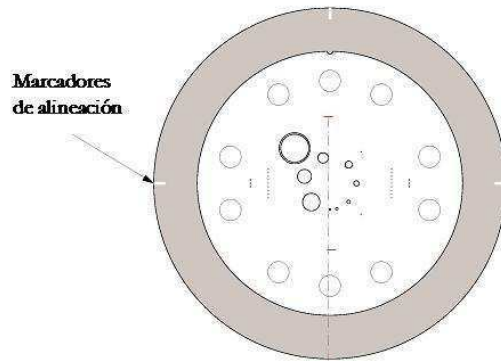


Figura IV.2.1 – Esquema del módulo CTP682 donde se muestran las marcas de alineación.

La figura IV.2.2 muestra dos imágenes reales de cortes donde se pueden apreciar los 3 marcadores de carcasa. A la izquierda, si bien se aprecian los tres marcadores, se trata de un corte que no es perfectamente el de centro del módulo, esto se evidencia por el desplazamiento de las rampas, y se debe a que se trata de un corte de 4.8 mm de ancho donde los marcadores quedan incluidos aunque no estén perfectamente centrados. En otras palabras, el plano central del módulo está incluido en el corte, ya que se ven los 3 marcadores de carcasa, pero no implica que dicho corte se encuentre perfectamente centrado, ya que las rampas no se encuentran perfectamente alineadas.

A la derecha de la misma figura se ven los marcadores en su máxima intensidad, en un corte centrado de 0.6 mm de ancho.

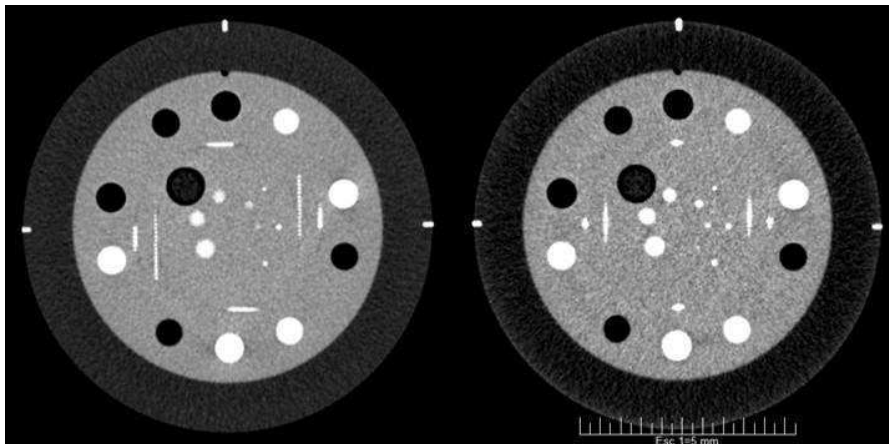


Figura IV.2.2 – Módulo CTP682. Imágenes obtenidas de la región central del módulo donde se muestran las marcas de alineación de la carcasa.

De acuerdo con lo expuesto, se debe seleccionar un ancho de corte delgado ya que esto favorece la identificación de la posición del corte dentro del fantoma, evidenciada por la intensidad de los marcadores y la alineación de las rampas.

Una vez posicionado el fantoma se realizó un escaneo a través de la región central del módulo CTP682, abarcando 20 mm, aproximadamente, con los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cabeza	Axial	0.43x0.43x0.6	130	200	H31s	240.00	220.31

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

De las imágenes obtenidas fue seleccionada la secuencia de imágenes que comprende desde la posición -3.0 mm hasta 2.4 mm, debido a que en este conjunto se puede observar cómo varía la intensidad de los marcadores, desde que aparecen en imagen con valores bajos de intensidad, hasta que desaparecen por completo, pasando por los máximos niveles.

Mediante la utilización del software Mipav se realizó el análisis de la intensidad de los marcadores de alineación de cada una de las imágenes de la secuencia, tomando un área rectangular incluida en el marcador, como se muestra en la figura IV.2.3.

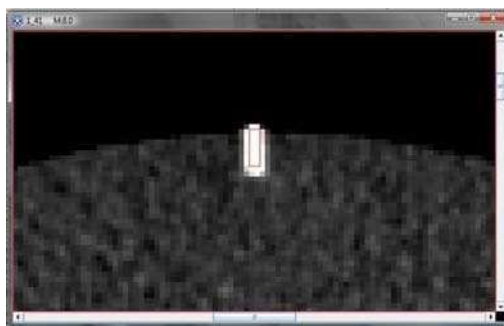


Figura IV.2.3 – Análisis de los marcadores de alineación con el software Mipav.

Los resultados se muestran en el gráfico de la siguiente figura, donde se volcaron los valores de intensidad para cada uno de los marcadores para cada valor de z. Como se enunció al principio, el objetivo es evaluar la coincidencia de los indicadores luminosos y del haz de radiación, la distancia entre el plano indicado por las luces del tomógrafo y el plano de irradiación debe ser menor a ± 5 mm.

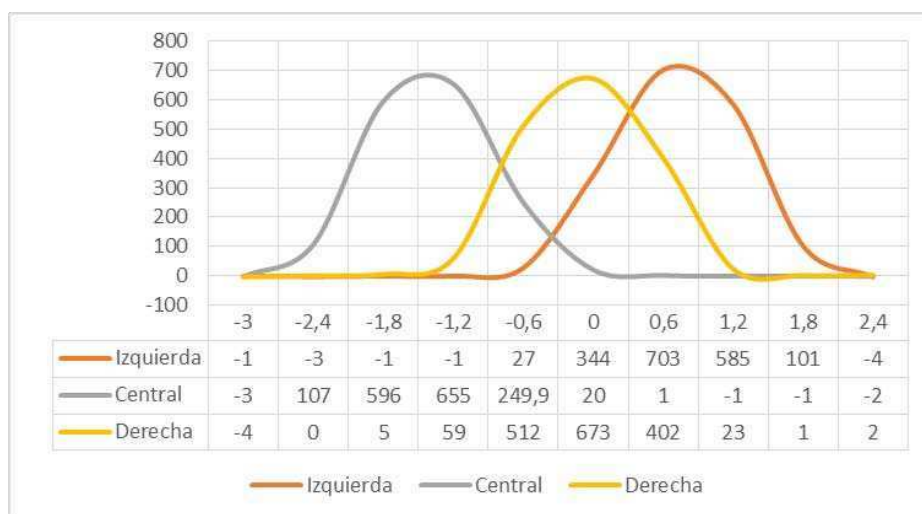


Figura IV.2.4 – Análisis de intensidad de los marcadores de alineación.

En este caso, se puede apreciar que los picos de intensidad de los marcadores ocurren dentro del rango de z de -2 mm a 2 mm.

Esta conclusión pudo ser abordada sin necesidad de realizar el gráfico anterior, ya que, recorriendo los cortes, a simple vista puede reconocerse cuál es el corte que presenta la marca con mayor intensidad. Si dicho corte se encuentra dentro de tolerancia, la prueba resulta satisfactoria. A continuación se muestra el modelo de registro de la prueba.

Número CT máximo hallado para los marcadores sobre la carcasa (HU)	703
Posición z del corte de máximo número de CT del marcador izquierdo de la carcasa (mm)	0,6
Posición z del corte de máximo número de CT del marcador central de la carcasa (mm)	-1,2
Posición z del corte de máximo número de CT del marcador derecho de la carcasa (mm)	0
Diferencia promedio del sistema de alineación del paciente y el haz de radiación (mm)	-0,2

Resultado	Conforme
------------------	-----------------

El método alternativo que se propone en el documento se realiza a través de la medición de la discrepancia en la posición del centro de la rampa de alambre superior o inferior, en los cortes de máxima intensidad de marcador y el corte de z igual a cero. Ver figura IV.2.5.

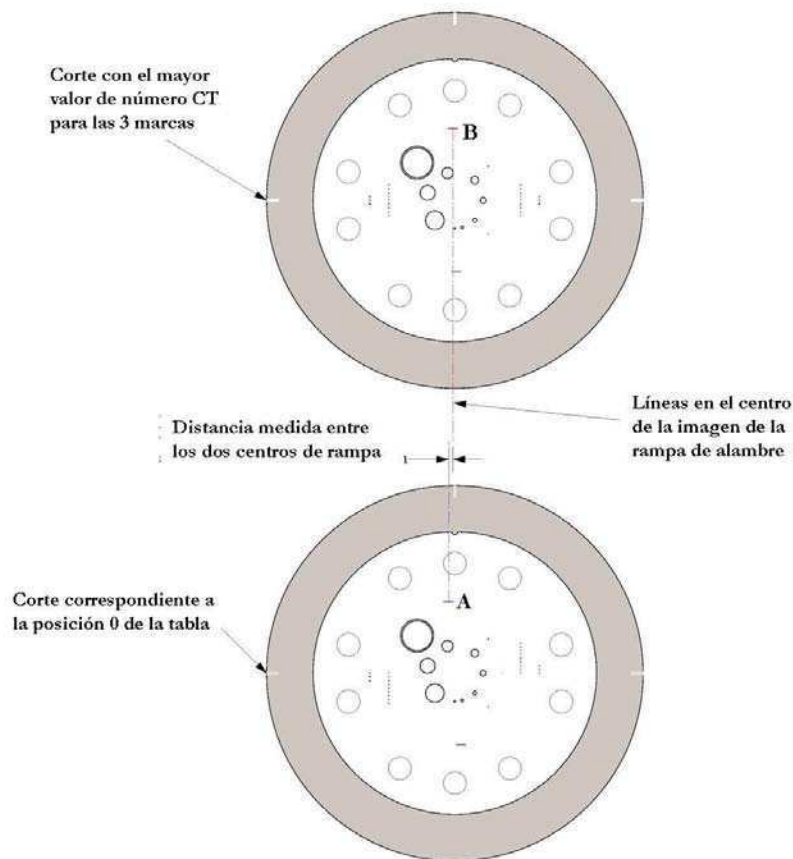


Figura IV.2.5 – Esquemas de corte del módulo CTP682 donde se muestran las marcas de alineación y las rampas de alambre. Arriba: Corte en el cual las marcas de alineación presentan el mayor número CT, el punto B corresponde al centro de la imagen de la rampa. Abajo: Corte a través de la posición 0, el punto A corresponde al centro de la imagen de la rampa.

Se realizan las mediciones de las coordenadas del centro de la rampa superior en los cortes que corresponden a la máxima intensidad de cada uno de los marcadores. Dichos cortes son: $z=0.6$ mm (máxima intensidad del marcador izquierdo), $z=-1.2$ mm (máxima intensidad del marcador central) y $z=0$ (máxima intensidad del marcador derecho). Debido a que la imagen de máxima intensidad de marcador derecho se da en $z=0$, los datos se comparan con esta.

Como muestra la figura IV.2.6, la localización de los centros de las rampas fue realizada con el software Mipav.

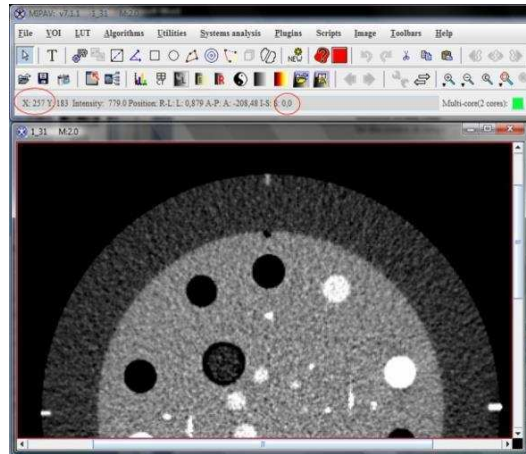


Figura IV.2.6 – Corte z=0. En rojo se identifican el valor z y la coordenada x del centro de la rampa.

Corte	A	B	AB (pixel)	AB (mm)	Z=AB*tan(23°) (mm)
z=-1,2	252	257	-5	-2,15	-0,91
z=0	257	257	0	0	0,00
z=0,6	260	257	3	1,29	0,55

Resultado	Conforme
-----------	----------

La tabla anterior muestra el registro de los resultados obtenidos a través de la identificación de los centros de las rampas. Cabe aclarar que se utilizó el factor de conversión de píxeles a milímetros obtenido a partir de la información DICOM de la imagen (0.43 mm/píxel). Por último, debido a que las rampas presentan una inclinación de 23 grados, el valor final se obtiene incorporando a la expresión el factor tangente de dicho ángulo.

Se puede apreciar que los resultados se encuentran dentro de la tolerancia fijada en ± 5 mm y concuerdan con el método anterior.

Para evaluar la precisión en x e y, se busca la diferencia entre la posición del centro del fantoma y el centro de la imagen. Para esto podemos localizar los extremos del fantoma y promediarlos, obteniendo así las coordenadas del píxel central del maniquí. La siguiente imagen muestra los puntos a identificar y a continuación, las coordenadas, en píxeles, de dichos puntos.

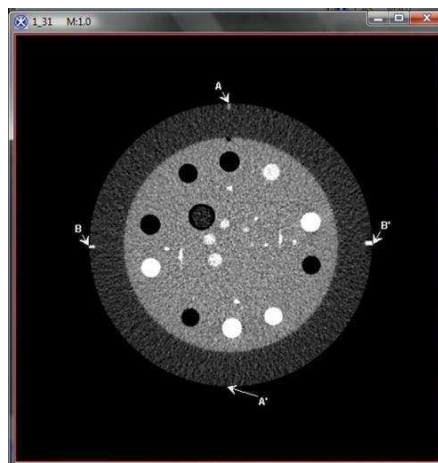


Figura IV.2.7 – Puntos para los cuales se identifican las coordenadas de su posición.

	X	Y
A	255	82
A'	254	422
B	88	254
B'	430	249

Teniendo en cuenta estos valores, se calcula el centro del fantoma (Xc, Yc):

	Real	Teórico	Diferencia (pixel)	Diferencia (mm)
Xc	259	256	3	1,29
Yc	252	256	-4	-1,72

La columna "Real" corresponde a los promedios de coordenadas y "Teórico" es la mitad del tamaño de la imagen, la cual es de 512x512 pixeles. Con el mismo factor de corrección utilizado anteriormente se calculó la discrepancia en milímetros para los ejes x e y. A continuación se muestran los campos de registro.

Distancia sobre el eje x desde centro del fantoma al centro del campo de lectura mediante el uso de la función de cuadrícula o el conocimiento de la ubicación del píxel central (mm).		1,29
Resultado	Conforme	

Distancia sobre el eje y desde centro del fantoma al centro del campo de lectura mediante el uso de la función de cuadrícula o el conocimiento de la ubicación del píxel central (mm).		-1,72
Resultado	Conforme	

TC-QA 003 Ancho de corte mediante rampas de alambre

Objetivo	Asegurar que el espesor real de corte reconstruido coincide con el espesor de corte nominal seleccionado en la consola.
Tolerancias	FWHM < s +0.5 mm, si s ≤ 1mm ± 50 % si 1 < s ≤ 2mm ± 1 mm si s > 2 mm; Donde s es el valor de corte seleccionado o teórico.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12, 24, 29]

Fue realizada una adquisición en la región central del módulo CTP 682 con los parámetros que se muestran a continuación.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.59x0.59x5	130	200	H31s	500.08	300.00

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Como se muestra en el esquema de la figura IV.3.1 y a la izquierda de la figura IV.3.2, fue analizada la rampa de alambre superior. Para esto, se determinan las intensidades de una ROI

incluida en la rampa, otra en el fondo y su promedio, se mide el ancho a mitad de altura y corrigiendo con el factor de inclinación de rampa (tangente de 23 grados) puede obtenerse el ancho de corte; como se explica a continuación y se muestra en la siguiente figura.

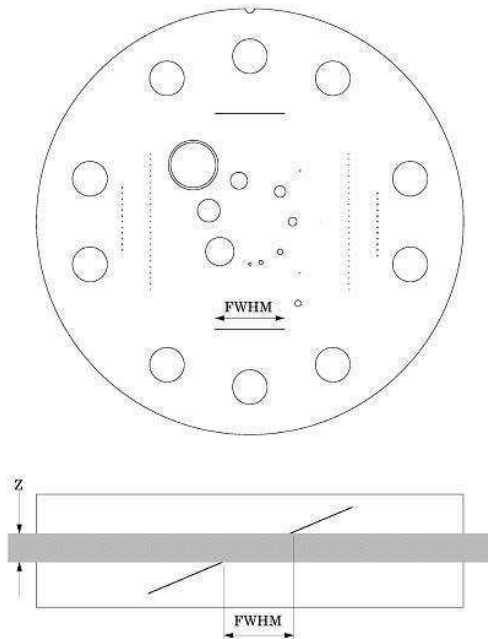


Figura IV.3.1 – Esquemas de medición de ancho de corte mediante rampa de alambre.

Como se muestra en el esquema de la figura IV.3.1, las rampas de alambre se encuentran ubicadas dentro del fantoma, en un ángulo de inclinación de 23 grados, por lo tanto, en una imagen tomográfica, lo que en realidad se aprecia es una proyección de las rampas. La relación entre las magnitudes descriptas se expresa en la ecuación IV.3.1.

$$\tan(23^\circ) = \frac{\text{Ancho de corte}}{FWHM} \quad (IV.3.1)$$

En primer lugar, tomando una ROI que quede incluida en la rampa de alambre, se obtiene el número CT de la misma. En este caso la ROI tiene un área de 24 pixeles, que equivale a 8.24 mm². El valor 140,12 HU corresponde al valor medio del alambre, como se muestra a la derecha de la siguiente figura.

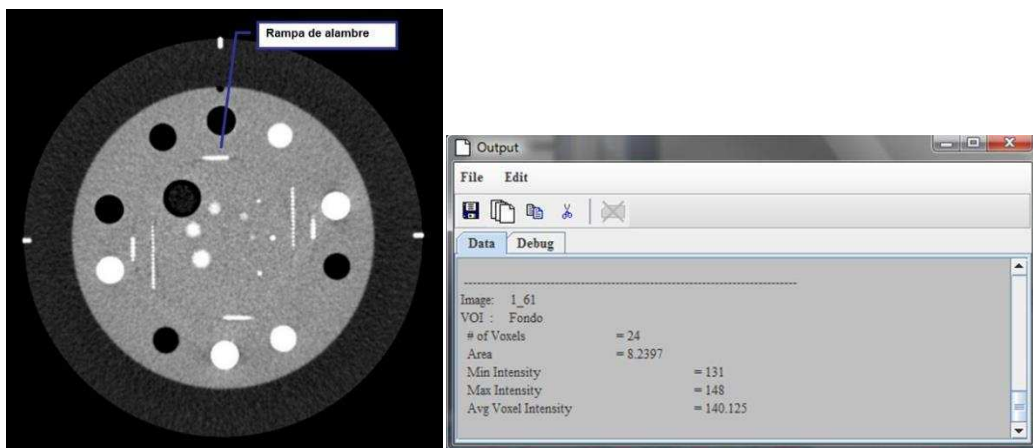


Figura IV.3.2 – Módulo CTP 682. Izq. Rampa de alambre superior mostrada en corte de 5 mm de espesor. Der. Parámetros de intensidad obtenidos para una ROI incluida en la rampa de alambre.

En segundo lugar, se selecciona una ROI adyacente a la rampa con un área semejante a la ROI ubicada en la rampa, para obtener la intensidad del fondo, como se muestra en la figura IV.3.3. En este caso, se obtiene un valor de intensidad promedio de fondo de 53.48 HU. De este modo, el número CT promedio o 50% del pico neto es 96.80 HU.

Se ubican los puntos A y B en los extremos de la rampa de alambre de modo que el número CT coincida con el 50% del pico neto hallado, para esto la imagen debe magnificarse de modo poder recorrer los pixeles con el cursor. Luego se calcula la distancia entre los puntos hallados, la cual corresponde al ancho a mitad de la altura FWHM. El valor calculado es igual a 10.46 mm.

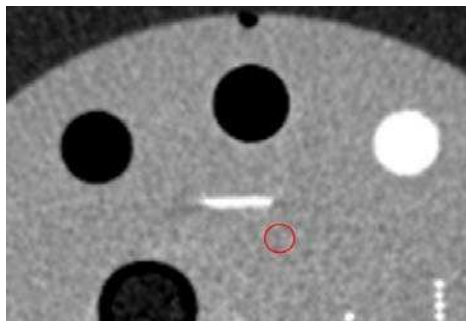


Figura IV.3.3 –ROI adyacente a la rampa de alambre para obtener parámetros de fondo.

Para hallar el ancho de corte sobre el eje z se utiliza la ecuación IV.3.1 de la siguiente manera:

$$\text{Ancho de corte} = \tan(23^\circ) \times \text{FWHM} = 4.44 \text{ mm} \quad (\text{IV.3.2})$$

El valor del ancho de corte nominal o informado por el equipo fue de 5 mm y como la tolerancia para este ancho de corte es de ± 1 mm, entonces podemos darle la conformidad. Se recomienda repetir la medición para diferentes valores nominales de ancho de corte, en los distintos rangos de tolerancia.

Los campos a completar en registro se muestran a continuación.

Ancho de corte (mm)	#CT pico (HU)	#CT fondo (HU)	#CT prom (HU)	FWHM (mm)	FWHM*tan(23°) (mm)	Diferencia (mm)	Diferencia (%)
5,0	140	53	97	10,46	4,44	-0,56	-11,20%
					0,000	0,000	
					0,000	0,000	

Resultado **Conforme**

Un método alternativo consiste en obtener el perfil de intensidades de la rampa, hallar los valores máximo y mínimo, calcular su promedio y medir el ancho a media altura (FWHM). Luego este valor debe ser corregido por el factor de inclinación de la rampa.

Fueron seleccionadas dos imágenes obtenidas con los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Body Std	Axial	0.76x0.76x4	130	200	FC08	400.00	390.62
Cerebro Std	Axial	0.43x0.43x1	120	300	FC23	240.00	220.31

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

La figura IV.3.4 arriba a la izquierda muestra la imagen obtenida donde se puede observar la línea horizontal de selección para obtener el perfil de intensidades. Se trabajó con el software Mipav y se exportaron los datos crudos de la gráfica del perfil a Excel, el gráfico se muestra a la derecha de la misma figura.

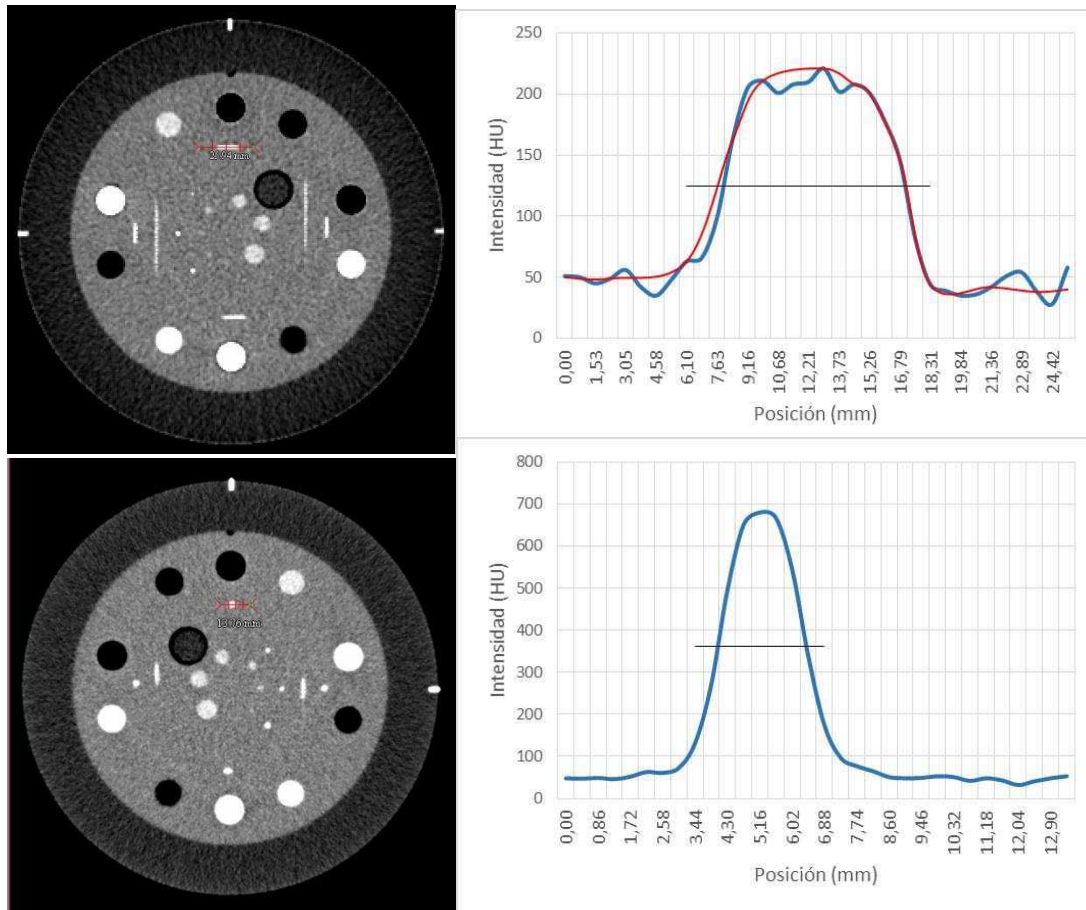


Figura IV.3.4 – Arriba: Izq. Imagen con ancho de corte de 4 mm, en rojo se muestra la selección de la rampa de alambre para obtener el perfil de intensidades. **Der.** Gráfico del perfil de intensidades de la rampa de alambre en azul, en rojo se muestra su envolvente y la recta horizontal en negro corresponde la mitad de la altura. **Abajo:** ídem para un ancho de corte 1 mm, en este caso la envolvente coincide con el perfil de intensidad.

En rojo se grafica la envolvente del perfil, la cual presenta un valor de pico de 211 HU, y la línea de base, que corresponde al fondo se encuentra a 38 HU. El promedio de ambos valores es de 124.5 HU, a esta altura fue traza la línea negra del gráfico de arriba. El ancho a mitad de altura es de 9.54 mm. Este valor, al ser corregido por el factor de inclinación de la rampa arroja un resultado de 4.049 mm.

En la parte inferior de la figura IV.3.4 se muestra la segunda imagen analizada con su correspondiente perfil. En ambos casos el procedimiento fue repetido para las rampas inferiores de cada imagen.

Los resultados de todas las mediciones obtenidos en ambos casos se volcaron en la tabla de registro que se muestra a continuación. Para cada ancho de corte, el primer registro corresponde a la rampa superior y el segundo, a la inferior.

Ancho de corte (mm)	#CT pico (HU)	#CT fondo (HU)	#CT prom (HU)	FWHM (mm)	FWHM*tan(23°) (mm)	Diferencia (mm)	Diferencia (%)
4,0	211	38	125	9,54	4,05	0,05	1,24%
4,0	156	30	93	10,25	4,35	0,35	8,77%
1,0	680	41	361	2,27	0,96	-0,04	-3,64%
1,0	460	40	250	2,59	1,10	0,10	9,94%

Resultado **Conforme**

Para el ancho de corte 4 mm corresponde una tolerancia de ± 1 mm, por lo tanto, los valores obtenidos de 4.05 mm y 4.35 mm satisfacen el requerimiento. Para 1 mm de ancho de corte, el valor medido debe ser menor a 1.5 mm, como los resultados obtenidos fueron 0.96 mm y 1.10 mm, la prueba se considera conforme o aprobada para ambos anchos de corte evaluados.

Teniendo en cuenta que la tolerancia utilizada se expresa en tres rangos según el ancho de corte de la imagen, se recomienda realizar mediciones en cada uno de dichos rangos (menor o igual a 1 mm, mayor a 1 mm y menor o igual 2 mm, mayor a 2 mm).

TC-QA 004 Ancho de corte mediante rampas de cuentas

Objetivo	Asegurar que el espesor real de corte reconstruido coincide con el espesor de corte nominal.
Tolerancias	FWHM $< s + 0.5$ mm, si $s \leq 1$ mm $\pm 50\%$ si $1 < s \leq 2$ mm ± 1 mm si $s > 2$ mm; Donde s es el valor de corte nominal.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12, 24, 29]

Como se mencionó en el capítulo 3, el módulo CTP682 cuenta no sólo con las rampas de alambre utilizadas en el ensayo anterior, sino que además, presenta dos pares de rampas construidas con cuentas, como se observa en la siguiente imagen.

