



UNIVERSIDAD  
**Finis Terrae**  
VINCE IN BONO MALUM

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE DOSIS EQUIVALENTE DE  
RADIACIÓN RECIBIDA, UTILIZANDO CONE BEAM CON  
DIFERENTES CAMPOS DE VISIÓN (FIELD OF VIEW )**

JAVIERA GRANDON JIMÉNEZ

Memoria presentada a la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae  
para optar al título de Cirujano Dentista

Director guía de investigación: Dra. Carmen Lucía Guzmán Zuluaga.  
Profesor Guía: Dra. Carolina Contreras Escobar.

Santiago, Chile

2014

# ÍNDICE

Introducción.....	
CAPITULO 1: MARCO TEORICO	
1.1 Estudio Imagenológico Computarizado de los maxilares.....	
1.2 Tomografía Computarizada (CT).....	
1.3 Tomografía Computarizada Cone Beam (CBCT).....	
1.4 Radiación.....	
1.5 Radiación ionizante.....	
- Interacción básica de las radiaciones ionizantes con la materia.....	
1.6 Riesgo de radiación ionizante; Principios de protección radiológica.....	
- Objetivo de la protección radiológica.....	
- Límites de dosis para TOE recomendados por la ICRP n° 60/90 y recientemente por la ICRP n° 103/2009.....	
- Principales medidas de protección radiológica operacional.....	
1.7 Efectos Biológicos por radiaciones ionizante.....	
1.8 Dosis de radiación ionizante.....	
1.9 Dosis órgano y dosis efectiva en CBCT en odontología.....	
1.10 Parámetros que influyen en las dosis de radiación.....	
- Campo de visión (FOV).....	
- Voltaje del tubo, corriente del tubo y tiempo de exposición.....	
- Tamaño del vóxel.....	
- Arco de rotación y número de proyecciones.....	
- Filtración.....	

- Detector digital.....
- Equipos de protección personal.....
- Dispositivos de posicionamiento e inmovilización de pacientes.....
- 1.11 Dosimetría.....
- Vigilancia radiológica.....
- Dosimetría personal externa.....
- Tipos de dosímetros personales para irradiación externa.....
- ¿Cuántos y dónde se debe usar el o los dosímetros personales?.....
- Características y cuidados generales en el uso del dosímetro personal.....
- Resumen de los objetivos principales de la dosimetría personal externa de los trabajadores ocupacionalmente expuestos.....
- Dosímetro de termoluminiscencia (TLD).....
- Ventajas y desventajas de los TLD.....
- Materiales termoluminiscentes.....

## CAPITULO 2: HIPOTESIS Y OBJETIVOS

- 2.1 Problema.....
- 2.2 Hipótesis.....
- 2.3 Objetivo General.....
- 2.4 Objetivo Específico.....

## CAPITULO 3: MATERIALES Y METODOS

3.1 Selección de muestra.....	
3.2 Confeccion de fantoma antropomorfo.....	
- Materiales.....	
- Metodo.....	
3.2 Medicion de dosis de radiación CBCT Sirona®.....	
- Parametros de estudio.....	

## CAPITULO 4: RESULTADOS

4.1 Resultados.....	
Discusión.....	
Conclusiones.....	
Bibliografía.....	
Anexo.....	
Resumen.....	

## INTRODUCCIÓN

El hombre siempre ha estado expuesto a las radiaciones ionizantes proveniente del fondo natural radiactivo (radiación cósmica, radionucleídos cosmogénicos, radionucleídos primordiales); a esto hay que sumarle la exposición por la creciente incorporación, desde finales del siglo XIX, de un gran número de fuentes artificiales en las diferentes actividades del ser humano, principalmente en el sector de la Medicina, especialmente en el área del radiodiagnóstico médico. La radiología medica es la rama de la medicina que estudia los usos y efectos, diagnósticos y terapéuticos, de las radiaciones ionizantes. Es decir de los rayos X o bien de las radiaciones emitidas por elementos radiactivos naturales o por radioisótopos <sup>(1,2)</sup>.

Con la evolución de los equipos de radiodiagnóstico y la masificación de los estudios radiográficos en el último tiempo, las dosis colectivas de radiación atribuibles al radiodiagnóstico dental, se han incrementado considerablemente.

De aquí la importancia de poder cuantificar el impacto, en términos de dosis, que provocan los distintos métodos de radiodiagnóstico en estudio.

Entre las tecnologías de radiodiagnóstico introducidas recientemente, se encuentra la tomografía computarizada de haz cónico *Cone-Beam* (CBCT). Este método de diagnóstico consiste básicamente en un generador de rayos X diafragmado en forma cónica que adquiere el volumen de la zona a radiografiar y mediante un software se procesa y se obtienen imágenes de alta resolución, las cuales permiten la reconstitución tridimensional del área explorada, con alto nivel de detalle. Además, la resolución de la imagen es isotrópica (igual en las tres dimensiones del espacio) y no presenta distorsión ni magnificación, aportando imágenes en autentico tamaño real. El haz de rayos es de forma cónica y obtiene un volumen de datos cilíndricos, esféricos o cúbicos descritos como field of view (FOV). El tamaño del FOV es variable. Algunos CBCT de gran volumen son

capaces de capturar el esqueleto maxilofacial completo, mientras que algunos CBCT permiten ajustar la altura y el diámetro del FOV cilíndrico para capturar solo una zona <sup>(3)</sup>.

La dosis equivalente de los CBCT varían en función del FOV. Existen diferentes estudios realizados en UK y USA que comparan las distintas dosis sectoriales, donde concluyen que aquellos escáneres de volumen limitado, que son específicamente diseñados para capturar información de una zona pequeña de maxilar o mandíbula, liberan una dosis equivalente menor, ya que la zona irradiada es menor versus aquellos escáneres que capturan una imagen completa. Autores como Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I realizaron un estudio comparativo donde demuestran que la reducción de la dosis equivalente se observa con la reducción en el tamaño del campo, mA y Kv, el haz pulsado y/o el haz continuo, cantidad, tipo y forma de la filtración del haz, el número de imágenes adquiridas, el grado de rotación y la limitación del campo visual<sup>(4)</sup>.

La dosis equivalente es considerablemente mayor que una radiografía convencional y considerablemente menor para un tomógrafo computarizado CT. Sin embargo otros estudios realizados en USA dicen que aquellos tomógrafos computados de volumen limitado la dosis equivalente puede ser casi tan baja como una radiografía panorámica <sup>(5,6)</sup>. En Chile estas comparaciones no han sido comprobadas mediante estudios experimentales.

Es por esto que en esta Tesis compararemos las dosis equivalente de radiación ionizante recibidas por pacientes sometidos a estudios radiográficos, utilizando Cone Beam sectoriales, uni-maxilares, bi-maxilares y craneo completo. Se medirán las dosis equivalente en organos radiosensibles empleando un fantoma antropomorfo de cráneo y dosímetros termoluminiscentes (TLD).

## MARCO TEÓRICO

### ESTUDIO IMAGENOLÓGICO COMPUTARIZADO DE LOS MAXILARES

Los métodos convencionales de exploración radiográfica muestran la silueta ósea en un solo plano, además de la superposición de todas las otras estructuras de la placa radiográfica, lo que impide determinar claramente grosor, densidad y detalle óseo fino <sup>(7)</sup>.

Al analizar radiografías con proyecciones en diferentes planos, nos podemos hacer una idea aproximada de la composición tridimensional de una zona anatómica dada. Existen casos en los cuales son necesarios exámenes de mayor complejidad para evidenciar en forma clara y precisa la forma del tejido óseo remanente <sup>(7)</sup>.

Estas falencias se suplieron en gran parte con los procedimientos de tomografía computarizada (CT) y con la tomografía computarizada *Cone Beam* CBCT <sup>(8)</sup>.

## TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (CT)

El ingeniero inglés Geoffrey Hounsfield junto con Allen Cormack, desarrollaron El primer sistema de Tomografía Computarizada (CT) para la aplicación clínica en el año 1972 <sup>(8)</sup>.

La tomografía computarizada (CT) es un tipo de examen al alcance del radiólogo maxilofacial, que permite realizar cortes del cuerpo a estudiar. Estos cortes permiten reproducir estructuras prácticamente libres de superposiciones <sup>(9)</sup>.

La tomografía computarizada (CT) utiliza un equipo de rayos X del tipo tomógrafo, reemplazándose la placa radiográfica por una serie de detectores, los cuales transmiten la información a un computador, que traduce la información captada por los detectores, formando una imagen que se puede estudiar en los 3 planos del espacio <sup>(9)</sup>.



*Figura 1*

*Tomógrafo Computado Multicorte*

*Fuente: Miracle A, Mukherjia S. 2012 Computed Tomography  
CT of the Head and Neck, part I: Physical Principles.*

La radiación emitida por un CT, al atravesar un determinado cuerpo, pierde energía llegando con menor intensidad a una placa receptora o a un conjunto de receptores, esto se debe a la atenuación o absorción de la radiación producida por el cuerpo examinado, este cuerpo está compuesto de diferentes elementos celulares los cuales componen los diferentes órganos del cuerpo humano y tienen a su vez diferentes rangos de absorción y atenuación de la radiación <sup>(10)</sup>.

La tomografía computarizada (CT) es una de las técnicas de diagnóstico por imágenes más importantes en estudio de planificación de implantes debido a que permite cuantificar en forma multiplanar la altura y el espesor del hueso alveolar y la localización de estructuras anatómicas críticas de los maxilares, como el piso de fosas nasales y senos maxilares, en el maxilar y del agujero mentoniano y conducto dentario inferior en la mandíbula. Además esta técnica puede ser utilizada para controles post-implantes (por la ausencia de artefactos), localización de dientes incluidos y cuerpos extraños, delimitación de lesiones quísticas o tumorales en sentido buco-linguales. También nos permite hacer tomografías para senos maxilares además de cortes laterales y frontales de la articulación temporomandibular <sup>(9)</sup>.

## TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE BEAM (CBCT)

La tomografía computarizada *Cone Beam* CBCT en odontología es de uso relativamente reciente, siendo introducida a fines de la década de 1990<sup>(11,12)</sup>, comenzando su uso en Chile el 2006<sup>(13)</sup>. Esta técnica se ha popularizado rápidamente, lo que se refleja en el constante incremento del número de publicaciones<sup>(14)</sup>. Los equipos CBCT ocupan espacios físicos menores que los tomógrafos computarizados (CT) y permiten obtener imágenes diagnósticas de alta calidad óptica y dimensional, especialmente para estructuras óseas y dentarias<sup>(15)</sup>.

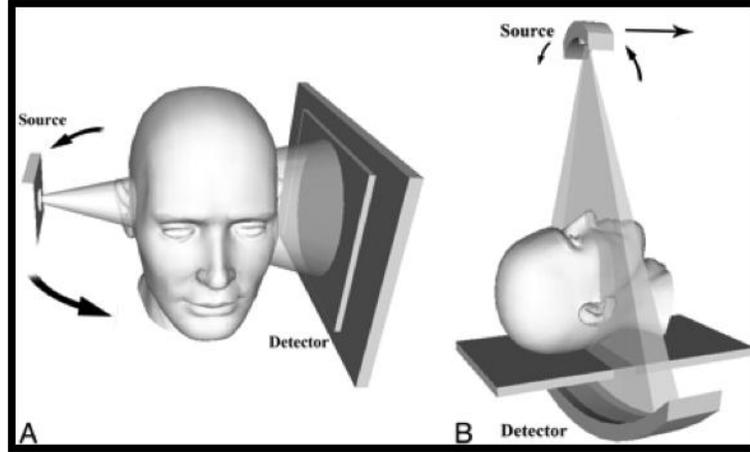


*Figura 2*

### *Tomógrafo Computado Cone Beam (CBCT)*

*Fuente: Miracle A, Mukherjia S. 2012 Conebeam CT of the Head and Neck, part 1: Physical Principles.*

La diferencia clave entre el CT Multicorte y CT *Cone Beam*, radica en la forma del haz de rayos X: donde en los dispositivos CT Multicorte presentan forma de abanico y en el CT *Cone Beam* el haz de rayos presenta una forma cónica<sup>(16)</sup> (*figura 3*).



*Figura 3*

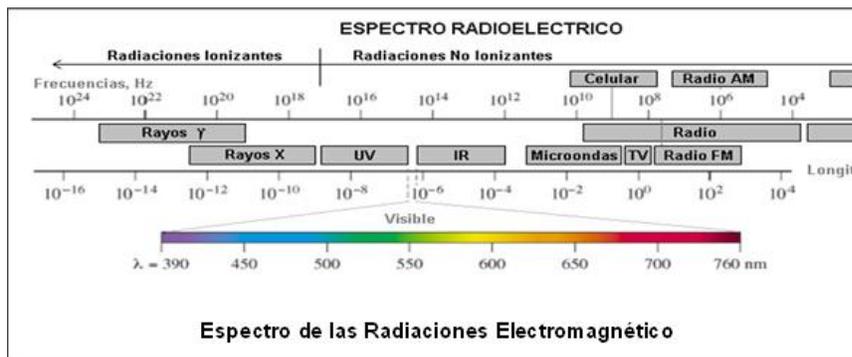
*A) Esquema Haz de rayos X cónico, CBCT Cone Beam. B) Esquema Haz de rayos X en forma de abanico ( CT Multicorte).*

*Fuente: Miracle A, Mukherjia S. 2012 Conebeam CT of the Head and Neck, part 1: Physical Principles.*

Uno de los principales puntos fuertes de la tecnología *Cone Beam* respecto a la Tomografía Computada (CT) es la baja dosis aplicada durante los exámenes. Según el principio ALARA (As Low As Reasonable Possible) la exposición a los rayos X debe reflejar el mejor balance entre riesgo y beneficio para el paciente. Los valores de dosis que figuran en la literatura para varios dispositivos *Cone Beam* en el mercado son hasta 30 veces inferiores a aquellos de un examen CT (16).

## RADIACIÓN

La palabra radiación se utiliza frecuentemente para referirse a las ondas electromagnéticas. En dependencia de la frecuencia y longitud de onda, estas se clasifican en el siguiente esquema <sup>(17)</sup> (figura 4):



*Figura 4*  
*Espectro de radiaciones electromagnéticas y propiedades principales* <sup>(17)</sup>

De todas las radiaciones anteriores, aquellas con suficiente energía para producir ionización en los átomos con los que interactúan, son los Rx y Gamma (R $\gamma$ ), estas se denominan **radiaciones ionizantes** y aquellas que no producen este fenómeno, son denominadas **radiaciones no ionizantes**, por ejemplo, microondas y radiofrecuencias <sup>(17)</sup>.

No obstante a lo anterior, también se denominan radiaciones ionizantes a las partículas que emiten algunos núcleos inestables, como son las partículas alfa ( $\alpha$ ), Beta ( $\beta$ ) y neutrones, dado que cuando interactúan con la materia, son capaces de producir ionización <sup>(17)</sup>.

## RADIACIÓN IONIZANTE

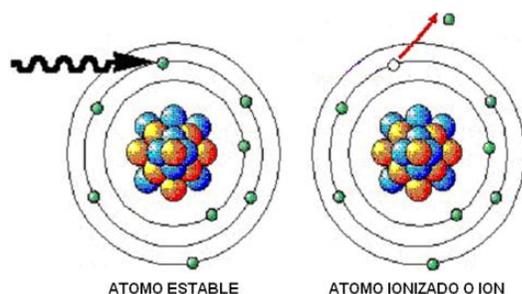
Las radiaciones ionizantes son aquellas radiaciones con suficiente energía capaces de causar ionización en los átomos de la materia con la que interactúa. Estos pueden “arrancar” un electrón del átomo y cuando este queda con exceso de carga negativa o positiva se dice que se ha convertido en un ion. De acuerdo a lo anterior, son radiaciones ionizantes<sup>(18)</sup>:

- Las radiaciones electromagnéticas: Rayos X y Radiaciones Gamma
- Las partículas de naturaleza corpuscular: Alfa, Beta y Neutrones

### INTERACCIÓN BÁSICA DE LAS RADIACIONES IONIZANTES CON LA MATERIA.

La interacción de las radiaciones ionizantes puede ser de dos formas:

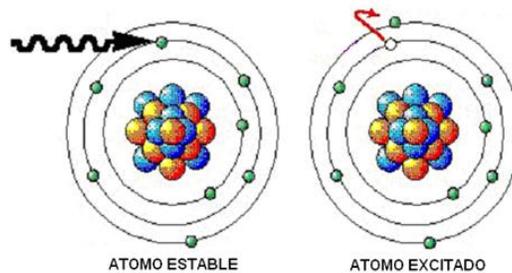
- A. **Mediante el proceso de ionización**: Es decir la creación de iones positivos o negativos<sup>(18)</sup> (figura 5).



