

## Trabajo de Investigación

# Protección radiológica en tomografía computarizada. *Cone-Beam* en odontología

## Radiation protection in dental. *Cone-Beam* computed tomography



Alejandro Hidalgo<sup>1</sup>, Chrysoula Theodorakou<sup>2</sup>, Keith Horner<sup>3</sup>.

<sup>1</sup> Radiólogo Maxilofacial, Docente Conferenciante, Escuela Odontología, Universidad de Talca, Chile, Alumno PhD en Radiología Oral, The University of Manchester, Manchester, United Kingdom.

<sup>2</sup> Física Médica, MSc, PhD, Christie Medical Physics and Engineering. The Christie NHS Foundation Trust, Manchester Academic Health Sciences Centre, Manchester, United Kingdom.

<sup>3</sup> Radiólogo Maxilofacial, MSc, PhD, Profesor Titular de Radiología Oral y Maxilofacial, The University of Manchester, Manchester, United Kingdom.

### Resumen

Desde la introducción de la tomografía computarizada cone-beam (CBCT) en odontología, ha habido un incremento en su uso, que se refleja en el constante aumento en el número de artículos científicos publicados año tras año. En términos generales, estos equipos se asocian a dosis de radiación más bajas para los pacientes en comparación con la tomografía computarizada convencional. Sin embargo, éstas dosis son más altas en comparación con de técnicas radiográficas odontológicas convencionales. Se ha establecido que es posible disminuir las dosis en exámenes CBCT sin una significativa pérdida la calidad diagnóstica de las imágenes. Esto es de especial importancia en niños y adolescentes, debido a su mayor radiosensibilidad. La presente revisión bibliográfica muestra conceptos generales relacionados con dosis y riesgos de las radiaciones ionizantes. Se revisan los principios de protección radiológica y su situación actual en relación con el CBCT en odontología. Además se describe una serie de factores que influyen en la dosis de radiación y que pueden ser tomados en cuenta para su optimización.

**Palabras clave:** tomografía computarizada cone-beam, protección radiológica, dosis efectiva, riesgos de radiaciones.

### Abstract

Since the introduction of CBCT in dentistry, there has been a proliferation in its use. This is reflected by the steady growth in the number of scientific articles published year on year. In general terms, this equipment is associated with lower radiation doses to the patient when compared to conventional computed tomography. However, doses are higher in comparison with conventional dental radiographic techniques. It has been established that it is possible to reduce doses in CBCT examinations without significant loss of diagnostic image quality. This is especially important in children and adolescents due to their higher radiosensitivity. The present literature review shows general concepts related to dose and risks of ionising radiation. The principles of radiation protection are reviewed and the current situation regarding dental CBCT is described. Furthermore, a series of factors which affect radiation doses and which can be taken into account for dose optimisation are described.

**Key words:** dental cone-beam computed tomography, radiation protection, effective dose, radiation risk

Contacto:

Dr. Alejandro Hidalgo.

Servicio de Radiología Centro de Clínicas Odontológicas, Universidad de Talca, Av. Lircay s/n, Talca, Chile. Teléfono: 56-071-200476

Correo electrónico: ahidalgo@utalca.cl

## Introducción

La tomografía computarizada *cone-beam* (CBCT) en odontología es de uso relativamente reciente, siendo introducida a fines de la década del 1990<sup>1,2</sup>, comenzando su uso en Chile el 2006<sup>3</sup>. Esta tecnología se ha popularizado rápidamente, lo que se refleja en el constante incremento del número de publicaciones<sup>4</sup>. Los equipos CBCT ocupan espacios físicos menores que los scanner convencionales y permiten obtener imágenes diagnósticas de alta calidad con un muy buen contraste, especialmente para estructuras óseas y dentarias<sup>5</sup>. Sin embargo es posible encontrar un amplio rango de calidad de imágenes en diferentes equipos CBCT<sup>6</sup>. El CBCT permite obtener imágenes en los tres planos del espacio y reconstrucciones multiplanares, incluyendo panorámicas. Además, los CBCT producen dosis de radiación relativamente más bajas comparando con la tomografía computarizada de multicorte (MSCT). Así, la CBCT se ha transformado en el examen de elección para tejidos duros en situaciones clínicas para las que anteriormente se usaba MSCT<sup>7</sup>. Debido a estas características, el uso del CBCT como examen de rutina podría ser tentador, incluso reemplazando las radiografías panorámica y tele-radiografía cuando son requeridas en ortodoncia<sup>8</sup>. Sin embargo, el hecho de que estos equipos emiten radiaciones ionizantes, ha dificultado esta decisión. En años recientes varias publicaciones han mostrado la posible asociación entre múltiples exposiciones a radiografías dentales y diferentes tipos de tumores. Por otra parte, en el 2005 la *Food and Drug Administration* (FDA) en Estados Unidos incluyó por primera vez los rayos X como carcinógeno humano conocido, enfatizando al riesgo incrementado en niños<sup>9</sup>. Esta información está disponible para la población general, la cual puede comenzar a expresar su preocupación de manera creciente antes de un examen radiológico odontológico<sup>10,11</sup>. Clínicos y radiólogos debieran manejar esta información para responder apropiadamente las posibles inquietudes del paciente.

Debido a la rápida popularización de esta tecnología, existe la necesidad de investigación en esta área para aportar evidencia científica con respecto a sus aplicaciones en odontología. También se requiere la exploración de varios factores que afectan las dosis para los pacientes, en busca de parámetros óptimos para cada indicación<sup>7</sup>. El propósito de este artículo es mostrar una revisión sobre las dosis de radiación en CBCT y principios de protección radiológica, y resumir algunos aspectos técnicos que pueden ser considerados para la protección tanto del personal ocupacionalmente expuesto como de los pacientes cuando de llevan a cabo exámenes CBCT.