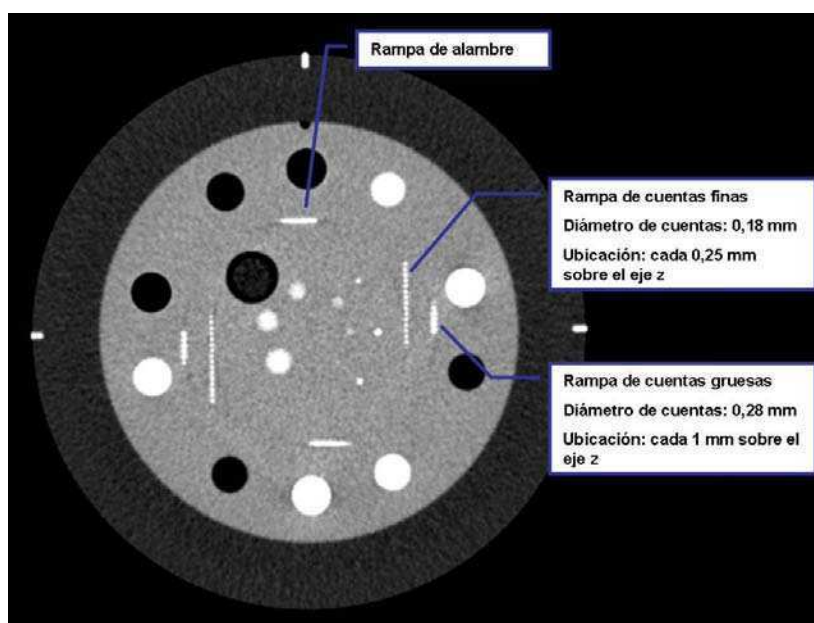


Figura IV.4.1 - Módulo CTP 682. Identificación de rampas. Imagen adquirida con ancho de corte de 5 mm.

El método de determinación del espesor de corte mediante las rampas de cuentas consiste en aislar la porción de imagen que contiene las rampas y construir el perfil de intensidades. Esto se esquematiza en la parte central y superior, respectivamente, de la figura IV.4.2. Una vez obtenido el perfil debe hallarse el ancho a mitad de altura de su envolvente.

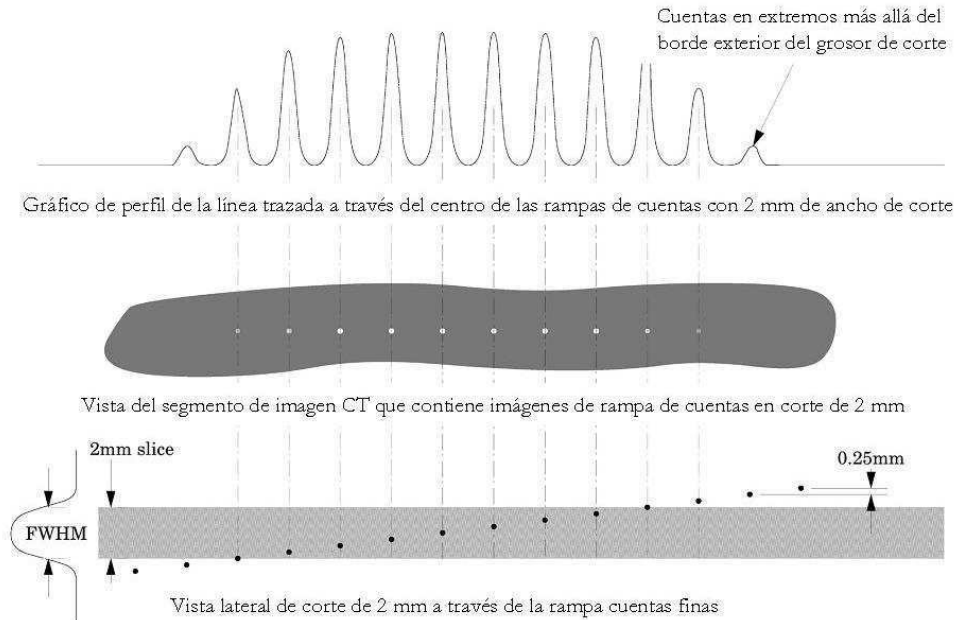


Figura IV.4.2 - Módulo CTP 682. Scan con ancho de corte de 2 mm.

Se analizaron las imágenes obtenidas con los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.43x0.43x1	120	300	FC23	240.00	220.31
Body Std	Axial	0.76x0.76x4	130	200	FC08	400.00	390.62

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

En primer lugar, se analiza la imagen obtenida con el protocolo de cerebro, en la cual se seleccionan los fragmentos que contienen a las rampas de cuentas. La figura IV.4.3 muestra, a la izquierda, la imagen completa original, y a la derecha, los fragmentos ampliados mediante el software Mipav, que contienen a las rampas de cuentas finas, con las respectivas líneas rojas a partir de las cuales se trazan los perfiles de intensidades.

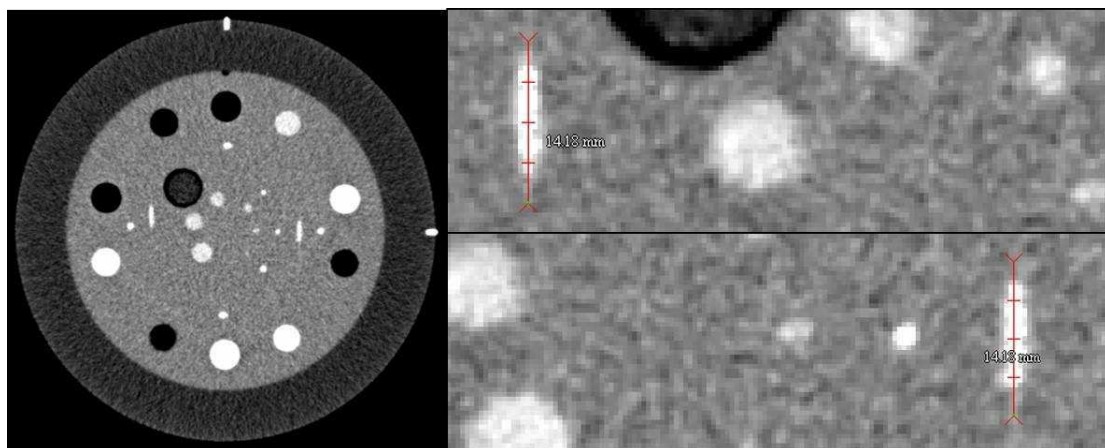


Figura IV.4.3 - Módulo CTP 682. Izq. Sección del maniquí completa, ancho de corte de 1 mm. Der. Fragmentos de la imagen original con las rampas de cuentas finas magnificadas, las líneas rojas corresponden a la línea de perfil.

Se extraen los datos crudos de ambos perfiles de intensidades, se exportan a Excel y se procesan con el objetivo de hallar las envolventes de dichos perfiles, las cuales se muestran en rojo en la siguiente figura.

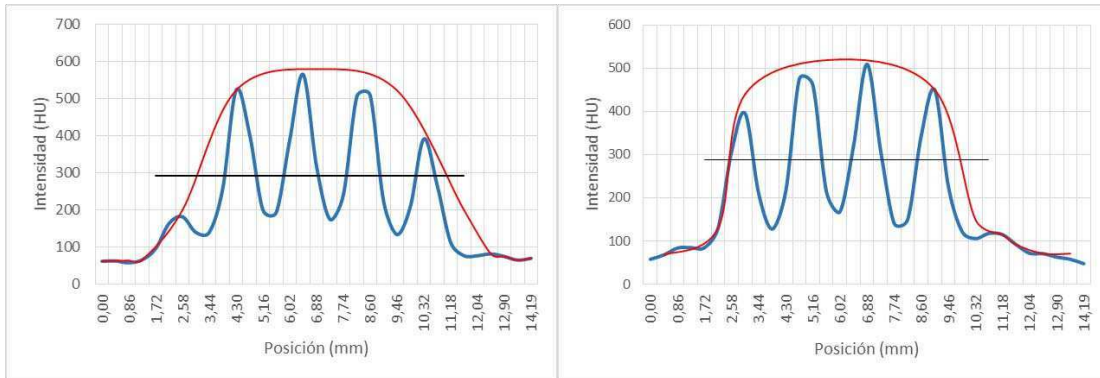


Figura IV.4.4 – Perfiles de intensidad de rampas de cuentas finas. Ancho de corte 1 mm. La curva en rojo corresponde a la envolvente y la línea en negro corresponde a la mitad de la altura. **Izq.** Rampa izquierda. **Der.** Rampa derecha.

A primera vista, se observa que en cada perfil aparecen 4 picos o máximos con sus correspondientes valles, esto se debe a que las cuentas finas se encuentran separadas 0.25 mm sobre el eje z y como se dijo, se trata de un corte de 1 mm de ancho.

Los valores obtenidos de FWHM en cada envolvente fueron 8.42 mm para la rampa izquierda y 7.63 mm para la rampa derecha. La distancia entre picos (Dp) en ambos casos resultó ser 2.15 mm en el eje x, y se sabe que esta distancia corresponde a 0.25 mm sobre el eje z para las rampas de cuentas finas. Con estos parámetros se obtiene el ancho de corte mediante la siguiente expresión.

$$\text{Ancho de corte} = \frac{0.25 \text{ mm} \times \text{FWHM}}{Dp} \quad (\text{IV.4.1})$$

A continuación se muestran los parámetros de registro.

Ancho de corte (mm)	#CT máx (HU)	#CT fondo (HU)	#CT medio (HU)	FWHM (mm)	Cuentas	Separación en z (mm)	Dp (mm)	Ancho de corte (mm)	Diferencia (mm)	Diferencia (%)
1,0	523	63	293	8,42	Finas	0,25	2,15	0,98	-0,02	-0,02
1,0	509	68	289	7,63	Finas	0,25	2,15	0,89	-0,11	-0,11

Dp: distancia entre picos

Resultado **Conforme**

El ancho de corte medido en cada rampa resulta igual a 0.98 mm y 0.89 mm, lo que da un promedio de 0.93 mm. La discrepancia frente al valor nominal es de -0.021 mm y -0.113 mm, respectivamente. Para el ancho de corte seleccionado de 1 mm, el valor medido debe ser menor a 1.5 mm, por lo que los resultados obtenidos se encuentran dentro de la tolerancia y la prueba resulta conforme.

A continuación se realizó el mismo procedimiento para la imagen obtenida con un protocolo estándar de abdomen. En este caso fueron estudiadas las rampas de cuentas gruesas, cuya separación representa 1 mm sobre el eje z. La figura IV.4.5 muestra las imágenes con la selección de las rampas a través de las cuales se grafica el perfil de intensidades.

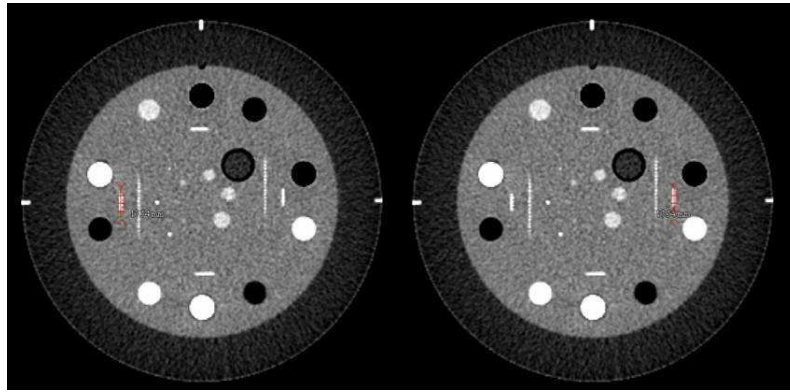


Figura IV.4.5 – Rampas de cuentas gruesas seleccionadas para la obtención de los perfiles de intensidad.

La figura IV.4.6 muestra los perfiles de intensidad correspondientes a las imágenes de la figura anterior, en rojo fueron graficadas las envolventes y en negro se marca la mitad de la altura para medir FWHM.

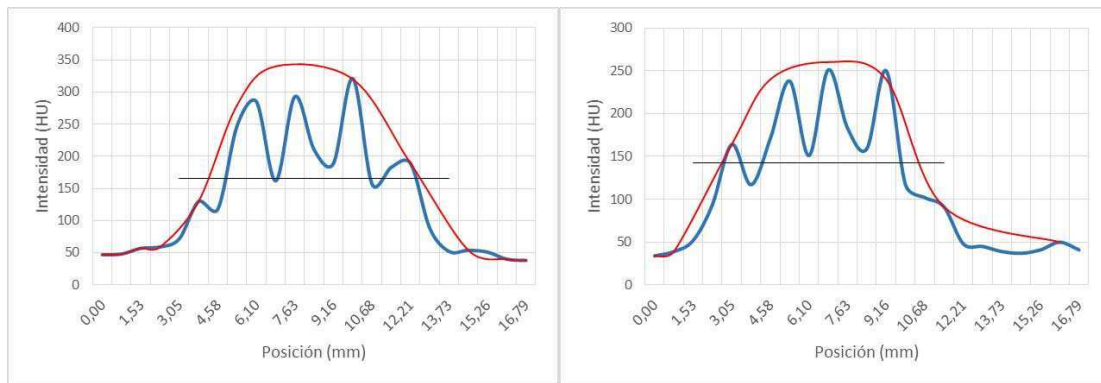


Figura IV.4.6 – Perfiles de intensidad a través de rampas de cuentas gruesas. Cada uno de los picos del perfil corresponde a cada una de las cuentas de las rampas. En rojo se muestra la envolvente y en negro la línea que pasa a mitad de altura.

Los resultados obtenidos en este caso se muestran a continuación.

Ancho de corte (mm)	#CT máx (HU)	#CT fondo (HU)	#CT medio (HU)	FWHM (mm)	Cuentas	Separación en z (mm)	Dp (mm)	Ancho de corte (mm)	Diferencia (mm)	Diferencia (%)
4,0	293	38	166	8,20	Gruesas	1,0	2,36	3,47	-0,53	-13,21%
4,0	251	34	143	7,82	Gruesas	1,0	2,29	3,41	-0,59	-14,63%

Dp: distancia entre picos

Resultado **Conforme**

Para el ancho de corte seleccionado de 4 mm, la tolerancia especificada es de ± 1 mm, por lo tanto, las discrepancias obtenidas frente al valor nominal que resultaron de -0.53 mm y -0.59 mm se encuentran dentro de los valores especificados y la prueba resulta satisfactoria.

Sólo a modo de comparación, a continuación se muestran los resultados obtenidos de la medición de ancho de corte mediante rampas de cuentas utilizando el software CT AutoQA Lite v3.1.4, para esto, las imágenes fueron enviadas al laboratorio IRISQA para su análisis.

1	Slice Thickness (Bead Ramp)	Expected(mm) Measured(mm) 2.00 1.87, 1.91 Avg Slice Width: 1.89 mm Ramp Angle (deg): 10.0 Bead Separation(mm): 0.3 Table Position Offset: 1.51 mm Vertical Angle : 0.1 degrees
2	Slice Thickness (Bead Ramp)	Expected(mm) Measured(mm) 1.00 0.90, 0.95 Avg Slice Width: 0.93 mm Ramp Angle (deg): 10.0 Bead Separation(mm): 0.3 Table Position Offset: 0.46 mm Vertical Angle : 0.2 degrees
3	Slice Thickness (Bead Ramp)	Expected(mm) Measured(mm) 1.00 0.95, 1.00 Avg Slice Width: 0.98 mm Ramp Angle (deg): 10.0 Bead Separation(mm): 0.3 Table Position Offset: -0.34 mm Vertical Angle : 0.2 degrees
4	Slice Thickness (Bead Ramp)	Expected(mm) Measured(mm) 2.00 1.90, 1.95 Avg Slice Width: 1.92 mm Ramp Angle (deg): 10.0 Bead Separation(mm): 0.3 Table Position Offset: -0.46 mm Vertical Angle : 0.1 degrees

Para el ancho de corte de 1 mm, la discrepancia entre el valor medido con software y el esperado es -0.07 mm y 0.02 mm. Teniendo en cuenta esto, se ve que las diferencias entre lo esperado y lo medido, tanto en el análisis del software como en el procedimiento actual, son del mismo orden de magnitud.

TC-QA 005 Exactitud del desplazamiento de la camilla

Objetivo	Determinar el desplazamiento real de la camilla.
Tolerancias	± 1 mm si $d \geq 2$ mm. ± 50% si $d < 2$ mm (“d” es el desplazamiento nominal de la camilla).
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones que puedan afectar este parámetro
Referencias	[24]

En primer lugar se establecen los parámetros adquisición de protocolo estándar de cabeza que se muestran en la siguiente tabla. El valor de ancho de corte de 0.6 mm fue seleccionado debido a que un menor ancho de corte reduce el error de la identificación del centro de la rampa de alambre.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cabeza	Axial	0.59x0.59x0.60	130	128	H31s	500.08	300.00

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Se realiza un primer escaneo (denominado L1), luego se desplaza la camilla 9 mm y realiza una segunda exploración (L2). La figura IV.5.1 muestra un esquema de las mediciones.

Cabe aclarar que los 9 mm de desplazamiento corresponden a una decisión arbitraria, se debe tener presente que ambos cortes queden incluidos en la magnitud de las rampas de alambre y los extremos de las mismas deben ser evitados para minimizar errores de ubicación de centro de rampa. Se recomienda efectuar la prueba, al menos, para dos valores de desplazamiento de la camilla: una prueba con un desplazamiento mayor a 2 mm y otra donde el desplazamiento sea menor que este valor. Esto se debe a que la tolerancia se encuentra especificada en estos mismos intervalos de desplazamiento. En este caso sólo se expone la prueba con desplazamiento mayor a 2 mm, y el procedimiento es idéntico en ambos casos.

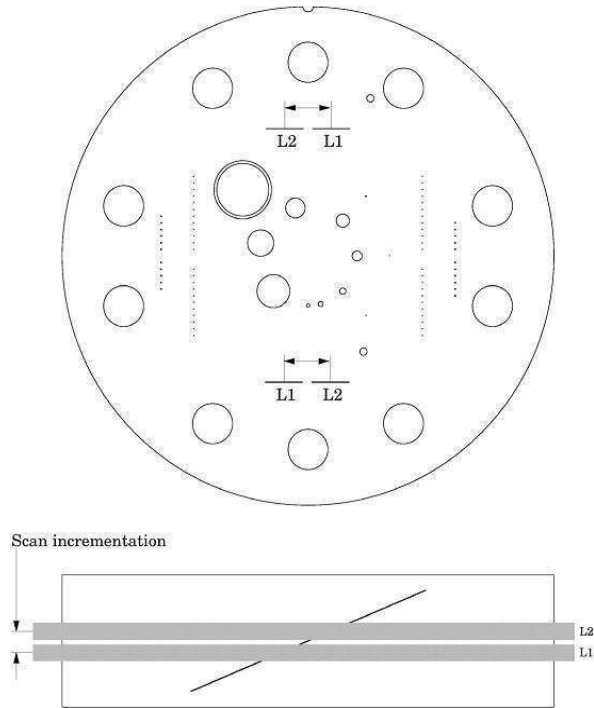


Figura IV.5.1 - Esquema de dos exploraciones secuenciales superpuestas. L1 es el punto central en la rampa en la primera imagen de la exploración y L2 es el punto central en la rampa de 23 ° en la segunda imagen.

Las imágenes obtenidas se muestran en la siguiente figura.

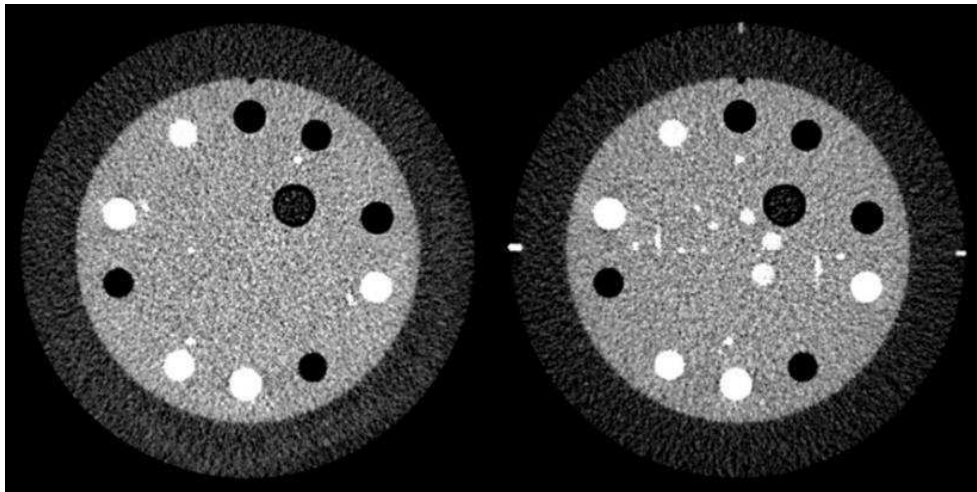


Figura IV.5.2 – Exactitud del desplazamiento de la camilla. Izq. Primera adquisición. Der. Segunda adquisición luego de desplazar la camilla 9 mm.

Se establecen las coordenadas x e y para el centro de cada una de las rampas de alambre y se calcula la distancia en píxeles, entre estos puntos. Los valores se volcaron en la tabla de registro que se muestra abajo.

Incremento teórico (mm)	9,00	Tolerancia (mm)	1,00
Rampa superior		Rampa inferior	
	x	y	
L1	219	184	303 319
L2	258	184	263 319
Δ	-39	0	40 0
Distancia (pix)	39		40
Distancia promedio (pix)	39,50		
Distancia promedio (mm)	23,14		
Incremento (mm)	9,82		
Diferencia (mm)	0,82		
Resultado	Conforme		

Se toma el promedio de ambas rampas, 39.5 pixeles, que equivale a 23.14 mm. Para obtener el incremento real, este valor debe ser corregido por el factor de inclinación de la rampa: tangente de 23°. Esto da como resultado un incremento de la camilla de 9.82 mm, que frente a los 9 mm programados representa una diferencia de 0.82 mm, lo cual implica un resultado satisfactorio para esta prueba.

Como se mencionó al principio de esta prueba, para poder aplicar este método se debe tener presente que ambas adquisiciones analizadas deben contener la imagen de las rampas de alambre. Como se mostró en la figura III.2.2, la longitud de dichas rampas sobre el eje z es de 30 mm, por lo tanto, este es el valor máximo de desplazamiento capaz de ser verificado con este método.

Para la evaluación de desplazamientos más grandes, que superen la longitud de las rampas, se aplica una variante a la prueba descripta. Fue realizada una adquisición con los siguientes parámetros.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.43x0.43x1.00	120	300	FC23	240.00	220.31

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

La figura IV.5.3 muestra la imagen obtenida, en la cual se traza una línea en color rojo, a través de la cual se obtiene el perfil de intensidad empleando el software Mipav. Luego la camilla fue desplazada 30 centímetros hacia lo que serían los pies del paciente, y a continuación 30 centímetros en sentido inverso, lo cual, en teoría, deja al fantoma en la posición inicial. A continuación, fue realizada una segunda adquisición en las mismas condiciones anteriores y se obtuvo el perfil de intensidad.

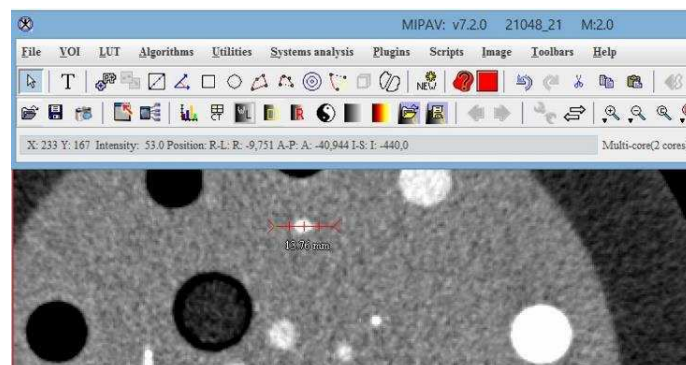


Figura IV.5.3 – Exactitud del desplazamiento de la camilla. Primera adquisición.

Los datos de los perfiles de intensidad de cada adquisición fueron exportados a Excel y graficados (ver figura IV.5.4). Cabe aclarar que en este caso se graficaron en función de los píxeles de la imagen, y no en función de la posición en milímetros de la línea seleccionada, como se hizo en los casos anteriores.

En primer lugar se hallaron los valores de intensidad máximo (#CT pico) y mínimo (#CT fondo), y fue calculado el promedio (#CT prom) para cada uno de los perfiles de intensidad, obteniendo en ambos casos un promedio de 360.5 HU. A esta altura, fue trazada una línea horizontal que intersecta al perfil de intensidades, como se muestra en la figura IV.5.4. Los puntos x_1 y x_2 , denotan las intersecciones entre el perfil de intensidad y la recta trazada a mitad de la altura. En ambas adquisiciones, los puntos x_1 y x_2 coinciden en $x = 245$ y $x=250$. El centro de rampa se calcula promediando los valores de x_1 y x_2 , el cual para ambos casos es $x=247.5$. Luego se calcula la diferencia (en píxeles) entre ambos centros, y al multiplicar por el ancho de pixel obtenido de la información DICOM, se obtiene la diferencia en milímetros, que es el valor que debe quedar incluido dentro del rango de tolerancia para un resultado satisfactorio. En este caso, los centros de rampa son coincidentes, y por lo tanto, también lo son las imágenes y en consecuencia, la diferencia es nula.

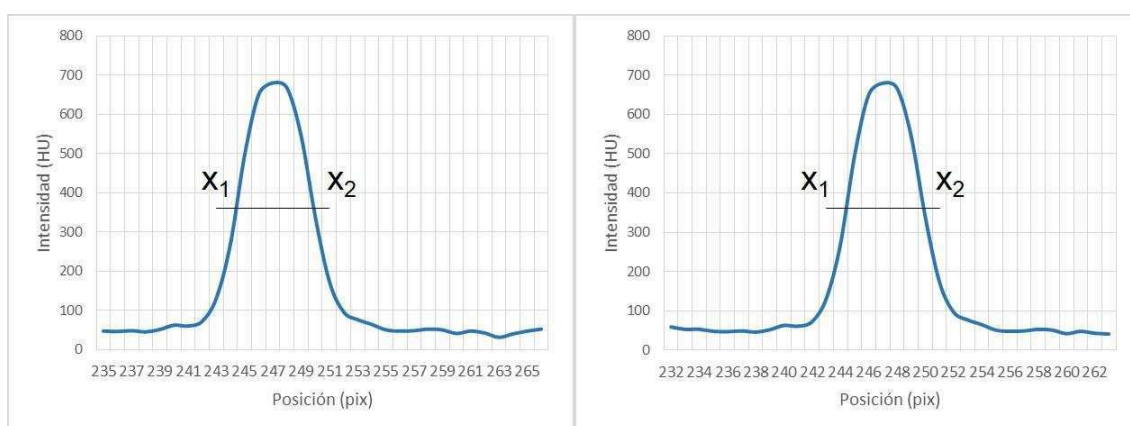


Figura IV.5.4 – Perfil de intensidades de rampa de alambre. Izq. Primera adquisición. Der. Segunda adquisición. La diferencia x_2-x_1 corresponde al ancho a mitad de altura.

A continuación se muestra el registro de los valores obtenidos.

Ancho de corte (mm)	#CT pico (HU)	#CT fondo (HU)	#CT prom (HU)	x_1 (pix)	x_2 (pix)	Centro de rampa (pix)
1,0	680,0	41,0	360,5	245	250	247,5
1,0	680,0	41,0	360,5	245	250	247,5

Diferencia (pix)	0,00
Diferencia (mm)	0,00
Resultado	Conforme

TC-QA 006 Simetría circular del sistema de visualización

Objetivo	Verificar la simetría circular del sistema de visualización de imágenes.
Tolerancias	± 2 mm.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[24]

Las imágenes tomográficas del fantoma pueden utilizarse para comprobar la simetría circular de la imagen de TC y del sistema de visualización. En la figura III.2.4 fueron mostradas las dimensiones del fantoma. En este caso se verifican las distancias entre los insertos de sensitometría ubicados en forma diametralmente opuesta, como se muestra a la izquierda de la figura IV.6.1, donde han identificado los pares a medir con las letras A, B, C, D y E, y cada uno de dichos segmentos tiene una longitud nominal de 116.8 mm.

Fue realizado un escaneo del módulo CTP682 con protocolo estándar de cabeza y los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cabeza	Axial	0.59x0.59x0.60	130	128	H31s	500.08	300.00

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Se selecciona un corte en el que se logran visualizar los insertos de sensitometría del módulo CTP 682. Si bien las dimensiones conocidas son entre centros de insertos diametralmente opuestos, la localización de dichos centros en la imagen puede resultar algo imprecisa. Para disminuir esta incertidumbre, estas mediciones fueron realizadas considerando la distancia entre pares de insertos, tomada desde los bordes externos. Luego debe restarse la longitud correspondiente a un diámetro de inserto (12.2 mm) para verificar así la longitud nominal de 116.8 mm.