*Figura 5*

*Fenomeno de Ionización<sup>(18)</sup>*

- B. **Mediante la excitación de la estructura electrónica del átomo**: Consiste cuando un electrón salta a una órbita o nivel de energía superior, para después volver a su órbita original emitiendo energía en este proceso <sup>(18)</sup> (figura 6).



*Figura 6*

*Fenómeno de excitación<sup>(18)</sup>*

Las fuentes generadoras de radiaciones ionizantes pueden ser<sup>(18)</sup>:

- A. **Fuentes naturales**: como por ejemplo, la radiación cósmica y la radiación proveniente de elementos radiactivos naturales presentes en el suelo, en las rocas y materiales para la construcción, en el agua, alimentos, etc.
- B. **Fuentes artificiales**: Son las producidas por los equipos de Rayos X, de diagnóstico, radioterapia, de uso industrial, en las centrales nucleares, sustancias radiactivas artificiales, etc.

Por otro lado existe un proceso nuclear donde ocurre la emisión de radiaciones ionizantes, a este proceso se le denomina radiactividad. Hay sustancias o elementos radiactivos naturales o artificiales, los cuales están sujetos a desintegraciones espontáneas hasta lograr la estabilización de sus átomos, emitiendo radiaciones ionizantes durante todo este proceso, el cuál puede ser de días como es el caso del Yodo-131 (8 días) o de años como el del Cesio-137 (30 años) <sup>(18)</sup>.

## RIESGO DE RADIACIÓN IONIZANTE; PRINCIPIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Las radiaciones ionizantes(R.I) forman parte de nuestro entorno; el hombre siempre ha estado expuesto a ellas por un fondo natural existente, conformado por las radiaciones cósmicas y algunos elementos radiactivos presentes en la naturaleza por ejemplo el  $U^{238}$  ,  $K^{40}$  ,  $Rn^{222}$ . El nivel de dosis que se estima por esta exposición es de 1 a 3 mSv al año por persona, no obstante y en gran medida por la característica de estas radiaciones de no ser detectadas por los órganos sensoriales, no fueron descubiertas hasta finales del siglo XIX, entre otros, por Roentger quien en 1895 descubrió los rayos X y por los esposos Curie quienes en 1898, descubrieron y definieron la radioactividad. Desde entonces, a esta exposición de las personas a fuentes naturales, se le añade la creciente exposición procedente de fuentes artificiales del quehacer humano; Dentro de éstas, el sector de la medicina representa el mayor contribuidor, estimándose que alrededor del 90% de esta exposición se debe al uso con fines médicos, diagnósticos y terapéuticos <sup>(19,20)</sup>.

Por otra parte, los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes se conocieron desde el mismo momento en que estas fueron descubiertas, las que se comprobaron más tarde en estudios efectuados en poblaciones expuestas, por ejemplo luego de los accidentes de Chernobyl en Ucrania en 1986, el de Goiania en Brasil en 1987 y el de Fukuhima en Japón en el 2011; de igual manera por las múltiples investigaciones y estudios realizados en personas que han estado sobreexpuestas en otros accidentes, así como por los resultados obtenidos en complejas investigaciones realizados a nivel de laboratorio <sup>(10,20)</sup>.

Como es conocido, la mayoría de las decisiones sobre las actividades humanas están basadas en un sistema de balance entre beneficio versus riesgo, costos e inconvenientes, las que conducen que tal o cual línea de conducta u

acción de una práctica se realice con un beneficio neto para las personas o la sociedad. Por tal motivo y a consecuencia de lo ya expuesto, la filosofía que debe primar en el campo de la radioprotección, es la de restringir al máximo posible, el riesgo con relación al gran beneficio que nos reporta la utilización de las técnicas nucleares y radiológicas, siendo innegable que el desarrollo y progreso impiden el no uso y empleo de las radiaciones ionizantes. El objetivo principal de la seguridad y protección radiológica es asegurar un nivel apropiado de protección del hombre, sin limitar de forma indebida, las practicas beneficiosas que dan lugar a su exposición. Este objetivo no se consigue solamente con la aplicación de conceptos teóricos o científicos: todas las personas responsables e involucradas en este campo de acción, deben efectuar evaluaciones riesgo – beneficio para tomar, casuísticamente, decisiones efectivas. Todo programa de Protección Radiológica debe tener como fin, la de producir “más beneficio que daño” <sup>(19,20)</sup>.

Para cumplir con este objetivo, la comunidad científica, desde principio del siglo XX, ha definido límites de dosis, con el objetivo de determinar niveles de exposición con los que se logre minimizar el riesgo de aparición de efectos dañinos, principalmente el de inducción de cánceres <sup>(19,20)</sup>.

En el 2008 se ratificaron las “Recomendaciones de la ICRP” donde se recomienda para trabajadores ocupacionalmente expuestos, en cuerpo total un límite de *100 mSv en 5 años consecutivos*, promediando *20 mSv/año*, pero se permite y se establece en cualquiera de los años un límite de hasta 50 mSv <sup>(19,20)</sup>.

## OBJETIVO DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*“Garantizar que toda practica que conlleve exposición a las radiaciones ionizantes se realice con la mayor seguridad y protección, de forma tal que se minimice, al máximo posible, la exposición y el riesgo de afectación a la salud de los trabajadores ocupacionalmente expuestos, del público y el medio ambiente”<sup>(20)</sup>.*

Considerando los potenciales riesgos de la exposición a radiaciones ionizantes, 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>(20,21)</sup>.

Para alcanzar este objetivo, se establecieron los principios básicos de la Protección Radiológica, los que deben tenerse en cuenta y ser aplicados en cada práctica que se realice con exposición a las radiaciones.

### **1. Principio de Justificación:**

Su objetivo es garantizar que toda exposición esté debidamente justificada. No se debe adoptar ninguna práctica que suponga la exposición a las radiaciones sin el debido análisis del beneficio que ésta, va a reportar para los individuos expuestos o para la sociedad, con relación al detrimento o riesgo que su uso pudiera ocasionar, por lo que, siempre es necesario, antes de utilizar una práctica con una fuente de radiaciones, realizar un análisis riesgo-beneficio, con un resultado donde exista un significativo beneficio versus el riesgo que ésta implica <sup>(20)</sup>.

La justificación de toda práctica se aplica con el objetivo de evitar exposiciones innecesarias a las radiaciones, al garantizar que todo trabajo o práctica con ellas, ofrezca un beneficio neto y evidente <sup>(20,22,23)</sup>.

Esto 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, 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 <sup>(24)</sup>.

## **2. Principio de limitación de dosis:**

La ICRP resume la exposición de las personas a las radiaciones en tres grandes grupos: La exposición ocupacional, que es la recibida a consecuencia y durante el desempeño del trabajo; la exposición médica, que es aquella recibida por las personas en el marco de los procedimientos diagnósticos y terapéuticos y por último, la exposición del público, que abarca todas las demás exposiciones <sup>(20,22,23)</sup>.

La exposición de las personas resultantes de las diferentes prácticas con exposición a las radiaciones, deben estar sujetas a límites de dosis o a algún mecanismo de control de riesgo en el caso de las exposiciones potenciales. La finalidad de estos controles es, asegurar que ninguna persona sea expuesta a un riesgo inaceptable por irradiación en condiciones normales <sup>(20,22,23)</sup>.

La base fundamental de este principio, es establecer un grupo de límites de dosis para las personas, son los “límites primarios o básicos”, que no deben ser superados por ninguna práctica u actividad o por exposiciones planificadas. Por debajo de éstos, se pueden establecer otros niveles inferiores con determinados objetivos o fines, como son por ejemplo, los “niveles de registros”, de “investigación”, “niveles de control, etc”<sup>(20,22,23)</sup>.

En Chile, los límites de dosis para los Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos (TOE) se muestran en el siguiente *anexo nº 4* y están establecidos legalmente en el Art. Nº 12 del Decreto Supremo Nº 03/1985 “Reglamento de Protección Radiológica de instalaciones radiactivas”<sup>(22)</sup>.

Estos límites están basados en las recomendaciones internacionales antiguas de la ICRP Nº26 de 1977, por lo que se espera en un futuro cercano, producto de un proceso de actualización de la legislación vigente, se emitan los recomendados en la actualidad por la ICRP Nº60 de 1990 y en la ICRP Nº103 del 2009. No obstante a lo anterior y hasta que éstos se regularicen, los límites con los que trabaja el Instituto de Salud Pública de Chile, institución que tiene a su cargo la Vigilancia Radiológica personal de los TOE, son los que actualmente se recomiendan internacionalmente<sup>(19,22,25)</sup>.

LÍMITES DE DOSIS PARA TOE RECOMENDADOS POR LA ICRP N°  
60/90 Y RECIENTEMENTE POR LA ICRP N° 103/2009:

- Un límite de dosis efectiva para cuerpo total, de 100 mSv en 5 años consecutivos, promediando 20 mSv/año<sup>(19,20,22)</sup>.
- Se establece un límite de dosis efectiva de 50 mSv en un año, sin sobrepasar en el acumulado de 5 años consecutivos, los 100 mSv<sup>(20,22,26)</sup>.
- Una dosis equivalente al cristalino de 150 mSv/año<sup>(19,20,22)</sup>.
- Una dosis equivalente para las extremidades y la piel de 500 mSv/año<sup>(19,20,22)</sup>.

Los límites de dosis no deben considerarse como la frontera entre la seguridad y el peligro, sino como un indicador de evaluación de exposición, de riesgo y de detrimento a la salud. Actualmente, el cumplimiento de estos límites garantiza, la no aparición de los efectos determinísticos, dosis dependientes y limita al máximo, el riesgo de los efectos estocásticos, dosis independientes, principalmente cánceres radioinducidos<sup>(19,20)</sup>.

A continuación en *anexo n° 4*, muestra una Tabla con la comparación de los Límites primarios de dosis para Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos (TOE) y el Público, por grupos de órganos, según su radio sensibilidad, recomendados por la ICRP N°26 de 1977, aún vigentes en Chile, con los actuales recomendados en 1990 por la ICRP N°60, ratificados recientemente en el 2009 por medio de la Publicación de la ICRP N° 103<sup>(22)</sup>.

Se destaca que los límites primarios no contemplan las dosis recibidas por exposiciones médicas, ya que en ciertos casos podría limitar el diagnóstico o reducir la efectividad de tratamiento propuesto. Tampoco se contemplan las dosis

recibidas por el fondo natural <sup>(19,20,22)</sup>. Una apropiada justificación y optimización contribuyen a la limitación de dosis. Debido al amplio rango de equipos CBCT, la dosis de radiación varían enormemente, por lo que medidas preventivas (plomados de la sala de CBCT, por ejemplo). Entre ellas se considera la carga de trabajo ya que mientras mayor sea el número de exámenes que se efectúen mayor será las dosis <sup>(24)</sup>.

La Asociación Europea de Radiología Oral y Maxilofacial ha establecido 20 principios que guían el uso del CBCT en odontología. En términos generales, estos aplican los principios de protección radiológica descritos más arriba y hacen recomendaciones sobre entrenamiento y competencias para el diagnóstico de imágenes de CBCT<sup>(27)</sup>.

### **3. Principio de optimización:**

Este principio trata de que desde el origen, planificación, uso y aplicación de cualquier actividad o práctica con una fuente emisora de radiaciones ionizantes, se realice de forma tal que se aseguren los niveles más bajos que razonablemente se puedan conseguir, teniendo en cuenta factores económicos y sociales. Antes de la ICRP N° 60/90, este Principio era popularmente conocido como “Principio de ALARA” (“as low as reasonably achievable”) <sup>(19,20,22)</sup>.

La optimización satisface de modo cualitativo, el trabajo con las radiaciones y debe ser uno de los objetivos principales de cualquier Programa de Protección Radiológica y de Gestión de la Calidad que se establezca en una instalación con fuente emisora <sup>(20)</sup>.

## PRINCIPALES MEDIDAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL

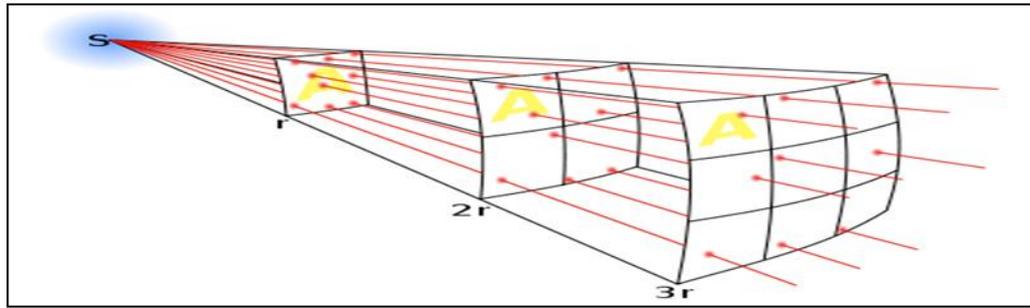
Las medidas básicas de Protección Radiológica Operacional se pueden resumir en: Tiempo, distancia y blindaje, las que se explicarán brevemente a continuación <sup>(22)</sup>.

1. **Tiempo de exposición:** Las dosis recibidas son proporcionales al tiempo de exposición, por lo tanto debe reducirse al máximo el tiempo mediante una adecuada preparación de un programa de trabajo <sup>(22)</sup>.
  - A menor tiempo de exposición, menor dosis absorbida.
  - Variable netamente operacional.
  - Implica compromiso con procedimientos de seguridad
2. **Distancia:** La intensidad de radiación de una fuente radiactiva disminuye en relación inversa con la distancia, por lo tanto debe mantenerse la mayor distancia posible utilizando pinzas u otros dispositivos adecuados para efectuar el trabajo en forma segura <sup>(22)</sup>.
  - Ley del Inverso del Cuadrado de la Distancia.
  - Rige para fuentes puntuales gamma o X y en un medio isotrópico.

$$X_R d_R^2 = X d^2$$

Dónde:

- $X_R$  : Tasa de exposición de referencia  
 $d_R^2$  : Distancia de referencia  
 $X$  : Tasa de exposición en “otro punto”  
 $d^2$  : Distancia a “otro punto”



*Diagrama de la ley del inverso al cuadrado de la distancia: donde Las líneas representan el flujo que emana de una fuente puntual. La densidad de líneas de flujo disminuye a medida que aumenta la distancia<sup>(22)</sup>.*

3. **Blindaje:** Para rayos X y Gamma, rige la “Ley de Atenuación”, que corresponde a una expresión semiempírica que relaciona la magnitud, distancia e intensidad.<sup>(22)</sup>

## EFFECTOS BIOLÓGICOS POR RADIACIONES IONIZANTES

La aceptación por la sociedad de los riesgos derivados de la radiación se condiciona a los beneficios que reporta su utilización y es innegable que el desarrollo y progreso impiden el no uso y empleo de las radiaciones ionizantes, por lo tanto, la filosofía en este sentido es la de restringir el riesgo y poder ofrecer un máximo de protección. En la actualidad, los avances y progresos de la Física Nuclear, de la Radiobiología y de la Seguridad y Protección Radiológica, permiten hacer un uso racional y seguro de esta forma de energía inagotable en la naturaleza<sup>(28)</sup>.