## Dosis para el paciente y riesgo de cáncer

La **dosimetría** corresponde a la determinación de la cantidad de energía de radiación impartida a los tejidos<sup>12</sup>. La **dosis absorbida** en un órgano corresponde a la cantidad de radiación recibida por cada órgano y no es un buen indicador de riesgo biológico<sup>13</sup>. Su unidad es el (Gy). La **dosis equivalente** se requiere para evaluar las diferentes fuentes de radiación, tales como rayos X, partículas alfa o neutrones. Debido a que estas fuentes tienen diferente efectividad biológica, generan diferente daño biológico. Se requiere un factor de ponderación de radiación para evaluar los riesgos para la salud. Así, la dosis equivalente corresponde a la multiplicación de la dosis absorbida por un factor de ponderación de radiación. En el caso de los rayos X, este factor equivale a 1, lo que implica que la dosis absorbida y la dosis equivalente son numéricamente iguales. La unidad de medida de la dosis equivalente es el Sievert<sup>13</sup>. La **dosis efectiva** corresponde a la suma de la dosis equivalente de cada órgano multiplicada por su propio factor de ponderación de tejido ( $w_r$ ). Este factor representa la radiosensibilidad de cada órgano. La unidad de medida de la dosis efectiva es el Sievert (Sv). La dosis efectiva permite estimar los riesgos estocásticos y es útil para la comparación de diferentes tecnologías, procedimientos y equipos. Esta dosis no es posible determinarla *in vivo*, pero puede ser medida en estudios de laboratorio o modelos computacionales. La dosis efectiva no debiera usarse para la evaluación de riesgo individual ya que los factores de ponderación de tejido derivan de poblaciones y refleja el riesgo para un hombre/mujer de referencia<sup>13</sup>.

De las dos categorías de efectos biológicos de las radiaciones ionizantes (estocásticos y determinísticos), los efectos estocásticos son de importancia en exámenes radiográficos en odontología. Los efectos determinísticos requieren de una dosis umbral para aparecer que está lejos de las usadas en radiología oral. Los **efectos estocásticos** son probabilísticos, no tienen una dosis específica, por lo que pueden aparecer a cualquier dosis. Se producen por daño al ADN e incluyen cáncer y efectos hereditarios<sup>13</sup>. Estos efectos se han estudiado en casos de bajas exposiciones a radiación, tal como trabajadores de plantas nucleares<sup>14</sup>. El principal riesgo de las radiaciones ionizantes es el aumento de la posibilidad del desarrollo de cáncer. Se ha sugerido que el riesgo de cáncer fatal es de un 5% por cada Sv<sup>13,15</sup>, lo que se puede interpretar como 1 en 20.000 por cada mSv de dosis efectiva<sup>16</sup>. Para dosis muy bajas, tales como las usadas en radiología dental, es muy difícil demostrar epidemiológicamente la relación entre dosis y riesgos de las radiaciones ionizantes<sup>17</sup>. Es por esto que la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP del inglés

*International Commission on Radiological Protection*) ha adoptado el modelo lineal sin umbral (LNT del inglés *linear non-threshold*). Este modelo indica que bajo 100mSv, existiría una correlación lineal del riesgo a exposiciones a radiaciones ionizantes. Así, un incremento en dosis produce un incremento proporcional del riesgo de ocurrencia de efectos estocásticos. En otras palabras, no existiría un umbral de radiaciones “seguras” bajo el cual se pudiera asegurar que no se producen efectos deletéreos<sup>13</sup>.

Se han reportado algunas asociaciones entre exposiciones a rayos X dentales y la aparición de tumores en ciertos tejidos del territorio maxilofacial y sus cercanías, tales como las glándulas salivales<sup>18</sup>, tiroides<sup>19</sup>, y cerebro<sup>20</sup>. No existe información epidemiológica estudiada directamente en CBCT en odontología, sin embargo debido a sus mayores dosis respecto de las radiografías dentales convencionales, esta información podría tenerse en consideración. El análisis de estas asociaciones esta mas allá del alcance de esta revisión, sin embargo, en términos generales, estas asociaciones son difíciles de confirmar debido a limitaciones metodológicas. Entre estos problemas está el basarse en la memoria de los pacientes para recordar el tipo y número de radiografías, dificultades en el acceso a los registros completos de las radiografías los pacientes y la ausencia de registros de dosis y parámetros de exposición para cada examen. Además, debido a que estos estudios son longitudinales, incluyen equipos con parámetros de exposición (y por lo tanto dosis) más altos que los que los equipos fabricados en la actualidad.

### Dosis órgano y dosis efectiva en CBCT en odontología

En el campo de la radiología dental, las dosis absorbidas y equivalentes están en el rango de mGy/mSv o menos. En el 2007, la ICRP modificó la lista de órganos y factores de ponderación de tejido previamente establecidos (Tabla I)<sup>13,21</sup>, lo que aumentó las dosis efectivas para exámenes con rayos X en nuestra área<sup>22</sup>. Los cambios más significativos para el territorio maxilofacial son la incorporación de las glándulas salivales y el cerebro con factores específicos, y de otros tejidos agrupados como “resto de los tejidos” relacionados con el CBCT en el territorio maxilofacial. A pesar de la disminución del factor de ponderación de tejido para la tiroides, ésta sigue siendo relevante al momento de realizar exámenes con radiaciones ionizantes del territorio maxilofacial.

Si bien las dosis en CBCT tienden a ser más bajas que con MSCT, estas aun son más altas en comparación con las radiografías odontológicas convencionales<sup>23, 24</sup>. Se han descrito incluso protocolos odontológicos en scanner médicos con dosis similares a las de los CBCT<sup>25,26</sup>. Por lo tanto, no puede asumirse que por el solo hecho de usar un

equipo CBCT los pacientes se exponen a menores dosis en comparación con MSCT.

Hay una amplia variación en dosis absorbida y efectiva, dependiendo de las características de cada equipo CBCT<sup>7,27</sup>. La tabla II muestra una compilación de múltiples estudios con un amplio rango de dosis efectivas, agrupados en dos tamaños de campos de visión (FOV del inglés *field of view*). Se encontró que las medianas estaban más cercanas a los valores más bajos de la tabla, lo que se ha interpretado como ciertos equipos producen dosis particularmente altas, lo que no sería apropiado del punto de vista de la protección radiológica<sup>7</sup>.

A manera de referencia, la dosis promedio mundial anual de fuentes naturales es 2,4 mSv, con amplias variaciones dependiendo de la ciudad evaluada<sup>28</sup>. No se encontró información respecto a este tipo de dosis en Chile.

