

Universidad Central de Venezuela
Facultad de Ciencias – Escuela de Física
Postgrado en Física Médica

DESARROLLO DE PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA TOMOGRAFOS COMPUTARIZADOS DE HAZ CÓNICO EMPLEADOS EN RADIOLOGIA DENTAL Y OTORRINOLARINGOLOGIA

Trabajo de Grado de Maestria presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela por el **Lic. Rogelio A. Pérez A.**, para optar al título de Magister Scientiarum mención Física Médica.

Tutor: Dr. Miguel Martin Landrove

Co-tutor: MsCs. Omar Arias

Caracas, 23 de Marzo de 2018



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
COMISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

Comisión de
Estudios de
Postgrado



VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el **Trabajo de Grado** presentado por: **ROGELIO ANTONIO PÉREZ ARGUELLO**, Cédula de identidad N°.17808208, bajo el título "**DESARROLLO DE PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA TOMOGRAFOS COMPUTARIZADOS DE HAZ CÓNICO EMPLEADOS EN RADIOLOGÍA DENTAL Y OTORRINOLARINGOLOGÍA**", a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de **MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA**, dejan constancia de lo siguiente:

1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día **23 de MARZO de 2018** a las **09:00 A.M.**, para que **el autor** lo defendiera en forma pública, lo que **éste** hizo en **Sala de Seminario Guillermo Ruggeri**, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual **respondió satisfactoriamente** a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió **aprobarlo**, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por **el autor**, que **se ajusta** a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado representa un aporte en el control de calidad de los equipos de haz cónico utilizados en odontología y otorrinolaringología y en su evaluación dosimétrica.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los 23 días del mes de **marzo** del año **2018**, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como **Coordinador** del jurado el Dr. Miguel Martín Landrove (UCV).

M.Sc. Alvaro Posu
C.I. 14049651
HCU

M.Sc. Deivis Errada
C.I. 15710204
GURVE-UCV

Dr. Miguel Martín Landrove
C.I. 3982506
UCV
Tutor



Resumen

La tomografía computarizada de haz cónico, (por sus siglas en inglés Cone Beam Computed Tomography, CBCT), o tomografía digital volumétrica fue desarrollada a finales de los años noventa con el fin de obtener escáneres tridimensionales del esqueleto maxilofacial con una dosis de radiación menor que la Tomografía Computarizada (TC) revolucionando la imagen del complejo cráneo-facial y ofreciendo una alternativa a la imagen convencional intra-oral y panorámica, que elude la superposición y los problemas de distorsión de imágenes.

Esta tecnología ha sido desarrollada tanto para la adquisición de imágenes diagnósticas en el campo de la odontología como en la otorrinolaringología.

Existen diversos protocolos en los Estados Unidos y Europa que dan una guía acerca de las pruebas a realizar a estos equipos, tanto en lo referente al Control de calidad de los parámetros técnicos como de la calidad de las imágenes obtenidas.

En Venezuela las normas COVENIN no contemplan la realización de controles de calidad de calidad, ni las normas de protección radiológica dirigidas al paciente, trabajadores ocupacionalmente expuestos en centros donde operen equipos de tomográfica computarizada de haz cónico.

La importancia de establecer un protocolo de control de calidad permitirá evaluar los parámetros técnicos de funcionamiento del tubo de Rayos X, parámetros mecánicos y la calidad de la imagen obtenida. Así como conocer el índice de kerma en aire ponderado para tomógrafos computarizados de haz cónico que nos dará una aproximación de la dosis de radiación que recibe el paciente durante la realización del estudio.

Tabla de contenido

Resumen	3
Introducción.....	7
Objetivo General.....	11
Objetivos Específicos	11
• Marco Teórico.....	12
1. Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT).....	12
2. Dosis en Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT)	18
• Materiales y Métodos.....	21
2.1 Tomógrafos Computarizados de Haz Cónico	21
2.2. Equipos, Instrumentos técnicos	24
2.3. Montaje experimental	24
3. Metodología	26
• Resultados y Discusión.....	28
4. Evaluación del Kerma en Aire	28
5. Determinación del Índice de Kerma en Aire ponderado ($CBDI_w$)	32
6. Protocolo de Control de Calidad para Tomógrafos Computarizados de haz cónico:	34
6.1. Manual de control de calidad para sistemas CBCT.....	34
6.1.1. Introducción.....	34
6.1.2. Tubo de Rayos X y generador	34
6.1.2.1. Radiación de salida.....	35
6.1.2.2. Potencial del tubo.....	35
6.1.2.3. Filtración	36
6.1.2.4. Visión del Campo de radiación	37
6.1.2.5. Alineación del haz de Rayos X	38
6.1.2.6. Fuga	38
6.1.3. Dosis al paciente	39
6.1.3.1. Medición de la dosis	39
6.1.3.2. Niveles de referencia diagnósticos.....	41
6.2. Rendimiento cuantitativo de la calidad de imagen.....	42
6.3. Equipos de visualización.....	48
• Conclusión y Recomendaciones	50

• Bibliografia	52
ANEXO A.....	54

Tabla de Ilustraciones

Ilustración 1 Comparación en la adquisición de imágenes entre un TC y CBCT.	12
Ilustración 2 Comparativa de la forma y tamaño del vóxel. A: Voxel Anisotrópico, protocolo Dentascan. B: Tamaños de voxels disponibles de acuerdo con el tamaño del campo de exploración en el MORITA Accuitomo 170 aparato de haz conico. (C. Hodez, 2011)	15
Ilustración 3 A: Adquisición de campo grande (14x10 cm), 250 μ voxels, en hueso facial. B: Retro-reconstrucción centrada en los ápices de 16, con 125 μ voxels: Quiste radicular dental en el llenado incompleto del conducto distal vestibular del diente 16, microperforado.	16
Ilustración 4 A: Adquisición de campo grande (14x10 cm), 250 μ voxels, en hueso facial. B: Retro-reconstrucción centrada en los ápices de 16, con 125 μ voxels: Quiste radicular dental en el llenado incompleto del conducto distal vestibular del diente 16, microperforado.	18
Ilustración 5 Tomógrafo Volux 9 ENT- Genoray	21
Ilustración 6 Tomógrafo Promax 3D – Planmeca	23
Ilustración 7 Equipos empleados para la medición de los parámetros kV, HVL, t.....	24
Ilustración 8 Montaje experimental empleado para la determinación del Kerma en Aire. Volux 9 ENT	25
Ilustración 9 Montaje experimental empleado para la determinación del Kerma en Aire. Promax 3D	25
Ilustración 10 Montaje experimental para la determinación del índice de kerma en aire. Ambos maxilares.	26
Ilustración 11 Montaje experimental para la determinación del índice del kerma en aire. Senos paranasales.	26
Ilustración 12 Puntos de medición para el índice 2.	40
Ilustración 13 Puntos de medición para el índice 1.	40

Introducción

La tomografía computarizada de haz cónico, (por sus siglas en inglés Cone Beam Computed Tomography, CBCT), o tomografía digital volumétrica fue desarrollada a finales de los años noventa con el fin de obtener escáneres tridimensionales del esqueleto maxilofacial con una dosis de radiación menor que la Tomografía Computarizada (TC) revolucionando la imagen del complejo cráneo-facial y ofreciendo una alternativa a la imagen convencional intra-oral y panorámica, que elude la superposición y los problemas de distorsión de imágenes.

A pesar de que su utilización se centra principalmente en implantología, cirugía oral y maxilofacial y ortodoncia, la tecnología CBCT tiene potenciales ventajas en el diagnóstico y manejo clínico de las alteraciones dentales comunes en otros campos, como en endodoncia, periodoncia y cirugía bucal. En los últimos años estos equipos han avanzado al ampliar sus aplicaciones en el campo de la otorrinolaringología, permitiendo obtener imágenes diagnósticas de los senos paranasales, laringe, garganta y el oído en las cuales se podrá estudiar cualquier patología que afecte estas estructuras morfológicas.

Los equipos de CBCT constan de un generador y un tubo de rayos X que proporcionan haces de radiación continua o pulsada. A la salida del tubo, algunos equipos disponen de un filtro de forma adicional y de un colimador fijo o variable que delimita las dimensiones del haz de radiación. El tubo de rayos X y el detector giran solidariamente alrededor de la cabeza del paciente posicionado de pie, sentado.

En los equipos de CBCT, los detectores son paneles planos basados en la tecnología de conversión indirecta. Durante la rotación, el detector obtiene imágenes bidimensionales de las proyecciones del paciente, a partir de las cuales se reconstruyen directamente imágenes 3D con resolución isotrópica.

Los estudios dosimétricos realizados hasta la fecha en equipos de CBCT han utilizado mayoritariamente dosímetros de termoluminiscencia (TLD) colocados en lugares representativos de los diferentes órganos dentro de un maniquí antropomórfico. Aunque este enfoque se ha demostrado efectivo, presenta una serie de inconvenientes, derivados principalmente de la utilización de un número limitado de dosímetros de pequeñas dimensiones para evaluar las dosis en órganos extensos.

Una alternativa a esas medidas directas puede ser el cálculo mediante simulaciones por Montecarlo sobre maniquíes antropomórficos computacionales, como los publicados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Este método de cálculo simula el funcionamiento del equipo, y la dosis en cada órgano se calcula sobre voxels de pequeñas dimensiones que actúan como dosímetros individuales. El método simula la deposición de energía por las interacciones del haz en cada voxel computando la energía total recibida en todos los que integran cada órgano.

Tradicionalmente, en todas las disciplinas del radiodiagnóstico se han venido utilizando los llamados índices de exposición. Estos índices de exposición son magnitudes fácilmente medibles que, de una manera u otra, están relacionadas con la dosis efectiva impartida a los pacientes. Para los equipos de CBCT han sido propuestos varios índices de dosis posibles. Sin embargo, los estudios publicados hasta el momento no han llegado a validar de forma concluyente uno que permita estandarizar la conversión de sus valores a dosis efectiva.

Proceso de optimización de la dosis para la protección radiológica del paciente debe ser desarrollado según el principio ALARA ('As Low As Reasonably Achievable') "tan bajo como sea razonablemente alcanzable" empleando una metodología en el protocolo de control de calidad que garantice la calidad de las imágenes diagnósticas obtenidas y reduciendo la dosis a la que se expone al paciente.

Antecedentes y Justificación

En el trabajo realizado por (Rodrigues & Ferreira, 2011) evaluaron los parámetros físicos que influyen en el rendimiento y calidad de imagen y presentación de las apropiadas pruebas para este nuevo sistema con los procedimientos recomendados por la Resolución nro 64, 4 Abril 2003 del Ministerio de Salud de Brasil y lo compararon con los parámetros estándar establecido por el fabricante del tomógrafo computarizado. Este trabajo se realizó con la finalidad de establecer una metodología que permita evaluar el correcto funcionamiento de estos tomógrafos en vista que no existe una guía estandarizada de las pruebas a realizar.

Un taller de consenso organizado por la Asociación Suiza de Radiología Dentomaxilofacial hizo referencia sobre la necesidad restringir el uso del CBCT. El criterio principal justificante para la aplicación de CBCT deber ser obtener información adicional relevante para la terapia que debería conducir a un beneficio significativo en la atención al paciente. Todos los usuarios de CBCT deberían haber completado una formación estructurada y de alto nivel. (Dula, Bornstein, Buser, & DagassanBerndt, 2014)

Diferentes puntos de vista sobre las modalidades en la que se emplea el tomógrafo computarizado de haz cónico, la importancia de recibir una adecuada capacitación en protección radiológica es considerada en (Jaju & Jaju, 2014).

La comisión internacional en protección radiológica (CIPR) aprobó en Enero 2015 la publicación ICRP 129 “Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)”, cuyo objetivo era proveer una guía en protección radiológica para el uso del tomógrafo computarizado de haz cónico. Considerando que la dosis que recibe el paciente demuestra un amplio rango, desde <1 mGy para la dosis absorbida por organo a > 400 mGy para dosis en piel.

Cumpliendo con lo establecido en la declaración conjunta del OIEA y la OMS que fue denominada “Llamado de BONN a la Acción” consideramos la importancia de seguir avanzando en la realización de trabajos de investigación que nos permita optimizar las medidas de protección radiológica y limitar las dosis de radiación a la que se expone el paciente, personal del servicio de radiodiagnóstico.

En Venezuela no existe un protocolo que permita comprobar los parámetros de funcionamiento del equipo y mucho menos evaluar la calidad de las imágenes obtenidas, razón por la cual se desarrolla e implementa un protocolo que permita garantizar el correcto funcionamiento de los equipos de Tomografía Computarizada de Haz Cónico, con especificaciones técnicas y dosimétricas similares, Inter comparando equipos con la misma tecnología pero aplicación especializada en diferentes áreas de interés diagnóstico.