El efecto dañino a la salud por las radiaciones ionizantes depende, de la dosis absorbida, de su magnitud, distribución y del tiempo de exposición, pudiendo ser ésta de forma aguda, durante breves segundos o minutos (Ej., en radioterapia, accidentes, etc.) o crónica, continua o intermitente, a lo largo de meses o años (Ej., la exposición ocupacional)<sup>(28)</sup>.

El proceso de excitación y/o ionización en los tejidos suponen necesariamente, cambios en los átomos y moléculas de las células que las componen, aunque solo sea, de manera transitoria. Si se producen daños celulares y no se reparan adecuadamente, puede ocurrir que las células afectadas mueran o que su reproducción se vea impedida, o bien, que se origine una célula viable modificada; todos estos cambios pueden tener serias implicaciones en su conjunto para el organismo<sup>(28)</sup>.

Si la pérdida del número de células de un órgano o tejido es lo suficientemente elevada, se traducirá en un daño susceptible de ser clínicamente observado, con pérdida del funcionamiento del tejido u órgano afectado. La probabilidad de que se produzcan tales daños oscila, desde nulo a dosis pequeñas a un aumento paulatino por encima de un determinado umbral de dosis,

hasta poder llegar a una proporción de un 100% en dependencia de la dosis recibida. Por encima del umbral aumentará, de igual manera, la gravedad del daño con el incremento de la dosis. Este tipo de efecto era conocido con anterioridad, como “efecto no estocástico”, actualmente, según las últimas recomendaciones de la ICRP (Comisión Internacional de Protección Radiológica) en su Pub. N° 60 de 1990 y posteriormente en las del 2007, se denomina “efecto determinístico”. Estos son dosis dependiente.

De las dos categorías de efectos biológicos de la 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 puede aparecer a cualquier dosis. Se producen por daño al ADN e incluyen cáncer y efectos hereditarios. Estos efectos se han estudiado en casos de bajas exposiciones a radiación, tal como trabajadores de plantas nucleares. El principal riesgo de las radiaciones ionizantes es el aumento de la probabilidad de desarrollo de un cáncer. Se ha sugerido que el riesgo de cáncer fatal es de un 5% por cada Sv, lo que se puede interpretar como 1 en 20.000 por cada mSv de dosis efectiva. Para dosis muy bajas, tales como las usadas en radiología dental, es muy difícil demostrar epidemiológicamente la relación entre dosis y riesgo de radiación ionizante. Es por esto que la comisión internacional de protección radiológica (ICRP del inglés International Commission on 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>(28)</sup>.

Se ha 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, tiroides y cerebro <sup>(29,30,31)</sup>.

## DOSIS DE RADIACIÓN IONIZANTE

La determinación de la cantidad de exposición a la radiación o dosis se denomina “*dosimetría*”. El término **dosis** define la cantidad de energía absorbida por unidad de masa en una zona de interés. La **exposición** es una medida de la radiación, basada en su capacidad para ionizar el aire en condiciones estándares de temperatura y presión. El roentgen (R) es la unidad tradicional de exposición a la radiación medida en el aire y se utiliza para los rayos X y los rayos gamma <sup>(18)</sup>.

La **dosis equivalente** corresponde a la cantidad de radiación que recibe un cuerpo al momento de realizar una exposición, considerando el tipo de radiación, tales como rayos X, partículas alfa o neutrones. Estas presentan diferente efectividad biológica, por lo tanto, generan diferente daño biológico. Cada una de estas distintas radiaciones ionizantes emitidas tiene distintos factores de ponderación (WR). Donde en el caso de los rayos X este factor de ponderación (WR) equivale a 1. (*Anexo 1*). La dosis equivalente se calcula multiplicando la dosis absorbida causada por una determinada radiación, por su factor de ponderación (WR), que expresa la eficacia de ese tipo de radiación para causar daño biológico en un órgano o tejido. La unidad de medida de la dosis equivalente es el Sievert (Sv). (*Anexo 2*), <sup>(18,28,32,33)</sup>.

La **dosis absorbida** se diferencia de la dosis equivalente debido a que solamente corresponde a la cantidad de radiación recibida por cada órgano y no considera el tipo de radiación. Su unidad de medida es el Gray (Gy). Como se está comparando la radiación emitida por rayos X, la dosis equivalente y dosis absorbida son numéricamente iguales debido a que el factor de ponderación (WR) para los rayos X equivale a 1 <sup>(18,28,32,33)</sup>.

En dosimetría existe un tercer tipo de dosis, que corresponde a la **dosis efectiva**. Esta se refiere a la suma de la dosis equivalente de cada órgano

multiplicada por su propio factor de ponderación de tejido (WT). 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 medirla 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. En resumen la dosis efectiva corresponde a la sumatoria de la dosis recibida por ciertos órganos, multiplicadas por su correspondiente factor de ponderación (WT). (Anexo 3), <sup>(18,28,32,33)</sup>.

---

*\*Riesgos Estocásticos: Corresponde a la probabilidad de ocurrencia de daño, cuya aparición y gravedad es independiente de la dosis. Dos efectos estocásticos de preocupación son el cáncer, luego de un período de latencia de varios años (2-10 para leucemia, 10-40 para tumores sólidos) y las enfermedades hereditarias severas<sup>(19)</sup>.*

## DOSIS ÓRGANO Y DOSIS EFECTIVA EN CBCT EN ODONTOLOGÍA

En el 2009, el ICRP modifico la lista de órganos y factores de ponderación de tejido previamente establecidos (*Anexo 3*), lo que aumento la dosis efectiva para exámenes con rayos X en nuestra área. 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 <sup>(20,33)</sup>.

Si bien la dosis en CBCT tienden a ser más bajas que CT. Estas aún son más altas en comparación con las radiografías odontológicas convencionales <sup>(37,38)</sup>. Se han descrito incluso protocolos odontológicos en scanner médicos con dosis similares a las de los CBCT <sup>(34,35)</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 CT.

Hay una amplia variación en dosis equivalente y efectiva dependiendo de las características de cada equipo CBCT <sup>(36,37)</sup>.

En la Tabla 1 se muestra una compilación de múltiples estudios con un amplio rango de dosis equivalente, agrupados en dos tamaños de campos de visión (FOV) <sup>(36)</sup>.

<b>Campo de visión</b>	<b>Dosis equivalente (mSv)</b>	<b>Mediana</b>
Dento-alveolar	0,01-0,67	0,06
Cráneo-facial	0,3-1,07	0,09

*Tabla 1*

*Rango de dosis equivalente observado en varios estudios con diferentes equipos CBCT. Adaptado de documento de la Comisión Europea, 2012 <sup>(36)</sup>.*

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>(36)</sup>.

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>(20)</sup>. Se han reportado dosis equivalente más altas en niños comparado con adolescentes en estudios de laboratorio con CBCT <sup>(38)</sup>.

Son varios los órganos radiosensibles en el territorio maxilofacial (*Anexo 3*) 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 equivalente 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>(39,40)</sup>. En el caso de la población joven, además de estos órganos, la medula ósea adquiere importancia (14-18%) debido a su radiosensibilidad <sup>(38)</sup>.

La glándula tiroides requiere especial atención debido a su contribución importante a la dosis equivalente en los exámenes CBCT del territorio maxilofacial. En los exámenes CBCT, la magnitud de dosis para la tiroides depende de varios factores, tales como las dimensiones del FOV, la región de interés y el tamaño del paciente <sup>(38,39,41)</sup>.

## PARÁMETROS QUE INFLUYEN EN LAS DOSIS DE RADIACIÓN

Debido a las características individuales de los diferentes equipos CBCT, se requiere de evaluación de los parámetros que influyen en las dosis para cada equipo e indicación, ya que resultados bajo ciertas condiciones pueden 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):

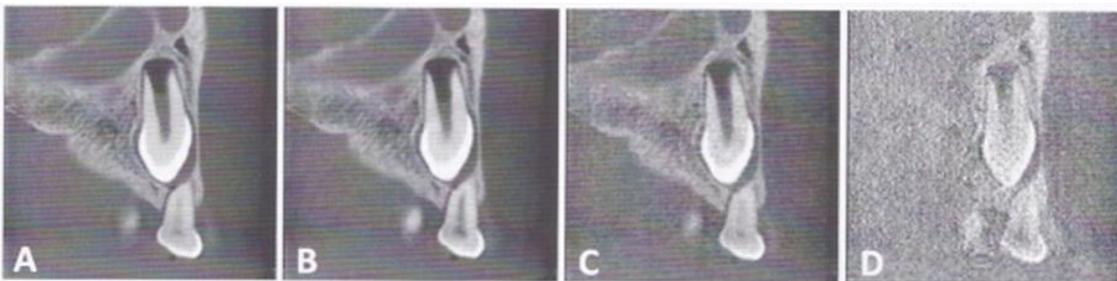
Corresponde al área a ser escaneada que incluye la región de interés, cada marca de equipos CBCT tienen diferentes tamaños de FOV<sup>(15,39,41,42)</sup>. No existe una única clasificación de FOV, lo que dificulta la comparación entre equipos. Algunos equipos CBCT poseen un FOV único mientras otros tienen 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>(36,43)</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>(44)</sup>. Existe un consenso en que debiera seleccionarse el FOV más pequeño que incluya la región de interés<sup>(36,45)</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>(46)</sup>.

---

\*\*Radiación dispersa: Es la Radiación que se desplaza en una dirección distinta a la de su fuente de energía, como es el caso de la radiación secundaria y de la radiación difusa<sup>(43)</sup>.

## VOLTAJE DEL TUBO, CORRIENTE DEL TUBO Y TIEMPO DE EXPOSICIÓN:

Si bien que el voltaje del tubo (fV) es ligeramente inferior en CBCT en comparación con CT, la corriente del tubo (mA) es considerablemente menor (1-8mA en CBCT, 80-200mA en CT <sup>(47)</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 lo 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>(42,47)</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>(6)</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>(48,49)</sup>. Un ejemplo de diferencias en calidad e imágenes modificando kV y mA puede verse en la Figura N°7. Este tipo de ajustes debiera efectuarse con especial atención en la población joven. Sin embargo, no existe información publicada respecto de los valores de exposición para las diferentes indicaciones clínicas en este grupo etario <sup>(49)</sup>.



*Figura 7*

*Variaciones en calidad de imagen cambiando kV y mAs . Imágenes del mismo cráneo de estudio. Campo de visión 4x4 cm. Equipo 3D Accuitomo 170 (Morita, Japón). A: 90 kV, 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,C. las imágenes A y D son la de mejor y peor calidad respectivamente, obtenibles en este equipo CBCT. (s=Segundos).<sup>(49)</sup>*

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>(50)</sup>. A su vez, un aumento del kV en conjunto con una disminución del mA puede reducir la dosis a la piel y la dosis equivalente <sup>(51)</sup> y reducir ciertos artefactos como los del endurecimiento del haz <sup>(52)</sup>. Sin embargo, mayores kV aumentan la radiación dispersa y empeoran el contraste. 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 <sup>(53)</sup>.

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 segundo(s). Si otros factores se mantienen constantes, la dosis es directamente proporcional al producto tiempo de exposición - corriente del tubo (mAs) <sup>(47,51)</sup>. Valores más altos de mA producen una mejor resolución espacial y más bajos niveles de ruido <sup>(47,51)</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 y en la evaluación de los terceros molares inferiores <sup>(56,57)</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 intermítete. 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. Así, sería preferible el uso de equipos de radiación pulsada efectos de protección radiológica <sup>(15,42)</sup>.

## TAMAÑO DEL VÓXEL

El vóxel corresponde a la mínima unidad de volumen de un examen CBCT. Este tamaño puede variar desde 0,076 x 0,076 mm hasta alrededor de 0,4 x 0,4 mm en diámetro y altura respectivamente <sup>(47)</sup>. Un tamaño menor de vóxel se asocia a una mejor resolución espacial, lo que requiere de una mayor cantidad de fotones por vóxel <sup>(48)</sup>. Usualmente los vóxel más pequeños son usados en FOV pequeños, así, la 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 radiculares y reabsorción radicular externa. Se ha recomendado que cada vez que sea posible, se prefiera el tamaño de vóxel más grande que permita un adecuado diagnóstico. Es de particular importancia para el odontólogo estar consciente que al escoger la opción “alta resolución” para un examen CBCT esta conlleva a una más alta exposición a radiaciones al paciente <sup>(36)</sup>.

## 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 número de proyecciones, variando de cientos hasta mil <sup>(58)</sup>. El número de protecciones 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>(15)</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 mejor cantidad de datos puede producir imágenes más borrosas, con ruido. Para ciertas indicaciones en endodoncia y planificación de implantes se ha reportado que una rotación parcial puede aportar una calidad de imagen diagnóstica suficiente <sup>(49)</sup>.

## FILTRACIÓN

La filtración del haz mejora la calidad de la imagen mediante la absorción de fotones de baja energía de rayos X <sup>(59)</sup>. Además, la filtración disminuye las dosis a la piel pero reduce el contraste <sup>(43)</sup>. Los filtros pueden ser de aluminio, cobre o una combinación de ambos. Un filtro adicional de cobre puede reducir las dosis en un 14% sin afectar la calidad de imagen en un particular equipo. Se ha reportado una reducción en dosis al añadir un filtro de aluminio e incrementar el kV. Más estudios son necesarios para evaluar materiales y grosores de filtros en diferentes equipos <sup>(36)</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 (FPC 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). Estos pueden producir

distorsiones geométricas, introducir artefactos adicionales y tener menor resolución espacial y más ruido<sup>(60)</sup>. Sin embargo, los intensificadores de imagen son menos caros que los FPD. Los FPD ofrecen una mejor resolución espacial, mejor contraste y menor artefacto. Se ha descrito que los intensificadores de imagen tienen una mayor sensibilidad a los rayos x y así un potencial para la reducción de dosis. Sin embargo, algunos autores han señalado que los FPD son más sensibles. 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>(36)</sup>.

## EQUIPOS DE PROTECCIÓN PERSONAL

Los pacientes pueden ser protegidos por dispositivos plomados y otro material equivalente. Con respecto al uso del protector tiroideo (PT) en CBCT, aún 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>(61)</sup>. En el Reino Unido se ha señalado que el uso de PT depende del equipo y situación clínica mientras que para el resto de Europa se ha sugerido el uso de PT en CBCT cuando la tiroides este cerca del haz primario. Sin embargo se ha recalcado la necesidad de más investigación en esta área<sup>(36)</sup>. Se ha evidenciado reducciones de dosis al usar PT en modelos experimentales adultos<sup>(41,62)</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>(41,62)</sup>. Se ha observado que un correcto ajuste del PT es relevante para una significativa reducción en la dosis<sup>(41)</sup>. Además, la protección de la región posterior del cuello no sería necesaria, ya que no produciría una significativa reducción de dosis adicional. No existen estudios sobre

reducción de dosis en niños al usar FOV pequeños, sin embargo puede que la colimación sea eficiente para la reducción de dosis <sup>(36)</sup>.

En relación con la protección ocular, se han reportado reducciones de dosis para el cristalino en CBCT de uso odontológico. El riesgo para el cristalino son las cataratas que corresponde a un efecto determinístico cuyo umbral para su generación está muy lejos de las dosis usadas en CBCT, por lo que estos resultados no tendrían mayor impacto. Por lo tanto, la protección ocular estaría indicada más bien para el personal ocupacionalmente expuesto en radiología intervencionista <sup>(36,42)</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. En Chile, el uso de delantal plomado con protector tiroideo es recomendado para radiografías intraorales <sup>(22)</sup>. 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 esta tecnología era de muy reciente introducción en Chile <sup>(36)</sup>.

## 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. Entre ellos se incluyen el láser posicionador, apoyo para el mentón y bandas alrededor de la cabeza <sup>(53)</sup>.