Los pacientes pediátricos requieren especial consideración al decidir un examen CBCT. Su mayor expectativa de vida y mayor radiosensibilidad de sus órganos en desarrollo aumenta la posibilidad de aparición del daño<sup>13</sup>. Se han reportado dosis efectivas más altas en niños comparado con adolescentes en estudios de laboratorio con CBCT<sup>24</sup>.

Son varios los órganos radiosensibles en el territorio maxilofacial (Tabla I) los cuales pueden ser irradiados parcial o totalmente por el haz primario o la radiación dispersa. En adultos, la contribución más significativa a la dosis efectiva en CBCT son el grupo “resto de los tejidos” (32-37%), seguidos por la glándula tiroides y glándulas salivales con similares porcentajes (21-24%)<sup>29,30</sup>. En el caso de la población joven, además de estos órganos, la médula ósea adquiere importancia (14-18%) debido a su radiosensibilidad<sup>24</sup>.

La glándula tiroides requiere especial atención debido a su contribución importante a la dosis efectiva en los exámenes CBCT del territorio maxilofacial. Además, es posible proteger esta glándula durante exámenes dentales con rayos X reduciendo de esta manera las dosis. En los exámenes CBCT, la magnitud de la dosis para la tiroides depende de varios factores, tales como las dimensiones del FOV, la región de interés y el tamaño del paciente<sup>24, 29,31</sup>. El posicionamiento del paciente en el eje longitudinal es crítico, especialmente la transición desde el piso de la cavidad oral y el área de la tiroides. Se ha visto que pequeños cambios de posición pueden producir variaciones de hasta un 15% en la dosis para la tiroides<sup>30</sup>. En estudios de laboratorio con CBCT usando los mismos valores de exposición, se ha determinado que los niños pueden recibir una dosis de radiación más alta que los adolescentes. Esto puede deberse al tamaño menor de los pacientes más jóvenes y a la posición de la tiroides más

cercana al haz primario, lo que incluye una proporción glandular mayor<sup>24</sup>.

**Tabla I** Factores de ponderación de tejido ( $w_T$ ) para el cálculo de la dosis efectiva. Comparación de las recomendaciones ICRP 1990 y 2007.

Tejido	ICRP 60 (1990) $w_T$	ICRP 130 (2007) $w_T$
Médula ósea	0.12	0.12
Mama	0.05	0.12
Colon	0.12	0.12
Pulmón	0.12	0.12
Estómago	0.12	0.12
Vejiga	0.05	0.04
Esófago	0.05	0.04
Gónadas	0.20	0.08
Hígado	0.05	0.04
Tiroides	0.05	0.04
Superficie del hueso	0.01	0.01
Cerebro	Resto de los tejidos	0.01
Glándulas salivales	---	0.01
Piel	0.01	0.01
Resto de los tejidos	0.005*	0.12**
Total	100	1.00

\* Adrenales, cerebro, intestino grueso, intestino delgado, riñón, músculo, páncreas, bazo, timo, útero

\*\* Adrenales, región extra-torácica, vesícula, corazón, riñón, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, próstata, intestino delgado, bazo, timo, útero/cérvix  
Tejidos subrayados son total o parcialmente expuestos durante exámenes radiológicos maxilofaciales.

**Tabla II** Rango de dosis efectivas observado en varios estudios con diferentes equipos CBCT. Adaptado de documento de la Comisión Europea, 2012.

Campo de visión	Dosis efectiva (mSv)	Mediana
Dento-alveolar	0,01- 0,67	0,06
Cráneo-facial	0,3-1,07	0,09

## Principios de protección radiológica

Considerando los potenciales riesgos de la exposición a radiaciones ionizantes y teniendo en cuenta la LNT, las dosis en CBCT debieran ser una consideración permanente. Así, las dosis debieran ser lo más bajas posibles pero manteniendo a la vez una adecuada calidad diagnóstica<sup>7,32</sup>.

La ICRP ha formulado tres principios fundamentales de protección radiológica:

1) El **principio de justificación**, que implica producir más beneficio que daño al paciente. Este principio involucra la determinación de la necesidad de un examen con radiaciones ionizantes tanto a nivel general como particular para cada caso clínico. Por ejemplo, las radiografías

*bite-wing* se indican para detectar caries proximales, pero no estarían indicadas en pacientes con contactos proximales abiertos posteriores. En los hospitales del Reino Unido, esta responsabilidad recae en el radiólogo de acuerdo a sus regulaciones nacionales<sup>33</sup>, sin embargo en el resto de los casos, le corresponde a cada dentista. En Chile, ante la ausencia de una norma, tanto el clínico como el radiólogo serían responsables de la justificación de los exámenes radiológicos, por lo que la comunicación entre el clínico derivante y el radiólogo es de crucial importancia. Recientemente se han publicado guías basadas en la evidencia y recomendaciones de paneles de expertos de distintas especialidades, en las que se describe la contribución de la CBCT en implantología, endodoncia y otras aéreas clínicas<sup>7,34-37</sup>. Estos documentos pueden ser una ayuda importante en la justificación de exámenes CBCT. Existe un consenso en que no hay indicaciones de exámenes CBCT de rutina y que el examen e historia clínica de cada paciente son esenciales al momento de decidir su indicación<sup>7,38,39</sup>.