A la derecha de la siguiente figura se ilustra el proceso de medición, a modo de ejemplo, se considera el segmento A. La distancia es tomada desde ambos bordes externos de insertos opuestos, con un resultado de 130 mm. Para obtener la distancia entre centros se le sustrae la longitud correspondiente a un diámetro de inserto, el cálculo da como resultado una longitud de 117,8 mm. Las mediciones se realizan tres veces cada una.

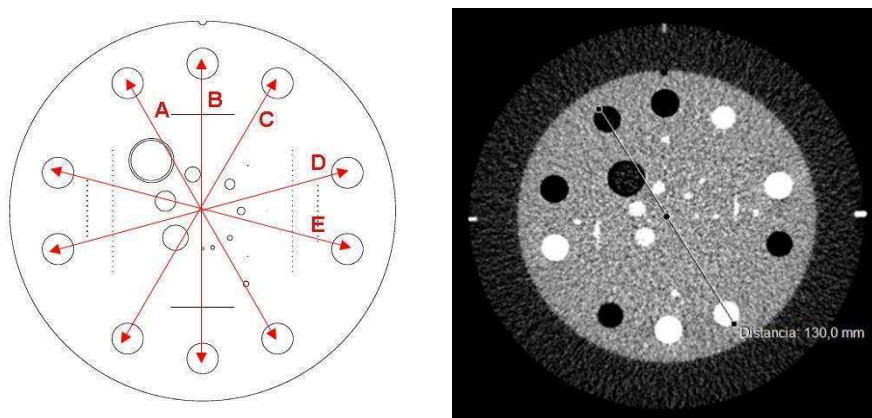


Figura IV.6.1 – Módulo CTP 682. Izq. Insertos diametralmente opuestos cuya distancia es de 116,8 mm. Der. Imagen real de la primera medición.

A continuación se muestra el registro de los resultados obtenidos en las mediciones.

Tolerancia (mm)	2,00				
Par	A	B	C	D	E
L1 (mm)	117,8	118,3	117	118,3	117,8
L2 (mm)	117,4	118,7	117,4	118,4	118,9
L3 (mm)	116,8	119	117,4	118,9	118,9
Promedio (mm)	117,33	118,67	117,27	118,53	118,53
Valor teórico (mm)	116,8	116,8	116,8	116,8	116,8
Diferencia (mm)	0,53	1,87	0,47	1,73	1,73
Resultado	Conforme				

Todos los valores obtenidos se encuentren dentro la tolerancia de $\pm 2\text{mm}$, por lo que se considera que la prueba dio resultado aprobado o conforme.

Un método alternativo para esta prueba, consiste en hallar las coordenadas del centro de cada uno de los insertos de sensitometría utilizando el software Mipav. Para esto se propone trazar una circunferencia que coincida con el contorno de cada uno de dichos insertos. El software ofrece la posibilidad de calcular el centro geométrico de cada circunferencia, de este modo se buscan las coordenadas de cada uno, como lo muestra la siguiente figura. Por ejemplo, el inserto seleccionado pertenece al par B y las coordenadas de su centro son $x=113.95\text{ mm}$ e $y=53.92\text{ mm}$.

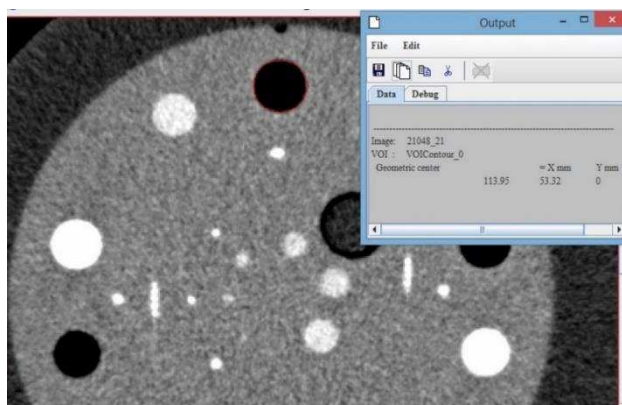


Figura IV.6.2 – Módulo CTP 682. Coordenadas del centro de un inserto de sensitometría obtenida mediante el software Mipav.

Del mismo modo fueron halladas las coordenadas x e y de los centros de todos los insertos. Para nombrar a cada uno de los centros se utilizaron los números 1 y 2 junto a la letra correspondiente al par. Por ejemplo, el par A está formado por los centros de insertos A1 y A2, y así con el resto de los pares. Los resultados obtenidos fueron volcados en el registro como se muestra a continuación.

Distancia teórica (mm)	116,80
Tolerancia (mm)	2,00
Rango de tolerancia (mm)	114,80 118,80

Par	A		B		C	
Inserto	A1	A2	B1	B2	C1	C2
x (mm)	85,14	144,05	113,95	114,81	143,62	85,57
y (mm)	61,06	162,11	53,32	169,85	61,06	162,11
Distancia (mm)	116,97		116,53		116,54	
Diferencia (mm)	0,17		-0,27		-0,26	

Par	D		E	
Inserto	D1	D2	E1	E2
x (mm)	170,71	58,05	170,71	58,05
y (mm)	96,32	126,85	126,42	96,75
Distancia (mm)	116,72		116,50	
Diferencia (mm)	-0,08		-0,30	

Distancia promedio (mm)	116,65
Diferencia (mm)	-0,15

Resultado	Conforme
-----------	----------

Se observa que todos los valores hallados y su promedio, se encuentran dentro del rango de tolerancia, por lo que el resultado de esta prueba es aprobado o conforme.

TC-QA 007 Linealidad espacial

Objetivo	Verificar la linealidad espacial del tomógrafo.
Tolerancias	± 2mm.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[24]

El diámetro del módulo CTP682 en los ejes x e y se puede medir para verificar la linealidad espacial del escáner. Tal como se muestra en la figura III.2.4, el diámetro interno del módulo es de 150,5 mm, según especificación del fabricante del fantoma.

Para llevar a cabo este control fue realizado un escaneo con protocolo habitual de abdomen y los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Body Std	Axial	0.76x0.76x4.00	120	90	FC08	400.00	390.62

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Se selecciona una imagen de corte del módulo CTP 682 y se miden los diámetros del módulo en los ejes x e y. En la siguiente imagen se ilustra el procedimiento de cómo fueron tomadas las mediciones mediante el software Mipav.

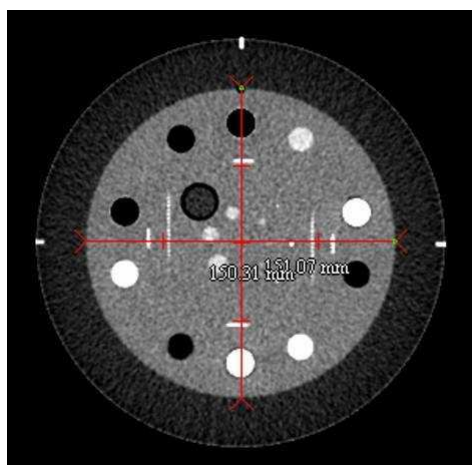


Figura IV.7.1 – Módulo CTP 682. Medición de linealidad espacial.

Luego fueron seleccionados dos cortes más de la misma adquisición y repetidas las mediciones. A continuación se muestra el registro de la prueba.

Tolerancia (mm)	2,00		
	x	y	z
L1 (mm)	151,07	150,31	0
L2 (mm)	150,00	150,70	-8
L3 (mm)	150,30	151,00	16
Promedio (mm)	150,46	150,67	
Valor teórico (mm)	150,5	150,5	
Diferencia (mm)	-0,04	0,17	
Resultado	Conforme		

Los valores obtenidos se encuentren dentro de la tolerancia de ± 2 mm, por lo tanto la prueba es conforme.

TC-QA 008 Tamaño de píxel

Objetivo	Verificar las dimensiones absolutas de píxel de la imagen.
Tolerancias	$\pm 5\%$ respecto del valor nominal.
Frecuencia	Inicial, semestral y después de reparaciones que puedan afectar este parámetro
Referencias	[13].

Fue seleccionada una imagen de la región central del módulo CTP682, adquirida con los siguientes parámetros.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.43x0.43x1.00	120	300	FC23	240.00	220.31

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Con la utilización del software ImageJ, se traza una línea vertical que pasa por el centro de la imagen, evidenciado por la marcación blanca de la parte superior de la imagen del fantoma. Se debe tener en cuenta que el ángulo de la línea trazada debe ser de 90 grados para asegurar la verticalidad. A continuación fue graficado un perfil a través de esta línea, como se muestra en la figura IV.8.1.

La imagen a la derecha de la figura, corresponde al perfil de intensidad, en el cual se consigue distinguir fácilmente la ubicación de dos de los insertos de sensitometría. En el gráfico se ubicaron dos puntos en color rojo que corresponden con el borde exterior de cada uno de dichos insertos, ubicados a mitad de la altura. Como se mostró en la figura III.2.4 la distancia entre dichos puntos posee un valor teórico de 129 mm, que surge de sumar 116,8 mm, que es la distancia de centro a centro de los insertos, y 12,2 mm que corresponde al diámetro de un inserto.

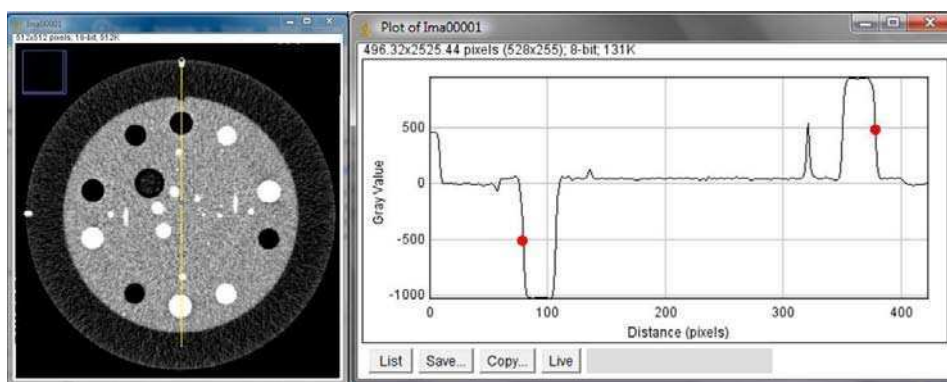


Figura IV.8.1 – Módulo CTP 682. Medición de la altura de píxel mediante perfil de intensidad. Izq. Imagen tomográfica del módulo CTP682 en la que fue trazada la línea vertical, en amarillo, a través de la cual se calcula el perfil de intensidad. Der. Perfil de intensidad: en rojo se muestran los puntos ubicados a mitad de altura de la intensidad de los insertos de sensitometría

Las coordenadas de los puntos ubicados son 79 y 378, por lo que la distancia entre ambos es de 299 píxeles. Teniendo en cuenta que teóricamente esta longitud es de 129 mm, la altura de píxel sería de 0.4314 mm.

Del mismo modo se realiza la medición de ancho de pixel mediante el perfil de una línea horizontal trazada a partir de la marca blanca de la carcasa del fantoma y una inclinación de cero grados. En este caso, como los insertos de sensitometría no quedan alineados se utiliza la dimensión conocida que corresponde a la parte interna del fantoma, la cual mide 150,5 mm.

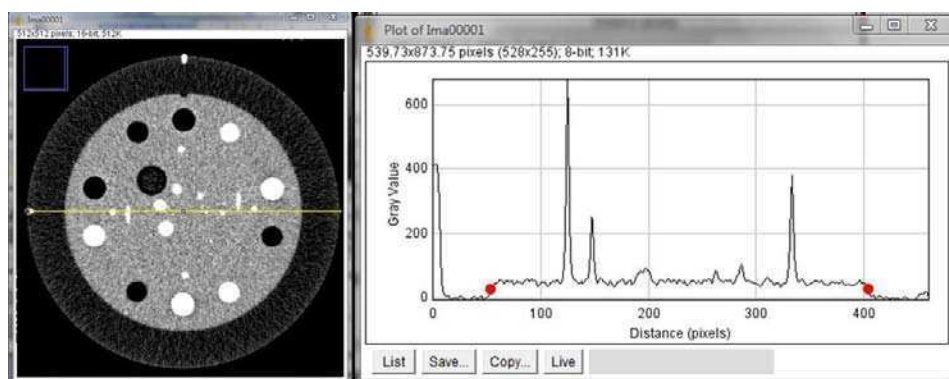


Figura IV.8.2 – Módulo CTP 682. Medición de ancho de pixel mediante perfil de intensidad. Izq. Imagen tomográfica del módulo CTP682 en la que fue trazada la línea horizontal, en amarillo, a través de la cual se calcula el perfil de intensidad. Der. Perfil de intensidad: en rojo se muestran los puntos ubicados a mitad de altura.

En este caso, los puntos de interés tienen coordenadas 54 y 404, en pixeles, que representa una diferencia de 350 pixeles. Al dividir los 150.5 mm por esta cantidad, da como resultado un ancho de pixel de 0.4300 mm.

Según la información DICOM de la imagen el tamaño de pixel es de 0.43 mm x 0.43 mm, por lo que la diferencia de lo medido versus lo teórico es 0,0014 mm (0,334%) en altura y 0,0000 mm (0%) de ancho. Los valores obtenidos fueron volcados en la siguiente tabla, que corresponde al modelo de registro.

Tolerancia (%)	5%	
	y	x
P1 (pixel)	79	54
P2 (pixel)	378	404
Distancia (pixel)	299	350
Distancia (mm)	129,0	150,5
Pixel medido (mm)	0,4314	0,4300
Pixel teórico (mm)	0,4300	0,4300
Diferencia (%)	0,334%	0,000%
Resultado	Conforme	

Otra de las estructuras que puede considerarse para esta prueba es el diámetro de los insertos de sensitometría (12.2 mm). A continuación se analiza una imagen adquirida con los siguientes parámetros.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Body Std	Axial	0.76x0.76x4.00	130	200	FC08	400.00	390.62

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

La figura IV.8.3 muestra, a la izquierda, la selección de uno de los insertos de sensitometría a través del cual se traza el perfil de intensidades; a la derecha se presenta el perfil para la determinación del ancho de pixel con su envolvente.

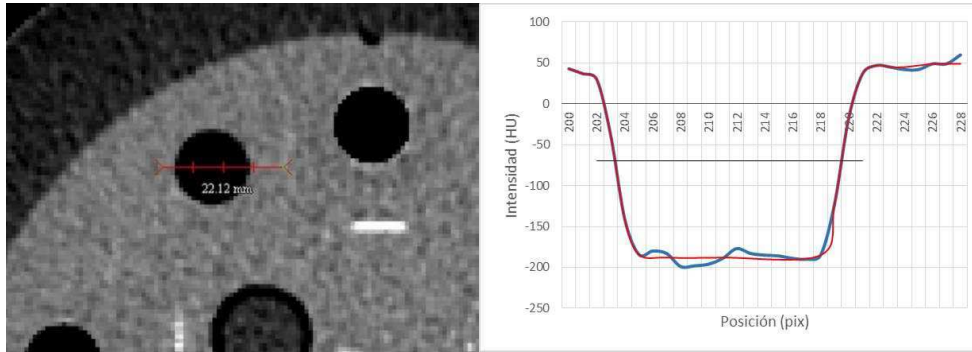


Figura IV.8.3 – Módulo CTP 682. Izq. Medición de ancho de pixel en diámetro de inserto de sensitometría. **Der.** Perfil de intensidad en azul, su curva envolvente en rojo y la línea negra fue trazada a mitad de la altura.

En primer lugar se estiman los valores máximo y mínimo de intensidad en 49 HU y -188 HU, respectivamente, lo que da una promedio de 69.5 HU. A esta altura se traza la línea negra horizontal del gráfico de la derecha para obtener el ancho a mitad de altura. Las coordenadas de intersección son $x=204$ y $x=220$. Del mismo modo se evalúa el tamaño del pixel sobre eje y, siendo los puntos de intersección $y=179$ e $y=195$. Cabe aclarar que para esta imagen, la información DICOM arroja un valor teórico de tamaño de pixel de 0.763 mm por 0.763 mm. Los valores obtenidos en la prueba fueron volcados en el siguiente registro.

Tolerancia (%)	5%	
	y	x
P1 (pixel)	179	204
P2 (pixel)	195	220
Distancia (pixel)	16,00	16,00
Distancia (mm)	12,20	12,20
Pixel (mm)	0,76250	0,76250
Pixel teórico (mm)	0,7630	0,7630
Diferencia %	-0,066%	-0,066%
Resultado	Conforme	

Teniendo en cuenta la tolerancia preestablecida, tanto el ancho como la altura de pixel, se encuentran dentro de los valores aceptables y la prueba resulta aprobada o conforme.

TC-QA 009 Linealidad de volumen

Objetivo	Verificar linealidad en las 3 dimensiones de visualización.
Tolerancias	$\pm 5\%$
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[16, 24, 30]

Para esta prueba, se analizan las esferas contenidas en la región central del módulo CTP682. Como se describió en el capítulo III, las 8 esferas acrílicas se ubican en un patrón circular de 30 mm de diámetro. Los diámetros de las esferas son 1, 1.5, 2, 3, 4, 6, 8, y 10 mm. Ver figura III.2.1.

Se recomienda realizar un escaneo con los parámetros que se utilizan habitualmente y ancho de corte menor o igual a 1 mm, de forma tal que abarque los 20 mm centrales del módulo CTP682. Específicamente, analizaremos las imágenes obtenidas con los siguientes parámetros.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cabeza	Axial	0.47x0.47x0.50	120	300	FC23	320.00	241.25

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

De todas las imágenes obtenidas, se selecciona el corte central del módulo, donde se visualizan los 8 insertos esféricos y se mide el diámetro de cada una de las esferas.

A medida que nos desplazamos por el eje z, en los cortes anteriores y posteriores al centro de las esferas, el diámetro de los círculos es cada vez menor a medida que aumenta la distancia al corte central. Para saber con exactitud el diámetro esperado se aplica el concepto mostrado en la figura IV.9.1. y la ecuación IV.9.1.

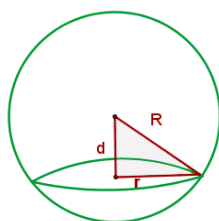


Figura IV.9.1 – Relación entre los radios de una esfera y de una circunferencia inscrita a una distancia *d* del centro.

$$R^2 = d^2 + r^2 \quad (IV.9.1)$$

En este caso, *d* corresponde a la distancia entre el corte central y el corte evaluado, *R* es el radio de la esfera que se está evaluando (coincide con el radio del círculo en el corte central) y *r* es el radio del círculo que se busca.

La figura IV.9.2 muestra la secuencia de imágenes obtenidas desde *z* = -4 mm hasta *z*=0 mm. Del mismo modo se obtuvo la secuencia de desplazamiento positivo, hasta *z* = 4 mm.

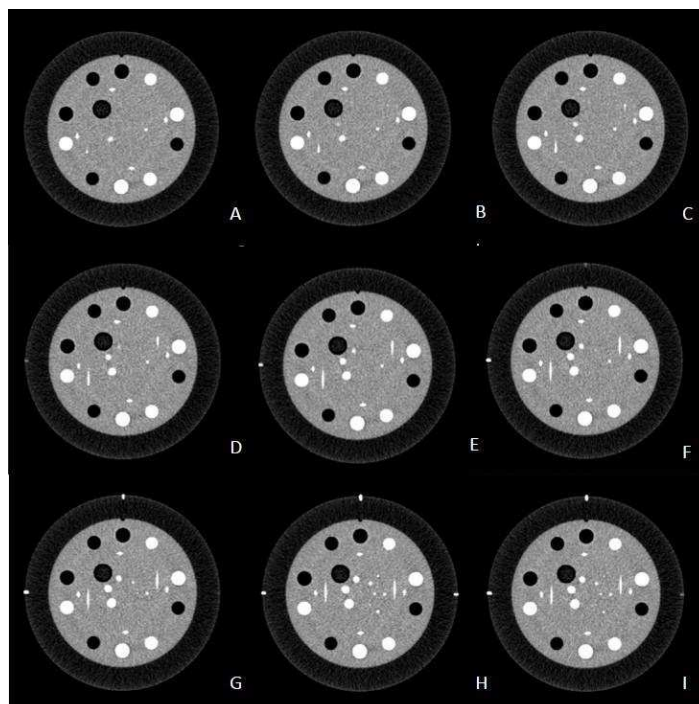


Figura IV.9.2 – Secuencia de imágenes de esferas. A medida que nos acercamos al corte *z*=0 aumenta el diámetro visible de las esferas A) *z*=-4.0 mm, B) *z*=-3.5 mm, C) *z*=-3.0 mm, D) *z*=-2.5 mm, E) *z*=-2.0 mm, F) *z*=-1.5 mm, G) *z*=-1.0 mm, H) *z*=-0.5 mm, I) *z*=0 mm.

En la siguiente tabla se muestran los valores de los diámetros nominales de las esferas para diferentes distancias desde el corte central de las esferas ($z=0$). Cabe aclarar que estos diámetros son tanto para desplazamiento positivo como negativo alrededor de $z=0$. Las celdas sombreadas corresponden a las distancias donde ya no se encuentra ningún fragmento de esfera.

z (mm)	Diámetro de esfera [mm]							
	1,0	1,5	2,0	3,0	4,0	6,0	8,0	10,0
0,0	1,00	1,50	2,00	3,00	4,00	6,00	8,00	10,00
-0,5	0	1,12	1,73	2,83	3,87	5,92	7,94	9,95
-1,0	0	0	0	2,24	3,46	5,66	7,75	9,80
-1,5	0	0	0	0	2,65	5,20	7,42	9,54
-2,0	0	0	0	0	0	4,47	6,93	9,17
-2,5	0	0	0	0	0	3,32	6,24	8,66
-3,0	0	0	0	0	0	0	5,29	8,00
-3,5	0	0	0	0	0	0	3,87	7,14
-4,0	0	0	0	0	0	0	0	6,00
-4,5	0	0	0	0	0	0	0	4,36
-5,0	0	0	0	0	0	0	0	0

En cada corte, las esferas aparecen en forma similar a un disco, cuyo diámetro esperado es el calculado en la tabla anterior y el espesor es igual al ancho de corte. Para efectuar las mediciones se recurrió al software Mipav, y cada disco fue ajustado mediante la herramienta elipse (ésta permite realizar mediciones en elipses y circunferencias), como se muestra en la figura IV.9.3. Por ejemplo, para la esfera de diámetro nominal de 10 mm, en $z=0$; según se ve en la ventana de Output, el eje mayor de la elipse es de 10.3684 mm (10.37 mm), y el eje menor de 9.9162 mm (9.92 mm), lo que da un promedio de 10.14 mm. La discrepancia frente al diámetro nominal es de 1.42%.

Luego se muestra el registro de todos los valores medidos del eje mayor (EM) y del eje menor (em) para cada una de las elipses de aproximación.

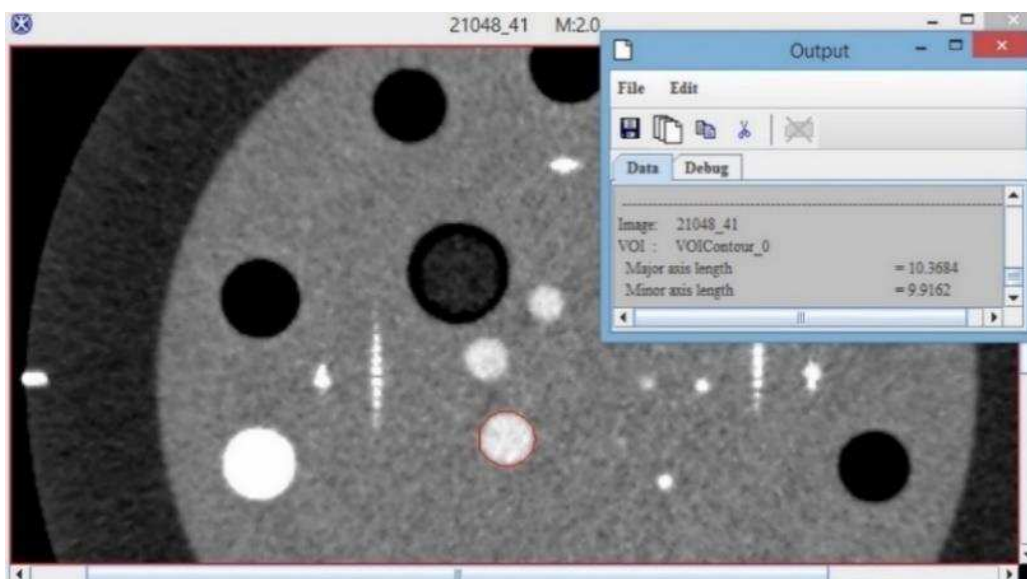


Figura IV.9.3 – Medición de diámetro de esferas. Esfera aproximada mediante una elipse (en rojo). En la ventana Output se calculan el eje mayor (*Major axis length*) y el eje menor (*Minor axis length*).

z	Eje	Diámetro de esfera [mm]							
		1,0	1,5	2,0	3,0	4,0	6,0	8,0	10,0
-4,0	EM								6,12
	em								5,13
	Promedio								5,62
-3,5	EM							3,48	6,72
	em							3,17	6,55
	Promedio							3,32	6,64
-3,0	EM							4,20	7,78
	em							3,97	7,51
	Promedio							4,08	7,64
-2,5	EM						3,06	6,58	8,28
	em						2,95	6,31	8,18
	Promedio						3,01	6,45	8,23
-2,0	EM						3,98	7,14	8,96
	em						3,77	6,76	8,95
	Promedio						3,87	6,95	8,96
-1,5	EM						4,29	7,56	9,52
	em						4,28	7,10	9,23
	Promedio						4,28	7,33	9,37
-1,0	EM					2,96	5,45	8,11	9,52
	em					2,48	5,34	7,59	9,31
	Promedio					2,72	5,39	7,85	9,42
-0,5	EM				2,10	3,86	6,38	8,31	9,70
	em				1,48	3,00	6,16	7,54	9,58
	Promedio				1,79	3,43	6,27	7,93	9,64
0,0	EM			1,97	2,96	3,96	6,38	8,43	10,37
	em			1,44	2,78	3,74	6,16	8,11	9,92
	Promedio			1,70	2,87	3,85	6,27	8,27	10,14
0,5	EM			2,44	3,41	4,63	6,16	8,27	10,15
	em			1,85	3,15	3,78	6,13	7,65	9,80
	Promedio			2,15	3,28	4,21	6,15	7,96	9,97
1,0	EM				2,95	4,98	6,03	8,09	10,23
	em				2,20	4,14	5,79	7,99	10,20
	Promedio				2,58	4,56	5,91	8,04	10,22
1,5	EM					3,28	5,68	7,78	9,86
	em					3,01	5,37	7,70	9,51
	Promedio					3,15	5,53	7,74	9,69
2,0	EM						4,86	7,52	9,51
	em						4,80	7,29	8,61
	Promedio						4,83	7,40	9,06
2,5	EM						3,22	6,55	8,47
	em						4,10	6,55	7,99
	Promedio						3,66	6,55	8,23
3,0	EM							6,23	8,11
	em							6,21	7,59
	Promedio							6,22	7,85
3,5	EM							4,42	7,04
	em							4,35	6,74
	Promedio							4,38	6,89
4,0	EM								6,35
	em								6,18
	Promedio								6,27

Los promedios entre EM y em, fueron comparados con los diámetros nominales calculando la diferencia, la cual es expresada como porcentaje del diámetro teórico esperado. En rojo fueron sombreados los resultados fuera del rango $\pm 5\%$ y en verde los resultados incluidos en dicho rango, pero como se aclara más adelante, esta tolerancia no se considera determinante, sino solo una recomendación. Cabe aclarar que las celdas en blanco corresponden a mediciones que, en teoría debieron ser realizadas, y en la práctica no pudo observarse claramente la imagen del corte de la esfera.

z (mm)	Diferencia (%)							
	Diámetro de esfera [mm]							
	1,0	1,5	2,0	3,0	4,0	6,0	8,0	10,0
-4,0								-6,31%
-3,5							-14,21%	-7,04%
-3,0							-22,80%	-4,46%
-2,5						-9,34%	3,20%	-4,94%
-2,0						-13,45%	0,35%	-2,28%
-1,5						-17,54%	-1,17%	-1,74%
-1,0					-21,47%	-4,64%	1,36%	-3,88%
-0,5				-42,80%	-14,72%	4,51%	-0,91%	-3,62%
0,0			-14,93%	-4,32%	-3,76%	4,48%	3,37%	1,42%
0,5			23,88%	15,92%	8,60%	3,88%	0,29%	0,23%
1,0				15,21%	31,63%	4,49%	3,76%	4,28%
1,5					18,95%	6,34%	4,37%	1,53%
2,0						7,91%	6,86%	-1,13%
2,5						10,20%	4,92%	-4,97%
3,0							17,56%	-1,86%
3,5							13,16%	-3,52%
4,0								4,44%

Una de las desventajas que presenta este método es que los diámetros medidos se encuentran fuertemente influenciados por la exactitud del posicionamiento inicial del fantoma, ya que se parte de la base de que en $z = 0$, se observan los diámetros teóricos máximos, pero si existiera un ligero desplazamiento del posicionamiento inicial, el diámetro máximo podría medirse en algún otro corte adyacente, incorporando errores de medición que no son propios del escáner. Esta podría ser la causa de la falta de simetría que se observa en el registro de resultados. Dicho registro evidencia también que, para valores negativos de z , todas las diferencias son negativas y para los valores positivos de z , todas las diferencias son positivas.