Los artefactos por movimientos pueden hacer borrosa la imagen disminuyendo su calidad diagnóstica. Estos artefactos se han observados principalmente menores de 16 años y mayores de 65 años. Se ha sugerido la posición supina como la mejor para la reducción de riesgo de movimiento del paciente <sup>(36,63)</sup>.

## DOSIMETRÍA

### VIGILANCIA RADIOLÓGICA

La Vigilancia radiológica comprende la ***dosimetría externa***, que es la más utilizada y es la que controla y registra las dosis por irradiación externa, esta se subdivide en:

- A. **Dosimetría Ambiental:** Que por medio de cámaras de ionización, son capaces de medir gases contaminados en el medio ambiente<sup>(29)</sup>.
- B. **Dosimetría Personal:** Se entiende como la técnica para medir las dosis absorbidas y acumuladas por una persona expuesta a radiaciones ionizantes en un periodo determinado<sup>(29)</sup>.

Por otra parte está la ***dosimetría interna***, que es aquella que registra las dosis por la incorporación de elementos radiactivos en trabajos con radionúclidos (fuentes radiactivas abiertas), como por ejemplo, en Medicina Nuclear con  $I_{131}$ . De igual manera se cuenta con la técnica de la ***dosimetría biológica***, mediante la cual se puede determinar, a través de muestras biológicas, las dosis recibidas por personas que han estado sobreexpuestas a las radiaciones, por ejemplo, luego de un accidente radiológico<sup>(29)</sup>.

En el campo de la Protección Radiológica, la vigilancia radiológica personal, principalmente la de los trabajadores ocupacionalmente expuestos a las radiaciones ionizantes, ocupa un lugar relevante por cuánto, ésta tiene como objetivo fundamental, el control y evaluación de la dosis que el trabajador va recibiendo y acumulando a través del tiempo en el desempeño de su trabajo,

permitiendo tomar las acciones sanitarias oportunas cuando se requieran y contar con el registro de la dosis de cada trabajador <sup>(29)</sup>.

Esta vigilancia, proporciona los datos necesarios para estimar las dosis equivalentes efectivas recibidas en cuerpo entero, extremidades y cristalino. <sup>(29)</sup>

### DOSIMETRIA PERSONAL EXTERNA.

La técnica más utilizada en el país para efectuar la dosimetría personal externa, hasta el momento actual, al igual que en varios países de América Latina, es la dosimetría fílmica, aunque la de TLD (termoluminiscente) está ocupando un lugar relevante, siendo ésta la técnica más empleada en EUA y en la Comunidad Europea <sup>(25,64)</sup>.

Todos los prestadores de servicio de dosimetría del país, actualmente 6, están debidamente autorizados por la Autoridad competente y están sometidos por el Instituto de Salud Pública a un Programa de Control externo de la Calidad y de intercomparación, lo que garantiza técnicamente, un buen servicio <sup>(25,64)</sup>.

En Chile el D.S. N°03/1985 "Reglamento de Protección Radiológica de instalaciones radiactivas" establece en su Art. N° 4, "que todo trabajador ocupacionalmente expuesto deberá portar, durante su jornada laboral, un dosímetro personal, el cuál le será proporcionado por el empleador. La periodicidad del cambio dosimétrico, hasta el momento actual, es cada tres meses (trimestral), estipulado en el Art. N°5 del referido D.S., aunque si la Autoridad competente lo estima necesario, dado el tipo de trabajo y nivel de exposición, podrá indicar un plazo menor <sup>(25,64)</sup>.

El “Historial dosimétrico” es el registro que acredita las dosis recibidas por una persona expuesta a radiaciones ionizantes. El Instituto de Salud Pública de Chile es el organismo autorizado para emitir estos Certificado de Historiales dosimétricos de los trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes (Art. N°5 del D.S. N°03/85) <sup>(25,64)</sup>.

El dosímetro personal no es un elemento de protección personal, es un medio de control que permite conocer y registrar la dosis que el individuo va recibiendo y acumulando en el desempeño de sus actividades. Su utilización no excluye, el cumplimiento de las medidas de seguridad y protección radiológica establecidas para cada práctica <sup>(25,64)</sup>.

## TIPOS DE DOSÍMETROS PERSONALES PARA IRRADIACIÓN EXTERNA:

A.) **Dosímetro fílmico o de película fotográfica** (de lectura retardada): Son de tamaño pequeño y de bajo costo, son utilizados para dosimetría externa en un amplio rango de dosis (de 0,05 mSv a 0,5 Sv) (*figura 8*)<sup>(33,64)</sup>.



*Figura 8*

B.) **Dosímetro de lapiceros** (de lectura directa): Pequeña cámara de ionización del tipo integrador, de forma cilíndrica llena de aire y provista de un electrodo central (*figura 9*)<sup>(33,64)</sup>.



*Figura 9*

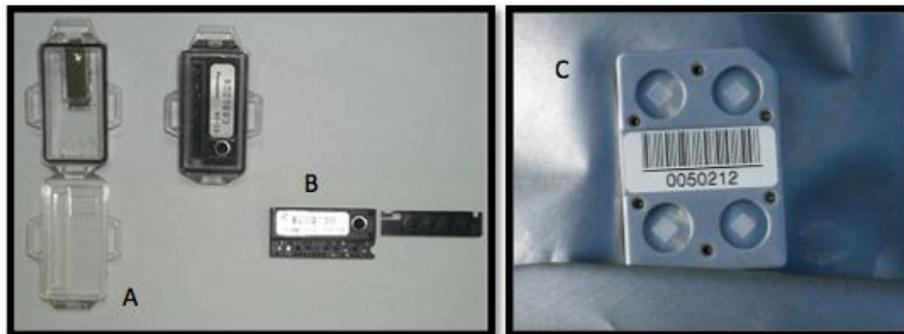
C.) **Dosímetros digitales con alarma audible** (de lectura directa): Mide radiación X y gamma, obteniendo una indicación continua de la dosis acumulada.

Cuenta con alarma sonora en pulsos cada 15 o 30 minutos cuando la dosis recibida está por arriba del nivel de fondo (*figura 10*)<sup>(33,64)</sup>.



*Figura 10*

D.) **Dosímetro de termoluminiscencia (TLD):** De lectura retardada, son de pequeño tamaño, se emplean en un amplio rango de dosis  $10 \mu\text{Sv}$ -  $103 \text{ Sv}$ , también se emplean en la dosimetría clínica ambiental (*figura 11*)<sup>(33,64)</sup>.



*Figura 11*

*TLD Panasonic ®. A) Protector de plástico; B) compartimento de almacenamiento cristales fluoruro de litio; C) cristal fluoruro de litio.*

E.) **Dosímetro infolight OSL (de lectura retardada):** (Luminiscencia Estimulada Ópticamente) en los dosímetros de este tipo se utiliza una lámina de  $Al_2O_3$  (óxido de aluminio), sensible a varios tipos de energías y rangos y cuya lectura se obtiene a partir de estimulación por emisiones de luz (*figura 12*)<sup>(33,64)</sup>.



*Figura 12*

De igual manera, estos dosímetros pueden ser utilizados además y por situaciones específicas, para realizar ciertas estimaciones ambientales en puestos de trabajo y en distintas áreas de interés, con vista a conocer niveles de exposición que permitan aplicar medidas específicas cuando se requieran con el objetivo de, optimizar las prácticas con exposición a las radiaciones, aunque para conocer con mayor exactitud los niveles de exposiciones ocupacionales, se deberá utilizar otras técnicas y equipos específicos que permiten hacer con mayor exactitud una correcta evaluación de puesto de trabajo<sup>(25,33,64)</sup>.

## ¿CUÁNTOS Y DÓNDE SE DEBE USAR EL O LOS DOSÍMETROS PERSONALES?

- En la mayoría de los casos es suficiente el uso de un solo dosímetro que permite la evaluación representativa de las dosis en cuerpo total. Internacionalmente se reconoce la ubicación del dosímetro en el tronco, en la región anterior del tórax, más o menos en la región del área cardiaca <sup>(24,25,33)</sup>.
- En casos especiales y por indicaciones precisas, en determinadas prácticas, puede ser necesario utilizar varios dosímetros en otras partes del cuerpo, para facilitar una estimación correcta de la dosis a la que se expone, por ejemplo, en las manos (dosímetros de anillos), cercana a los ojos para evaluar dosis en cristalino, etc <sup>(24,25,33)</sup>.
- Cuando se utilizan elementos de protección personal, por ejemplo, delantales plomados, el dosímetro debe estar por debajo de éste, es decir, deberá estar ubicado en la ropa cercana a la piel del individuo en el área ya descrita, ya que lo que interesa, en este tipo de dosimetría personal, es conocer la dosis de la persona y no la que le llega al delantal <sup>(24,25,33)</sup>.
- En los diferentes envíos por parte de los prestadores del servicio de dosimetría, además de los dosímetros personales de sus clientes se envía uno que se denomina “dosímetro de referencia”. Éste en particular, no debe ser utilizado por ninguna persona y no debe estar expuesto a las radiaciones, por lo tanto, deberá ubicarse dentro del Servicio en un lugar que no esté expuesto a las radiaciones ionizantes. El cambio del mismo se efectúa de igual manera que el resto y su objetivo, es conocer el “nivel de referencia” en el supuesto de que alguna lectura de un dosímetro personal diera resultados por encima de lo esperado <sup>(24,25,33)</sup>.

## CARACTERÍSTICAS Y CUIDADOS GENERALES EN EL USO DEL DOSÍMETRO PERSONAL:

- El dosímetro es de uso personal e intransferible. Debe usarse durante la jornada laboral, durante todo el tiempo en que se desempeñe en un trabajo con exposición a las radiaciones <sup>(24,25,33)</sup>.
- Es específico del centro de trabajo, por lo que al finalizar la jornada laboral se debe dejar en un lugar común y apropiado, previamente designado al efecto no expuesto a las radiaciones ionizantes <sup>(24,25,33)</sup>.
- En cada centro de trabajo, cada trabajador ocupacionalmente expuesto debe tener su propio dosímetro <sup>(24,25,33)</sup>.
- Cada centro de trabajo con fuentes o equipos emisores de radiaciones ionizantes, debe tener un personal responsable de la Seguridad y Protección Radiológica, el cual deberá velar por el uso adecuado, cuidado, cambio y reposición de los dosímetros personales. De igual manera, esta persona debe llevar un control y registro de las dosis que va recibiendo, debiendo informar adecuadamente a cada trabajador para que éste conozca el nivel de exposición que va teniendo en los diferentes períodos por la actividad que desempeña <sup>(24,25,33)</sup>.
- El dosímetro no debe someterse, por sí solo, a irradiaciones innecesarias ni a haces primarios de radiación ionizante, de igual manera, no se debe exponer directamente a otras fuentes energéticas como por ejemplo, a una fuente de calor o a un campo electromagnético de potencia <sup>(24,25,33)</sup>.

- En el caso del dosímetro de película, el protector de la misma no debe abrirse ni tampoco ser dañado, perforado o eliminado, puesto que esto conlleva a su velado por la entrada de la luz <sup>(24,25,33)</sup>.
- En el caso de la dosimetría fílmica, se deberá revisar sistemáticamente, el estado físico de los porta dosímetros y la tenencia de los filtros respectivos. En caso de alguna alteración consultar o reponerlo por uno nuevo <sup>(24,25,33)</sup>.
- Evitar el lavado del dosímetro o su contaminación por sustancias químicas como por ejemplo, las del revelado de películas. Esto puede traer consigo un daño irreparable del dosímetro, con la imposibilidad posterior de poder calcular la dosis de radiación a la que se ha estado expuesto <sup>(24,25,33)</sup>.

RESUMEN DE LOS OBJETIVOS PRINCIPALES DE LA DOSIMETRÍA  
PERSONAL EXTERNA DE LOS TRABAJADORES OCUPACIONALMENTE  
EXPUESTOS

- Permite efectuar una eficaz vigilancia radiológica personal, obteniéndose los datos necesarios para calcular y estimar la dosis equivalente efectiva recibida por irradiación externa durante un período de tiempo dado <sup>(19,21,26)</sup>.
- Permite el control y el registro de la dosis que cada trabajador va recibiendo y acumulando en el desempeño de la actividad laboral, realizándose en cada caso, un análisis teniendo en cuenta los límites de dosis vigentes en el país y los recomendados internacionalmente, así como con los niveles secundarios establecidos según el tipo y carga de trabajo <sup>(19,21,26)</sup>.
- Permite la detección de posibles casos con dosis significativa para la práctica y el tipo de labor que realiza <sup>(19,21,26)</sup>.
- Permite realizar un análisis del nivel de exposición e indicar la necesidad de posibles modificaciones de las técnicas o procedimientos de trabajo y tomar las medidas sanitarias oportunas en cada caso, con vista a lograr una mayor optimización de las prácticas <sup>(19,21,26)</sup>.
- Constituye uno de los aspectos fundamentales para efectuar una vigilancia epidemiológica y de salud en el personal expuesto <sup>(19,21,26)</sup>.

## DOSÍMETRO DE TERMOLUMINISCENCIA (TLD):

La termoluminiscencia es una propiedad de algunos materiales de convertir energía de radiación a una radiación de diferente longitud de onda, generalmente en el espectro visible. Este fenómeno se clasifica como un tipo de fosforescencia y consiste en la emisión de luz de un material semiconductor o aislante, previamente expuesto a radiación ionizante o no ionizante, y posteriormente estimulado con energía calórica. Es importante diferenciarlo de la fluorescencia que es la emisión de luz durante o inmediatamente después de la irradiación <sup>(20,22,64)</sup>.

El fenómeno de termoluminiscencia consiste en que los cristales de los detectores termoluminiscentes (TLDs) forman una red inorgánica cristalina, en la que los niveles electrónicos de energía atómicos se encuentran en una serie continua de bandas de energía “permitidas” separadas por regiones de energía “prohibida”. A continuación se muestra un esquema simplificado, donde, la banda inferior se llama banda de valencia y se encuentra separada por varios *electron volt* (eV) de la banda más alejada sin llenar, llamada banda de conducción. La excitación de un electrón fuera de la banda de valencia a la banda de conducción, deja una vacancia llamada “agujero”. La exposición de un TLD a la radiación hace que los electrones sean excitados y que al pasar de una banda a otra caigan en uno de los niveles proporcionados por las impurezas en el cristal y sean “atrapados”, hasta que se suministra energía (calor) para liberarlos. El calentamiento del cristal eleva los electrones atrapados de nuevo a la banda de conducción y cuando regresan a la banda de valencia se emite un fotón de luz visible. La luz total emitida es una medida del número de los electrones atrapados y por lo tanto de la radiación total absorbida (*figura 13*) <sup>(20,32,33,64)</sup>.