El protocolo desarrollado comprobará que los parámetros técnicos establecidos por la casa comercial se encuentran en correspondencia, además de darnos información sobre la Dosis de Radiación a la que se expone el paciente cada vez que se realiza un estudio

con estos equipos. Con la información recabada se propondrán límites de dosis, como los procedimientos a seguir para asegurar el correcto funcionamiento de estos equipos.

El documento identificado por las siglas HPA-CRCE-010 en Reino Unido establece los lineamientos, consideraciones en lo que concierne a los requerimientos para la legislación del uso del CBCT, requerimientos de aspectos administrativos y prácticos. También indica en sus anexos las pruebas a realizar como parte de un programa de control de calidad, las tolerancias e indica la metodología a emplear. Este fue publicado Noviembre 2010 y cuenta los aportes del Instituto de Física y ingeniería en medicina (Institute of Physics and Engineering in Medicine, IPeM).

La comisión europea estableció en 2012 un documento/informe técnico basado en los resultados obtenidos por el proyecto SEDENTEXCT (2008-2011) que cuenta con el apoyo del Séptimo Programa Marco de la Comunidad Europea de la Energía Atómica (Euratom) para actividades de investigación y formación en materia nuclear (2007 a 2011) como guía en lo referente a los riesgos considerados en el uso tomógrafo computarizado de haz cónico y que establece la estructura de un programa de control de calidad. (Commission, Radiation Protection No. 172: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial, 2012)

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) no ha presentado un reporte técnico / documento resultante del comité desarrollado desde 8/5/2014 a 31/12/2015 que tenía por título "Task Group No. 261 - Quality control methodology for low-dose dental and maxillofacial CBCT systems", en el cual se establezcan las evaluaciones de control de calidad a realizar para garantizar el correcto funcionamiento del CBCT. Actualmente solo está disponible el RPT 175 en el cual se establecen las consideraciones sobre las pruebas de aceptación y control de calidad de equipos de imágenes dentales (Periapical, Panorámica, Cefalométrica) publicada en Septiembre 2016. http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_175.pdf

El protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico revisado en 2011 menciona las pruebas a realizar, los parámetros a ser evaluados y la frecuencia en la que se deben hacer para evaluar el correcto funcionamiento del tomógrafo computarizado de haz cónico. Pero no describe de manera detallada la metodología, montaje experimental a emplear, solo indican la tolerancia y algunas consideraciones. (Medica & Radiologica, 2012)

Objetivo General

Diseñar un protocolo de control de calidad, dirigido a los equipos de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) utilizados en el campo de la odontología y otorrinolaringología.

Objetivos Específicos

Evaluación de los protocolos técnicos empleados en las distintas modalidades diagnósticas de los equipos de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) especializados en la realización de estudios en el campo de la odontología y otorrinolaringología.

Realizar una comparación dosimétrica entre los equipos de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) especializados en la realización de estudios en el campo de la odontología y otorrinolaringología.

Marco Teórico

1. Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT)

La proyección de imagen del haz de cono o tomografía computarizada haz cónico (CBCT) es un método de adquisición de volumen introducido justo antes del año 2000. Fue primero destinado para el estudio dental de las dimensiones relativas y evaluación de pre-implantación, proporcionando a ortodoncistas e implantólogos imágenes útiles; su aceptación, sin embargo, fue limitada por la calidad que era mucho más pobre que con la tomografía computarizada (TC). Diez años después, significativas mejoras y la aparición de ciertas ventajas intrínsecas han cambiado considerablemente el panorama, no sólo con respecto a las imágenes dentomaxilares sino también a los senos paranasales y la exploración del hueso petroso.

Consideraciones Generales

Tecnología

Una combinación tubo de rayos X y detector plano girando alrededor de la cabeza del paciente durante la emisión de rayos X pulsados o continuos. La serie de imágenes adquiridas por el detector de plano durante la rotación es procesada por el ordenador para obtener un volumen numérico cilíndrico, que se utiliza para reconstruir tres series de cortes paralelos en tres planos ortogonales. Dentro del cilindro numérico, cada unidad de volumen (voxel) es cúbica en forma, y el volumen se dice que es isotrópico. Esto asegura una resolución espacial idéntica independiente de la orientación del corte dentro del volumen.

La tomografía computarizada, por otro lado, reconstruye un volumen por superposición de los cortes (Ilustración 1), y los voxels constituyentes son raramente en forma cúbica. El volumen se dice que es " anisotrópico "; la resolución espacial varía de acuerdo con la orientación del corte.

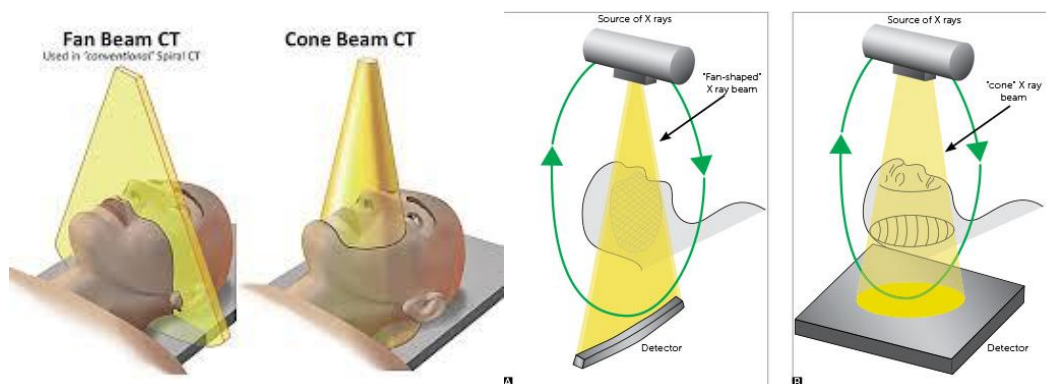


Ilustración 1 Comparación en la adquisición de imágenes entre un TC y CBCT.

Haz de cono; Rayos X; Imágenes 3D; Cabezal

El procesamiento de información es similar en CBCT y TC: múltiples planos (axial, coronal, sagital) la reconstrucción de los cortes anatómicos (MPR), además de la reconstrucción oblicua si es necesario.

Diseño de adquisición

En la TC convencional la emisión del haz de Rayos X es en forma de abanico, obteniéndose así una “espiral” de 1 mm de grosor en el plano axial de la cabeza del paciente, (aunque el tamaño podrá variar sensiblemente según el sistema utilizado o de la configuración del colimador seleccionado).

Con cada giro de 360 grados se obtienen suficientes imágenes desde todos los ángulos posibles, que permiten crear la reconstrucción de esa “espiral”.

A continuación la cabeza del paciente se desplazará para permitir captar otra nueva “espiral”, y así sucesivamente hasta completar el área a explorar. Posteriormente el conjunto de “espirales” obtenidas son sometidas a un proceso computarizado dando lugar a una reconstrucción tridimensional de la zona explorada del paciente.

Sin embargo, con la tecnología CBCT, al emitir el haz de rayos X en forma cónica, con una única rotación de 360 grados, se expone toda la zona a explorar y se consiguen todas las proyecciones necesarias para crear finalmente la reconstrucción tras el proceso de computarizado.

Las proyecciones las recibe un detector plano (Flat panel) y de su calidad depende significativamente la imagen resultante.

Además, la resolución de la imagen resultante es isotrópica, es decir que el voxel, unidad mínima de información, es igual en dimensión en los 3 ejes del espacio, dando lugar a imágenes sin distorsión ni magnificación (escala 1.1).

Así pues los beneficios de los escáneres 3D CBCT serán:

- **Baja dosis de radiación:** la dosis efectiva recibida sería parecida a la recibida en una panorámica, y hasta un 90% más baja que la que se produce en un TC convencional. A través de ella podemos deducir que la dosis recibida en un TC equivale a la recibida en 75 CBCT.

- **Posición cómoda para el paciente:** la prueba se realiza con el paciente sentado o de pie en un ambiente no claustrofóbico, y en un aparato similar al ortopantomógrafo.
- **Rapidez en la realización:** las imágenes se obtienen en unos 15 segundos, y se procesan en 30 segundos.
- **Calidad y compatibilidad de las imágenes procesadas:** las imágenes obtenidas en los 3 ejes del espacio, producen reconstrucciones tridimensionales de alta calidad a tamaño real y con resolución su milimétrica. Además, compatibles con los programas informáticos más importantes de planificación de cirugía guiada de implantes.

Durante la exploración se utilizan pulsos cortos de rayos X, en lugar de una radiación continua, por lo que el tiempo total de exposición es únicamente de 6 seg.

La potencia de la radiación en cuanto kV y mA no son nunca mayores a la de un panorámico, puede haber una diferencia entre equipos de diferentes casas comerciales, que utilizan hasta 120 kV.

Los equipos en los cuales el paciente debe permanecer de pie suelen utilizar un brazo de rotación (denominado Scara, para los equipos de la casa comercial Planmeca), controlado por ordenador, que permite reproducir cualquier patrón de movimiento requerido y así asegurar una perfecta precisión y fiabilidad a la hora del posicionamiento.

El panel plano tiene un captador Csl semiconductor que proporciona imágenes sin distorsión y de precisión exacta. (CBCT, Planmeca)

A partir de la reconstrucción en tres dimensiones de las imágenes obtenidas, podemos destacar como característica principal que el CBCT es capaz de crear imágenes panorámicas a distintos niveles y sin artefactos, obtener cortes transversales y hacer mediciones sobre ellos, así como planificar la colocación de implantes, eligiendo el modelo, diámetro y longitud del mismo y marcando estructuras nobles como el nervio dentario inferior.

Ventajas

Radiación

La característica clave de las imágenes de haz cónico es su intensidad de radiación, que es notablemente menor que en TC, ya sea para la exploración del seno o el oído. Por ejemplo, el Índice de dosis de tomografía computarizada

(CTDI) de una tomografía computarizada del oído medio es de alrededor de 170 mGy, en comparación con 15-30 mGy para obtener imágenes de haz cónico. Esto hace al CBCT la técnica de elección en ORL (otorrinolaringología) pediátrica o en caso de examen iterativo.

Isotropía del voxel y resolución espacial

La calidad de imagen en términos de resolución espacial está determinado por el tamaño del voxel. Si el borde voxel es corto, la resolución espacial es tan buena o mejor que en TC, proporcionando imágenes en 3D de gran precisión, especialmente en cuanto a la estructura ósea, y por otra parte en todas las direcciones espaciales gracias a la isotropía de los voxels. (Ilustración 2, Ilustración 3)

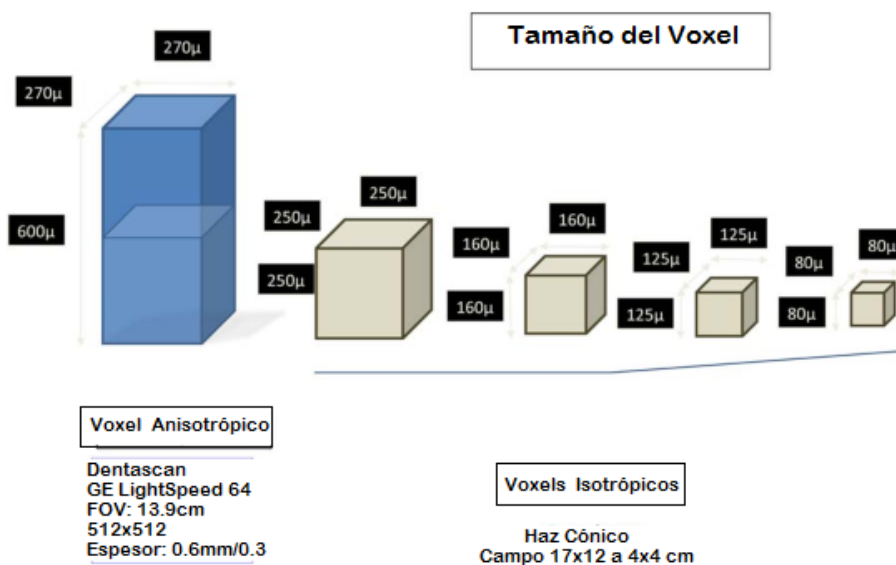


Ilustración 2 Comparativa de la forma y tamaño del voxel. A: Voxel Anisotrópico, protocolo Dentascan. B: Tamaños de voxels disponibles de acuerdo con el tamaño del campo de exploración en el MORITA Accuitomo 170 aparato de haz conico. (C. Hodez, 2011)

Artefactos metálicos

Las imágenes de haz cónico producen un menor número de artefactos alrededor de estructuras metálicas densas que la TC. Esta ventaja es especialmente notable en torno a material quirúrgico y protésico, coronas dentales, cuerpos metálicos extraños dentro de los senos e implantes cocleares.