2) El **principio de optimización**, conocido como ALARA (del inglés *As Low As Reasonably Achievable*: tan bajo como sea razonablemente posible), involucra la obtención de imágenes de calidad diagnóstica con las dosis de radiación más bajas posibles. Varios factores influyen en las dosis, algunos de los que pueden ser modificados por el operador en ciertos equipos. Otros equipos no permiten su modificación, por lo que se debe seleccionar el equipo que mejor se ajuste a las necesidades de cada clínica al momento de su compra. Incluso un 10% de reducción de dosis se ha considerado como clínicamente relevante<sup>40</sup>. Otro aspecto a considerar son los niveles de dosis de referencia (DRL del inglés *dose reference levels*) recomendados por la ICRP<sup>41</sup>. Los DRL permiten monitorear y reducir dosis, y se establecen mediante la recolección de múltiples dosis de diferentes equipos para una indicación específica. Para determinar dosis inusualmente altas se recomienda el establecimiento del tercer cuartil. Aquellos casos que excedan el valor indicado por este cuartil debieran ser evaluados para establecer mecanismos de reducción de dosis<sup>42</sup>. Existen algunas experiencias en la determinación de DRL en Asia y Europa mediante el uso del producto dosis-área (DAP del inglés *dose-area product*) expresado en Gy.cm<sup>2</sup> (43-47). Existe un amplio rango en los valores de DAP que refleja la existencia de una variedad de equipos disponibles y escenarios clínicos estudiados. En Europa, si bien no se ha establecido una DRL debido a la falta de datos a gran escala, se ha establecido una "dosis alcanzable" de 250mGy.cm<sup>2</sup> como meta para exámenes CBCT para la planificación de implantes en la zona del primer maxilar superior en un paciente estándar adulto<sup>7</sup>.



3) El **principio de limitación de dosis**, que está focalizado en la exposición ocupacional y al público. Este principio establece un máximo de dosis para un periodo de tiempo. En Chile, estos valores están indicados en el Decreto N° 3 de 1985<sup>48</sup>. Este principio no aplica a los pacientes ya que en ciertos casos podría limitar el diagnóstico o reducir la efectividad del tratamiento propuesto<sup>13</sup>. Sin embargo, una apropiada justificación y optimización contribuyen a la limitación de dosis<sup>7</sup>. Debido al amplio rango de equipos CBCT, las dosis de radiación varían enormemente, por lo que medidas preventivas (plomado de la sala de CBCT, por ejemplo) puede que sean diferentes dependiendo del equipo. En el Reino Unido se han establecido una serie de factores a considerar al momento de evaluar una sala para CBCT. Entre ellas se considera la carga de trabajo ya que mientras mayor sea el número exámenes que se efectúen, mayores serán las dosis<sup>43</sup>.

La Asociación Europea de Radiología Oral y Maxilofacial ha establecido 20 principios que guían el uso del CBCT en odontología. En términos generales, éstos aplican los principios de protección radiológica descritos más arriba y hacen recomendaciones sobre entrenamiento y competencias para el diagnóstico de imágenes de CBCT<sup>39</sup>.

### Parámetros que influyen en las dosis de radiación

Debido a las características individuales de los diferentes equipos CBCT, se requiere de evaluaciones de los parámetros que influyen en las dosis para cada equipo e indicación, ya que resultados bajo ciertas condiciones puede que no sean comparables ante condiciones diferentes. Esto podría conducir a una mayor estandarización de las características de los equipos CBCT y a un adecuado balance entre dosis y calidad diagnóstica de las imágenes.

### Campo de visión (FOV)

Corresponde al área a ser escaneada que incluye la región de interés. Cada marca de equipos CBCT tiene diferentes tamaños de FOV. No existe una única clasificación de

FOV<sup>5,22,29,31</sup>, lo que dificulta la comparación entre equipos. Algunos equipos CBCT poseen un FOV único mientras otros tiene varias opciones, lo que permite escoger el que mejor se ajuste a cada indicación clínica. Mientras más grande es el FOV, mayores son las dosis para el paciente debido al aumento del volumen de tejido irradiado y el aumento de la radiación dispersa<sup>7,23</sup>. Se ha visto que una reducción en el tamaño del FOV disminuye las dosis (5-10%) incluso para los tejidos que permanecen en el haz primario. Esto posiblemente sea debido a la reducción de la radiación dispersa que también afecta a estos órganos<sup>49</sup>. Existe un consenso en que debiera seleccionarse el FOV más pequeño que incluya la región de interés<sup>7,38</sup>. De hecho se ha estimulado a los fabricantes a producir equipos capaces de evaluar pequeños volúmenes, idealmente de 4 cm de diámetro por 4 cm de alto<sup>50</sup>.

### Voltaje del tubo, corriente del tubo y tiempo de exposición.

Si bien que el voltaje del tubo (kV) es ligeramente inferior en CBCT en comparación con MSCT, la corriente del tubo (mA) es considerablemente menor (1-8mA en CBCT, 80-200mA en MSCT<sup>51</sup>). Algunos equipos tienen su kV y mA fijos, otros usan control automático de exposición (AEC del inglés *automatic exposure control*) dependiendo de las características del paciente, mientras otros permiten que el operador los pueda modificar. Valores más altos de exposición pueden producir imágenes con menor ruido y mejor resolución, sin embargo esto implica mayores dosis para el paciente<sup>22,51</sup>. Si bien el ajuste manual de estos factores es deseable, un operador poco experimentado podría tender a aumentarlos para obtener una mejor imagen, sobre-exponiendo así a los pacientes a radiaciones ionizantes<sup>52</sup>. Se ha visto que para distintas situaciones clínicas es posible ajustar el kV y mA, reduciendo dosis y manteniendo la calidad diagnóstica de las imágenes<sup>53,54</sup>. Un ejemplo de diferencias en calidad e imagen modificando kV y mA puede verse en la figura 1. Este tipo de ajustes debiera efectuarse con especial atención en la población joven.

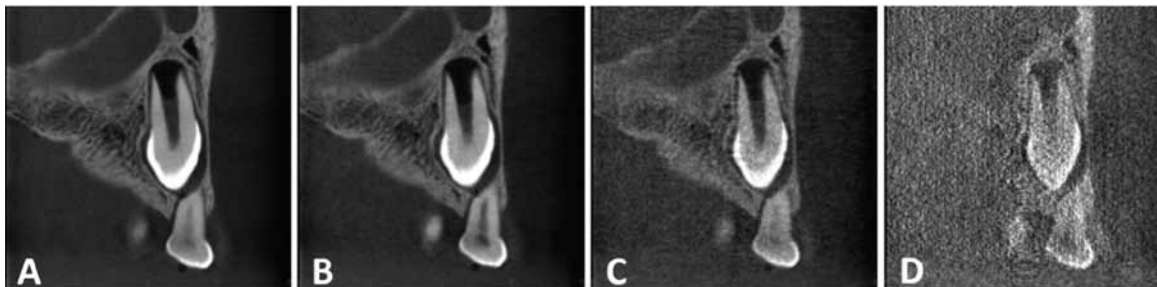


Figura 1: Variaciones en calidad de imagen cambiando kV y mAs. Imágenes del mismo cráneo de estudio. Campo de visión: 4x4cm. Equipo 3D Accuitemo 170 (Morita, Japón). A: 90kV, 8.0mA, 30.8s. B: 90kV 5.0mA, 17.5s. C: 80kV, 1mA, 17.5s. D: 80kV, 1.0mA, 5.4s. Se puede ver claramente que la imagen D no es suficiente para el diagnóstico clínico, sin embargo, la decisión no es tan fácil al evaluar las imágenes A, B y C. Las imágenes A y D son la de mejor y peor calidad respectivamente, obtenibles en este equipo CBCT. (s=segundos)