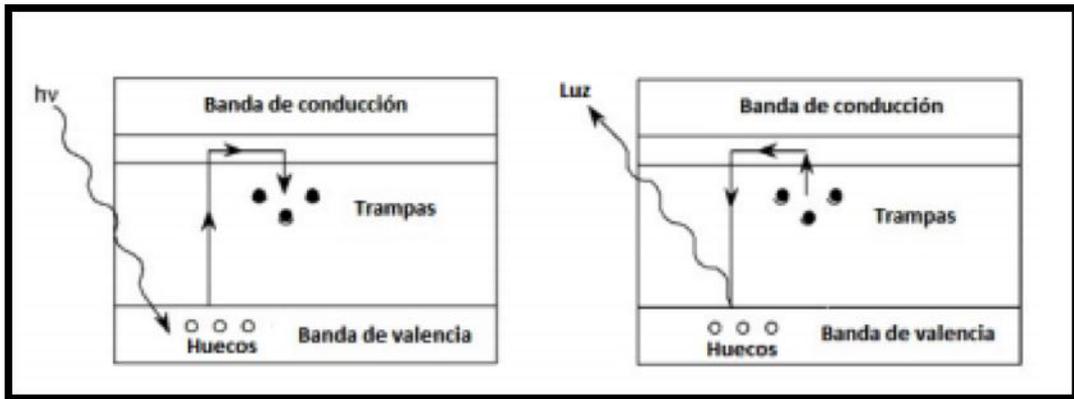
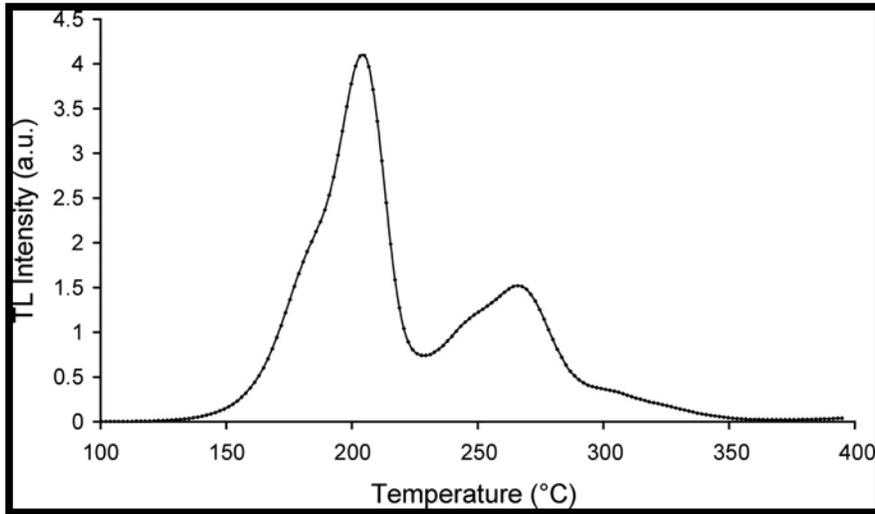


Figura 13

Fuente: Romero Herminia A. *Detección y medida de las radiaciones: Fundamentos. Detectores utilizados en las instalaciones de radiología y medicina*, Editorial Mad, 1ª Edición, Sevilla, 2009

Para cada nivel de trampa, a partir de determinada temperatura, ocurre una liberación significativa de portadores de carga. Esto se refleja en la aparición de picos en la intensidad TL emitida en función de la temperatura. Esta curva se la conoce como “curva de brillo o *del inglés glow*” (figura 14) <sup>(20,22,23,64)</sup>.

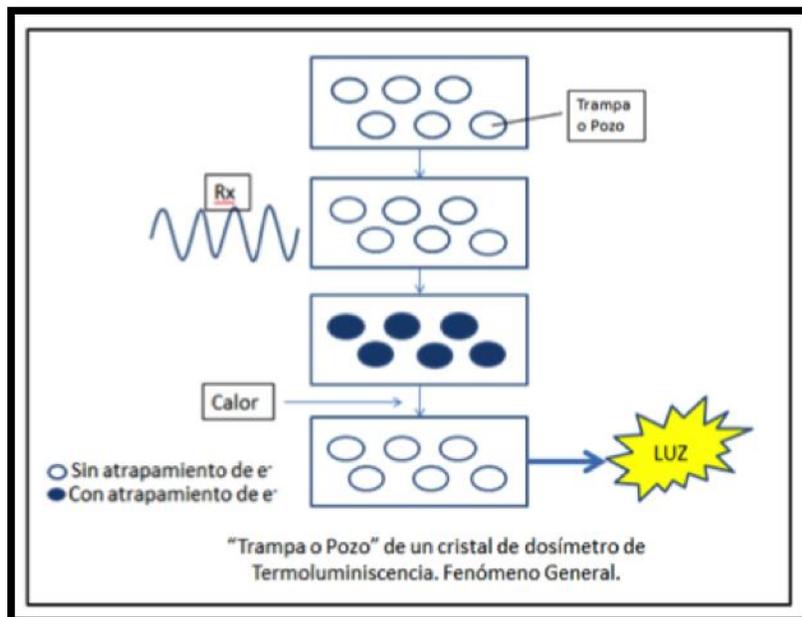


*Figura 14*

*Fuente: Romero Herminia A. Detección y medida de las radiaciones: Fundamentos. Detectores utilizados en las instalaciones de radiología y medicina, Editorial Mad, 1ª Edición, Sevilla, 2009*

A baja temperatura esta señal es casi nula. Los portadores de carga no tienen suficiente energía cinética para escapar del pozo de potencia de los centros de trampa. A medida que se incrementa la temperatura, la probabilidad de liberación también aumenta. La intensidad luminosa alcanza un máximo y luego disminuye debido al decremento en la población de cargas atrapadas. La integral bajo la curva de brillo es proporcional a la información almacenada, es decir, a la cantidad de radiación que ha incidido en el cristal. <sup>(20,22,23,64)</sup>

En otras palabras, Los dosímetros son capaces de detectar variados tipos de radiación (rayos  $\gamma$ , rayos x, rayos  $\beta$  e incluso neutrones). Las radiaciones ionizantes al atravesar ciertos materiales hacen que los electrones queden atrapados en ciertos niveles intermedios de su estructura. Estos niveles son las “trampas de electrones” y son formadas a partir de defectos de la matriz cristalina. Al proporcionar calor, los electrones atrapados, vuelven a su estado inicial produciendo luz (termoluminiscencia). La Luz es proporcional a la cantidad absorbida de radiación (figura 15) <sup>(20,22,23,64)</sup>.



*Figura 15*

*Fuente: Romero Herminia A. Detección y medida de las radiaciones: Fundamentos. Detectores utilizados en las instalaciones de radiología y medicina, Editorial Mad, 1ª Edición, Sevilla, 2009*

## VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS TLD

### Ventajas:

- Pequeño tamaño físico, por lo cual pueden ser utilizados en lugares muy reducidos <sup>(65)</sup>.
- Utilizables en un amplio rango de dosis (10μGy – 100 kGy) <sup>(65)</sup>.
- Numero atómico similar al tejido equivalente en la mayoría de los detectores, y exactamente igual en el caso de  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Mn})$ , interactúan con la radiación de la misma manera que los tejidos humanos <sup>(65)</sup>.
- Persistencia de la señal termoluminiscente durante cierto tiempo, lo cual permite su lectura tiempos posteriores a la irradiación, de gran utilidad para dosimetría personal y ambiental <sup>(65)</sup>.
- Eficiencia termoluminiscente independiente de la tasa de dosis (dentro del 5%) <sup>(65)</sup>.
- Eficiencia termoluminiscente independiente de la temperatura, humedad y luz (en condiciones normales de trabajo) <sup>(65)</sup>.
- Precisiones en algunos casos mejores al 3% para dosis en el rango de 0.1 mGy- 10Gy (suficientes en la mayoría de las aplicaciones en radioterapia, medicina nuclear y dosimetría personal) <sup>(65)</sup>.

- Algunos tipos de detectores discriminan diferentes tipos de radiación beta-gamma o neutrón gamma <sup>(65)</sup>.
- Portátiles, no requieren cables durante la mediciones, ideales para monitoreo de extremidades <sup>(65)</sup>.
- Señal termoluminiscente simple de evaluar, permite método automatizado. De lectura rápida (<30 seg) <sup>(65)</sup>.
- Reutilizables ciento de veces con solo pequeños cambios en su eficiencia <sup>(65)</sup>.

#### **Desventajas:**

- Pequeño tamaño físico, dificultad de manipulación <sup>(65)</sup>.
- Muchas formas y materiales disponibles (“confusión” y “dificultad” para encontrar el TLD apropiado para una aplicación particular) <sup>(65)</sup>.
- Presentan efectos de superficie. Varios mecanismos dependientes de la superficie pueden afectar la sensibilidad del detector. Los más relevantes son los cambios en la transmisión luminosa debido a contaminación, ralladuras y a la absorción gaseosa que puede también alterar la eficiencia intrínseca o dar lugar a señales no inducidas por radiación <sup>(65)</sup>.
- Memoria de radiación e historia térmica. Después de recibir dosis relevantes de radiación, la sensibilidad de los detectores puede aumentar o disminuir <sup>(65)</sup>.

## MATERIALES TERMOLUMINISCENTES

Los materiales termoluminiscentes deben presentar ciertas características para ser utilizados en dosimetría de radiaciones, determinadas por las necesidades concretas de la actividad en que se vaya a emplear. En términos generales son recomendables las siguientes características <sup>(65,66)</sup>:

- Buena sensibilidad: debe efectuarse al rango de dosis en el que se medirá en la práctica <sup>(66)</sup>.
- Respuesta lineal: dependencia lineal con la dosis en el rango de trabajo <sup>(66)</sup>.
- Buena estabilidad de la información dosimétrica almacenada <sup>(66)</sup>.
- Resistencia ante agentes ambientales <sup>(66)</sup>.
- Buena reproducibilidad <sup>(66)</sup>.

Los materiales luminiscentes más empleados en dosimetría son LiF, Ca<sub>2</sub>:Mn, CaSO<sub>4</sub>, CaF<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> y Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>. <sup>(66)</sup>.

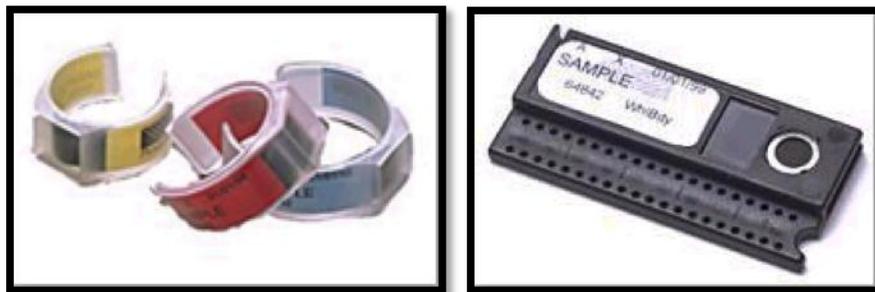


Figura 16

*Presentación comercial, Dosímetros TLD, en dos presentaciones: Anillo y Badge <sup>(66)</sup>.*

## **HIPOTESIS Y OBJETIVOS**

### **PROBLEMA**

Se desconoce la dosis equivalente entregada en los equipos de tomografía computarizada Cone Beam Sirona Ortophos XG3D y Sirona Galileos en diferentes campos de visión (Field of View).

## HIPOTESIS

Las dosis equivalentes de ambos CT Cone Beam varían en función del campo de visión (FOV), obteniendo valores más altos en aquellos FOV de mayor amplitud.

## OBJETIVOS

### OBJETIVO GENERAL:

Comparar las dosis equivalentes de radiación emitida en dos equipos CT Cone Beam y evaluar si estas varían significativamente al momento de modificar el tamaño del campo de visión (FOV).

## OBJETIVO ESPECÍFICO:

- Determinar las dosis equivalente en cristalino utilizando un fantoma antropomorfo de cráneo, empleando dosímetros termoluminiscentes (TLD).
- Determinar las dosis equivalente en tiroides utilizando un fantoma antropomorfo de cráneo, empleando dosímetros termoluminiscentes (TLD).
- Determinar las dosis equivalente en parotida utilizando un fantoma antropomorfo de cráneo, empleando dosímetros termoluminiscentes (TLD).
- Comparar las dosis equivalentes obtenidas en cada organo según los distintos campos de visión seleccionados.

## **MATERIALES Y METODOS**

El estudio se llevó a cabo en el servicio de radiología de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae, Santiago de Chile. Este se dividió en dos etapas:

- I. Confección de un Fantoma Antropomorfo.
- II. Toma de exámenes de Tomografía Computada Cone Beam y dosimetría.

## I. CONFECCIÓN DE UN FANTOMA ANTROPOMORFO

Los fantomas están diseñados para asistir de forma técnica al personal que trabaja en radiología en la selección, monitorización y entrenamiento de los parámetros a aplicar en los distintos procedimientos radiológicos, imitando la anatomía lo mejor posible, mostrando estructuras externas e internas<sup>(67)</sup>.

Los fantomas se utilizan en odontología en el condicionamiento de equipos radiográficos (rayos X dentales, panorámicos y sistemas de tomografía computada Cone Beam) para lograr un correcto posicionamiento de tal forma de obtener imágenes óptimas para el diagnóstico, en medición de dosis de radiación y el seguimiento de la calidad de las imágenes y equipos<sup>(67)</sup>.

En la confección de fantomas antropomorfos para radiología se busca que el material de construcción sea lo más similar a los tejidos a representar. Como los tejidos blandos son conformados por una gran cantidad de agua se busca que el material sea lo más “agua-equivalente”. Existen en el mercado diferentes materiales plásticos o de resina de una densidad muy cercana a la del agua<sup>(67)</sup>.

Estudios realizados anteriormente han demostrado que la densidad radiográfica del agua es de 0 Unidades Hounsfield (UH).<sup>(7,8,68,69,70)</sup>

Dentro de los materiales que se pueden utilizar para la confección del fantomas se encuentra la parafina sólida, que es un derivado del petróleo y que posee un punto de fusión de 650-700 °c . Es de color blanquecino, inodora e insípida a temperatura ambiente y tiene una densidad agua equivalente de 0,7 a 0,9 UH dependiendo el grado de pureza de esta<sup>(67,68)</sup>.

## MATERIALES:

- Cabeza Ósea (cráneo).
- Parafina sólida, 5 Kg.
- Ácido esteárico, 280 gr. (aumenta dureza, brillo y maleabilidad de la parafina sólida. 28 gr por cada 500 gr de parafina sólida)
- Laminas termoplásticas Aquaplast.
- Tela adhesiva de papel.
- 3 placas de MDF (Medium Density Fibreboard) (Trupán)
- Adhesivo de metacrilato.
- Poliestireno expandido (Plumavit) de alta densidad para la simulación de las cavidades aéreas
- Tubo de acrílico de 10mm de diámetro y de 26,5cm de largo para introducir un dosímetro dentro del cráneo.
- Placa de acrílico de 4mm de espesor y de 15 X 15 cm para la elaboración de la base del fantoma.

## MÉTODO DE CONFECCIÓN:

Mediante láminas de Aquaplast, se procedió a tomar una impresión de un modelo humano del cuello y de la cara, de tal forma de obtener una máscara de aquaplast. (*figura 18*).



*Figura 18*  
*Elaboración de máscara de Aquaplast*

Una vez obtenida la impresión adecuada, la máscara de Aquaplast fue cubierta con tela adhesiva de papel en toda su superficie interna, para así formar el molde que posteriormente será rellenado con parafina sólida (*figura 19*).



*Figura 19*  
*Máscara de Aquaplast cubierto con tela adhesiva en su cara interna*

Se utilizó una cabeza ósea la cual fue posicionada en el interior de esta estructura. Previo a esto se procedió a pegar el maxilar inferior a su articulación correspondiente en la base del cráneo (articulación temporomandibular) (*figura 20*).

Luego con Poliestireno expandido (que presenta una densidad radiográfica semejante a la del aire) se elaboró una estructura que simulare el espacio orofaríngeo. (*figura 20*).



*Figura 20*  
*Cabeza ósea, estructura de Poliestireno expandido*  
*posicionado para simular el espacio oro faríngeo.*

La parafina en conjunto con el ácido esteárico se derritió a una temperatura de 70°C dentro de un baño de agua caliente (Baño María), de manera de no sobrepasar una temperatura de 80°C.

La parafina se trabajó, entonces no en su forma líquida, sino transformada en una pasta, la cual se obtuvo poniéndola en un recipiente y batiéndola para que se fuera enfriando, tomando finalmente un color blanquecino pálido y siendo fácilmente moldeable en la mano.

Por medio de una técnica incremental, se procedió a rellenar los espacios de la base del cráneo y todas las cavidades, dejando el agujero magno abierto, de manera tal de dejar la posibilidad de introducir un tubo de acrílico para la ubicación de un dosímetro a nivel cerebral central.

Para la forma de la nariz se tomó una lámina de aquaplast en donde se formó el arco nasal, el que luego se cubrió con parafina semisólida dándole su forma final.

