



ESTUDIO DOSIMÉTRICO DE UN EQUIPO DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO PARA RADIOLOGÍA ORAL Y MAXILOFACIAL

Juan José Morant Echevarne

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi doctoral i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol de la tesi doctoral. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè al servei TDX. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant als continguts de la tesi com als seus resums i índexs.

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis doctoral y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y el título de la tesis doctoral. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno al servicio TDR. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al contenido de la tesis como a sus resúmenes e índices.

WARNING. Access to the contents of this doctoral thesis and its use must respect the rights of the author. It can be used for reference or private study, as well as research and learning activities or materials in the terms established by the 32nd article of the Spanish Consolidated Copyright Act (RDL 1/1996). Express and previous authorization of the author is required for any other uses. In any case, when using its content, full name of the author and title of the thesis must be clearly indicated. Reproduction or other forms of for profit use or public communication from outside TDX service is not allowed. Presentation of its content in a window or frame external to TDX (framing) is not authorized either. These rights affect both the content of the thesis and its abstracts and indexes.

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

FACULTAT DE MEDICINA I CIÈNCIES DE LA SALUT

Programa de doctorado en investigación en
Ciencias Experimentales Aplicadas a la Medicina

Unitat de Física Mèdica, Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

MEMORIA DE TESIS DOCTORAL

**Estudio dosimétrico de un equipo de
tomografía computarizada de haz cónico para
radiología oral y maxilofacial**

Memoria para optar al grado de doctor presentada por

Juan José Morant Echevarne

Reus, 2015

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

FACULTAT DE MEDICINA I CIÈNCIES DE LA SALUT

Programa de doctorado en investigación en
Ciencias Experimentales Aplicadas a la Medicina

Unitat de Física Mèdica, Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

MEMORIA DE TESIS DOCTORAL

**Estudio dosimétrico de un equipo de
tomografía computarizada de haz cónico para
radiología oral y maxilofacial**

Memoria para optar al grado de doctor presentada por

Juan José Morant Echevarne

Dirigida por

Marçal Salvadó Artells

Alfonso Calzado Cantera

Reus, 2015



UNIVERSITAT
ROVIRA I VIRGILI

DEPARTAMENT DE CIÈNCIES MÈDIQUE BÀSIQUES

UNITAT DE FÍSICA MÈDICA

C/ Sant Llorenç, 21

43201 Reus (Tarragona)

Tel.: (+34) 977759382

HAGO CONSTAR que este trabajo, titulado “**Estudio dosimétrico de un equipo de tomografía computarizada de haz cónico para radiología oral y maxilofacial**” que presenta Juan José Morant Echevarne para la obtención del título de Doctor, ha sido realizado bajo mi codirección en la Unitat de Física Mèdica del Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques de la Universitat Rovira i Virgili y que cumple los requisitos para poder optar al grado de Doctor

Reus, a 22 de noviembre de 2015

Dr. Marçal Salvadó Artells



Facultad de Medicina
Departamento de Radiología y Medicina Física
Avda. Complutense, s/n
28040 Madrid

HAGO CONSTAR que este trabajo, titulado **“Estudio dosimétrico de un equipo de tomografía computarizada de haz cónico para radiología oral y maxilofacial”** que presenta Juan José Morant Echevarne para la obtención del título de Doctor, ha sido realizado bajo mi codirección en la Unitat de Física Mèdica del Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques de la Universitat Rovira i Virgili y que cumple los requisitos para poder optar al grado de Doctor

Madrid, a 22 de noviembre de 2015

A handwritten signature in blue ink, consisting of several loops and a long horizontal stroke extending to the right.

Dr. Alfonso Calzado Cantera

A mi padre

***A Pili, Isabel y Pilar,
mi familia***

LISTADO DE CONTRIBUCIONES

Esta tesis doctoral está basada en las siguientes publicaciones, las cuales se referencian en el texto usando números romanos:

- [I]** Salvadó i Artells M, Morant Echevarne JJ, López Tortosa M, Calzado Cantera A. Método para la obtención de las características de los filtros de forma de equipos de tomografía computarizada a partir de medidas de atenuación relativa. *Revista de Física Médica* 2007; 8 (1): 25-28.
- [II]** Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Velasco E, Calzado A. Validation of a MC code to assess patient doses from cone beam CT in dentistry. *MPBE WC 2009, "World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering", IFMBE Proceedings 25/III 2009*, pp. 344-347. (DOI: 10.1007/978-3-642-03902-7_97).
- [III]** Morant JJ, Salvadó M, Casanovas R, Hernández-Girón I, Velasco E, Calzado A. Validation of a Monte Carlo simulation for dose assessment in dental cone beam CT examinations. *Phys Med* 2012, 28:200–9. (DOI: 10.1016/j.ejmp.2011.06.047).
- [IV]** Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol* 2013, 42:92555893. (DOI: 10.1259/dmfr/92555893).

RESUMEN EJECUTIVO

INTRODUCCIÓN

El diagnóstico por la imagen es una de las disciplinas médicas que más ha evolucionado desde el punto de vista tecnológico en los últimos años. El radiodiagnóstico en general y la tomografía computarizada (TC) en particular, han experimentado un importante desarrollo desde su aparición. Una consecuencia de este desarrollo ha sido la reciente aparición de los equipos denominados de CBCT (*Cone Beam Computer Tomography*, o su denominación en español, tomografía computarizada de haz cónico), introducidos en 1996 en la radiología oral y maxilofacial debido a sus particulares características: menores dosis de radiación impartidas a los pacientes, necesidad de espacios relativamente reducidos para su instalación, sin grandes requerimientos de seguridad, y bajo coste. El buen rendimiento de estos equipos desde el punto de vista de las características de imagen ha permitido su elección como modalidad especialmente útil para obtener imágenes geoméricamente muy precisas y con alta resolución de los tejidos duros y las cavidades de aire de las áreas dentales y en otorrinolaringología.

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.

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 o acostado.

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 maniqués 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.

MOTIVACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

La motivación de esta tesis es desarrollar una herramienta fiable que permita sistematizar la estimación de dosis en órganos y dosis efectiva de los pacientes sometidos a exámenes de CBCT en radiología oral y maxilofacial utilizando métodos de Montecarlo. Por otra parte, la búsqueda de un índice de dosis, sencillo de aplicar en este tipo de exploraciones, constituye una necesidad hasta la fecha no resuelta de forma consensuada.

La hipótesis de partida de esta tesis es que la utilización de métodos de Montecarlo para la estimación de dosis efectivas y dosis en órganos en maniqués antropomórficos estandarizados por la *ICRP* puede ser una herramienta rápida y precisa, y que el producto dosis-área puede ser un candidato a índice de dosis fácilmente medible en cualquier equipo de CBCT para estimar de forma sencilla la dosis efectiva.

El objetivo principal de este trabajo ha sido estudiar dosimétricamente un sistema de rayos X de CBCT utilizado para obtener imágenes dentales panorámicas y tomográficas mediante simulación por el método de Montecarlo.

Los objetivos específicos asociados se relacionan a continuación:

1. Adaptar un programa de simulación por Montecarlo utilizado para el cálculo de dosis en equipos de TC convencionales a la geometría y características particulares de un equipo CBCT utilizado en radiología oral y maxilofacial.
2. Validar el programa mediante una comparación de los valores calculados y los medidos en maniqués antropomórficos y geométricos.
3. Utilizar el programa para calcular dosis en órganos y dosis efectivas para los protocolos utilizados por un equipo de CBCT de obtención de imágenes dentales panorámicas y tomográficas, con el fin de caracterizar dosimétricamente su funcionamiento.
4. Analizar la influencia dosimétrica de los diferentes parámetros utilizados por el equipo para la obtención de las imágenes.
5. Obtener factores de conversión de producto dosis-área a dosis efectiva para hacer estimaciones aproximadas de dosis efectivas en pacientes.

RESULTADOS

Esta tesis está constituida por cuatro artículos científicos. En ellos se describe de forma cronológica el proceso seguido para adaptar, validar y obtener resultados de dosis efectivas y de dosis en órganos impartidas a dos maniqués antropomórficos adultos en las exploraciones realizadas por un equipo de CBCT utilizado en radiología oral y máxilofacial. La medida del producto dosis-área para cada exploración también nos ha permitido obtener un factor de conversión a dosis efectiva.

El primer artículo [I] se centra en la descripción del método seguido para implementar el filtro de forma, como el que dispone el equipo utilizado en nuestro estudio (i-CAT NG de *Imaging Sciences International Inc., Hatfield, PA*). Los resultados obtenidos han permitido aplicar el método para reproducir en el programa de simulación los efectos del filtro de forma y el efecto anódico sobre el haz de radiación, junto con el resto de características de funcionamiento del equipo de CBCT.

En las publicaciones [II] y [III] se muestra la metodología seguida y los resultados obtenidos para validar el programa. Se han comparado los valores obtenidos por simulación con valores medidos con una cámara de ionización tipo lápiz, en aire y en las cavidades de un maniqué geométrico cilíndrico estándar, y con una cámara de transmisión. También se ha realizado la validación para geometrías más complejas y próximas a las condiciones clínicas de funcionamiento. Para ello se han utilizado los valores medidos con dosímetros de termoluminiscencia (*TLD*) colocados en el interior de un maniqué antropomórfico.

Tras su validación, en el último artículo [IV], se ha abordado la utilización de esta herramienta para el cálculo de dosis en órganos y dosis efectivas impartidas a pacientes en exploraciones de CBCT con todos los protocolos clínicos disponibles en el equipo i-CAT NG. Las dosis efectivas se han calculado utilizando los nuevos factores de ponderación de órganos y los dos modelos computacionales divididos en *voxels* representativos del hombre y la mujer adultos estándar propuestos *ICRP*.

El análisis de los valores obtenidos ha permitido comprobar la influencia del maniqué utilizado y la mayor concordancia entre los resultados obtenidos con el maniqué femenino y los publicados en otros trabajos con maniqués antropomórficos reales. También se ha

podido cuantificar la reducción de dosis a pacientes que supone la utilización del equipo de CBCT frente al empleo de equipos de TC helicoidales y multicorte.

El programa de simulación nos ha permitido analizar la influencia de la posición de los bordes del campo en la dosis absorbida en órganos situados en sus proximidades (cristalino y tiroides). Los resultados obtenidos han mostrado la importancia de posicionar correctamente al paciente y ajustar el campo de estudio a las necesidades diagnósticas. También se ha podido observar el efecto de las adquisiciones con media rotación, tanto desde el punto de vista de las dosis efectivas como de las dosis en los órganos no expuestos directamente (cristalino y mucosa oral). Los resultados han permitido cuantificar la eficacia de este sistema de reducción de dosis a pacientes.

Finalmente, con el propósito de encontrar algún parámetro que pudiera ser utilizado como índice de dosis "primario", se ha calculado un factor de conversión del producto dosis-área a dosis efectiva (E/PDA) para cada protocolo. El valor ajustado puede ser útil para hacer una estimación básica de la dosis efectiva en pacientes adultos con este modelo de equipo.

CONCLUSIONES

Los objetivos de esta tesis se han cubierto con la metodología y resultados presentados en los artículos que la acompañan [I-IV]. Las principales conclusiones alcanzadas han sido las siguientes:

- Se ha adaptado un programa de simulación por Montecarlo para aplicarlo a equipos de CBCT.
- Se ha validado el programa de cálculo por comparación con valores de dosis medidos en aire, en un maniquí geométrico y en un maniquí antropomórfico.
- Se han calculado, con el programa de simulación, las dosis en órganos y tejidos de los dos maniqués computacionales representativos de un hombre y una mujer adultos y se han estimado las dosis efectivas para todos los protocolos de exploración accesibles al usuario en un equipo concreto de CBCT.
- El análisis de la influencia de ciertos parámetros de adquisición de las imágenes en relación con la dosis ha mostrado resultados compatibles con el modo de funcionamiento del equipo en cada caso.
- Se ha estudiado, mediante simulaciones, la influencia de la variación de los límites verticales del campo en las dosis en órganos situados en el borde.
- Se ha establecido $0,130 \pm 0,008 \mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ como factor de conversión del producto dosis-área a dosis efectiva para hacer estimaciones dosimétricas aproximadas en exploraciones de pacientes adultos con el equipo estudiado.

EXECUTIVE SUMMARY

INTRODUCTION

Medical imaging in diagnosis is one of the medical fields that has significantly advanced in recent years from a technical point of view. Both radiology and computed tomography (CT) have experienced almost continuous development since their beginning. A consequence of this development has been the recent appearance of Cone Beam Computed Tomography devices (CBCT), introduced in oral and maxillofacial radiology. Due to their advantageous features: patients receiving lower radiation doses, they require relatively reduced spaces for installation, there is no need for important safety requirements and they are a lower cost compared to CT scanners. Due to the good image quality provided, CBCT is a useful form of technology that obtains high accuracy and good high resolution images of hard tissues and air cavities in the dental region and in otorhinolaryngology.

Although its use is mainly based in implants, oral and maxillofacial surgery and orthodontics, CBCT technology has potential advantages when used in the diagnosis and clinical management of dental disorders in other fields, such as endodontics, periodontology and oral surgery.

CBCT systems consist of a generator and an X-ray tube that provide continued or pulsed radiation beams. Some systems are equipped with an additional shaped filter and a fixed or variable collimator that delimitates the dimension of the radiation beam at the exit of the tube. The X-ray tube and the detector jointly rotate around the patient's head who can be up, seated or lying down.

The detectors of the CBCT systems are flat panels based on indirect conversion technology. During the rotation, the detector provides two-dimensional projection raw-data images from which 3D isotropic resolution images are reconstructed.

Most of the patient dose studies carried out so far in CBCT have used thermoluminescent dosimeters (TLD) located in different places representing organs within an anthropomorphic phantom. Although this methodology provides organ doses and effective dose values compatible with commonly accepted uncertainties in the assessment of these quantities it has a number of drawbacks, mainly resulting from the limited number of small dosimeters to evaluate the dose in larger organs or tissues. An alternative to these methods could be to calculate organ doses through Monte Carlo simulation on anatomically realistic anthropomorphic phantoms, such as those published by the International Commission on Radiological Protection (ICRP). This calculation method simulates the radiation transport through voxelized space accounting for CBCT scanner with respect to geometry, x-ray spectra, filtration and other scan parameters that influence doses. The method computes the energy deposition from interactions of the beam in each phantom voxel. The organ doses are assessed by calculating the total energy received in all the voxels that comprise each organ.

Patient dose quantities, often called 'dose indices', are frequently used to assess doses from different diagnostic radiology techniques. These are easily measurable quantities, primarily related to the organ doses or the effective dose imparted to the patients. Several dose indices have been proposed for CBCT. However, studies published so far have shown the difficulty in linking values of any dose quantity to patient effective doses in general terms. Thus, there is no consensus about a dose index that allows to standardize such conversion.

MOTIVATION, HYPOTHESIS AND OBJECTIVES

The motivation of this PhD thesis is to develop a reliable tool that allows systematizing the assessment of organ doses and effective dose in patients undergoing CBCT examinations in oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo methods. Furthermore, finding a specific dose index applied to dental CBCT being sensitive to different geometries is a need so far not resolved by consensus.

The starting hypothesis of this PhD thesis is that Monte Carlo methods can be a precise and fast tool to calculate organ doses and effective dose using the anthropomorphic computational phantoms standardized by the ICRP. In addition, the dose–area product can be an easily measurable dose index candidate in any CBCT system to estimate the effective dose straightforwardly.

Therefore, the main aim of this research has been to study, dosimetrically, a system of CBCT that can be used to obtain panoramic and tomographic dental images through simulation following the Monte Carlo method.

The specific goals and milestones were as follows:

1. To adapt a Monte Carlo simulating program used for dose calculations in conventional CT scanners for the geometry and particular features of a CBCT unit used in oral and maxillofacial radiology.
2. To validate the program through comparison between calculated and measured dose values free-in-air, in a standard dose phantom and in an anthropomorphic phantom.
3. To use the program to calculate organ and effective doses for a range of available protocols in a particular CBCT system dedicated to dentistry in order to describe it dosimetrically.
4. To analyze the influence on the dose of the different parameters used to obtain the images.
5. To derive effective dose conversion factors from the measured dose–area product values.

RESULTS

This PhD thesis is based on four scientific articles. They describe chronologically the process followed to adapt, validate and obtain organ doses and effective doses imparted to adult (male and female) anthropomorphic phantoms in scans performed on a CBCT unit used in oral and maxillofacial radiology. Dose–area product measured values were used to obtain an effective dose conversion factor.

The first article [I] focuses on the approach used to implement the shaped filter in the simulation program. The method, which is relatively simple, has been also applied in a similar way to the CBCT system used in our research (i-CAT NG from Imaging Sciences International Inc., Hatfield, PA). The results obtained from this CBCT unit have enabled us to implement the simulation program in both the anodic effect and the shaped filter influence on the radiation beam.

The methodology followed to validate the Monte Carlo program as well as the results obtained are described in both the [II] and [III] publications. To validate this method a comparison was made between calculated and measured dose values for two different clinical protocols. Different dose measurements were performed within simple and complex geometries. The former included measurements free-in-air and in a CT dose head phantom; the latter measurements, using TLD dosimeters at representative anatomical locations of an anthropomorphic phantom in a scenario closer to the clinic conditions of operation. The absolute differences between measured and simulated outcomes were considered acceptable in all cases and confirmed the validity of the MC program with different geometries.

After its validation, in the last article [IV], it addresses the use of this tool to calculate the organ doses and the effective dose to patients in CBCT examinations with the i-CAT NG system for a range of clinical protocols. Effective dose was assessed using the organ doses calculated for the ICRP voxel adult male and female reference phantoms (AM and AF) and the tissue weighting factors proposed in 2007 by the ICRP.

The analysis of the dose values for each adult phantom has shown the influence of the characteristics of the phantom used. In general, the results for the female phantom are more similar to those achieved with the measurements in hermaphrodite anthropomorphic phantoms. It has also been possible to quantify the patient dose reduction when using the CBCT system instead of helical and multi-slice CT scanners.

The simulation program has allowed us to analyse the influence of the position of field borders on the absorbed dose in organs placed in their closeness (eye lenses and thyroid). These results have shown the importance of the correct positioning of the patient and that the area under study has to be adjusted to specific diagnostic needs. It has also been able to study the effect of half rotation acquisitions, both on the effective dose and on the dose to some organs not directly exposed (eye lens and oral mucosa). The results have allowed to quantify the effectiveness of this system of dose reduction in patients.

Finally, to find a parameter that could be used as a “straightforward” dose index, we have calculated a conversion factor of the dose-area product to effective dose (E/DPA) for each examination protocol. The fitted value could be useful to make a rough estimation of the effective dose in adult patients with this type of CBCT system.

CONCLUSIONS

The objectives of this thesis have been covered by the methodology and results presented in the attached articles [I-IV]. The conclusions reached in this PhD thesis were as follows:

- A Monte Carlo simulation program has been adapted to be used in CBCT systems.
- The calculation program has been validated by comparison with dose values measured free-in-air, as well as in geometric and anthropomorphic phantoms.
- The Monte Carlo simulation program has been applied to calculate organ doses and effective dose from CBCT imaging in dental and maxillofacial radiology using realistic male and female anthropomorphic computational phantoms for a wide range of protocols of a specific device.
- The analysis of the influence of certain acquisition parameters in relation to the dose has shown compatible results with the way the equipment works for every selected option.
- It has been studied through simulations the influence of the variability of vertical field limits on the dose in organs placed on the border.
- The value $0.130 \pm 0.008 \mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-2}$ has been established as a conversion factor of dose–area product to effective dose in order to make rough dose estimations for adult patients examinations within the considered system.

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que no sólo me han ayudado a finalizar esta tesis sino que además han sido colaboradores y testigos de un camino recorrido que me ha llevado hasta aquí.

Primeramente quiero dar las gracias a mis dos directores, Marçal Salvadó y Alfonso Calzado, sin su empeño esta tesis no estaría finalizada.

A Marçal, compañero de trabajo primero y director después, por su soporte, paciencia y entusiasmo, cualidades sin las que no hubiese alcanzado mi meta.

A Alfonso, por confiar en mí desde el principio, por todo lo que me ha enseñado, por su tesón y por comprender que mis metas profesionales no pueden ir separadas de las personales.

A Miguel López, creador del Servicio de Protección Radiológica de la Universitat Rovira i Virgili y mi mentor. Un amigo y compañero en lo profesional y en lo personal, al que admiro y cuyo listón espero alcanzar algún día.

A Esteban Velasco, colega de profesión, pero sobre todo mi amigo, compañero de viaje y de viajes, profesor y alumno de todo y un apoyo para siempre.

A Irene Hernandez-Girón, coautora de dos tesis paralelas en un tiempo y espacio compartidos. Su incansable ímpetu, tesón, curiosidad y colaboración han constituido una de las principales ayudas que he recibido.

A Ramon Casanovas y María Cros, compañeros de discusiones, penurias, cafés y sueños, algunos ya conquistados y otros por llegar. Por convertir el trabajo en *hobby*.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Ricardo Ortega, por abrirme las puertas de sus instalaciones y permitirme experimentar con sus equipos de rayos X.

Al CESCA (Centre de Supercomputació de Catalunya), por realizar todas las simulaciones de Montecarlo. En especial a sus profesionales por el soporte técnico recibido.

A todos mis amigos, por comprender mis ausencias y silencios. Gracias por ayudarme en estos años de trabajo y esfuerzo.

Finalmente, como he dicho al principio, esto ha supuesto un largo camino, el final del mismo ha sido consecuencia de las personas que han protagonizado mi vida. Mis padres y mis hermanos han formado mi familia durante muchos años. A pesar del paso del tiempo, de las ausencias y de las nuevas incorporaciones nos seguimos reafirmando en ese sentimiento y seguimos andando diferentes caminos compartiendo senderos comunes siempre que podemos.

A los padres, hermana y sobrinos de Pili, por su confianza ciega, apoyo y aliento, por sus lecciones de vida, dedicación y compromiso.

Sin mis hijas, Isabel y Pilar y especialmente Pili, mi mujer, todo esto no hubiese sido posible. Siempre he contado con vuestro ánimo, paciencia, comprensión y ayuda, pero sobre todo vuestro cariño y amor. Espero que con la finalización de esta tesis empiece a devolver lo mucho que me habéis dado y lo mucho que aún me falta por regalar. Sois mi familia y mi vida. Todo lo conseguido es vuestro y todo lo que soy es por vosotras.

ÍNDICE

LISTADO DE CONTRIBUCIONES.....	XIII
RESUMEN EJECUTIVO.....	XV
EXECUTIVE SUMMARY	XXI
AGRADECIMIENTOS	XXVII
ÍNDICE	XXIX
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. LOS EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO	1
1.2. PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO	2
1.3. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS	4
1.3.1 El generador y tubo de rayos X	4
1.3.2 El “Gantry”	6
1.3.3 El detector	7
1.3.4 Evolución en los últimos años: sistemas de mejora de imagen y reducción de dosis	8
1.4. CARACTERÍSTICAS DOSIMÉTRICAS.....	11
1.5. UTILIZACIÓN CLÍNICA	12
1.6. MÉTODOS DE MEDIDA Y CÁLCULO DE DOSIS A PACIENTES	15
1.7. FACTORES DE CONVERSIÓN A DOSIS EFECTIVAS A PARTIR DE ÍNDICES FÁCILMENTE MEDIBLES	17
2. MOTIVACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	19

3. MATERIAL Y MÉTODOS Y RESULTADOS	21
3.1. ADAPTACIÓN DEL PROGRAMA DE SIMULACIÓN	23
[I] Método para la obtención de las características de los filtros de forma de equipos de tomografía computarizada a partir de medidas de atenuación relativa	
3.2. VALIDACIÓN DEL PROGRAMA DE SIMULACIÓN.	29
3.2.1 Resultados dosimétricos preliminares.....	29
[II] Validation of a MC code to assess patient doses from cone beam CT in dentistry	
3.2.2 Resultados dosimétricos definitivos	35
[III] Validation of a Monte Carlo simulation for dose assessment in dental cone beam CT examinations	
3.3. APLICACIÓN A UN EQUIPO CON MANIQUÍES COMPUTACIONALES.	47
[IV] Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms	
4. DISCUSIÓN	59
5. CONCLUSIONES	67
6. PERSPECTIVAS DE TRABAJO FUTURO	69
7. BIBLIOGRAFÍA	71
8. APÉNDICE: OTRAS PUBLICACIONES	81

1. INTRODUCCIÓN

1.1. LOS EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO

Pocos avances tecnológicos han revolucionado tanto y de forma tan extensiva el diagnóstico médico como la tecnología de los rayos X. Incluso antes de que Wilhelm Conrad Röntgen anunciara oficialmente su descubrimiento, el 28 de diciembre de 1890, ya fueron utilizados por el físico austriaco Guido Holzkecht.

Con el desarrollo de la tomografía computarizada (TC) en los años 70 y su uso en estudios clínicos introducido por Sir Godfrey Hounsfield, esta técnica ha ido evolucionando progresivamente a lo largo de los años hasta hacerse esencial dentro de la radiología médica. El desarrollo de la TC espiral en 1989 y la posterior introducción en 1998 de los sistemas multicorte con varias filas de detectores, han propiciado la aparición de nuevos métodos de reconstrucción de imagen en general y de adquisición y reconstrucción de imágenes volumétricas en particular.

Una consecuencia de este desarrollo ha sido la reciente aparición de los equipos denominados CBCT (*Cone Beam Computer Tomography*, o su denominación en español, tomografía computarizada de haz cónico) o CBVI (*Cone Beam Volumetric Imaging*), introducidos en 1996 en la radiología oral y máxilofacial debido a sus particulares características: menores dosis de radiación impartidas a los pacientes en comparación con los equipos de TC tradicionales (a partir de ahora los llamaremos "equipos de TC" para diferenciarlos de los equipos CBCT objeto de esta tesis), necesidad de espacios relativamente reducidos para su instalación, sin grandes requisitos de seguridad, y su bajo coste. El buen rendimiento de estos equipos desde el punto de vista de las características de imagen ha permitido su elección como modalidad especialmente útil

1. INTRODUCCIÓN

para obtener imágenes geométricamente muy precisas y con alta resolución de los tejidos duros y las cavidades de aire de las áreas dentales y en otorrinolaringología.

Por otra parte, la posibilidad de obtener imágenes 3D ha modificado sustancialmente la percepción en el uso de imágenes radiológicas utilizadas para aplicaciones odontológicas. La rápida implantación de los equipos de CBCT ha permitido una cómoda integración en el conjunto de herramientas de diagnóstico para varias especialidades dentales.

Actualmente, pueden encontrarse cerca de 50 modelos de equipos de CBCT en el mercado, con una gran variedad de características, que permiten obtener imágenes en diferentes modos utilizando parámetros de exposición variables y con un amplio abanico de dosis de radiación impartidas a los pacientes (1–6).

1.2. PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

En los equipos de TC, los detectores giran solidariamente con el tubo de rayos X. Durante una rotación, los detectores adquieren una serie de proyecciones que colocadas de forma contigua, constituyen lo que se denomina el senograma. A partir de este senograma, aplicando algoritmos de reconstrucción apropiados, se obtiene una imagen axial de la zona anatómica del paciente explorada (figura 1)

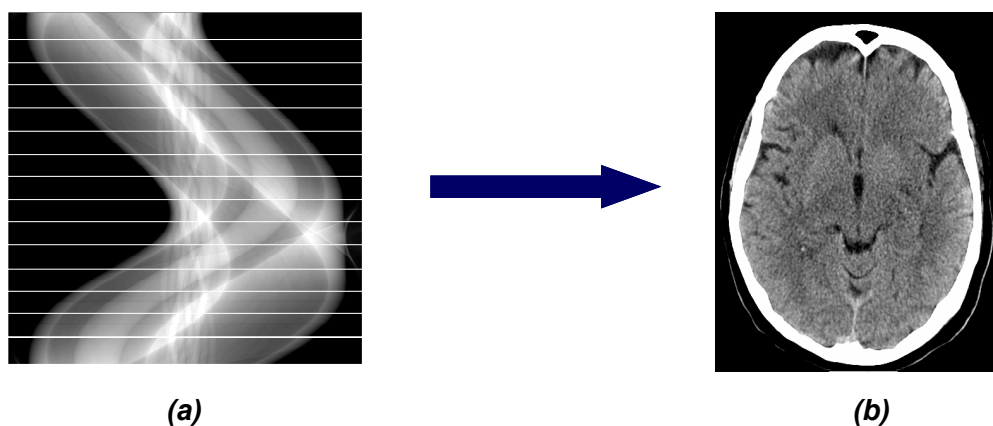


Figura 1. Senograma (a) e imagen axial reconstruida (b)

1. INTRODUCCIÓN

Los equipos de TC helicoidales permitieron pasar del concepto de “corte” físico (la anchura del haz que irradia al paciente transversalmente se corresponde con la anchura de la imagen, “corte” o “rebanada”) al de corte o sección de la imagen (después de una adquisición helicoidal, el usuario puede elegir el “plano” de corte a reconstruir y su anchura, debido a que, toda la zona explorada es irradiada en mayor o menor medida dependiendo del *pitch* y las imágenes transversales se pueden obtener mediante algoritmos de interpolación). Finalmente, los equipos “multicorte” o multidetector, con una mayor cobertura del haz en cada rotación, permiten reducir sensiblemente el tiempo de adquisición, disminuyendo así los artefactos debidos al movimiento del paciente y propiciando un uso más racional de los medios de contraste cuando se efectúan varias fases.