Otro factor muy importante en esta prueba es la resolución del sistema, ya que se está trabajando con estructuras muy pequeñas, de entre 1 y 10 mm. Por lo tanto, para poder llevarla a cabo, el equipo debe ser capaz de resolverlas.

Este tipo de prueba no se encuentra documentada en los protocolos de referencia. En la prueba TC009 del Protocolo Español se miden dimensiones entre estructuras conocidas del fantoma y se propone una tolerancia de ± 2 mm, para magnitudes del orden de 10 cm, aproximadamente. En el caso que se está evaluando, las esferas presentan diámetros entre 1 y 10 mm, por lo cual no sería acertado tomar la misma tolerancia. Por otro lado, la norma IEC 61223-2-5, describe una prueba de medición de constancia de parámetros geométricos donde se propone comparar las mediciones frente a resultados obtenidos en la prueba de aceptación del equipo, con una tolerancia de $\pm 5\%$. Teniendo en cuenta lo expuesto, no se puede fijar por el momento una tolerancia fehaciente para esta prueba, pero se utiliza y recomienda esta última.

Un método alternativo para la evaluación de la linealidad en volumen, consiste en seleccionar una esfera y tres cortes. En el siguiente ejemplo, se trabajó con la misma secuencia obtenida anteriormente, con la esfera de 10 mm de diámetro nominal y los cortes $z=0$ mm, $z=2$ mm y $z=4$ mm. En cada una de las imágenes se busca el perfil de intensidad a través de una recta a cero grados, que pasa por el centro, como se ilustra en la siguiente figura.

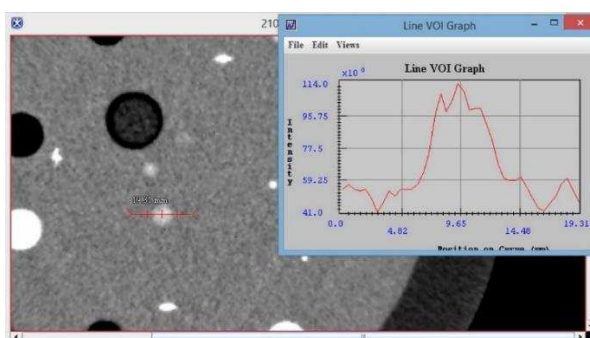


Figura IV.9.4 – Medición de diámetro de esferas. Perfil de intensidad de la esfera de 10 mm de diámetro nominal en el corte $z=4$ mm.

Los datos fueron exportados a Excel y obtenida la envolvente en cada caso. En la figura IV.9.5 (A, B, y C) se muestran, en azul, los perfiles de intensidad para las tres imágenes seleccionadas, en rojo sus envolventes y la línea negra fue trazada a mitad de altura. En D fueron graficadas las tres envolventes en función de la posición absoluta en la imagen completa (en pixeles)

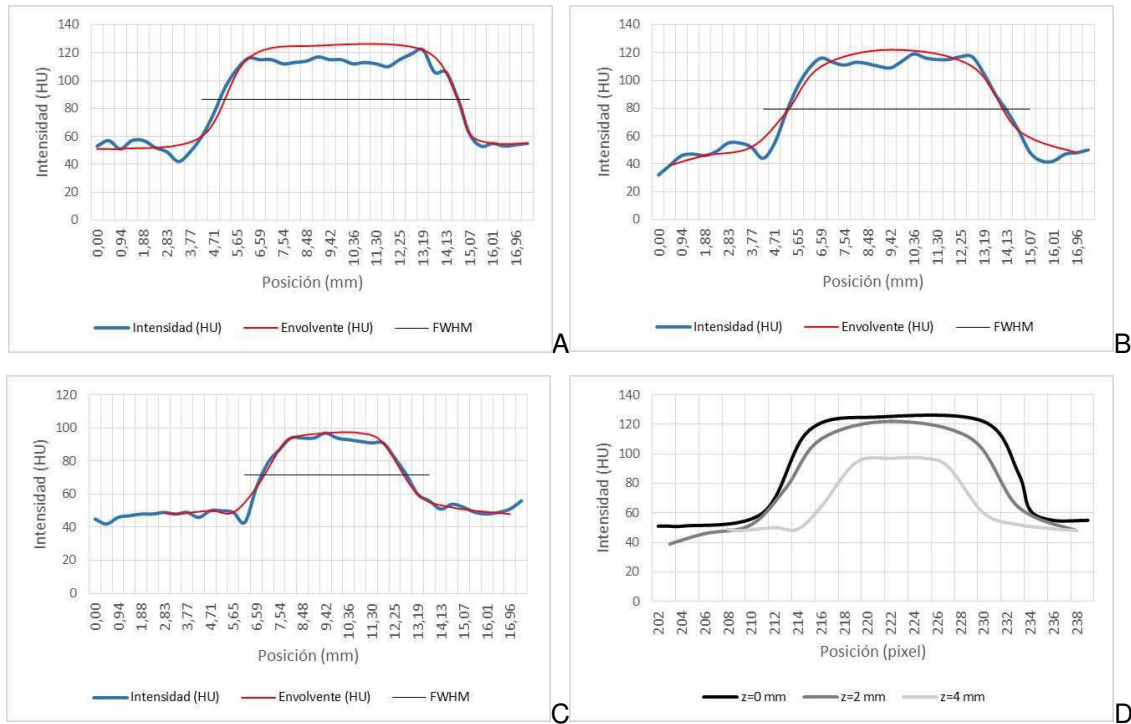


Figura IV.9.5 – Medición de diámetro de esferas. Perfil de intensidad de la esfera de 10 mm de diámetro nominal en los tres cortes seleccionados. A) z=0 mm. B) z=2 mm. C) z=4 mm. D) Envolventes de los gráficos anteriores en función de la posición en la imagen, en pixeles.

Para determinar diámetro de la esfera para un corte dado, se mide el ancho a mitad de la altura de la envolvente, se identifican las coordenadas x_1 y x_2 en la intersección de dicha envolvente y la línea horizontal trazada a mitad de la altura y se calcula la diferencia entre ambos puntos. Por ejemplo, en el corte z=0mm, x_1 es 4.97 mm y x_2 es 14.60 mm, por lo tanto, el diámetro de la esfera es 9.63 mm, que representa una diferencia de 0.37mm (3.70%) en relación al valor teórico. Todos los resultados se muestran en el siguiente registro.

z (mm)	Diámetro teórico (mm)	#CT máx (HU)	#CT mín (HU)	#CT promedio (HU)	x_1 (mm)	x_2 (mm)	FWHM (mm)	Diferencia (mm)	Diferencia (%)
0,00	10,00	122	51	86,5	4,97	14,60	9,63	-0,37	-3,70%
2,00	9,17	119	39	79,0	5,23	14,09	8,86	-0,30	-3,33%
4,00	6,00	97	46	71,5	6,83	12,74	5,91	-0,09	-1,50%

A continuación se explica otro método alternativo, y en principio, más sencillo, el cual consiste en evaluar los volúmenes de las esferas, aproximados mediante una sumatoria de discos. Dicho de otro modo, en cada imagen se mide el área de cada esfera y se multiplica por el ancho de corte, lo que da como resultado el volumen de un disco. Al sumar los volúmenes de todos los discos hallados se obtiene el volumen total de la esfera, el cual se compara contra el volumen nominal correspondiente.

Este método presenta la ventaja de que es independiente del posicionamiento inicial del fantoma, por lo tanto, se elimina una fuente de incertidumbre.

Para el presente análisis es importante seleccionar el menor ancho de corte disponible para que la aproximación de cada esfera sea con la mayor cantidad posible de discos y disminuir así otra fuente de incertidumbre. Lamentablemente, como se trata de un número finito de discos indefectiblemente se incorpora dicha fuente de incertidumbre que repercutirá en el resultado final.

Para exponer este método se analiza la misma secuencia de imágenes que en los casos anteriores. Dicha secuencia se recorre observando cuidadosamente el inicio de la esfera de 10 mm de diámetro que es la primera en aparecer. La figura IV.9.6 muestra una de las imágenes de la secuencia donde ya se alcanzan a distinguir las 4 esferas más grandes, la esfera de 10 mm fue aproximada con la herramienta elipse de Mipav y calculada su área en la ventana de Output.

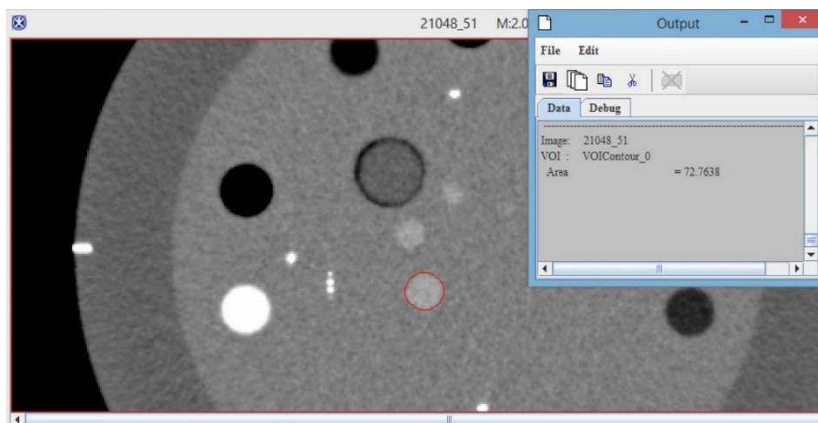


Figura IV.9.6 – Medición de área de esferas. Se realiza mediante la herramienta elipse del software Mipav, en rojo se muestra la medición del área del corte de la esfera de 10 mm de diámetro, y el resultado en la ventana Output.

A continuación se muestra el registro de los valores de área medidos en cada uno de los cortes donde las esferas se hacen visibles. A la derecha se calcula la sumatoria de las áreas medidas y al multiplicar este valor por el ancho de corte, se obtiene el volumen total medido para cada esfera.

Área (mm³)

Diámetro nominal (mm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	Total	Volumen medido (mm ³)		
2,0										3,02	3,65											6,68	3,34	
3,0										10,20	10,87	6,43	3,66										31,17	15,58
4,0							6,66	10,43	12,20	14,64	16,85	12,64	7,33	5,54									86,27	43,14
6,0					3,55	12,42	21,07	29,73	35,27	32,61	35,27	29,28	29,73	20,95	15,31	12,20	5,99						283,38	141,69
8,0			7,10	16,42	18,86	32,83	39,27	53,24	69,21	55,02	53,24	52,35	47,25	39,04	32,39	23,29	14,64	11,09					565,25	282,63
10,0	15,99	24,62	33,72	43,92	49,69	53,24	72,76	76,09	83,41	82,86	84,74	76,76	66,55	60,56	53,26	48,48	29,28	22,41	16,64	8,02		1.003,02	501,51	

Luego, los resultados obtenidos se comparan frente a los valores nominales de volumen de las esferas.

Diámetro nominal (mm)	Volumen nominal (mm ³)	Volumen medido (mm ³)	Diferencia (%)
2,0	4,19	3,34	-20%
3,0	14,14	15,58	10%
4,0	33,51	43,14	29%
6,0	113,10	141,69	25%
8,0	268,08	282,63	5%
10,0	523,60	501,51	-4%

La mayor discrepancia se observa para la esfera de 4 mm de diámetro nominal, y la menor, para la esfera de 10 mm de diámetro nominal.

Sólo a fines de comparación de resultados, los mismos volúmenes fueron medidos utilizando el software ResolveRT FEI Edition, en el mismo conjunto de imágenes, como se muestra en el siguiente registro.

Diámetro nominal (mm)	Volumen nominal (mm ³)	Volumen ResolveRT (mm ³)	Diferencia (%)
2,0	4,19	10,53	151%
3,0	14,14	14,98	6%
4,0	33,51	28,35	-15%
6,0	113,10	88,29	-22%
8,0	268,08	182,65	-32%
10,0	523,60	334,12	-36%

En este caso, se observan mayores discrepancias que utilizando el método anterior. Tal como se señaló más arriba, esto puede estar relacionado al error de aproximación de las esferas mediante un número finito de discos.

TC-QA 010 Sensitometría

Objetivo	Verificar que los valores de sensitometría cumplen con las especificaciones del fabricante para los parámetros de adquisición y fantasmas definidos.
Tolerancias	La diferencia entre el valor del número CT medido y el de referencia debe estar incluido en: ± 5 HU para agua ± 20 HU para otros materiales
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12, 24]

Para la realización de esta prueba, en primer lugar, es necesario llenar el vial con agua destilada. El uso de agua destilada elimina posibles variables debido a la pureza del agua. Para esta prueba se utilizan los insertos de diferentes materiales de coeficientes de atenuación o densidad electrónica conocida, presentes en el módulo CTP682.

Fue realizada una adquisición con los parámetros que se muestran a continuación. La imagen a analizar se observa en la figura IV.10.1.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.45x0.45x2.00	120	300	FC23	240.00	230.62

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

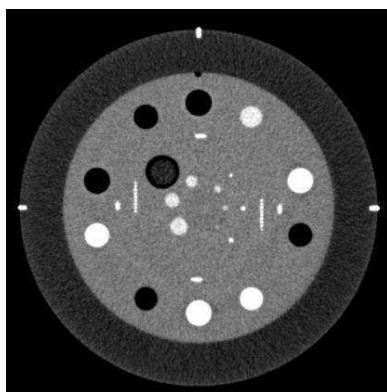


Figura IV.10.1 – Módulo CTP 682. Izq. Imagen seleccionada para medición de sensitometría. Der. Parámetros de adquisición.

En primer lugar, y por única vez, deben obtenerse los valores iniciales o de base de HU para cada inserto, en estas condiciones de adquisición. Para esto, tomamos los resultados obtenidos

del análisis de la imagen mediante el software de análisis CT AutoQA Lite v3.1.4 y se verifica si los mismos se encuentran dentro del rango especificado por el fabricante del fantoma. Una alternativa válida para hallar estos valores de base, si no se cuenta con imágenes analizadas mediante dicho software, consiste en tomar una imagen adquirida con los mismos parámetros que la imagen que será evaluada, y obtener la intensidad media de cada uno de los insertos, como se explica más abajo.

A continuación se muestran los resultados obtenidos y los rangos de validez provistos por el fabricante. Se aprecia que, tanto el inserto de Delrin® como el de Teflon®, se encuentran fuera del rango especificado por el fabricante del fantoma. Estas diferencias no implican necesariamente problemas del escáner, sino probablemente surgen del hecho de que los números CT no son universales y varían en función de la energía, los filtros aplicados, así como también con la presión y la temperatura o bien, podría tratarse de variaciones en los materiales utilizados en el proceso de manufactura. El fabricante del fantoma fue consultado acerca de este tema, pero aún no se ha recibido respuesta.

Material	Rango de tolerancia del fabricante		#CT medio AutoQA (HU)
	Mínimo (HU)	Máximo (HU)	
Aire	-1046	-986	-1014,9
Pulmón #7112	-925	-810	-833,6
PMP	-220	-172	-196,7
LDPE	-121	-87	-106,1
Agua	-7	7	
Poliestireno	-65	-29	-50,3
Acrílico	92	137	113,9
Hueso 20%	211	263	237,9
Delrin®	344	387	322,5
Hueso 50%	667	783	691,1
Teflon®	941	1060	940,4

Una vez validados los valores de base de número CT medio, ya sean los obtenidos mediante software o en una adquisición, se procede al análisis de sensitometría. Para esto, se analiza la imagen de la figura anterior obtenida con los parámetros de adquisición mencionados arriba.

En primer lugar, utilizando el software Mipav se generó una ROI en el interior de cada uno de los insertos de sensitometría y fue calculado el número medio CT o intensidad media en HU. A modo de ejemplo, la figura IV.10.2 muestra una ROI en rojo incluida en el inserto de aire, cuya intensidad media resultó de -1007,5963 HU.

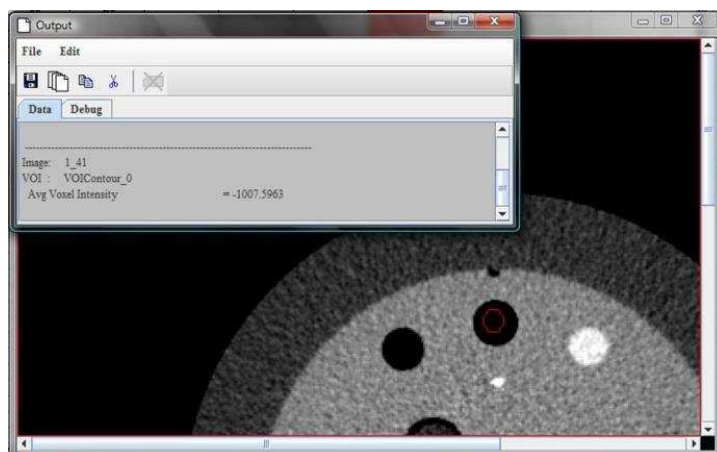


Figura IV.10.2 – Módulo CTP 682. Medición de sensitometría en inserto de aire.

En la siguiente tabla se toman como base los valores obtenidos anteriormente (#CT medio AutoQA) y se les aplica la tolerancia ± 5 HU para el agua y ± 20 HU para otros materiales,

obteniendo así el rango de tolerancia de cada material. La columna de la derecha (#CT medio), corresponde a los valores de medidos en HU.

Material	#CT medio AutoQA (HU)	Tolerancia (\pm HU)	Rango de tolerancia		#CT medio (HU)
			Mínimo (HU)	Máximo (HU)	
Aire	-1015	20	-1035	-995	-1007,6
Pulmón #7112	-834	20	-854	-814	-835,4
PMP	-197	20	-217	-177	-195,7
LDPE	-106	20	-126	-86	-106,3
Agua	0	5	-5	5	-1,9
Poliestireno	-50	20	-70	-30	-47,9
Acrílico	114	20	94	134	115,9
Hueso 20%	238	20	218	258	241,6
Delrin®	323	20	303	343	322,8
Hueso 50%	691	20	671	711	695,2
Teflon®	940	20	920	960	940,3

Los valores medidos para todos los materiales se encuentran dentro del rango de tolerancia por lo que fueron sombreados en verde y el resultado de la prueba es conforme.

Cabe aclarar que esta prueba permite calcular los valores de número CT propios del equipo para cada inserto y verificar su constancia o reproducibilidad en el tiempo.

TC-QA 011 Linealidad del número CT. Escala de contraste

Objetivo	Obtener la escala de linealidad o escala de contraste.
Tolerancias	La diferencia entre el valor del número CT medido y el de referencia debe estar incluido en: \pm 5 HU para agua \pm 20 HU para otros materiales
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12, 24]

El control de la linealidad tiene como objetivo garantizar que el número CT de un rango de materiales está dentro de los valores necesarios para el uso del escáner, tanto para diagnóstico como para la planificación de radioterapia. Se trata de una gráfica de coeficiente de atenuación lineal en función del número CT o bien, densidad electrónica relativa versus el número CT. La misma es aproximadamente lineal, aunque en la práctica puede mostrar un comportamiento no lineal para altos valores de número CT debido a la mayor proporción de interacciones fotoeléctricas.

Los valores reales medidos de número CT difieren de escáner a escáner, dependiendo de las diferencias en la energía efectiva, sin embargo, el objetivo es establecer la relación del número de CT y la densidad de electrones para un escáner en particular, y esta información es utilizada en la planificación de tratamientos de radioterapia.

Los cálculos dosimétricos, que representan la distribución de dosis diferencial en diversos materiales, se basan en una representación precisa de la densidad de electrones de órganos que se muestran en la imagen de tomografía computarizada. Una determinación inexacta de la densidad de electrones puede conducir a cálculos de dosis de radioterapia erróneas y, en última

instancia, a un tratamiento equivocado del paciente, de ahí la importancia de este control en radioterapia.

La linealidad de los números CT se evalúa utilizando un maniquí con inserciones de diferentes materiales de coeficientes de atenuación o densidad electrónica conocida.

El maniquí que se está comisionando presenta disponible para su descarga, los valores de coeficiente de atenuación másico, μ/ρ en (g/cm^2) de todos los insertos de sensitometría, en función de la energía efectiva del haz. El valor de dicha energía coincide típicamente con el 50% a 60% del kilovoltaje de pico o kVp.

Para este caso, se evalúa la misma imagen que en la prueba anterior.

Protocolo	Modo	Voxel (mm^3)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.45x0.45x2.00	120	300	FC23	240.00	230.62

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Se considera que la energía efectiva es el 55% del voltaje, o sea 66 keV.

En las tablas descargadas desde la página del fantoma se buscan los valores de coeficiente de atenuación másico y la densidad de cada uno de los materiales, los cuales al ser multiplicados dan como resultado el coeficiente de atenuación lineal. De la misma tabla se extrajeron también los valores de densidad electrónica relativa para cada material. Los resultados obtenidos se muestran en el siguiente registro.

Energía efectiva (keV)	66				
Material	#CT medio (HU)	μ/ρ (cm^2/g)	ρ (g/cm^3)	μ (cm^{-1})	Densidad electrónica relativa
Aire	-1008	0,18	0,00	0,00	0,00
Pulmón #7112	-835	0,18	0,19	0,03	0,30
PMP	-196	0,19	0,83	0,16	0,85
LDPE	-106	0,19	0,92	0,18	0,95
Agua	-2	0,20	1,00	0,20	1,00
Poliestireno	-48	0,18	1,03	0,19	1,00
Acrílico	116	0,19	1,18	0,22	1,15
Hueso 20%	242	0,21	1,14	0,24	1,08
Delrin®	323	0,19	1,42	0,26	1,36
Hueso 50%	695	0,24	1,40	0,34	1,31
Teflon®	940	0,18	2,16	0,39	1,87

μ/ρ Coeficiente de atenuación másico (cm^2/g)

ρ Densidad (g/cm^3)

μ Coeficiente de atenuación lineal (cm^{-1})

A continuación se representan los valores de coeficiente de atenuación lineal para cada material en función del número medio CT. Cada uno de los marcadores azules corresponde a un inserto de sensitometría. Los puntos se ajustaron por una función lineal y se graficó la curva de interpolación en celeste, la cual presenta un coeficiente de correlación $R^2=0.999$ y la ecuación es $y=0.0002x+0.1975$.

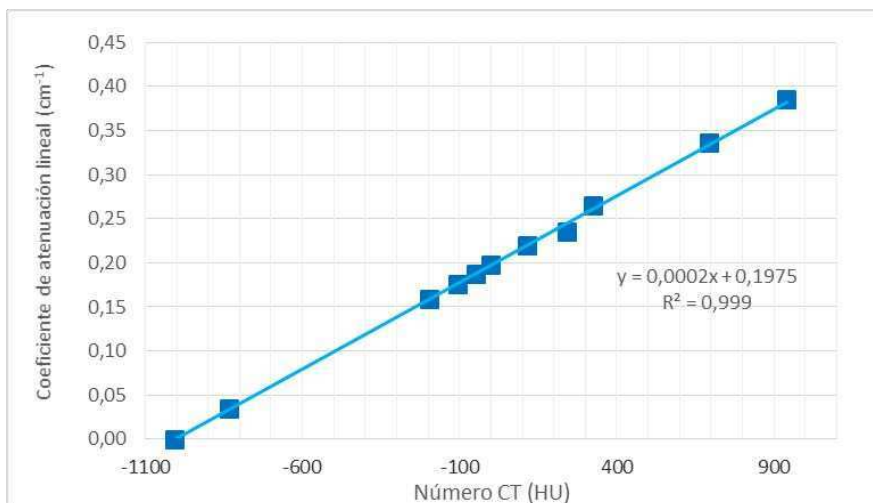


Figura IV.11.1 – Módulo CTP 682. Linealidad del número CT. Recta de interpolación en celeste.

La pendiente de dicha recta es la escala de contraste, es decir, la variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número CT. Según la ecuación, la pendiente de la recta es 0.0002 (cm⁻¹/HU) y por lo tanto, esta es la escala de contraste.

A partir de los coeficientes de atenuación lineal obtenidos para cada material y la ecuación II.3.1, se calculan valores teóricos o de referencia de número CT para cada inserto. Luego se obtiene la diferencia entre los valores medidos a través de ROIs en la imagen de la prueba anterior y los valores teóricos. En la siguiente tabla de registro se muestran los resultados obtenidos.

Teniendo en cuenta las tolerancias de la prueba, ± 5 HU para agua y ± 20 HU para otros materiales, todos los resultados se encuentran dentro del rango de tolerancia, por lo que fueron sombreados con verde en el modelo de registro.

$$HU_{mat} = \frac{\mu_{mat} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} 1000 \quad (II.3.1)$$

Material	#CT medido (HU)	$\mu_{material}$ (cm ⁻¹)	μ_{agua} (cm ⁻¹)	HU _{mat} (HU)	Diferencia (HU)
Aire	-1008	0,00	0,20	-999	-8,8
Pulmón #7112	-835	0,03	0,20	-826	-9,6
PMP	-196	0,16	0,20	-194	-2,1
LDPE	-106	0,18	0,20	-106	-0,2
Agua	-2	0,20	0,20	0	-1,9
Poliestireno	-48	0,19	0,20	-51	3,5
Acrílico	116	0,22	0,20	112	3,5
Hueso 20%	242	0,24	0,20	191	50,8
Delrin®	323	0,26	0,20	342	-18,8
Hueso 50%	695	0,34	0,20	704	-8,3
Teflon®	940	0,39	0,20	951	-10,7

Como se mencionó en la prueba anterior, esta misma imagen fue analizada a través del software comercial AutoQA Lite, arrojando una escala de contraste de 0.000197 (cm⁻¹/HU); si se comparan ambas escalas de contraste, la diferencia es del 1.5%, la gráfica obtenida se muestra a continuación.

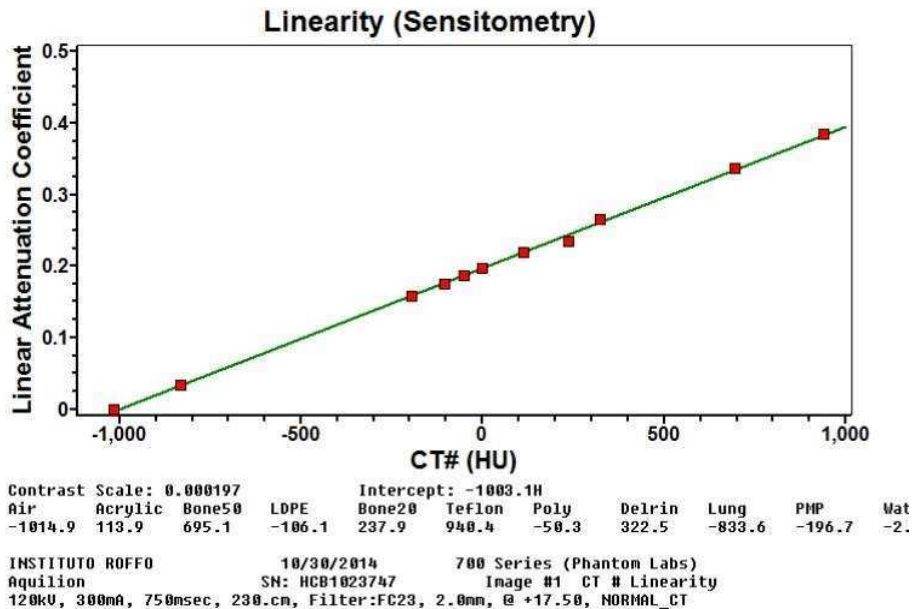


Figura IV.11.2 – Módulo CTP 682. Linealidad del número CT. Recta de aproximación obtenida mediante el software Auto QA Lite v3.1.4.

Nuevamente, estos resultados deben compararse contra valores de referencia obtenidos en cada equipo de tomografía y en iguales condiciones.

De modo similar fue obtenida la gráfica de densidad electrónica relativa en función del número CT para los mismos insertos en la misma imagen. En este caso, la recta de ajuste presenta una pendiente de 0.0009 y la ordenada al origen tiene un valor de 0.9786, que corresponde al valor de 0 HU. Como se mencionó al principio, a medida que aumenta el número CT los puntos se alejan de la recta de ajuste debido a la mayor proporción de interacciones fotoeléctricas, esto es evidenciado por la disminución del coeficiente de correlación respecto del caso anterior, el cual es más cercano a 1 cuanto mejor es el ajuste de interpolación.