Sin embargo, no existe información publicada respecto de los valores de exposición para las diferentes indicaciones clínicas en este grupo etario.

Con respecto al kV, este factor controla la energía del haz de rayos, por lo que una disminución en el kV produce rayos X de menor energía, aumentando la dosis a la piel de los pacientes<sup>55</sup>. As su vez, un aumento del kV en conjunto con una disminución del mA puede reducir la dosis a la piel y la dosis efectiva<sup>56</sup> y reducir ciertos artefactos como los del endurecimiento del haz<sup>57</sup>. Sin embargo, mayores kV aumentan la radiación dispersa y empeoran el contraste<sup>16</sup>. Usualmente, cuando se busca optimizar las dosis mediante el incremento del kV, se reduce el mA, de otra manera el incremento por si solo del kV conduce a un aumento de la dosis. La reducción del kV es deseable en niños debido a que no requieren rayos X tan penetrantes.

La corriente del tubo (mA) determina la cantidad de electrones, por lo tanto con la cantidad de fotones de rayos X emitida por el tubo de rayos X y está asociado con el tiempo de exposición. Así, el mA se multiplica por el tiempo expresado en segundos(s). Si otros factores se mantienen constantes, la dosis es directamente proporcional al producto tiempo de exposición-corriente del tubo (mAs)<sup>58</sup>. Valores más altos de mA producen una mejor resolución espacial y más bajos niveles de ruido<sup>51,59</sup>, sin embargo implica mayores dosis. Se ha visto una reducción de dosis al disminuir el mA sin comprometer la calidad de imagen para planificación de implantes<sup>60</sup> y en la evaluación de los terceros molares inferiores<sup>61</sup>.

Algunos equipos CBCT poseen un haz de rayos X constante mientras en otros el haz es pulsado. El haz pulsado reduce significativamente la dosis para el paciente sin afectar la calidad de la imagen ya que estos equipos realizan la adquisición de las imágenes de manera intermitente. Por lo tanto, este exceso de radiación es innecesario y solo contribuye a aumentar la dosis para el paciente, ya que no es usada para la adquisición de nuevos datos<sup>5,22</sup>. Así, sería preferible el uso de equipos de radiación pulsada para efectos de protección radiológica.

### **Tamaño del vóxel**

El vóxel corresponde a la mínima unidad de volumen de un examen CBCT. Este tamaño puede variar desde 0,076 x 0,076mm hasta alrededor de 0,4 x 0,4mm en diámetro y altura respectivamente<sup>51</sup>. Un tamaño menor del vóxel se asocia a una mejor resolución espacial, lo que requiere de una mayor cantidad de radiación. Esto, para mantener constante la cantidad de fotones por vóxel<sup>53</sup>. Usualmente los vóxel más pequeños son usados en FOV pequeños, así, las dosis puede que no sean afectadas debido a esta colimación limitada. Algunas indicaciones clínicas

requieren de un vóxel pequeño, tales como la evaluación de fracturas radicales<sup>7</sup> y reabsorción radicular externa<sup>62</sup>. Se ha recomendado que cada vez que sea posible, se prefiera el tamaño de vóxel mas grande que permita un adecuado diagnóstico<sup>7</sup>. Es de particular importancia para el odontólogo estar consciente que al escoger la opción "alta resolución" para un examen CBCT, esta conlleva una más alta exposición a radiaciones al paciente.

### **Arco de rotación y número de proyecciones**

Durante un examen CBCT se produce una rotación sincronizada del tubo de rayos X y el detector en una única rotación alrededor de la cabeza del paciente. Durante esta rotación, cientos de imágenes secuenciales planas son adquiridas que luego permiten la generación de una imagen volumétrica. Cada modelo de CBCT usa su propio numero de proyecciones, variando de cientos hasta mil<sup>63</sup>. El número de proyecciones depende del tiempo de rotación (segundos), el número de imágenes adquiridas por segundo (*frame rate*) y del arco de rotación. Un mayor número de proyecciones se relaciona con una mejor resolución espacial, mejor contraste y reducción de artefactos metálicos. Sin embargo, esta opción requiere más tiempo para la ejecución del examen, reconstrucción primaria, y conduce a dosis más altas<sup>5</sup>. El arco de rotación es habitualmente 360°, pero algunos equipos permiten una rotación parcial de aproximadamente 180°. Esto puede reducir las dosis en alrededor de un 50% debido a la reducción del mAs. Sin embargo, una menor cantidad de datos puede producir imágenes más borrosas, con ruido<sup>64</sup>. Para ciertas indicaciones en endodoncia<sup>65-68</sup> y planificación de implantes<sup>54,69,70</sup> se ha reportado que una rotación parcial puede aportar una calidad de imagen diagnóstica suficiente. Se ha visto una precisión en mediciones lineales similar al compara rotación parcial versus total en un modelo animal<sup>68</sup>. El número de proyecciones puede reducirse significativamente en una rotación completa, sin alterar el rendimiento diagnóstico en reconstrucciones 3D<sup>71</sup> y evaluaciones pre implantes<sup>70</sup>.