A partir de estos avances, se pueden obtener cortes contiguos, con o sin solapamiento, de la zona explorada que, reorganizados en el espacio (*reformatted*), constituyen la imagen tridimensional (3D) del paciente (figura 2).

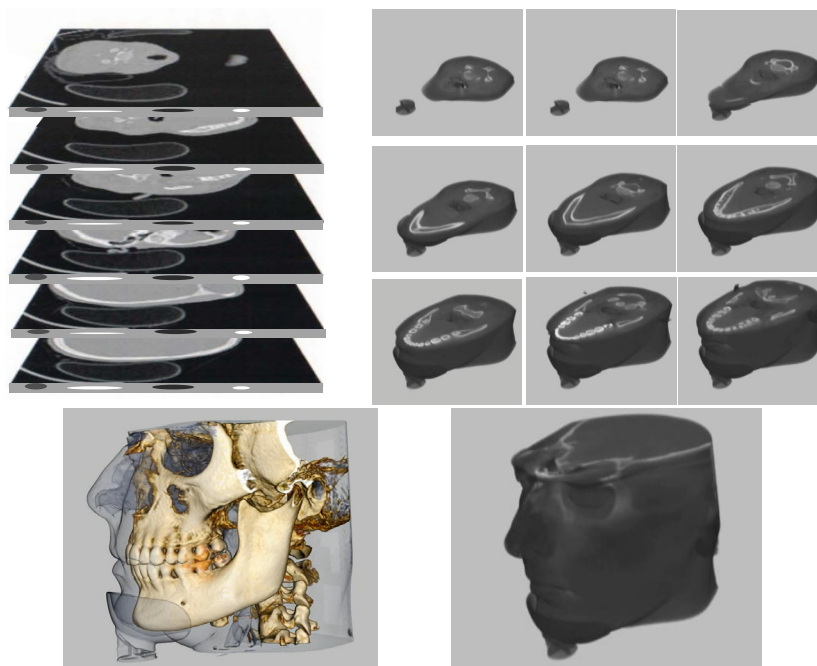


Figura 2. Esquema de reconstrucción de la imagen tridimensional a partir de cortes contiguos

La aparición de los equipos de CBCT ha supuesto una revolución desde el punto de vista tecnológico, principalmente en relación con las características de los detectores utilizados para la adquisición de las imágenes, así como de los algoritmos de reconstrucción empleados.

Mientras que en los equipos de TC, tal y como hemos visto, la reconstrucción de objetos tridimensionales se realiza a partir de cortes axiales individuales, en los equipos de haz cónico las filas de detectores son sustituidas por paneles planos que obtienen imágenes bidimensionales de las proyecciones del paciente durante la rotación. A partir de los datos de estas proyecciones bidimensionales se reconstruye directamente la imagen 3D.

En particular, el equipo i-CAT NG (*Imaging Sciences International Inc., Hatfield, PA*), objeto de estudio en esta tesis, es un ejemplo típico de equipo de CBCT ampliamente comercializado, que ofrece gran parte de las características técnicas que se describen a continuación y que comparte con otros modelos y marcas.

1.3. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

Aunque los equipos de CBCT tienen características técnicas similares a las de otros equipos utilizados en radiodiagnóstico, también presentan claras diferencias con ellos. Estas diferencias proporcionan en conjunto una serie de particularidades que los hacen ser bastante exclusivos.

1.3.1. El generador y el tubo de rayos X

De forma similar a los equipos de ortopantomografía, los generadores y tubos de rayos X de los equipos de CBCT se encuentran generalmente integrados en lo que normalmente se denomina “cuba”. Se trata de un cabezal que contiene tanto al generador como al tubo de forma compacta. Esta característica es posible gracias a que el generador requerido para estas exploraciones no precisa de una gran potencia. Aunque las tensiones utilizadas varían entre 60 y 120 kV, las corrientes necesarias no superan los 20 mA. Los generadores son capaces de proporcionar exposiciones continuas o pulsadas, con el consiguiente ahorro de dosis a los pacientes en las pulsadas.

Debido a los largos tiempos de exposición utilizados (entre 10 y 40 segundos), los tubos de ánodo fijo, que proporcionan una mejor disipación calorífica para exposiciones prolongadas, son los más utilizados. Para poder obtener imágenes de alta resolución, el

1. INTRODUCCIÓN

tamaño del foco debe ser lo más pequeño posible compatible con la carga y tensión utilizadas (típicamente foco único de wolframio de $0,5 \times 0,5 \text{ mm}^2$).

A la salida del haz, aparte de la filtración inherente a la propia configuración, todos los tubos de rayos X disponen de un filtro adicional de aluminio o de aleación de cobre, cuya finalidad es eliminar los fotones de baja energía que no contribuyen a la formación de la imagen radiológica y que, por consiguiente, sólo aumentan las dosis impartidas a los pacientes. En los equipos de CBCT, por lo general, el haz está muy filtrado (filtros añadidos $\geq 4 \text{ mm}$ de aluminio equivalente) para mejorar la eficiencia de detección, puesto que hay detectores que responden mejor a espectros endurecidos. Además, en algunos equipos, estos filtros añadidos no son planos sino que tienen el borde interno de la sección con perfil elíptico (figura 3), con el fin de compensar el menor espesor de la cabeza del paciente en la periferia y uniformizar el haz de radiación que llega al detector.

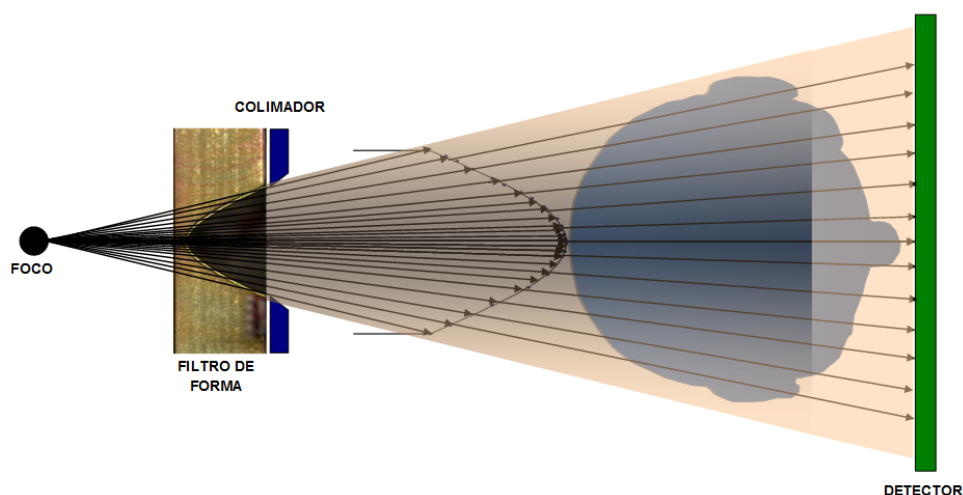


Figura 3. Efecto del filtro de forma: uniformizar el haz de radiación que llega al detector

Para limitar el área de exposición a los pacientes, determinada por el campo de visión (FOV)¹ escogido, a la salida del tubo se encuentran los colimadores, unas planchas de aleación de plomo de posición variable que delimitan los bordes del haz útil de rayos X. En algunos equipos, estos colimadores pueden ser regulables, tener posiciones predeterminadas, ser fijos e incluso delimitar áreas circulares (tipo iris) coincidiendo con el área de algunos detectores que utilizan intensificadores de imagen.

¹ Normalmente al campo de visión se le conoce por sus siglas en inglés FOV (*field of view*)

1.3.2. El “Gantry”

La mayoría de los equipos de CBCT basan su geometría de irradiación en lo que se denomina un arco en C: el tubo de rayos X gira solidario con el detector alrededor de la cabeza del paciente, unidos por un brazo en C (figuras 4 y 5a). El eje de giro puede ser fijo (figuras 4a y 5a) o se puede desplazar ligeramente (figuras 4b y 4c) para colocarlo en el centro del volumen a explorar cuando el FOV es pequeño, sin tener que mover al paciente.

El posicionamiento del paciente también presenta diferencias de unos modelos a otros. Existen equipos en los que el paciente se coloca de pie, como en los ortopantomógrafos (figura 4b). Otros modelos, para facilitar la comodidad del paciente con el fin de evitar artefactos debidos a su movimiento durante la rotación, han optado por una posición sentada (figuras 4a y 4c) e incluso semisentada o supina (figura 5), a pesar del inconveniente del espacio físico que se necesita.

En lo referente a las distancias foco – paciente y paciente – detector, con la intención de reducir al máximo la penumbra debida a las dimensiones de la mancha focal, de minimizar la magnificación y de aumentar al máximo el FOV compatible con las dimensiones del detector, los equipos, en su mayoría, tienden a aumentar la distancia foco–detector y a disminuir en lo posible la distancia paciente-detector.



(a)



(b)



(c)

Figura 4. Equipos de CBCT en los que se aprecia claramente el brazo en C y el paciente se coloca de pie o sentado

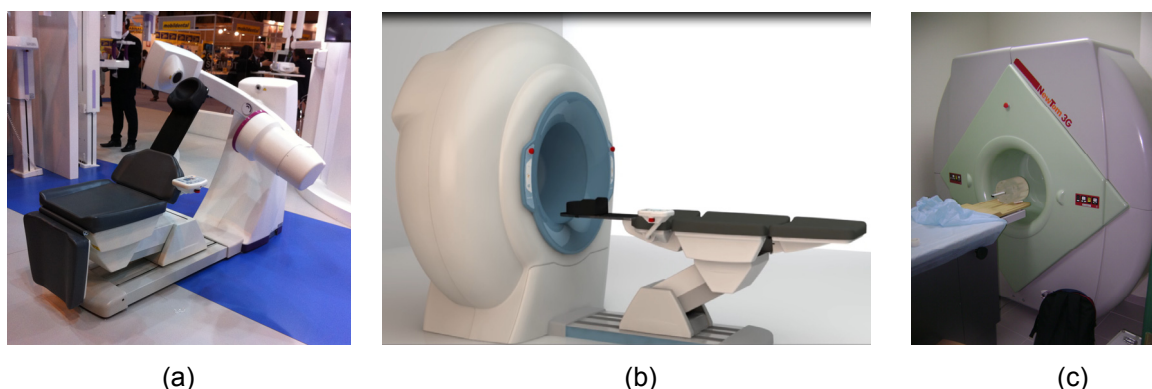


Figura 5. Equipos de CBCT en los que el paciente se coloca semisentado o acostado

1.3.3 El detector

La función del detector consiste en recoger la energía de los fotones que llegan a sus diferentes elementos después de atravesar al paciente y transformarla en señales eléctricas que son digitalizadas. Esta información se utiliza para reconstruir la imagen visible por el observador.

Las principales características que determinan la funcionalidad del detector son su tamaño, eficiencia y velocidad de respuesta.

Los equipos de CBCT actuales utilizan diversos tipos de detectores, tanto desde el punto de vista del material de construcción como de sus tamaños. Los detectores utilizados inicialmente fueron los intensificadores de imagen, similares a los empleados en los equipos radioquirúrgicos. Con el desarrollo de la tecnología digital pronto se incorporaron a estos equipos los nuevos tipos de detectores de panel plano. Las ventajas que aportan estos detectores son: menores dimensiones, menor distorsión geométrica, mayor eficiencia dosimétrica, mayor rango dinámico y posibilidad de fabricarlos con diferentes áreas sensibles, lo que permite adecuar los campos de visión que ofrecen los equipos a las necesidades clínicas de los usuarios sin necesidad de sobredimensionar sus prestaciones y coste.

De las diferentes tecnologías de panel plano, finalmente se han impuesto los detectores de conversión indirecta, en los que un elemento centelleador transforma la energía de los fotones en luz, que es captada por un detector para transformarla en señal eléctrica.

Tanto las características del material centelleador como las del detector de luz conforman las propiedades de los diferentes modelos de detectores de este tipo. Los materiales centelleadores más utilizados son el oxisulfato de gadolinio ($Gd_2O_2S:Tb$) y el ioduro de cesio ($CsI:Tl$). Entre los dos materiales, la estructura en forma de columnas del ioduro de cesio ofrece mejores prestaciones al reducir la dispersión de la luz y por consiguiente mejorar la resolución.

En cuanto a los elementos detectores de luz, en la actualidad convive la tecnología *Charge coupled device* (CCD) la tecnología *Thin film transistor* (TFT) de silicio amorfo, y la más moderna, *Complementary metal-oxide-semiconductor* (CMOS). Aunque la tecnología CCD proporciona una elevada velocidad de respuesta y alta resolución, su limitación se encuentra en las dimensiones del detector, que no permite ofrecer grandes campos de visión sin perder sus ventajas. Esta limitación es superada por la tecnología TFT y, con mayor eficiencia por la CMOS, que combinan mayores campos de visión con una elevada velocidad de respuesta y bajo ruido electrónico.

1.3.4. Evolución en los últimos años: sistemas de mejora de calidad de imagen y reducción de dosis

La evolución en los últimos años de los equipos de CBCT ha consistido en la incorporación de sistemas de mejora con el fin de reducir las dosis impartidas a los pacientes y en la implementación de nuevos algoritmos de reconstrucción que permiten obtener imágenes de mejor calidad y precisión geométrica.

Radiación pulsada. Debido a que las dosis impartidas a los pacientes son proporcionales a la corriente del tubo y a los tiempos de exposición, es decir, a los mAs, la utilización de irradiación pulsada reduce el tiempo real de emisión de rayos y por consiguiente las dosis. Además, la irradiación pulsada permite reducir el efecto de movimiento y en consecuencia mejorar la resolución espacial.

Angulo de giro durante el cual el tubo está irradiando. La mayoría de los equipos adquieren proyecciones a lo largo de una rotación completa de 360° . Sin embargo, una rotación de 180° es suficiente para reconstruir un campo de visión completo. Mientras en

1. INTRODUCCIÓN

unos equipos la rotación parcial viene impuesta por problemas mecánicos, en otros es una opción que el usuario puede escoger en función de la exploración a realizar y de las características del paciente (pacientes pediátricos). Los efectos dosimétricos de las rotaciones parciales se resumen en una reducción de los mAs de irradiación (el tiempo de rotación se reduce) y, debido a que la adquisición se realiza con el tubo detrás del paciente (exposición posteroanterior), algunos órganos especialmente radiosensibles (cristalino, glándulas salivares, mucosa oral y tiroides principalmente) se irradian menos al no incidir el haz directo sobre ellos y estar apantallados por el cráneo y cerebro del paciente (7–9).

Sistemas de control automático de la exposición. Debido a las características anatómicas de la cabeza, la atenuación de los fotones es menor en las proyecciones laterales (LAT) que en las anteroposteriores (AP) o posteroanteriores (PA), lo que produce una exposición innecesariamente superior en los ángulos con predominio LAT. Se han desarrollado sistemas de modulación de corriente del tubo durante la rotación de adquisición de datos, basadas en la información previa obtenida en dos proyecciones AP y LAT de baja dosis. Con estos datos, el equipo determina la corriente máxima y mínima necesaria para garantizar una intensidad aproximadamente uniforme en el detector durante la rotación. Para las proyecciones de ángulos intermedios, el equipo realiza una adaptación aproximadamente senoidal y a lo largo de la rotación modula los mA de cada proyección (figura 6).

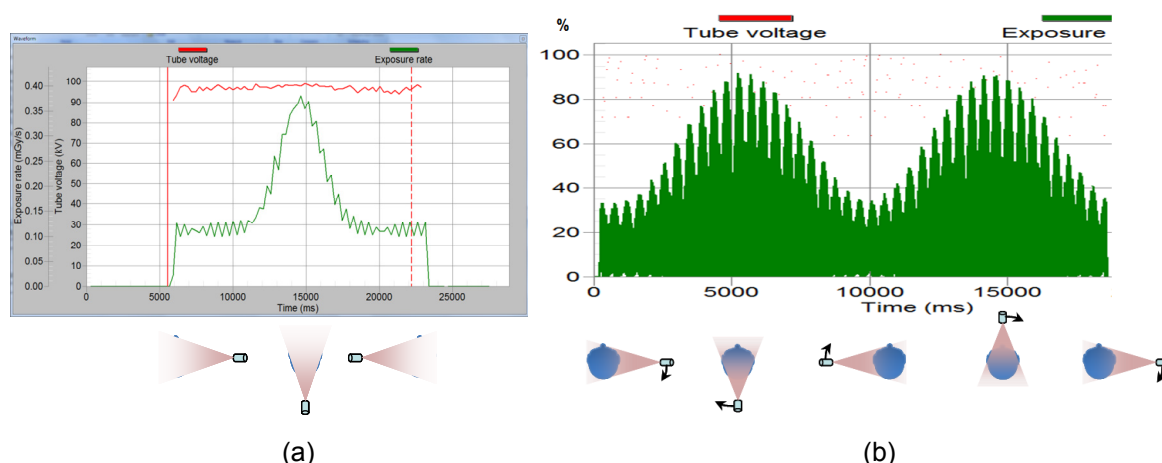


Figura 6. Variación de la tasa de exposición en función del tiempo o ángulo de irradiación para (a) media rotación, (b) rotación completa

Sistemas de colimación variable. Diversos estudios (8,10–12) han demostrado que el parámetro más determinante y que más afecta tanto a las dosis en órganos como a las dosis efectivas impartidas a los pacientes es el tamaño del campo de radiación. Estos resultados han obligado a los fabricantes, primeramente, a no utilizar campos de irradiación fijos, sino a adecuarlos al tipo de exploración a realizar. En una segunda fase, los fabricantes están optando cada vez de forma más generalizada por incorporar colimadores variables que, además de ajustarse a las dimensiones de la zona anatómica a explorar, también permiten un ajuste de los campos de radiación a las dimensiones y características físicas del paciente.

En la actualidad, en función de las dimensiones máximas de los FOVs que permiten, los equipos de CBCT se comercializan, identificándolos por los tamaños de los campos que ofrecen, como:

- Equipos de FOV GRANDE: >15 cm de longitud en el eje longitudinal del paciente (eje Z), utilizados para ortodoncia de adultos, diagnóstico máxilofacial y planificación de tratamientos en ortodoncia.
- Equipos de FOV MEDIO: 10 – 15 cm, utilizados para exploraciones mandibulares y maxilares.
- Equipos de FOV PEQUEÑO: 6 – 10 cm, para exploraciones dento-alveolares.

Reconstrucción de la imagen. Desde el punto de vista de mejora de las imágenes, si bien la evolución de los sistemas de detección ha supuesto un importante avance, todavía han influido más, incluso en la actualidad, los algoritmos de reconstrucción aplicados a la imagen bruta 2D recogida por el detector hasta el procesado final.

Sobre las imágenes crudas, sin procesar, primeramente se realiza un pre-procesado consistente en un aplanamiento de campo con el fin de uniformizar la ganancia de los diferentes elementos que conforman el detector y eliminar las diferencias debidas al ruido de fondo. Adicionalmente, se puede aplicar una segunda corrección para eliminar la imagen latente procedente de la proyección anterior. Finalmente, se pueden aplicar procesos adicionales para corregir errores geométricos e incluso artefactos.

Tras este pre-procesado, a partir de las imágenes 2D de las proyecciones obtenidas, se aplican los diferentes algoritmos de reconstrucción de la imagen 3D. El objetivo es obtener una imagen tridimensional compuesta por *voxels* isotrópicos y cuyos valores numéricos (escala de grises) dependan de la atenuación del haz de rayos X producida por los diferentes elementos anatómicos del paciente.

1.4. CARACTERÍSTICAS DOSIMÉTRICAS

La posibilidad de utilizar diferentes técnicas radiológicas para un mismo diagnóstico hace que su elección final dependa fuertemente de los principios de justificación y de optimización aplicados al examen. Para ello, tanto las dosis impartidas a los pacientes como la calidad de las imágenes obtenidas deben ser evaluadas y cuantificadas. Con esa información es posible elegir la técnica más adecuada en cada caso.

En las últimas recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (*ICRP*), se han modificado los factores de ponderación de ciertos órganos utilizados en el cálculo de la dosis efectiva; además, se han incluido nuevos órganos o tejidos que contribuyen a la dosis efectiva como estimador del riesgo promedio de inducción de efectos estocásticos en todo el cuerpo (13,14). Los cambios más relevantes para los exámenes de radiología dental consisten en la inclusión de las glándulas salivares como tejido ponderado de forma individual y de la mucosa bucal en el resto de órganos. Además, el factor de ponderación del resto de órganos ha aumentado desde 0,05 hasta 0,12, por lo que se ha producido un aumento de la contribución a la dosis efectiva de todos estos tejidos, que se encuentran en el campo del haz directo en este tipo de exploraciones.

Numerosos artículos publicados en los últimos años han permitido poder tener una visión panorámica de las dosis impartidas a los pacientes por los equipos de CBCT (6,11,12,15–17). De forma resumida, puede afirmarse que en las exploraciones realizadas con este tipo de equipos se ven involucradas dosis superiores a las de otros sistemas 2D utilizados en radiología dental (intraoral, cefalometría y panorámica); sin embargo, las dosis impartidas son, en general, sensiblemente menores que las que se imparten típicamente con sistemas de TC. La gran variabilidad en marcas, modelos y protocolos de exploración, hace que el rango de valores de dosis obtenido sea muy

amplio; dependiendo del tipo de estudio, el cociente valor máximo / valor mínimo puede llegar a ser del orden de 20.

Con respecto a las dosis en órganos, es de prever una variación incluso mayor, derivada fundamentalmente de la amplia gama de FOVs que se pueden utilizar y que permiten dejar dentro o fuera del haz directo órganos que influyen de forma importante en la dosis efectiva.

1.5. UTILIZACIÓN CLÍNICA

Las características particulares de los equipos de CBCT (relación dosis – calidad de imagen, dimensiones, posicionamiento del paciente, requerimientos de protección radiológica y coste) han permitido su integración relativamente fácil en el flujo habitual de trabajo de una clínica dental. La tendencia cada vez más extendida entre los diferentes especialistas dentro de la odontología es la de asociarse para poder ofrecer a los pacientes una gama de servicios médicos completa que abarque todas las especialidades. Este hecho ha favorecido la convivencia de los equipos de CBCT con los tradicionales sistemas de radiodiagnóstico por rayos X usados en odontología: equipos dentales intraorales, equipos panorámicos y equipos cefalométricos.

Los sistemas de CBCT permiten obtener imágenes similares a las proporcionadas por los equipos de ortopantomografía, los equipos cefalométricos, e incluso los equipos intraorales. Pero además, estos equipos han revolucionando la imagen 3D del complejo craneofacial ofreciendo una alternativa a la imagen convencional intraoral y panorámica, que elude la superposición y los problemas de distorsión de imágenes. Para optimizar los procedimientos de trabajo, son las dosis impartidas las que deben determinar la utilización de una técnica u otra cuando la información proporcionada por la imagen es similar. Con este fin, se han publicado recientemente recomendaciones para el uso de las técnicas diagnósticas apropiadas, basadas en las dosis de radiación impartidas a los pacientes y en la información clínica proporcionada con cada técnica de imagen particular (1,18–20).

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 (21).

Una de las características más relevantes de las imágenes obtenidas con los equipos de CBCT es que están constituidas por *voxels*² isotrópicos (el elemento más pequeño del volumen de la imagen radiográfica 3D es igual en longitud, altura y profundidad), lo que permite unas mediciones geométricamente precisas en cualquier plano, característica importante en cualquiera de las especialidades odontológicas (22,23).

Las unidades de CBCT pueden clasificarse, de acuerdo al volumen de la imagen o FOV, como sistemas de gran FOV (de 15 a 30,5 cm) o sistemas de FOV reducido (de 4 a 8 cm). En líneas generales, a mayor FOV, más extensa es la imagen del área anatómica representada, mayor irradiación al paciente y menor resolución de las imágenes resultantes. A la inversa, un sistema de FOV reducido da una imagen de una pequeña parte de la cara, el volumen irradiado del paciente es menor y produce una imagen de mayor resolución. Con los equipos de CBCT de limitado FOV puede obtenerse una resolución de *voxels* isotrópica por debajo de las 100 μm .

Aquellas aplicaciones que no precisan de un excesivo detalle de las estructuras pero sí requieren una representación de una parte significativa de la cara, como en ortodoncia o en la reconstrucción para implantes, necesitarán un equipo que proporcione un moderado o gran FOV. De forma alternativa, aquellas aplicaciones que precisan de la imagen de una pequeña parte del complejo orofacial, con un equipo de limitado FOV será suficiente, por ejemplo, para el diagnóstico de alteraciones dentales.

En la actualidad, la tecnología CBCT ha demostrado evidentes ventajas sobre la radiología convencional en ciertas especialidades y aplicaciones, como las que se describen a continuación.

Evaluación periodontal

La CBCT se comporta de manera muy superior en el análisis de los defectos periodontales artificiales bucales o linguales al compararlo con la radiografía

² Al contrario de lo que ocurre con "píxel", la Real Academia Española no contempla la adaptación gráfica del acrónimo "voxel", proveniente de la expresión inglesa "Volume Element". En la presente memoria se ha escrito sistemáticamente en cursiva y se ha mantenido el plural de su lengua original.

convencional y la supera en precisión para la determinación del nivel de hueso periodontal después de la terapia de regeneración periodontal (24).

Endodoncia

La capacidad de reducir o eliminar la superposición de las estructuras circundantes hace que la tecnología CBCT sea muy ventajosa en su aplicación endodóntica, en concreto en:

- Visualización de la anatomía de los conductos pulpares (25–27).
- Identificación de la patología periapical (28–30).
- Evaluación prequirúrgica (31,32).
- Análisis del proceso de reabsorción radicular interna y externa (33–36).
- Identificación de fracturas dentarias (37–41).

Ortodoncia

Con la tecnología CBCT se facilita el diagnóstico ortodóncico y es posible definir un plan de tratamiento más preciso, ya que permite:

- Análisis cefalométrico en tres dimensiones (42,43).
- Determinación del volumen, forma y posición de los huesos (44–46).
- Evaluación de injerto de hueso alveolar en pacientes con hendidura palatina (47).
- Impactaciones dentales (48–51).
- Estudios de las vías aéreas y senos (52–55)
- Morfología de la articulación anteromandibular (ATM) (56)

Implantología

Los equipos de TC convencionales han sido utilizados de forma rutinaria para analizar las dimensiones de hueso, la calidad y la altura del hueso alveolar (57).

Los equipos CBCT optimizan el plan de tratamiento con implantes dentales (58):

- Para localizar y determinar la distancia a las estructuras anatómicas vitales.

- Medir la anchura del hueso alveolar y visualizar el contorno del hueso.
- Determinar si es necesario un injerto de hueso o un levantamiento de seno.
- Seleccionar el tamaño y el modelo de implante más adecuado.
- Optimizar la localización del implante y su angulación.
- Reducir los tiempos quirúrgicos.
- Si además se utiliza la localización de implantes con una guía basada en equipos de CBCT, todos los beneficios anteriores aumentan (59).

Patología

Los equipos de CBCT han mostrado mayor sensibilidad para detectar la invasión por carcinoma gingival de células escamosas que la radiografía panorámica (60,61).

En conclusión, la tecnología CBCT constituye una técnica de gran potencial en odontoestomatología que poco a poco se está implantando en el trabajo cotidiano de los dentistas. Incluso en los últimos años se está introduciendo de forma muy eficaz en otorrinolaringología y diagnóstico de vías aéreas, saliendo del campo exclusivo de la odontología (62,63)

1.6. MÉTODOS DE MEDIDA Y CÁLCULO DE DOSIS A PACIENTES

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 (10–12,64–67). Como alternativa, aunque en menor proporción, también se han utilizado dosímetros *metal oxide semiconductor field-effect transistors* (*MOSFET*), insertados en maniqués antropomórficos, en procedimientos similares (68).

Ese enfoque, aunque proporciona dosis en órganos y dosis efectivas con incertidumbres comúnmente aceptadas, presenta una serie de inconvenientes. Algunos de estos inconvenientes se derivan de la utilización de un número limitado de dosímetros TL de pequeñas dimensiones para evaluar las dosis en órganos grandes. La utilización de un número adecuado de dosímetros, dependiente del volumen y posición del órgano al que

1. INTRODUCCIÓN

pretenden representar, adquiere una gran importancia para minimizar los errores de medida (12). Por otra parte, la colocación de los dosímetros también puede ser crítica, especialmente cuando el órgano que pretenden representar es irradiado por el haz directo de forma parcial, como ocurre en el caso del tiroides, cristalino, mucosa oral o glándulas salivares para determinados tamaños de campo. En general, su puesta en práctica es bastante laboriosa.

Las simulaciones por Montecarlo realizadas sobre maniqués antropomórficos computacionales constituyen una alternativa a las medidas directas con dosímetros. Este método de cálculo de dosis simula el funcionamiento del equipo, tanto desde el punto de vista de la distribución energética de los fotones que salen del tubo de rayos X como de la geometría de irradiación. Para efectuar el cálculo, cada órgano es dividido en *voxels* de pequeñas dimensiones que actúan como dosímetros individuales. El método simula la deposición de energía por las interacciones del haz en cada *voxel* y suma el total de la energía recibida en todos los que componen cada órgano. De esta forma se reducen las incertidumbres derivadas de la utilización de un limitado número de dosímetros y de su correcta localización (69–74).

Aunque la precisión de este método es indudable, la correcta simulación del funcionamiento del equipo requiere un conocimiento detallado del espectro de rayos X y de la geometría del haz. En algunos casos no es fácil obtener del fabricante esta información. Cuando sucede esto, la información necesaria para la simulación debe obtenerse mediante procedimientos indirectos de medida.