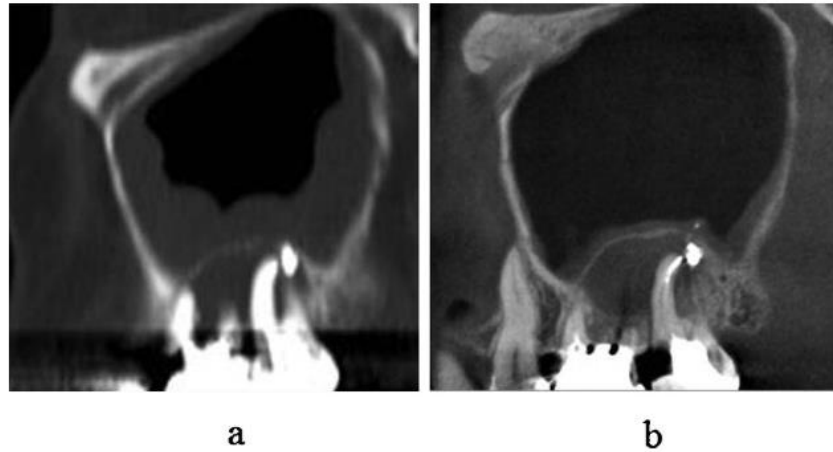


Ilustración 3 A: Adquisición de campo grande (14x10 cm), 250 μ voxels, en hueso facial. B: Retro-reconstrucción centrada en los ápices de 16, con 125 μ voxels: Quiste radicular dental en el llenado incompleto del conducto distal vestibular del diente 16, microperforado.

Desventajas

Resolución de la densidad

Baja intensidad de la radiación se consigue a costa de una escala de densidad mucho más estrecha que en la TC, y la discriminación por tanto menos fina de la densidad de los tejidos blandos. La escala de Hounsfield no existe, y la densidad es ajustada mediante una simple modulación del ennegrecimiento y el contraste.

Esto impide tanto el estudio de la extensión de las partes blandas de los procesos patológicos (tumores, infección o derrame de sangre facial) y la inyección de medios de contraste. El descubrimiento de la invasión de los tejidos blandos por cualquier tipo de proceso, por lo tanto, significa que la imagen haz cónico tiene que dar paso a la TC y / o RM.

Ruido

La relación señal-ruido es un factor esencial de la calidad de imagen. La señal corresponde a los voxels que suministran información y el ruido de los voxels parásitos que degradan la calidad de la imagen. Una vez más, la baja intensidad de la radiación significa mayores niveles de ruido, que no siempre son perceptibles, pero causan problemas en los estudios de alta resolución y alto contraste, principalmente del oído medio.

Implicaciones para los exámenes de haz cónico

Resolución espacial y tamaño de campo de la exploración

Las características de los cortes obtenidos dependen de tres factores antagónicos: tamaño de voxel, volumen explorado, la capacidad y cálculo de la velocidad de adquisición de las imágenes. Todas las adquisiciones de haz cónico están basadas en un compromiso alcanzado entre estos tres. Esto, para un tiempo dado de cálculo, más amplio será el campo más pobre es la resolución espacial. El estudio global del seno utiliza un gran campo, pero la exploración de un sitio dental implicado en la sinusitis necesitará un campo más pequeño con una mejor resolución espacial. Ciertos aparatos incluyen una función retro-reconstrucción: el ordenador reconstruye una parte seleccionada del volumen con una resolución espacial mejorada, permitiendo, por ejemplo, el estudio preciso del ápice después de la adquisición global del tamaño de campo del seno. (Ilustración 4)

Ruido

El ruido aumenta a medida que el tamaño del voxel y grosor de corte disminuyen. Esta es una limitación para la exploración del hueso petroso, especialmente en el oído medio e interno, donde la alta resolución espacial es buscada en cortes finos con el mínimo ruido.

Utilidad en el campo de la otorrinolaringología:

- Permite la evaluación de los padecimientos estructurales o inflamatorios que pueden producir obstrucción nasal, rinitis o rinosinusitis, la determinación de desviaciones septales desde las que producen desviaciones de las válvulas nasales hasta los espolones etmoidovomerianos que pueden desencadenar cefaleas rinógenas, son muy bien evaluadas por este método.
- La evaluación de las medidas de la vía aérea superior, específicamente la nasofaringe y orofaringea es muy efectiva con la TC, en los niños se puede evaluar la existencia,

extensión y el grado de obstrucción de las coanas que produce la hipertrofia del tejido adenoideo. Hay que tener presente que incluso en adultos jóvenes puede existir crecimiento adenoideo que incluso puede llegar a provocar obstrucción nasal.

- El análisis de la orofaringe es importante realizarlo en los pacientes con sospecha o diagnóstico de apnea obstructiva de sueño para determinar el sitio o los sitios de obstrucción anatómica, es así que se pueden aplicar mediciones de longitud y grosor del paladar blando, el diámetro de la vía aérea orofaríngea en los niveles retropalatino, retrolingual y retroepiglótico.

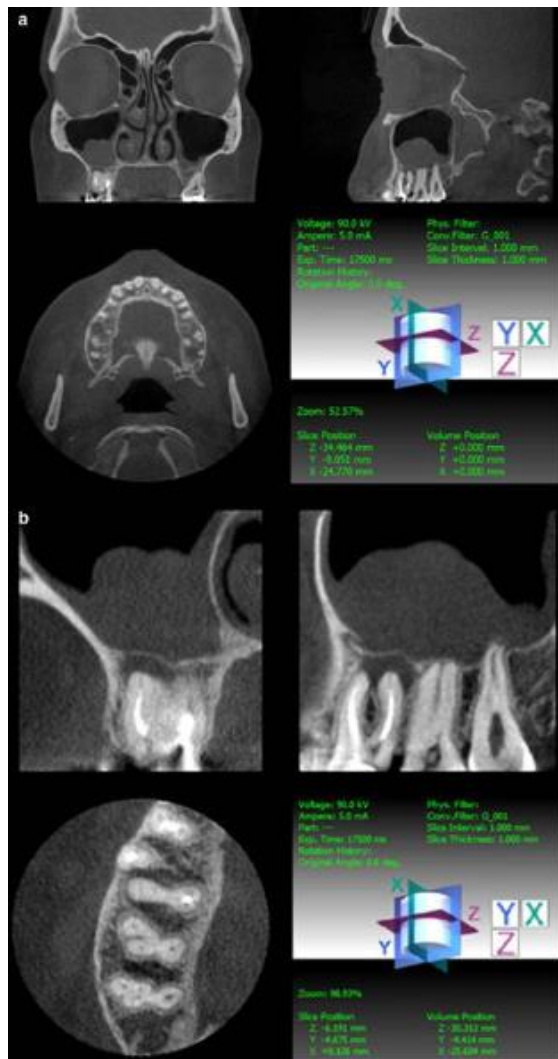


Ilustración 4 A: Adquisición de campo grande (14x10 cm), 250 μ voxels, en hueso facial. B: Retro-reconstrucción centrada en los ápices de 16, con 125 μ voxels: Quiste radicular dental en el llenado incompleto del conducto distal vestibular del diente 16, microperforado.

2. Dosis en Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT)

Entender el concepto de medición de la dosis de CBCT requiere una comprensión exhaustiva de la medición de la dosis tomografía computarizada convencional de haz en abanico (FBCT). El concepto de índice de dosis de tomografía computarizada (CTDI) fue

inicialmente sugerido por Jucius y Kambic [9] y luego establecido por Shope et al. [10] CTDI₁₀₀ ha sido ampliamente conocido y aceptado como el descriptor estándar de dosis CT que utiliza la cámara de ionización larga de 100 mm en forma de lápiz en un maniquí en forma de cilindro. El CTDI₁₀₀ puede ser expresado en la ecuación (1) como se menciona a continuación [11,12].

$$CTDI_{100} = \frac{1}{n \cdot T} \cdot \int_{-50MM}^{+50MM} D(z) dz \quad (1)$$

donde, n es la cantidad de cortes; T es el grosor del corte; D (z) es el perfil de dosis a lo largo del plano axial.

Adicionalmente, la dosis promedio en el plano axial puede ser estimada mediante la llamada CTDI ponderada. Además, la ecuación (2) que muestra el promedio ponderado en el centro del maniquí y en la periferia conocida como CTDI_w. Además, calcula la dosis promedio en un plano que está expuesto a una serie de exploraciones axiales contiguas que iguala al pitch a la unidad [11].

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{centro} + 2/3 CTDI_{periferia} \quad (2)$$

A diferencia de la TC convencional de haz de abanico, la geometría distinguida de CBCT ha hecho algunos cambios en términos de mediciones de dosis de CBCT. En el caso de la dosis de CBCT, el concepto de CTDI ya no es una técnica de medición confiable ya que el ángulo de cono aumenta a diferencia del ángulo de TC de haz de abanico.

La primera razón de esto se debe al hecho de que la no uniformidad del perfil de dosis a lo largo del eje central. La segunda razón es que la cola del perfil de dosis excede los 10 cm de longitud de la cámara de iones utilizada. La tercera razón es que el maniquí resulta inadecuado para detectar toda la anchura del haz. La cuarta razón es que el incremento de la dosis central y periférica CTDI_w no muestra una predicción precisa de la dosis promedio a través del volumen [11].

En las pasadas décadas los resultados de las mediciones se han expresado en términos de dosis absorbida en aire en una serie de publicaciones. Sin embargo, publicaciones más recientes y el Código de práctica del OIEA [13] indican que hay dificultades experimentales para determinar la dosis en aire, especialmente en la proximidad de una interfaz entre dos medios distintos, y que, en realidad, lo que indican los equipos de dosimetría no es la energía de la radiación absorbida por el aire, sino la energía transferida por la radiación a las partículas cargadas resultantes de la ionización. Por estas razones, el Código de práctica del OIEA y el informe 74 de la ICRU recomiendan utilizar el kerma en aire en lugar de la dosis absorbida en aire. La unidad es el julio por kilogramo (J kg⁻¹) y su nombre especial es el gray (Gy).

Aunque las normativas internacionales de seguridad radiológica en la práctica del radiodiagnóstico [14, 15] definen los niveles de referencia para la tomografía computarizada convencional con haz estrecho (TC) en términos del índice de kerma en aire de TC ponderado ($CTDI_w$), para la CBCT este parámetro no resulta práctico, teniendo en cuenta que en esta modalidad no se usan técnicas secuenciales de haces en "abanico". *Amer y col.* han definido un parámetro similar al $CTDI_w$ para fines comparativos en estudios dosimétricos con CBCT, que refleja la variación de la deposición de dosis en profundidad, ponderando los aportes de la dosis periférica (D_p) y central (D_c), medidas en un maniquí estándar para CTDI [16]. Este parámetro, denominado "índice de kerma en aire para tomografía con haz en cono", o $CBDI_w$, se obtiene como:

$$CBDI_w = \frac{1}{3}CBDI_{D_c} + \frac{2}{3}CBDI_{D_p} \quad (3)$$

Donde:

$CBDI_{D_c}$ y $CBDI_{D_p}$ son los valores de "índices de kerma en aire" medidos en el centro y la periferia del maniquí cilíndrico de PMMA, respectivamente.

Aunque esta expresión matemática ofrece aproximaciones de dosis para fines comparativos entre diferentes equipos y protocolos de adquisición de imágenes, las dosis reportadas por ellos deben manejarse con cautela, dado que los maniquíes empleados para definirlos difieren significativamente en composición y forma de los pacientes reales, como demuestran algunos estudios realizados en maniquíes antropomórficos [17,18].

Materiales y Métodos

Se describen los materiales y métodos utilizados en este trabajo de maestría. Inicialmente se presentan las características de los equipos que serán evaluados para la propuesta del protocolo de control de calidad. Después se detallan los equipos e instrumentos técnicos empleados para la evaluación del kerma en aire. Se describe el montaje experimental a emplear, como la metodología a seguir.

2.1 Tomógrafos Computarizados de Haz Cónico

Se seleccionaron equipos de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) que son empleados para la adquisición de imágenes volumétricas en las disciplinas de odontología, otorrinolaringología. Todos fueron empleados con el objetivo de evaluar el kerma en aire, índice de kerma en aire ponderado a fin de establecer las pruebas a realizar en un protocolo de control de calidad.

- Volux 9 ent – Genoray (Otorrinolaringología).
- Promax 3D – Planmeca (Odontología).