Para confeccionar el cuello del fantoma se utilizaron 3 placas de MDF (Medium Density Fibreboard) más conocido como trupán, dispuestas de forma estratégica para poder montar sobre esta la base de cráneo. Esta estructura fue cubierta por un tubo de acrílico. Luego, se procedió a realizar el llenado de la estructura con parafina en forma gradual, permitiendo de esta manera que esta se enfríe y también evitando posibles derrames del material (*figura 21*).



*Figura 21*

*Cráneo montado sobre base MDF, procedimiento de confección de cuello del fantoma con acrílico y parafina sólida. Para dar forma a la estructura se utilizó tela adhesiva de papel.*

Una vez realizado esto, se dejó enfriando un día.

Al día siguiente se procedió a desmontar el MDF con el que se conformó la estructura de soporte para el cuello, exponiendo el resultado final de acrílico en la base con parafina sólida. Luego se terminó de cubrir la superficie externa faltante, y con un cuchillo cartonero se procedió a eliminar los sobrenadantes, dándole el acabado final a la estructura (*figura 22*).



*Figura 22*  
*Fantoma terminado*

Finalmente se marcó la línea media del fantoma antropomorfo con una cinta de goma adhesiva negra poder determinar su correcto posicionamiento en el equipo y se realizaron agujeros de 3,5 mm de diámetro, los que se identificaron numéricamente del 1 al 7 de la siguiente manera:

**Los número 1 y 2:** Corresponden a los orificios ubicados a nivel del cristalino: El cristalino es una estructura con forma de lente biconvexo, transparente, ubicado por detrás del iris que hace el papel de ligamento suspensorio. El cristalino de un adulto tiene, en promedio, 9 mm de diámetro y 5 mm de grosor y pesa 200 mg. Su transparencia se mantiene gracias a la

disposición ordenada de las fibras que lo forman. La pérdida de transparencia del cristalino se llama catarata y puede ocurrir como resultado de la sobreexposición a radiaciones ionizantes <sup>(17, 28, 27,71)</sup>, de ahí la importancia de cuantificar la dosis equivalente que recibe este órgano crítico.

El cristalino se encuentra a 20mm hacia craneal desde el agujero infraorbitario y 4 mm de profundidad desde la córnea <sup>(71)</sup>. Los dosímetros fueron ubicados siguiendo estas referencias (*figura 23*).

**Los números 3 y 4:** Corresponden a orificios ubicados en la zona del ángulo mandibular en el cuerpo de la Glándula Parótida: Glándula salival de mayor tamaño ubicada entre la rama del maxilar inferior y el conducto auditivo externo dentro de la celda parotídea. Esta es un compartimiento de forma piramidal truncada con cuatro paredes, una base y un vértice.

La radiación ionizante en las glándulas salivales produce efectos inflamatorios y degenerativos en el parénquima de las glándulas salivales, especialmente es las células acinares serosas. La respuesta temprana del tejido de la glándula salival a la radiación produce una disminución de las tasas de flujo salival en la primera semana de tratamiento y la xerostomía (la sensación subjetiva de sequedad oral) se torna obvia cuando las dosis exceden 10 Gy<sup>(72)</sup>.

**Los números 5 y 6:** Corresponden a orificios ubicados en ambos lóbulos de la Glándula Tiroides: Órgano radiosensible situado justo debajo del cartílago Tiroides y sobre la tráquea.

**Número 7:** Se fabricó un tubo de acrílico relleno con parafina sólida, el que atraviesa la base de cráneo por medio del agujero magno, en la cual va introducido un cristal TLD. El objetivo de esto es determinar la radiación que llega a nivel cerebral medio. En el presente estudio esta ubicación no fue utilizada, será utilizado en estudios posteriores.

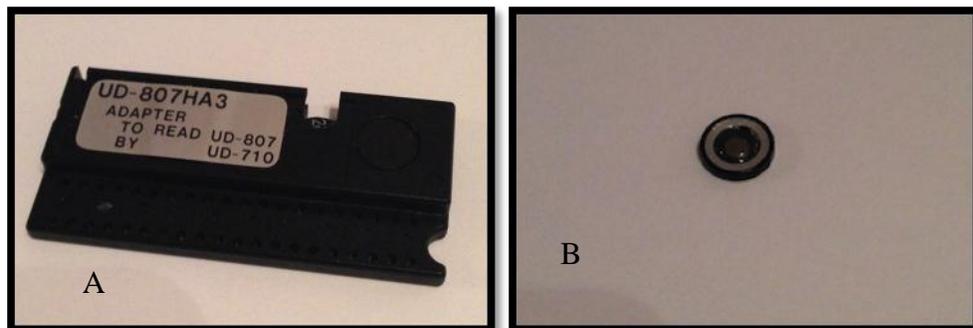


*Figura 23*  
*Clasificación numerica para la ubicación de cristales TLD en fantoma antropomorfo.*

II. TOM

## II. TOMA DE EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA CONE BEAM Y DOSIMETRÍA.

Se utilizaron dosímetros TLD de fluoruro de litio (cristales TLD-100 Chip, Thermo Fisher) Panasonic®, cuyas dimensiones son 3,18 x 3,18 x 0,035 mm. Los cuales fueron calibrados y estandarizados en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes (LMRI) de la Comisión Chilena de Energía Nuclear (CChEN), antes de realizar las mediciones en el fantoma antropomorfo (*figura 24*).



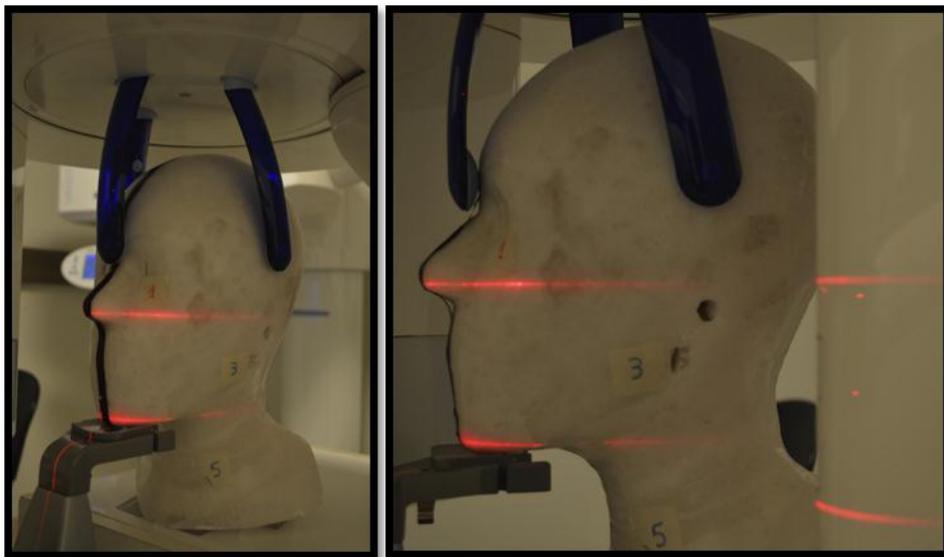
*Figura 24*

*A) Estuche protector de cristal TLD. B) Cristal TLD*

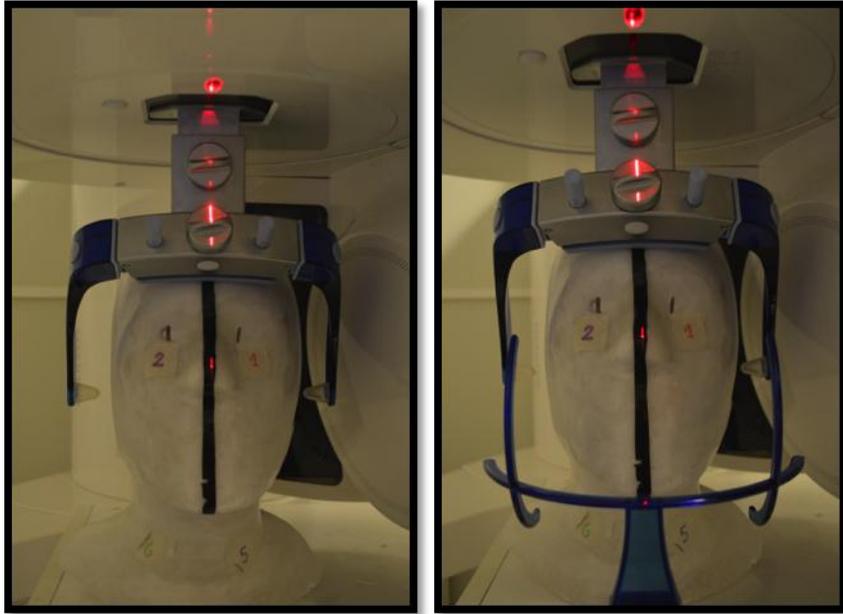
Las mediciones se llevaron a cabo en el Servicio de radiología de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae, Santiago de Chile. El número total de exámenes radiográficos corresponde a 90 muestras obtenidas en equipos CBCT Sirona® las cuales fueron divididas de la siguiente forma:

- I) **Grupo 1:** 30 muestras en equipo Ortophos XG3D, campo de visión (field of view, fov) 5,5 cm x 8 cm maxilar inferior, 85 Kv, 10 mAs, 5,1 seg, HD off.
- II) **Grupo 2:** 30 muestras en equipo Ortophos XG3D, campo de visión (field of view, fov) 8 cm x 8 cm bimaxilar, 85 Kv, 10 mAs, 5,1 seg, HD off.
- III) **Grupo 3:** 30 muestras en equipo Galileos, campo de visión (field of view, fov) 15 cm x 15 cm facial, 98 Kv, 10 mAs, Programa V05, HD off.

Para obtener las muestras se posicionó al fantoma antropomorfo dejando el plano de Frankfurt paralelo al piso y coincidente con el haz de luz láser proveniente del equipo, al igual que la línea media la que coincidió con la luz láser proveniente del equipo. (figura 25 y 26)



*Figura 25*  
*Posicionamiento de fantoma antropomorfo en*  
*CBCT Ortophos*



*Figura 26*  
*Posicionamiento de fantoma antropomorfo en*  
*CBCT Galileos*

En cada toma radiográfica fueron utilizados 6 dosímetros TLD distintos, los cuales fueron analizados en el Laboratorio de Dosimetría de Photomat Chile Ltda.

A cada grupo se midió la dosis equivalente recibida en los 2 Cristalinos, 2 Glándulas Parótidas y ambos lóbulos de la Glándula Tiroides.

Los resultados fueron organizados en tablas de Microsoft Excel 2010 y analizados estadísticamente.

## RESULTADOS

### ESTADÍSTICA:

Las tres técnicas fueron sometidas a un análisis de varianzas de un factor (ANOVA one way), con un nivel de error  $\alpha = 0,05$ .

Se comparó dosis equivalente de radiación en seis órganos: cristalino derecho e izquierdo, parótida derecha e izquierda y tiroides derecha e izquierda.

Los resultados obtenidos de la comparación de la dosis equivalente para cristalino derecho con las tres técnicas utilizadas, son expresados en la tabla 1

*Tabla 1*

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 1	30	4135	137,83	9,18
Columna 2	30	4504	150,13	56,81
Columna 3	30	6149	204,97	47,27

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	76648,6889	2	38324,3444	1015,10624	4,99E-61	3,10129576
Dentro de los grupos	3284,6	87	37,754023			
Total	79933,2889	89				

La técnica 3 presenta una dosis promedio de 204 uSv mayor, que la observada en las técnicas 1 y 2. Entre estos últimos, los valores promedio observados fueron 137,4 y 150,13 uSv respectivamente, siendo por lo tanto la técnica 1 el que presenta la menor dosis de radiación, expresada en dosis equivalente.

Si comparamos de manera separada dos de las tres técnicas analizadas, con un error alfa de 0,05, el nivel de probabilidad de error entre el grupo 1 y 2 es de  $1,9772E-11$ . Por otra parte, si comparamos la técnica 1 con la técnica 3, el nivel de probabilidad de error es de  $7,2675E-49$ . Por último al comparar la técnica 2 con la técnica 3 el nivel de probabilidad de error es de  $1,4403E-36$ . Se rechaza por lo tanto la hipótesis nula en todas comparaciones grupales.

Diferencia de dosis entre tratamientos se expresan en las tablas 2, 3 y 4.

*Tabla 2*

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 1	30	4135	137,83	9,18
Columna 2	30	4504	150,13	56,81

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	2269,35	1	2269,35	68,7813583	1,9772E-11	4,00687289
Dentro de los grupos	1913,63333	58	32,9936782			
Total	4182,98333	59				

Tabla 3

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 1	30	4135	137,83	9,18
Columna 3	30	6149	204,97	47,27

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	67603,2667	1	67603,2667	2395,03368	7,2675E-49	4,00687289
Dentro de los grupos	1637,13333	58	28,2264368			
Total	69240,4	59				

Tabla 4

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 2	30	4504	150,13	56,81
Columna 3	30	6149	204,97	47,27

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	45100,4167	1	45100,4167	866,616512	1,4403E-36	4,00687289
Dentro de los grupos	3018,43333	58	52,041954			
Total	48118,85	59				

En relación a la comparación de la dosis equivalente para cristalino izquierdo con las tres técnicas utilizadas, los resultados son expresados en la tabla 5.

Tabla 5

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	4273	142,43	24,94
Columna 2	30	4401	146,70	71,32
Columna 3	30	6057	201,90	50,64

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	66015,2889	2	33007,6444	674,041765	1,109E-53	3,10129576
Dentro de los grupos	4260,36667	87	48,9697318			
Total	70275,6556	89				

La técnica 3 presenta una dosis promedio de 201,9 uSv, mayor que la observada en las técnicas 1 y 2. Entre estos últimos, los valores promedio observados fueron 142,43 y 146,70 uSv respectivamente, siendo por lo tanto la técnica 1 la que presenta la menor dosis de radiación, expresada en dosis equivalente.

Si comparamos de manera separada dos de las tres técnicas analizadas, con un error alfa de 0,05, el nivel de probabilidad de error entre el grupo 1 y 2 es de 0,02052633. Por otra parte, si comparamos la técnica 1 con la técnica 3, el nivel de probabilidad de error es 2,4383E-42. Por último al comparar la técnica 2 con la técnica 3 el nivel de probabilidad de error es de 7,3538E-35. Se rechaza por lo tanto la hipótesis nula en todas comparaciones grupales.

Diferencia de dosis entre tratamientos se expresan en las tablas 6, 7, y 8.

Tabla 6

Análisis de varianza de un factor					
RESUMEN					
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza	
Columna 1	30	4273	142,43	24,94	
Columna 2	30	4401	146,70	71,32	

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	273,066667	1	273,066667	5,67326567	0,02052633	4,00687289
Dentro de los grupos	2791,66667	58	48,1321839			
Total	3064,73333	59				

Tabla 7

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 1	30	4273	142,43	24,94
Columna 3	30	6057	201,90	50,64

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	53044,2667	1	53044,2667	1403,50087	2,4383E-42	4,00687289
Dentro de los grupos	2192,06667	58	37,7942529			
Total	55236,3333	59				

Tabla 8

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 2	30	4401	146,70	71,32
Columna 3	30	6057	201,90	50,64

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	45705,6	1	45705,6	749,483969	7,3538E-35	4,00687289
Dentro de los grupos	3537	58	60,9827586			
Total	49242,6	59				

En relación a la comparación de la dosis equivalente para parótida derecha con las tres técnicas utilizadas, los resultados son expresados en la tabla 9.

*Tabla 9*

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 1	30	37815	1260,50	1263,50
Columna 2	30	40775	1359,17	1702,83
Columna 3	30	49715	1657,17	697,39

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	2558835,556	2	1279418	1047,638744	1,3381E-61	3,10129576
Dentro de los grupos	106247,8333	87	1221,239			
Total	2665083,389	89				

La técnica 3 presenta una dosis promedio de 1677,17 uSv, mayor que la observada en las técnicas 1 y 2. Entre estos últimos, los valores promedio observados fueron 1260,5 y 1359,17 uSv respectivamente, siendo por lo tanto la técnica 1 el que presenta la menor dosis de radiación, expresada en dosis equivalente.