Al inicio de este trabajo no existía una estandarización consensuada a nivel internacional sobre la elección de los maniqués, y los pocos estudios dosimétricos realizados presentaban cierta dispersión en los resultados, achacable en parte a diferencias entre los maniqués empleados (75). Con el fin de normalizar y unificar los estudios dosimétricos con modelos antropomórficos de adultos, la *ICRP* ha publicado recientemente dos modelos computacionales divididos en *voxels* representativos del hombre y la mujer adultos estándar (76). Su utilización de forma generalizada en los cálculos de dosis con métodos de Montecarlo permitirá disminuir la dispersión de resultados obtenidos hasta la fecha por los diferentes grupos de investigación.

Ningún grupo de investigación abordó el cálculo de dosis con equipos de CBCT inmediatamente después de que se publicara la descripción de estos maniqués. Sin embargo, sí que se aplicó, de forma casi inmediata, a equipos de TC, técnica para la cual el cálculo de dosis mediante métodos de Montecarlo está ampliamente extendido (77–79). Hasta la fecha, el número de publicaciones basadas en medidas con dosímetros de TLD supera a los que se basan en simulaciones. La explicación de este hecho puede encontrarse, en parte, en la dificultad que presenta el conocimiento preciso de los parámetros físicos y geométricos utilizados por los equipos en sus procedimientos de exploración.

1.7. FACTORES DE CONVERSIÓN A DOSIS EFECTIVAS A PARTIR DE ÍNDICES FÁCILMENTE MEDIBLES

La optimización de las dosis impartidas en exploraciones de radiodiagnóstico, uno de los tres principios fundamentales de la protección radiológica, implica un conocimiento suficientemente preciso de la distribución de dosis para el cálculo de las dosis efectivas.

La nueva directiva europea 1023/59 insta a los estados miembros a velar por que “los nuevos equipos de radiodiagnóstico médico que produzcan radiaciones ionizantes cuenten con un dispositivo, o un medio equivalente, para informar al profesional sanitario habilitado sobre los parámetros pertinentes para evaluar la dosis al paciente. Cuando proceda, el equipo tendrá la capacidad de transferir dicha información al informe de la exploración” (80).

Tradicionalmente, en todas las disciplinas del radiodiagnóstico se han venido utilizando los llamados índices de exposición para poder comparar dosimétricamente unos equipos con otros o, en un mismo equipo, unas técnicas con otras. Estos índices de exposición son magnitudes fácilmente medibles que están generalmente relacionadas con las dosis efectivas impartidas a los pacientes. Ejemplos de índices de dosis ya utilizados y aceptados por la comunidad científica son la dosis entrada en piel con retrodispersión, para radiodiagnóstico convencional, la dosis glandular en mamografía, el índice de dosis de TC en volumen ($CTDI_{vol}$) y el producto dosis-longitud (DLP) en TC, así como el producto dosis por área (PDA) en fluoroscopia.

1. INTRODUCCIÓN

Para los equipos de CBCT han sido propuestos varios posibles índices de dosis (1) (81). Sin embargo, los estudios publicados hasta el momento no han llegado a validar de forma concluyente un índice que permita estandarizar la conversión de sus valores a dosis efectivas recibidas por los pacientes (20).

2. MOTIVACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

La aparición de los nuevos equipos de CBCT y su proliferación en el mundo de la odontología, en el cual el número de aparatos y exploraciones radiológicas es sensiblemente mayor que en cualquier otra disciplina del radiodiagnóstico, hace necesaria la caracterización dosimétrica de estos equipos. Por otra parte, la aparición de los llamados equipos “tres en uno”, en los que con un solo generador y tubo y con dos tipos de detectores (panel plano y fila de detectores) pueden obtenerse, según interese, imágenes 2D o 3D, hace necesario el estudio de las dosis impartidas con su uso. En última instancia se trata de cuantificar el riesgo de estas exposiciones y dar soporte a los necesarios procesos de optimización que lleven a una utilización racional en diagnóstico.

Con esa perspectiva, nos planteamos la posibilidad de desarrollar una herramienta fiable que permitiese sistematizar la estimación de dosis en órganos y dosis efectiva de los pacientes sometidos a exámenes de CBCT en radiología oral y maxilofacial, utilizando métodos de Montecarlo. La precisión del método y la posibilidad de simular diferentes protocolos de exploración hizo pensar que se podía desarrollar una herramienta robusta con ese objetivo. Por otra parte, la búsqueda de un índice de dosis sencillo de aplicar en este tipo de exploraciones constituía una necesidad no resuelta de forma consensuada.

Por todo lo expuesto previamente, la hipótesis de partida de esta tesis es que la utilización de métodos de Montecarlo para la estimación de dosis efectivas y dosis en órganos en maniqués antropomórficos estandarizados por la *ICRP* puede ser una herramienta rápida y precisa, y que el producto dosis–área puede ser un candidato a índice de dosis fácilmente medible en cualquier equipo de CBCT para hacer estimaciones de dosis efectiva de forma sencilla.

2. MOTIVACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo ha sido estudiar dosimétricamente un sistema de rayos X de CBCT utilizado para obtener imágenes dentales panorámicas y tomográficas, mediante simulación por el método de Montecarlo.

Los objetivos específicos de esta tesis se relacionan a continuación de forma cronológica, de acuerdo con la metodología de trabajo seguida:

1. Adaptar un programa de simulación por Montecarlo utilizado para el cálculo de dosis en equipos de TC convencionales a la geometría y características particulares de un equipo CBCT utilizado en radiología oral y maxilofacial.
2. Validar el programa mediante una comparación de los valores calculados y los medidos en maniqués antropomórficos y geométricos.
3. Utilizar el programa para calcular dosis en órganos y dosis efectivas para los protocolos utilizados por el equipo de CBCT de obtención de imágenes dentales panorámicas y tomográficas, con el fin de caracterizar dosimétricamente su funcionamiento.
4. Analizar la influencia dosimétrica de los diferentes parámetros utilizados por el equipo para la obtención de las imágenes.
5. Obtener factores de conversión de producto dosis-área a dosis efectiva para hacer estimaciones aproximadas de dosis efectiva en pacientes.

3. MATERIAL Y MÉTODOS Y RESULTADOS

El cuerpo central de esta tesis está formado por las cuatro publicaciones que se recogen a continuación. Cada una de ellas supone una subsección de esta sección y se muestran en orden cronológico de publicación, que a su vez corresponde con el orden metodológico seguido en el trabajo de tesis. Cada artículo será referenciado con números romanos en el texto.

- [I] Salvadó i Artells M, Morant Echevarne JJ, López Tortosa M, Calzado Cantera A. Método para la obtención de las características de los filtros de forma de equipos de tomografía computarizada a partir de medidas de atenuación relativa. *Revista de Física Médica* 2007; 8 (1): 25-28.
- [II] Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Velasco E, Calzado A. Validation of a MC code to assess patient doses from cone beam CT in dentistry. *MPBE WC 2009, "World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering", IFMBE Proceedings 25/III 2009*, pp. 344-347. (DOI: 10.1007/978-3-642-03902-7_97).
- [III] Morant JJ, Salvadó M, Casanovas R, Hernández-Girón I, Velasco E, Calzado A. Validation of a Monte Carlo simulation for dose assessment in dental cone beam CT examinations. *Phys Med* 2012, 28:200–9. (DOI: 10.1016/j.ejmp.2011.06.047).
- [IV] Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol* 2013, 42:92555893. (DOI: 10.1259/dmfr/92555893).

3.1. ADAPTACIÓN DEL PROGRAMA DE SIMULACIÓN

[1] **Salvadó Artells M, Morant Echevarne JJ, López Tortosa M, Calzado Cantera A.**

Método para la obtención de las características de los filtros de forma de equipos de tomografía computarizada a partir de medidas de atenuación relativa.

Revista de Física Médica 2007; 8 (1): 25-28.

Resumen

Si se quiere estudiar la influencia de los filtros de forma de los que disponen los equipos de tomografía computarizada (TC), no siempre resulta fácil obtener información suficientemente precisa sobre su composición y forma geométrica. En el presente trabajo se propone un método relativamente simple para conocer las características geométricas de estos filtros a partir de las medidas de atenuación relativa con una cámara de ionización. Con los valores de atenuación relativa obtenidos experimentalmente para dos filtros diferentes, de cabeza y de cuerpo, de los que dispone un escáner de TC, se han calculado las respectivas regresiones polinómicas. A partir de estas funciones analíticas se han estimado los valores del espesor del filtro de forma que atraviesa el haz de fotones para cada ángulo de emisión y se han obtenido las dimensiones físicas de los filtros considerados.

Abstract

The computed tomography (CT) scanners are equipped with shaping filters to compensate thickness variation in the patient section. In order to study their influence on the final image quality and delivered dose to patient, sometimes it is not an easy task to get exact information from the manufacturer on their composition and geometrical shape. This paper presents and describes a relatively simple approach to recognise the geometric characteristics of the filters. This method is based on dosimetric measurements of dose attenuation. A polynomial regression of the relative attenuation values has been calculated using two specific head and body filters respectively. Thickness values for different angle directions through the filters have been deduced from the fitting outcomes and subsequently, the physical dimensions of the filters have been estimated from the filter composition.

Método para la obtención de las características de los filtros de forma de equipos de tomografía computarizada a partir de medidas de atenuación relativa

M. Salvadó i Artells¹, J.J. Morant Echevarne², M. López Tortosa^{1,2},
A. Calzado Cantera³

¹Física Mèdica, Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques, ²Servei de Protecció Radiològica. Universitat Rovira i Virgili, Reus. ³Física Mèdica. Departamento de Radiología. Universidad Complutense. Madrid.

A method to obtain the characteristics of the CT shaping filters from dosimetric measurements of photon beam attenuation

Resumen

Si se quiere estudiar la influencia de los filtros de forma de los que disponen los equipos de tomografía computarizada (TC), no siempre resulta fácil obtener información suficientemente precisa sobre su composición y forma geométrica. En el presente trabajo se propone un método relativamente simple para conocer las características geométricas de estos filtros a partir de las medidas de atenuación relativa con una cámara de ionización. Con los valores de atenuación relativa obtenidos experimentalmente para dos filtros diferentes, de cabeza y de cuerpo, de los que dispone un escáner de TC, se han calculado las respectivas regresiones polinómicas. A partir de estas funciones analíticas se han estimado los valores del espesor del filtro de forma que atraviesa el haz de fotones para cada ángulo de emisión y se han obtenido las dimensiones físicas de los filtros considerados.

Palabras clave: Filtros de forma. Tomografía computarizada (TC). Simulaciones. Medidas de atenuación.

Abstract

The computed tomography (CT) scanners are equipped with shaping filters to compensate thickness variation in the patient section. In order to study their influence on the final image quality and delivered dose to patient, sometimes it is not an easy task to get exact information from the manufacturer on their composition and geometrical shape. This paper presents and describes a relatively simple approach to recognise the geometric characteristics of the filters. This method is based on dosimetric measurements of dose attenuation. A polynomial regression of the relative attenuation values has been calculated using two specific head and body filters respectively. Thickness values for different angle directions through the filters have been deduced from the fitting outcomes and subsequently, the physical dimensions of the filters have been estimated from the filter composition.

Key words: Shaping filters. Computed tomography (CT). Simulations. Attenuation measurements.

Introducción y objetivos

Para calcular los valores de diferentes magnitudes asociadas con la dosis o con características de la imagen en radiodiagnóstico es frecuente realizar simulaciones, bien

basadas en el método de Montecarlo, o combinadas a veces con cálculos deterministas y analíticos^{1,2}. En el caso particular de la tomografía computarizada (TC), para realizar una simulación precisa de los procesos de interacción del haz de fotones conviene tener en consideración, tanto las características que definen la geometría intrínseca del haz (tamaño efectivo del foco, distancia foco-isocentro, filtración primaria, filtro de forma y la anchura del haz), como los parámetros relacionados con el protocolo de adquisición de datos empleado en cada caso (el campo de visión, la colimación y sobreirradiación (*overbeaming*), el factor de paso, la extensión del exa-

Correspondencia: Marçal Salvadó i Artells, Física Mèdica, Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques, Facultat de Medicina i Ciències de la Salut, Universitat Rovira i Virgili. Sant Llorenç, 21, 43201 Reus. Tarragona.

E-mail: marsal@urv.cat

Fecha de recepción: 28-2-2007

Fecha de aceptación: 18-4-2007

men y las rotaciones extra (*overranging*), la atenuación de la mesa de exploración y la distribución espectral de los rayos X^{3-5} .

La mayoría de estos parámetros pueden obtenerse con relativa facilidad de la bibliografía publicada o de los manuales en los que se describen las especificaciones técnicas de los equipos estudiados. Sin embargo, hay otros, como el n° de rotaciones adicionales del tubo necesarias para interpolar en los bordes del área explorada o las características físicas de los llamados filtros de forma, para los cuales no resulta fácil obtener información precisa, aunque se solicite directamente al fabricante o se utilicen métodos invasivos para acceder físicamente a los mismos. Los filtros de forma (*"shaping filters"*) son unos objetos de material absorbente, de espesor pequeño en el centro del haz y creciente hacia los extremos, con simetría respecto al eje del haz en el plano axial que se interponen en el haz a una pequeña distancia del tubo. Su finalidad principal es compensar las diferencias en los espesores atravesados en una sección del paciente, que son mayores en el centro que en la periferia, para asegurar que la intensidad del haz de radiación que llega a los detectores sea uniforme. Además, la utilización de estos filtros reduce las dosis recibidas por el paciente y el ruido de las imágenes.

En el presente trabajo se propone un método relativamente simple para conocer, a partir de medidas de atenuación, las características geométricas de los diferentes filtros de forma (para exámenes de cabeza y de cuerpo) de los que se dispone en un escáner de TC. Esta metodología, que en nuestro trabajo se ha aplicado a un equipo concreto, en principio podría ser aplicable a otros equipos de cualquier marca y modelo.

Material y método

La metodología seguida ha consistido en esencia en la realización de medidas dosimétricas en diferentes direcciones angulares del haz para obtener las curvas de atenuación relativa. Hemos trabajado con un escáner de TC, modelo LightSpeed Ultra (GEMS, Milwaukee US). Dicho equipo permite adquirir simultáneamente hasta 8 secciones en modo secuencial o helicoidal y dispone de dos filtros de forma para ser incorporados en las adquisiciones de datos en exámenes de cabeza (filtro 1) y de cuerpo (filtro 2). Además, para poder comparar los resultados de ambos filtros con una referencia básica, hemos podido trabajar sin utilizar ningún filtro de forma (filtro 0). Las medidas dosimétricas se han realizado con una cámara tipo "lápiz" 20x5-3CT de 10 cm de longitud activa asociada con un electrómetro monitor 2026 (Radcal, Monrovia US).

Las medidas de dosis se han realizado según el esquema de la fig.1. Para eliminar la rotación del tubo se ha fijado éste en una posición lateral (90°) lo que nos ha per-

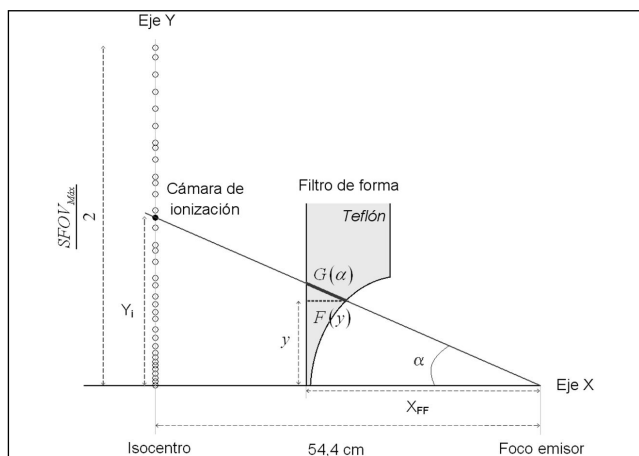


Fig. 1. Esquema de las distintas posiciones de medida de la cámara de ionización y de las trayectorias de los rayos X por el interior del filtro de forma en función del ángulo de emisión.

mitido medir desplazando la cámara a lo largo del eje Y desde el isocentro del "gantry" hasta cubrir completamente la máxima apertura del haz. Se ha realizado una serie de medidas en 38 posiciones para cada uno de los filtros (0, 1 y 2), con desplazamientos menores cerca del isocentro y del orden de 1 cm en el extremo opuesto⁶. Para realizar las medidas en las diferentes posiciones, se ha fijado la cámara a un soporte solidario con la mesa de exploración. El desplazamiento vertical indexado de la mesa ha permitido posicionar la cámara en los puntos deseados. Las condiciones de irradiación (120 kV, 100 mAs, colimación total 10 mm (4 x 2,5 mm), foco fino de 0,7 mm x 0,6 mm, campo de visión, SFOV, de 50,4 cm) se han mantenido constantes en todas las exposiciones. Como información adicional, el tubo se fijó utilizando un protocolo de servicio, con la ayuda del personal del servicio técnico.

Los valores dosimétricos medidos para el filtro de cabeza, D_1 , y para el filtro de cuerpo, D_2 , se han normalizado respecto a los medidos en ausencia de filtro de forma, D_0 . De este modo, se elimina la influencia de la distancia foco-cámara de ionización, que varía a lo largo del eje Y. Para simplificar el cálculo, después de verificar la simetría de los filtros de forma alrededor del eje central de irradiación, únicamente se han realizado medidas a lo largo del semieje positivo Y.

Así hemos obtenido dos conjuntos (uno para cada filtro de forma) de 38 valores relativos de dosis en función de su distancia Y_i al eje X. Para cada uno de estos conjuntos se ha realizado un ajuste polinómico que ha permitido obtener la función que describe la atenuación. Se ha ajustado a polinomios de octavo grado utilizando un método de mínimos cuadrados ponderado con la varianza de los resultados de medida. Para ello hemos usado el paquete Statgraphics Plus 5.1 (*Open Land Communications*).

Dado que el ángulo sólido subtendido por la cámara es pequeño y que los espesores de filtro atravesados por los

fotones detectados no son demasiado grandes, se puede suponer que en promedio se cumple la ley de atenuación exponencial para la energía efectiva del haz. Con esta premisa, se puede estimar el espesor de filtro $G(\alpha)$ que atraviesan los fotones que llegan a la cámara para cada ángulo α de emisión como:

$$G(\alpha) = \frac{-1}{\mu_{Filtro}} \ln\left(\frac{D_{Filtro}}{D_0}\right) \quad (1)$$

donde μ_{Filtro} es el coeficiente de atenuación lineal, que depende de la energía del fotón incidente y del material del filtro de forma, y D_{Filtro}/D_0 son los valores recalculados del cociente de dosis mediante la función polinómica de ajuste.

Para realizar los cálculos se ha considerado que el material del filtro de forma es politetrafluoroetileno (F_2C-CF_2), conocido como teflón, y que la energía efectiva del haz es de 65 keV⁷, ya que puede considerarse que está comprendida en el rango 60 - 70 keV para los valores de α medidos ($0^\circ - 25^\circ$). Como información adicional, el valor de capa hemirreductora medida en el eje del haz ha sido de $7,5 \pm 0,3$ mm Al. Con todas estas premisas, se ha "reconstruido" el perfil del filtro de forma a partir de los valores obtenidos de $G(\alpha)$, teniendo en cuenta que:

$$F(y) = G(\alpha) \cdot \cos(\alpha) \quad (2)$$

donde y , $F(y)$, y $G(\alpha)$ son las distancias consideradas en la fig.1. De este modo se obtiene numéricamente (aunque también podría obtenerse analíticamente) el perfil de los filtros de forma mediante la función $F(y)$.

Resultados y discusión

En la fig. 2 se muestran los valores medidos de la atenuación relativa para ambos filtros, D_{Filtro}/D_0 , en las distintas posiciones de la cámara de ionización y los valores

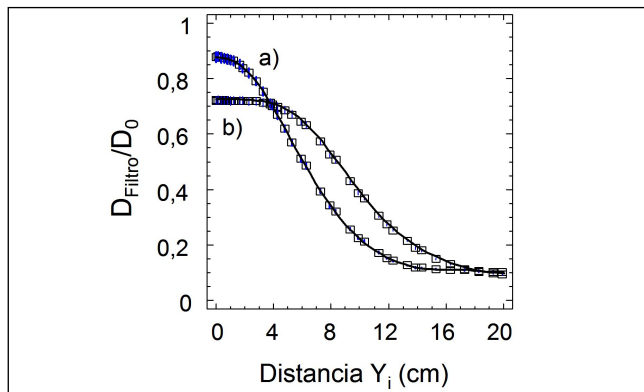


Fig. 2. Valores de atenuación relativa en función de la posición de la cámara de ionización para los filtros de forma de cabeza (a) y cuerpo (b). Los puntos corresponden a los resultados de medida (cuadros), junto con las barras de error asociadas y las líneas representan las funciones polinómicas del ajuste.

calculados con los polinomios obtenidos en la regresión. Puede apreciarse el excelente grado de ajuste entre las medidas y la curva de regresión, teniendo en cuenta que los errores asociados a las medidas, considerando una desviación típica (σ), están en torno al 4 - 5%. Para realizar esta estimación se han combinado las incertidumbres asociadas con la cámara de ionización y las varianzas asociadas con la serie de medidas para estimar las incertidumbres asociadas con el proceso de normalización.

Teniendo en cuenta que el material que compone los filtros de forma es teflón, se muestran en la fig. 3 los valores de $G(\alpha)$ calculados para ambos filtros a partir de las regresiones polinómicas, que cubren completamente la semiapertura máxima del haz. Las dimensiones reales de los filtros de forma, $F(y)$, mostrados en la fig. 4, se han obtenido a partir de los espesores atravesados por el haz de fotones y teniendo en cuenta que la distancia entre el punto focal y la base de los filtros de forma, X_{FF} , es de 18,0 cm.

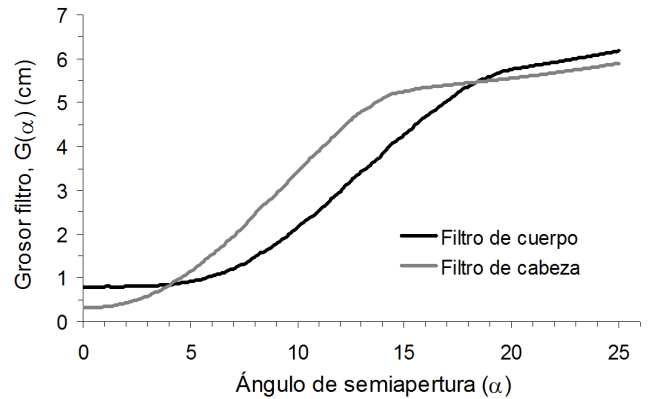


Fig. 3. Representación gráfica de los valores $G(\alpha)$, correspondientes a los espesores de los filtro de forma que atraviesan los fotones, en función de los distintos ángulos de emisión.

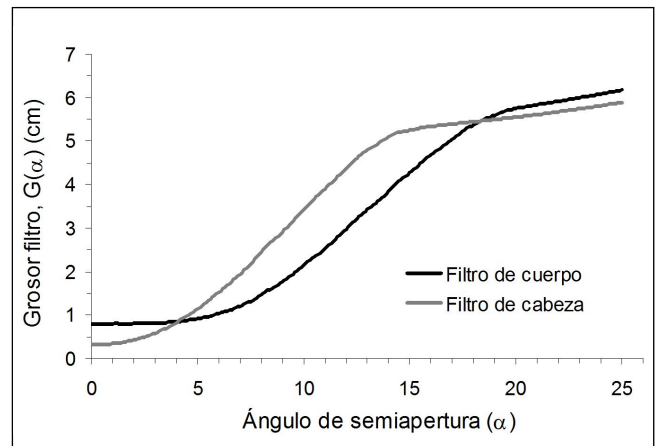


Fig. 4. Dimensiones reales de los filtro de forma obtenidos al representar gráficamente los valores $F(y)$, correspondientes a los distintos espesores de teflón a lo largo de la semiapertura del haz de irradiación.

A la vista de los resultados obtenidos, se puede analizar la conveniencia de reducir el número de valores medidos para la atenuación relativa y ampliar la separación entre estos. Con este fin, se han considerado únicamente 16 valores relativos de dosis, con los que se puede cubrir la zona de interés y se han recalculado las regresiones polinómicas de octavo grado para ambos filtros. Los valores obtenidos para los coeficientes de regresión polinómica no varían significativamente al considerar las 38 medidas ($R^2=0,99991$ para el filtro de cabeza y $R^2=0,99997$ para el filtro de cuerpo) o, alternativamente, al considerar solamente 16 medidas ($R^2=0,99988$ para el filtro de cabeza y $R^2=0,99988$ para el filtro de cuerpo). Por todo ello, es posible obtener la información requerida con precisión suficiente utilizando un conjunto de unas 15 medidas. Como alternativa a considerar, una vez conocidos los datos de atenuación y de la forma del filtro, se podrían usar funciones de ajuste distintas y adaptadas a cada caso, ya que la forma y la composición de los filtros puede variar para las diferentes marcas y modelos de escáner.

Las principales limitaciones del estudio son: 1) En los cálculos realizados no se ha tenido en cuenta la contribución de la radiación dispersa que, si bien afecta a la medida, se ha considerado despreciable; 2) Se han calculado regresiones polinómicas de octavo grado, si bien es cierto que los resultados no varían significativamente si se emplean regresiones de grado sexto, que es el mayor grado accesible en ciertas hojas de cálculo de uso amplio; 3) Para realizar las medidas se ha empleado un protocolo de servicio, que no es habitualmente accesible para los usuarios; y 4) No siempre se dispone de información suficientemente precisa sobre el material o materiales que componen los filtros de forma.

En relación con la última limitación citada, hay que tener en cuenta que el conocimiento de la atenuación relativa también puede ser de utilidad para simular el haz. De hecho, y como ejemplo de aplicación en procedimientos de simulación, es relativamente frecuente no reproducir íntegramente la trayectoria de las partículas a través del filtro de forma y aplicar alguna simplificación en su lugar, tales como multiplicar la contribución de cada partícula simulada por un factor de ponderación asociado a la atenuación relativa producida en el filtro. Por tanto, para el espesor que atraviesa el haz de fotones en función de cada ángulo de emisión en el plano X-Y y un material de filtro dado, se puede calcular la atenuación relativa del haz de fotones antes de simular el transporte de las partículas mediante la siguiente expresión analítica:

$$\frac{I(E, \alpha)}{I_0(E, \alpha)} = e^{-\mu_{\text{filtro}}(E)G(\alpha)} \quad (3)$$

donde E es la energía del fotón incidente y $G(\alpha)$ la distancia recorrida en el filtro para un determinado ángulo

de emisión. Esta metodología para implementar el filtro de forma, considerada como una técnica de reducción de varianza, no altera significativamente los resultados y ha sido chequeada y usada en diferentes estudios^{8,9}.

Conclusiones

Con el fin de reproducir adecuadamente los efectos que producen los filtros de forma sobre el haz de fotones, se ha propuesto un método que permite obtener las características de dichos filtros en un equipo de TC a partir de un conjunto de medidas de atenuación relativa. La regresión de estos valores a funciones polinómicas, así como el conocimiento del material del que están contruidos los filtros (si es posible) permiten estimar su grosor para cualquier ángulo de emisión, obteniendo la información necesaria para reproducir en un programa de simulación el funcionamiento del equipo TC de una forma más precisa.

Referencias

- Giersch J, Weidemann A, Anton G. ROSI-an object-oriented and parallel-computing Monte Carlo simulation for X-ray imaging. *Nucl Instr* 2003; A 509:151-156.
- Bernhardt P, Bätz L, Rührschopf EP, Hoheisel M. Spatial Frequency-Dependent Signal-to-Noise Ratio as a Generalized Measure of Image Quality. *Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging*, Proceedings of SPIE 2005;5745:407-418.
- Quality Criteria 2004 G. Bongartz, S.J. Golding, A.G. Jurik, M. Leonardi, E. van Persijn van Meerten, R. Rodríguez, K. Schneider, A. Calzado, J. Geleijns, K.A. Jessen, W. Panzer, P. C. Shrimpton, G. Tosi. *European Guidelines for Multislice Computed Tomography*. Funded by the European Commission. Contract number FIGM-CT2000-20078-CT-TIP. March 2004. Disponible en: http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm. Última descarga 16 abril 2007.
- Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computerizada (TC) sobre maniqués voxelizados. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo. *Rev Fis Med* 2003;4:107-115.
- Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Monte Carlo calculations of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Rad Prot Dosim* 2005;114:364-368.
- Edyvean S, Lewis MA, Britten AJ. *CT Scanner Dose Survey: Measurement Protocol*. Version 5.0 July 1997. ImPACT.
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No. 39. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. *Am Inst Phys* 1993.
- Jones DG, Shrimpton PC. Survey of CT Practice in the UK. Part 3: Normalised Organ Doses For X-Ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques. National Radiological Protection Board. 1991; NRPB SR-250.
- Jarry G, DeMarco JJ, Beifuss U, Cagnon CH, McNitt-Gray MF. A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. *Phys Med Biol* 2003;48:2645-2663.

3.2. VALIDACIÓN DEL PROGRAMA DE SIMULACIÓN.

3.2.1 Resultados dosimétricos preliminares

[II] **Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Velasco E, Calzado A.**

Validation of a MC code to assess patient doses from cone beam CT in dentistry.

MPBE WC 2009, “World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering”, IFMBE Proceedings 25/III 2009, pp. 344-347. (DOI: 10.1007/978-3-642-03902-7_97).