2.1.1. Tomógrafo Volux 9 ENT- Genoray

Ubicado en las instalaciones de un centro de otorrinolaringología (Otoval) que se encuentra en la oficina 1-11 del Centro Comercial Concepto La Granja en el municipio Naguanagua del estado Carabobo. Centro destinado para la consulta por parte de médicos otorrinolaringólogos.



Ilustración 5 Tomógrafo Volux 9 ENT- Genoray

Características técnicas del equipo:

Fuente de Rayos X	Alta frecuencia, Tubo estacionario, 60 ~ 85 kV, 5(32(31.625)mAs) ~ 7mA(97(97.405)mAs) (Modo pulsado)
Punto focal	0.5 mm
Imagen Detector	1.1 Detector
FOV	9 pulgadas: Diámetro 150 x Altura 150 mm 6 pulgadas: Diámetro 100 x Altura 100 mm
Tamaño del Voxel	9 pulgadas: 0.3 mm 6 pulgadas: 0.2 mm
Adquisición de la Imagen	220°
Tiempo de exploración/ Tiempo de exposición	20 s/min 25 ms(6.325s) ~MAX 55 ms (13.915s)
Posición del paciente	Sentado
Tipo de reconstrucción	Haz de Cono
Tiempo de reconstrucción*	2.5 min
Peso del sistema	220 Kg $\pm$ 5 Kg
Unidad principal	1361x1516xA1919 mm
Filtración	2.8 mm Al (Tubo de Rayos X: 0.8 mm Al, Añadido: 2 mm Al)

*Podría ser diferente debido a la especificación del sistema.

Especificación del Tubo de Rayos X:

Tipo	Estacionario	Tiempo de exposición máximo	20 s
Punto focal	Pequeño: 0.5 mm	Voltaje máximo del tubo	110 kV
Angulo del Blanco	16°	Voltaje mínimo dl tubo	40 kV
Material del Blanco	Tungsteno	Corriente máxima del filamento	3.1 A/4.9 V
Filtración inherente	0.8 mm Al	Límites de la frecuencia del filamento	0~20 kHz
Método refrigerante	Aceite refrigerante	Corriente máxima del tubo	15 mA
Entrada de Energía (monofásico de onda completa rectificadora)	680 W	Características térmicas	Capacidad de almacenamiento de calor del ánodo 35.5 kJ(50kHU) Máxima tasa de disipación de calor del ánodo 600 W(845HU/s)

2.1.2. Tomógrafo Promax 3D – Planmeca

Ubicado en las instalaciones del centro odontológico Diagnóstico e Imagen Maxilofacial (DIM) en el Centro Profesional Santa Paula Torre B. Piso 6, oficina 605. Urb. Santa Paula. Caracas. Edo Miranda. Especialistas en procedimientos maxilofaciales. Este quipo también cuenta con la modalidad para la realización del estudio panorámico.



Ilustración 6 Tomógrafo Promax 3D – Planmeca

Características técnicas del equipo:

Fuente de Rayos X	Ánodo fijo; Voltaje del ánodo: 54-90kV Corriente del ánodo: 1-14 mA
Punto focal	0.5 mm
Imagen Detector	
FOV – DxH	50x80 50x50 80x80 80x50 mm
Tamaño del Voxel	Min. 75 micrometro
Adquisición de la Imagen	200°
Tiempo de exploración/ Tiempo de exposición	9-37 s
Posición del paciente	De pie
Tipo de reconstrucción	Haz de Cono
Tiempo de reconstrucción*	2- 25 s
Peso del sistema	
Unidad principal	128 Kg
Filtración	

Flat Panel

2.2. Equipos, Instrumentos técnicos

Se emplearon los de detectores de radiodiagnóstico de la casa comercial Fluke biomedical (Cámara de ionización tipo lápiz - TNT 12000 DoseMate W/mAs) para realizar evaluación del índice de “Kerma en Aire” para CBCT:



Ilustración 7 Equipos empleados para la medición de los parámetros kV, HVL, t

TNT 12000 DoseMate W/mAs
Cámara de ionización tipo lápiz

Con los datos obtenidos y empleando protocolos internacionales de Control de Calidad para los equipos CBCT, propondremos un protocolo adecuado a las condiciones de los equipos con que contamos en Venezuela.

2.3. Montaje experimental

- Evaluación del Kerma en Aire:

Se posicionó sobre un trípode una base que permite sujetar la cámara de ionización tipo lápiz, la cual se ubicara en el centro geométrico indicado por la convergencia de los láseres. Esto nos permitirá evaluar el kerma en aire sin ningún medio que disperse el haz de rayos x emitido por el tomógrafo computarizado de haz cónico durante la adquisición de la imagen.

- Determinación del índice de kerma en aire ponderado para el CBCT:

Para el montaje experimental se empleó un maniquí con una constitución equivalente del agua (PMMA) que simula las dimensiones de un cráneo adulto. Este es empleado normalmente para procedimientos de control de calidad en tomógrafos convencionales en la determinación del CTDI y cuenta con cinco cavidades para la colocación de la cámara de ionización tipo lápiz.

El maniquí se colocó sobre una base plana que se encontrara sujeta al trípode, garantizando de esta manera que el mismo se encuentre nivelado. Este se ubicó en el centro indicado por los láseres con la finalidad de garantizar la simetría durante la adquisición de la imagen por parte del tomógrafo.



Ilustración 8 Montaje experimental empleado para la determinación del Kerma en Aire. Volux 9 ENT



Ilustración 9 Montaje experimental empleado para la determinación del Kerma en Aire. Promax 3D



Ilustración 11 Montaje experimental para la determinación del índice del kerma en aire. Senos paranasales.



Ilustración 10 Montaje experimental para la determinación del índice de kerma en aire. Ambos maxilares.

3. Metodología

En este trabajo se evaluó el kerma en aire para el tomógrafo computarizado de haz cónico destinado al diagnóstico otorrinolaringológico considerando una serie de protocolos (Senos paranasales, Oído, Laringe), las modalidades adulto, niño, pediátrico y los parámetros técnicos (kV, mAs). Donde se comparó el valor del kerma en aire obtenido empleando la técnica establecida por el fabricante y una técnica optimizada con la finalidad de reducir la exposición a la radiación del paciente, garantizar una buena calidad de imagen diagnóstica.

También se consideró la evaluación del Kerma en aire para el tomógrafo computarizado de haz cónico destinado al diagnóstico odontológico para el protocolo de adquisición de la imagen diagnóstica de ambos maxilares (Superior e Inferior). Este presenta cinco modalidades a considerar para la evaluación y se tomó en cuenta la resolución en la que es adquirida la imagen (Normal, Alta definición), los parámetros técnicos (kV, mAs, s) que nos permitirá comparar dosimétricamente el estudio tomográfico.

La determinación del índice de kerma en aire ponderado empleando un maniquí de PMMA (cráneo adulto) nos dará un valor más aproximado a la dosis esperada para un estudio de senos paranasales y de ambos maxilares respectivamente.

- Evaluación del Kerma en aire:

Empleando el montaje experimental mencionado previamente se configuro el tomógrafo computarizado de haz cónico en cada una de las modalidades disponibles según las especificaciones del fabricante para el área anatómica a estudiar según la

disciplina diagnóstica (Odontología, Otorrinolaringología) para que la que fue destinado el equipo.

Se realizaron dos exploraciones por cada protocolo a considerar para la evaluación del kerma en aire y así verificar la correspondencia del valor medido. Fueron considerados los parámetros técnicos establecidos por default (estándar) por el fabricante en relación a parámetros optimizados para la realización del estudio.

También se consideró la resolución en la que el equipo permite adquirir las imágenes (Normal, Alta definición) y la nitidez según corresponda; así como las técnicas empleadas por el personal para la realización de las imágenes y las técnicas presentes en el equipo como default.

- Determinación del índice de kerma en aire ponderado para el CBCT:

En el montaje considerado para esta prueba se realizó dos medidas para cada una de las posiciones en la que puede ubicarse la cámara de ionización tipo lápiz en el maniquí que simula un cráneo adulto (Centro, Periferia).

Resultados y Discusión

4. Evaluación del Kerma en Aire

Los valores obtenidos al evaluar el kerma en aire en el centro de rotación del equipo Volux 9 ENT – Genoray destinado para la adquisición de imágenes diagnósticas en otorrinolaringología nos permite considerar la influencia de los parámetros técnicos (kV, mAs) en la dosis recibida por el paciente. Se optimizó la técnica al reducir un 35% del mAs establecido como estándar por el fabricante del equipo.

Senos paranasales (SNP)

Tabla 1 Comparación dosimétrica de protocolo para la evaluación de los senos paranasales.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Adulto	Normal	Media	85	97	280,8
Optimizado	Adulto	Normal	Alta	85	63	163,9

Se obtuvo una disminución del valor de kerma en aire del 42% al optimizar la técnica estándar.

Tabla 2 Comparación del Kerma en Aire para estudio de Senos Paranasales.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Niño	Normal	Media	83	97	222,9
Optimizado	Niño	Normal	Alta	78	63	123,2

Se obtuvo una disminución del valor de kerma en aire del 45% al optimizar la técnica estándar.

Tabla 3 Comparación del Kerma en Aire para estudio de Senos Paranasales.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Pediátrico	Normal	Media	81	97	239,9
Optimizado	Pediátrico	Normal	Alta	72	63	112,6

Se obtuvo una disminución del valor de kerma en aire del 53% al optimizar la técnica estándar.

El nivel en la nitidez para la adquisición de la imagen diagnóstica no afecta al valor obtenido del kerma en aire, por lo que es un factor despreciable que no será considerado.

Oído

Tabla 4 Comparación del Kerma en Aire para estudio de oído.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Adulto	Normal	Media	85	97	241,6
Optimizado	Adulto	Normal	Media	85	63	164,8

Se obtuvo una disminución del valor de kerma en aire del 32% al optimizar la técnica estándar.

Tabla 5 Comparación del Kerma en Aire para estudio de oído.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Niño	Normal	Media	84	97	268,4
Optimizado	Niño	Normal	Media	78	63	124,0

Se obtuvo una disminución del valor de kerma en aire del 54% al optimizar la técnica estándar.

Tabla 6 Comparación del Kerma en Aire para estudio de oído.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Pediátrico	Normal	Media	83	97	261,0
Optimizado	Pediátrico	Normal	Media	74	63	122,8

Se obtuvo una disminución del valor de kerma en aire del 53% al optimizar la técnica estándar.

Laringe

Tabla 7 Comparación del Kerma en Aire para estudio de laringe.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Adulto	Normal	Media	80	97	198,3
Optimizado	Adulto	Normal	Media	75	89	163,0

Se obtuvo una disminución del valor de kerma en aire del 18% al optimizar la técnica estándar, para una diferencia del 8% del mAs.

Tabla 8 Comparación del Kerma en Aire para estudio de laringe.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Niño	Normal	Media	78	97	212,2
Optimizado	Niño	Normal	Media	-	-	-

Tabla 9 Comparación del Kerma en Aire para estudio de laringe.

	Modalidad	VOI	Nitidez	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Estándar	Pediátrico	Normal	Media	76	97	197,3
Optimizado	Pediátrico	Normal	Media	-	-	-

El protocolo para la evaluación de la laringe no es empleado con frecuencia en el servicio debido a la baja calidad de las imágenes diagnósticas que son adquiridas con este CBCT. Debido a la baja resolución que ofrece el tomógrafo computarizado de haz cónico en comparación al tomógrafo computarizado convencional no es posible diferenciar las distintas densidades de los tejidos que rodean la laringe.

Se considera que la optimización de los parámetros técnicos, representa un factor de importancia para reducir el kerma en aire durante la realización del estudio.

Tabla 10 Comparación dosimétrica de protocolo para la evaluación de los senos paranasales.

	Estándar			Optimizado		
	kVp	mAs	CBDI (μGy)	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Adulto	85	97	280,8	85	63	163,9
Niño	83	97	222,9	78	63	123,2
Pediátrico	81	97	239,9	72	63	112,6

Tabla 11 Comparación dosimétrica de protocolo para la evaluación del oído.

	Estándar			Optimizado		
	kVp	mAs	CBDI (μGy)	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Adulto	85	97	241,6	85	63	164,8
Niño	84	97	268,4	78	63	124,0
Pediátrico	83	97	261,0	74	63	122,8

Tabla 12 Comparación dosimétrica de protocolo para la evaluación de la laringe.