### **Filtración**

La filtración del haz mejora la calidad de la imagen mediante la absorción de fotones de baja energía de rayos X<sup>72</sup>. Además, la filtración disminuye las dosis a la piel pero reduce el contraste<sup>23,73</sup>. Los filtros pueden ser de aluminio, cobre o una combinación de ambos<sup>4</sup>. Un filtro adicional de cobre puede reducir las dosis en un 14% sin afectar la calidad de imagen en un particular equipo<sup>49,53</sup>. Se ha reportado una reducción en dosis al añadir un filtro de aluminio e incrementar el kV<sup>57</sup>. Más estudios son necesarios para evaluar materiales y grosores de filtros en diferentes equipos<sup>7</sup>.

### **Detector digital**

Corresponde al área en la cual la imagen es capturada y formada. Básicamente existen dos tipos de detectores: los intensificadores de imagen (II) y los sensores de panel plano (FPD del inglés *flat panel sensors*). Los primeros usan un dispositivo de carga acoplada (CCD del inglés *charge-coupled device*) en combinación con los intensificadores de imagen (CCD/II). Éstos pueden producir distorsiones geométricas, introducir artefactos adicionales, y tener menor resolución espacial y más ruido<sup>74</sup>. Sin embargo, los intensificadores de imagen son menos caros que los FPD. Los FPD ofrecen una mejor resolución espacial, mejor contraste y menos artefactos. Se ha descrito que los intensificadores de imagen tiene una mayor sensibilidad a los rayos X y así un potencial para la reducción de dosis<sup>74</sup>. Sin embargo, algunos autores han señalado que los FPD son más sensibles<sup>5</sup>. No es fácil comparar este aspecto entre los distintos equipos CBCT debido a que la tecnología avanza constantemente y los fabricantes no muestran clara y detallada información al respecto. Sin embargo, independiente del tipo de receptor, se ha enfatizado la necesidad de la optimización de los sensores en términos de reducción de dosis. Esto debiera ser llevado a cabo con la colaboración de expertos en física médica<sup>7</sup>.

### **Equipos de protección personal**

Los pacientes pueden ser protegidos por dispositivos plomados u otro material equivalente. Con respecto al uso del protector tiroideo (PT) en CBCT, aun no hay consenso; mientras la Asociación Americana de la Tiroides ha recomendado su uso, la Academia Americana de Radiología Oral y Maxilofacial lo ha indicado "cuando sea apropiado"<sup>75</sup>. En el Reino Unido se ha señalado que el uso de PT depende del equipo y situación clínica<sup>76</sup> mientras que para el resto de Europa se ha sugerido el uso de PT recientemente CBCT cuando la tiroides este cerca del haz primario. Sin embargo se ha recalado la necesidad de mas investigación en esta área<sup>7</sup>. Se ha evidenciado reducciones de dosis al usar PT en modelos experimentales adultos<sup>31,77-79</sup>. A pesar de no existir evidencia publicada en modelos infantiles, datos preliminares muestran que al usar un FOV grande en niños, la protección tiroidea estaría recomendada<sup>80</sup>. Se ha observado que un correcto ajuste del PT es relevante para una significativa reducción en las dosis<sup>31</sup>. Además, la protección de la región posterior del cuello no sería necesaria, ya que no produciría una significativa reducción de dosis adicional<sup>78</sup>. No existen estudios sobre reducción de dosis en niños al usar FOV pequeños, sin embargo puede que la colimación sea suficiente para la reducción de dosis. Se requiere que el PT no interfiera con el haz primario para evitar la producción de artefactos<sup>76</sup>. De hecho es posible producir un aumento en las dosis al usar control automático

de exposición (AEC del inglés *automatic exposure control*) en exámenes de cuello con tomografía computarizada<sup>81</sup>. Esto se ha visto en exámenes de tiroides con un PT sobre ella, es decir, interpuesto en el haz primario. En el caso del CBCT en odontología, puede que una pequeña porción del PT quede expuesto al haz primario. Así, puede que no se produzcan aumentos de dosis por interposición del PT debido al AEC, aunque no se encontró publicaciones al respecto.

En relación con la protección ocular, se han reportado reducciones de dosis para el cristalino en CBCT de uso odontológico<sup>79,82</sup>. El riesgo para el cristalino son las cataratas, que corresponden a un efecto determinístico cuyo umbral para su generación está muy lejos del las dosis usadas en CBCT, por lo que estos resultados no tendrían mayor impacto<sup>22</sup>. Por lo tanto, la protección ocular estaría indicada más bien para el personal ocupacionalmente expuesto en radiología intervencionista<sup>83</sup>.

Con respecto a los delantales plomados, no existe evidencia que justifique su uso rutinario para exámenes CBCT, al igual que para el resto de los exámenes radiográficos odontológicos<sup>7</sup>. En Chile, el uso de delantal plomado con protector tiroideo es recomendado para radiografías intraorales. No existen recomendaciones con respecto al CBCT en Chile, debido a que al momento de publicación del Manual de Protección Radiológica en Radiología Dento-máxilo-facial<sup>84</sup>, esta tecnología era de muy reciente introducción en Chile.

### **Dispositivos de posicionamiento e inmovilización del paciente**

Estos ayudan a ubicar correctamente la región de interés, reduciendo así los riesgos de movimiento y por lo tanto la necesidad de repetir exámenes por esta causa<sup>16</sup>. Entre ellos se incluyen el láser posicionador, apoyo para el mentón y bandas alrededor de la cabeza.

Los artefactos por movimientos pueden hacer borrosa la imagen disminuyendo su calidad diagnóstica. Estos artefactos se han observado principalmente en menores de 16 y mayores de 65 años<sup>85</sup>. Se ha sugerido la posición supina como la mejor para la reducción de riesgo de movimiento del paciente<sup>86</sup>.

### **Conclusiones**

Tanto el clínico como el radiólogo debieran estar conscientes de los riesgos de las radiaciones ionizantes y de los principios de protección radiológica. Esto para mantener las dosis tan bajas como sea posible e informar a los pacientes cada vez que se requiera.

Una serie de factores técnicos debieran tomarse en cuenta, tanto al momento de la compra de un equipo CBCT como

al indicar o realizar uno de estos exámenes. Idealmente, los parámetros de exposición debieran ajustarse para cada paciente, balanceando riesgos y beneficios de la exposición a radiaciones ionizantes, con especial atención en la población joven.