Abstract

A Monte Carlo (MC) -based method to calculate absorbed dose from cone beam CT examinations has been developed and applied. To simulate X-ray exposure, a code using the EGS4 package and different voxel models representing an ionization chamber, a dosimetry head phantom and an anthropomorphic phantom (Remab system) were employed. In order to validate the method, dose measurements free-in-air, and within the phantoms were performed using an ionization chamber and 58 thermoluminescence dosimeter (TLD) chips. TLD dosimeters were grouped in stacks of 5, 3 or 2 elements at 16 positions in the anthropomorphic phantom. A comparison of the dose outcomes from both methods gave relative differences below 9% for the dose free-in-air, below 4.5% for the dose in the 9 cavities of the head phantom. For TLD measurements, relative differences in dose between both methods were $\leq 15\%$ for dosimeters in the primary beam. Differences in other TLD positions can be explained by critical dependence of the calculated dose on the geometrical accuracy. The MC code gives an acceptable description of the dose distribution for simple and anthropomorphic geometries in combination with voxel models of the object or the patient.

From the simulation of the standard examination on the Remab phantom, values of average dose per slab (ADS), energy imparted and mean absorbed organ doses were calculated. ADS values in the pituitary area were about 2 mGy, well correlated with energy imparted per slab. Calculated mean absorbed doses for selected organs were in the range 0.076 mGy (thyroid) to 1.74 mGy (salivary glands).

In conclusion, the devised MC method has been validated and can be a robust tool to optimize protocols and estimate patient doses for a CBCT unit in maxillofacial radiology.

Validation of a MC code to assess patient doses from cone beam CT in dentistry

J.J. Morant¹, M. Salvadó², I. Hernández³, E. Velasco⁴, A. Calzado³

¹Universitat Rovira i Virgili. Servei de Protecció Radiològica, Reus, Spain

²Universitat Rovira i Virgili. Facultat de Medicina i Ciències de la Salut, Reus, Spain

³Universidad Complutense de Madrid. Facultat de Medicina, Spain

⁴Asigma S.A., Cartagena, Spain

Abstract— A Monte Carlo (MC) -based method to calculate absorbed dose from cone beam CT examinations has been developed and applied. To simulate X-ray exposure, a code using the EGS4 package and different voxel models representing an ionization chamber, a dosimetry head phantom and an anthropomorphic phantom (Remab system) were employed. In order to validate the method, dose measurements free-in-air, and within the phantoms were performed using an ionization chamber and 58 thermoluminescence dosimeter (TLD) chips. TLD dosimeters were grouped in stacks of 5, 3 or 2 elements at 16 positions in the anthropomorphic phantom. A comparison of the dose outcomes from both methods gave relative differences below 9% for the dose free-in-air, below 4.5% for the dose in the 9 cavities of the head phantom. For TLD measurements, relative differences in dose between both methods were $\leq 15\%$ for dosimeters in the primary beam. Differences in other TLD positions can be explained by critical dependence of the calculated dose on the geometrical accuracy. The MC code gives an acceptable description of the dose distribution for simple and anthropomorphic geometries in combination with voxel models of the object or the patient.

From the simulation of the standard examination on the Remab phantom, values of average dose per slab (ADS), energy imparted and mean absorbed organ doses were calculated. ADS values in the pituitary area were about 2 mGy, well correlated with energy imparted per slab. Calculated mean absorbed doses for selected organs were in the range 0.076 mGy (thyroid) to 1.74 mGy (salivary glands).

In conclusion, the devised MC method has been validated and can be a robust tool to optimize protocols and estimate patient doses for a CBCT unit in maxillofacial radiology.

Keywords— Cone beam, Monte Carlo, Dosimetry, Dental CT, I-CAT

I. INTRODUCTION

Recently available cone beam CT (CBCT) specially designed to be applied in oral and maxillofacial radiology represents a lower cost and lower patient dose alternative to conventional CT. Since it produces 3D information adapted to the needs of many dental specialties, its use is continuously growing. Remarkably, a significant number of exami-

nations are being performed on paediatric patients. These facts, along with the appearance of new ICRP recommendations that include new tissues and new weighting factors to compute effective dose, make it necessary to address studies useful to quantify risks and to progress in the dose optimisation process [1] [2].

Many dosimetric studies published so far have used thermoluminescence dosimeters (TLD) placed in anthropomorphic phantoms to assess effective dose or organ doses [3-5]. However, for CT scanners it is well known that organ doses can be accurately calculated by combining Monte Carlo simulations of the X-ray beam and realistic computer models of the human anatomy [6]. In particular, the technique reduces the uncertainties arising from the use of a limited number and positions of TLD dosimeters.

The primary aim of this work has been to validate a Monte Carlo (MC) -based method to estimate patient doses for a particular model of CBCT system, and to calculate organ doses for a standard maxillofacial radiology protocol on a tomographic anthropomorphic phantom.

II. MATERIALS AND METHODS

The work was performed using an i-CAT cone beam dental CT scanner (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) consisting of a standard high-frequency fixed anode X-ray tube (120 kVp, 3–8 mA) and a 20 x 25 cm amorphous silicon flat panel detector. The X-ray beam is pulsed with two different frequencies (23.05 or 34.9 pulses/s), which gives rise to two overlapping angles for a full rotation/acquisition (36.9° and 30.7°, respectively).

A thorough study the operating mode of the CBCT system was performed. Absorbed dose at different points of the radiation field, exposure time, half-value layer, high voltage generator waveform, and kVp accuracy were measured using an Unfors X-ray multimeter Xi model with external probe B Xi 822032-R/F (Unfors Instruments, Billdal, Sweden)

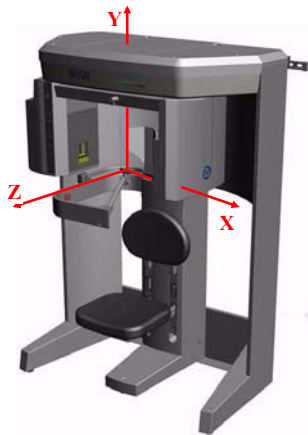


Fig. 1 i-CAT (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, PA)

Two series of measurements were carried out to validate the simulation code: a) doses free-in-air at the Y-axis and within the peripheral, intermediate and central cavities of a standard head dosimetry phantom (16 cm diameter) were measured with a Radcal 20x5-3 CT ionization chamber + 2026 electrometer (Radcal, Monrovia, CA); and b) 58 TLD-100 dosimeter (Harshaw/Bicron, Solon, OH) chips were located at different positions inside and outside the bust of a Remab phantom (Alderson Research Laboratory). The chips, calibrated for an X-ray beam generated with 120 kVp, were grouped in stacks of 5, 3 or 2 elements and then located at 16 positions representative of the organs or tissues of interest in the anatomical region under study, such as salivary glands, cheek bones, nape, thyroid, eye lenses, spinal cord and pulmonary apex.

The evaluated dose quantities were the dose profile integral (DPI_{100}) [7] for ionization chamber measurements, and the absorbed dose for TLD measurements. Experimental values were compared to those estimated by simulating the exposures free-in-air and in the phantoms. All measurements and, consequently, the corresponding simulations in this study were performed for a standard examination protocol. Table 1 gives an overview of the values of the parameters used in the examination.

CT images of the ionization chamber and the phantoms (dosimetric and Remab system) were used to construct three-dimensional voxel objects. Each of the axial images was first reduced to a 256×256 matrix and the data were then stacked in a volume to obtain a $256 \times 256 \times N$ object, where N is the number of slabs. A single 10 cm thick slab was used for chamber simulations free-in-air and inside the dosimetry phantom, and 301 slabs of 1.5 mm each formed the Remab Phantom voxel object. Thus, two different voxel sizes were used: $1.5 \times 1.5 \times 100 \text{ mm}^3$ or $1.37 \times 1.37 \times 1.5 \text{ mm}^3$.

TLD dosimeter images obtained from the examination of the Remab phantom were used to determine individual positions and to precisely locate them in the model. In addition, the images were segmented to classify CT numbers into four groups (air, lung, muscle and bone) by assigning the corresponding values according to their similarity to each group. A selected number of organs at risk (thyroid, salivary glands, brain, lymphatic nodes, oral mucosa, extra-thoracic region, eye lenses) were segmented to calculate mean absorbed dose in them. Values of the mass absorption coefficients used for these standardised tissues were taken from the ICRU Report 46 [8].

Table 1 Overview of acquisition settings for the “Landscape 13 cm” examination

Parameter	Value
kVp	120
mA	5
mAs	18.54
Total acquisition time (s)	8.9
Voxel size (mm)	0.3
Size of reconstructed volume (cm)	13
Field size at the isocentre (cm)	16.6 x 13.3
Frequency (pulses/s)	34.8
No. pulses/full acquisition	310
Rotation speed (deg/s)	43.9
Starting angle	16.9°
Ending angle	(360+47.5)°

Monte Carlo dosimetry was performed using an algorithm based on the Electron Gamma Shower V4 (EGS4) code [9, 10]. In combination with the Low Energy Photon Scattering Expansion (National Laboratory for High Energy Physics (KEK), Japan), EGS4 simulates transport of photons with energies of 1 keV and higher and electrons with energies of 10 keV and higher. In this study, a cutoff energy for photons of 5 keV and for electrons of 30 keV was used. Special attention was paid to simulate the cone X-ray beam, taking into account the beam spectral characteristics, the effect of the shaping filter, and penumbra effects caused by the focus and collimator. Since the radiation beam was found to be asymmetrical in the vertical direction (Y-axis), with the XZ plane matching the occlusal plane of the patient, this characteristic was also implemented in the simulation.

To calculate the absorbed dose in the volumes of interest, the total energy absorbed in the voxels of the volume was computed and divided by the corresponding mass. In this way we firstly calculated values of both DPI and absorbed dose to TLD chips. After validating the MC code, we simu-

lated the standard examination on the Remab voxel model to compute average dose in every slab (ADS) and mean absorbed dose in the selected organs or tissues.

III. RESULTS AND DISCUSSION

Concerning kVp accuracy, it has been verified that the differences between measured and nominal values were always below 10%. With regard to the time of irradiation, the difference between selected and measured values was always less than 1.5%. Measured half-value layer was 9.25 ± 0.25 mm of Al, equivalent to a total filtration of 17 mm of Al at the beam axis. As a general conclusion in this point, the CBCT unit matched the manufacturer's specifications, making it possible a comparison between calculated and measured dose values to validate the simulation code.

Table 2 shows a comparison relative to DPI_{100} values obtained from both methods, experimental and simulated, free-in-air and within the head phantom. All DPI values are expressed as dose to air. There are two remarkable facts from the results: Firstly, differences between both methods were always lower than 9%, and, secondly, the values in all the phantom cavities were very similar (differences $\leq 9\%$). The former result indicates that the model and the code used in the simulation produced an acceptable description of the dose distribution for simple geometries, and the latter is caused by the high beam filtration.

Table 2 Comparison of measured and calculated DPI_{100} values (mGy·cm to air) free-in-air and within the head dosimetry phantom

Position	Measured	Calculated	Difference (%)
Isocenter (free-in-air)	23.7	25.8	8.8
C	20.0	19.3	-3.7
N	19.6	18.9	-3.8
S	20.1	20.5	2.0
E	20.6	21.4	3.8
W	19.4	18.8	-3.1
NE	20.7	20.2	-2.2
NW	20.1	19.2	-4.4
SE	21.2	21.6	2.0
SW	20.3	19.8	-2.6

An equivalent comparison of measured vs. calculated dose values (mGy to air) from the TLD dosimeters for the examination of the Remab phantom is shown in Figure 2. Experimental TLD doses correspond to the average value of 7 exposures, and a total number of $2.5 \cdot 10^7$ photon histories were simulated in the MC calculation.

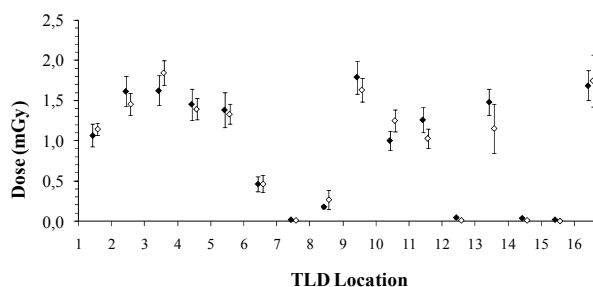


Fig. 2 Measured (♦) and simulated (◇) TLD dose values.

It can be noticed in Figure 2 that differences lower than 15% were obtained for most TLD positions. The largest relative differences correspond to dosimeters located far away from the field boundary but featuring very low dose values (positions 7, 12, 14 and 15). When dosimeters were placed in the thyroid, nape or in the eye lenses regions (positions 8, 9 and 13), differences in dose are strongly dependent on the location, due to their vicinity to the field margins. Additionally, the relative variation due to a ± 5 mm displacement along the Y axis of the dosimeters in the thyroid has been estimated by simulations to be more than $\pm 40\%$. Discrepancies in positions 10 and 11 were probably due to the difficulties to visualize the TLD package (3 chips) in the image, because they were inserted in the inner spinal cord location. Given the acceptable differences found for the dosimeters exposed to the primary beam, and that the highest differences for the TLD chips can be explained by geometrical variations in the radiation field, it can be concluded that the MC-based code is an accurate and useful tool to estimate radiation absorbed doses in homogeneous and anthropomorphic geometries.

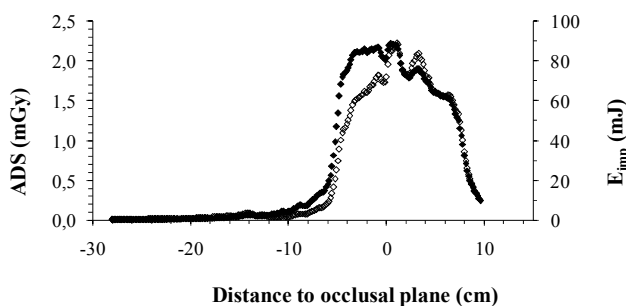


Fig. 3 Calculated values of ADS (♦) and E_{imp} , energy imparted per slab (◇), in the Remab model

After validating the MC method, the simulation of the standard examination on the Remab phantom enabled us to

calculate the ADS values, which are represented in Figure 3 and to assess the mean absorbed organ doses as well (see Table 3 below).

Table 3 Mean absorbed dose for selected organs at risk

Organ	Dose (mGy)
Thyroid	0.076
Salivary glands	1.74
Brain	0.70
Lymphatic nodes	0.50
Oral mucosa	1.43
Extrathoracic region	1.29
Eye lenses	1.73

The ADS values are well correlated with the energy imparted to each slab of the voxel phantom. Both quantities can be used in the future as a primary estimator of effective dose, because the involved organs at risk are basically the same for a range of examinations. With regard to organ doses, our values are lower than those obtained by other authors [4] and probably more alike to those from a recent publication [5] although the protocols used there are not completely equivalent. Organ doses, though one order of magnitude lower than those typically imparted in conventional CT, can be lowered if proper optimization programmes are applied.

IV. CONCLUSIONS

The devised MC method used to estimate doses for a CBCT unit has been validated and can be a robust tool to assess patient doses and to optimize protocols in the near future. In addition, the computation of the energy imparted and the average dose per slab might provide a simple method to estimate the effective dose to standard patients in maxillofacial radiology.

ACKNOWLEDGMENT

We are indebted to the Diagnostic Center in Granada for their facilities for using the i-CAT unit. Also the support from DI&B Company is very much appreciated.

REFERENCES

1. International Commission on Radiological Protection (2008). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP 37
2. International Commission on Radiological Protection (1990). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann ICRP 21
3. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extra-oral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2003;32:229–34
4. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:219–26
5. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Brit J Radiol* 2009;82:35–40
6. Zaidi H, Ay MR. Current status and new horizons in Monte Carlo simulation of X-ray CT scanners. *Med Bio Eng Comput* 2007;45:809–817
7. Mori S, Endo M, Nishizawa K, Tsunoo T, Aoyama T, Fujiwara H, Murase K. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med Phys* 2005;32:1061–1069
8. International Commission on Radiation Units and Measurements (1992). Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. ICRU Report 46, Bethesda
9. Nelson WR, Hirayama H, Rogers DWO (1985). The EGS code system. Stanford Linear Accelerator Center. Report No.: Report SLAC-265
10. Salvado M, Lopez M, Morant JJ, Calzado A. Monte Carlo calculation of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Radiat Prot Dosimetry* 2005;114:364–368

Corresponding author:

Author: J.J. Morant
 Institute: Servei de Protecció Radiològica, Rovira i Virgili University
 Street: Sant Llorenç, 21
 City: 43201 Reus
 Country: Spain
 Email: juanjose.morant@urv.cat

3.2.2 Resultados dosimétricos definitivos

[III] **Morant JJ, Salvadó M, Casanovas R, Hernández-Girón I, Velasco E, Calzado A.**

Validation of a Monte Carlo simulation for dose assessment in dental cone beam CT examinations.

Phys Med 2012, 28:200–9. (DOI: 10.1016/j.ejmp.2011.06.047).

Abstract

A Monte Carlo (MC) simulation for calculating absorbed dose has been developed and applied for dental applications with an i-CAT cone beam CT (CBCT) system. To validate the method a comparison was made between calculated and measured dose values for two different clinical protocols. Measurements with a pencil CT chamber were performed free-in-air and in a CT dose head phantom; measurements were also performed with a transmission ionization chamber. In addition for each protocol a total number of 58 thermoluminescence dosimeters (TLD) were packed in groups and placed at 16 representative anatomical locations of an anthropomorphic phantom (Remab system) to assess absorbed doses. To simulate X-ray exposure, a software application based on the EGS4 package was applied. Dose quantities were calculated for different voxelized models representing the CT ionization and transmission chambers, the TLDs, and the phantoms as well. The dose quantities evaluated in the comparison were the accumulated dose averaged along the rotation axis (D_i), the volume average dose, D_{vol} for the dosimetric phantom, the dose area product (DAP) and the absorbed dose for the TLDs. Absolute differences between measured and simulated outcomes were $\leq 2.1\%$ for free-in-air doses; $\leq 6.2\%$ in the 5 cavities of the CT dose head phantom; $\leq 13\%$ for TLDs inside the primary beam. Such differences were considered acceptable in all cases and confirmed the validity of the MC program for different geometries.

In conclusion, the devised MC simulation program can be a robust tool to optimize protocols and estimate patient doses for CBCT units in dental, oral and maxillofacial radiology.



ORIGINAL PAPER

Validation of a Monte Carlo simulation for dose assessment in dental cone beam CT examinations

J.J. Morant^{a,*}, M. Salvadó^b, R. Casanovas^b, I. Hernández-Girón^{b,c},
E. Velasco^d, A. Calzado^c

^a *Universitat Rovira i Virgili, Servei de Protecció Radiològica, Sant Llorenç, 21, 43201 Reus, Spain*

^b *Universitat Rovira i Virgili, Física Mèdica, Reus, Spain*

^c *Universidad Complutense de Madrid, Departamento de Radiología, Spain*

^d *Asigma S.A., Cartagena, Spain*

Received 17 March 2011; received in revised form 2 June 2011; accepted 28 June 2011

Available online 31 July 2011

KEYWORDS

Monte Carlo simulation;
CBCT;
Dosimetry;
Dentistry

Abstract A Monte Carlo (MC) simulation for calculating absorbed dose has been developed and applied for dental applications with an i-CAT cone beam CT (CBCT) system. To validate the method a comparison was made between calculated and measured dose values for two different clinical protocols. Measurements with a pencil CT chamber were performed free-in-air and in a CT dose head phantom; measurements were also performed with a transmission ionization chamber. In addition for each protocol a total number of 58 thermoluminescence dosimeters (TLD) were packed in groups and placed at 16 representative anatomical locations of an anthropomorphic phantom (Remab system) to assess absorbed doses. To simulate X-ray exposure, a software application based on the EGS4 package was applied. Dose quantities were calculated for different voxelized models representing the CT ionization and transmission chambers, the TLDs, and the phantoms as well. The dose quantities evaluated in the comparison were the accumulated dose averaged along the rotation axis (\bar{D}_i), the volume average dose, \bar{D}_{vol} for the dosimetric phantom, the dose area product (DAP) and the absorbed dose for the TLDs. Absolute differences between measured and simulated outcomes were $\leq 2.1\%$ for free-in-air doses; $\leq 6.2\%$ in the 5 cavities of the CT dose head phantom; $\leq 13\%$ for TLDs inside the primary beam. Such differences were considered acceptable in all cases and confirmed the validity of the MC program for different geometries.

In conclusion, the devised MC simulation program can be a robust tool to optimize protocols and estimate patient doses for CBCT units in dental, oral and maxillofacial radiology.

© 2011 Associazione Italiana di Fisica Medica. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

* Corresponding author. Tel.: +34 977 759 326; fax: +34 977 759 322.

E-mail address: juanjose.morant@urv.cat (J.J. Morant).

Introduction

Recently cone beam CT (CBCT) scanners have become available that are designed for applications in dental, oral and maxillofacial radiology. They offer a lower cost and lower patient dose alternative to conventional CT scanners of general use in radiology. As this technology produces 3D information adapted to the needs of many dental specialties, its use is growing [1–6]. Remarkably, a significant number of examinations are being performed on pediatric patients. These facts, along with the appearance of new International Commission on Radiological Protection (ICRP) recommendations providing a revised and extended set of tissue weighting factors for the computation of effective dose makes it necessary to initiate new dosimetric studies, essential in this realm, to quantify risks and to support the dose optimization process [7–9].

Dosimetric studies published so far have used thermoluminescence dosimeters (TLD) placed in anthropomorphic phantoms to assess organ doses and effective dose [10–17] in dental CBCT examinations. However, for conventional CT scanners it is well known that organ doses can be accurately calculated by combining Monte Carlo (MC) simulations of the X-ray beam and realistic computer models of the human anatomy [18]. In particular, the MC technique reduces the uncertainties arising from the limited number and locations of TLD dosimeters used. It has also been demonstrated that MC simulations could be a key tool to assess technical and patient-specific dose characteristics in general CBCT [19–23]. The new reference voxelized phantoms published by the ICRP [24] for adult male and female, standardize the models for the calculation of the radiological protection quantities associated to the effective dose concept as shown in the ICRP 2007 recommendations [8] in a realistic way.

The main aim of the present work is to create an MC simulation for estimation of patient doses from examinations performed with a CBCT scanner dedicated for dentistry applications. To achieve it, four essential steps were taken. First, an exhaustive study of the CBCT system was performed and the main parameters with influence in the radiation dose were determined. Secondly, dose measurements were carried out for two representative clinical protocols to get an insight into the dose characteristics of the system. With this information, the MC code was developed and adapted to reproduce the unit performance. Finally, the MC model was validated after comparison between experimental and calculated dose results for the selected protocols.

Materials and methods

Description of the CBCT dentistry device

The work was performed using a Next Generation i-CAT cone beam dental CT scanner (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) consisting of an X-ray tube with stationary anode and a $20 \times 25 \text{ cm}^2$ amorphous silicon flat panel detector. The source-to-detector distance is 71.4 cm and the source-to-isocentre distance is 49.5 cm. In Fig. 1

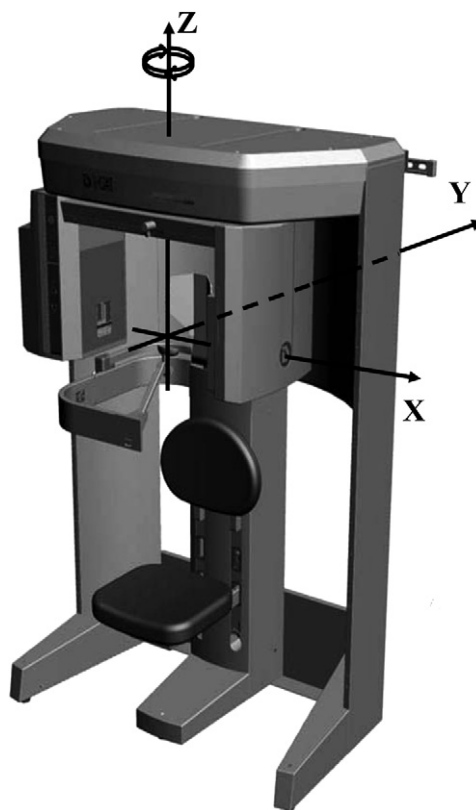


Figure 1 Schematic i-CAT Cone beam CT unit (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) with the main axes superimposed.

the CBCT unit and the XYZ coordinate system are shown. The origin is placed at the isocentre, the XY plane matches the patient's occlusal plane and Z is the rotation axis. The high frequency generator controls the X-ray emission with pulses of 12 ms, at two possible frequencies, 23 or 35 frames/s. Two possible options are available for the number of acquired frames, 309 or 619 frames for "full rotation" and 170 or 339 frames for "half rotation" mode, respectively. The system operates at 120 kVp and a tube current of 5 mA, both fixed, with 4 different options for exposure time (between 4.8 and 26.9 s). The X-ray beam is highly filtered with a bowtie filter added to provide size-adapted compensation for the variation of head thickness from the center to the periphery of the field. This enables to reduce the patient dose and to get an X-ray beam more uniformly distributed on the detector. The rectangular radiation field can be defined independently by operating four collimators, two for each direction, Z and Y. There are 9 default field sizes in addition to a freely selectable mode. Image reconstruction can be performed with 4 possible voxel sizes in the range (0.125–0.4 mm), depending on the selected protocol. The combination of all possible values of the acquisition and reconstruction parameters enables the user to select up to 64 different techniques and to adjust the field of view (FOV) to the examination requirements. To verify the patient positioning before each exploration, the CBCT unit enables an optional low mAs acquisition, keeping the tube stationary.

CBCT unit performance

The first step in our study was to perform a test of the operation mode of the CBCT system. The accuracy of the selected values for tube voltage, exposure time and tube current was checked using an Unfors multimeter Xi model (Unfors Instruments, Billdal, Sweden) with an external probe (822032-B Xi R/F) placed at the occlusal line center of the flat panel surface, at 69 cm from the X-ray source. Other measured parameters were the waveform, the number of pulses per second and their duration, the half-value layer (HVL), and the absorbed dose free-in-air at the entrance of the detector. Additionally, we studied the characteristics of other parameters, such as exposure starting and ending angles, radiation beam geometry, and dose distribution within the radiation field.

In standby position, the X-ray tube - detector assembly is lined up with the X-axis, but when performing an examination, a delay occurs between the beginning of mechanical movement and the actual start of X-ray emission. To obtain accurate data for the simulation, the angular delay in the acquisition relative to the initial position of the tube was measured. In addition, as the system uses an angle greater than $360^\circ/180^\circ$ for "full/half rotation" mode, we ascertained the actual initial and ending irradiation angles for each mode. The values of both angles, which are characteristic of the CBCT system performance, may have a significant influence on the dose distribution. The analysis of raw images of a cylinder used as a control, with a mark placed close to each base, allowed us to assess them by converting the observed frame intervals into angular values. The uncertainties associated with the measurement of these angles were estimated as the equivalent value in degrees of ± 2 frames.

The X-ray beam field is asymmetric along the Z-axis with regard to the occlusal plane for all the default selectable protocols. Conversely, the field is symmetric in the sagittal plane (YZ) along the Y-axis for all them but the "Extended Field of View". To complete the study of the beam geometry, the actual radiation field size was measured for the selected protocols using a photostimulable phosphor plate (PSP) placed at the entrance of the image detector. A radio-opaque ruler situated in front of the detector was used as a scaled reference in the image. A set of pixel value

profiles, separated by a distance of 1 cm, was sampled in both perpendicular directions (Y- and Z-axes) from the raw images. The full width at half maximum (FWHM) distance was assessed for each profile. With this information, the actual radiation field dimensions were obtained as the mean length of the profile set for each direction.

All the tests described in this section were performed for two protocols used in clinical practice: "Landscape 13 cm" and "Extended Field of View (Cephalometric, E-FOV)" (full rotation in both cases). These two protocols were considered to be representative for the two clinically relevant acquisition geometries. The so-called "Landscape 13 cm" protocol was selected to represent such an acquisition. The second protocol is the E-FOV protocol, for which the X-ray beam is asymmetric in the plane YZ: before performing the acquisition the flat panel detector rotates 90° around an axis shifted horizontally 2.5 cm from the detector center. In Table 1, an overview of the values of the examination parameters for the "Landscape 13 cm" and "Extended Field of View" protocols is shown.

Dose measurements

To validate our MC simulations dose measurements were performed for the selected protocols and they were compared to the results from MC simulations. Measurements were made with ionization chambers and TLDs. It is convenient to remark that, although strictly speaking, the measured dosimetric quantity was "air kerma" we refer to it throughout this work by the more commonly used term "dose".

Ionization chambers

Dose measurements were performed with ionization chambers (Radcal pencil and RTI transmission). Dose was measured both free-in-air and within the central and peripheral cavities (designated throughout this work as the main cardinal points (N, S, E, W)) of a standard head 16-cm-diameter CT dose phantom with a Radcal 20×5 -3 CT 10 cm pencil ionization chamber connected to an electrometer (2026, Radcal, Monrovia, CA) traceable to national standards. The chamber was placed at the isocentre lined up with and centered along the Z-axis in the X-ray beam for

Table 1 Overview of acquisition and reconstruction settings for the "Landscape 13 cm" and "Extended Full Field" protocols, both for full rotation mode.