	Estándar			Optimizado		
	kVp	mAs	CBDI (μGy)	kVp	mAs	CBDI (μGy)
Adulto	80	97	198,3	75	89	163,0
Niño	78	97	212,2	-	-	-
Pediátrico	76	97	197,3	-	-	-

La evaluación dosimétrica de las diferentes modalidades de estudio nos permitió optimizar los parámetros técnicos empleados para reducir la dosis que recibe el paciente durante la adquisición de la imagen radiológica. Es importante el considerar la evaluación de la calidad de la imagen obtenida para garantizar que los parámetros técnicos no reducen la calidad diagnóstica de las mismas.

También fue evaluado el kerma en aire en el centro de rotación del equipo Promax 3D-Planmeca destinado para la adquisición de imágenes diagnósticas en odontología.

Tabla 13 Comparación del Kerma en Aire para estudio de ambos maxilares. (Alta Definición)

	Modalidad	Resolución	kVp	mAs	CBDI (μGy)	t (s)
Estándar	Adulto 1	Alta Definición	90	211	1074	15
Estándar	Adulto 2	Alta Definición	90	181	925,7	15
Estándar	Adolescente	Alta Definición	90	151	775,1	15
Estándar	Niño	Alta Definición	90	136	695,7	15
Estándar	Pediátrico	Alta Definición	90	120	542,53	15

Tabla 14 Comparación del Kerma en Aire para estudio de ambos maxilares.(Normal)

	Modalidad	Resolución	kVp	mAs	CBDI (μGy)	t (s)
Estándar	Adulto 1	Normal	88	157	715,5	12
Estándar	Adulto 2	Normal	84	133	505,0	12
Estándar	Adolescente	Normal	82	121	415,9	12
Estándar	Niño	Normal	78	109	302,9	12
Estándar	Pediátrico	Normal	74	95,5	198,2	12

Se comprueba que el realizar la adquisición de la imagen diagnóstica en una resolución de alta definición implica no solo un aumento en los parámetros técnicos (kVp, mAs, tiempo) sino en el valor del kerma en aire medido. Hecho que se observa al comparar el

kerma en aire obtenido en la modalidad de Adulto para una resolución normal en relación al valor obtenido para la modalidad del paciente pediátrico a una resolución de alta definición.

5. Determinación del Índice de Kerma en Aire ponderado ($CBDI_w$)

Se realizó la lectura del kerma en aire en las cavidades periféricas y central del maniquí de cráneo adulto empleando una cámara de ionización tipo lápiz. Los estudios considerados son senos paranasales para el tomógrafo Volux 9, ambos maxilares para el tomógrafo Promax 3D.

Tabla 15 Lecturas obtenidas en el maniquí- Estudio de Senos paranasales.

L1 (μGy)	L2 (μGy)	L3 (μGy)	L4 (μGy)	L5 (μGy)
76,65	210,50	147,80	43,71	130,10

Estas mediciones se realizaron empleando la técnica optimizada, en la modalidad de adulto. Se comprobó que el valor de kerma aire que fue obtenido en la cavidad numero 1 presento un valor más alto que el considerado en todas las demás.

Tabla 16 Lecturas obtenidas en el maniquí - Estudio de ambos maxilares.

L1 (μGy)	L2 (μGy)	L3 (μGy)	L4 (μGy)	L5 (μGy)
574,1	113,95	457,6	471,35	433,6

La medición fue realizada para un estudio de ambos maxilares con una resolución de alta definición, obteniendo lecturas de kerma en aire altas en el centro del maniqui y en la periferia con la excepción del valor obtenido en la cavidad número 1.

Para el cálculo del índice de kerma en aire ponderado se consideró la ecuación (3), la cual se aplicó a los valores medidos en el maniquí (cráneo de adulto) en los estudios de senos paranasales, ambos maxilares correspondientes a los equipos considerados en este trabajo de tesis.

Tabla 17 Índice de Kerma en Aire para estudios de SNP, Ambos maxilares.

Estudio	$CBDI_{DC}$ (μGy)	$CBDI_{DP}$ (μGy)	$CBDI_w$ (μGy)
Senos Paranasales	25,55	354,74	380,29
Ambos maxilares	191,37	984,33	1175,7

No se realizó corrección del valor obtenido CDBI_w para la presión, temperatura del lugar de medición debido a que no ha sido establecida una metodología por parte de las organizaciones reguladoras y de referencia para estos equipos. No pudiéndose aplicar la expresión establecida para los tomógrafos convencionales con haz en forma de abanico.

Teniendo en cuenta la evaluación realizada sobre los parámetros técnicos empleados en las diferentes modalidades diagnósticas del CBCT, se desarrolla un protocolo de control de calidad que permita brindar las pruebas necesarias para garantizar que todos los parámetros durante el procedimiento del examen están de acuerdo con el protocolo estándar de operación, lo que resulta en imágenes con valor diagnóstico, sin exponer al paciente a un riesgo innecesario.

Un programa de pruebas de equipos dentales y de otorrinolaringología para TC de haz cónico debe considerar los siguientes aspectos:

- Rendimiento del tubo de rayos X y el generador.
- Dosis del paciente.
- Evaluación cuantitativa de la calidad de imagen.
- Rendimiento de la pantalla de visualización.

Tal programa es un requerimiento de la directiva de la unión europea (Commission, European guidelines on radiation protection in dental radiology, 2004) de exposiciones médicas como parte del proceso de optimización para asegurar que la dosis del paciente es tan baja como sea razonablemente posible, mientras se logre una adecuada calidad de la imagen clínica. Cualquier práctica en la que se lleve a cabo una exposición médica debe tener acceso a la asesoría de un experto en física médica en tales materias.

6. Protocolo de Control de Calidad para Tomógrafos Computarizados de haz cónico:

6.1. Manual de control de calidad para sistemas CBCT

6.1.1. Introducción

Pruebas y evaluación de la dosis del paciente se llevan a cabo cuando el equipo es instalado por primera vez como parte del proceso de puesta en marcha y luego en toda la vida útil del equipo. Este protocolo describe las pruebas físicas y mediciones que se consideran como parte de un programa de control de calidad estándar para una unidad de CBCT dental/ Otorrinolaringóloga. No comprende la garantía de calidad de la imagen clínica.

Pruebas de control de calidad de rutina involucran principalmente la comparación de los resultados con los determinados durante la puesta de marcha. Una variación significativa, como lo indican los niveles de acción predeterminados, debe ser investigada, ya sea con la ayuda de un experto en física médica o el equipo de ingeniería del servicio.

No todos los posibles métodos de evaluación son considerados esenciales. Es importante llevar a cabo suficientes pruebas para confirmar que el equipo está funcionando según lo previsto. Las pruebas más complejas hacen añadir información adicional que es útil en el proceso de optimización y que son detalladas aquí para complementar. Sin embargo, si las pruebas más detalladas se llevan a cabo dependerá de la disponibilidad de apoyo de expertos y los recursos necesarios.

6.1.2. Tubo de Rayos X y generador

El correcto y fiable rendimiento del tubo de rayos X y el generador es crucial para la producción de imágenes consistentes. Tanto la radiación de salida y tensión del tubo debe ser controladas regularmente, mientras que la filtración del tubo y las fugas se deben realizar como parte de la puesta en marcha de los equipos y deberá repetirse si un trabajo de reparación importante es llevado a cabo en el cabezal del tubo.

6.1.2.1. Radiación de salida

Esta se evaluó mediante la medición del kerma en el aire a un punto fijo en el haz de rayos X, por ejemplo, mediante el uso de una pequeña cámara de ionización de dedal colocada en el isocentro. Debe tenerse en cuenta que la cámara de ionización debe tener sensibilidad isotrópica.

Repetibilidad de la Radiación de salida

Esta prueba controla la consistencia de la radiación de salida para una serie de exposiciones de radiación utilizando parámetros de exposición constante.

Ejemplo: Repetir cinco mediciones utilizando parámetros de exposición constante en una configuración clínica típica.

Reproducibilidad de la Radiación de salida

Esta prueba controla el efecto de los parámetros de exposición (voltaje del tubo y del producto tiempo de exposición- corriente) en la radiación de salida. La comparación debe hacerse con los valores de referencia establecidos en la puesta en marcha.

Ejemplo: Medir en un rango de voltajes del tubo, por ejemplo, 70,80 ,90 kV en un rango de configuraciones clínicas típicas del producto de la corriente- tiempo de exposición.

Nota: Muchas unidades CBCT no permiten una selección manual de voltajes del tubo y producto corriente -tiempo de exposición. Para estas unidades, las exposiciones anteriores deben hacerse en los parámetros de exposición seleccionados automáticamente.

6.1.2.2. Potencial del tubo

El voltaje aplicado al tubo de rayos X determina la energía de los fotones de rayos X y es un factor importante en la determinación del contraste en la imagen.

La evaluación del potencial del tubo asegura que el voltaje del tubo entregado es cercano a ese colocado en la unidad por el operador. Mala concordancia entre los dos afectaría a la calidad de imagen clínica, la salida de la radiación del equipo y la dosis del paciente.

Precisión de la tensión del tubo

La tensión del tubo debe medirse directamente utilizando un dispositivo divisor kV con intervalos de 10 kV a través de la gama completa que la unidad sea capaz de producir.

Repetibilidad de la tensión del tubo

La consistencia de la tensión del tubo debe ser monitoreada mediante la repetición de cinco mediciones en al menos dos valores kV clínicamente pertinentes, cuando sea posible.

Reproducibilidad de la tensión del tubo

La reproducibilidad de la tensión del tubo con el tiempo debe controlarse mediante la comparación de los resultados medidos para valores de tensión del tubo en intervalos de 10 kV a través del rango completo que la unidad puede producir con los establecidos como valores de referencia en la puesta en marcha.

6.1.2.3. Filtración

La filtración de un tubo de rayos X absorbe los fotones de baja energía que no contribuyen a la formación de la imagen, pero contribuyen a la dosis en la piel del paciente. Tener una filtración adecuada es esencial para asegurar que la dosis del paciente es controlada. La filtración total se deberá estar marcada en la carcasa del tubo de rayos X.

La filtración total puede estimarse mediante la medición de la capa de semiatenuación (HVL). El HVL es el espesor del absorbedor requerido para reducir la intensidad del haz de rayos X incidente por la mitad. El HVL es una estimación del poder de penetración del haz de rayos X lo que significa que cuanto mayor es el HVL la penetración del haz de rayos X es mayor.

Capa Hemireductora HVL

Un dosímetro tal como una cámara de ionización de dedal debe posicionarse en el isocentro del haz de rayos X o en la superficie del detector. Si es posible, el escáner debe ser configurado para funcionar en "modo de servicio" de tal manera

que el tubo de rayos X este estacionario. Si esto no es posible, entonces debe considerarse alternativas, tales como la posibilidad de utilizar el modo "Scout". Alternativamente el escáner puede ser operado en condiciones normales con cuidado en la configuración del dosímetro y los filtros. Un protocolo típico para medir HVL debe ser seguido, en el que la transmisión a través de espesores conocidos de aluminio de alta pureza es evaluada. Usando esta medida de HVL y el conocimiento del diseño de tubo de rayos X, la filtración total puede estimarse a partir de tablas de referencia. HVL es medido directamente por varios detectores modernos dosis/ kV como una alternativa a este método.

6.1.2.4. Visión del Campo de radiación

El campo de visión (FOV) de un escáner CBCT dental es usualmente definido en el isocentro. El escáner debe configurarse para funcionar en "modo de servicio" y una película o un casete CR puede ser colocado en el isocentro y expuestos a diferentes tamaños de campo. El tamaño de la película o el casete CR debe ser elegido de manera que se extienda sobre las dimensiones nominales del FOV. Las dimensiones de la imagen del campo pueden ser medidas y comparadas con el campo de visión nominal, citado por los fabricantes, y las dimensiones del FOV medidos al inicio del estudio. Si los fabricantes establecen que es necesario irradiar más allá del FOV nominal para los propósitos de reconstrucción de la imagen esto debe ser tomado en cuenta.

Si el escáner no puede ser operado en el "Modo de servicio", entonces la película o el casete CR podría ser colocado en el detector y se expone a los máximos y diferentes FOV. Si la distancia del punto focal al detector es conocida, entonces las dimensiones del FOV nominal en el detector puede ser calculadas y comparadas con la imagen FOV. Alternativamente, dos juegos de dosímetros termoluminiscentes (TLD) podría ser colocado usando soportes en el isocentro con el primer juego colocado vertical y el segundo conjunto colocado en paralelo al eje z y expuestos a un FOV a la vez. El número de los TLD debe seleccionarse de manera que se extiendan sobre las dimensiones nominales del FOV. Los TLDs son leídos y las dimensiones del FOV irradiado se comparan con las dimensiones del FOV nominal.