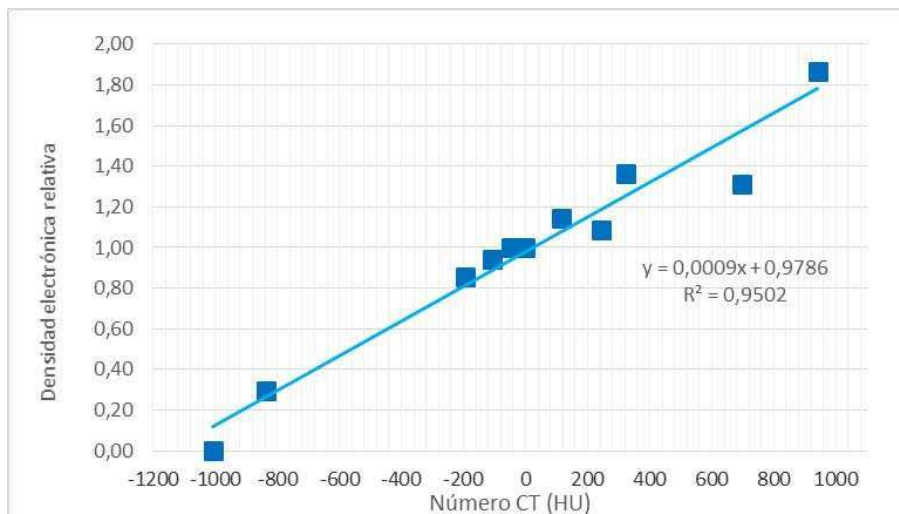


Figura IV.11.3 – Módulo CTP 682. Curva de calibración para planificación de radioterapia. Recta de aproximación obtenida mediante interpolación.

Esta gráfica debe ser obtenida para todos los protocolos habituales de radioterapia a fin de calibrar el sistema de planificación de tratamientos.

Solo a modo de referencia, se muestra la siguiente gráfica publicada por IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 19. Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications, en la cual se muestra la curva de calibración para varias instituciones de radioterapia

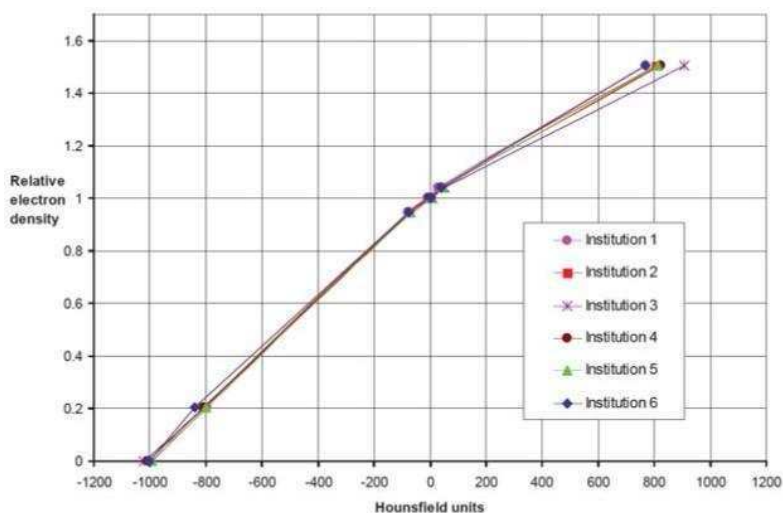


Figura IV.11.4 – Módulo CTP 682. Curva de calibración para planificación de radioterapia en diferentes instituciones.

TC-QA 012 Resolución espacial mediante MTF de fuente puntual

Objetivo	Asegurar que la resolución espacial de una imagen reconstruida cumple con los estándares del fabricante.
Tolerancias	Para MTF=2% la frecuencia espacial debe ser: ≥ 6 pl/cm (cerebro y abdomen) ≥ 10 pl/cm (tórax)
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro
Referencias	[12, 19, 24]

Como se mencionó en el capítulo anterior, el módulo CTP682 consta de tres insertos que pueden utilizarse como fuentes puntuales o impulsos para estimar la función de respuesta al impulso o función de transferencia en modulación (MTF) del sistema de CT. Estos insertos son dos esferas de carburo de tungsteno 0.18 mm y 0.28 mm de diámetro, ubicadas en el plano central del módulo, y un alambre de acero 0.05 mm de diámetro que se dispone a través del espesor completo de 40 mm del módulo. Ver figura III.2.5.

La resolución espacial de un sistema puede ser evaluada mediante un fantoma de patrones de barras, como se escribe en TC-QA-013, o bien mediante la obtención de la MTF, entre otros métodos. Los protocolos de referencia especifican tolerancias para el primero de los métodos (6pl/cm para protocolo de cerebro y abdomen, y 10 pl/cm para tórax), y no así para la MTF.

Comparando los resultados de ambos métodos, si la evaluación se hace a partir de patrones de barras, el último grupo de pares de líneas que se puede distinguir corresponde al 2% de la MTF

En virtud de lo expuesto, se recomienda como tolerancia para esta prueba, que la frecuencia espacial a la cual la MTF cae al 2% debe ser mayor a 6 pl/cm para exploraciones de cerebro y abdomen, y mayor a 10 pl/cm cuando se trata de tórax.

Además de 2%, la MTF presenta otros dos puntos notables: 50% y 10%, los cuales si bien no se encuentran estandarizados pueden ser utilizados para comparaciones entre distintos equipos y se calculan en esta prueba.

Fue realizado un escaneo del corte central del módulo CTP682 con los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.45x0.45x2.00	120	300	FC23	240.00	230.62

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

La imagen obtenida se muestra en la figura IV.12.1, en la cual se han marcado 3 ROIs con las fuentes puntuales a ser analizadas.

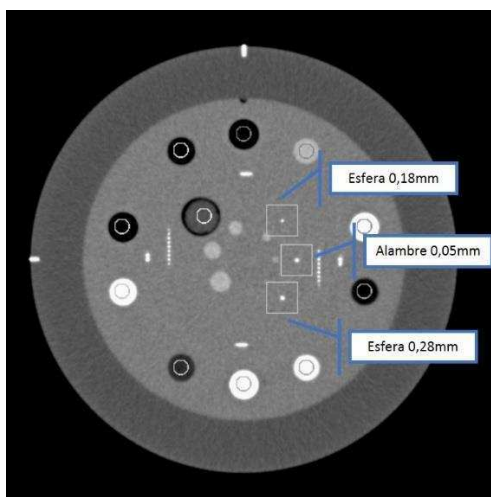


Figura IV.12.1 – Módulo CTP682: Imagen de las fuentes puntuales con sus respectivas ROIs para análisis de MTF.

En primera instancia se trabajó con el software ImageJ para crear una imagen de cada una de las ROIs, como se muestra en la figura IV.12.2, donde han sido magnificadas a diferentes escalas para mejorar su visualización. Las tres fuentes puntuales fueron denominadas FP1, FP2 y FP3 de acuerdo a su ubicación dentro del fantoma, superior, medio e inferior, respectivamente. FP1 corresponde a la esfera de 0.18 mm de diámetro, FP2 es el alambre de 0.05 mm de diámetro y FP3 es la esfera de 0.28 mm de diámetro.

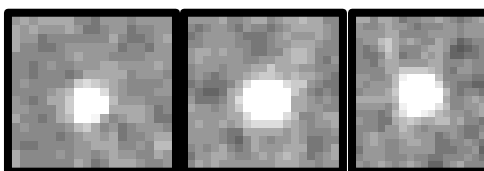


Figura IV.12.2 – Módulo CTP682: Imagen de las fuentes puntuales. Izq.: “FP1”, esfera de 0.18 mm de diámetro. Centro: “FP2” alambre de 0.05 mm de diámetro. Der.: “FP3” esfera de 0.28 mm de diámetro.

Estas tres imágenes fueron exportadas y analizadas mediante un algoritmo en lenguaje Matlab construido especialmente para esta prueba, tomando como base el trabajo publicado por Kayugawa Akihiro [19]. Seguidamente se describe dicho algoritmo en forma resumida.

1. Se realiza la integración de la imagen mediante la expresión:

$$S(x) = \sum_y ROI(x,y) \quad (IV.12.1)$$

Donde ROI(x,y) es la matriz de intensidades en HU que representa la imagen y cada elemento de S(x) surge de la suma de cada una de las columnas de ROI(x,y).

2. Se seleccionan 6 puntos extremos, al inicio y al final de S(x) y su promedio se considera el nivel de base u offset de la señal.

- Se quita dicho nivel de modo que la señal se encuentre alrededor de 0 HU, y se obtiene la señal $S'(x)$ (ver figura IV.12.3).

$$S'(x) = S(x) - \text{offset} \quad (\text{IV.12.2})$$

- La función de dispersión lineal (*line spread function*) $LSF(x)$ se obtiene mediante la normalización de $S'(x)$.

$$LSF(x) = S'(x) / \sum_x S'(x) \quad (\text{IV.12.3})$$

- Finalmente, la señal se rellena con ceros al final para conseguir una longitud de 256 mediante la función de Matlab llamada *zero padded*, se le aplica la transformada de Fourier y se considera su módulo.

$$MTF(w) = |F[\text{zero padded } LSF(x)]| \quad (\text{IV.12.4})$$

Al aplicar este algoritmo se obtienen los gráficos mostrados a continuación, los mismos incluyen cada paso de dicho algoritmo, desde la integral de la imagen hasta la LSF en función de la posición en el vector, y sólo el gráfico de MTF fue realizado en función de la frecuencia espacial. A modo de ejemplo, la figura IV.12.3 exhibe la fuente puntual FP3. Cabe aclarar que por simetría, al pasar de la imagen de transformada de Fourier a MTF sólo se considera la primera mitad de la señal.

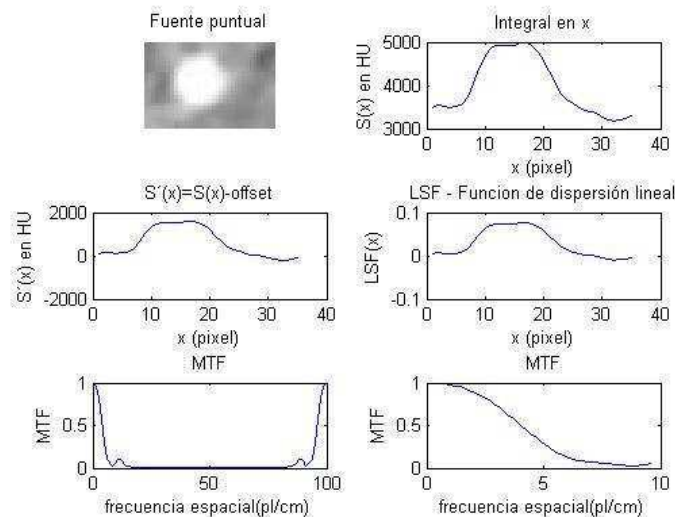


Figura IV.12.3 – Secuencia del algoritmo en Matlab para la obtención de la MTF de la fuente puntual FP3.

Luego de aplicar el algoritmo a cada una de las fuentes puntuales, los datos fueron exportados a Excel para su procesamiento y comparación.

Teniendo en cuenta las dimensiones de pixel, 0.045 cm x 0.045 cm, puede calcularse la frecuencia de muestreo en el eje x, que corresponde a su inversa.

$$f_m = \frac{1}{\text{ancho de pixel}} = 22.22 \left(\frac{1}{\text{cm}} \right) \quad (\text{IV.12.5})$$

Según el teorema del muestreo de Nyquist, cualquier función limitada en banda, puede ser completamente determinada a partir de un conjunto de muestras discretas si es muestreada a una frecuencia mayor que dos veces su frecuencia máxima. El teorema de muestreo establece así la condición que se debe cumplir para que no exista distorsión por solapamiento o *aliasing*. En este caso, teniendo la frecuencia de muestreo se calcula la frecuencia de Nyquist mediante la expresión IV.12.6, la cual puede ser interpretada como la máxima frecuencia reproducida fielmente por el sistema. En la figura IV.12.4, se indica en rojo la frecuencia de Nyquist.

$$f_N = \frac{f_m}{2} = 11.11 \left(\frac{1}{\text{cm}} \right) \quad (\text{IV.12.6})$$

Los parámetros más importantes a tener en cuenta al analizar este tipo de gráficos, son las frecuencia al 50, 10 y 2% de la MTF, los cuales fueron calculados y promediados a continuación.

MTF	FP1	FP2	FP3	Promedio
50%	3,39	3,21	3,56	3,39
10%	8,33	9,11	9,64	9,03
2%	16,84	15,89	13,45	15,39

Los valores obtenidos para la MTF del 2% superan el valor de la frecuencia de Nyquist, por lo tanto no es posible asegurar su veracidad.

Esta misma imagen fue enviada para su análisis con el software automático QALite, obteniéndose los siguientes resultados:

MTF	FP1 QALite	FP2 QALite	FP3 QALite	Promedio QALite
50%	3,10	3,27	3,18	3,18
10%	7,36	7,00	7,18	7,18
2%	10,31	10,18	10,24	10,24

Al graficar los resultados obtenidos, tanto con Matlab como con QALite, se pueden comparar ambos métodos. Como se muestra a continuación, los valores son del mismo orden de magnitud.

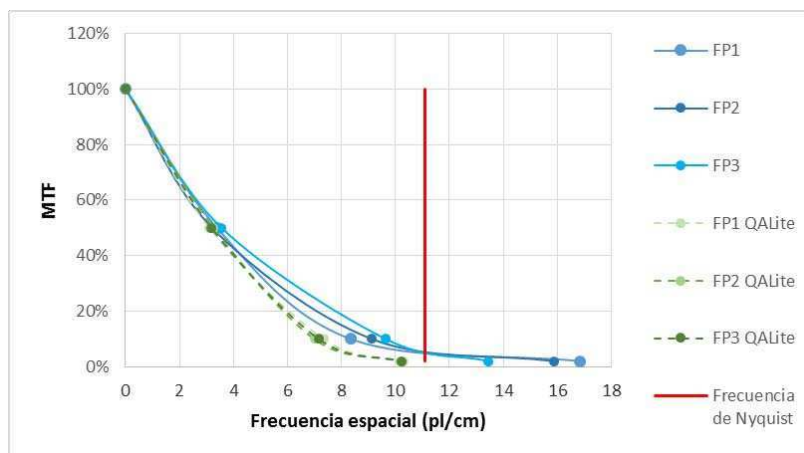


Figura IV.12.4 – MTF de fuentes puntuales. Comparación entre las obtenidas mediante algoritmo en Matlab y software QALite.

A modo de simplificación de la comparación de resultados, se grafican a continuación los promedios de MTF para ambas metodologías.

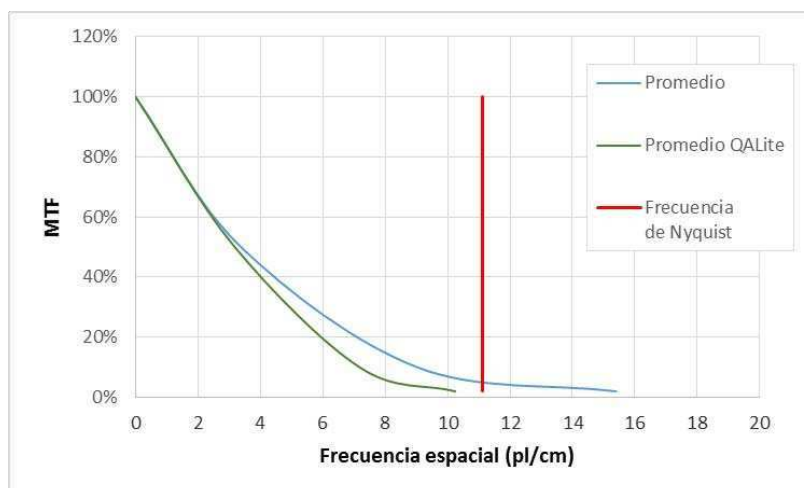


Figura IV.12.5 – MTF de fuentes puntuales. Comparación de MTF promedio obtenidas mediante ambos métodos.

En el gráfico, al igual que en los registros, queda evidenciado que la mayor diferencia entre ambos métodos se da para la MTF del 2%.

Como se mencionó anteriormente, las frecuencias para las cuales la MTF cae al 2% resultan, en los 3 casos (FP1, FP2 y FP3), mayores a la frecuencia de Nyquist de 11.11 pl/cm. Por lo tanto, en lugar de evaluar que estas frecuencias sean mayores a 6 pl/cm (protocolo de cerebro), se buscan los valores de MTF para una frecuencia de 6 pl/cm, los cuales deben ser mayores a 0.02 o 2%. Al observar el gráfico de la figura IV.12.4 se puede asegurar que los tres valores superan 0.02 y la prueba resulta conforme o satisfactoria.

Como comentario final, el mismo procedimiento puede ser utilizado para obtener la MTF en el eje y.

TC-QA 013 Resolución espacial mediante inspección visual de patrón de líneas

Objetivo	Asegurar que la resolución espacial de una imagen reconstruida cumple con los estándares del fabricante.
Tolerancias	Un patrón de 6 pl/cm debe ser claramente resuelto para las exploraciones de referencia de cabeza y abdomen adulto. Un patrón de 10 pl/cm debe ser claramente resuelto para la exploración de referencia de tórax alta resolución adulto.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12, 24]

Se realizó un escaneo del módulo CTP714 con el protocolo habitual de cabeza y los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro	Axial	0.59x0.59x8.00	130	200	H31s	500.84	300.00

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Ajustando la magnificación (zoom), se debe observar el máximo número distinguible de líneas. La siguiente figura muestra, a la izquierda, un esquema del módulo, y a la derecha, una imagen real del mismo.

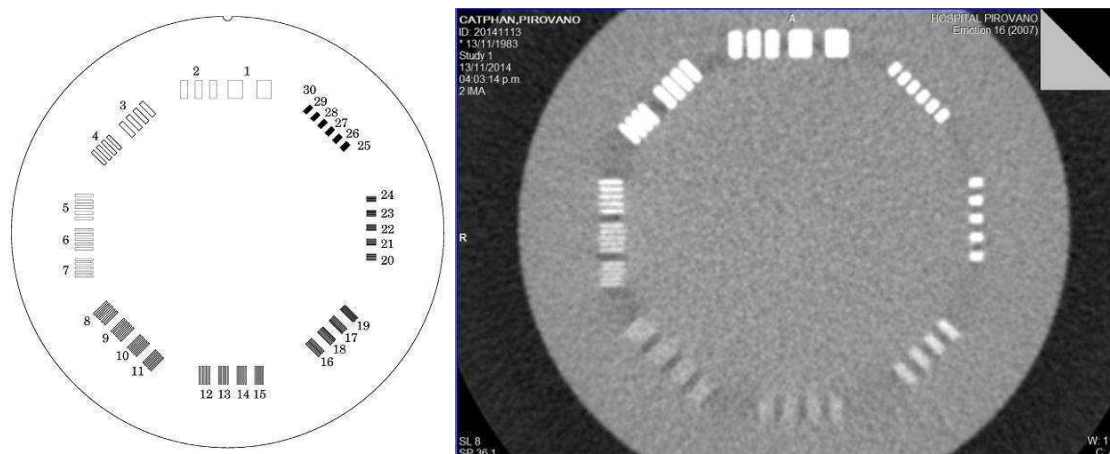


Figura IV.13.1 - Módulo CTP714: alta resolución. Izq. Esquema de corte. Der. Imagen real.

Luego se magnifica cada uno de los grupos para identificar hasta qué grupo de pares de líneas se logran distinguir con un grado aceptable de separación y sin distorsión. En la siguiente imagen se han magnificado los grupos. Se aprecia que en los grupos del 1 al 6 se distinguen las líneas y espacios sin problemas, no así el grupo de 7 pares de líneas por centímetro, el cual no logra identificarse con claridad. El resultado para esta prueba sería 6 pl/cm, que se encuentra dentro de tolerancia ya que se trata de un protocolo de cabeza.

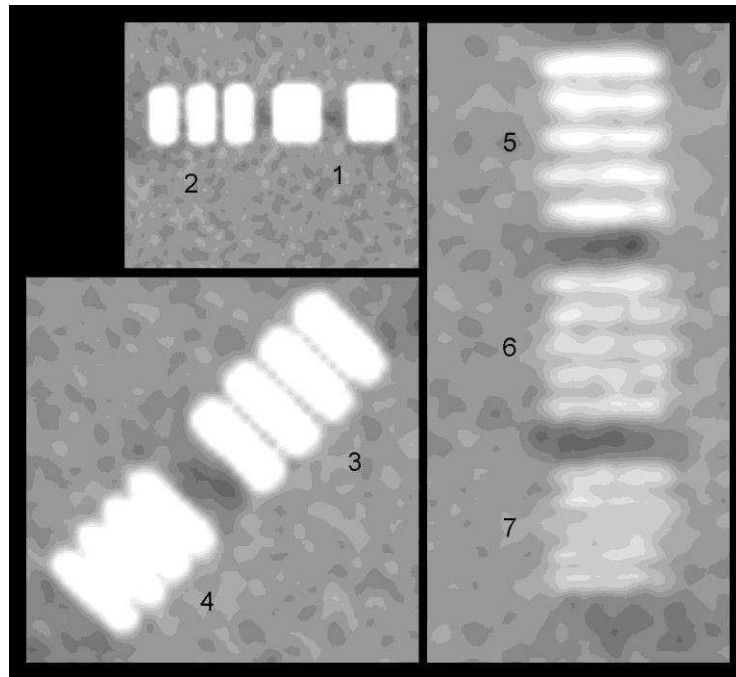


Figura IV.13.2 – Grupos de pares de líneas por centímetro.

A continuación se muestra el modelo de registro de resultados.

Pares de líneas/cm	Verificación	Pares de líneas/cm	Verificación	Pares de líneas/cm	Verificación
1	Si	11	No	21	No
2	Si	12	No	22	No
3	Si	13	No	23	No
4	Si	14	No	24	No
5	Si	15	No	25	No
6	Si	16	No	26	No
7	No	17	No	27	No
8	No	18	No	28	No
9	No	19	No	29	No
10	No	20	No	30	No

Un método alternativo, y en principio más riguroso consiste en obtener el perfil de intensidad a través de cada conjunto de insertos. En el siguiente ejemplo fue considerada una imagen obtenida con los siguientes parámetros.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.45x0.45x2.00	120	300	FC23	240.00	230.62

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

La figura IV.13.3 muestra la línea roja a través de la cual se obtuvo el perfil y a la izquierda el perfil obtenido mediante el software Mipav. Debido a la orientación de los grupos de insertos, vertical, horizontal e inclinada, los valores que se obtienen no corresponden a un eje en particular como en la prueba TC-QA-012, sino que se evalúa la imagen en forma integral. Una alternativa para obtener la resolución en ambos ejes por separado consiste en adquirir una imagen, rotar el fantoma 45° y volver a adquirir, volver a rotar y adquirir nuevamente. De este modo se cuenta con 3 imágenes del módulo que se analizan en simultáneo, donde cada grupo de insertos aparece en alguna de las imágenes en posición horizontal y en otra en posición vertical.

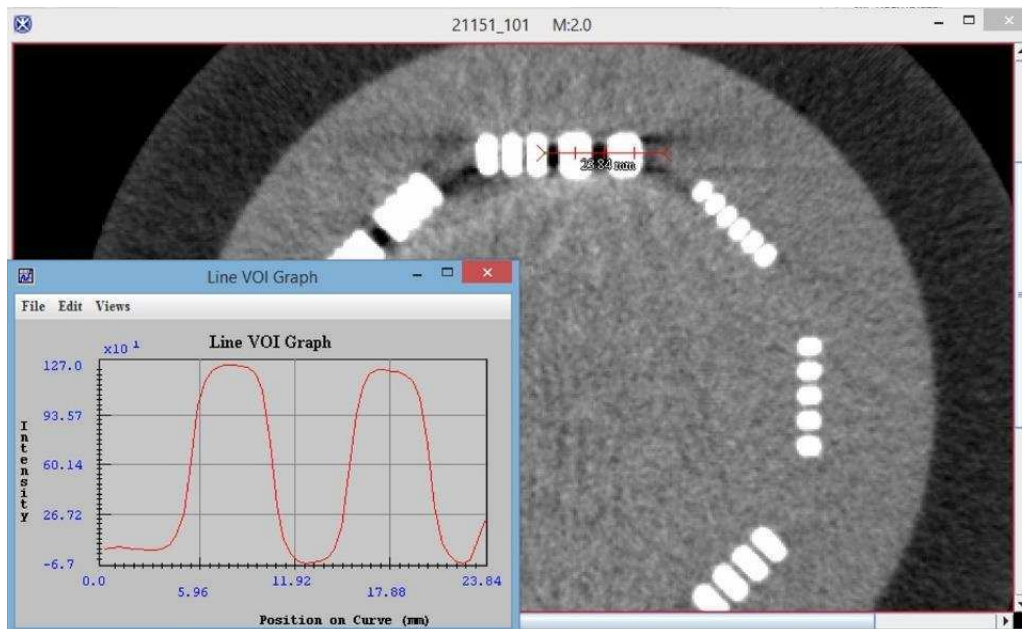


Figura IV.13.3 – Perfil de intensidad obtenido en el grupo de insertos de 1 par de líneas por centímetro.

Los datos crudos fueron exportados a Excel para su análisis y se graficó el perfil de intensidades, en HU, en función de la posición, en milímetros. Para cada grupo de insertos se identificaron las posiciones de los picos de intensidad. Por ejemplo, para el gráfico de 2 pl/cm, el primer pico se encuentra en $x_1=4.05$ mm y el último en $x_2=13.95$ mm, la diferencia entre ambas coordenadas es $x_2-x_1=9.90$ mm, y para este caso, corresponde a dos periodos completos de la gráfica, o sea, a 2 pares de líneas. Teniendo en cuenta esto, la resolución espacial medida se calcula con el cociente:

$$\text{Resolución espacial} \left(\frac{\text{pl}}{\text{cm}} \right) = \frac{x_2 - x_1 (\text{pl})}{x_2 - x_1 (\text{cm})} \quad (\text{IV.13.1})$$

Siguiendo con el ejemplo, se midió una resolución espacial para este grupo de insertos, de 2.02 pl/cm. Este valor difiere del teórico en 0.02 pl/cm, o sea, un 1.01%.

La imagen IV.13.4 muestra los gráficos de perfil de intensidad para los grupos de insertos desde 1 pl/cm hasta 9 pl/cm. A simple vista se observa que a medida que aumentan los pares de líneas por centímetro disminuye la amplitud de los picos, siguiendo con el ejemplo del gráfico de 2 pl/cm, la amplitud es de 1218 HU y para el caso de 9 pl/cm, la amplitud es tan solo 591 HU. En este último caso se observa que los picos no son fácilmente identificables, esto queda evidenciado en la tabla de registro de todas las mediciones mostrada al final, donde le corresponde una diferencia versus el valor teórico de resolución de 12.70%.