Parameter	Examination protocol	
	Landscape 13 cm	Extended Full field
kVp	120	120
mA	5	5
mAs	18.5	37.1
Total acquisition time (s)	8.9	17.8
Voxel size (mm)	0.3	0.3
Size of reconstructed volume (cm)	13	17
Field size at the isocentre (cm ²)	16.6 × 13.3	13.0 × 16.5
Frequency (pulses/s)	34.8	23.5
No. pulses/full acquisition	309	620
Rotation mode	Full	Full

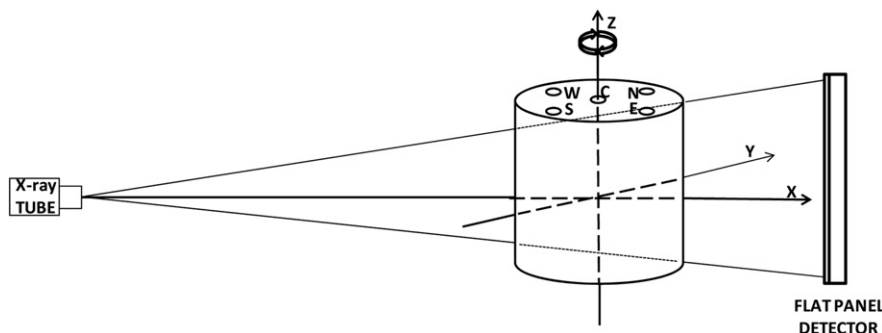


Figure 2 Schematic representation of the head phantom arrangement for the measurements in the X-ray beam. The phantom cavities are designated as (C, N, S, E, W).

measurements free-in-air or in the central cavity of the phantom. In the latter the S–N direction lined up with the Y-axis (Fig. 2).

Two dose quantities were evaluated in the comparison between measured and calculated data: the accumulated dose averaged over a length of 10 cm along a line parallel to the Z-axis (\bar{D}_i) and the volume average dose, \bar{D}_{vol} . Then, \bar{D}_i is defined as:

$$\bar{D}_i = \frac{1}{100} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D_i(z) dz \quad (1)$$

where $D(z)$ refers to the dose profile along the Z-axis and the subindex i refers to the position of the measured line, which in our work was in-air at the isocentre, and within the 5 cavities of the dose phantom. In addition, to calculate the volume average dose, \bar{D}_{vol} we combined \bar{D}_i values in a similar way as in the $CTDI_w$ definition for conventional CT, as proposed by some authors [25]:

$$\bar{D}_{vol} = \frac{1}{3} \bar{D}_c + \frac{2}{3} \bar{D}_p \quad (2)$$

where \bar{D}_c is the accumulated dose averaged over a length of 10 cm along the central axis of the phantom, and \bar{D}_p is the mean value of \bar{D}_i along the 4 peripheral cavities.

Additionally, to quantify the output of the CBCT unit, the dose area product (DAP) was measured using a transmission chamber type 70157 connected to a Doseguard 100 model electrometer (RTI Electronics, Mölndal, Sweden) placed at the X-ray exit window. The measured values were compared with those obtained in the simulation.

Thermoluminescent dosimetry

To validate the MC method in a more realistic clinical situation, doses at different positions were measured at the inside and on the surface of the head, neck, and upper chest areas of a water-filled Remab male adult phantom (Alderson Research Laboratory) [26]. For this purpose 58 thermoluminescent dosimeter (TLD) chips with dimensions of $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$ (TLD-100, Bircron-Harshaw, Radiation Measurement Products, Cleveland, OH, US) were utilized. The chips were grouped in stacks of 5, 3 or 2 elements and then located at 16 representative positions of the organs or tissues of interest (see Fig. 3 and Table 2). The number of TLD chips in each of these 16 anatomical positions was selected depending on the organ volume and their relative position with regard the primary beam. The phantom was exposed 7 times using the “Landscape 13 cm” standard protocol (full rotation). The mean value for each group of TLDs was calculated for each position. Random and non-random uncertainties were combined to yield the uncertainties associated with each mean value of dose.

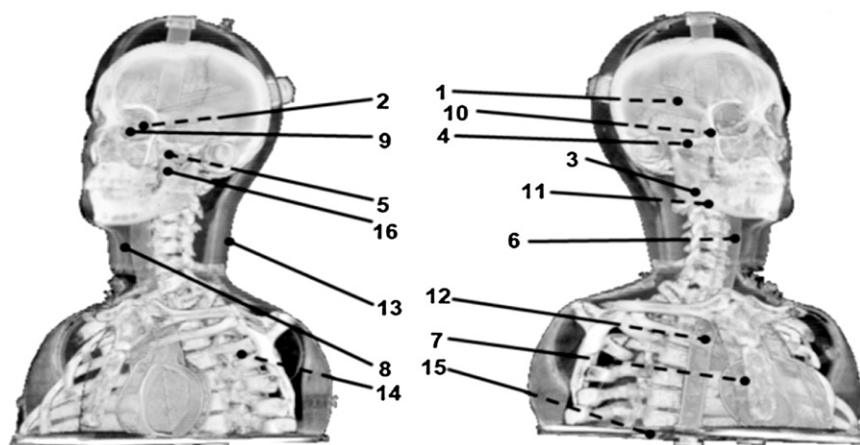


Figure 3 Location of thermoluminescence dosimeters within the bust of the Remab phantom.

Table 2 List of TLD groups, number of dosimeter chips included in each group and anatomical position on the inside and outside of the anthropomorphic phantom.

Number of TLDs	GROUP	POSITION	Inside/outside of the phantom
5	1	Corpus callosum - Ventricle	Inside
	2	Left eye lens	Inside
	3	Right Salivary Glands	Outside
	4	Inferior cornu of right lateral ventricle	Inside
	5	Left semicircular canals	Inside
	6	Epiglottis	Inside
	7	Thymus	Inside
3	8	Thyroid	Outside
	9	Left Eye	Outside
	10	Sphenoidal Sinus	Inside
	11	Spinal Chord (CV2 level)	Inside
	12	Spinal Chord (TV4 level)	Inside
2	13	Nape	Outside
	14	Upper Left Lung	Inside
	15	Lower Right Lung	Inside
	16	Left Cheek Bone	Outside

CV: cervical vertebra TV: thoracic vertebra.

The TLDs were selected to achieve an accuracy of $\pm 5\%$ and calibrated in an X-ray radiation field. Irradiated TLDs were read within 48 h after exposure using a manual TLD reader Harshaw 3500 (Bicron-Harshaw, Radiation Measurement Products, Cleveland, OH, US). The TLDs were originally calibrated for an X-ray beam generated with 120 kVp. The obtained TLD readings were multiplied by the calibration factor. A further correction factor, specific for the beam quality of the i-CAT system, was derived by means of the parallel exposure of 60 TLDs with a known radiation dose. The chips, packed in a stack inside a thin plastic tube, were aligned with the Z-axis at the isocentre of the i-CAT system and exposed 10 times using the same protocol. The reference TLDs dose values were cross-checked against the CT ionization chamber readings, positioned and exposed in the same way.

Monte Carlo simulation of radiation transport and CBCT system modeling

A Monte Carlo (MC) program was developed to simulate the radiation transport through the voxelized space, taking into account the CBCT system features that influence dose. This program is a modified version from a previous one used for dose calculations in CT examinations [27], by modeling the beam geometry and the spectral distribution to make dose estimations in different scanned body areas on six voxelized models based on standard and non-standard patients. A benchmarked Electron Gamma Shower V4 (EGS4) package [28] in combination with the Low Energy Photon Scattering Expansion (National Laboratory for High Energy Physics (KEK), Japan) [29] is the basis for the radiation transport. The model assumed that the photons were of an energy at which photoelectric absorption occurred with the associated creation of fluorescent photons or Auger electrons, and the model includes both incoherent and coherent scattering. In this study, cut-off energies of 5 keV and 30 keV were used for photons and electrons, respectively.

The MC simulations were performed in a cluster, composed by 14 Bull Nova Scale R422E1 servers with 28 nodes and 56 Xeon 4 cores processors running at 3.0 GHz with 896 GB as total memory. The simulations to calculate doses were performed using $20 \cdot 10^6$ photon histories in all cases. Computation times were on average 10 min and 20 min for simulations over the cylindrical and anthropomorphic phantoms, respectively.

To simulate the X-ray beam of the CBCT system involved in the study, the spectral and geometric characteristics (kVp and primary filtration, bowtie filter attenuation, heel effect, and penumbra effects caused by the focus and collimator) were taken into account. Furthermore, the rest of parameters related to the specific acquisition protocol (tube rotation around patient, starting and ending irradiation angle, overlapping beam angle, frequency of radiation pulses and field size) were also used as input data.

Simulation of X-ray energy spectra and bowtie filter

Information on the tube voltage (120 kVp), the composition and anode angle ($W/15^\circ$), ripple voltage (0%) and the primary flat filtration were used to generate the X-ray spectrum. The SPEC78 spectral catalog developed by the Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) was used in this task [30]. The total filtration was obtained by testing which filtration in the spectra generating program results in a calculated HVL that corresponds with the measured HVL. The generated X-ray spectral distribution contains the number of photons/(mAs mm^2), at 750 mm distance from the focus for each energy interval at 5 keV steps. In the simulation, the initial energy for each photon was assigned by sampling the energy spectral distribution. Then, the assigned photon fluence values were corrected for the actual tube charge, the corresponding cross section area and the focus-to-isocentre distance (49.5 cm).

The radiation transport inside the bowtie filter was not directly simulated. Instead, the energy deposition for each particle was weighted according to the relative attenuation

at different angles with respect to the XY plane. For this purpose, dose measurements were performed at a set of points along the Y-axis on both sides of the isocentre (up to ± 8 cm), with the pencil ionization chamber lined up with the Z-axis. In a similar way, to determine the influence of the heel effect in the X-ray distribution, dose measurements were performed at different points covering a total length of 13 cm along the Z-axis with the chamber parallel to the Y-axis. The X-ray tube was maintained in a fixed position during the performance of both sets of measurements. The transport of each particle was simulated taking into account the following initial parameters: energy, charge, position, direction cosines and the relative particle weight. The weight factor associated to each particle was calculated from the parametric curves according to the initial emission angles relative to each perpendicular axis. Finally, the actual imparted energy for each particle is obtained multiplying by this factor. With this methodology, which can be considered as a variance reduction technique [31], the relative attenuation in both axes (Z and Y) is taken into account, modeling both the bowtie influence and the heel effect.

Simulation of the particular protocols

All the protocols available for this CBCT system can be obtained by combination of different values of the examination parameters shown in the first column of Table 1. To simulate them we used data either provided by the manufacturer (half/full rotation, focus-to-isocentre distance, number, duration and frequency of pulses) or from our measurements (such as the initial and final irradiation angles or the actual field size).

The beam collimators were not explicitly implemented. As an alternative, the initial position for each simulated history (initial photon) was randomly selected at the focal spot area provided by the manufacturer (0.5×0.5 mm²). In a similar way, the initial direction angles for every new emitted photon were randomly selected within the selected field size emulating the collimators performance. Thus, the simulation of a large number of histories reproduces properly the field size dimensions and penumbra effect in the simulation, and symmetrical or asymmetrical fields along Z and Y-axis can be simulated independently.

To sample the X-ray pulsed emission, pulse time intervals during the rotation were converted into angular intervals. Then, the initial angle of emission was randomized inside the emission lapse of the considered pulse. This task was sequentially repeated for all the pulses (angular intervals) comprised in the selected rotation mode to reproduce the tube rotation around the patient.

Radiation transport in voxel geometry and dose calculations

CT images of the two ionization chambers (CT and transmission chamber) and the two phantoms (CT dose head and anthropomorphic Remab phantoms) were obtained by scanning them in a conventional CT scanner. These scans were used to generate the voxelized objects (materials identification and geometric distribution) for the simulations. The images were reduced to a stacked

matrix, obtaining a $256 \times 256 \times N$ object, where N is the number of slice for each object. The CT ionization chamber (for both free-in-air and inside the dose phantom measurements) and the transmission chamber were each modeled by a single slab of 100 and 18 mm thickness, respectively.

The Remab phantom voxel object consisted of 301 slabs of 1.5 mm thick each. Two different pixel sizes in the axial plane were used: 1.5×1.5 mm² for both the CT ionization and transmission chambers, and 1.37×1.37 mm² for the anthropomorphic phantom. Finally, TLD images obtained from the examination of the Remab phantom were used to determine their individual positions and to precisely locate them in the model in 10 cases. As the rest of the TLDs were not visible in the images they were located measuring their respective distances to reference points. As with the actual measurements, also in the simulations, the dose of each TLD group was assessed as the mean value of the individual chips included within. The associated uncertainties were estimated as the standard deviation of the dose values within the voxels included in each group.

To properly simulate the radiation transport and compute the dose inside the voxelized objects, images were segmented and CT numbers were associated with different groups of materials according to their similarity. The material processor included in the EGS4 code, was used to define the material number and properties (chemical composition and density) for each material. The material assignment to each voxel (conversion from HU to materials) was made using ImageJ (<http://rsbweb.nih.gov/ij/>) and tools to automatically process the original CT scan.

The CT ionization chamber was modeled as three concentric cylinders consisting of air (inner, up to 7 mm diameter), C552 air-equivalent material (intermediate, up to 10 mm diameter) and polymethyl methacrylate (PMMA) for the outer (up to 12 mm). Each of these cylinders was intended to represent the air cavity, the chamber wall and the build-up cap, respectively (Fig. 4). The transmission chamber was modeled as a parallelepiped ($18 \times 160 \times 160$ mm³) with an inner air cavity ($16 \times 156 \times 156$ mm³) and walls of C552 air-equivalent material. The materials used to model the Remab phantom were air, lung, muscle and bone. For the TLDs, lithium fluoride (LiF) was assigned. The mass absorption coefficients for these standardized materials and tissues were taken from the ICRU Report 46 [32].

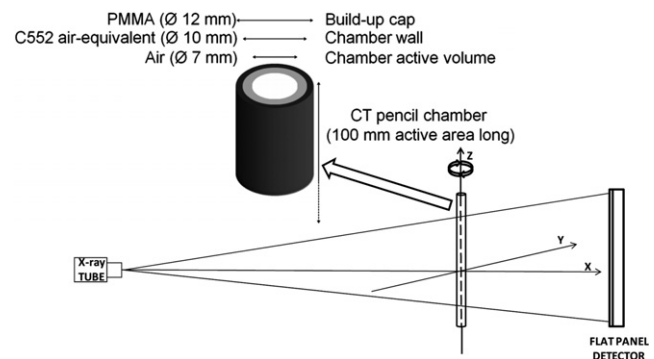


Figure 4 Schematic representation of the simulation geometry for the CT ionization chamber.

The primary information obtained from the simulations (energy imparted in each voxel from the primary beam or scattered), was used to generate 3-dimensional dose distributions. To calculate the absorbed dose in the regions of interest (i.e. CT ionization, transmission chambers or TLDs), the total energy absorbed in the voxels included in the volume was computed and then divided by the corresponding mass. In this way the program calculates for \bar{D}_i and DAP values or absorbed dose in TLD chips. The results obtained with the simulation have been compared with the corresponding measurements to test and validate the MC simulation program.

Results

The results relating to technical system performance were acceptable, with differences between nominal and measured values lower than 5% for all the analyzed parameters. Relative differences below 3% for the kVp and less than 1.5% for exposure time were found. Concerning waveform analysis, pulses of 12 ms with two different frequencies (23 and 35 pulses/s) were found whatever full or half rotation was selected. In addition, depending on the selected mode, four values of the total number of pulses were measured: 620 or 310 pulses for full rotation and 339 pulses or 170 pulses for half rotation, respectively.

The measured absorbed dose free-in-air at the entrance of the detector was $70 \pm 4 \mu\text{Gy}/\text{mA}$, which is equivalent, according to the inverse square law, to $135 \pm 8 \mu\text{Gy}/\text{mA}$ at the isocentre and to $33 \pm 2 \mu\text{Gy}/\text{mA}$ at 1 m from the focal spot.

Measured half-value layer at the beam axis for 120 kVp was $9.2 \pm 0.2 \text{ mm}$ of Al, which is equivalent to a total filtration of $17 \pm 1 \text{ mm}$ of Al. The relative dose profiles measured and calculated along the Y and Z-axis are shown in Figs. 5 and 6, respectively. The bowtie filter influence (Fig. 5) and the heel effect (Fig. 6) can be observed. The polynomial fits ($R^2 > 0.99$) that were used as input in the MC simulation are overlaid on the graphics.

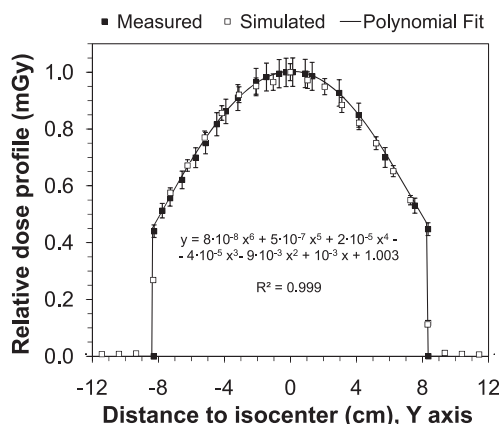


Figure 5 Measured and calculated dose profiles along the Y-axis (AP direction of the patient) with the polynomial fit used as a weighting function in the simulation. The effect of the bowtie filter is observed.

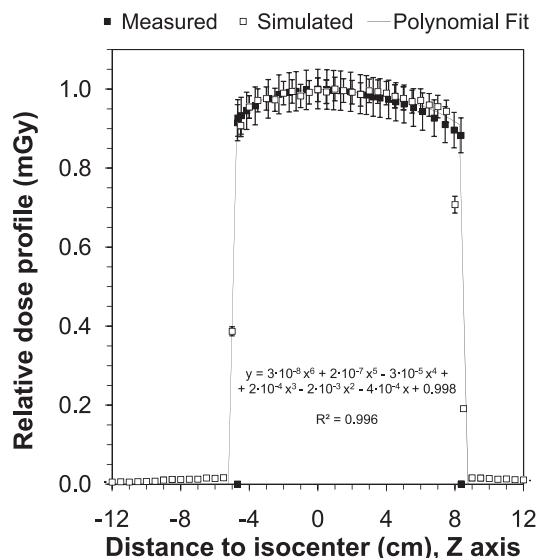


Figure 6 Measured and calculated dose profiles along the Z-axis (rotation axis) with the polynomial fit used as a weighting function in the simulation. The heel effect can be observed.

The analysis of the starting and ending exposure angles during the rotation showed their exclusive dependence on the selected mode (full/half) and independence of the rotation speed. The measured starting and ending angle values (taking Fig. 1 as a reference, 0° corresponds to the negative X-axis) were $22^\circ \pm 2^\circ$, and $393^\circ \pm 2^\circ$ or $224^\circ \pm 2^\circ$ for full and half rotation, respectively.

Table 3 shows a relative comparison between the experimental and simulated \bar{D}_i values free-in-air at the isocentre and within the head dose phantom cavities together with DAP values. All \bar{D}_i values are expressed as dose to air. Average \bar{D}_i values over all the cavities of the phantom and \bar{D}_{vol} values are also compared. The uncertainties associated to the experimental \bar{D}_i and DAP values were below 5% regarding to the respective manufacturers specifications. For the associated simulated values an intrinsic uncertainty in the range 4–5% was considered.

An equivalent comparison of measured vs calculated mean doses (mGy to air) from each of the 16 positions of the TLDs inside and on the outside of the Remab phantom is shown in Fig. 7. The measured dose range was (0.02–1.79 mGy) with the minimum value for the TLD stack located inside the right lung and the maximum, for the one positioned at the outer side of the left eye. There were several TLD groups with mean doses $\geq 1.5 \text{ mGy}$, corresponding to dosimeters placed on the phantom surface in the direct beam. For the groups inside the phantom and close to the beam boundary, dose values about 0.2–0.5 mGy were found. Dose values much lower ($\leq 0.05 \text{ mGy}$) were obtained for the TLDs groups further away from the primary beam. Relative differences between measured and calculated mean values were in the range 1–84%, although they were $\leq 13\%$ in 10 out of 16 cases. The experimental uncertainties were in the range 10–13% while for the simulations were in the range 7–19% for dose values $\geq 1 \text{ mGy}$ and raised to 100–130% for dose values of 0.01 mGy.

Table 3 Comparison of measured and simulated \bar{D}_i values (mGy), free-in-air at the isocentre and within the head phantom for two clinical protocols. The average \bar{D}_i over all phantom cavities and the weighted average \bar{D}_{vol} , are also shown. In the last row, DAP values are also compared.

Chamber position	Landscape 13 cm			Extended Field of View		
	Measured	Calculated	Δ (%)	Measured	Calculated	Δ (%)
Isocentre (free-in-air)	2.54	2.59	2.1	5.11	5.21	2.0
\bar{D}_N	2.01	2.11	4.8	2.33	2.43	4.2
\bar{D}_E	1.94	2.01	3.2	2.32	2.39	3.2
\bar{D}_S	1.96	2.04	3.9	2.36	2.45	4.0
\bar{D}_W	2.06	2.15	4.0	2.66	2.72	2.3
\bar{D}_C	2.00	1.88	-6.2	3.12	3.00	-4.0
Average \bar{D}_i (mGy)	2.00	2.03	2.0	2.56	2.60	1.6
\bar{D}_{vol} (mGy)	2.00	2.01	0.6	2.65	2.66	0.5
DAP (mGy·cm ²)	517	519	0.4	742	747	0.7

C: central cavity N, S, E, W: peripheral cavities \bar{D}_i : Accumulated dose averaged over a length of 10 cm along a line parallel to the Z-axis
 \bar{D}_{vol} : Volume average dose
 DAP: Dose area product.

Discussion

The analysis of the CBCT device performance has been useful for knowing the geometry characteristics of the radiation beam and to get information about additional operation parameters needed for an accurate simulation. As a general conclusion, the CBCT unit matched the manufacturer specifications, making possible a comparison between calculated and measured dose values to validate the simulation code.

Although there are different dose metrics that can be utilized in CBCT we selected \bar{D}_i , \bar{D}_{vol} and DAP for our study for practical reasons, since they could be fairly easily measured and calculated. Absorbed dose was additionally measured with TLD measurements for similar reasons. The results from such measurements provided, on the one hand, an insight into the dose levels characteristics of the CBCT system for representative examinations and, on the other hand, enabled us to compare them with the corresponding calculated values.

For these CBCT devices, although DAP is an easily measurable dose quantity, some practical problems may

arise due to their specific geometrical characteristics (difficulties to attach the transmission chamber and problems with cables during the tube rotation in the actual examination or the use of a non-suitable transmission chamber with regard to the field size at the exit window). Such difficulties might be substantially overcome with the recent launching of CBCT models that allow the display of DAP values in the operator console. DAP can be a convenient quantity to be used with preference to other possible metrics, as pointed out by some authors [33]. The use of \bar{D}_{vol} measured with a standard CT ionization chamber of 10 cm length is very sensitive for errors: for small field sizes ($d_z < 10$ cm) this quantity is field size dependent when the rest of settings are kept constant. Conversely, when the beam size along the Z-axis exceeds the chamber dimensions, \bar{D}_{vol} values remain constant regardless of the selected field size. Other possible alternatives, besides DAP, are new dose metrics for wide CBCT based on point dose measurements in a phantom or the use of longer ionization chambers for the dose characterization of these devices [34,35].

The comparison between experimental and simulated \bar{D}_i values, free-in-air at the isocentre and within the head phantom cavities, showed absolute differences below 7% between both methods in all cases. For DAP, the differences were lower, down to 2.1%. These results indicate that the model and the code used in the simulation produced an accurate description of the dose distribution for simple geometries. For the protocol in which the radiation beam is symmetric with regard to the Z-axis ("Landscape 13 cm"), the measured values in all the phantom cavities were very similar (overall differences <8%). This feature is related to, among other causes, the high beam filtration. Moreover, the similar measured values in all phantom cavities make the weighted average used in obtaining \bar{D}_{vol} irrelevant, since its value practically coincides with that of simple average \bar{D}_i . For the "Extended Field of View" protocol, the noticeable differences obtained between doses in the central and the periphery cavities are caused by the X-ray beam asymmetry along Y-axis, as previously explained. Obviously, if half rotation option were selected, the highest

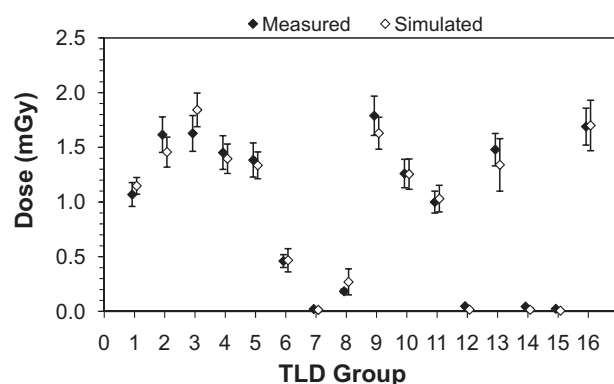


Figure 7 Comparison of measured vs. calculated mean dose values for the TLD groups placed at 16 representative anatomical locations inside and outside of the Remab phantom.

dose values would be registered in the peripheral cavities closer to the X-ray tube during acquisition.

From the study with the Remab phantom (Fig. 7) it can be concluded that reasonably low differences ($\leq 13\%$) between measured and calculated doses were obtained for most TLD positions. The largest relative differences correspond to groups of dosimeters located far away from the field boundary and, therefore, featuring very low dose values (positions 7, 12, 14 and 15). When dosimeters were placed in the thyroid or the nape regions (positions 8 and 13), dose differences were strongly dependent on the location, due to their vicinity to the field edges. Moreover, it has been estimated by simulation that ± 5 mm dose-meter shifts along the Z-axis in the thyroid region, give rise to relative variations in dose above $\pm 40\%$. Another observation is the relatively high uncertainties found in the simulation for the groups utilizing 2 TLDs, explained by the low number of voxels (7–8) associated with them in the model. Given the acceptable differences found for the TLDs exposed to the primary beam, and that the highest relative differences occurred in cases of poor statistics, it can be concluded that the MC-based code is an accurate and useful tool for estimating radiation absorbed doses in homogeneous and anthropomorphic geometries.

The devised MC method used to estimate doses for a CBCT unit has been satisfactorily validated for simple (in-air pencil CT and transmission chambers, and within a cylindrical head phantom) and more realistic (Remab phantom) geometries using both standard and extended acquisition protocols. For any other acquisition parameter combination or protocol, the calculation of dose within similar patient models will be straightforward. Thus, the applied approach will allow the simulation of different CBCT devices used in dentistry. As a next step, the implementation of reference anthropomorphic phantoms in the code will be performed and will enable the estimation of the effective doses associated to clinical protocols. Then, the MC code adapted to CBCT dedicated to dentistry units will be a robust tool for assessing patient doses and to establish dosimetry criteria for protocol optimization.

Conclusions

This article describes and validates a method to assess patient doses from examinations performed with a CBCT scanner dedicated for dentistry applications. The method offers a specific implementation of the beam geometry and acquisition characteristics. Therefore, it can be considered as a useful tool for assessing doses from different CBCT scanners and reference anthropomorphic phantoms.

Acknowledgments

We are indebted to the Diagnostic Center in Granada for the access to their facilities. Also the support from DI&B Company is very much appreciated. This research has been partly performed using the CESCO (*Center de Supercomputació de Catalunya*) resources.

References

- [1] Boeddinghaus R, Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. *Eur J Radiol* 2008;66:396–418.
- [2] Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 2006;10:1–7.
- [3] Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, Part 2: clinical applications. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009;30:1285–92.
- [4] Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc* 2010;141(10):35–65.
- [5] Yamashina A, Tanimoto K, Sutthiprapaporn P, Hayakawa Y. The reliability of computed tomography (CT) values and dimensional measurements of the oropharyngeal region using cone beam CT: comparison with multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:245–51.
- [6] Miracle AC, Mukherji SK. Cone beam CT of the head and neck, Part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009;30:1088–95.
- [7] International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann ICRP 21. Oxford, UK: Pergamon Press; 1991.
- [8] International Commission on Radiological Protection. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP 37. Elsevier; 2008.
- [9] Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to Common dental Radiographic examinations: the Impact of 2007 International Commission on radiological protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc* 2008;139:1237–43.
- [10] Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: newTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2003;32:229–34.
- [11] Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:219–26.
- [12] Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MAG. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs. 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:268–73.
- [13] Garcia Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:640. e1–5.
- [14] Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009;71:461–8.
- [15] Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 2009;82:35–40.
- [16] Ludlow JB. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:115–22.
- [17] Qu X, Li G, Ludlow JB, Zhang Z, Ma X. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:770–6.
- [18] Zaidi H, Ay MR. Current status and new horizons in Monte Carlo simulation of X-ray CT scanners. *Med Biol Eng Comput* 2007;45:809–17.