Además, se debe confirmar que el haz de rayos X está contenido dentro del detector. Una película o un casete CR deben ser colocados en la superficie del detector y los bordes del área activa del detector deben ser marcados en la película o CR cassette y luego se exponen a la radiación. El campo de radiación no debe extenderse más allá de los bordes marcados en la película o el casete CR.

6.1.2.5. Alineación del haz de Rayos X

Esta prueba es para evaluar la coincidencia del centro de radiación y la imagen FOV con el isocentro como es definido por los láseres de alineación o la vista scout.

Cualquier objeto radio opaco colocado en el isocentro permite una medición de la distancia entre la imagen del objeto y el centro de la imagen formada FOV usando la herramienta de medición de software del escáner. Tenga en cuenta que la precisión de esta medición es dependiente de la calibración correcta del software de medición y el tamaño de vóxel de la imagen reconstruida.

6.1.2.6. Fuga

La radiación es emitida en todas las direcciones desde el punto focal, no sólo en la dirección del haz de rayos X primario. La carcasa del tubo está diseñada para atenuar la radiación fuera del haz principal de modo que el paciente y el personal no estén expuestos de manera significativa. Esta fuente de radiación secundaria es conocida como fuga.

En el equipo de rayos X estándar, las fugas son medidas durante la puesta en marcha, generalmente por un experto en física médica, para confirmar que el diseño del cabezal del tubo y la construcción son adecuados. También debe ser medido si se ha producido daño físico del cabezal del tubo o del cabezal del tubo ha sido desmantelada durante la reparación.

La medición de fugas en un CBCT dental es problemático y sólo puede lograrse de forma fiable si el movimiento del cabezal del tubo puede ser detenido (probablemente estén disponibles en el “Modo de servicio” solamente) y el haz primario puede ser bloqueado, ya sea por el uso de colimadores o un bloque de plomo de al menos 1 mm de espesor colocado tan cerca de la ventana de tubo como sea posible. Si esto se puede conseguir, los métodos estándar para la medición de fugas pueden ser aplicados, que consiste en la identificación de áreas de fuga y medición de la tasa de dosis en estas áreas. Cuando interpretamos los resultados, considerando que debería tenerse en cuenta la efectividad de la atenuación aplicada a la ventana del tubo.

Si el movimiento del cabezal del tubo no puede ser detenido, de manera segura fijando un bloque de plomo tan cerca de la ventana del tubo como sea posible todavía debería permitir mediciones significativas de radiación secundaria que se hagan en los puntos accesibles adyacentes a la unidad. Estos resultados darán una indicación de si la fuga de alguna parte de la carcasa del tubo es mayor de lo esperado. El uso de película o placas de radiografía computarizada alrededor de

la carcasa del tubo también puede ser útil en la detección de pequeñas áreas en las que hay menos blindaje, o en donde el blindaje está ausente por completo. Si se detecta, las mediciones de radiación secundaria pueden enfocarse en estas áreas.

6.1.3. Dosis al paciente

El conocimiento de la dosis al paciente es esencial para los médicos que están tomando la decisión en cuanto a la justificación de la exposición. También es importante asegurarse de que las dosis están optimizadas y de conformidad con las directrices nacionales e internacionales. La cantidad de dosis "dosis efectiva" da una indicación de riesgo de radiación y puede ser comparado con las dosis de otras fuentes de radiación. Sin embargo, la dosis efectiva no puede ser medida y debe inferirse a partir de cantidades de dosis más fácilmente medible.

6.1.3.1. Medición de la dosis

Una variedad de índices dosis son utilizados para caracterizar la dosis del paciente.

CTDI

Para escáneres de TC el índice de dosis TC (CTDI) es usualmente usado. Esta es una medida de la dosis integrada a través del perfil de dosis a lo largo de la longitud del paciente. Es medida usando un detector de lápiz, ya sea en el aire o en un maniquí de perspex. Tal índice de dosis tiene inconvenientes para su uso en unidades de CBCT dentales debido al mayor tamaño del haz y la asimetría de la distribución de la dosis. Sin embargo, si un CTDI es citado por los fabricantes, se sugiere que este sea medido por el experto en física médica en la puesta en marcha para la comparación con la especificación.

Índice de Dosis CBCT

El proyecto SEDENTEXCT ha investigado el uso de un índice de dosis obtenido a partir de mediciones utilizando un dosímetro de volumen pequeño en un maniquí de Perspex. Esto se mide en puntos a través del plano X-Y en el centro del eje Z.

Las mediciones pueden realizarse usando una cámara de ionización o TLD's, dentro de un apropiado maniquí de PMMA (se recomienda un diámetro de 16cm). Actualmente se proponen dos índices de dosis CBCT. Índice 1 requiere mediciones a lo largo de un diámetro del maniquí (Ilustración 5) y se calcula

como el promedio de las lecturas. Índice 2 implica medidas en el centro del maniquí y en los puntos alrededor de la periferia. Índice 1 permite la medición de un índice para exposiciones en el eje y fuera del eje y las distribuciones de dosis completas y parciales simplemente girando el maniquí (Phantom) de una manera tal que el isocentro del haz de rayos x se encuentra en el diámetro de medición como se muestra en la Ilustración 12.

El índice 2 es sólo apto para las distribuciones de dosis simétricas.

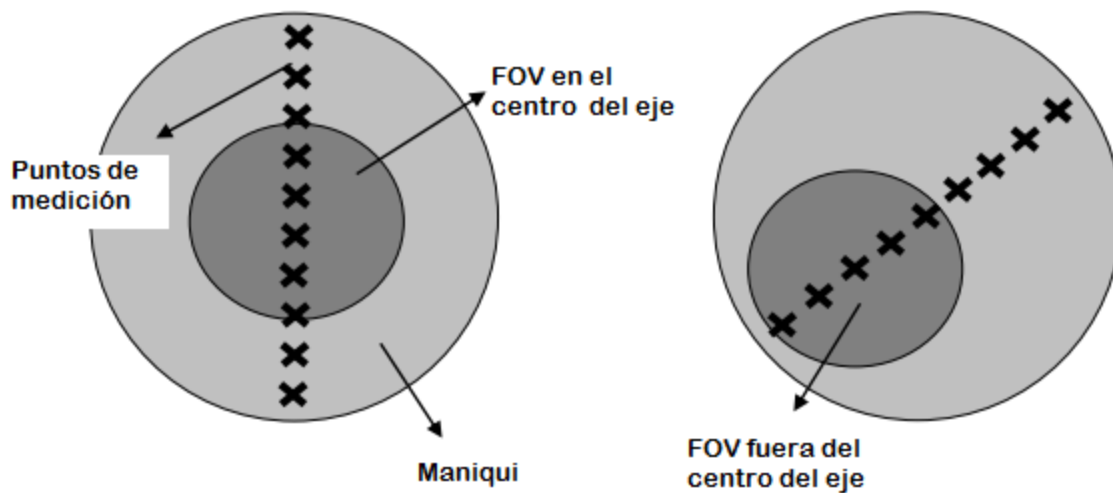


Ilustración 12 Puntos de medición para el índice 2.

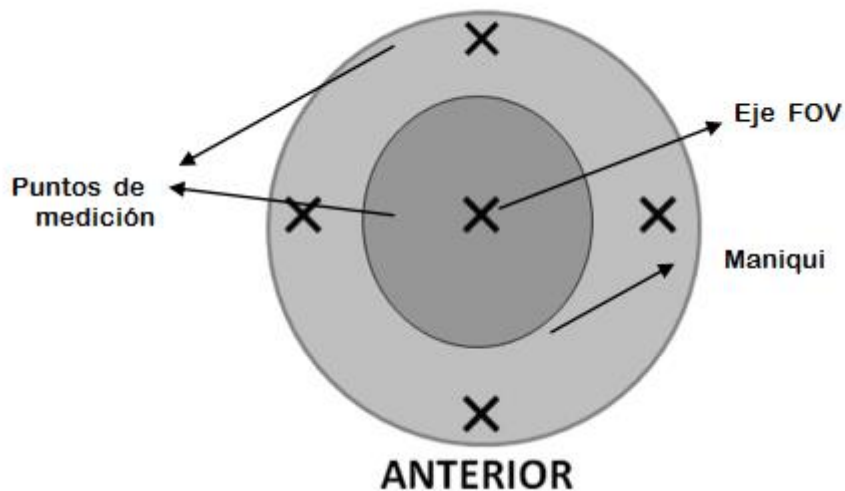


Ilustración 13 Puntos de medición para el índice 1.

Tales índices pueden ser utilizados para monitorear la reproducibilidad de la distribución de la dosis con el tiempo, para relacionar con las especificaciones del fabricante y los niveles de referencias nacionales o internacionales de diagnóstico si está configurada usando un índice de dosis.

Dosis de producto de área (DAP)

El producto de la dosis en el haz multiplicado por el área del haz en ese punto es conocido como el producto área dosis (DAP) y es un índice de dosis utilizado rutinariamente en radiografía panorámica y cefalométrica, así como en la radiografía general y fluoroscopia.

DAP puede medirse fácilmente por el experto en física médica usando una cámara de ionización calibrada que integra la dosis a través del haz primario (medidor DAP) o mediante la medición de la dosis y el tamaño del haz en un punto fijo. Debe tenerse cuidado en las unidades donde los cambios en el tamaño del haz durante el escaneo y un medidor DAP apropiado deben ser empleados para estas unidades.

Si una lectura DAP es proporcionada en el equipo lector, el experto en física médica deberá confirmar la precisión de esta en el lector. El lector puede entonces ser utilizado por el usuario para auditar y monitorear la dosis y compararla a cualquiera de los niveles auditables nacionales o internacionales (ver niveles de referencia diagnóstico).

Si no se proporciona la lectura DAP, el experto en física médica debe proporcionar las lecturas DAP para todas las configuraciones estándar de los equipos en que el usuario pueda comparar los niveles de cualquier nivel de auditoría nacional o internacional (ver los niveles de referencia diagnóstico).

6.1.3.2. Niveles de referencia diagnósticos

La Directiva Europea de exposiciones médicas requiere que los niveles de referencia de diagnóstico se establezcan y utilicen como parte del proceso de optimización. Exactamente cómo este requisito es aplicado varía de un país a otro dependiendo de la forma en que se ha implementado en la legislación nacional. Sin embargo, el objetivo general es que la dosis del paciente es auditada y la dosis para un paciente típico es comparada con los niveles anteriores y cualquier nivel nacional e internacional. Esto le dará al usuario confianza en que las dosis en su práctica no están innecesariamente a la deriva hacia arriba y que ellos están en línea con los niveles aceptados.

Niveles de referencia diagnósticos pueden ser especificados mediante una variedad de índices dosis. La Agencia de Protección de la Salud del Reino Unido ha recomendado el uso de producto dosis-área (DAP) y ha propuesto niveles de ajuste de referencia para el Reino Unido para ambos procedimientos adultos e infantiles. El nivel adulto es para los protocolos clínicos para la colocación de un implante primer molar superior en un paciente masculino estándar y el nivel de niño es para protocolos clínicos usado para una sola imagen del canino superior impactado de un varón de 12 años. Basado en los datos de actuales auditorías nacionales un nivel alcanzable inicial de 250 mGy cm² es propuesto y se solicitó más datos de manera que los niveles nacionales de referencia para adultos e infantes puedan establecerse.

Es recomendado que los niveles clínicos de dosis sean determinados en una práctica (por medición de los protocolos estándar o mediante una auditoría dosis al paciente si las lecturas del índice de dosis son proporcionadas por el equipo) y comparados con los resultados pasados y cualquier nivel establecido nacional e internacionalmente. Los niveles de dosis más altos que estos estándares merecen una investigación ya que esto podría sugerir que no están optimizados.

6.2. Rendimiento cuantitativo de la calidad de imagen

Una variedad de indicadores de calidad de imagen puede medirse usando maniqués diseñados para tales mediciones. Una variedad de diferentes maniqués está disponible.

Maniqués, como los Catphan, diseñados para su uso en escáneres de TC pueden ser utilizados para las unidades CBCT dentales, pero son difíciles de posicionar y tienden a utilizar materiales de tejido equivalente suaves para la evaluación más precisa de la precisión de escala de grises.

Las imágenes dentales tienen unos requisitos específicos (por ejemplo, la visualización de los tejidos duros y resolución espacial submilimétrica) que no son evaluadas por maniqués que no están diseñados específicamente para este fin.

Además, se requieren herramientas de software para analizar las imágenes del maniquí. Estos pueden estar disponibles como parte del software de visualización de imágenes o puede ser proporcionado por separado con el maniquí.

La adquisición de un maniquí y herramientas de software es esencial si las mediciones de calidad de imagen van a ser realizadas.