Si comparamos de manera separada dos de las tres técnicas analizadas, con un error alfa de 0,05, el nivel de probabilidad de error entre el grupo 1 y 2 es de 4,1381E-14. Por otra parte, si comparamos la técnica 1 con la técnica 3, el nivel de probabilidad de error es 6,2923E-49. Por último al comparar la técnica 2 con la técnica 3 el nivel de probabilidad de error es de 1,6336E-39. Se rechaza por lo tanto la hipótesis nula en todas comparaciones grupales.

Diferencia de dosis entre tratamientos se expresan en las tablas 10,11, y 12.

Tabla 10

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	37815	1260,50	1263,50
Columna 2	30	40775	1359,17	1702,83

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	146026,6667	1	146026,7	98,45600629	4,1381E-14	4,00687289
Dentro de los grupos	86023,66667	58	1483,167			
Total	232050,3333	59				

Tabla 11

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	37815	1260,50	1263,50
Columna 3	30	49715	1657,17	697,39

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	2360166,667	1	2360167	2407,246317	6,2923E-49	4,00687289
Dentro de los grupos	56865,66667	58	980,4425			
Total	2417032,333	59				

Tabla 12

Análisis de varianza de un factor					
RESUMEN					
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza	
Columna 2	30	40775	1359,17	1702,83	
Columna 3	30	49715	1657,17	697,39	

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	1332060	1	1332060	1109,948999	1,6336E-39	4,00687289
Dentro de los grupos	69606,33333	58	1200,109			
Total	1401666,333	59				

En relación a la comparación de la dosis equivalente para parótida izquierda con las tres técnicas utilizadas, los resultados son expresados en la tabla 13.

Tabla 13

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	45222	1507,40	1640,39
Columna 2	30	48609	1620,30	2735,87
Columna 3	30	52160	1738,67	750,37

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	802413,489	2	401206,744	234,778221	8,6983E-36	3,10129576
Dentro de los grupos	148672,167	87	1708,87548			
Total	951085,656	89				

La técnica 3 presenta una dosis promedio de 1738,67 uSv, mayor que la observada en las técnicas 1 y 2. Entre estos últimos, los valores promedio observados fueron 1507,4 y 1620,3 uSv respectivamente, siendo por lo tanto la técnica 1 la que presenta la menor dosis de radiación, expresada en dosis equivalente.

Si comparamos de manera separada dos de las tres técnicas analizadas, con un error alfa de 0,05, el nivel de probabilidad de error entre el grupo 1 y 2 es de 3,5571E-13. Por otra parte, si comparamos la técnica 1 con la técnica 3, el nivel de probabilidad de error es 1,4244E-33. Por último al comparar la técnica 2 con la técnica 3 el nivel de probabilidad de error es de 8,6599E-16. Se rechaza por lo tanto la hipótesis nula en todas comparaciones grupales.

Diferencia de dosis entre tratamientos se expresan en las tablas 14, 15 y 16.

Tabla 14

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	45222	1507,40	1640,39
Columna 2	30	48609	1620,30	2735,87

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	191196,15	1	191196,15	87,3788167	3,5571E-13	4,00687289
Dentro de los grupos	126911,5	58	2188,12931			
Total	318107,65	59				

Tabla 15

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	45222	1507,40	1640,39
Columna 3	30	52160	1738,67	750,37

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	802264,067	1	802264,067	671,138945	1,4244E-33	4,00687289
Dentro de los grupos	69331,8667	58	1195,37701			
Total	871595,933	59				

Tabla 16

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 2	30	48609	1620,30	2735,87
Columna 3	30	52160	1738,67	750,37

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	210160,017	1	210160,017	120,565425	8,6599E-16	4,00687289
Dentro de los grupos	101100,967	58	1743,12011			
Total	311260,983	59				

En relación a la comparación de la dosis equivalente para tiroides derecha con las tres técnicas utilizadas, los resultados son expresados en la tabla 17.

Tabla 17

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	4782	159,40	67,21
Columna 2	30	7385	246,17	93,04
Columna 3	30	8059	268,63	94,59

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	199651,267	2	99825,6333	1175,16081	1,0924E-63	3,10129576
Dentro de los grupos	7390,33333	87	84,9463602			
Total	207041,6	89				

La técnica 3 presenta una dosis promedio de 268,63 uSv, mayor que la observada en las técnicas 1 y 2. Entre estos últimos, los valores promedio observados fueron 246,17 y 268, 63 uSv respectivamente, siendo por lo tanto la técnica 1 el que presenta la menor dosis radiación, expresada en dosis equivalente.

Si comparamos de manera separada dos de las tres técnicas analizadas, con un error alfa de 0,05, el nivel de probabilidad de error entre el grupo 1 y 2 es de 2,1715E-42. Por otra parte, si comparamos la técnica 1 con la técnica 3, el nivel de probabilidad de error es 6,8618E-48. Por último al comparar la técnica 2 con la técnica 3 el nivel de probabilidad de error es de 1,411E-12. Se rechaza por lo tanto la hipótesis nula en todas comparaciones grupales.

Diferencia de dosis entre tratamientos se expresan en las tablas 18, 19 y 20.

Tabla 18

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	4782	159,40	67,21
Columna 2	30	7385	246,17	93,04

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	112926,817	1	112926,817	1409,34767	2,1715E-42	4,00687289
Dentro de los grupos	4647,36667	58	80,1270115			
Total	117574,183	59				

Tabla 19

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	4782	159,40	67,21
Columna 3	30	8059	268,63	94,59

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	178978,817	1	178978,817	2212,36203	6,8618E-48	4,00687289
Dentro de los grupos	4692,16667	58	80,8994253			
Total	183670,983	59				

Tabla 20

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 2	30	7385	246,17	93,04
Columna 3	30	8059	268,63	94,59

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	7571,26667	1	7571,26667	80,7062499	1,411E-12	4,00687289
Dentro de los grupos	5441,13333	58	93,8126437			
Total	13012,4	59				

En relación a la comparación de la dosis equivalente para tiroides izquierda con las tres técnicas utilizadas, los resultados son expresados en la tabla 21.

Tabla 21

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	4319	143,97	19,34
Columna 2	30	7655	255,17	81,25
Columna 3	30	8107	270,23	108,67

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	285357,156	2	142678,578	2045,48674	7,1958E-74	3,10129576
Dentro de los grupos	6068,5	87	69,7528736			
Total	291425,656	89				

La técnica 3 presenta una dosis promedio de 270, 23 uSv, mayor que la observada en las técnicas 1 y 2. Entre estos últimos, los valores promedio observados fueron 143,97 y 255,17 uSv respectivamente, siendo por lo tanto la técnica 1 el que presenta la menor irradiación, expresada en dosis equivalente.

Si comparamos de manera separada dos de las tres técnicas analizadas, con un error alfa de 0,05, el nivel de probabilidad de error entre el grupo 1 y 2 es de 3,3736E-54. Por otra parte, si comparamos la técnica 1 con la técnica 3, el nivel de probabilidad de error es 2,3225E-54. Por último al comparar la técnica 2 con la técnica 3 el nivel de probabilidad de error es de 1,4253E-07. Se rechaza por lo tanto la hipótesis nula en todas comparaciones grupales.

Diferencia de dosis entre tratamientos se expresan en las tablas 22, 23 y 24.

Tabla 22

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	4319	143,97	19,34
Columna 2	30	7655	255,17	81,25

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	185481,6	1	185481,6	3687,84405	3,3736E-54	4,00687289
Dentro de los grupos	2917,13333	58	50,2954023			
Total	188398,733	59				

Tabla23

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
Columna 1	30	4319	143,97	19,34
Columna 3	30	8107	270,23	108,67

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	239149,067	1	239149,067	3736,36865	2,3225E-54	4,00687289
Dentro de los grupos	3712,33333	58	64,0057471			
Total	242861,4	59				

Tabla 24

Análisis de varianza de un factor				
RESUMEN				
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>
Columna 2	30	7655	255,17	81,25
Columna 3	30	8107	270,23	108,67

ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	3405,06667	1	3405,06667	35,85886	1,4253E-07	4,00687289
Dentro de los grupos	5507,53333	58	94,9574713			
Total	8912,6	59				

En resumen, para las mediciones realizadas en todos los órganos sometidos a radiación, expresada en uSv, la técnica 3 fue aquella que mayor radiación profirió, seguido por la técnica 2 y finalmente la técnica 1 que fue el que a menor radiación expuso a los distintos órganos analizados. Se rechaza la hipótesis nula estadística, por lo que existen diferencias significativas entre los valores obtenidos para cada uno de los quipos analizados en los diferentes órganos evaluados.

## DISCUSIÓN

Actualmente es posible cuantificar las dosis de radiación recibidas en órganos críticos durante la toma de exámenes radiológicos a nivel oral y maxilofacial.

Dentro de los equipos de radiología dental y maxilofacial contamos con los sistemas Cone Beam.

En el mercado es posible encontrar una gran variedad de equipos de tomografía computada Cone Beam como el equipo Ortophos XG3D y el Galileos, ambos de Sirona ®. En estos, así como también en otros es posible también seleccionar uno o varios campos de visión o fields of view (fov) el cual determinará el tamaño de la imagen adquirida como un volumen, y de la misma forma la radiación emitida por el equipo y recibida por el paciente.

En el presente estudio se buscó comparar dosis equivalente de radiación medidas a nivel de cristalino, glándula parótida y tiroides (a ambos lados de la línea media) al efectuar exámenes de tomografía computada cone beam utilizando dos equipos (Sirona Galileos ® y Sirona Ortophos XG3D ®) y 3 diferentes campos visión de fields of view (5,5 cm x 8 cm, 8 cm x 8cm, de forma cilíndrica y uno de 15 cm de diámetro de forma esférica). Para esto se construyó un fantoma antropomorfo dentro del cual se ubicaron 6 dosímetros termoluminiscentes. Se realizaron 30 tomas radiográficas por cada uno de los 3 fov seleccionados y los dosímetros fueron analizados.

Se observó que en los exámenes realizados con un field of view mayor (15 cm de diámetro) fue donde se pudo medir una mayor dosis equivalente en los órganos en estudio, siendo siempre mayor a nivel de la glándula parótida. A este le siguió el fov de 8 cm x 8 cm y finalmente el más pequeño de 5,5 cm x 8 cm.

Hirsch y cols. realizaron un estudio semejante en el cual compararon dosis en superficie y dosis absorbida entre dos equipos de tomografía computarizada Cone Beam; el Veraviewepocs 3D® (Morita, Kyoto, Japan) y el 3D Accuitomo ® (Morita, Kyoto, Japan) en diferentes campos de visión (fields of view).<sup>(73)</sup>

Las dosis fueron medidas en un fantoma antropomorfo en el que fueron seleccionados 16 sitios órgano- sensibles y superficiales. En estos sitios fueron colocados dosímetros termoluminiscentes (TLD). Los 16 sitios fueron: tercera vértebra cervical, rama mandibular, espina cervical, hipófisis, cristalino, premolares superiores e inferiores, piso del seno maxilar, glándula tiroides, glándula submandibular, glándula parótida, piel sobre la tiroides, piel del sector posterior del cuello, filtrum, piel sobre la parótida y nasion.<sup>(73)</sup>

Se utilizaron campos de visión angostos y largos. Los campos de visión de Veraviewepocs 3D fueron 8x 4 cm, 4x4 cm, y vista panorámica. Los campos de visión de 3D Accuitomo fueron 6x6 cm y 4x4cm y vista panorámica. Los parámetros del equipo fueron los adecuados para un adulto joven de sexo masculino.<sup>(73)</sup>

La dosis efectiva mayor fue observada en el 3D Accuitomo en el campo de visión de 4x4 cm (20,02  $\mu$ Sv); el valor más alto, en tanto fue observado en 3D Accuitomo en el campo de visión de 6x6 cm (43,27  $\mu$ Sv). Las dosis obtenidas para Veraviewepocs 3D fueron 39,92  $\mu$ Sv para el campo de visión de 8x4 cm, 30,92  $\mu$ Sv para el campo de visión de 4x4 cm y 29,78  $\mu$ Sv para el campo de visión panorámico más anterior 4x4 cm<sup>(73)</sup>. Determinaron que de las estructuras anatómicas analizadas, una de las que mayor dosis recibió fue la glándula parótida, resultado que concuerda con nuestro estudio. Ellos concluyeron además que las dosis entregadas por ambos equipos se encontraron en rangos comparables cuando fueron utilizados campos de visión de 4x4 cm. Campos de visión pequeños se utilizarán para imágenes dentales, mientras que los campos

de visión más grandes quedarán reservados solo para cuando sean necesarias imágenes más grandes.<sup>(73)</sup>

Theodorakou y cols. utilizando fantomas antropomorfos pediátricos y dosímetros termoluminiscentes midieron dosis efectiva en distintos órganos en exámenes de tomografía computada cone beam <sup>(74)</sup>.

Ellos observaron, al igual que en nuestro estudio una mayor dosis absorbida en glándulas salivales, seguido de glándula tiroides, independiente del protocolo y fov utilizado <sup>(74)</sup>.

Rottke y cols. compararon las diferencias de dosis efectiva encontradas en 10 diferentes Tomógrafos Computados Cone Beam. Para esto, ellos ubicaron 48 dosímetros termoluminiscentes en 24 sitios (2 por sitio) en un fantoma de cabeza Rando ®. Los sitios en los que se ubicaron dosímetros fueron Calvaria anterior, calvaria izquierda, Calvaria posterior, órbita izquierda, órbita derecha, pituitaria, parótida izquierda, rama mandibular izquierda, mejilla derecha, rama mandibular derecha, parótida derecha, espina cervical central, cuerpo mandibular izquierdo, cuerpo mandibular derecho, glándula submandibular izquierda, glándula submandibular derecha, cuello posterior izquierdo, centro de glándula sublingual, línea media tiroídea, esófago, superficie tiroidea izquierda, cristalino izquierdo, cristalino derecho, cerebro medio.<sup>(75)</sup>

Los protocolos utilizados en los 10 CBCT fueron aquellos con los menores y mayores parámetros de exposición. Los equipos utilizados fueron el 3D Accuitomo FP® (J. Morita, MFG. CORP., Kyoto, Japan); el 3D eXam® (KaVo, Biberach, Germany); el Kodak 9000 3D® y el Kodak 9500® (Carestream Dental, Stuttgart, Germany); el ProMax 3D® (Planmeca Oy, Helsinki, Finland); el Galileos Comfort® y el Orthophos XG 3D® (Sirona, Bensheim, Germany); el Scanora 3D® (Sordex, Tuusula, Finland); y el Master3Ds® y PaX-Duo3D® (VATECH Co., Ltd y E-Woo, Suwon, Korea).<sup>(75)</sup>

Ellos no encontraron diferencias significativas entre los dos dosímetros ubicados en el mismo lugar. El cálculo de dosis efectivas resulto en valores entre los 17,2 mSv y 396 mSv. El valor más bajo en promedio para los protocolos con los menores parámetros de exposición fue de 31,6 mSv (D.S. 11,8 mSv) y 209 mSv (107,7 mSv) para los protocolos con los mayores parámetros de exposición. Los valores promedio para los dos protocolos de cada equipo fue de 120,3 mSv (D.S. 53,7 mSv).<sup>(75)</sup>

Pawels y cols. desarrollaron un estudio semejante en el que compararon dosis efectivas en 14 equipos diferentes de tomografía computada cone beam. Los equipos fueron 3D Accuitomo 170, Galileos Comfort, i-CAT Next Generation, Iluma Elite, Kodak 9000 3D, Kodak 9500, NewTom VG, NewTom VGi, Pax-Uni3D, Picasso Trio, ProMax 3D, Scanora 3D, SkyView y Veraviewepocs 3D. En estos, los investigadores seleccionaron los parámetros “típicos” de exposición. Las mediciones de dosis efectiva resultaron en valores desde 19 mSv y 368 mSv, dependiendo del tamaño del volumen seleccionado y la posición.<sup>(76)</sup>