- [19] Kyriakou Y, Deak P, Langner O, Kalender WA. Concepts for dose determination in flat-detector CT. *Phys Med Biol* 2008;53:3551–66.
- [20] Downes P, Jarvis R, Radu E, Kawrakow I, Spezi E. Monte Carlo simulation and patient dosimetry for kilovoltage cone-beam CT unit. *Med Phys* 2009;36:4156–67.
- [21] Spezi E, Downes P, Radu E, Jarvis J. Monte Carlo simulation of an x-ray volumetric imaging cone beam CT unit. *Med Phys* 2009;36:127–36.
- [22] Ding GX, Coffey CW. Radiation dose from kilovoltage cone beam computed tomography in an image-guided radiotherapy procedure. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73:610–7.
- [23] Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Med Phys* 2008;35:1135–44.
- [24] International Commission on Radiological Protection. Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110. Ann ICRP 39. Elsevier; 2009.
- [25] Yu L, Vrieze TJ, Bruesewitz MR, Kofler JM, DeLone DR, Pallanch JF, et al. Dose and image quality evaluation of a dedicated cone-beam CT system for high-Contrast Neurologic applications. *AJR* 2010;194:W193–201.
- [26] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection. (Report 48). Bethesda (MD): ICRU; 1992.
- [27] Salvadó M, Lopez M, Morant JJ, Calzado A. Monte Carlo calculation of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Radiat Prot Dosimetry* 2005;114:364–8.
- [28] Nelson WR, Hirayama H, Rogers DWO. The EGS code system. Stanford Linear Accelerator Center; 1985. Report No.: Report SLAC-265.
- [29] Hirayama H, Namito Y, Ban S. Implementation of a general treatment of photoelectric-related phenomena for compounds or mixtures in EGS4. KEK Internal Report 2000-3. Available on: <http://ccwww.kek.jp/kek/rad/egs4/photo.pdf>; May 2000. accessed April 2010.
- [30] Cranley K, Gilmore BJ, Fogarty GWA, Desponds L. Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data. The Institute of Physics and Engineering in Medicine. IPEM Report No. 78. York, UK: IPEM; 1997.
- [31] Jarry G, DeMarco JJ, Beifuss U, Cagnon CH, McNitt-Gray MF. A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. *Phys Med Biol* 2003;48:2645–63.
- [32] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. (Report 46). Bethesda (MD): ICRU; 1992.
- [33] Geleijns J, Salvadó M, de Bruin PW, Mather R, Muramatsu Y, McNitt-Gray MF. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. *Phys Med Biol* 2009;54:3141–59.
- [34] Mori S, Endo M, Nishizawa K, Tsunoo T, Aoyama T, Fujiwara H, et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med Phys* 2005;32:1061–9.
- [35] American Association of Physicists in Medicine. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in x-ray computed tomography. AAPM; 2010. Report No. 111.

3.3. APLICACIÓN A UN EQUIPO CON MANIQUÍES COMPUTACIONALES

[IV] Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A.

Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms.

Dentomaxillofac Radiol 2013, 42:92555893. (DOI: 10.1259/dmfr/92555893) .

Abstract

Objectives: The aim of this study was to calculate organ and effective doses for a range of available protocols in a particular cone beam CT (CBCT) scanner dedicated to dentistry and to derive effective dose conversion factors.

Methods: Monte Carlo simulations were used to calculate organ and effective doses using the International Commission on Radiological Protection voxel adult male and female reference phantoms (AM and AF) in an i-CAT CBCT. Nine different fields of view (FOVs) were simulated considering full- and half-rotation modes, and also a high-resolution acquisition for a particular protocol. Dose–area product (DAP) was measured.

Results: Dose to organs varied for the different FOVs, usually being higher in the AF phantom. For 360°, effective doses were in the range of 25–66 mSv, and 46 mSv for full head. Higher contributions to the effective dose corresponded to the remainder (31%; 27–36 range), salivary glands (23%; 20–29%), thyroid (13%; 8–17%), red bone marrow (10%; 9–11%) and oesophagus (7%; 4–10%). The high-resolution protocol doubled the standard resolution doses. DAP values were between 181mGy cm² and 556mGy cm² for 360°. For 180° protocols, dose to organs, effective dose and DAP were approximately 40% lower. A conversion factor (DAP to effective dose) of 0.13060.006 mSvmGy²¹ cm²² was derived for all the protocols, excluding full head. A wide variation in dose to eye lens and thyroid was found when shifting the FOV in the AF phantom.

Conclusions: Organ and effective doses varied according to field size, acquisition angle and positioning of the beam relative to radiosensitive organs. Good positive correlation between calculated effective dose and measured DAP was found.

RESEARCH

Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms

JJ Morant^{*1}, M Salvadó², I Hernández-Girón^{2,3}, R Casanovas², R Ortega⁴ and A Calzado³

¹Universitat Rovira i Virgili, Servei de Protecció Radiològica, Reus, Spain; ²Universitat Rovira i Virgili, Física Mèdica, Reus, Spain; ³Universidad Complutense de Madrid, Departamento de Radiología, Madrid, Spain; ⁴Universidad Complutense de Madrid, Departamento de Estomatología III, Madrid, Spain

Objectives: The aim of this study was to calculate organ and effective doses for a range of available protocols in a particular cone beam CT (CBCT) scanner dedicated to dentistry and to derive effective dose conversion factors.

Methods: Monte Carlo simulations were used to calculate organ and effective doses using the International Commission on Radiological Protection voxel adult male and female reference phantoms (AM and AF) in an i-CAT CBCT. Nine different fields of view (FOVs) were simulated considering full- and half-rotation modes, and also a high-resolution acquisition for a particular protocol. Dose–area product (DAP) was measured.

Results: Dose to organs varied for the different FOVs, usually being higher in the AF phantom. For 360°, effective doses were in the range of 25–66 μSv , and 46 μSv for full head. Higher contributions to the effective dose corresponded to the remainder (31%; 27–36 range), salivary glands (23%; 20–29%), thyroid (13%; 8–17%), red bone marrow (10%; 9–11%) and oesophagus (7%; 4–10%). The high-resolution protocol doubled the standard resolution doses. DAP values were between 181 mGy cm^2 and 556 mGy cm^2 for 360°. For 180° protocols, dose to organs, effective dose and DAP were approximately 40% lower. A conversion factor (DAP to effective dose) of $0.130 \pm 0.006 \mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$ was derived for all the protocols, excluding full head. A wide variation in dose to eye lens and thyroid was found when shifting the FOV in the AF phantom.

Conclusions: Organ and effective doses varied according to field size, acquisition angle and positioning of the beam relative to radiosensitive organs. Good positive correlation between calculated effective dose and measured DAP was found.

Dentomaxillofacial Radiology (2013) **42**, 92555893. doi: 10.1259/dmfr/92555893

Cite this article as: Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; **42**: 92555893.

Keywords: dental equipment; Monte Carlo method; cone beam CT; radiation dosimetry; radiological phantoms

Introduction

Cone beam CT (CBCT) scanners are increasingly being used in many dental specialties, such as orthodontics, implantology, trauma and dental surgery. Compared

with conventional CT, they offer several advantages, especially a significant reduction in the imparted patient doses.^{1,2} These devices produce both two-dimensional and three-dimensional images that are adapted to the clinical requirements for a correct diagnosis and treatment planning. These facts have fostered the recent growth in the number of manufacturers and models of

*Correspondence to: Mr Juan-Jose Morant, Universitat Rovira i Virgili. Servei de Protecció Radiològica Sant Llorenç 21, 43201 Reus, Spain. E-mail: juanjose.morant@urv.cat

Received 18 April 2012; revised 14 June 2012; accepted 30 June 2012

CBCT.^{3,4} Most of these devices have a standard protocol available with acquisition parameters and voxel sizes that are appropriate for the average patient. Additionally, the user can select from a range of protocols the most suitable to the clinical requirements and anatomical characteristics of the patient. Because the radiation dose received by the patient depends primarily on the field of view (FOV) and the selected exposure parameters, it is important to choose the protocol that imparts the lowest patient dose while providing the required diagnostic information.⁵

The latest recommendations from the International Commission on Radiological Protection (ICRP) have modified the values of the weighting factors of several organs for the calculation of the effective dose and have added new organs or tissues to those previously included in the 1990 recommendations.^{6,7} The most significant change for dental radiological examinations is the inclusion of salivary glands as an individually weighted tissue and of the oral mucosa into the remainder organs. Additionally, the weighting factor for the remainder has increased from 0.05 to 0.12 so that other organs in this category, which are usually in the primary beam on CBCT scans (extrathoracic region and lymphatic nodules), have also increased their contribution to the effective dose. A number of studies have assessed the influence of these changes on the effective dose of patients undergoing CBCT examinations of the oral and maxillofacial region.^{8–11}

To date, published dosimetric studies reflect a wide patient dose range to reach similar diagnostic tasks; however, the effective dose from CBCT examinations is several to many times greater than conventional panoramic imaging and lower by more than an order of magnitude than reported doses for conventional CT.^{12–14} Most of these values are derived from measurements using thermoluminescence dosimeters (TLDs) that are placed within anthropomorphic phantoms to assess typical patient doses.^{1,2,9–14} For the physical phantoms used in these studies, the position and size of radiosensitive organs have been estimated. This method, although providing organ doses and effective dose values compatible with commonly accepted uncertainties in the assessment of these quantities, has a number of drawbacks. Several of these drawbacks arise from the use of a limited number of TLDs for assessing doses in large organs or tissues, unless an adequate number of TLDs is used to minimize the variability of organ dose calculations.¹⁴ Moreover, the TLD chip positioning can also be critical when a fraction of an organ is irradiated during the scan or for organs in the neighbourhood of the scanned region. All of these limitations can be substantially reduced by using Monte Carlo (MC) simulations combined with organ dose calculations within anatomically realistic anthropomorphic phantoms.

In a previous study, an MC simulation program was developed and validated to be applied to a CBCT device to calculate the radiation dose in voxel objects.¹⁵ ICRP have published voxel-based phantoms for male (AM) and female (AF) adults. These phantoms are reference

computational models based on computed tomographic data of real adult people and, hence, are digital three-dimensional representations of human anatomy.¹⁶ To our knowledge, there are few reports that have focused on the radiation dose of CBCT using MC techniques.¹⁷ Moreover, there are no reports using the ICRP AM/AF phantoms for this task. The aim of this study was to calculate organ doses and effective doses to a typical patient for a range of available protocols in a particular CBCT scanner that is dedicated to dental radiology. For this task, the ICRP AM/AF phantoms were implemented in our MC simulation program. Additionally, a secondary objective of the work was to derive conversion factors to estimate the effective dose for the protocols analysed.

Materials and methods

Cone beam CT device

This work was performed using a next-generation i-CAT dental CBCT scanner (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) that consisted of an X-ray tube with a stationary anode and a $20 \times 25\text{cm}^2$ amorphous silicon flat panel detector with a CsI scintillator.

A bow-tie filter placed in the X-ray beam path provides size-adapted compensation for the variation of head thickness from the centre to the periphery of the field. The user can select up to nine possible default radiation fields to fit to the anatomical characteristics of the patient and the volume under study by collimation. The pulsed X-ray emission is controlled by a high-frequency generator. The X-ray tube operates at 120 kVp and 5 mA, which are both fixed; rotation time can be selected between 8.9 s and 26.9 s for 360° (full rotation) acquisitions or between 4.8 s and 14.7 s for 180° (half rotation). The images can be reconstructed in five different voxel sizes: 0.4 mm, 0.3 mm, 0.25 mm, 0.2 mm or 0.125 mm. The available options vary according to the selected protocol.

ICRP AM/AF phantoms

The reference computational models for male (AM) and female (AF) proposed by ICRP were used in the study.¹⁶ These phantoms were constructed from CT images of real patients, and the mass, spatial distribution and composition of each organ and tissue were adapted to match the ICRP standards for adult men (AM) and women (AF) without compromising their anatomical

Table 1 Primary International Commission on Radiological Protection voxel phantom characteristics. The height and mass reference values are in parentheses

Characteristic	AM phantom	AF phantom
Gender	Male	Female
Age	38 y	43 y
Height (reference) (cm)	176 (176)	167 (163)
Mass (reference) (kg)	<70 (73)	59 (60)
Number of voxels per slab	254×127	299×137
Number of slabs	222	348
Voxel size (mm ³)	$2.137 \times 2.137 \times 8$	$1.775 \times 1.775 \times 4.84$

AF, adult female; AM, adult male.

realism. A summary of the anatomical features and data related to the phantoms is shown in [Table 1](#).

The implementation of AM and AF phantoms in the simulation program required localization of all organs and tissues within them and an assignment of their composition as provided in the ICRP report. Accordingly, details concerning the 141 organs or tissues and 53 materials (*i.e.* chemical composition and density) were included for each phantom. Both phantoms contain an additional subsegmentation for the skeleton which was also implemented in the MC program. This subsegmentation is needed because bone spongiosa has a microscopic structure that cannot be correctly represented in the volume of each voxel. Consequently, 44 categories of skeletal tissue composed of 20 different materials according to their content of red bone marrow (RBM), yellow bone marrow (YBM) and endosteum were implemented for both phantoms. Each voxel is considered homogeneously composed of 1 of these 20 materials with a specific mass fraction of RBM, YBM and endosteum. For the calculation of the effective dose, the required 27 organs/tissues were identified in each phantom.

To validate the correct implementation of all the related information in the MC program, the total mass of every organ and material in the model were computed and the results were compared with the original data.

Protocols

Nine different cylindrical scan volumes predefined (diameter \times height) by the device were selected: (a) $\text{Ø}16 \times 13$ cm height; (b) $\text{Ø}16 \times 11$ cm height; (c) $\text{Ø}16 \times 10$ cm height; (d) $\text{Ø}16 \times 8$ cm height; (e) $\text{Ø}16 \times 6$ cm height (maxilla); (f) $\text{Ø}16 \times 6$ cm height (mandible); (g) $\text{Ø}8 \times 8$ cm height; (h) $\text{Ø}16 \times 4$ cm height; and (i) full head $\text{Ø}23 \times 17$ cm height. All protocols were simulated for a standard resolution (0.3–0.4 mm voxel) and both 360° (18.54 mAs) and 180° (10.11 mAs) acquisition modes. It is important to notice that during half-rotation acquisitions, the X-ray tube rotates behind the patient's head, which can influence the dose distribution.

To test the dependence of dose with tube loading settings, a high resolution (*i.e.* $\text{Ø}16 \times 13$ cm height) protocol was also simulated for 360° (37.07 mAs) and 180° (20.27 mAs) acquisitions. The organ/tissue doses were calculated separately for the AF and AM phantoms in each case.

Additionally, the effect of varying the isocentre along the z -axis on the eye lens and thyroid doses was investigated using the standard protocol ($\text{Ø}16 \times 13$ cm) on the AF phantom. To accomplish this, different FOV positions within the dentomaxillofacial region were simulated by shifting the isocentre along the z -axis at constant intervals of either 2 mm, to calculate the dose to the eye lens, or 10 mm for thyroid dose calculation. Owing to its morphological characteristics, the ICRP AF phantom is more sensitive to dose variations with FOV position, and hence it was selected for this task. The reason for this is that the thyroid in the ICRP AF phantom is closer to the occlusal plane and its size along

the z -axis is smaller, which makes it more likely to be partially or fully inside the direct beam.

Monte Carlo simulation

The developed MC program simulates the radiation transport through the voxelized space. A benchmarked Electron Gamma Shower V4 (EGS4) package in combination with the low-energy photon-scattering expansion (National Laboratory for High Energy Physics (KEK), Tsukuba, Japan) are the basis for radiation transport. Cut-off energies of 5 keV and 30 keV were used for photons and electrons, respectively, in this study.^{18,19}

All of the parameters that influence doses were considered in the simulation. The spectral and geometric characteristics of the X-ray beam (*i.e.* peak tube potential, primary filtration, bow-tie filter attenuation, and heel and penumbra effects caused by the focus and collimator) were modelled. Additionally, the values of other protocol-specific acquisition parameters, such as starting and ending exposure angles for 360° or 180° rotation, tube loading, overlapping beam angle, frequency of radiation pulses and field size, were used as inputs.¹⁵ The FOV of the investigated CBCT is a cylindrical volume generated by rotation of the beam cross-section at the isocentre. The FOV height was implemented as the sum of the distances from the upper and lower cylinder surfaces to the occlusal plane. The FOV diameter was implemented directly for all the protocols under study, except for the full head $\text{Ø}23 \times 17$ cm height. For full head height, as the centre of rotation does not coincide with the centre of radiation, the FOV diameter was taken as twice the distance from the cylinder lateral surface to the rotational axis. Therefore, the significant field asymmetry in many protocols, noticeable in the full head $\text{Ø}23 \times 17$ cm height, was modelled.

As an example of field implementation, [Figure 1](#) shows the $\text{Ø}16 \times 13$ cm FOV superimposed on the middle sagittal plane of each ICRP phantom. It is noteworthy that the positioning of the isocentre in the two phantoms can be different from clinical situations. In the adult female (left-hand image), the radiation field should be collimated to avoid some organs, such as thyroid, eye lenses or salivary glands, being included in the primary beam and lowering the dose imparted to them.

The whole anatomy of the ICRP AM phantom (*i.e.* 222 slabs of 8 mm thickness, [Table 1](#)) was used as an EGS4 input file. By contrast, the ICRP AF phantom, which consists of 348 slabs of 4 mm thickness ([Table 1](#)) was truncated for the simulation. The slabs making up the lower limbs of this phantom were excluded to meet the EGS4 input file size requirements (252 slabs maximum). This fact has no impact on the results because, on the one hand, the energy imparted to the legs in a dental CBCT examination is negligible, and, on the other hand, the total mass of the leg tissues was considered for organ dose calculation.

The MC simulations were performed in a cluster that comprised 14 Bull Nova Scale R422E1 servers (Bull SAS, Les Clayes-sous-Bois, France) with 28 nodes and

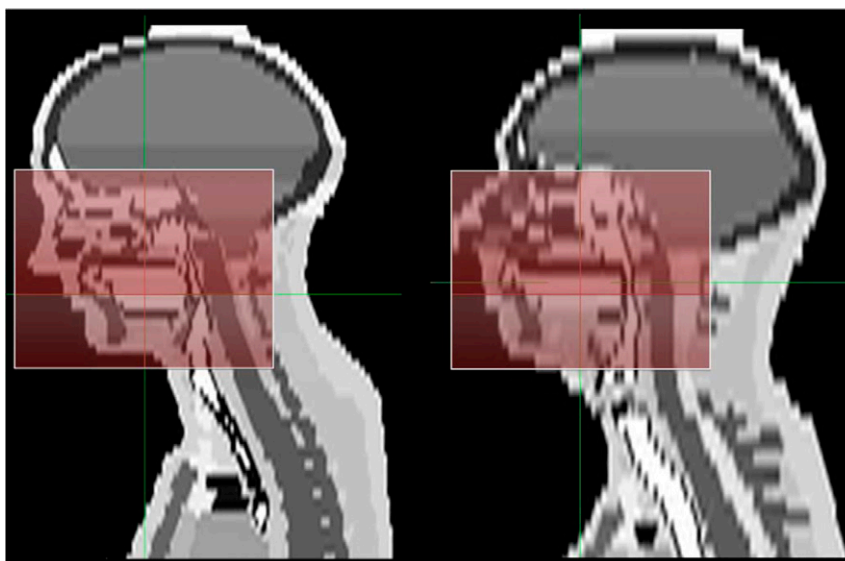


Figure 1 A middle sagittal section of the International Commission on Radiological Protection adult female (left) and adult male (right) phantoms. The overlaid rectangles represent the radiation field borders for a $\text{Ø}16 \times 13$ cm height acquisition

56 Xeon 4 core processors (Intel, Santa Clara, CA) running at 3.0 GHz with a total memory of 896 GB. The dose calculations were carried out using 20×10^6 photon histories in all cases. The computation times were on average 18 min for simulations over each phantom.

Dose calculations

The MC code simulates the photon interactions with the ICRP computational phantoms and the imparted energies from both primary and scattered components in each voxel can be calculated. This information was used to generate three-dimensional energy distributions and compute the total absorbed energy in groups of voxels making up each organ or tissue. The absorbed doses to an organ/tissue were calculated as the ratio between the total imparted energy to the voxels included in the organ and the total mass of the organ. Although not required for the effective dose calculation, the organ dose to the eye lens was also considered for all of the imaging protocols.

To estimate the skeleton absorbed doses, the way in which the information concerning RBM, YBM and endosteum contents are coded in ICRP Report 110 was tailored to our program.¹⁶ To calculate the energy absorbed by the RBM and endosteum in each voxel with spongiosa, the corresponding mass–energy absorption coefficients,²⁰ weighted with the fractional mass of RBM, YRM and endosteum, were used.²¹ Moreover, an enhancement factor was applied to the energy absorbed by the RBM to account for the effect of secondary electrons produced in cortical bone, which considered six categories according to the trabecular or RBM content of the bone represented in each voxel.²² The absorbed dose in RBM/endosteum was then obtained as the quotient between the energy absorbed in RBM/endosteum and the total mass of RBM/endosteum in each phantom. In a previous work, to validate our MC program, the relative uncertainties associated with dose calculations, including random and

non-random components, were estimated to be in the range 4–5%.¹⁵ The same approach was used to assess uncertainties related to organ dose calculation in this work.

From the organ/tissue dose results for each phantom, the sex-averaged effective dose (E) was computed for all the simulated protocols according to ICRP Report 103 using the following equation:⁷

$$E = \sum w_T \frac{H_T^M + H_T^F}{2} \quad (1)$$

Where w_T is the weighting factor for tissue T, and H_T^M and H_T^F are the equivalent doses in the organ or tissue T of AM and AF phantoms, respectively. In our study, these values are numerically equal to those of the absorbed dose in the organ/tissue because the radiation weighting factor (w_R) for X-rays has the value of 1. The remainder tissues of AM and AF phantoms were included in the calculation. Additionally, sex-averaged normalized effective dose values to the tube loading settings (computed as E per mAs) were also obtained for each protocol.

Dose measurements

The dose–area product (DAP) was measured for each of the analysed protocols. DAP values are displayed in the console of several current CBCT devices, and this quantity has the potential to be used as a broad estimate of effective dose using suitable conversion factors.²³ DAP was measured using a transmission chamber type 70157 connected to a Doseguard 100 model electrometer (RTI Electronics, Mölndal, Sweden), which was placed at the X-ray exit window and calibrated with a beam quality that was equivalent to that of the CBCT device. The statistical variation in the sets of DAP measurements was combined with other components, coming from different sources, to assess an upper bound for the uncertainties in the reported values.

For each protocol, a DAP to effective dose conversion factor (E/DAP) was derived as the quotient between the simulated E values and measured DAP values. The term E_{DAP} was utilized as a parameter because of its similarity to E_{DLP} for converting dose-length product values into E for CT use.

Results

The maximum percentage difference between the calculated and the tabulated ICRP organ and tissue masses was 1% corresponding to the eye lens. These differences can be considered as negligible because they were observed for small organs and related to computation rounding effects.

Table 2 shows DAP values and the calculated sex-averaged effective dose values E for the different scan protocols, including full and half rotation. The E_{DAP} and E values, normalized to the selected tube loading settings, are also displayed. The relative uncertainties associated with the reported DAP values were estimated to be in the range 8–10%, and they were mainly due to DAP-meter calibration, differences in beam quality and FOV size.

The organ dose values varied between the selected scan volumes and substantially differed between the AM and AF phantoms (Tables 3 and 4). Higher values were obtained for the AF phantom in all organs/tissues excluding the brain. Similar trends were found for both rotation modes: organ doses for 180° were approximately 40% lower (25–58% range) than those calculated for 360° acquisitions (Figure 2). The relative uncertainties associated with organ doses were as large as 4%. The main contribution to them was due to sources that are essentially organ independent, such as X-ray spectrum and radiation beam geometry, including total filtration and field size.

Regarding the average contribution of each organ to the effective dose ($w_T \times H_T/E$), the highest value (31%; 27–36% range) corresponded to the remainder, followed by the salivary glands (23%; 20–29% range), thyroid (13%; 8–17% range), RBM (10%; 9–11% range) and oesophagus (7%; 4–10% range).

The values of organ dose to the eye lens and thyroid for different FOV positions in the AF phantom are represented in the graphs in Figure 3. A dramatic increase in dose can be observed in both cases, being more significant in the thyroid (0.2–1.6 mGy) than in the eye

lens (0.2–0.9 mGy). The other organs/tissues situated at the edge of the radiation field showing positiondependent dose values were the oesophagus (which might receive doses up to sixfold higher depending on the fraction included in the direct beam) and the brain.

Discussion

An MC-based method was used to estimate organ doses in reference computational phantoms of both sexes by taking the actual CBCT device exposure parameters as inputs. The calculated organ doses in both phantoms have been used: first, to identify for each examination the organs with the highest risk and, second, to estimate sex-averaged values of E .

As expected, E values showed a strong primary dependence on the field size (from 25 μ Sv for the smallest FOV and up to 66 μ Sv for the largest FOV in landscape mode) because as the FOV decreased there were organs/tissues either entirely or partially excluded from the direct beam, and also the scattered radiation decreased. Our findings are within the range of recently published values for the same CBCT device and are slightly lower than those published by other authors, excluding the full-head scan, for which a significantly lower sex-averaged E value (46 μ Sv) was found.^{2,8,10–13,15} This is a special acquisition, with the detector rotated into a portrait mode and the centre of rotation offset to capture a larger FOV, in which some of the organs (salivary glands, lymphatic nodes) are exposed during only part of the acquisition. In Figure 4, the FOV and the dose maps for the $\varnothing 16 \times 13$ cm height and the full-head ($\varnothing 23 \times 17$ cm height) protocols are depicted for the AF phantom. The borders of both FOVs are clearly differentiated in the respective coronal and sagittal images. In particular, the asymmetry of the dose distribution for the full-head FOV is noticeable, especially in the axial section.

The value of E for the 6 cm mandible scan was somewhat higher than the value corresponding to the 6 cm maxilla scan. Such values were close to those measured within an adolescent hermaphrodite phantom.²⁴ Similar values for the maxilla and markedly higher values for the mandible in adult patients have been reported by different authors.^{10,11} By contrast, E values obtained by Loubele *et al*¹ from TLD measurements within phantoms were higher for the acquisition of maxilla.

Table 2 Dose-area product ($mGy\ cm^2$), sex-averaged effective dose E (μ Sv), E_{DAP} $mSv\ mGy^{-1}\ cm^{-2}$ and normalized E (μ Sv mAs^{-1}) for 360° and 180° acquisitions

Protocol	Full rotation				Half rotation			
	DAP	E	E_{DAP}	E/mAs	DAP	E	E_{DAP}	E/mAs
$\varnothing 16 \times 13$ cm height	556	66	0.12	3.6	303	40	0.13	4.0
$\varnothing 16 \times 11$ cm height	476	58	0.12	3.2	260	36	0.14	3.6
$\varnothing 16 \times 10$ cm height	415	53	0.13	2.8	226	32	0.14	3.2
$\varnothing 16 \times 8$ cm height	361	47	0.13	2.5	197	29	0.15	2.8
$\varnothing 16 \times 6$ cm height, maxilla	276	35	0.13	1.9	151	22	0.14	2.1
$\varnothing 16 \times 6$ cm height, mandible	270	39	0.14	2.1	147	24	0.16	2.3
$\varnothing 16 \times 4$ cm height	181	25	0.14	1.4	98	16	0.16	1.5
$\varnothing 8 \times 8$ cm height	214	29	0.14	1.6	117	18	0.16	1.8
$\varnothing 23 \times 17$ cm height, full head	443	46	0.10	2.5	241	24	0.10	2.4

Table 3 Dose to organs for adult male (AM) and adult female (AF) phantoms for large field of view 360° acquisitions

Organ/tissue	Scan volume			
	$\varnothing 16 \times 13$ cm	$\varnothing 16 \times 11$ cm	$\varnothing 16 \times 10$ cm	$\varnothing 23 \times 17$ cm full head
	Dose (mGy)			
	AM/AF	AM/AF	AM/AF	AM/AF
Red bone marrow	0.05/0.07	0.04/0.05	0.03/0.05	0.04/0.05
Oesophagus	0.04/0.18	0.04/0.18	0.04/0.18	0.02/0.10
Thyroid	0.08/0.30	0.08/0.29	0.07/0.28	0.05/0.18
Skin	0.08/0.08	0.06/0.07	0.05/0.06	0.06/0.07
Bone surface	0.20/0.42	0.15/0.29	0.12/0.22	0.16/0.36
Brain	0.59/0.38	0.31/0.16	0.19/0.09	0.66/0.52
Salivary glands	1.27/1.67	1.23/1.59	1.15/1.39	0.85/1.05
Lymphatic nodes	0.07/0.12	0.07/0.11	0.07/0.11	0.04/0.08
Oral mucosa	0.76/1.12	0.72/1.08	0.70/1.04	0.54/0.77
Extrathoracic region	0.70/1.21	0.57/1.11	0.43/0.96	0.50/0.79
Eye lens	0.44/0.87	0.13/0.14	0.08/0.09	0.66/0.61

Such discrepancies might be explained by different modelling of the salivary glands and RBM and by differences in size and positioning of the thyroid within the computational or physical phantoms used.

The values of E for the 180° acquisitions were systematically greater than the corresponding halved E values for full rotation and the same FOV (differences in the range 38–48%). This effect has two main causes: first, the exposure angle for a half rotation is approximately 55% of that for full rotation and, second, the proportion in which several tissues/organs are exposed is different for each mode, because the X-ray tube rotates behind the patient's head during 180° acquisition. The calculated effective doses for high-resolution acquisitions, with twice the number of radiation pulses, and thus double tube loading settings, gave dose values twofold the corresponding doses for a standard resolution acquisition, as predicted.

As stated by the ICRP, E should not be used for epidemiological studies. Moreover, for retrospective dose and risk assessments in individual cases, parameters such as sex, age and organ doses would require consideration.⁷ Therefore, it can be useful to analyse the differences in the organ doses obtained separately for the male and female models. It was found that the contribution to the

effective dose of each phantom was uneven because organ/tissue doses in the phantom AF were higher than the corresponding doses in the AM phantom for the vast majority of the organs. Excluding breast, for which the dose in AF was on average four times higher than in AM, but with a negligible impact to E , the most relevant differences in dose between the AF and AM phantoms were found for the thyroid, bone surface, extrathoracic region, oral mucosa and lungs (Tables 3 and 4). In contrast, although the relative differences between the phantoms are lower, the dose values to other organs/tissues, such as lymphatic nodes or eye lenses, show strong variations depending upon the field size used.