La comunicación entre el clínico y el radiólogo tiene un rol fundamental en el cumplimiento de los principios de protección radiológica, permitiendo ajustar las necesidades y expectativas clínicas con el rendimiento diagnóstico de los equipos CBCT.

## Bibliografía

1. Arai Y, Tammsalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245-248
2. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558-1564
3. Briner A, Urzúa R. Cone beam: Sistema accuítomo 3DX, Morita. *Anu Soc Radiol Oral Máxilo Facial de Chile* 2007;10:51-55
4. De Vos W, Casselman J, Swennen J. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:609-625
5. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008;52:707-730
6. Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H et al. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;114:127-135
7. European Commission. Radiation protection n° 172: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines. 2012. Disponible en [http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation\\_protection/doc/publication/172.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/172.pdf) [Consultado el 20 de Mayo de 2013].
8. Larson BE. Cone-beam computed tomography is the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:402-411
9. U.S. Department of Health and Human Services. Report on carcinogens. (11th edn). Public Health Service, National Toxicology Program, 2005.
10. El Mercurio. Estudio detecta que radiografías dentales repetidas aumentarían propensión a tumores cerebrales. 2012. Disponible en <http://www.emol.com/noticias/tecnologia/2012/04/10/534966/estudio-detecta-que-radiografias-dentales-podrian-aumentar-propension-a-tumores-cerebrales.html> [Consultado el 20 de Mayo de 2013].
11. Paula. Radiografías dentales y cancer se tiroides. 2012. Disponible en <http://www.Paula.cl/tendencia/radiografias-dentales-y-cancer-de-tiroides/> [Consultado el 20 de Mayo de 2013].
12. White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology. Principles and Interpretation*. (5th edn). Mosby: St Louis, 2004
13. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann ICRP* 2007;37:1-332
14. Cardis E, Vrijheid M, Blettner M, Gilbert E, Hakama M, Hill C et al. Risk of cancer after low doses of ionising radiation: Retrospective cohort study in 15 countries. *Br Med J* 2005;331:77-80
15. Documents of the NRPB. National Radiological Protection Board statement on diagnostic medical exposures to ionising radiation during pregnancy and estimates of late radiation risks to the UK population 1993;4
16. Drage N, Carmichael F, Brown J. Radiation protection: Protection of patients undergoing cone beam computed tomography examinations. *Dent Update* 2010;37:542-548
17. Brenner DJ. Extrapolating radiation-induced cancer risks from low doses to very low doses. *Health Phys* 2009;97:505-509
18. Horn-Ross PL, Ljung B-M, Morrow M. Environmental factors and the risk of salivary gland cancer. *Epidemiology* 1997;8:414-419
19. Memon A, Godward S, Williams D, Siddique I, Al-Saleh K. Dental X-rays and the risk of thyroid cancer: A case-control study. *Acta Oncol* 2010;49:447-453
20. Claus EB, Calvocressi L, Bondy ML, Schildkraut JM, Wiemels JL, Wrensch M. Dental X-rays and risk of meningioma. *Cancer* 2012;118:4530-4537
21. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann ICRP* 1990;21
22. Ludlow JB. Dose and risk in dental diagnostic imaging: With emphasis on dosimetry of CBCT. *Korean J Oral Maxillofacial Radiol* 2009;39:175-184
23. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 2009;82:35-40
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. Rustemeyer P, Struebuhr U, Suttmoeller J. Low-dose dental computed tomography: Significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiol* 2004;45:847-853
26. Ballanti F, Lione R, Fiaschetti V, Fanucci E, Cozza P. Low-dose CT protocol for orthodontic diagnosis. *Eur J Paediatr Dent* 2008;9:65-70
27. Lorenzoni DC, Bolognese A, Garib DG, Guedes FR, Sant'Anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: Aspects related to radiation dose. *Int J Dent* 2012;813768
28. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2008 Report Vol I: Sources and effects of ionizing radiation. Disponible en [http://www.unscear.org/docs/reports/2008/09-86753\\_Report\\_2008\\_GA\\_Report\\_corr2.pdf](http://www.unscear.org/docs/reports/2008/09-86753_Report_2008_GA_Report_corr2.pdf) [Consultado el 20 de Mayo de 2013].
29. 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
30. Koivisto J, Kiljunen T, Tapiovaara M, Wolff J, Kortensniemi 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;114:393-400
31. Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X. Thyroid shields for radiation dose reduction during cone beam computed tomography scanning for different oral and maxillofacial regions. *Eur J Radiol* 2012; 81:e376- 380
32. Farman AG. ALARA still applies [editorial]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100:395-397
33. Department of Health. The ionising radiation (medical exposure) regulations. Statutory instruments 2000 No 1059. London: HMSO, 2000
34. AAE/AOMR. Use of cone-beam computed tomography in endodontics joint position statement of the American Association of Endodontists