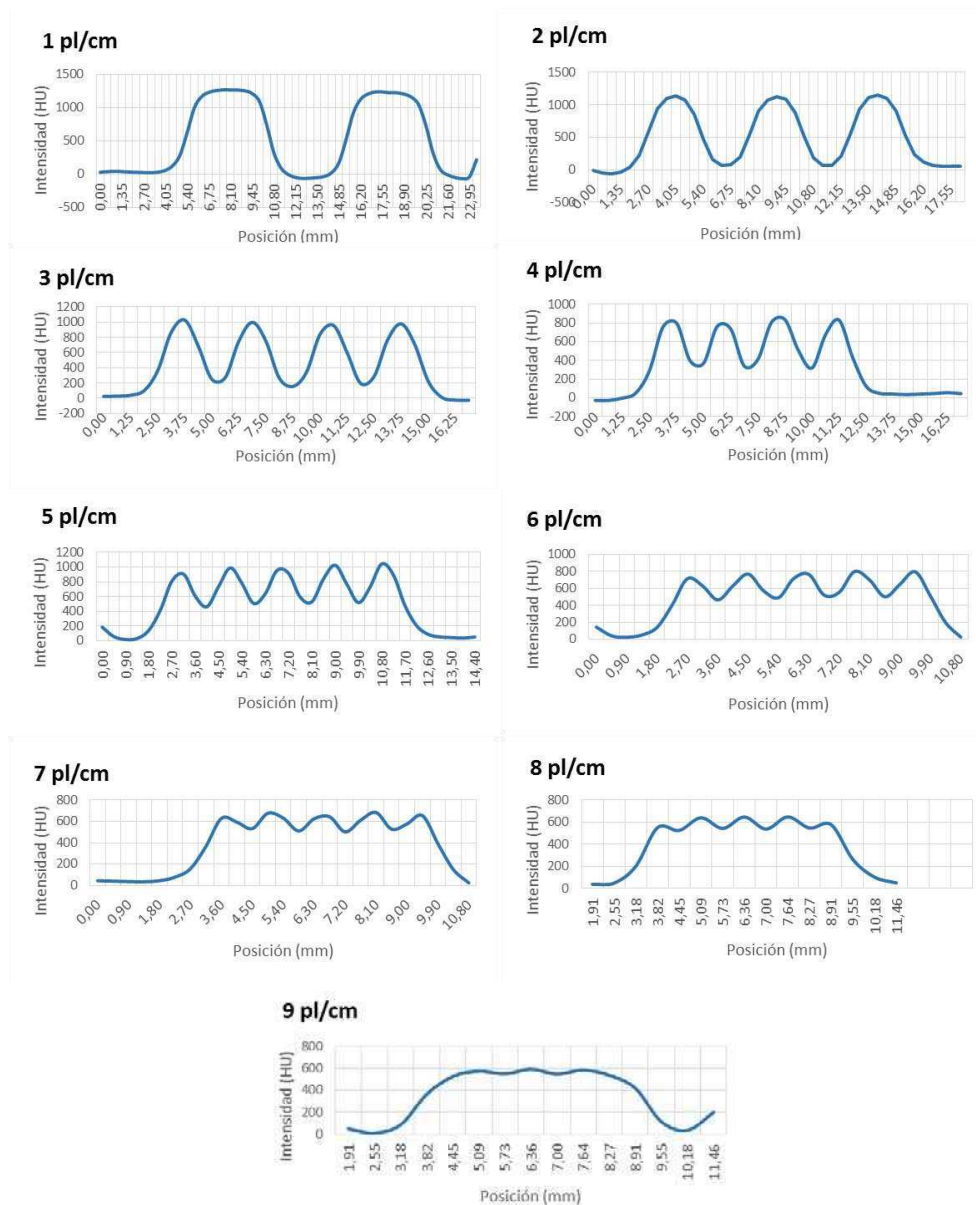


Figura IV.13.4 – Perfil de intensidad de los grupos de insertos de 1 a 9 pl/cm.

Grupo (pl/cm)	#CT max (HU)	#CT min (HU)	Rango #CT (HU)	x ₁ (mm)	x ₂ (mm)	x ₂ -x ₁ (mm)	x ₂ -x ₁ (pl)	Resolución (pl/cm)	Diferencia (pl/cm)	Diferencia (%)
1	1270	-67	1337	7,65	17,55	9,90	1,01	1,01	0,01	1,01%
2	1151	-67	1218	4,05	13,95	9,90	2,00	2,02	0,02	1,01%
3	1027	102	925	3,75	13,75	10,00	3,00	3,00	0,00	-0,02%
4	837	319	518	3,75	11,25	7,50	3,00	4,00	0,00	-0,02%
5	1043	463	580	3,15	10,80	7,65	4,00	5,23	0,23	4,58%
6	799	464	335	2,70	9,45	6,75	4,00	5,93	-0,07	-1,23%
7	685	502	183	3,60	9,45	5,85	4,00	6,84	-0,16	-2,32%
8	648	537	111	5,09	7,64	2,55	2,00	7,86	-0,14	-1,79%
9	591	547	44	5,09	7,64	2,55	2,00	7,86	-1,14	-12,70%

Si bien no se cuenta con tolerancias descriptas en bibliografía para este parámetro, en base a los resultados obtenidos podría adoptarse $\pm 5\%$, lo que implica que la resolución espacial obtenida en esta prueba es de 8 pl/cm.

TC-QA 014 Resolución espacial mediante MTF de patrón de líneas

Objetivo	Asegurar que la resolución espacial de una imagen reconstruida cumple con los estándares del fabricante.
Tolerancias	Un patrón de 6 pl/cm debe ser claramente resuelto para las exploraciones de referencia de cabeza y abdomen adulto. Un patrón de 10 pl/cm debe ser claramente resuelto para la exploración de referencia de tórax alta resolución adulto.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro
Referencias	[6, 12, 24]

Como se expuso en el capítulo III, en los equipos que no disponen de maniquí o programas para el cálculo de la MTF (Función de Transferencia en Modulación), se puede aplicar el procedimiento de determinación de la MTF a partir de la DTP (desviación típica del patrón) de una ROI inscrita dentro la imagen del patrón de barras del módulo CTP714 del fantoma, descrito en el trabajo de Droege, R., 1982 [6].

Fue analizada una imagen del módulo CTP714 obtenida con los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro Std	Axial	0.47x0.47x0.50	120	300	FC23	320.00	241.25

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Mediante la utilización del software Mipav, en primer lugar se obtiene el ruido N_{aluminio} midiendo la desviación típica de una ROI de material homogéneo en un inserto correspondiente a 1 pl/cm, ya que este inserto es el de mayores dimensiones, el resultado es 35.18 HU. De la misma forma se obtiene N_{fondo} con uno ROI cercana al inserto y de iguales dimensiones que la ROI anterior, el resultado es 5.07 HU. La siguiente imagen muestra el procedimiento de obtención de estos valores mediante Mipav.

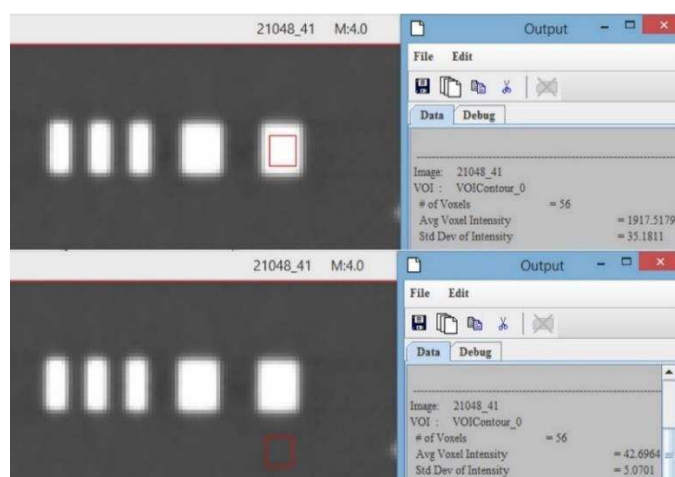


Figura IV.14.1 – Imagen de patrón de barras para cálculo de MTF. Arriba: ROI inscrita en el inserto de 1pl/cm. Abajo: ROI en fondo de uretano.

En forma análoga a la ecuación II.8.7 se obtiene la expresión IV.14.1 adaptando el modelo al maniquí que se está comisionando, y se calcula el resultado con los valores de desvío estándar obtenidos con las ROIs de inserto y del fondo.

$$N^2 = \frac{(N_{\text{aluminio}}^2 + N_{\text{fondo}}^2)}{2} = \frac{(35.18 (HU))^2 + (5.07 (HU))^2}{2} = 631.71 (HU^2) \quad (IV.14.1)$$

A continuación, a partir de la ecuación II.8.8 se calcula M_0 con los valores de intensidad media obtenidos en la figura IV.14.1.

$$M_0 = \frac{|CT_{\text{aluminio}} - CT_{\text{fondo}}|}{2} = \frac{|1917.52 (HU) - 42.70 (HU)|}{2} = 937.41 (HU) \quad (IV.14.2)$$

La MTF para cada una de las frecuencias espaciales presentes en el maniquí de barras se calcula empleando la ecuación II.8.5, para esto debe hallarse con anterioridad $M(f)$, que es el valor de la desviación típica de una ROI ajustada al máximo tamaño posible dentro de la imagen del patrón de barras corregido por el valor de ruido. En otras palabras, para cada frecuencia o grupo de insertos, se utiliza una ROI, como ejemplo se muestra el caso de 3 pl/cm en la siguiente figura.

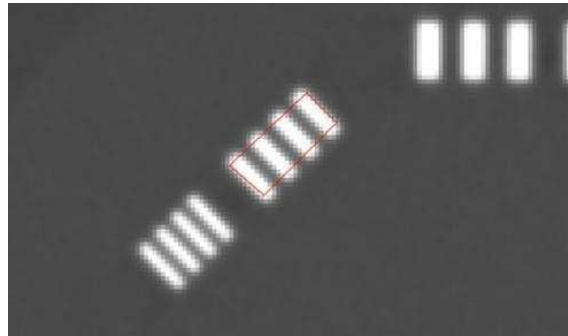


Figura IV.14.2 – ROI inscrita en el inserto de 3pl/cm, ajusta al máximo tamaño posible.

Los valores hallados para el caso de 3 pl/cm mostrado fueron número CT medio de 1219.05 HU y desvío estándar $M' = 592.64$ HU. Con estos valores se aplica la ecuación II.8.6 de la siguiente manera:

$$M(f) = \sqrt{M'^2 - N^2} = \sqrt{(592.64 (HU))^2 - 631.71 (HU^2)} = 592.11 (HU) \quad (IV.14.3)$$

Finalmente se obtiene el valor de MTF para esa frecuencia a partir de la ecuación II.8.5, reemplazando los resultados anteriores:

$$MTF(f) = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \times \frac{M(f)}{M_0} \quad (II.8.5)$$

$$MTF(3) = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \times \frac{M(3)}{M_0} = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \times \frac{592.11 (HU)}{937.41 (HU)} = 0.70 \quad (IV.14.4)$$

A continuación se muestra el modelo de registro con los valores obtenidos para el resto de las frecuencias.

Frecuencia (pl/cm)	#Ctmedio (HU)	M' (HU)	M (HU)	MTF
1	1247,66	832,62	832,24	0,99
2	1193,11	761,03	760,61	0,90
3	1219,05	592,64	592,11	0,70
4	1176,60	426,45	425,71	0,50
5	1157,33	328,13	327,17	0,39
6	1117,11	250,54	249,28	0,30
7	1083,72	207,56	206,03	0,24
8	1122,37	117,25	114,53	0,14
9	1139,27	82,52	78,60	0,09
10	1131,62	55,00	48,92	0,06
11	1109,56	56,73	50,86	0,06
12	1048,17	37,30	27,56	0,03
13	1006,96	37,95	28,43	0,03
14	990,55	24,67	#¡NUM!	#¡NUM!
15				
16				

Cabe aclarar que, en este caso, a partir de 14 pl/cm el valor de M^2 es menor que N^2 , y por lo tanto, el resultado de la expresión IV.14.3 es un número complejo. El gráfico de MTF obtenido se muestra en la siguiente figura.

La frecuencia de Nyquist se calcula empleando la ecuación IV.10.6, la cual, para un ancho de pixel de 0.47 mm da un resultado de 10.64 pl/cm. La misma se indica en rojo en el gráfico de la figura IV.14.3.

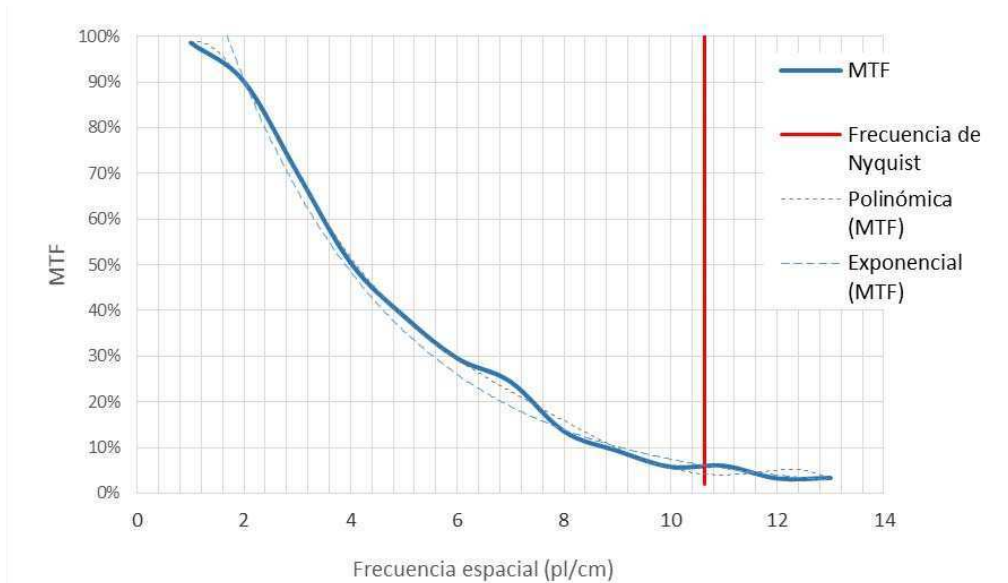


Figura IV.14.3 – Gráfico de MTF(f).

La gráfica fue aproximada mediante una función exponencial y una polinómica de grado 6, cuyos coeficientes de correlación resultaron $R^2=0.9842$ y $R^2=0.9985$, respectivamente. Las ecuaciones se muestran a continuación.

$$y = 1.689e^{-0.312x} \tag{IV.14.5}$$

$$y = -1 \times 10^{-5}x^6 + 6 \times 10^{-4}x^5 - 1.07 \times 10^{-2}x^4 + 9.14 \times 10^{-2}x^3 - 3.84 \times 10^{-1}x^2 + 0.56x + 0.73 \tag{IV.14.6}$$

Empleando estas expresiones se calculan los valores notables de frecuencia espacial: 50%, 10% y 2%.

MTF	Exponencial	Polinómica
50%	3,90	4,00
10%	9,06	8,60
2%	14,22	12,28

Sólo a los fines de validar el método, se comparan estos resultados frente a la MTF obtenida para el mismo escáner pero mediante análisis de fuente puntual del módulo CTP682 utilizando el software QALite.

QALite	Frecuencia (pl/cm)			
	Imagen 1	Imagen 2	Imagen 3	Promedio
50%	3,06	3,59	3,18	3,28
10%	7,06	7,68	7,18	7,31
2%	16,18	16,12	10,24	14,18

Se aprecia que los valores de referencia son del mismo orden que los calculados anteriormente. A continuación se muestran los gráficos de MTF obtenidos mediante el software QALite.

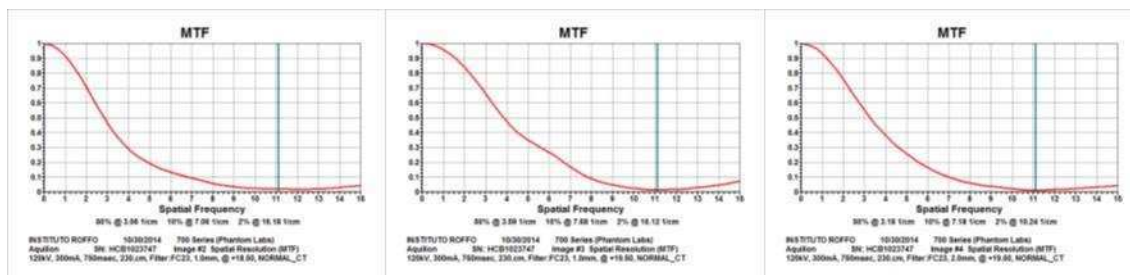


Figura IV.14.4 – Gráfico de MTF obtenido mediante software QALite.

TC-QA 015 Resolución de bajo contraste

Objetivo	Determinar la capacidad del sistema para discriminar objetos de bajo contraste.
Tolerancias	Contraste 0,3% (3 HU): 13 mm de diámetro. Contraste 0,5% (5 HU): 8 mm de diámetro. Contraste 1,0% (10 HU): 4 mm de diámetro.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro
Referencias	[12, 24, 29]

Como recomendación del fabricante del maniquí, debido a que los contrastes de los insertos son nominales, deben determinarse los contrastes reales antes de probar las especificaciones de rendimiento de contraste.

Se realizó un escaneo del módulo CTP515 con los siguientes parámetros.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro	Axial	0.47x0.47x0.50	120	300	FC23	320.00	241.25

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Se selecciona la imagen del corte central del módulo que se muestra a continuación.

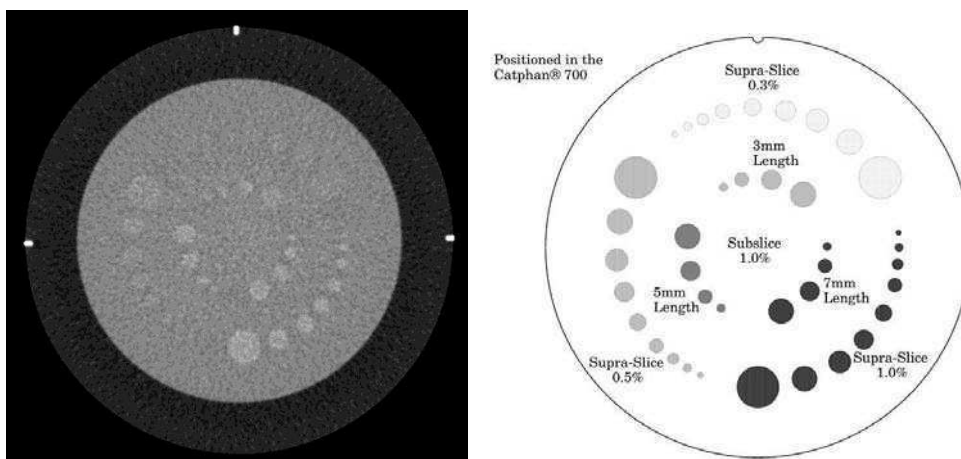


Figura IV.15.1 – Módulo CTP515. Izq. Imagen para evaluación de bajo contraste. Der. Esquema de la disposición de los insertos.

Mediante la herramienta ROI en el software Mipav, se obtiene el número de CT medio y la desviación estándar en tres ubicaciones diferentes del fondo. Las ROIs no deben incluir bordes del maniquí ni de los insertos y deben ser al menos de 4x4 píxeles de diámetro. A continuación se muestran los valores obtenidos.

Fondo	#CT (HU)	Desvío (HU)
L1	41,30	4,99
L2	38,78	4,02
L3	41,15	4,06
Promedio	40,41	4,36

Luego se obtiene el número de CT medio y la desviación estándar del inserto supra-slice de mayor diámetro de cada uno de los contrastes, realizando 3 mediciones de cada uno. En el siguiente registro fue calculado el promedio de las tres lecturas, luego, el contraste real absoluto en HU resulta de la diferencia del promedio de las lecturas y el valor de número CT de fondo obtenido anteriormente (40.41 HU). Los contrastes reales en porcentaje se calculan teniendo en cuenta que 10 HU equivalen a 1%.

Targets	1% #CT (HU)	0,5% #CT (HU)	0,3% #CT (HU)
L1	51,16	45,53	43,87
L2	51,03	46,79	43,71
L3	50,81	46,65	43,75
Promedio	51,00	46,32	43,77
Contraste real absoluto (HU)	10,59	5,92	3,37
Contraste real (%)	1,06	0,59	0,34

A continuación fue realizada una inspección visual de la misma imagen con el objetivo de verificar si cada uno de los insertos es discernible o no. El registro de dicha inspección es el siguiente:

Inspección visual

Diámetro (mm)	Contraste nominal 1%	Contraste nominal 0,5%	Contraste nominal 0,3%
15,0	Discernible	Discernible	Discernible
9,0	Discernible	Discernible	Discernible
8,0	Discernible	Discernible	Discernible
7,0	Discernible	Discernible	No discernible
6,0	Discernible	Discernible	No discernible
5,0	Discernible	No discernible	No discernible
4,0	Discernible	No discernible	No discernible
3,0	Discernible	No discernible	No discernible
2,0	No discernible	No discernible	No discernible

Teniendo en cuenta las tolerancias planteadas al principio, 4 mm para 1% de contraste, 8 mm para 0.5% y 13 mm para 0.3%, la prueba arroja un resultado favorable.

En la siguiente figura se muestra la curva de contraste en función del mínimo diámetro discernible, la cual ha sido extrapolada mediante una función exponencial con un factor de correlación $R^2=0.9992$. La utilidad del gráfico radica en que pueden determinarse los diámetros

mínimos discernibles para otros valores de contraste, o dicho de otro modo, serán detectables todas las combinaciones de contraste y diámetro que queden por encima de la curva.

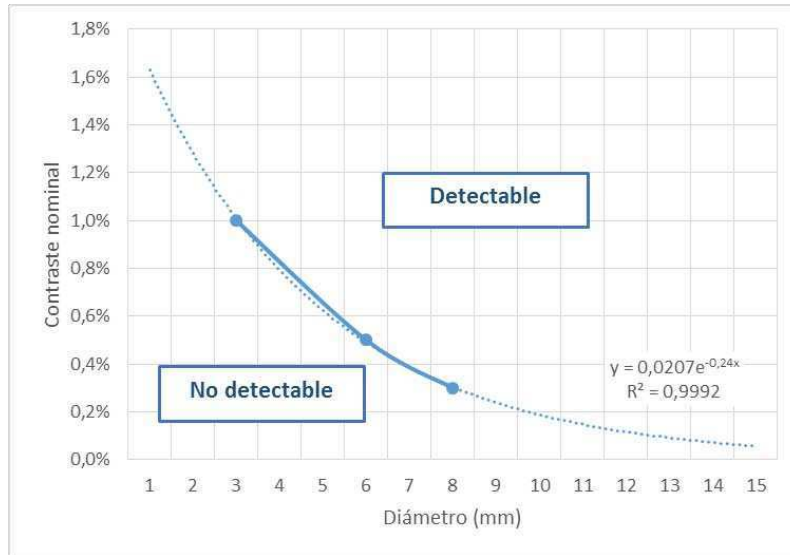


Figura IV.15.2 – Curva de contraste en función del mínimo diámetro discernible. Serán detectables todas las combinaciones de diámetro y contraste que queden por encima de la curva.

Cabe aclarar que estos valores dependen además de la dosis de radiación, a mayores niveles de dosis se pueden obtener mejores contrastes pero es necesario evaluar la justificación de un aumento en función de las estructuras que se pretendan visualizar.

Debido a la dificultad de la medición de la resolución de bajo contraste y la subjetividad de la inspección visual, el fabricante del maniquí recomienda el modelo Rose, el cual ha sido utilizado como base en el algoritmo Image Owl. Este modelo se basa en el contraste, el diámetro de los insertos y los niveles de ruido de la exploración. Específicamente, a partir de este modelo, un objetivo se considera detectable o discernible cuando el # CT del inserto es considerablemente mayor que el ruido (2 a 5 veces).

En primer lugar, fue generada una ROI en las inmediaciones de cada uno de los insertos con el objetivo de hallar el valor de número CT de fondo y su desviación estándar para cada caso. Esto se muestra en la figura IV.15.4, la ROI generada corresponde a la circunferencia verde.

A continuación, se realiza un perfil de intensidad a través de un target, como se muestra en la parte superior de la siguiente figura, se obtienen gráficos como los que se muestran en la misma imagen: el caso ideal sin ruido y a la derecha un perfil con nivel normal de ruido y una muy ruidosa.

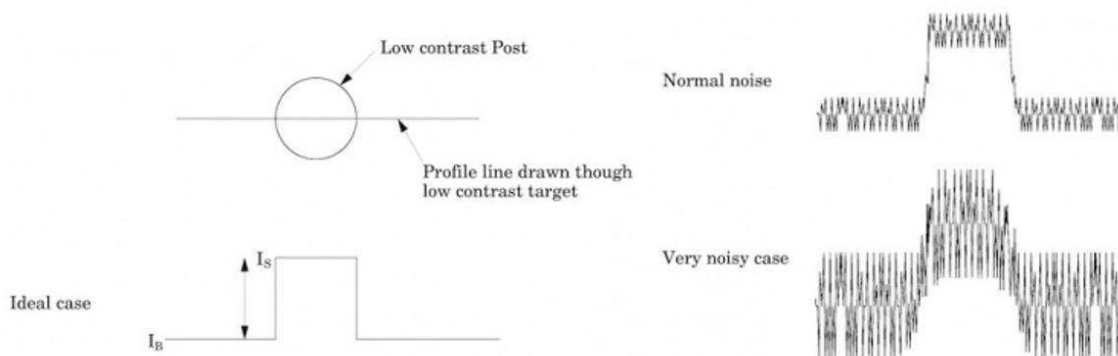


Figura IV.15.3 – Perfil de intensidad a través de un target. Caso ideal sin ruido y casos con ruido normal y en exceso.

La figura IV.15.4 muestra una ROI cercana al inserto de 9 mm de diámetro y contraste del 1%, en anaranjado la línea a través de la cual se grafica el perfil de intensidad.

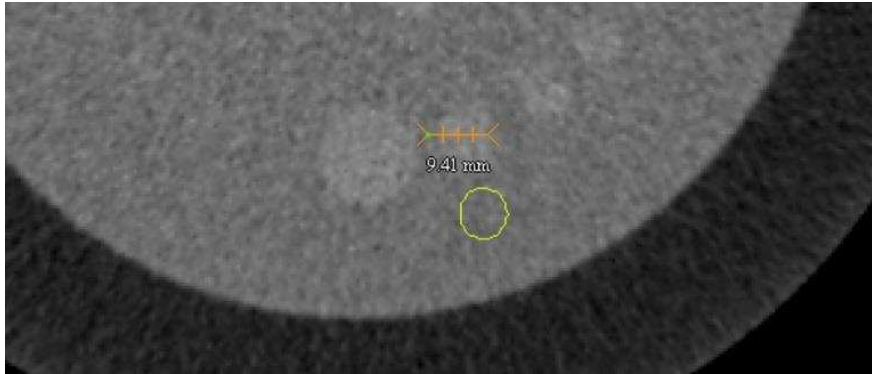


Figura IV.15.4 – Módulo CTP515. ROI circular en verde para determinación de valores de fondo. En anaranjado se muestra la línea a través de la cual se grafica el perfil de intensidad.

La figura IV.15.5 muestra los perfiles de intensidad a través de los insertos analizados de 1% de contraste.

Para estimar el ruido en el área de los objetivos o insertos, se observa que el ruido blanco disminuye por la raíz cuadrada del número de píxeles en el perfil. Si la desviación estándar del perfil de intensidad de la señal es SD_s , entonces el ruido en el área del inserto es de aproximadamente SD_s / \sqrt{N} ; donde N es el número de píxeles del área completa del inserto circular. Por ejemplo, el área del inserto de 15 mm de diámetro es de 176.71 mm^2 , que equivale a 796.58 píxeles, el desvío estándar de la intensidad del perfil de este inserto es 2.84 HU y por lo tanto, el ruido en el área es $2.84 / \sqrt{796.58} = 0.10 \text{ HU}$. El contraste se calcula como la diferencia entre el valor medio de intensidad del inserto y del fondo, o sea, $52.68 \text{ HU} - 38.71 \text{ HU} = 13.96 \text{ HU}$. Para finalizar se calcula la relación $\text{Contraste/Ruido} = 13.96 \text{ HU} / 0.10 \text{ HU} = 138.55$, un valor tan elevado de relación implica que el inserto es fácilmente identificable, ya que el contraste entre el inserto y el fondo es mucho mayor al ruido presente.

Como se observa en los registros a continuación, a medida que disminuye el diámetro de los insertos también lo hace la relación contraste a ruido, y como se dijo anteriormente, un inserto es detectable o discernible cuando esta relación es mayor que 2 a 5 veces.