The relative difference in body mass between the AF and AM phantoms (19%, Table 1) is 42% on average when including only the organs that contribute most to the effective dose. Additionally, the differences in body and organ shape and organ location between both computational models cause more AF phantom organs (or larger portions of them) to be inside the primary beam, whereas for the AM phantom, they are completely or partially in the low-dose scatter region (Figure 1). This effect clearly occurs for several organs/tissues, such as the oesophagus, thyroid, bone surface, extrathoracic region and, to some extent, eye lenses. When comparing our

Table 4 Dose to organs for adult male (AM) and adult female (AF) phantoms for small and medium field of view 360° acquisitions

Organ/tissue	Scan volume				
	$\varnothing 16 \times 8$ cm	$\varnothing 16 \times 6$ cm maxilla	$\varnothing 16 \times 6$ cm mandible	$\varnothing 16 \times 4$ cm	$\varnothing 8 \times 8$ cm
	Dose (mGy)				
	AM/AF	AM/AF	AM/AF	AM/AF	AM/AF
Red bone marrow	0.03/0.04	0.02/0.03	0.03/0.04	0.02/0.02	0.02/0.03
Oesophagus	0.03/0.17	0.02/0.05	0.03/0.17	0.01/0.05	0.02/0.13
Thyroid	0.07/0.28	0.03/0.11	0.06/0.26	0.03/0.11	0.05/0.19
Skin	0.04/0.05	0.04/0.04	0.03/0.04	0.02/0.03	0.03/0.04
Bone surface	0.10/0.18	0.09/0.16	0.07/0.14	0.05/0.10	0.06/0.13
Brain	0.12/0.06	0.16/0.08	0.07/0.04	0.06/0.03	0.09/0.05
Salivary glands	1.07/1.11	0.87/1.19	0.87/0.76	0.68/0.67	0.58/0.59
Lymphatic nodes	0.07/0.09	0.04/0.07	0.06/0.07	0.04/0.05	0.04/0.06
Oral mucosa	0.67/0.99	0.56/0.93	0.61/0.78	0.52/0.71	0.36/0.52
Extrathoracic region	0.32/0.79	0.32/0.72	0.22/0.60	0.15/0.45	0.17/0.44
Eye lens	0.06/0.05	0.07/0.07	0.04/0.03	0.03/0.03	0.04/0.03

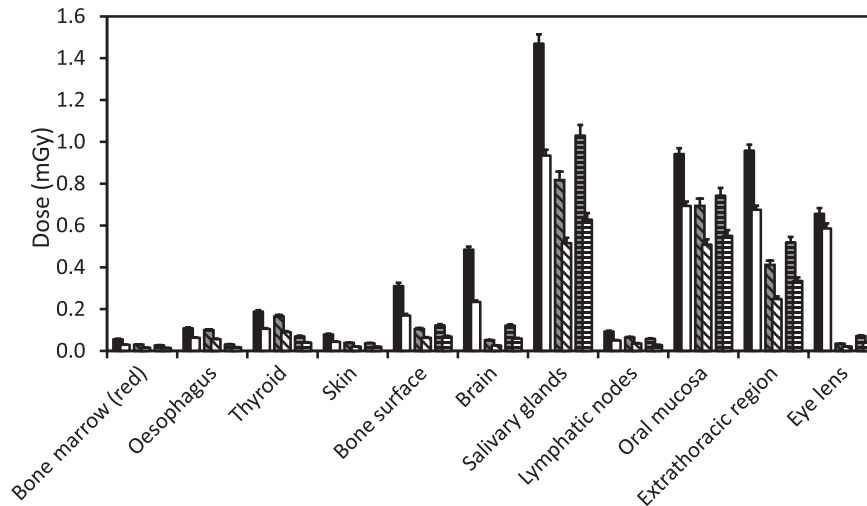


Figure 2 Sex-averaged dose to organs for full- and half-rotation protocols. ■, 16 × 13 cm full rotation; □, 16 × 13 cm half rotation; ▨, 16 × 6 cm mandible full rotation; ▩, 16 × 6 cm mandible half rotation; ▮, 16 × 6 cm maxilla full rotation; ▭, 16 × 6 cm maxilla half rotation

results with those from the literature, large differences were found for several organs/tissues, such as RBM and bone surface, which may stem from the inherent difficulty of measuring dose in these tissues.¹⁴ For other organs (*i.e.* salivary glands, brain, thyroid and extrathoracic region), our dose values for the AF phantom were close to those measured by other authors.^{2,14} This fact, which can be explained by a better anatomical correspondence between our female model and the phantoms utilized for the experimental measurements, highlights the need for age and sex-specific models to accurately assess the risk associated with diagnostic exposures.

The analysis of the influence of FOV shifting along the *z*-axis showed differences of six- to eightfold in the dose delivered to the eye lens or thyroid (Figure 3). In the case of eye lenses, a large difference in dose can be occasioned by FOV shifts of only 1.5 cm, whereas the dose increase in the thyroid required a large shift (6cm)

due to its larger size and ease for remaining outside of the field. The dose to the eye lens is well below the deterministic dose thresholds and there is no cancer risk involved, and only a large number of scans could potentially result in a deterministic effect. Notwithstanding this, to avoid the deleterious effects of radiation, several authors proposed the use of leaded glasses to reduce the radiation dose to the eye lens, especially in paediatric patients.²⁵ For the thyroid, the cancer risk increases with dose, and even small doses have the potential of causing radiation-induced cancer. For all these reasons, as recommended, when using imaging X-rays, it is essential for patient protection to fit the radiation field to the minimum size compatible with the clinical task. This paradigm applies in general and for CBCT examinations.⁵

With the results obtained for the effective dose and DAP for all protocols (excluding the full head), a linear fit to obtain the best estimate of E_{DAP} was performed.

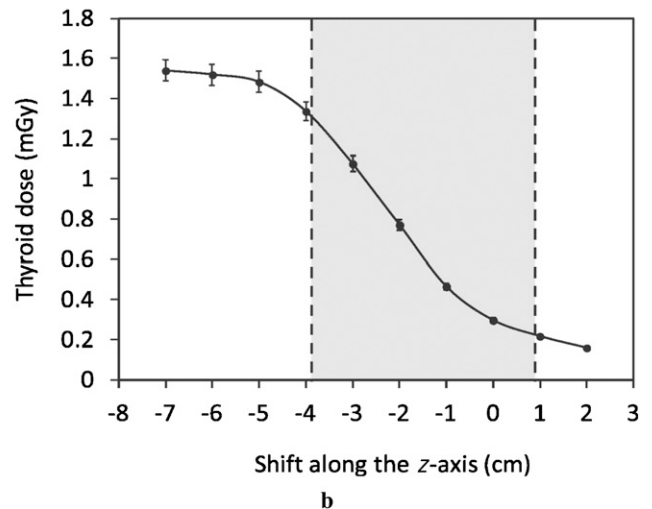
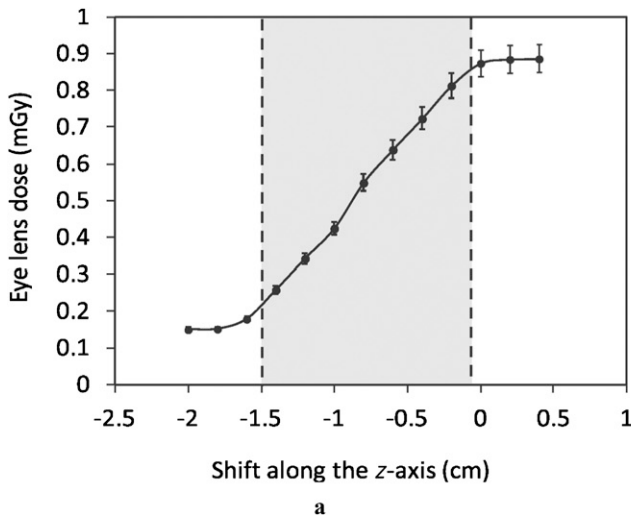


Figure 3 Eye lens (a) and thyroid dose (b) when shifting the field of view along the cone beam CT rotational axis. The original position of the field border corresponds to a “0” displacement. The positive and negative values correspond to upward and downward shifts. The grey area represents the coverage of each organ along the axis. The lines between the points are connectors without meaning

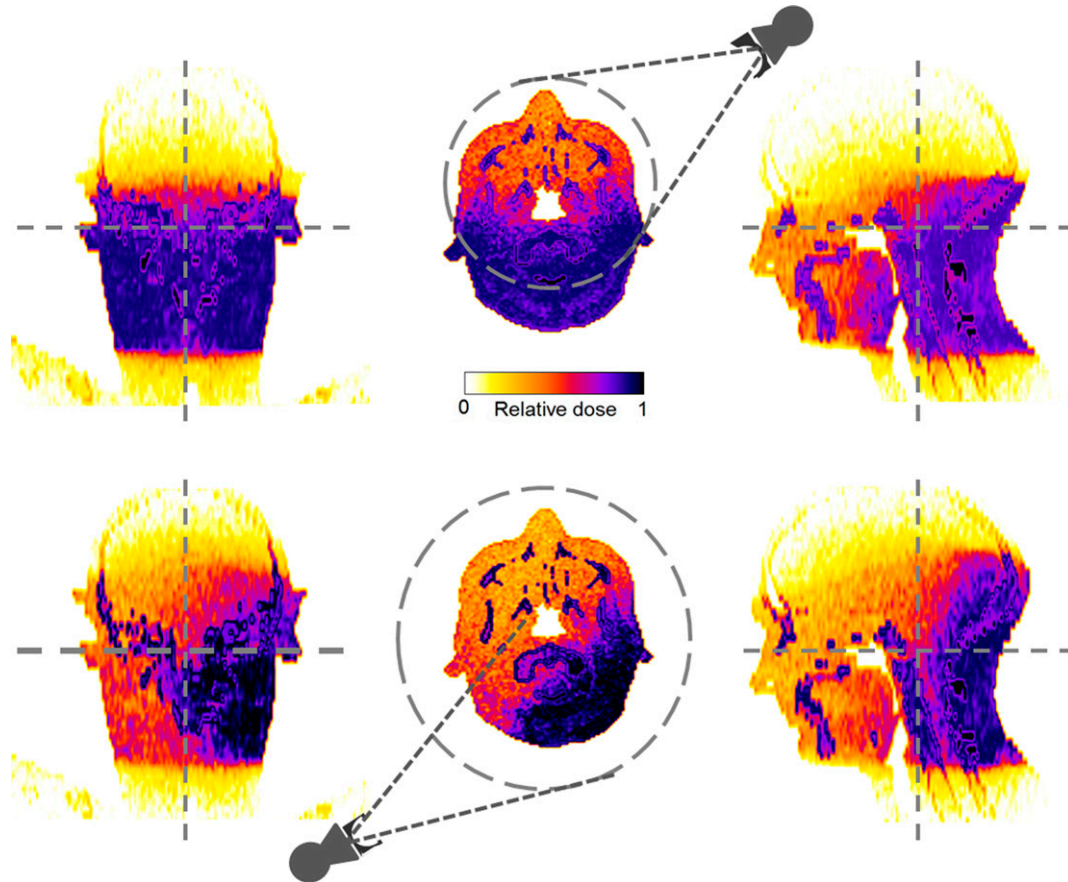


Figure 4 Field of view and dose maps for the $\text{Ø}16 \times 13$ cm height (top) and the full-head ($\text{Ø}23 \times 17$ cm height) (bottom) protocols for coronal, axial and sagittal sections of the International Commission on Radiological Protection adult female (AF) phantom

The full-head protocol was excluded because of its different geometry compared with landscape protocols that produces an uneven exposure in several relevant organs, such as salivary glands or lymphatic nodes. The linear regression, with zero intercept, over the whole sample of 180° and 360° acquisitions, shown in Figure 5, yielded a slope of 0.130 ($R^2 = 0.994$; 95% confidence

interval 0.124–0.135). Given that the uncertainties associated with the reported values of E and DAP can be as large as 10% each,^{26,27} it is considered that this E_{DAP} value $0.130 \pm 0.006 \mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$) can be useful, to an acceptable extent, for making broad estimations of the effective dose from the DAP values obtained from either direct measurement or the equipment console display.

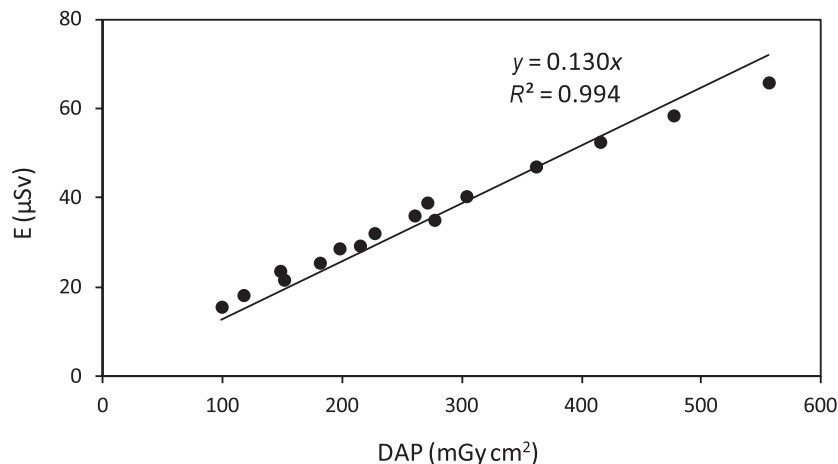


Figure 5 Effective dose (μSv) and dose–area product (mGy cm^2) for both full and half rotation and all of the investigated fields of view, excluding the full head, together with the linear fit

The effective dose is a quantity that should be managed with caution but can be useful for comparing the average risk from examinations in the same or similar CBCT devices. The derivation of similar values of E_{DAP} for other CBCT devices is expected in the near future.

In conclusion, the MC method was applied to calculate organ doses and effective dose from CBCT imaging in dental and maxillofacial radiology using realistic male and female anthropomorphic computational phantoms for a wide range of protocols of a specific device. From these results, differences in the organ doses between protocols and phantom sex were discussed. Further, the potential for performing a comparison

between protocols and CBCT manufacturers and models was realized. When analysing dose variation in peripheral organs, dramatic increases in both eye lens and thyroid doses were obtained with FOV shifting. A single DAP to effective dose conversion factor can be used to assess effective doses for landscape acquisitions. The applied methodology is considered sufficiently accurate to be used in other dental CBCT equipment.

Acknowledgments

This research has been partly performed using the CESCA (Centre de Supercomputació de Catalunya) resources.

References

1. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijk E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009; **71**: 461–468.
2. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; **106**: 106–114.
3. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Invest* 2006; **10**: 1–7.
4. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systemic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; **38**: 609–625.
5. SEDENTEXTCT. Radiation protection: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines 2011. Available from http://www.sedentext.eu/files/guidelines_final.pdf.
6. International Commission on Radiological Protection. 1990 *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60. Ann ICRP 21. Oxford, UK: Pergamon Press; 1991.
7. International Commission on Radiological Protection. 2008 *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Ann ICRP 37. Amsterdam: Elsevier; 2007.
8. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc* 2008; **139**: 1237–1243.
9. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; **110**: 770–776.
10. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 2009; **82**: 35–40.
11. Davies J, Johnson B, Drage NA. Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; **41**: 30–36.
12. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; **133**: 640.e1–5.
13. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; **35**: 219–226.
14. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012; **81**: 267–271.
15. Morant JJ, Salvad M, Casanovas R, Hernandez-Giron I, Velasco E, Calzado A. Validation of a Monte Carlo simulation for dose assessment in dental cone beam CT examinations. *Phys Med* 2012; **28**: 200–209.
16. International Commission on Radiological Protection. *Adult reference computational phantoms*. ICRP Publication 110. Ann ICRP 39. Amsterdam, Netherlands: Elsevier; 2009.
17. Zhang G, Pauwels R, Marshall N, Shaheen E, Nuyts J, Jacobs R, et al. Development and validation of a hybrid simulation technique for cone beam CT: application to an oral imaging system. *Phys Med Biol* 2011; **56**: 5823–5843.
18. Nelson WR, Hirayama H, Rogers DWO. *The EGS code system*. Technical Report SLAC-265. Menlo Park, CA: Stanford Linear Accelerator Center; 1985.
19. Hirayama H, Namito Y, Ban S. Implementation of a general treatment of photoelectric-related phenomena for compounds or mixtures in EGS4. KEK Internal Report 2000-3, May 2000 [accessed April 2010]. Available from: <http://ccwww.kek.jp/kek/rad/egs4/photo.pdf>
20. Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients. 1996; U.S. Secretary of Commerce on behalf of the United States of America. Available from <http://physics.nist.gov/PhysRef/Data/X-rayMassCoef/cover.html>.
21. Lee C, Lee C, Shah AP, Bolch WE. An assessment of bone marrow and bone endosteum dosimetry methods for photon sources. *Phys Med Biol* 2006; **51**: 5391–5407.
22. King SD, Spiers FW. Photoelectron enhancement of the absorbed dose from X rays to human bone marrow: experimental and theoretical studies. *Br J Radiol* 1985; **58**: 345–356.
23. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Grndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; **37**: 72–79.
24. Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R, et al. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol* 2012; **85**: 153–160.
25. Prins R, Daur LT, Colosi DC, Quinn B, Kleiman NJ, Bohle GC, et al. Significant reduction in dental cone beam computed tomography (CBCT) eye dose through the use of leaded glasses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; **112**: 502–507.
26. Martin CJ. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? *Br J Radiol* 2007; **80**: 639–647.
27. Larsson PL. Calibration of ionization chambers for measuring air kerma integrated over beam area in diagnostic radiology. Thesis, Linköping University, 2006.

4. DISCUSIÓN

La principal contribución de esta tesis ha sido el desarrollo e implementación de una herramienta que permite sistematizar la estimación de dosis en órganos y dosis efectiva de los pacientes sometidos a exámenes de CBCT en radiología oral y maxilofacial, utilizando métodos de Montecarlo. El estudio de las dosis impartidas por los equipos de CBCT permite cuantificar el riesgo de las exposiciones y dar soporte a los necesarios procesos de justificación y optimización que lleven a una utilización racional de las exploraciones radiológicas.

La importancia de disponer de una herramienta robusta para estimar la dosis y los riesgos asociados en los equipos de CBCT está directamente relacionada con la evolución en el uso de esta técnica de diagnóstico en el campo de la radiología oral y maxilofacial. Muchas de las exploraciones que tradicionalmente se realizaban en los servicios de radiodiagnóstico, con equipos de TC, han pasado a efectuarse con los nuevos equipos de CBCT bajo la responsabilidad de especialistas en odontología.

Adicionalmente, la facilidad de acceso a los equipos de CBCT ha favorecido el aumento de este tipo de exploraciones. Su buen rendimiento y la calidad de las imágenes que proporcionan, está haciendo que también los equipos de ortopantomografía y de cefalometría, e incluso, en algunos casos, los intraorales, se vean sustituidos en determinado tipo de exploraciones.

Hasta el momento de abordar este trabajo, los estudios dosimétricos con equipos de CBCT de uso dental se basaban casi exclusivamente en la utilización de dosímetros TL colocados en el interior de maniqués antropomórficos. Aunque la utilización de métodos de Montecarlo estaba ampliamente extendida y se habían demostrado sus ventajas en la dosimetría de pacientes para equipos de TC, pocos autores habían abordado específicamente la dosimetría de equipos de CBCT mediante programas de simulación (7).

El primer paso de esta tesis consistió en adecuar un programa de simulación ya desarrollado para equipos de TC convencionales, a las características particulares de un equipo de CBCT. Para ello, se realizó un estudio exhaustivo de todos los parámetros de funcionamiento que directa o indirectamente pueden influir en las dosis, desde el espectro de rayos X hasta la orientación del haz durante la adquisición. Para describir la influencia del filtro de forma del que disponen algunos equipos y, en particular, el utilizado en este estudio, se aplicó la metodología descrita en la publicación [I] que permitió caracterizar la atenuación relativa del filtro y la influencia del efecto anódico en el haz de rayos X utilizado en la práctica (figura 7). En realidad, se trata de una técnica de reducción de varianza que permite simplificar las simulaciones y proporciona resultados precisos (82,83).

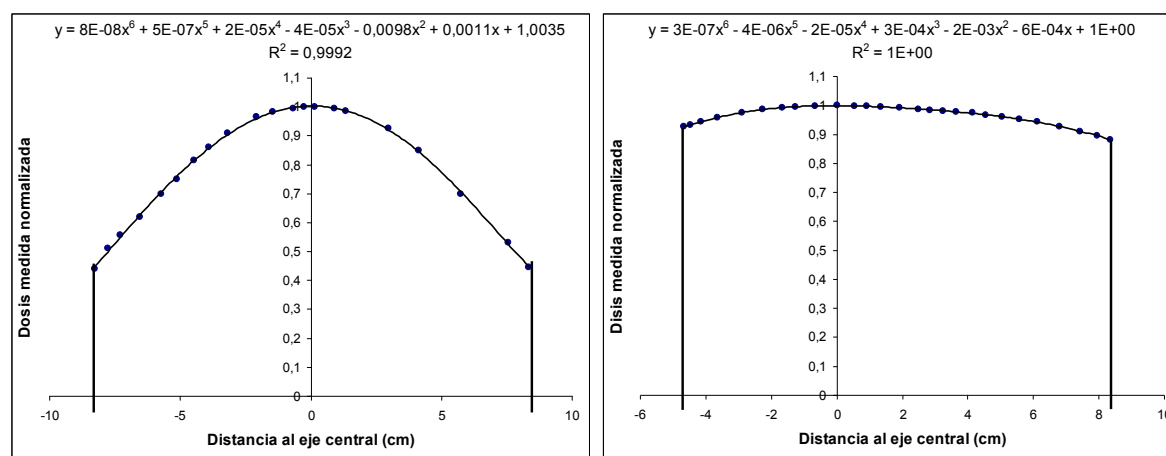


Figura 7. Ejemplo de caracterización del filtro de forma (izquierda) y efecto anódico (derecha) mediante sendos polinomios de sexto grado que describen la atenuación relativa en función de la distancia al eje central del haz de radiación.

En las publicaciones [II] y [III] se describe y se aplica la metodología seguida para validar el programa. Se obtuvieron diferencias inferiores al 7% obtenidas entre los valores simulados y medidos con una cámara de ionización en aire y en un maniquí geométrico; las diferencias fueron menores que un 2,1% para una cámara de transmisión colocada a la salida del haz. Tales diferencias indicaron que el modelo y el código usados en la simulación reproducen de forma precisa la distribución de dosis para geometrías simples. Los resultados para geometrías más complejas y próximas a las condiciones clínicas (maniquí antropomórfico y dosímetros TL) fueron igualmente aceptables. En este último caso las diferencias obtenidas, inferiores al 13%, pueden ser consideradas como satisfactorias si se tiene en cuenta que las mayores desviaciones correspondieron a dosímetros cuya colocación fue lejana con respecto al haz directo o en el borde del

campo, colocados alejados del haz directo o próximos a los bordes del campo. En ambos casos era difícil determinar la posición de los dosímetros en el maniquí de forma exacta.

Tal y como se desprende de las conclusiones de las publicaciones [II] y [III], se puede considerar que el programa de simulación utilizando el método de Montecarlo ha quedado validado para aplicaciones dosimétricas de equipos de CBCT sobre maniqués divididos en *voxels* geométricos o antropomórficos.

Con esta premisa se abordó la utilización de esta herramienta para el cálculo de dosis en órganos y dosis efectivas impartidas a pacientes en exploraciones de CBCT, en concreto, para un equipo i-CAT NG (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, PA) y todos los protocolos clínicos disponibles.

Como ya se ha comentado en la sección 1.5, la modificación por parte de la ICRP de los factores de ponderación de órganos y la inclusión de nuevos tejidos para el cálculo de dosis efectiva ha afectado sustancialmente a órganos que son irradiados directamente en las exploraciones dentales que utilizan equipos de CBCT, como la mucosa oral, el tiroides o el cerebro, lo que ha producido un aumento relativo para la dosis efectiva estimada según las nuevas recomendaciones que puede llegar a ser $\geq 100\%$ dependiendo de equipos, y protocolos (15). El acceso a los dos modelos computacionales estándar divididos en *voxels*, representativos del hombre (AM) y la mujer (AF) adultos, nos ha permitido calcular con precisión las dosis en estos órganos o tejidos (76). Dado que estos maniqués están descritos en detalle, tanto desde el punto de vista de las características geométricas de los órganos como de su composición y materiales (figura 8), su implementación en el programa de simulación ha asegurado la estandarización de los resultados, tanto en dosis en órganos como en dosis efectiva para una gama de protocolos del equipo estudiado, que han sido publicados en [IV].

En este punto, cabe destacar que la dificultad encontrada a la hora de implementar los tejidos que contienen médula roja o endostio (espongiosa), se ha resuelto, como se describe en la referida publicación [IV], combinando la fracción en masa de estos tejidos con los coeficientes másicos de absorción de energía para calcular, en cada *voxel*, la fracción de energía impartida en médula roja y en endostio. En el caso de las dosis en médula ósea se ha aplicado una corrección posterior (*enhancement factor*) que da cuenta de la contribución de los electrones secundarios producidos en el hueso cortical. Esta

estrategia ha servido para sortear en parte las dificultades que se presentan para estimar las dosis en estos tejidos. En este sentido, las diferencias encontradas entre nuestros valores y los obtenidos en otros estudios muestran una de las limitaciones del empleo de dosímetros de TL o de otro tipo (MOSFET, OSL) para estimar las dosis en el esqueleto y, en general, en tejidos muy extensos (5,84).

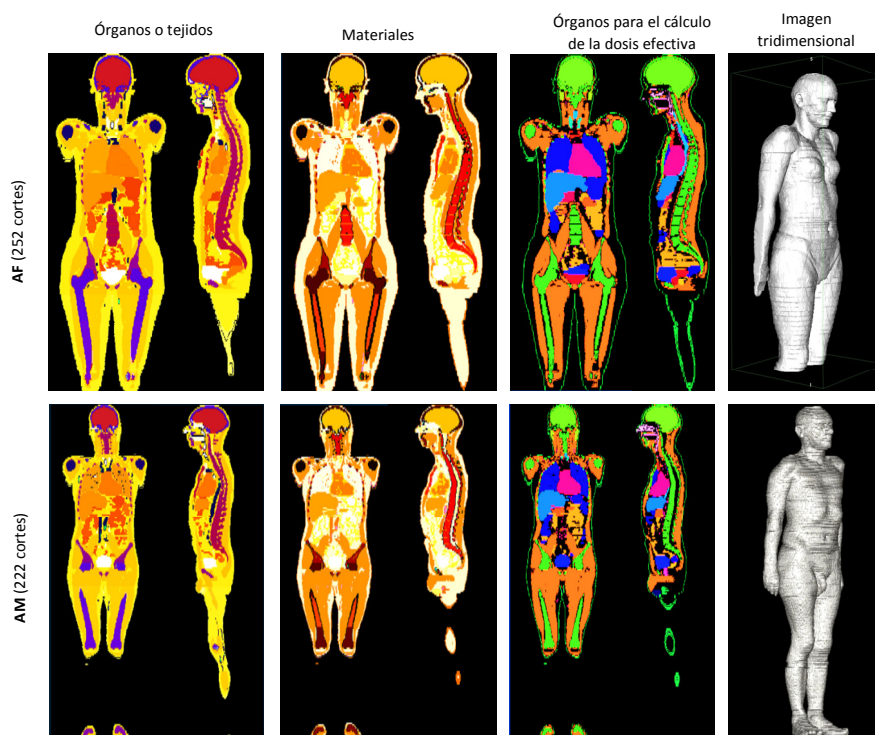


Figura 8. Descripción de los maniqués de la ICRP.

La implementación tanto de la geometría de irradiación como de composición y localización de médula roja y endostio de los maniqués adultos nos ha permitido obtener, para cada exploración, la distribución de dosis en hueso y en médula ósea, con una apreciable precisión, como se muestra en la figura 9, donde está representada *voxel a voxel* para el maniquí femenino adulto.

Con nuestra herramienta de cálculo, la aplicación del programa sobre los maniqués adultos compuestos de *voxel/s* propuestos por la ICRP (figuras 8 y 9), no es exclusiva. Es posible utilizar cualquier otro maniquí antropomórfico computacional e incluso los generados con imágenes de una exploración real realizada a un paciente. Para abordar esta última tarea se necesitaría cierto trabajo complementario (segmentación y definición

4. DISCUSIÓN

de órganos, entre otros) y permitiría aproximar las dosis calculadas en órganos a las recibidas realmente por los pacientes.