Nótese que, si bien la mayoría de los sistemas exhiben una relación lineal entre el valor de píxel de la imagen y la densidad de objetos dentro de una sola exploración,

el uso del histograma de desplazamiento por algunas unidades significa que este no siempre es el caso de exploración a exploración. Debe tenerse cuidado cuando se comparan datos no corregidos a través de exploraciones o de unidad a unidad.

6.2.1. Valores de densidad de la imagen

Una imagen clínicamente útil se basa en la habilidad del sistema para distinguir y mostrar claramente los diferentes materiales en una imagen. La precisión con la que un sistema puede seguir haciendo esto durante el tiempo puede ser determinado cuantitativamente.

6.2.1.1. Establecimiento de una base de referencia

- Adquirir una imagen de la sección de valor de densidad de la imagen del maniquí. Esto debe ser un área en la que hay muchos materiales diferentes que se distinguen claramente unos de otros.
- Dibuje una región de interés en cada uno de los diferentes materiales y registre el promedio del valor de pixel y la desviación estándar en cada uno.

6.2.1.2. Mediciones de rutina

- En futuras visitas, exponer el mismo objeto de prueba utilizando el mismo protocolo, dibujar una región de interés en cada uno de los diferentes materiales y registrar el píxel valor promedio y la desviación estándar en cada uno.
- Comparar el valor promedio del pixel para cada material con el medido en la primera visita.

6.2.2. Evaluación de los detalles del contraste

La evaluación de la habilidad de un sistema para mostrar los detalles de contraste variable conocido puede dar información importante como al deterioro de la calidad de la imagen con el tiempo. Un maniquí conteniendo objetos con una gama diferente de tamaños y/o contrastes es requerido.

6.2.2.1. Establecimiento de una base de referencia

- Adquirir una imagen de la sección de contraste del detalle del maniquí. Esto debería ser un área en la que hay varios detalles del mismo material que varían en diámetro y profundidad, o diversos detalles de diferentes materiales.

- La más simple comprobación de los detalles del contraste es contar el número de detalles que pueden ser claramente resueltos en un informe monitor.
 - Puede ser útil para derivar un valor único para la evaluación del detalle de contraste, por ejemplo, el índice de detección de umbral, el factor de calidad de la imagen o la relación contraste a ruido. Los niveles de acción dependerán del objeto de prueba y de la metodología de puntuación utilizada.
 - Algunos maniquíes pueden proporcionar software que calcula los valores de detalle del contraste después de analizar las imágenes. En estos casos, seguir las instrucciones que vienen con el maniquí.

6.2.2.2. Mediciones de rutina

- Adquirir una imagen de la sección de detalle del contraste del mismo maniquí utilizando el mismo protocolo de exposición como al inicio del estudio.
- Contar el número de detalles en la imagen utilizando el mismo monitor como al inicio del estudio cuando sea posible
 - Si un índice de detección de umbral, el factor de calidad de imagen o la relación contraste a ruido está siendo utilizada, comparar con los resultados de referencia.
 - Si la puntuación automatizada con el software del maniquí es usada, los resultados deben compararse con los valores de referencia.

Marcando objetos de prueba por el ojo es muy subjetivo. Se debería asegurar que donde hay personal diferente anotando los detalles, utilizan una metodología similar.

6.2.3. Uniformidad y artefactos

Es importante que todo el detector es capaz de producir una imagen útil, y por lo tanto hay que asegurarse de que no hay áreas significativas de daños o problemas con la calibración del detector que podrían conducir a artefactos en las imágenes adquiridas. Del mismo modo se debe confirmar que los píxeles dañados o muertos están corregidos adecuadamente en la imagen final.

6.2.3.1. Donde un maniquí QC está disponible:

- Adquirir una imagen de la sección de uniformidad del maniquí. Esto debería ser una zona homogénea grande de modo que puede asegurarse que cualquier desviación en la imagen son el resultado del sistema de imagen y no el maniquí en sí.
- Una comprobación visual de la uniformidad de la imagen nos revelará cualquier problema de uniformidad significativa.
- Cuando las herramientas cuantitativas están disponibles, dibujar una región de interés en el centro del objeto de prueba y luego cuatro regiones espaciadas uniformemente alrededor de la periferia y medir el valor promedio del pixel en cada uno.
- Evaluar la uniformidad de imagen utilizando los resultados.

6.2.3.2. Donde un maniquí QC no está disponible:

- Adquirir una imagen sin nada en el haz. Ser conscientes de que esto podría dar imágenes extrañas en algunos escáneres si la reconstrucción se basa en estar presente una cabeza o maniquí equivalente. En estos casos considerar el uso de una vista explorador.
- Una comprobación visual de la uniformidad de la imagen nos revelará cualquier problema de uniformidad significativa. En este caso, algunos ventanas de la imagen podría ser necesario para evaluar mejor la uniformidad.
- Cuando las herramientas cuantitativas están disponibles, dibujar una región de interés en el centro de del objeto de prueba y luego cuatro regiones espaciadas uniformemente alrededor de la periferia y medir el valor promedio del pixel en cada uno. Evaluar la uniformidad de imagen utilizando los resultados.

6.2.4. Ruido

Hay muchos procesos que podrían afectar a la calidad de una imagen clínica, incluyendo la salida del tubo, la eficiencia del detector y procesamiento de las imágenes. Una evaluación cuantitativa del ruido de una imagen puede identificar cualquier deterioro de la calidad de la imagen con el tiempo y ayudar a determinar la causa del deterioro.

6.2.4.1. Establecimiento de una base de referencia

- Adquirir una imagen de la sección de uniformidad del maniquí. Esto debería ser una zona homogénea grande de modo que puede asegurarse que cualquier desviación en la imagen es el resultado del sistema de imagen y no el maniquí en sí.
- Dibuje una región de interés en el centro del objeto de prueba, con un diámetro no mayor de un quinto del diámetro del objeto de prueba.
- Repita durante cinco cortes axiales consecutivos y calcular la desviación estándar promedio.

6.2.4.2. Mediciones de rutina

- Adquirir una imagen de la sección de uniformidad del maniquí utilizando el mismo protocolo que al inicio del estudio.
- Dibuje una región de interés en el centro del objeto de prueba, tan cerca en tamaño y posición para que al inicio del estudio como sea posible, y registrar la desviación estándar promedio de los cinco cortes axiales consecutivos.

Un análisis más detallado:

Debe considerarse el cálculo de una relación señal a ruido además de las mediciones de ruido descritos anteriormente. La información proporcionada por la relación señal a ruido puede ser útil en la investigación de posibles problemas con el sistema donde son sugeridos por mediciones de solo ruido.

6.2.5. Resolución espacial

La resolución espacial es una medida de la habilidad del sistema de para detectar pequeños detalles de alto contraste.

6.2.5.1. Resolución Limite

Esta prueba mide el más mínimo detalle de alto contraste que puede ser detectado, por lo general mediante el uso de un maniqui en el que las pequeñas líneas se acercan y permanecen juntas.

Método

Coloque un objeto apropiado hecho de un material de alto contraste sobre el detector y expóngalo a los factores de exposición clínicamente relevantes. Ampliar la imagen reconstruida del objeto de prueba y optimizar el nivel de la ventana. Anotar el número de grupos que pueden resolverse de líneas y convertir a la resolución correspondiente. Asegúrese de utilizar los mismos factores de exposición como en el año de referencia en el año.

6.2.5.2. Función de Transferencia de Modulación (MTF)

La medición del límite de resolución evaluará la habilidad del sistema para transferir las altas frecuencias (más finos detalles) pero no proporciona ninguna indicación sobre cómo otras frecuencias son transferidas. Esto se puede evaluar mediante la medición de la función de transferencia de modulación (MTF) del sistema. La MTF puede ser calculada midiendo la función de dispersión de punto (PSF) o la función Edge Spread (FSE).

El PSF puede ser medido directamente por la imagen de un alambre de alto contraste. El alambre está incrustado en un medio adecuado y colocado perpendicular al plano de exploración. El PSF es obtenido al trazar los valores de píxel a través de la sección transversal de la imagen correspondiente a la imagen del alambre. Resolución puede ser medida directamente de la PSF midiendo el ancho total a la mitad del máximo (FWHM).

El FSE es medido por imágenes de un borde de un bloque de material incrustado en un material adecuado con la cara del bloque perpendicular al plano de exploración. El FSE es obtenido por el trazado del valor del píxel a través de la imagen. Diferenciando el FSE dará la Función de Extensión de Línea (LSF). El LSF puede ser utilizado para evaluar la resolución espacial del sistema similar a la PSF.

La MTF puede calcularse como el módulo de la transformada de Fourier de la PSF o la LSF. Los valores indicados son las frecuencias a las que la modulación cae a 50% o 10% de su valor inicial.

Una descripción más detallada del método MTF es dada en el Informe IPEM 32, Parte VII.

6.2.6. Precisión geométrica

Donde puede ser clínicamente útil para llevar a cabo mediciones de la distancia o el ángulo en una imagen, hay que asegurarse de que las mediciones realizadas en un sistema reflejan con precisión las verdaderas distancias y ángulos. Se requiere un maniquí que contenga una zona con objetos a distancias conocidas y ángulos entre sí.

- Adquirir una imagen de la sección de precisión geométrica del maniquí.
- Cuando las herramientas de pruebas cuantitativas están disponibles, medir distancias y ángulos a través de una variedad de objetos dentro del maniquí.
- Comparar los valores medidos con distancias y ángulos conocidos. Un análisis más detallado puede realizarse mediante el cálculo de la relación de aspecto y tamaño de los píxeles si es requerido.
- Asegúrese de que la correcta relación de aspecto mediante el cálculo de la medida x/ medida y para distancias de la misma longitud prevista. La relación debe ser de $1 \pm 0,04$.
- Asegurarse de que el tamaño de píxel es como se indica por el fabricante mediante el cálculo medido distancia (mm) / número de píxeles que cubren la distancia medida. Medir el tamaño de píxel para varias distancias en los ejes x e y.

6.3. Equipos de visualización

Independientemente de la calidad de los equipos de rayos x con la que se adquiere una imagen, una imagen clínica sólo se puede visualizar digitalmente, así como del monitor en el que es visto es capaz de hacer. Es esencial por lo tanto asegurar que cualquier monitor que es usado para informar sobre las imágenes clínicas está bien preparado y sujeto a control de calidad regular.

El programa de control de calidad descrito en el informe del grupo de trabajo AAPM 18, o su equivalente, es una metodología apropiada para pruebas por el MPE (experto en física médica). Regular la comprobación interna de los monitores de visualización también debe llevarse a cabo de la siguiente manera:

6.3.1. Condición general

- Un patrón de prueba adecuado, tal como un AAPM TG18 o imagen SMPTE, debe ser instalado en el ordenador y visto desde el monitor, el cual debe estar limpio.
- Debería garantizarse que todos los distintos niveles de la escala de grises en el patrón de prueba pueden ser resueltos individualmente.
- Los pequeños cuadrados negros y blancos dentro de los grandes cuadros negros y blancos también deben ser resueltos con claridad.
- Donde se utilizan dos monitores para la redacción de informes, debería garantizarse que el contraste percibido de cada uno de los distintos niveles en la escala de grises es consistente entre los dos.

6.3.2. Resolución del monitor

- Debería garantizarse que todas las barras en cada uno de los patrones de resolución sobre la AAPM TG18 o imagen de prueba SMPTE puede ser claramente resuelta.

Conclusión y Recomendaciones

Uno de los principios de la protección radiológica más importante es la optimización de las técnicas empleadas para la obtención de las imágenes diagnósticas. Por ello la OIEA, OMS decidieron realizar una serie de llamado de Bonn a la acción el cual está en su apartado 2: “Mejorar la implementación del principio de la protección y la seguridad”, “b) Fortalecer el establecimiento de programas de aseguramiento de la calidad para exposiciones médicas, como parte de la aplicación de sistemas integrales de gestión de la calidad;”. Complementando el principio de protección radiológica “ALARA” establecido por la comisión internacional de protección radiológica (ICRP) para mantener las dosis de radiación ionizante tan bajas como sea razonablemente alcanzable.

Con este trabajo se cumple este objetivo en el ámbito de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) empleado por la odontología y la otorrinolaringología en lo que tiene que ver con la protección radiológica. Al evaluar los parámetros técnicos (por default) establecidos por el fabricante. Entre los factores que afectan la dosis de los pacientes en CBCT tenemos kV, mAs, tiempo de exploración.