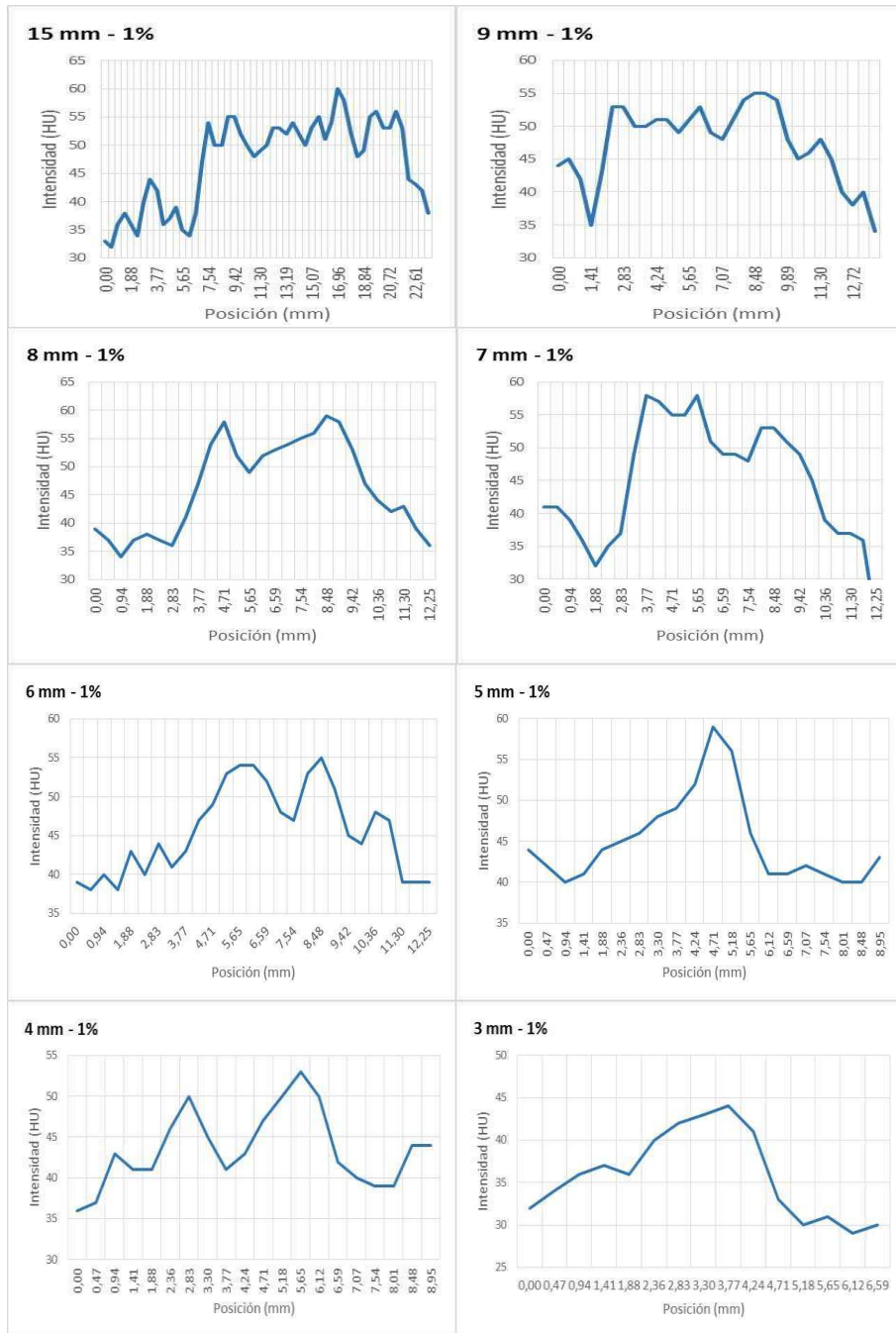


Figura IV.15.5 – Perfil de intensidad a través de los insertos de 1% de contraste.

Como se observa en los registros a continuación, a medida que disminuye el diámetro de los insertos también lo hace la relación contraste a ruido, y como se dijo anteriormente, un inserto es detectable o discernible cuando esta relación es mayor que 2 a 5 veces.

Diámetro (mm)	Area (mm)	Lado de pixel (mm)	Área N (pix)	Contraste nominal (%)	Contraste (HU)	CT _B (HU)	SD _B (HU)	CT _S (HU)	SD _S (HU)	Contraste CTS-CTB (HU)	Ruido SD _S /vN (HU)	Contraste /Ruido
15	176,71	0,47	796,58	1	10,59	38,71	4,19	52,68	2,84	13,96	0,10	138,55
9	63,62	0,47	286,77	1	10,59	38,66	3,85	50,70	2,89	12,04	0,17	70,67
8	50,27	0,47	226,58	1	10,59	37,65	3,51	50,94	5,74	13,29	0,38	34,83
7	38,48	0,47	173,48	1	10,59	39,04	3,71	51,19	5,02	12,15	0,38	31,86
6	28,27	0,47	127,45	1	10,59	39,28	3,87	50,00	3,59	10,72	0,32	33,68
5	19,63	0,47	88,51	1	10,59	39,37	3,89	46,82	6,62	7,45	0,70	10,60
4	12,57	0,47	56,65	1	10,59	39,51	3,83	46,70	4,00	7,19	0,53	13,52
3	7,07	0,47	31,86	1	10,59	39,92	3,21	39,86	3,98	-0,06	0,70	-0,09
2	3,14	0,47	14,16	1	10,59	38,71	4,19					

Teniendo en cuenta esto y los valores obtenidos se deduce que el inserto más pequeño discernible sería el de 4 mm de diámetro, ya que el de 3 mm de diámetro presenta una relación de -0.090, por debajo de lo requerido.

Del mismo modo fueron hallados los perfiles de los insertos de contraste nominal 0.5%, y los resultados obtenidos se encuentran a continuación

Diámetro (mm)	Area (mm)	Lado de pixel (mm)	Área N (pix)	Contraste nominal (%)	Contraste (HU)	CT _B (HU)	SD _B (HU)	CT _S (HU)	SD _S (HU)	Contraste CTS-CTB (HU)	Ruido SD _S /vN (HU)	Contraste /Ruido
15	176,71	0,47	796,58	0,50	5,92	39,55	4,73	47,88	3,75	8,33	0,13	62,74
9	63,62	0,47	286,77	0,50	5,92	39,57	4,36	47,60	4,41	8,03	0,26	30,85
8	50,27	0,47	226,58	0,50	5,92	39,03	4,80	46,39	2,50	7,36	0,17	44,30
7	38,48	0,47	173,48	0,50	5,92	39,50	4,44	45,31	2,06	5,81	0,16	37,23
6	28,27	0,47	127,45	0,50	5,92	39,45	4,40	43,50	3,35	4,05	0,30	13,65
5	19,63	0,47	88,51	0,50	5,92	39,11	4,19	42,09	3,94	2,98	0,42	7,12
4	12,57	0,47	56,65	0,50	5,92	38,82	4,28	41,00	8,84	2,18	1,18	1,85
3	7,07	0,47	31,86	0,50	5,92	39,61	4,32					
2	3,14	0,47	14,16	0,50	5,92	39,55	4,13					

Según la inspección visual hecha previamente, el inserto discernible más pequeño para este contraste tiene 6 mm de diámetro, al cual le corresponde una relación contraste a ruido de 13.65. Como este valor es elevado (mayor a 5), se analiza el siguiente inserto, de 5 mm de diámetro, conociendo su ubicación y a través de los perfiles, aunque no se aprecie con toda claridad.

En el caso del inserto de 4 mm de diámetro también fue localizado a través de su ubicación teórica y los perfiles, y es el primero en presentar una relación por debajo de 2, y por lo tanto es el primero en considerarse no discernible. De este modo, el menor diámetro discernible es 5 mm, lo cual está dentro de la tolerancia de 8 mm, y la prueba resulta satisfactoria o conforme.

Del mismo modo se analizan los insertos de 0.3% de contraste y se muestra el registro. En este caso, si bien la relación contraste a ruido del último perfil analizado es 5.46 resultó bastante dificultoso hallarlo no pudiéndose analizar el inserto siguiente.

Diámetro (mm)	Area (mm)	Lado de pixel (mm)	Área N (pix)	Contraste nominal (%)	Contraste (HU)	CT _B (HU)	SD _B (HU)	CT _S (HU)	SD _S (HU)	Contraste CTS-CTB (HU)	Ruido SD _S /vN (HU)	Contraste /Ruido
15	176,71	0,47	796,58	0,3	3,37	39,50	4,73	46,09	3,61	6,59	0,13	51,55
9	63,62	0,47	286,77	0,3	3,37	39,33	4,60	42,25	4,68	2,92	0,28	10,55
8	50,27	0,47	226,58	0,3	3,37	40,43	4,82	45,11	12,91	4,68	0,86	5,46

La tolerancia planteada para este contraste es de 13 mm, por lo que resulta satisfactoria o conforme.

Se recomienda repetir los procedimientos aumentando el ancho de corte a 8 mm para la evaluación de los contrastes de los insertos sub-slice.

TC-QA 016 Exactitud de número CT, ruido, uniformidad y artefactos de imagen

Objetivo	Evaluar la exactitud del valor medio del número CT, el nivel de ruido, la uniformidad y presencia de artefactos en la imagen.
Tolerancias	#CTmedio: ± 5 HU del valor de referencia. Nivel de ruido: $\pm 25\%$. Uniformidad: ± 10 UH. Artefactos: no deben observarse artefactos que puedan comprometer la fiabilidad del diagnóstico.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12, 24, 25]

Se realizó un escaneo del módulo CTP712 con los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Cerebro	Axial	0.59x0.59x1.20	130	200	H31s	500.08	300.00

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Mediante la utilización del software Mipav se selecciona una ROI de al menos 500 mm² en la zona central de la imagen del fantoma y se registran el valor medio del número CT y la desviación estándar (SD), como se muestra en la siguiente figura. El procedimiento se repite para obtener 3 lecturas y su promedio.

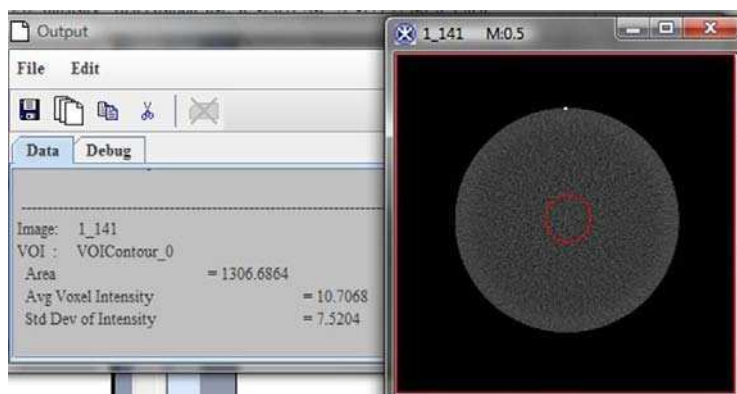


Figura IV.16.1 – Módulo CTP712. Medición de uniformidad de la imagen.

Luego se seleccionan 4 ROIs en la periferia (posiciones de las manecillas del reloj correspondientes a 3, 6, 9 y 12 horas), como se muestra en la figura IV.16.2, y se registran los valores medios de los números CT y su correspondiente desviación estándar (3 lecturas de cada uno). Debido a los efectos de contorno del escáner, cada ROI debe seleccionarse a unos 2 cm desde el borde del módulo de prueba. Las ROIs seleccionadas deben contener al menos 100 píxeles y no deben solaparse con la ROI del centro.

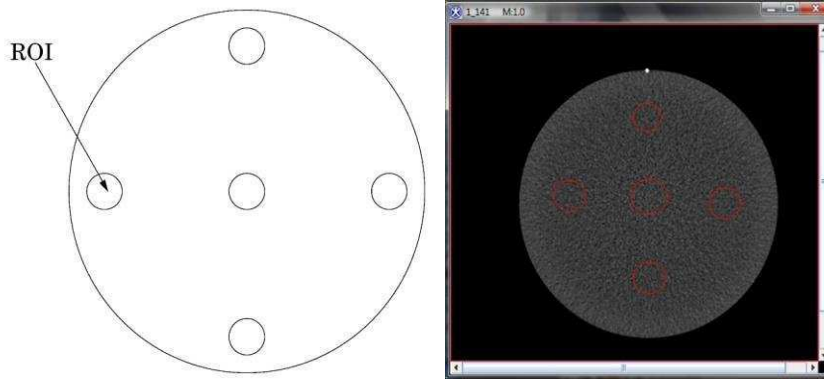


Figura IV.16.2 CTP712 Uniformidad de imagen. Esquema e imagen real con ROIs central y periféricos

A continuación se muestra el registro de los valores obtenidos.

ROI	#CT medio				SD			
	L1	L2	L3	Promedio	L1	L2	L3	Promedio
Central	10,71	10,85	10,52	10,70	7,52	6,35	7,07	6,98
3	10,09	10,02	10,12	10,08	5,87	5,46	5,96	5,76
6	10,08	10,19	10,06	10,11	6,01	6,06	5,99	6,02
9	10,23	10,65	10,90	10,59	6,06	6,03	5,99	6,03
12	11,47	11,02	10,98	11,16	7,32	6,12	6,47	6,64

Para evaluar el valor medio de número CT se utiliza la siguiente expresión:

$$\Delta CT = CT_{\text{central}} - CT_{\text{nominal}} \quad (\text{IV.16.1})$$

Donde CT_{central} es el valor medio del número CT de la ROI central de interés (el promedio de las 3 lecturas) y CT_{nominal} es el número CT nominal correspondiente al material del fantoma. Según la especificación del fabricante, los números CT registrados para este módulo suelen oscilar entre 5 a 18 HU, por lo que tomamos el valor promedio de 11,5 HU.

$$\Delta CT = CT_{\text{central}} - CT_{\text{nominal}} = 10,70 \text{ HU} - 11,5 \text{ HU} = -0,80 \text{ HU} \quad (\text{IV.16.2})$$

El valor hallado se encuentra dentro de la tolerancia especificada de ± 5 HU respecto del valor nominal o de referencia.

El nivel de ruido (N) se obtiene de la siguiente manera:

$$N = (SD_{\text{central}}/1000) \times 100 = (6.98/1000) \times 100 = 0,70 \% \quad (\text{IV.16.3})$$

Donde 1000 corresponde a la diferencia de los valores nominales de números CT para agua y aire, y SD_{central} corresponde a la desviación estándar promedio de los números CT en la región central.

El valor hallado se encuentra dentro de la tolerancia especificada de ± 25 %.

La uniformidad de número CT (U_{CT}) se calcula para cada una de las ROIs periféricas mediante la siguiente expresión:

$$U_{CTi} = CT_i - CT_{\text{central}} \quad (\text{IV.16.4})$$

Donde CT_i es el valor medio del número CT de cada una de las regiones de interés en la periferia (el promedio de las 3 lecturas). Por ejemplo, la uniformidad en la posición 3 se calcula haciendo la diferencia entre 10.08 HU y 10.70 HU, lo cual da como resultado -0.62 HU.

La presencia de artefactos se evalúa visualmente y se registra. Para que el resultado de la prueba sea favorable no deben observarse artefactos que puedan comprometer la fiabilidad del diagnóstico. En el caso de esta imagen no se observan artefactos.

En la siguiente tabla se muestran todos los resultados obtenidos calculados mediante la planilla de registro.

Parámetro	Ecuación	Tolerancia	Resultado
CT medio (HU)	$\Delta CT = CT_{\text{central}} - CT_{\text{nominal}}$	±5 HU	-0,80
Ruido (%)	$(SD_{\text{central}}/1000) \times 100$	±25%	0,70%
Uniformidad (HU)	$U_{CT3} = CT_3 - CT_{\text{central}}$	±10 UH	-0,62
	$U_{CT6} = CT_6 - CT_{\text{central}}$		-0,58
	$U_{CT9} = CT_9 - CT_{\text{central}}$		-0,10
	$U_{CT12} = CT_{12} - CT_{\text{central}}$		0,46
Artefactos	Inspección visual	No deben observarse	No se observan

Un método alternativo y en principio, menos utilizado, para evaluar la uniformidad es a través de la fracción de uniformidad, la cual se define para los perfiles de intensidad horizontal y vertical, de la siguiente manera:

$$\text{Fracción de uniformidad} = \frac{\text{Píxeles dentro de tolerancia}}{\text{Píxeles totales}} \quad (\text{IV.16.5})$$

Para el cálculo se considera una imagen del módulo CTP712 con protocolo de abdomen.

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
Body Std	Axial	0.76x0.76x4.00	130	200	FC08	400.00	390.62

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido.

Mediante el software Mipav se obtienen los perfiles de intensidades para una línea horizontal y una vertical, centradas, como se muestra en la figura IV.16.3.

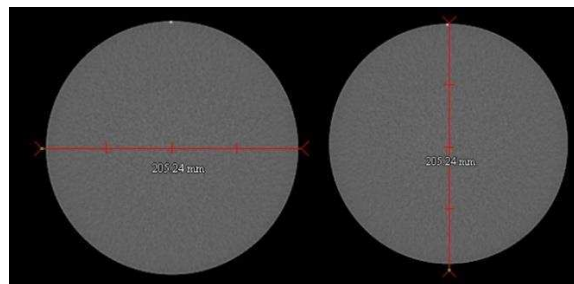


Figura IV.16.3 CTP712 Uniformidad de imagen. Líneas de a través de las cuales se obtienen los perfiles de intensidad horizontal y vertical.

Los perfiles de intensidad se muestran a continuación.



Figura IV.16.4 CTP712 Uniformidad de imagen. Perfiles de intensidad horizontal y vertical.

Luego se deben descartar los valores extremos de hasta 2 cm de los bordes del fantoma para evitar los efectos de contorno del escáner y calcular el número CT promedio y su correspondiente desvío estándar (SD), para cada uno de los perfiles. El rango de tolerancia se establece en ± 2 SD del valor CT medio. El registro de resultados se muestra a continuación, donde los pixeles incluidos dentro del rango resultaron en 200 y 204 para perfiles horizontal y vertical, respectivamente. Los pixeles totales son 214 en ambos casos.

	CT _{medio} (HU)	SD (HU)	CT _{medio} - 2SD (HU)	CT _{medio} +2SD (HU)	Pixeles incluidos	Pixeles totales	Fracción de uniformidad
Horizontal	4,05	6,31	-8,57	16,66	200	214	0,935
Vertical	4,22	6,60	-8,97	17,41	204	214	0,953

La misma imagen fue analizada mediante el software QALite, obteniéndose fracciones de uniformidad de 1.00 para ambos perfiles. La figura siguiente ilustra esto.

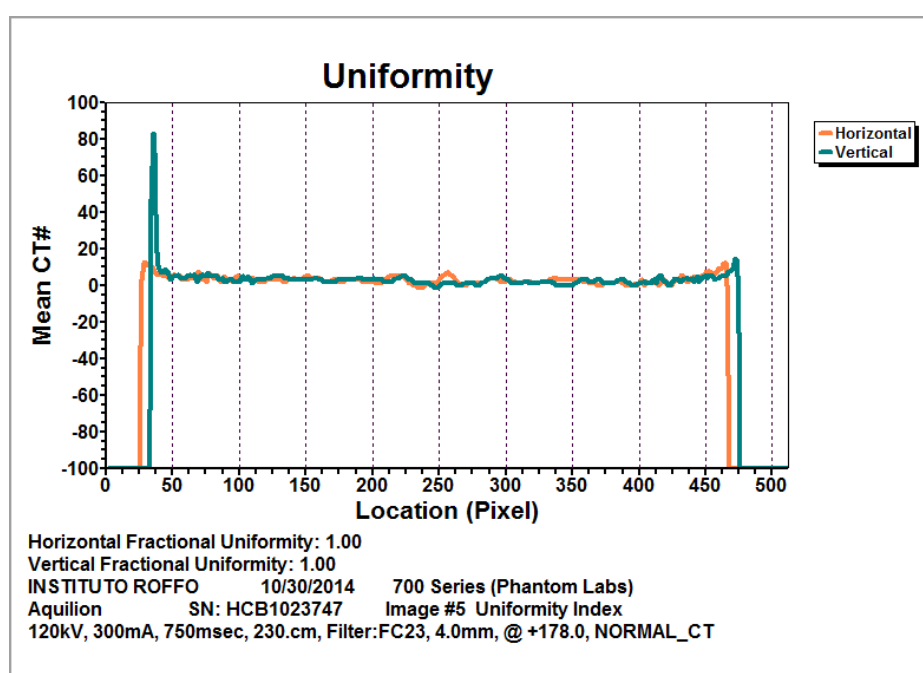


Figura IV.16.5 CTP712 Uniformidad de imagen. Perfiles de intensidad horizontal y vertical obtenidos mediante software QALite.

TC-QA 017 Consistencia 3D

Objetivo	Determinar visualmente la consistencia 3D del escáner.
Tolerancias	Debe observarse el patrón de entrecruzamiento sin artefactos.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[29]

Al realizar un scout o topograma del fantoma completo, se obtiene una imagen como la que se muestra a continuación, donde se puede apreciar una vista de perfil de cada uno de los módulos que componen el maniquí.

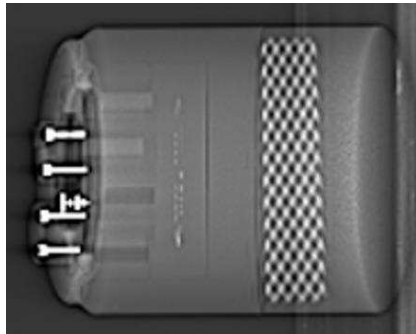


Figura IV.17.1 CTP721 Rampas de ondas. Topograma completo del maniquí.

A continuación se realiza una magnificación de la zona donde se encuentra el módulo de interés, obteniendo la imagen de la figura IV.17.2. Como se mencionó en el capítulo anterior, la imagen de panel de las rampas en un topograma, constituye un patrón para inspección visual de artefactos.

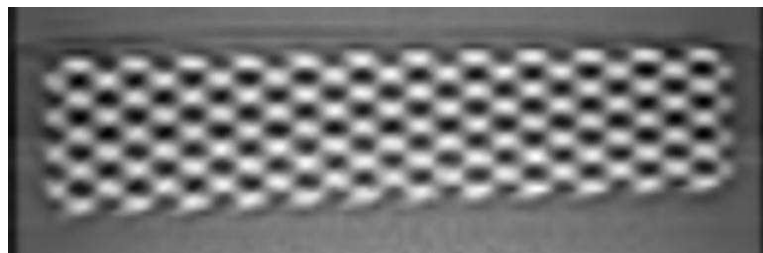


Figura IV.17.2 CTP721 Rampas de ondas. Topograma magnificado de la zona de rampas de ondas.

A simple vista se observa que no existen artefactos en la imagen de panel que puedan afectar la interpretación de la imagen, y la prueba se considera satisfactoria o conforme.

A continuación se muestran las imágenes tomográficas obtenidas con diferentes parámetros de adquisición

Protocolo	Modo	Voxel (mm ³)	kV	mA	Filtro	Scan FOV (mm)	Rec FOV (mm)
A- Body Std	Axial	0.76x0.76x4.00	120	90	FC08	400.00	390.62
B- Body Std	Axial	0.76x0.76x0.50	120	84	FC08	400.00	390.62
C- Cerebro Std	Axial	0.47x0.47x0.50	120	300	FC23	320.00	241.25

FOV = field of view. Scan = escaneado. Rec = reconstruido

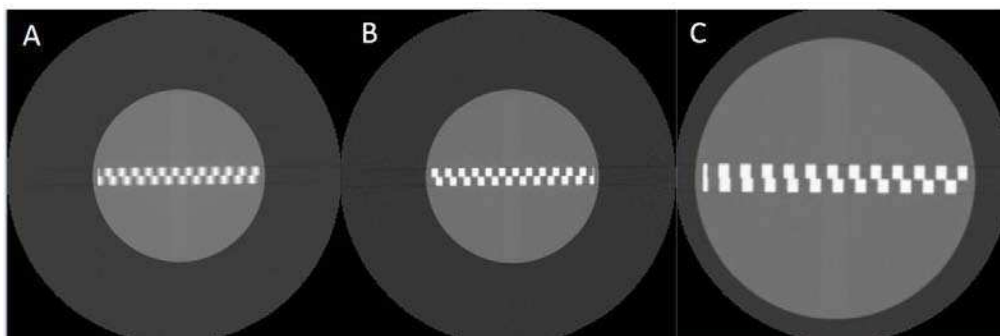


Figura IV.17.3 CTP721 Imágenes tomográficas de rampas de ondas. A: Protocolo de abdomen 4mm de ancho de corte. B: Protocolo de abdomen 0.5mm de ancho de corte. C: Protocolo de cerebro 0.5mm de ancho de corte.

Cuando se realiza un perfil a través del modelo de alternancia, la trama resultante revelará un intermedio entre una onda triangular y cuadrada. El patrón de la onda está influida tanto por el grosor del corte como por la resolución del escáner. Como se muestra en la figura III.5.4, a medida que el ancho de corte se acerca a 4.6 mm, se espera que el perfil de intensidad obtenido a través de la rampa sea comparable a una onda triangular; y a medida que el ancho de corte se disminuye y acerca a 0, se espera una onda cuadrada.

A las tres imágenes de la figura IV.17.3 se les graficó un perfil de intensidad mediante el software Mipav, como se muestra en la figura IV.17.4.

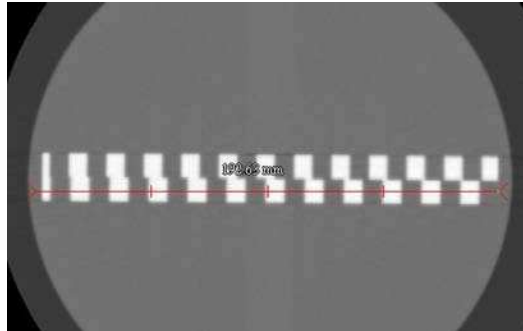


Figura IV.17.4 CTP721 Imagen de rampas de ondas. A través de la línea trazada en rojo se obtiene el perfil de intensidad.

A continuación se muestran los gráficos de perfiles de intensidad obtenidos.

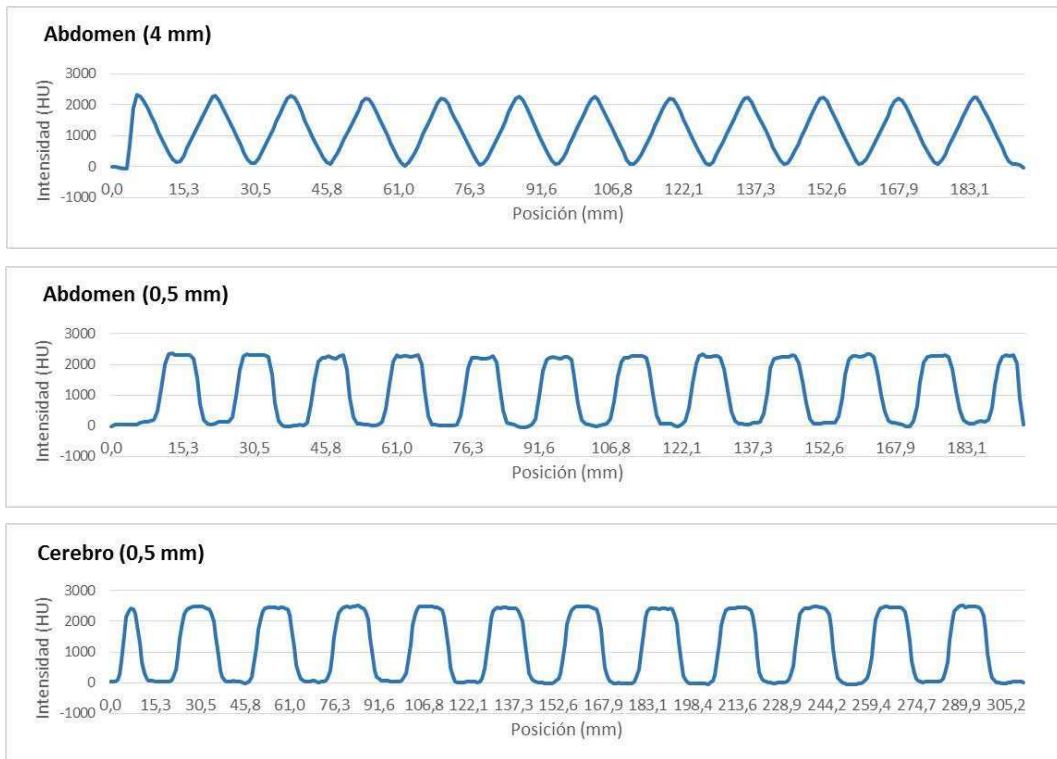


Figura IV.17.5 CTP721 Perfil de intensidad a través de imágenes de rampas de ondas. Arriba: Protocolo de abdomen 4mm de ancho de corte. Centro: Protocolo de abdomen 0.5mm de ancho de corte. Abajo: Protocolo de cerebro 0.5mm de ancho de corte.

La figura anterior ilustra además que a medida que disminuye el grosor de corte hacia una rebanada infinitamente delgada, la forma de la forma de onda correspondiente se acercaría a una onda cuadrada, con pendientes pronunciadas infinitamente y picos planos.

Debido a que este tipo de prueba no se encuentra documentada en los protocolos de referencia, no se cuenta con parámetros de evaluación de las ondas ni tolerancias, por lo tanto, se recomienda analizar un corte de entre 4 y 5 mm de espesor y otro menor o igual a 0.5 mm. Obtenido el perfil, se debe realizar una inspección visual de la forma de onda de cada caso.

El resultado de esta prueba es aprobado o conforme. El registro se muestra a continuación.

Ancho de corte (mm)	4,6
Tipo de onda	triangular

Ancho de corte (mm)	0,5
Tipo de onda	cuadrada

CAPÍTULO V: Dosimetría

Para la medición de parámetros dosimétricos fue utilizado un protocolo basado en las recomendaciones de IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 19.