- and the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;111:234-237
35. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:630-637
  36. Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI et al. E.A.O. Guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:1243-1253
  37. Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An C-H, Resnik R, Reardon GT et al. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: The International Congress of Oral Implantologists Consensus Report. *Implant Dent* 2012;21:78-86
  38. The American Dental Association Council on Scientific Affairs. The use of cone-beam computed tomography in dentistry. An advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *J Am Dent Assoc* 2012;143:899-902
  39. Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E. Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: Consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:187-195
  40. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical reports series n°. 457. IAEA 2007. Disponible en [http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs457\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs457_web.pdf) [Consultado el 20 de Mayo de 2013].
  41. International Commission on Radiological Protection. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Ann ICRP 1996;2
  42. Wall BF. Implementation of DRLs in the UK. *Radiat Prot Dosimetry* 2005;114:183-187
  43. Holroyd JR, Walker A. Recommendations for the design of X-ray facilities and the quality assurance of dental cone beam CT(computed tomography) systems. A report of the HPA working party on dental cone beam CT. 2010. HPA-RPD-065
  44. Lawinski C, Kazantzis M, Cole J, Clinch P, Mackenzie A. Evaluation report. Dental cone beam computed tomography (CBCT) systems. 2010. CEP 10048. NHS Purchasing and Supply Agency. Centre for Evidence-based Purchasing.
  45. Helmrot E, Thilander-Klang A. Methods for monitoring patient dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139:303-305
  46. Han S, Lee B, Shin G, Choi J, Kim J, Park C et al. Dose area product measurement for diagnostic reference levels and analysis of patient dose in dental radiography. *Radiat Prot Dosimetry* 2012;150:523-531
  47. Endo A, Katoh T, Vasudeva SB, Kobayashi I, Okano T. A preliminary study to determine the diagnostic reference level using dose-area product for limited-area cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42:20120097
  48. Ministerio de Salud. Chile. Decreto ley no 3. Aprueba reglamento de proteccion radiológica de instalaciones radiactivas. 1985.
  49. Palomo JM, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:773-782
  50. Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ et al. Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:590-597
  51. Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Busa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region - an update. *Int J Med Robot* 2009;5:366-380
  52. 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
  53. Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:317-327
  54. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol* 2011;80:483-488
  55. Horner K. Review article: Radiation protection in dental radiology. *Br J Radiol* 1994;67:1041-1049
  56. Geijer H, Norrman E, Persliden J. Optimizing the tube potential for lumbar spine radiography with a flat-panel digital detector. *Br J Radiol* 2009;82:62-68
  57. Ludlow JB. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: Effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:115-122
  58. International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation protection in paediatric radiology. Safety reports series n°. 71. 2012. Disponible en [http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1543\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1543_web.pdf) [Consultado el 20 de Mayo de 2013].
  59. Palomo JM, Subramanyan K, Hans M. Influence of mA settings and a copper filter in CBCT image resolution. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2006;1:391-393
  60. Sur J, Seki K, Koizumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:e29-33
  61. Neves FS, Souza TdC, de-Azevedo-Vaz SL, Campos PSF, Bóscolo FN. Influence of cone-beam computed tomography milliamperage settings on image quality of the mandibular third molar region. *Oral Radiol* 2013 (en prensa).
  62. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *J Endod* 2009;35:233-235
  63. Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann D, Dranischnikow E, Schwanecke U et al. Artifacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:265-273
  64. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75-80
  65. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J* 2011;44:136-147
  66. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360° scans versus 180° scans. *Int Endod J* 2011;44:1118-1127
  67. Hassan B, Payam J, Juyanda B, van der Stelt P, Wesselink P. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:645-648
  68. Hashem D, Brown JE, Patel S, Mannocci F, Donaldson AN, Watson TF et al. An in vitro comparison of the accuracy of measurements obtained from high- and low-resolution cone-beam computed tomography scans. *J Endod* 2013;39:394-397
  69. Dawood A, Brown J, Sauret-Jackson V, Purkayastha S. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol* 2012 41:70-74
  70. Al-Ekrish AA. Effect of exposure time on the accuracy and reliability of cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions in dry skulls. *Saudi Dent J* 2012;24:127-134
  71. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod* 2009;79:150-157
  72. Gupta R, Grasruck M, Suess C, Bartling SH, Schmidt B, Stierstorfer K et al. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: Fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur Radiol* 2006; 16:1191-1205

73. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K et al. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:79-85
74. Kalender WA, Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol* 2007;17:2767-2779
75. Carter L, Geist J, Scarfe WC, Angelopoulos C, Nair MK, Hildebolt CF et al. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:561-562
76. HPA working party on dental cone beam CT equipment. *Guidance on the safe use of dental cone beam CT (computed tomography) equipment*. 2010. HPA-CRCE-010. Disponible en [http://www.hpa.org.uk/webc/HPAwebFile/HPAweb\\_C/1287143862981](http://www.hpa.org.uk/webc/HPAwebFile/HPAweb_C/1287143862981) [Consultado el 20 de Mayo de 2013].
77. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakos CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT. *Eur J Radiol* 2005;56:413-417
78. Qu X, Li G, Sanderink G, Zhang Z, Ma X. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:371-378
79. Goren A, Prins R, Dauer L, Quinn B, Al-Najjar A, Faber R et al. Effect of leaded glasses and thyroid shielding on CBCT radiation dose in an adult female phantom. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42:20120260
80. Hidalgo A, Theodorakou C, Horner K. Eficacia del collar tiroideo en CBCT en niños. Estudio de laboratorio. IX Congreso Latinoamericano de Radiología Dento Maxilofacial. Lima, Perú, 2012.
81. Leswick DA, Hunt MM, Webster ST, Fladeland DA. Thyroid shields versus z-axis automatic tube current modulation for dose reduction at neck CT. *Radiology* 2008;249:572-580
82. Prins R, Dauer 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
83. Rehani MM, Vano E, Ciraj-Bjelac O, Kleiman NJ. Radiation and cataract. *Radiat Prot Dosimetry* 2011;147:300-304
84. Delgado O, Fernández O, Leyton F, Rodríguez AM, Tagle S. Manual de protección radiológica y de buenas prácticas en radiología dento-máxilo-facial. Ministerio de Salud. Instituto de Salud Pública, 2008.
85. Donaldson K, O'Connor S, Heath N. Dental cone beam CT image quality possibly reduced by patient movement. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42:91866873
86. Bontempi M, Bettuzi M, Casali F, Pasini A, Rossi A, Ariu M. Relevance of head motion in dental cone-beam CT scanner images depending on patient positioning. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2008;3:249-255

## ASTRA y HD mejoran aún mas las imágenes de nuestros equipos ORTHOPHOS XG y XG3D



### Las ventajas más importantes:

- Campo de visión 3D: 8 x 8 cm (Ø x altura). 160 µm
- Campo de visión 3D HD: 5x5,5cm (Ø x altura). 100µm
- Imágenes 2D con algoritmo ASTRA .
- Cambio automático entre los sensores 2D y 3D, sin riesgo de caída de sensor.
- Con 5 años de garantía para el tubo de rayos X y los sensores. Con software SIDEXIS XG, libre de licencias.
- El software Galileo IMPLANT le permite hacer planificación de implantes y puede combinarse con CEREC

**Siromax**

Siromax Ltda.,  
Estoril 50 Of.904, Las Condes, Santiago  
Fono Ventas: +56-2-236 99 578  
E-mail Ventas: [sirona.ventas@siromax.cl](mailto:sirona.ventas@siromax.cl)