Al evaluar el kerma en aire obtenido para las distintas modalidades en las que puede realizarse los estudios de otorrinolaringología (Senos paranasales, Oído, Laringe) después de ser optimizados con la reducción del 35% del valor mAs de la técnica establecida por default. Podemos indicar que existe una diferencia porcentual de 42% entre la técnica optimizada en relación a la técnica por default para el estudio de los senos paranasales en adultos, 45% para niños y del 53% para el paciente pediátrico lo que indica un valor en el kerma de aire que permite reducir la exposición del paciente a la radiación ionizante. En la evaluación realizada para el estudio del oído se observó una diferencia del 32% para el adulto, 54% niño, 53% paciente pediátrico lo que permitiría indicar una reducción significativa en la dosis al optimizar los parámetros técnicos para las dos últimas modalidades. La situación para el estudio de la laringe resulta en una reducción del 18% para el adulto obteniéndose imágenes de baja calidad diagnostica, razón por la que no se aplica este estudio en la modalidad de niño, paciente pediátrico.

Un caso similar se observó al evaluar el kerma de aire obtenido en un estudio de ambos maxilares para las modalidades (Adulto 1, Adulto 2, Adolescente, Niño, Paciente pediátrico) consideras en la adquisición del tomógrafo computarizado de haz cónico destinado para el diagnóstico odontológico al establecer una resolución normal, alta definición. Donde la diferencia en el kerma en aire entre las resoluciones para el adulto1 fue del 33,37%, adulto 2 del 45,44%, adolescente 46,34%, niño 56,46%, paciente pediátrico 63,46%.

El valor del kerma en aire obtenido para el paciente pediátrico con una resolución de alta definición es comparable al valor obtenido para la modalidad de adulto 1 con una

resolución normal, lo que implicaría la necesidad de optimizar los parámetros técnicos a fin de garantizar la reducción de la dosis de radiación.

Consideramos la importancia de evaluar la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas al emplear los parámetros técnicos optimizados, con el propósito de implementar un protocolo de control de calidad eficaz y que aporte un beneficio en el diagnóstico de las patologías del paciente en el área odontológica, otorrinolarigologica.

En la región no existe un manual de control de calidad de referencia que establezca los factores a evaluar para garantizar el correcto funcionamiento del CBCT, mucho menos la metodología apropiada. Organizaciones como la AAPM, IAEA han estado desarrollando desde hace más de 3 años un manual, pero hasta la fecha no han presentado manual alguno.

Este trabajo propone la evaluación del kerma en aire, determinación del índice de kerma en aire como un factor que permita evaluar la optimización de la dosis de radiación a la que es expuesto el paciente (Radiación de salida) durante la realización del estudio CBCT al modificar parámetros como kV, mAs, resolución.

Es importante considerar la longitud activa de la cámara de ionización para la evaluación del kerma en aire debido a que la literatura recomienda emplear una cámara de 16 cc, debido a la geometría en haz de cono de los rayos x la cámara empleada en este trabajo de 10 cc pudo no haber registrado en su totalidad el kerma en aire. Por lo que se podría considerar un arreglo que permita evaluar el kerma en aire empleando la cámara de ionización de 10 cc.

Asi como también debe evaluarse el potencial del tubo de rayos x, la filtración presente en el equipo, visión del campo de radiación y la alineación del haz de rayos x en relación a los valores establecidos por default por el fabricante.

Los equipos de visualización deben ser los apropiados a fin de garantizar la evaluación de las características anatómicas en la imagen diagnostica.

Bibliografía

1. C. Hodez, C. G.-T. (2011). Cone-beam imaging: Applications in ENT. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck diseases* 128, 65—78, 128, 65—78.
2. Commission, E. (2004). *European guidelines on radiation protection in dental radiology*.
3. Commission, E. (2012). *Radiation Protection No. 172: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial*. Obtenido de <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf>
4. Control, B. C. (s.f.). *Guidelines on Radiation Protection & Quality Assurance Applicable to Dental Cone Beam Tomography (CBCT)*.
5. Dula, K., Bornstein, M. M., Buser, D., & DagassanBerndt, D. (2014). SADMFR Guidelines for the use of Cone-Beam Computed Tomography / Digital Volume Tomography. *Swiss Dental Journal SSO* 124, 1170-1183.
6. Jaju, P. P., & Jaju, S. P. (2014). Clinical utility of dental cone-beam computed tomography: current perspectives. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 29-43.
7. Rodrigues, L. C., & Ferreira, N. M. (2011). *Quality Control and Radioprotection in dental cone beam computed tomography* . Belo Horizonte.
8. Walker, J. R. (2010). *HPA-RPD-065*.
9. A. Jucius, Robert & X. Kambic, George. (1977). Radiation Dosimetry In Computed Tomography (CT). *Proc. SPIE*. 127. 286-295. 10.1117/12.955952.
10. Shope TB , Gagne RM , Johnson GC . A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography . *Med Phys* 1981 ; 8 (4) : 488 – 495 .
11. Sykes R, Lindsay R, Iball G, Thwaites DI (2013) Dosimetry of CBCT: methods, doses and clinical consequences. *Journal of Physics: Conference Series* 444: 012017.
12. Kim S, Song H, Samei E, Yin FF, Yoshizumi TT (2011) Computed tomography dose index and dose length product for cone-beam CT: Monte Carlo simulations. *J Appl Clin Med Phys* 12(2): 3395.
13. "Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice", Technical Report Series No. 457, International Atomic Energy Agency, Vienna (2007).
14. "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography", Report No. EUR 16262, Brussels: EU (1999).
15. "Applying radiation safety standards in diagnostic radiology and interventional procedures using X rays" Safety Report Series No. 39, International Atomic Energy Agency, Vienna (2006).
16. Amer A. et al., "Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system", *Br J Radiol.*, 80(954), pp. 476–82 (2007).
17. Sawyer L.J. et al., "Estimation of organ and effective doses resulting from cone beam CT imaging for radiotherapy treatment planning", *Br J Radiol.*, 82(979), pp. 577–84 (2009).

18. Hyer, D. E. et al., "An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems", Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 11, No 2 (2010).

ANEXO A

Glosario de Términos

Blindaje

La colocación de un material de alta absorción (por ejemplo, plomo) entre la fuente y su entorno con el fin de reducir la dosis de radiación a los trabajadores, pacientes, o el público.

Colimación

Limitación geométrica de la extensión del haz de radiación.

Dispersión

Desviación de los rayos X de su trayectoria original debido a la interacción con la materia.

Dosis Absorbida, D

La dosis absorbida, D, es el cociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm , donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia de masa dm , así:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

La unidad de dosis absorbida es $J\ kg^{-1}$. El nombre especial para la unidad de dosis absorbida es gray (Gy); $1\ Gy = 1\ J\ Kg^{-1}$.

Dosis efectiva, E

La suma ponderada de tejido de las dosis equivalentes en todos los tejidos especificados y órganos del cuerpo, dados por la expresión:

$$E = \sum_T W_T H_T$$

Donde H_T es la dosis equivalente en un tejido u órgano, T, y w_T es el factor de ponderación del tejido. La unidad del SI para la dosis efectiva es sievert (Sv), igual a $J\ Kg^{-1}$.

Dosis equivalente, H_T

La dosis en un tejido u órgano T dada por:

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

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida media de la radiación R en un tejido u órgano T, y W_R es el factor de ponderación de la radiación. La unidad para la dosis equivalente es la misma que para la dosis efectiva (sievert, Sv), igual a $J\ kg^{-1}$.

Eficiencia cuántica del detector (DQE)

Una métrica ampliamente utilizada que describe la calidad de un detector de rayos X. Mide la eficiencia (es decir, rendimiento de señal a ruido) del detector para producir una imagen a partir de una fluencia incidente dada. Intuitivamente, capta lo bien que un detector traduce la fluencia incidente sobre él en una imagen, en relación con un detector ideal.

Exposición Ocupacional

Toda exposición contraída por los trabajadores en el curso de su trabajo, con la excepción de: (1) excluyendo las exposiciones y exposiciones de actividades relacionadas con radiaciones exentas o fuentes exentas; (2) cualquier exposición médica; Y (3) la radiación de fondo natural local normal.

Imágenes dentales y maxilofaciales

La imagen dental y maxilofacial se refiere a imágenes de estructuras de alto contraste relacionadas con los dientes y los huesos de la mandíbula. La visualización de otras estructuras (por ejemplo, seno maxilar, articulación temporo-mandibular, esqueleto facial) puede considerarse como imagen dental y maxilofacial si la indicación primaria para la formación de imágenes se refiere a la odontología. La imagen de oído / nariz / garganta se considera como una aplicación separada en esta tesis, aunque a menudo implica equipo radiográfico similar.

Justificación

Uno de los tres principios fundamentales de protección radiológica originalmente definidos por la CIPR. El principio de justificación exige que el beneficio neto de la exposición a la radiación sea positivo.

Límite de dosis

El valor de la dosis efectiva o la dosis equivalente a un órgano recibida por un individuo dentro de un período especificado a partir de situaciones de exposición planificadas que no deberían excederse. La limitación de la dosis es uno de los tres principios fundamentales de protección radiológica originalmente definidos por la CIPR (Comisión Internacional de Protección Radiológica).

Maniquí (Phantom)

Dispositivo que absorbe o dispersa la radiación de manera equivalente a un paciente, utilizado para estimar dosis de radiación y probar sistemas de formación de imágenes sin exponer realmente a un paciente. Un phantom puede ser un objeto de prueba antropomórfico o físico.

Nivel de referencia de diagnóstico (DRL)

Niveles de dosis en las prácticas de radiodiagnóstico médico o, en el caso de los productos radiofarmacéuticos, niveles de actividad para los exámenes típicos para grupos de pacientes normalizados o maniquí estándar para tipos de equipos ampliamente definidos. No se espera que estos niveles se excedan para los procedimientos estándar cuando se practique una buena y normal práctica de diagnóstico y el rendimiento técnico es aplicado.

Optimización de la protección

La probabilidad de incurrir en la exposición, el número de personas expuestas y la magnitud de sus dosis individuales debe mantenerse tan bajo como sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales. En la imagenología médica, la optimización de la protección implica la dosis más baja para el propósito clínico.

Rebanada (Slice)

Una sección tomográfica (definida por la posición y el grosor) de un maniquí de prueba o paciente bajo investigación durante una sola exposición de CT o CBCT.

Ruido

Un fenómeno estadístico fundamental que está presente en todas las imágenes. El ruido tiende a reducir la visibilidad de las estructuras y objetos, especialmente aquellos que tienen un contraste relativamente bajo. En la imagen médica, el objetivo no es eliminar el ruido, sino reducirlo a un nivel clínicamente aceptable. El ruido es la variación punto a punto en el brillo de la imagen que no contiene información útil. La magnitud del ruido se indica mediante la desviación estándar de los valores de gris dentro de una región de interés en la imagen.

Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT)

El término 'CBCT' se utiliza para designar un subconjunto de escáneres de tomografía computarizada (CT) que comparten ciertas características clave de diseño, características de calidad de imagen y dominios de aplicación que distinguen este conjunto de escáneres de detectores múltiples (MDCT). La característica

de diseño más característico que distingue a los escáneres CBCT de los escáneres MDCT es el uso de un detector digital bidimensional de panel plano para producir una imagen volumétrica tridimensional en una rotación. Los detectores de panel plano en CBCT permiten ángulo de cono amplio, gran cobertura z y alta resolución espacial a expensas de la resolución de bajo contraste.

Tomografía computarizada Multi-detector (MDCT)

Según la Publicación 102 (ICRP, 2007a), 'los sistemas MDCT son escáneres CT con una matriz de detectores que consta de más de una sola fila de detectores. La configuración "fila multi detector" de los escáneres MDCT se refiere al uso de arreglo de múltiples detectores (filas) en la dirección longitudinal (es decir, a lo largo de la longitud del paciente). Los escáneres MDCT utilizan geometría de TC de tercera generación en la que el arco de detectores y el tubo de rayos X giran juntos. Todos los escáneres MDCT utilizan un pórtico de anillo deslizante que permite la adquisición helicoidal. ' Un arco de filas de detectores utilizado en MDCT debe distinguirse de un detector de panel plano digital empleado típicamente por escáneres CBCT, ya que estas dos tecnologías de detector diferentes tienen un tiempo de adquisición, latencia, rango dinámico y resolución espacial muy distintos.

Unidad Hounsfield (HU)

Número utilizado para representar la atenuación media de rayos X asociada con cada elemento de área de la imagen CT. Los valores medidos de atenuación se transforman en HU (también conocidos como números CT) usando la escala de Hounsfield:

$$HU = \frac{\mu_{material} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \cdot 1000$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal efectivo del material medido con relación al agua para el haz de rayos X utilizado. La escala es definida de modo que el agua tiene un valor de 0 HU y el aire tiene un valor de 1000 HU.