Fue evaluado el tomógrafo perteneciente al Instituto de Oncología “Ángel H. Roffo” de la Ciudad Autónoma de Buenos Aires:

- Toshiba Aquilion 16 (SN HCB1023747).

En forma similar al capítulo anterior, para la identificación de las mediciones fue elegida una nomenclatura que contiene las siglas TC-D, cuyo significado es dosimetría en tomografía computada, seguido del número de prueba. Cabe aclarar que este tipo de nomenclatura debe ser revisada en cada centro donde se ponga en práctica, ya que debe ser adaptada al programa de aseguramiento de calidad vigente en el establecimiento.

TC-D 001 Índice de dosis en TC en volumen (CTDI_{vol})

Objetivo	Determinar el valor real CTDI _{vol} y compararlo con el valor nominal de consola y con los valores de referencia.
Tolerancias	La diferencia entre los valores medidos y los mostrados por el equipo deben ser $\leq 20\%$.
Valores de referencia	Cabeza: CTDI _{vol} < 60 mGy Abdomen: CTDI _{vol} < 35 mGy Tórax: CTDI _{vol} < 30 mGy
Equipamiento	Cámara de ionización tipo lápiz (marca PTW modelo Type 30009, 3.14cm ³) Electrómetro (marca PTW, modelo UNIDOS E) Fantomas de cabeza y de abdomen de acrílico (PMMA) para dosimetría en TC (16 cm y 32 cm de diámetro, respectivamente). Provisos de perforaciones cilíndricas para alojar la cámara de ionización en diferentes posiciones.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12, 24]

En primer lugar fue posicionado el fantoma de abdomen sobre la camilla, de modo que las luces de alineación superior y laterales coincidan con el eje central z del fantoma, el mismo fue fijado a la camilla mediante tela adhesiva para evitar variaciones de posicionamiento durante la prueba. A continuación, la cámara lápiz ya conectada al electrómetro, fue introducida en el orificio central del fantoma y fue verificada la alineación del centro de la cámara con los láseres, también en este caso los cables fueron fijados para evitar variaciones de posición, como se muestra en la figura V.1.1. Los cuatro orificios periféricos fueron completados con los cilindros de PMMA.

Se realizaron tres mediciones del índice de dosis empleando los siguientes parámetros de adquisición.

Protocolo	Modo	kV	mA	s	Colimación (nº x mm)	Pitch	Ancho de corte (mm)	Filtro	FOV (mm)	Matriz (pix)	CTDI _{vol} CONSOLA (mGy)
Cuerpo Std	Axial	120	250	0.5	4 x 8	NA	8	FC13	400	512x512	15.3

A continuación, la cámara fue insertada en una posición periférica y ocluido el orificio central; nuevamente se realizaron 3 lecturas. Esto fue repetido hasta completar los 4 orificios periféricos.

Las posiciones periféricas se nombran de manera similar a las horas 3, 6, 9 y 12 de un reloj convencional de agujas.



Figura V.1.1 Posicionamiento del fantoma de abdomen y de la cámara lápiz para mediciones de dosis.

A continuación se muestran los resultados obtenidos.

Protocolo: cuerpo estándar

Lectura	Centro	3	6	9	12
L1 (mGy cm)	21,76	49,75	40,84	49,38	47,94
L2 (mGy cm)	21,96	49,95	40,60	48,03	48,43
L3 (mGy cm)	21,60	55,03	41,06	47,99	58,73
Promedio (mGy cm)	21,77	48,14			

En la fila inferior de la tabla se calculan, por un lado, el promedio de las mediciones en la posición central (21.77 mGy cm), y por otro lado, el promedio de todas la mediciones realizadas con la cámara ubicada en posiciones periféricas (48.14 mGy cm).

Cabe aclarar que la cámara de ionización arroja los resultados en unidades mGy cm, que corresponden a la dosis en la longitud de la cámara, o sea, dosis por 10 cm.

Como se vio en el capítulo II, para determinar $CTDI_{100}$, el promedio de lecturas en la posición central se multiplica por la longitud de la cámara y se divide por el ancho del haz de radiación (ver ecuación II.9.2). En este caso, como la lectura del electrómetro (D_R) ya considera la longitud de la cámara, para determinar el $CTDI_{100}$ sólo de debe dividir por el ancho del haz de radiación (T), también llamado colimación ($4 \times 8 \text{ mm} = 32 \text{ mm}$). El resultado se muestra en la siguiente expresión.

$$CTDI_{100} = \frac{D_R}{T} = \frac{21.77 \text{ mGy cm}}{32 \text{ mm}} = 6.80 \text{ mGy} \quad (\text{V.1.1})$$

De la misma forma se calcula $CTDI_{100\text{perif}}$, a partir del promedio de la mediciones periféricas (horas 3, 6, 9 y 12 de un reloj convencional de agujas).

$$CTDI_{100\text{perif}} = \frac{D_R}{T} = \frac{48.14 \text{ mGy cm}}{32 \text{ mm}} = 15.05 \text{ mGy} \quad (\text{V.1.2})$$

Los valores hallados se utilizan para la obtención del $CTDI_w$ o ponderado o efectivo (ecuación II.9.3). El resultado se muestra en la siguiente expresión.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100} + \frac{2}{3}CTDI_{100\text{perif}} = 12.30 \text{ mGy} \quad (\text{V.1.3})$$

Como se trata de una exploración en modo axial de un único giro, el $CTDI$ de volumen ($CTDI_{vol}$) coincide con el $CTDI_w$.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w = 12.30 \text{ mGy} \quad (\text{V.1.4})$$

En forma similar al caso anterior, fue posicionado el fantoma de cabeza, como se muestra en la figura V.1.2.



Figura V.1.2 Posicionamiento del fantoma de cabeza y cámara lápiz para las mediciones de dosis.

Los parámetros de adquisición se detallan en la tabla mostrada a continuación.

Protocolo	Modo	kV	mA	s	Colimación (nº x mm)	Pitch	Ancho de corte (mm)	Filtro	FOV (mm)	Matriz (pix)	CTDI _{vol} CONSOLA (mGy)
Cabeza Std	Axial	120	200	1.0	2 x 4	NA	4	FC63	240	512x512	47.6

Los resultados obtenidos se registran en la siguiente tabla.

Protocolo: cabeza estándar

Lectura	Centro	3	6	9	12
L1	31,83	33,42	33,62	35,22	36,25
L2	31,75	32,99	34,09	33,85	35,07
L3	31,83	32,65	34,49	36,49	35,99
Promedio	31,80	34,51			

Utilizando las misma expresiones que en el caso de cuerpo, fueron calculados los índices para el protocolo de cabeza. A continuación se resumen los valores obtenidos en ambos casos.

Protocolo	CTDI _{100,centro} (mGy)	CTDI _{100,perif} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _{vol} CONSOLA (mGy)	Diferencia (%)
Abdomen	6,80	15,05	12,30	12,30	15,30	-19,62%
Cabeza	39,75	60,18	53,37	53,37	47,60	12,13%

Quando se comparan las mediciones realizadas frente a los valores de dosis nominales indicados en la consola del equipo, se comprueba que, tanto el CTDI_{vol} de cabeza como el de abdomen se encuentran dentro de la tolerancia especificada del 20%.

En un estudio típico de abdomen, la longitud de escaneo puede considerarse de alrededor de 22 cm, en tanto que para uno de cabeza, la longitud llega aproximadamente a 17 cm, dependiendo de la anatomía del paciente. Teniendo en cuenta estos valores y los CTDI_{vol} hallados previamente, se calculan los valores de producto dosis-longitud a partir de la ecuación II.9.7

Protocolo de abdomen

$$DLP = CTDI_{vol} \times L = 12.30mGy \times 22cm = 270.60 mGy cm$$

Protocolo de cabeza

$$DLP = CTDI_{vol} \times L = 53.37mGy \times 17cm = 907.23 mGy cm$$

Los valores de referencia son 800 y 1050 mGy cm, respectivamente, por lo cual se infiere que el protocolo de abdomen se encuentra muy por debajo y el de cabeza es del mismo orden de magnitud que dichos valores de referencia.

TC-D 002 Índice de dosis en TC medido en aire ($CTDI_{aire}$)

Objetivo	Determinar el valor real $CTDI_{aire}$ y compararlo con el valor nominal de consola para $CTDI_{vol}$ a través de factores de conversión para abdomen y cerebro
Tolerancias	La diferencia entre los valores medidos y los mostrados por el equipo deben ser $\leq 20\%$.
Equipamiento	Cámara de ionización tipo lápiz (marca PTW modelo Type 30009, 3.14cm ³) Electrómetro (marca PTW, modelo UNIDOS E) Soporte para la cámara de ionización.
Frecuencia	Inicial, anual y después de reparaciones y/o cambios que puedan afectar este parámetro.
Referencias	[12, 24]

Para la realización de las mediciones de índice de dosis en aire, se quitó la caperuza de la cámara lápiz y esta fue posicionada y fijada en el soporte dispuesto para tal fin, luego se centró en el punto medio del escáner, tomando como referencia los dos láseres, como se muestra en la figura V.2.1.



Figura V.2.1 Posicionamiento de la cámara lápiz para mediciones de dosis en aire.

Para estas mediciones fueron utilizados los mismos protocolos anteriores. Las lecturas obtenidas y el valor de $CTDI$ hallado mediante la ecuación II.9.2, se muestran a continuación.

Lecturas	Abdomen	Cabeza
L1 (mGy cm)	164,10	53,89
L2 (mGy cm)	163,80	53,89
L3 (mGy cm)	164,00	53,83
Promedio (mGy cm)	163,97	53,87
$CTDI_{aire}$ (mGy)	51,24	67,34

Para las condiciones de adquisición descritas, se cuenta con los factores Ph (*head*) y Pb (*body*), los cuales relacionan los valores de CTDI_w obtenidos con fantasmas de cabeza y abdomen y los valores correspondientes de CTDI_{aire}. Los valores de dichos factores son Pb=0.27588 y Ph=0.66992.

Utilizando los factores Ph y Pb y las mediciones realizadas en aire, se calculan valores correspondientes de CTDI_w, los cuales pueden ser comparados frente a los valores nominales de consola.

Protocolo estándar de abdomen

$$CTDI_w = Pb \times CTDI_{aire} = 0.27588 \times 51.24mGy = 14.14 mGy$$

(V.2.1)

Protocolo estándar de cabeza

$$CTDI_w = Ph \times CTDI_{aire} = 0.66992 \times 67.34mGy = 45.11 mGy$$

(V.2.2)

En forma análoga a las mediciones anteriores, los valores de CTDI_{vol} coinciden con los de CTDI_w. Los valores nominales de CTDI_{vol} dados por la información en la consola del equipo resultaron ser de 47.60 mGy para cabeza y 15.3 mGy para abdomen.

A continuación se resumen todas las mediciones y cálculos efectuados relacionados a las mediciones de dosis en aire.

Protocolo	CTDI _{aire} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _{vol} CONSOLA (mGy)	Diferencia (mGy)	Diferencia (%)
Abdomen	51,24	14,14	14,14	15,30	-1,16	-7,6%
Cabeza	67,34	45,11	45,11	47,60	-2,49	-5,2%

Se observa que las diferencias porcentuales de los valores medidos de CTDI_{vol}, frente a los valores nominales no superan la recomendación de ±20%, por lo tanto la prueba resulta satisfactoria.

CAPÍTULO VI: Conclusiones

Conclusiones particulares

A partir de este trabajo de tesis se aborda a las siguientes conclusiones relativas a las pruebas diseñadas e implementadas:

El posicionamiento inicial del fantoma (TC-QA 001) es un paso fundamental para llevar a cabo el resto de las pruebas con la mayor exactitud posible, por lo tanto se recomienda especial cuidado en este paso. El ancho de corte de las imágenes adquiridas es el principal parámetro que infiere variaciones en el posicionamiento, por lo que se recomienda utilizar un valor de 0.5 mm o menor.

Para la verificación del sistema de alineación del paciente se proponen dos métodos alternativos, uno mediante la evaluación de la intensidad de los marcadores de carcasa y otro mediante las coordenadas del centro de las rampas de alambre (TC-QA 002). En ambos casos se requiere la selección de un ancho de corte delgado, ya que esto favorece la identificación de la posición del corte con la mayor intensidad de los marcadores y de la alineación de las rampas. El primer método resulta más sencillo de llevar a la práctica, pero el resultado siempre es un múltiplo del ancho de corte, en cambio, el segundo método, es más preciso y el resultado es independiente de dicho parámetro.

La medición del ancho de corte puede ser efectuada utilizando las rampas de alambre (TC-QA 003) o las rampas de cuentas finas y gruesas (TC-QA 004), presentes en el fantoma.

En el primer caso, se exponen dos alternativas para la medición de la longitud de las rampas en la imagen, una a través de la herramienta de medición de un software de procesamiento de imágenes y la otra, más precisa, a partir de la evaluación del perfil de intensidad de las rampas.

Para la utilización de las rampas de cuentas se debe analizar el perfil de intensidades de cada una y se proponen también dos variantes. La primera, más rápida e imprecisa sugiere la identificación y conteo de máximos y mínimos dentro del perfil, en cambio, la segunda alternativa, algo más dificultosa, propone evaluar el ancho de corte a partir de la medición del ancho a mitad de altura de la envolvente del perfil de intensidad.

Debido a que la tolerancia especificada para el ancho de corte se encuentra dividida en tres rangos, se recomienda verificar esta magnitud en cada uno de dichos intervalos.

Para la verificación de la exactitud del desplazamiento de la camilla (TC-QA 005) se presentan dos alternativas, la primera, permite verificar desplazamientos de hasta 30 milímetros y la segunda, desplazamientos superiores.

Ambas metodologías utilizan las coordenadas del centro de cada una de las rampas de alambre. Igual que en el caso anterior, se sugiere también realizar mediciones de desplazamiento en cada uno de los dos intervalos en los que se define la tolerancia.

La simetría circular del sistema de visualización (TC-QA 006) se puede evaluar mediante dos métodos alternativos, los cuales incluyen mediciones de distancias dentro de la imagen que han sido tabuladas por el fabricante del fantoma.

Es posible verificar la linealidad espacial (TC-QA 007) del sistema a partir de las mediciones de estructuras de longitud conocida en los ejes x e y. En este caso se recomienda el uso de un software de procesamiento de imágenes que ofrezca herramientas de medición.

Para la evaluación del tamaño de píxel (TC-QA 008) se presentan dos alternativas similares, las cuales incluyen la obtención del perfil de intensidad de estructuras de dimensiones conocidas. La diferencia entre ambas alternativas se basa en las estructuras a medir.

En cualquiera de los dos casos, las dimensiones medidas deben contrastarse frente a las indicadas en la información DICOM de la imagen. Se recomienda la primera alternativa debido a que, a mayor número de píxeles medidos, disminuyen las impresiones de lectura, sumado a esto, la localización de estructuras dentro del fantoma, posibilita la localización de la medición del diámetro de una manera más exacta que en el caso de los insertos.

Para verificar la linealidad en las tres dimensiones de visualización se analiza la linealidad de volumen (TC-QA 009) mediante distintas alternativas, en las cuales se utilizan las esferas de diferentes diámetros insertas en el módulo CTP682.

La primera alternativa expone un método en el cual se comparan los diámetros de las imágenes en corte de las esferas en relación al diámetro esperado según la distancia a la posición $z=0$. Una de las desventajas que presenta este método es que los diámetros medidos se encuentran fuertemente influenciados por la exactitud del posicionamiento inicial del fantoma.

Este tipo de prueba no se encuentra documentada en los protocolos de referencia, por lo tanto, no se puede fijar por el momento una tolerancia fehaciente, pero se utiliza y recomienda una tolerancia de $\pm 5\%$, basada en una prueba de constancia de parámetros geométricos de la norma IEC 61223-2-5.

Una variante para la medición del diámetro de las esferas consiste en obtener el ancho a mitad de altura de la envolvente del perfil de intensidades de dicha esfera.

Un método alternativo, y en principio, más sencillo, consiste en evaluar los volúmenes de las esferas, aproximados mediante una sumatoria de discos. Este método presenta la ventaja de que es independiente del posicionamiento inicial del fantoma, por lo tanto, se elimina una fuente de incertidumbre.

La sensitometría del equipo (TC-QA 010) se evalúa en insertos de diferentes materiales de coeficientes de atenuación conocida.

En primer lugar, los resultados obtenidos del análisis de la imagen mediante el software de análisis CT AutoQA Lite fueron considerados como valores base de HU para cada inserto, y se verifica que, de los once insertos presentes, dos se encuentran fuera del rango especificado por el fabricante (Delrin® y Teflon®).

Estas diferencias no implican necesariamente problemas del escáner, sino probablemente surgen del hecho de que los números CT no son universales y varían en función de la energía, los filtros aplicados, así como también con la presión, la temperatura y el proceso de fabricación.

Los valores de HU medidos para todos los materiales se encuentran dentro del rango de tolerancia y el resultado de la prueba es conforme.

La linealidad de los números CT y la escala de contraste (TC-QA 011) fue evaluada utilizando los insertos de sensitometría para una imagen obtenida con una energía efectiva de 66 keV y tablas de coeficiente de atenuación másico en función de la energía efectiva del haz.

Fue construida la gráfica de coeficiente de atenuación lineal de cada material en función del número medio CT e interpolada en forma lineal, con coeficiente de correlación $R^2=0.999$ y ecuación $y=0.0002x+0.1975$. La pendiente de dicha recta es la escala de contraste, la cual obtenida mediante un software comercial resultó de $0.000197 \text{ (cm}^{-1}\text{/HU)}$, la diferencia entre ambos métodos es del 1.5%.

Los valores de sensitometría medidos a través de ROIs en la imagen analizada fueron comparados frente a los valores teóricos hallados previamente. Teniendo en cuenta la documentación de referencia todos los resultados se encuentran dentro del rango de tolerancia.

De modo similar fue obtenida la gráfica de densidad electrónica relativa en función del número CT para los mismos insertos en la misma imagen. En este caso, la recta de ajuste presenta una pendiente de 0.0009 y $R^2=0.9502$. A medida que aumenta el número CT los puntos se alejan de la recta de ajuste debido a la mayor proporción de interacciones fotoeléctricas, esto es evidenciado por la disminución del coeficiente de correlación respecto del caso anterior.

La gráfica de densidad electrónica relativa en función del número CT debe ser obtenida para todos los protocolos habituales de radioterapia a fin de calibrar el sistema de planificación de tratamientos.

El presente trabajo desarrolla tres pruebas con las cuales fue analizada la resolución espacial del sistema. En la primera, fue hallada la MTF de tres fuentes puntuales presentes en el fantoma (TC-QA 012). Para ello se desarrolló un algoritmo en Matlab que arroja como resultado la curva de MTF. En todos los casos, la prueba resultó conforme.

Un método alternativo y más sencillo de llevar a la práctica, es la obtención de la resolución espacial mediante la inspección visual del patrón de líneas o barras (TC-QA 013), mediante el cual se lograron observar hasta 6 pl/cm para un protocolo de cerebro.

Una variación de esta prueba un tanto más rigurosa, consiste en obtener el perfil de intensidad a través de cada conjunto de insertos de barras y evaluar sus picos y valles, con lo cual se obtuvo un resultado de 8 pl/cm. Esta variación resulta en un análisis sencillo y metodológico, por lo que se la recomienda para su aplicación.

Una opción diferente y con la que se obtuvieron buenos resultados fue la implementación de la obtención de la MTF a partir del patrón de barras (TC-QA 014) como se describe en el trabajo Droege, R., 1982. Este método tiene la ventaja de ser exhaustivo y de fácil implementación, sobre todo si se cuenta con las planillas de cálculo estandarizadas, y está ampliamente testado a nivel internacional. Teniendo en cuenta esto, se considera la opción más recomendable a la hora de evaluar la resolución espacial.

Para el análisis de la resolución de bajo contraste (TC-QA 015) se obtuvo una curva de contraste en función del menor diámetro discernible a partir de los insertos de contrastes nominales presentes en el fantoma e interpolación exponencial. La utilidad de dicha gráfica radica en que pueden determinarse los diámetros mínimos discernibles para otros valores de contraste, o dicho de otro modo, serán detectables todas las combinaciones de contraste y diámetro que queden por encima de la curva. Según la tolerancia indicada en la documentación de referencia, los resultados fueron favorables.

Debido a la dificultad de la medición de la resolución de bajo contraste y la subjetividad de la inspección visual, fue implementado el modelo Rose, el cual se basa en el análisis de intensidad del ruido y de los valores nominales de contraste. Este método resulta más exacto pero a la vez mucho más tedioso de llevar a la práctica. Los resultados obtenidos concuerdan con los anteriores y la prueba resulta conforme.

En la prueba TC-QA 016, se realizaron mediciones y fueron calculados la exactitud de número CT, el valor de ruido, la uniformidad y la fracción de uniformidad, resultando todos ellos dentro de las tolerancias especificadas en la de referencia. Adicionalmente no fueron encontrados artefactos de imagen. Teniendo en cuenta esto, la prueba resulta conforme para todos sus parámetros.

El análisis de las imágenes obtenidas del bloque de rampas permitió evaluar la consistencia del escaner en las tres dimensiones (TC-QA 017) mediante el estudio de la forma de onda de diferentes perfiles de intensidad a través de dichas rampas. Si bien en este caso no se cuenta con protocolos de referencia, se logró visualizar una onda cuadrada para un corte de 0.5 mm y una triangular para el caso de 4 mm de ancho de corte.

La inspección visual del topograma del módulo de rampas dejó ver ausencia de artefactos en la imagen.

Fueron evaluados los niveles de dosis mediante los parámetros CTDI_w y CTDI_{vol}, obteniéndose resultados satisfactorios, dentro de las recomendaciones internacionales.

Conclusiones generales

A partir de este trabajo de tesis se aborda a las siguientes conclusiones relativas a las pruebas diseñadas e implementadas:

Fue diseñado un plan de comisionamiento para el fantoma Catphan® 700, el cual consta de 17 pruebas relativas al control de calidad en TC. El mismo no constituye por sí solo un protocolo de control o aseguramiento de calidad para el servicio de tomografía computada, sino que debe ser complementado con otras prácticas, como dosimetría personal y del equipo, capa hemirreductora, controles de corriente y voltaje, energía efectiva del haz, tiempo de exposición, carga del tubo, entre otros.

Mediante la utilización de este fantoma se han logrado verificar 22 parámetros que hacen al control y aseguramiento de calidad del sistema de TC: sistema de alineación del paciente, ancho de corte, desplazamiento de la camilla, simetría circular del sistema de visualización, linealidad espacial en los ejes x, y, z, dimensiones de pixel, linealidad de volumen, resolución espacial, MTF, sensitometría, linealidad del número CT, escala de contraste, curva de calibración para

planificación de radioterapia, resolución de bajo contraste, exactitud de número CT, nivel de ruido, uniformidad del número CT, fracción de uniformidad, artefactos y consistencia en tres dimensiones. En ciertos parámetros fueron descriptos más de un método de medición, por ejemplo, ancho de corte y resolución espacial, entre otros.

El protocolo de utilización del fantoma fue puesto en práctica en dos tomógrafos de la Ciudad de Buenos Aires:

- Siemens Somaton Emotion - Hospital General de Agudos “Dr Ignacio Pirovano”
- Toshiba Aquilion 16 - Instituto de Oncología “Ángel H. Roffo”

En ambos casos, los parámetros evaluados se encuentran dentro de las tolerancias especificadas en la documentación de referencia.

Cada institución debe diseñar un programa de control y aseguramiento de calidad para mejorar la precisión del diagnóstico y de los tratamientos del paciente y la eficiencia del proceso de planificación del tratamiento.

Las pruebas de control de calidad descriptas en este documento proporcionan una base para el establecimiento de un programa de control de calidad de TC.

Una forma de proteger a los pacientes es la evaluación periódica de la calidad de la imagen y la dosis, para determinar la dosis administrada al paciente y considerar la calidad de imagen generada por el equipo.

Como proyecciones a futuro se pretende seguir ahondando en el temática desarrollada, ampliar la implementación a otros servicios de tomografía computarizada y divulgar lo aprendido en congresos y actividades de capacitación.

Bibliografía

- [1] ANDISCO, D., BLANCO, S.,BUZZI, A. E.Dosimetría en tomografía computada. Revista Argentina de Radiología, Volume 78, Issue 3, July–September 2014, Pages 156–160. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0048761914000362>
- [2] BAERT, A. L., KNAUTH, M., SARTOR, K. Medical Radiology. Diagnostic Imaging. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography. Editores D. Tack, P. A. Gevenois. Alemania, 2007. Editorial Springer.
- [3] BONGARTZ, G. et al. Working Document: QUALITY CRITERIA for COMPUTED TOMOGRAPHY.
- [4] CALZADO A., GELEIJNS J. Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. Madrid, 2010. Rev Fis Med 2010;11(3):163-180
- [5] CASTILLO CASTILLO, R. Desarrollo de un protocolo de control de calidad para tomografía computarizada helicoidal. Mérida, Venezuela, 2008.
- [6] DROEGE, R. T., MORIN, R. L. A practical method to measure the MTF of CT scanners. Minneapolis, Minnesota, 1982. Medical Physics 9, 758 (1982). <http://dx.doi.org/10.1118/1.595124>
- [7] ESCOBAR, P. P. Material de estudio Cátedra Imágenes en Medicina, FIUNER. Capítulo IX: Tomografía Computarizada. Disponible en <http://es.slideshare.net/oskar912/9-tomografia>.
- [8] EUR 16262 “European guidelines on quality criteria for Computed Radiography”, 1999.
- [9] GARCÍA CARTAYA, P. Principios técnicos de la tomografía axial computarizada. La Habana, Cuba, 2008. Editorial Ciencias Médicas. 164 p.
- [10] GONZÁLEZ ARIAS, A. Las matemáticas y la tomografía. Publicado en Juventud Técnica Digital, Julio 30 2012. <http://mail.fisica.uh.cu/bibvirtual/vidaytierra/tomografia/index.htm>
- [11] HERNÁNDEZ FLORES, F. J. Quality control in CT "Image quality and dose measurement". International Centre for Theoretical Physics, 2015.
- [12] IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 19. Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2012. p. ; 24 cm. http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1557_web.pdf
- [13] IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 6 Quality assurance for SPECT systems. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2009.
- [14] IAEA-TECDOC-1423. Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography. IAEA, Vienna, 2004. http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1423_web.pdf
- [15] IAEA-TECDOC-1621 Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility/Demonstration Study. http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1621_web.pdf
- [16] IEC 61223-2-5 Evaluation and routine testing in medical imaging departments -Part 2-5: Constancy tests -Image display devices; March 1994.
- [17] ImPACT – Imaging Performance Assessment of CT Scanners. Four Slice CT Scanner Comparison Report Version 6.01, March 2002. <http://www.impactscan.org>
- [18] KAK, A. C. Principles of computerized tomographic imaging. “Published under the sponsorship of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.” 1987.
- [19] KAYUGAWA Akihiro, OHKUBO Masaki, WADA Shinichi. Accurate determination of CT point-spread-function with high precision. Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 14, No. 4, 2013.
- [20] MORIN, Richard L. et al.: Physics and dosimetry in computed tomography. Florida, USA, 2003. Cardiol Clin 21 (2003) p515–520
- [21] MUÑOZ ROJAS, J. PEÑA, A. y otros. Tomografía computarizada. 2014. <http://tomografiaprocedimiento.blogspot.com.ar/>
- [22] MUTIC et al.: Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66 AAPM–TG66 Report 2792. Medical Physics, Vol. 30, No. 10, October 2003 TASK GROUP66_QA CT simulator

- [23] PELC, Norbert J., BAEK, Jongduk. The noise power spectrum in CT with direct fan beam reconstruction. Med Phys. 2010 May. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2871306/>
- [24] PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO. Madrid: Senda Editorial, S.A., 2011.
- [25] REILLY, Andrew J. Evaluation of AutoQA Lite™ Image Quality Measurement Software. Edinburgh Cancer Centre Western General Hospital. EDINBURGH
- [26] SITIO WEB BIOMEDICOSA: <https://sites.google.com/site/biomedicosa/home>. Última visita: 02/02/2016.
- [27] SITIO WEB CURSO DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA: <https://sites.google.com/site/cursodetomografiacomputada/fisica-1>. Última visita: 21/11/2015.
- [28] SITIO WEB TSID.NET: <http://tsid.net/index.html>. Última visita: 15/12/2015.
- [29] SOFTWARE IMAGEOWL http://help.imageowl.com/index.php/Catphan%C2%AE_QA
- [30] PRIONAS, Nicolas D., RAY, Shonket, BOONE, John M. Volume assessment accuracy in computed tomography: a phantom study. USA, 2010. Journal of Applied Clinical Medical Physics , Vol. 11 , No. 2 , Spring 2010. <http://jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/3037/1878#top>