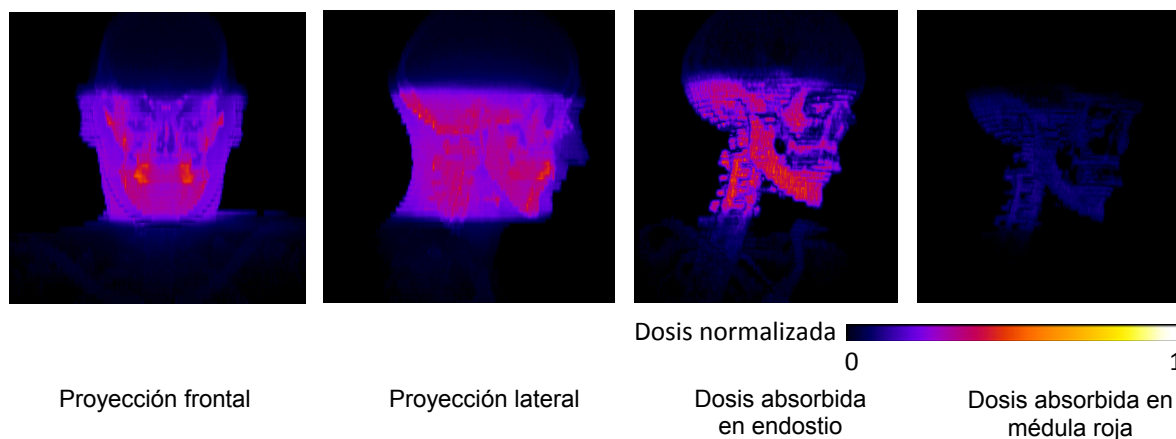


Figura 9. Gráficas de las distribuciones de dosis en el maniquí AF para una exploración estándar

Una vez establecido el programa de cálculo por el método de Montecarlo e implementados los maniqués antropomórficos de adultos propuestos por la *ICRP*, hemos obtenido dosis en órganos y dosis efectivas para todos los protocolos del equipo, finalizando de forma completa su caracterización dosimétrica. Los resultados obtenidos en otros estudios para los protocolos analizados con el mismo equipo de CBCT han mostrado valores comparables en órganos localizados (cerebro, esófago), aunque en determinados órganos (médula, tiroides) se pueden apreciar diferencias sistemáticas (5). También se han apreciado diferencias de dosis en nuestros propios resultados al comparar los obtenidos para el maniquí de hombre con los de la mujer. Hay muchos factores que influyen decisivamente en los resultados y pueden explicar estas diferencias: las características del maniquí utilizado, su posicionamiento en el campo de radiación, las variaciones en los bordes del campo o en los ángulos de inicio y fin de la adquisición de datos de exploración, entre otros. Los valores de dosis en órganos y dosis efectiva han sido por lo general mayores en los cálculos con el maniquí femenino, debido su menor masa y sección transversal promedio. Dado que los resultados de otros autores con maniqués antropomórficos reales (maniquí Rando y otros) están más próximos a los obtenidos en nuestro trabajo para el maniquí femenino, se puede concluir que probablemente hay mayor similitud física entre éste y los maniqués hermafroditas utilizados en otros estudios.

4. DISCUSIÓN

Al comparar las dosis efectivas obtenidas en este trabajo con las impartidas típicamente en TC convencional, se puede afirmar que la sustitución del uso de la TC por la CBCT ha supuesto, en general, una reducción de las dosis impartidas en cada exploración. Este hecho era predecible ya que es una de las capacidades reconocibles de estos equipos. Para campos de tamaño similar, nuestros resultados para la dosis efectiva han sido menores que los publicados por otros autores para equipos de TC, aproximadamente en un factor que puede estar comprendido entre 8 y 14 (15,64)

Una de las ventajas del método de simulación en comparación con las medidas directas reside en la facilidad para estudiar el impacto que tiene sobre la dosis cualquier modificación de las condiciones de adquisición de una exploración. De esta forma, se ha estudiado la dependencia de la dosis absorbida en cristalino y en tiroides con los tamaños de campo y, más en concreto, con la posición del borde inferior y superior del campo de radiación [IV]. Las conclusiones obtenidas han sido muy ilustrativas de la importancia de posicionar correctamente al paciente y ajustar el campo de estudio a las necesidades diagnósticas: desplazamientos del borde del campo de 1,5 cm pueden triplicar la dosis en cristalino; de 3 cm pueden triplicar la dosis en tiroides. También se ha visto que las dosis en el esófago pueden variar hasta en un factor 6 dependiendo de la fracción incluida en el haz directo. En publicaciones posteriores de otros autores se han extraído conclusiones similares (8).

Además, se ha podido observar el efecto de la media rotación, tanto desde el punto de vista de las dosis efectivas como de las dosis en los órganos no expuestos directamente (cristalino y mucosa oral) [III - IV]. Los resultados obtenidos han mostrado que, desde el punto de vista de dosis efectiva, la media rotación causa un efecto muy similar a la reducción de los mAs en rotación completa en la misma proporción. Sin embargo, las dosis en los órganos mencionados sí que se ven claramente reducidas. En conjunto, para media rotación, en términos de dosis efectiva, nuestros resultados son similares a los de otros estudios. No obstante, la reducción de dosis en cristalino y en la mucosa oral ha sido menor. Esto se explica porque en otros estudios se han empleado equipos con mucha menor filtración que el utilizado por nosotros y valores más bajos de kilovoltaje que el nuestro (7,8).

Con el propósito de encontrar algún parámetro que pudiera ser utilizado como índice de dosis "primario", se ha calculado un factor de conversión de producto dosis-área a dosis

4. DISCUSIÓN

efectiva (E/PDA) para cada protocolo. El valor ajustado para todos los protocolos del equipo estudiado excepto para el de campo total ($0,130 \pm 0,008 \mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$), puede ser útil para hacer una estimación básica de la dosis efectiva en pacientes adultos con este modelo de equipo [IV]. Por el momento no parece sencillo aplicar ese valor en otros equipos de CBCT para las mismas exploraciones, dadas las diferencias en la geometría de exploración y en otros parámetros de adquisición. Hay otros posibles candidatos a índice de dosis, como el producto de dosis en las glándulas salivares – área, o el producto de dosis en las glándulas salivares – altura del campo (*DHP*), que tampoco han mostrado congruencia, ni siquiera para exploraciones en un mismo equipo. Por todo ello, seguimos considerando el producto dosis–área como un buen candidato a índice de dosis, favorecido además por el hecho de que su valor aparece indicado en la consola de control de muchos equipos tras cada exploración (5).

5. CONCLUSIONES

Se ha estudiado dosimétricamente un equipo de CBCT utilizado en radiología dental y maxilofacial mediante el método de Montecarlo aplicado sobre dos maniqués físicos (uno geométrico y otro antropomórfico) y dos maniqués computacionales representativos de un hombre y una mujer adultos.

Las principales conclusiones alcanzadas en la totalidad del trabajo pueden enunciarse en función de las diferentes etapas abordadas en su realización:

- Se ha adaptado un programa de simulación por Montecarlo, desarrollado previamente, para aplicarlo a equipos de CBCT en función de sus características, tanto de la fuente de radiación como conjunto como de la geometría del haz.
- Se ha validado el programa de cálculo por comparación con valores de dosis medidos en aire en el maniqué geométrico y en el maniqué antropomórfico. Las diferencias entre valores medidos y calculados han sido, en valor absoluto, $\leq 2,1\%$; $\leq 6,2\%$; $\leq 13\%$ respectivamente.
- Se han calculado con el programa de simulación las dosis en órganos y tejidos de los dos maniqués computacionales, representativos de un hombre y una mujer adultos, para todos los protocolos de exploración accesibles al usuario en un equipo concreto de CBCT. Los valores obtenidos, aunque congruentes para todos los protocolos simulados, han sido superiores en el caso de la mujer para la mayoría de tejidos.
- Con los valores de dosis en órganos y tejidos de ambos maniqués se ha estimado la dosis efectiva para todos los protocolos de exploración accesibles al usuario en un equipo concreto de CBCT (rango: 25 – 66 μSv).

5. CONCLUSIONES

- El análisis de la influencia de ciertos parámetros de adquisición de las imágenes (tamaño de campo, frecuencia de la radiación pulsada, media rotación o rotación completa) en relación con la dosis ha mostrado resultados compatibles con el modo de funcionamiento del equipo en cada caso.
- Se ha estudiado mediante simulaciones la influencia de la variación de los límites verticales del campo en las dosis en órganos situados en el borde, obteniéndose variaciones de dosis 1:3 con desplazamientos del borde del haz de 1,5 cm para cristalino, y de 3 cm para tiroides.
- Se ha establecido $0,130 \pm 0,008 \mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-2}$ como factor de conversión del producto dosis-área a dosis efectiva para hacer estimaciones dosimétricas aproximadas en exploraciones de pacientes adultos con el equipo estudiado. Este valor es aplicable a todos los protocolos de exploración que ofrece el equipo, con excepción del protocolo de campo total (*full field*).

6. PERSPECTIVAS DE TRABAJO FUTURO

Como ya se ha comentado, la aplicación de un programa de simulación por Montecarlo a un equipo de CBCT dedicado a la radiología dental y maxilofacial ha puesto en evidencia la efectividad, precisión y eficacia del método. Hasta la fecha, si bien el número de equipos estudiados dosimétricamente es considerable, todavía existe un importante número de ellos cuya caracterización dosimétrica no ha sido abordada o lo ha sido de forma parcial.

Todos los equipos de rayos X utilizados para diagnóstico médico deben ser sometidos a controles de calidad periódicos, de acuerdo con el sistema de protección radiológica y garantía de calidad implantado en las instalaciones. Este escenario nos facilita el acceso a este tipo de equipos y a la medida de los parámetros necesarios para su caracterización. La aplicación de la herramienta desarrollada nos permitirá, relativamente con poco esfuerzo, obtener valores dosimétricos para nuevos equipos y protocolos.

Los resultados obtenidos para cada equipo, utilizando incluso maniqués pediátricos, podrán alimentar una base de datos que permita obtener dosis en órganos y dosis efectivas de forma directa, simplemente introduciendo la marca, modelo y protocolo de exploración. Además, la medida para cada protocolo de exploración del producto dosis-área permitirá disponer de los datos suficientes para caracterizarlo de forma precisa, minimizando en lo posible la dispersión encontrada en otros estudios (5,85). La información obtenida nos permitirá analizar si el producto dosis-área puede convertirse en un índice de dosis utilizado en los equipos de CBCT de forma general, o si únicamente podrá ser aplicable de forma particular para cada modelo de equipo.

Las ventajas de la simulación por Montecarlo también permitirán realizar estudios dosimétricos de la efectividad de determinados sistemas de protección de los pacientes así como la optimización de los filtros de forma y de los sistemas de modulación de intensidad.

6. PERSPECTIVAS DE TRABAJO FUTURO

A medio plazo, la posibilidad de simular los propios detectores permitirá realizar estudios de calidad de imagen y aplicar de forma coherente los dos factores utilizados en el principio de optimización en los estudios de diagnóstico por la imagen: la dosis y la calidad de imagen.

7. BIBLIOGRAFÍA

1. European commission. Cone beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology Evidence-based guidelines. Radiation Protection Publication 172. 2012.
2. Miracle C, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2009;30(6):1088–95.
3. Miracle C, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2009;30(7):1285–92.
4. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2015;44(1):20140224.
5. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective Dose of Dental Cone Beam CT - a meta analysis of published data and additional data for 9 CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014;20140197.
6. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: A review. *Phys Medica. Associazione Italiana di Fisica Medica*; 2015.
7. Zhang G, Marshall N, Bogaerts R, Jacobs R, Bosmans H. Monte Carlo modeling for dose assessment in cone beam CT for oral and maxillofacial applications. *Med Phys*. 2013;40(7):072103.
8. Pauwels R, Zhang G, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, et al. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. *Br J Radiol*. 2014;87(1042):20130654.

7. BIBLIOGRAFÍA

9. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140224.
10. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2010;110(6):770–6.
11. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2006;35(4):219–26.
12. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012;81(2):267–71.
13. International Commission on Radiological Protection (1990). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publ 60. 1990.
14. International Commission on Radiological Protection (2008). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. 2008.
15. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2008;106(1):930–8.
16. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva M a G. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2008;37(5):268–73.
17. Rottke D, Patzelt S, Poxleitner P, Schulze D. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2013;42(7):1–5.
18. Sedentext CT Project. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines. 2011.

7. BIBLIOGRAFÍA

19. European Commission. European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. Radiation Protection Publication 136. 2004.
20. International Commission on Radiological Protection (2015). Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publ 129. 2015.
21. Tyndall D, Rathore S. Cone-Beam CT Diagnostic Applications: Caries, Periodontal Bone Assessment, and Endodontic Applications. *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):825–41.
22. Scarfe WC, Farman G, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006;72(1):75–80.
23. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz S a., Schindler WG. Endodontic Applications of Cone-Beam Volumetric Tomography. *J Endod.* 2007;33(9):1121–32.
24. Grimard B, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski P V, Mealey BL. Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *J Periodontol.* 2009;80(1):48–55.
25. Matherne RP, Angelopoulos C, Kuliid JC, Tira D. Use of Cone-Beam Computed Tomography to Identify Root Canal Systems In Vitro. *J Endod.* 2008;34(1):87–9.
26. Peck JL, Sameshima GT, Miller A, Worth P, Hatcher DC. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam CT. *Angle Orthod.* 2007;77(2):206–13.
27. Estrela C, Bueno MR, Sousa-Neto MD, Pécora JD. Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. *Braz Dent J.* 2008;19:114–8.

28. Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of Cone Beam Computed Tomography and Panoramic and Periapical Radiography for Detection of Apical Periodontitis. *J Endod.* 2008;34(3):273–9.
29. Estrela C, Bueno MR, Porto OCL, Rorigues CD, Pécora JD. Influence of intracanal post on apical periodontitis identified by cone-beam computed tomography. *Braz Dent J.* 2009;20:370–5.
30. Patel S, Dawood A., Mannocci F, Wilson R, Pitt Ford T. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *Int Endod J.* 2009;42(6):507–15.
31. Rigolone M, Pasqualini D, Bianchi L, Berutti E, Bianchi SD. Vestibular surgical access to the palatine root of the superior first molar: “low-dose cone-beam” CT analysis of the pathway and its anatomic variations. *J Endod.* 2003;29(11):773–5.
32. Tsurumachi T, Honda K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *Int Endod J.* 2007;40(3):224–32.
33. Patel S, Dawood A. The use of cone beam computed tomography in the management of external cervical resorption lesions. *International endodontic journal.* 2007. p. 730–7.
34. Patel S, Kanagasingam S, Pitt Ford T. External Cervical Resorption: A Review. *J Endod.* 2009;35(5):616–25.
35. Algerban A, Jacobs R, Souza PC, Willems G. In-vitro comparison of 2 cone-beam computed tomography systems and panoramic imaging for detecting simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(6):764.e1–764.e11.
36. Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int Endod J.* 2009;42(6):463–75.

37. Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: Traumatic injuries. *Dent Traumatol.* 2007;23(2):95–104.
38. Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: Root resorption. *Dent Traumatol.* 2007;23(2):105–13.
39. Bernardes RA, de Moraes IG, Húngaro Duarte MA, Azevedo BC, de Azevedo JR, Bramante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2009;108(2):270–7.
40. Kamburòlu K, Ilker Cebeci A. R, Gröndahl HG. Effectiveness of limited cone-beam computed tomography in the detection of horizontal root fracture. *Dent Traumatol.* 2009;25(3):256–61.
41. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Detection of Vertical Root Fractures in Endodontically Treated Teeth by a Cone Beam Computed Tomography Scan. *J Endod.* 2009;35(5):719–22.
42. Kumar V, Ludlow J, Cevidanes LHS, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod.* 2008;78(5):873–9.
43. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(3):312.e1–10; discussion 312–3.
44. Deguchi T, Katashiba S, Inami T, Foong KWC, Chan YH. Morphologic quantification of the maxilla and the mandible with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(2):218–22.

45. Kau CH, English JD, Muller-Delgado MG, Hamid H, Ellis RK, Winklemann S. Retrospective cone-beam computed tomography evaluation of temporary anchorage devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(2):166.e1–5; discussion 166–7.
46. Park H-S, Hwangbo E-S, Kwon T-G. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(2):200–6.
47. Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K, Iino M, Isono H, Ishii H, et al. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J.* 2005;42(2):128–37.
48. Ericson S, Kurol J. Resorption of Incisors after Ectopic Eruption of Maxillary Canines: A CT Study. *Angle Orthod.* 2000;70(6):415–23.
49. Liu DG, Zhang WL, Zhang ZY, Wu YT, Ma XC. Localization of impacted maxillary canines and observation of adjacent incisor resorption with cone-beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2008;105(1):91–8.
50. Tamimi D, ElSaid K. Cone Beam Computed Tomography in the Assessment of Dental Impactions. *Semin Orthod.* 2009;15(1):57–62.
51. Leuzinger M, Dudic A, Giannopoulou C, Kiliaridis S. Root-contact evaluation by panoramic radiography and cone-beam computed tomography of super-high resolution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(3):389–92.
52. Haralambidis A, Ari-Demirkaya A, Acar A, Küçükkeleş N, Ateş M, Özkaya S. Morphologic changes of the nasal cavity induced by rapid maxillary expansion: A study on 3-dimensional computed tomography models. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(6):815–21.

7. BIBLIOGRAFÍA

53. Tso HH, Lee JS, Huang JC, Maki K, hatcher D, Miller AJ. Evaluation of the human airway using cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(5):768–76.
54. Grauer D, Cevidanes LSH, Styner MA, Ackerman JL, Proffit WR. Pharyngeal airway volume and shape from cone-beam computed tomography: relationship to facial morphology. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(6):805–14.
55. Iwasaki T, Hayasaki H, Takemoto Y, Kanomi R, Yamasaki Y. Oropharyngeal airway in children with Class III malocclusion evaluated by cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(3):318.e1–318.e9.
56. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2004;33(3):196–201.
57. Monsour P, Dudhia R. Implant radiography and radiology. *Aust Dent J.* 2008;53 Suppl 1:S11–25.
58. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig.* 2006;10(1):1–7.
59. Van Assche N, Van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: A pilot study. *J Clin Periodontol.* 2007;34(9):816–21.
60. Momin M, Okochi K, Watanabe H, Imaizumi A, Omura K, Amagasa T, et al. Diagnostic accuracy of cone-beam CT in the assessment of mandibular invasion of lower gingival carcinoma: comparison with conventional panoramic radiography. *Eur J Radiol.* 2009;72(1):75–81.

7. BIBLIOGRAFÍA

61. Hendrikx WF, Maal T, Dieleman F, Van Cann EM, Merckx M a W. Cone-beam CT in the assessment of mandibular invasion by oral squamous cell carcinoma: results of the preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2010;39(5):436–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20211543>.
62. Dierckx D, Saldarriaga Vargas C, Rogge F, Lichtherte S, Struelens L. Dosimetric Analysis of the Use of Cbct in Diagnostic Radiology: Sinus and Middle Ear. *Radiat Prot Dosimetry*. 2014;1–8.
63. Lenza MG, Lenza MMDO, Dalstra M, Melsen B, Cattaneo PM. An analysis of different approaches to the assessment of upper airway morphology: a CBCT study. *Orthod Craniofac Res*. 2010;13(2):96–105.
64. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol*. 2009;71(3):461–8.
65. Roberts J, Drage N a., Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol*. 2009;82(973):35–40.
66. Davies J, Johnson B, Drage N a. Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2012;41(1):30–6.
67. Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(5):640.e1–5.
68. Koivisto J, Kiljunen T, Tapiovaara M, Wolff J, Kortenesniemi M. Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012;114(3):393–400.
69. Zaidi H, Ay MR. Current status and new horizons in Monte Carlo simulation of X-ray CT scanners. *Med Biol Eng Comput*. 2007;45(9):809–17.

70. Kyriakou Y, Deak P, Langner O, Kalender W a. Concepts for dose determination in flat-detector CT. *Phys Med Biol.* 2008;53(13):3551–66.
71. Downes P, Jarvis R, Radu E, Kawrakow I, Spezi E. Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit. *Med Phys.* 2009;36(2009):4156–67.
72. Spezi E, Downes P, Radu E, Jarvis R. Monte Carlo simulation of an x-ray volume imaging cone beam CT unit. *Med Phys.* 2009;36:127–36.
73. Ding GX, Coffey CW. Radiation Dose From Kilovoltage Cone Beam Computed Tomography in an Image-Guided Radiotherapy Procedure. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009;73(2):610–7.
74. Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Med Phys.* 2008;35(3):1135–44.
75. Caon M, Bibbo G, Pattison J. An EGS4-ready tomographic computational model of a 14-year-old female torso for calculating organ doses from CT examinations. *Phys Med Biol.* 1999;44(9):2213–25.
76. International Commission on Radiological Protection (2009). Adult reference computational phantoms. ICRP Publ 110. 2009.
77. Salvadó M, Cros M, Joemai RMS, Calzado A, Geleijns J. Monte Carlo simulation of the dose distribution of ICRP adult reference computational phantoms for acquisitions with a 320 detector-row cone-beam CT scanner. *Phys Medica.* 2015;1–11.
78. Zhang Y, Li X, Paul Segars W, Samei E. Organ doses, effective doses, and risk indices in adult CT: Comparison of four types of reference phantoms across different examination protocols. *Medical Physics.* 2012. p. 3404.

79. Hadid L, Desbrée A., Schlattl H, Franck D, Blanchardon E, Zankl M. Application of the new ICRP reference phantoms to internal dosimetry: Calculation of specific absorbed fractions of energy for photons and electrons. *IFMBE Proc.* 2009;25(3):178–80.
80. Euratom. Directive 2013/51/Euratom. *Off J Eur Union.* 2013;12–21.
81. Pauwels R, Theodorakou C, Walker A., Bosmans H, Jacobs R, Horner K, et al. Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2012;41(7):583–93.
82. Jones D, Shrimpton P. Survey of CT practice in the UK. Part 3. Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques. *Natl Radiol Prot Board NRPB SR-250.* 1991.
83. Jarry G, DeMarco JJ, Beifuss U, Cagnon CH, McNitt-Gray MF. A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. *Phys Med Biol.* 2003;48(16):2645–63.
84. Lee CC, Shah AP, Bolch WE. An assessment of bone marrow and bone endosteum dosimetry methods for photon sources. *Phys Med Biol.* 2006;51(21):5391–407.
85. Kim D-S, Rashsuren O, Kim E-K. Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. *Imaging Sci Dent.* 2014;44(1):21–9.

8. APÉNDICE: OTRAS CONTRIBUCIONES

Previamente y durante la realización de esta tesis se han realizado las siguientes publicaciones relacionadas con ella, con la Física Médica y/o la Protección Radiológica.

Contribuciones en revistas indexadas

López M, Morant JJ, Geleijns K, Calzado A. A Regional Dose and Image Quality Survey for Chest, Abdomen and Pelvis Radiographs in Paediatrics. *Radiat Prot Dosimetry*. 2000; 90 (1-2): 275-278.

Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Monte Carlo calculation of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Radiat Prot Dosimetry*. 2005;114(1-3):364–8.

Morant JJ, Chevalier M, Guibelalde E, Brandan ME. Quality Control evaluation of 37 liquid crystal displays used in diagnostic services. *Medical Imaging 2009: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*. Edited by Sahiner, Berkman; Manning, David J.. *Proceedings of the SPIE, Volume 7263 (2009)*., pp. 72631K-72631K-8 (2009).

Alcaraz M, Garcia-Vera MC, Bravo LA, Martinez-Beneyto Y, Armero D, Morant JJ, Canteras M. Collimator with filtration compensator: clinical adaptation to meet European Union recommendation 4F on radiological protection for dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2009; 38(6):413–20. (DOI: 10.1259/dmfr/15580890)

8. APÉNDICE: OTRAS CONTRIBUCIONES

Casanovas R, Morant JJ, López M, Hernández-Girón I, Batalla E, Salvadó M. Performance of data acceptance criteria over 50 months from an automatic real-time environmental radiation surveillance network. *J Environ Radioact.* 2011;102(8):742–8.

Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Energy and resolution calibration of NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) scintillators and validation of an EGS5 Monte Carlo user code for efficiency calculations. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 657 (2012) 78-83.

Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Temperature peak-shift correction methods for NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) gamma-ray spectrum stabilisation. *Radiat Meas.* 2012;47(8):588–95.

Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Implementation of gamma-ray spectrometry in two real-time water monitors using NaI(Tl) scintillation detectors. *Appl Radiat Isot.* 2013;80:49–55.

Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Development and calibration of a real-time airborne radioactivity monitor using gamma-ray spectrometry on a particulate filter. *IEEE Transactions on Nuclear Science* (2014). DOI: 10.1109/TNS.2014.2299715.

Casanovas R, Morant JJ, Salvadó M. Development and calibration of a real-time airborne radioactivity monitor using direct gamma-ray spectrometry with two scintillation detectors. *Appl Radiat Isot.* 2014;89:102–8.

Capítulos y ediciones de libros

Durante el desarrollo de esta tesis se han editado y escrito los siguientes libros y capítulos:

Libro: *Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital*

Capítulo 7. Indicadores dosimétricos en radiología digital.

Capítulo 9. Control de calidad en sistemas de adquisición estática. Sistemas basados en detectores integrados.

8. APÉNDICE: OTRAS CONTRIBUCIONES

Sociedad Española de Física Médica. Depósito legal: M-21789-2013. ISBN: 978-84-938016-9-4.

Libro: *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico medico. Curso de capacitación para dirigir y operar- equipos de radiodiagnóstico medico y dental.*

Capítulo 2. Interacción de la radiación con la materis (I)

Capítulo 3. Interacción de la radiación con la materis (II)

Capítulo 4. Medida de la radiación. Magnitudes utilizadas en protección radiológica

Capítulo 7. Detectores utilizados en una instalación de radiodiagnóstico

Capítulo 8. Sistemas de imagen

Capítulo 15. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Aspectos técnicos

Servicio de publicaciones de la Universidad de Murcia 3a Edición. 2013. ISBN: 978-84-15463-57-3.

Libro: *Formación básica en protección radiológica. Curso de protección radiológica dirigido al personal técnico de las empresas de venta y asistencia técnica de equipos de rayos X dentales.*

Proyecto subvencionado por el CSN. Ayuda adjudicada por resolución de 16/02/2011 BOE nº56 del 07/03/2011

Coordinador del proyecto y editor. Autor de los capítulos:

Capítulo 1. Física de las radiaciones

Capítulo 2. Producción de rayos X y su aplicación en radiodiagnóstico.

Capítulo 4. Protección radiológica

Capítulo 5. Normativa y legislación.

Capítulo P1. Monitores de radiación. Vigilancia de niveles de radiación en una sala de RX dental.

Capítulo P2. Diseño de una sala dental: cálculo de blindajes

Capítulo P3. Pruebas de aceptación de equipos de rayos X dentales

Capítulo P4. Pruebas de aceptación y calibración de monitores de visualización

Servicio de publicaciones de la Universidad de Murcia 1a Edición. 2013, ISBN: 978-84-15463-89-4.

8. APÉNDICE: OTRAS CONTRIBUCIONES

Libro: *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011*

Capítulo: Equipos de grafía

Capítulo: Equipos dentales intraorales

Capítulo: Equipos dentales panorámicos y cefalométricos

Capítulo: Equipos dentales de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)

Capítulo: Equipos de tomografía computarizada

Capítulo: Equipos de densitometría ósea

Capítulo: Sistemas de visualización

Sociedad Española de Física Médica. Sociedad Española de Protección Radiológica.
Sociedad Española de Radiología Médica. Ed. Senda Editorial, S.A. ISBN 13: 978-84-87078-06-4.

Libro: *Protocolo de control de calidad en mamografía digital*

Capítulo VII.2.6. Presentación de la imagen

Sociedad Española de Física Médica. Sociedad Española de Física Médica. Edicomplet.
(2008). ISBN: 978-84-87450-14-3

Libro: *La Radiología Dental en España*

Colaborador. Se ha realizado con una ayuda de la Convocatoria de Investigación y Desarrollo del Consejo de Seguridad Nuclear de España, Convocatoria del 2007. (Boletín Oficial del Estado núm. 106 de 3 de Mayo de 2007; Resolución 24 de Septiembre de 2007). Depósito legal: MU-2169-2008. ISBN: 978-848371-782-0

Libro de resúmenes de las *VII Jornadas sobre calidad en el control de la radiactividad ambiental*. Tarragona (Spain) 2012.

Disponible en: http://www.csn.es/images/stories/publicaciones/otras_publicaciones/coediciones/vii_jornades_de_calidad_web.pdf

Edición: M. López. F. Borrull. Salvadó, C. Aguilar, R. Casanovas. M Cros. I. Hernández. J.J. Morant. A. Nieto. S. Peñalver.

Contribuciones en revistas no indexadas

Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Study of the dose imparted to voxel-based pediatric models in CT examinations of the trunk. Proceedings of the 11th International Congress of the International Radiation Protection Association 2004. CD-ROM, ISBN 84-87078-05-2

Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada (TC) sobre maniqués voxelizados. Validación preliminar de un programa de simulación basado en métodos de Montecarlo. Revista de Física Médica 2000; 2: 107 – 115. ISSN: 1576-6632 Depósito legal: M-28926-2000

López M, Morant JJ, Calzado A. Caracterización de la filtración del haz de radiación en equipos de tomografía computarizada (TC) y su influencia dosimétrica. Radioprotección, Revista de la Sociedad Española de Protección Radiológica. 2000; 24: 27 - 32 ISSN: 1133-1747 Depósito legal: M-17158-1993

PRESENTACIONES Y COMUNICACIONES A CONGRESOS

Salvadó M, Hernández-Girón I, Morant JJ, Casanovas R, López M, Calzado A. Cálculos de dosis en radiodiagnóstico sobre los maniqués voxelizados ICRP 110 mediante el método de Montecarlo. II congreso conjunto sefm-sepr (XVIII congreso nacional de la sociedad española de física médica (sefm), XIII congreso nacional de la sociedad española de protección radiológica (sepr) (2011). Publicación: libro de resúmenes del congreso, p. 366

Salvadó M, Calzado A, López M, Morant JJ. Influencia del peso y la constitución del paciente adulto en las dosis impartidas. Comparación entre dos equipos de tomografía computarizada multicorte. XI Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica. (2007). Libro de resúmenes

8. APÉNDICE: OTRAS CONTRIBUCIONES

Salvadó M, Calzado A, López M, Morant JJ. Influencia de los cambios propuestos por la ICRP en los nuevos factores de ponderación para el cálculo de la dosis efectiva en exploraciones de TC. XI Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica (2007). Libro de resúmenes