En otro estudio semejante al nuestro, Xing Min y cols. compararon dosis efectiva seleccionando distintos parámetros de exposición de un cone beam Planmeca Promax 3D. este equipo provee 4 parámetros de imagen seleccionable y que hacen variar la dosis entregada; estos son tamaño del paciente, tamaño del volumen, resolución de imagen y campo de visión (field of view fov). Las dosis fueron medidas utilizando dosímetros termoluminiscentes los que fueron ubicados en grupos de a 3 en 21 sitios en el cuello y la cabeza de un fantoma antropomorfo. Durante cada toma radiográfica, 6 dosímetros TLD fueron mantenidos afuera de la sala para medir radiación de fondo. Para asegurar que incluso pequeños niveles de radiación pudieran ser detectados, cada medición se realizó 5 veces sin cambiar de posición al fantoma. Luego, simplemente el valor de dosis final de

cada toma radiográfica se dividió por 5 dando como medida final el promedio de las 5 tomas; este expresado en  $\mu\text{Gy}$ .<sup>(77)</sup>

Ellos obtuvieron como resultado que dosis efectiva para pacientes de tamaño por defecto de pequeños a grandes fueron de 102 a 298  $\mu\text{Sv}$ . Cuando fueron tomados exámenes con parámetros de resolución bajo, las dosis efectivas fueron reducidas de forma significativa, en desmedro de la calidad diagnóstica de la toma radiográfica.<sup>(77)</sup>

F Gijbels y cols desarrollaron un estudio en el que compararon dosis absorbida entregados de parte de 5 equipos de ortopantomografía diferentes. Estos fueron el equipo Cranex Tomew (Soredex, Helsinki, Finland), el Cranex Excelw (Soredex, Helsinki, Finland), el Veraviewepocs 5D® (Morita, Osaka, Japón), el EC Prolinew (Planmeca, Helsinki, Finland) y Orthoralix 9200 DDEw (Gendex, Des Plaines, IL). Exeptuando el Cranex Tomew®, todos los equipos contaban con receptores CCD, mientras que este con placas de fósforo.<sup>(78)</sup>

Para esto ellos utilizaron un fantoma antropomorfo dentro del cual fueron ubicados 13 dosímetros termoluminiscentes en zonas estratégicas y de interés. Estas fueron, el hueso, la médula ósea roja, esófago, pulmones, tiroides, cerebro, timo, glándulas salivales, piel y cristalino de los ojos. Un grupo de dosímetros se mantuvo apartado para medir radiación de fondo.<sup>(78)</sup>

Ellos encontraron que los más altos niveles de dosis se encuentran en las glándulas salivales (109.9–410.1 mGy). No encontraron diferencias significativas entre las unidades que usaban receptores CCD y placas de fósforo. Tiroides fue el órgano que quedó a continuación, y luego de estos el cerebro y cristalino. Resultados semejantes a los encontrados en nuestro estudio, salvo por las dosis que en ortopantomografía digital estas son menores que en CBCT.<sup>(78)</sup>

Es importante destacar que en nuestro estudio solo se midió la dosis equivalente recibida por el dosímetro, ubicado en sitios de interés previamente seleccionados. Esto con el fin de determinar que órgano es el que recibe más o menos radiación, dejando de lado la medición del valor absoluto de dosis equivalente recibida por un órgano en un determinado examen radiográfico. Para realizar esto habría que medir radiación de fondo y restarla a las mediciones obtenidas en cada dosímetro. Por esto invitamos a seguir investigando este tema.

## CONCLUSIONES

- Los valores de dosis equivalente medidos entre los equipos de Tomografía Computada Cone Beam Sirona Ortophos XG3D ® y Sirona Galileos ® varían entre sí, siendo estas diferencias estadísticamente significativas, midiéndose una mayor dosis equivalente a los tejidos cuando un Campo de Visión (field of view/ fov) mayor fue seleccionado (15 cm > 8cm x 8cm > a 5,5cmx 8cm).
- De los órganos estudiados (cristalino derecho e izquierdo, glándula parótida derecha e izquierda y ambos lóbulos de la tiroides), aquel que mayor dosis equivalente recibió fue la glándula parótida. A esta le siguió la glándula tiroides y en tercer lugar el cristalino, no observándose diferencias significativas entre órganos a ambos lados de la línea media (glándula parótida izquierda y derecha, glándula tiroides izquierda y derecha, y ambos lóbulos de la glándula tiroides).
- Recomendamos considerar esta tesis como el inicio de una línea investigativa orientada a determinar dosis equivalente recibida por ciertos órganos radiosensibles a nivel maxilofacial y cerebral; para lo cual sería interesante aumentar el número de mediciones para cada órgano y medir radiación natural de fondo a fin de poder definir dosis equivalente total recibida por un órgano en particular según equipo de Tomografía Computada Cone Beam utilizado y campo de visión (field of view) seleccionado de tal forma de poder desarrollar protocolos de toma de exámenes imagenológicos considerando el riesgo atribuible a cada técnica.

## BIBLIOGRAFÍA

- (1) Delgado O, Fernández O, Leyton F, Rodríguez AM, Tagle S et al. Manual de Protección y de Buenas Prácticas en Radiología Dento-Maxilo-Facial. En ISP. Capítulo V, Principios de protección Radiológica. Gobierno de Chile Ministerio de salud; 2005. pp. 25.
- (2) Chimenos Kustner E. Radiología en Medicina Bucal. Barcelona España: Masson; 2005.
- (3) Lenguas A, Ortega R, Samara G, López M. Tomografía computerizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. *Cient dent.* 2010; 7(2):147-159.
- (4) 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. *Dentomaxillofacial Radiology.* March 2013; 42(3):1-9.
- (5) Pauwels R, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacovs R, Horner K, Bogaer E. Dose distribution for dental conebeam CT and its implication for defining a dose index. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2012; 41(3):583-593.
- (6) 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(4):219-226.
- (7) Urzua Novoa R. Técnicas Radiográficas Dentales y Maxilofaciales, Aplicaciones. Santiago, Chile: Amolca; 2005.

- (8) White Pharoah, Oral Radiology. Principles and Interpretation. 5a.ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 2004.
- (9) Whaites E. Fundamentos de radiología dental. 4ª.ed. Barcelona, España: Masson; 2008.
- (10) White Pharoah, Oral Radiology. Principles and Interpretation. 5a.ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 2004.
- (11) Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofac Radiol. 1999; 28: 245-248.
- (12) 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.
- (13) Briner A, Urzúa R. Cone beam: Sistema accuitomo 3DX, Morita. Anu Soc Radiol Oral Máximo Facial de Chile. 2007;10:51-55.
- (14) 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
- (15) Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work?: Dent Clin North Am. 2008; 52:707-730.
- (16) Bryant JA, Drage NA, Richmond S, Study of the Scan Uniformity from an i-CAT Computed Tomography Dental Imaging System. Dentomaxillofacial Radiology. 2008; 37:365- 374.

- (17) Chimenos Kustner E Radiología en Medicina Bucal. España: Masson; 2007.
- (18) Delgado O, Fernández O, Leyton F, Rodríguez AM, Tagle S, et al. Manual de Protección y de Buenas Prácticas en Radiología Dento-Maxilo-Facial. En: ISP. Capítulo III, Generalidades de física nuclear, radiaciones ionizantes, principales magnitudes y unidades, aplicaciones, metodos de medición y equipos generadores de rayos X. Santiago, Chile: Gobierno de Chile Ministerio de Salud; 2005. pp. 11-18.
- (19) International Commission on Radiological Protection (ICRP). Radiological protection and safety in medicine. Publication. 1996; 73:2-45.
- (20) International Commission on Radiological Protection (ICRP). Las recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publication. 2007; 103(.37):1-332.
- (21) Cortéz JM, et al. Tecnicas de prevención de Riesgos Laborales, seguridad e higiene en el trabajo. 9ª.ed. Santiago, Chile: Tébar; 2007.
- (22) Ministerio de Salud Chile. Decreto Ley no 3. Aprueba reglamento de protección radiológica de instalaciones radiactivas; 1985.
- (23) Autoridad Regulatoria Nuclear (ARN). Norma Básica de Seguridad Radiológica. AR 10.1.1. Revisión 3. República Argentina: ARN; 2003.
- (24) Delgado O, Fernández O, Leyton F, Rodríguez AM, Tagle S, et al. Manual de Protección y de Buenas Prácticas en Radiología Dento-Maxilo-Facial. En ISP. Capítulo VI, Vigilancia radiológica personal por dosimetría de los trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes. Chile: Ministerio de salud; 2005. pp. 33-36.

- (25) International Commission on Radiological Protection (ICRP). Protección Radiológica en Medicina. Marco de la protección radiológica en las recomendaciones 2007. Argentina: Sociedad Argentina de Radioprotección; 2011. (105):27-35.
- (26) Protocolo Español de Control de calidad en Radiodiagnóstico, Sociedad Española de Física Médica. España: Sociedad Española de Protección Radiológica; 1996 - 2002.
- (27) Horner K, Islam M, Flyfare J, 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.
- (28) Delgado O, Fernández O, Leyton F, Rodríguez AM, Tagle S et al. Manual de Protección y de Buenas Prácticas en Radiología Dento-Maxilo-Facial. En: ISP. Capítulo VIII, Efectos biológicos por radiaciones ionizantes. Gobierno de Chile: Ministerio de salud; 2005: pp. 41-43.
- (29) Horn-Ross PL, Ljung B-M, Morrow M. Environmental factors and the risk of salivary gland cancer. Epidemiology. 1997; 8:414-419.
- (30) Memon A, Godward S, Williams D, Siddique L, Al-Salek K. Dental X- rays and the risk of thyroid cancer: A case-control study. Acta Oncol. 2010; 49:447-453
- (31) Claus EB, Calvocoressi L, Bondy ML, Schildkraut JM, Wiemels JL, Wrensch M. Dental X-ray and risk of meningioma. Cancer . 2012; 118:4530-4537.
- (32) Hidalgo A, Theodorakou C, Horner K. Radiation Protection In Dental Cone Beam Computed Tomography: Anu.Soc.Radiol.Oral Máxilo Facial de Chile. 2013; 16:23-32.

- (33) International Commission on Radiological Protection (ICRP).  
Recommendations of the International Commission on Radiological  
Protection. ICRP publicación Barcelona, España: Sociedad Española de  
Protección Radiológica. 1995; 1 (60):24-32.
- (34) Rustemeyer P, Strueibuhr U, Suttmoeller J. Low-dose dental computed  
tomography: Significant dose reduction without loss of image quality. *Acta  
Radiol.* 2004; 45:847-853.
- (35) 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.
- (36) European Commission. Radiation Protection N°172: Cone beam CT for  
dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines. Paris, Francia:  
2012.
- (37) 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; 81:1-9
- (38) 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.
- (39) 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.
- (40) 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.

- (41) 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; 81:376-380.
- (42) Ludlow JB. Dose and risk in dental diagnostic imaging: With emphasis on dosimetry of CBCT. *Korean J Oral Maxillofacial Radiol.* 2009; 39:175-184.
- (43) Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br j Radiol.* 2009; 82:35-40.
- (44) 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.
- (45) 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.
- (46) Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller A J 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.

- (47) Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region- an update. *Int J Med Robot.* 2009; 5:366-380.
- (48) 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.
- (49) Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Grondahl 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.
- (50) Horner K. Review article: Radiation protection in dental radiology *Br J Radiol.* 1994; 67:1041-1049.
- (51) Geiker 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.
- (52) Ludlow J. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: Effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40:115-122.
- (53) Drage N, Carmichael F, Brown J. Radiation protection: Protection of patients undergoing cone beam computed tomography examinations. *Dent Update.* 2010; 37:542-548.
- (54) International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation protection in paediatric radiology. Safety reports series nº. 71.2012. [consultado el 20 de mayo 2013]  
Disponible en:  
[http://www.pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1543\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1543_web.pdf)

- (55) 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.
- (56) 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 Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 110:e29-33.
- (57) Neves FS, Souza TdC, de-Azevedo-Vaz SL, Campos PSF, Bóscolo FN. Influence of cone-beam computed tomography milliamperage setting on image quality of the mandibular third molar region. *Oral Radiol.* 2013; 30:27-28.
- (58) Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann D, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40:265-273.
- (59) 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.
- (60) Kalender WA, Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol.* 2007; 17: 2767-2779.
- (61) 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.

- (62) Department of Health. The ionizing radiation (medical exposure) regulations. Statutory instruments 2000 No 1059. London: HMSO; 2000.
- (63) 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.
- (64) Romero A. Detección y medida de las radiaciones: Fundamentos. Detectores utilizados en las instalaciones de radiología y medicina. Sevilla: Mad; 2009.
- (65) Kron, T. Applications of thermoluminescence dosimetry in medicine. *Radiation Protection Dosimetry.* 1999; 85:333-340.
- (66) Carnicer, A., Ginjaume, M., Duch, M.A., Vanhavere, F., Sans-Merce, M. Baechler, S., et al. The use of different types of thermoluminescent dosimeters to measure extremity doses in nuclear medicine. *Radiation Measurements.* 2011; 46, 1835-1838.
- (67) Majowska, B, Tuszynski M. A phantom for radiological measurements. *Nukleonika.* 2005; 50:167-172.
- (68) Tannaz Shapurian, Petros D. Damoulis, Gary M. Reiser, Terrence J. Griffin, William M. Rand. Quantitative Evaluation of Bone Density using the Hounsfield Index. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2006; 21(2):290- 298.
- (69) Masih Shahlaie, Bernard Gantes, Eloy Schulz, Matt Riggs, Max Crigger, Bone Density Assessments of dental Implant Sites: 1. Quantitative Computed Tomography. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2003; 18 (2):224- 231.

- (70) Chimeos Kustner E, Radiología en Medicina Bucal. España: Masson; 2005. pp. 76- 81.
- (71) Rouvière. H, Delmas. A. Anatomía Humana. Descriptiva, Topográfica y Funcional. 10ª.ed. Barcelona: Masson; 1999.
- (72) Lafaurie G, Fedele S, López RM, et al.: Biotechnological advances in neuro-electro-stimulation for the treatment of hyposalivation and xerostomia. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2009; 14(2): E76-80.
- (73) Hirsch y cols. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. Dentomaxillofacial Radiology. 2008; 37:268–273.
- (74) Thodorakou y cols. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. The British Journal of Radiology. 2012; 85:153–160.
- (75) Rottke D, Patzelt S, Poxleitner P, Schulze D. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. Dentomaxillofacial Radiology. 2013; 42:1-5.
- (76) 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.
- (77) Qu et al. 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.
- (78) Gijbels F, Jacobs R , Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: patient exposure.

Dentomaxillofacial Radiology (2005) 34, Dentomaxillofacial Radiology. 2005;  
34, 145–149.

## ANEXOS

### ANEXO 1

**Factores de ponderación de radiación según tipo de radiación ionizante emitida:**

TIPO	RANGO DE ENERGÍA (E)	$W_R$
Rayos X (fotones)	Cualquier E	1
Partículas $\alpha$	Cualquier E	20
Neutrones	E >100 KeV hasta 2 MeV	20

*Fuente: Publicación N° 103 ICRP, 2009*

### ANEXO 2

**Calculo de dosis equivalente:**

Para tener en cuenta la micro distribución de la energía depositada, se define la magnitud de dosis equivalente (**H**), la cual, se calcula multiplicando la dosis absorbida (**D**) causada por un determinada radiación, por un Factor de Ponderación (**WR** de Anexo 1), que expresa la eficacia de ese tipo de radiación para causar daño biológico en un órgano o tejido.

- Dosis equivalente (H)
- Dosis Absorbida (D)
- Factor de ponderación de radiación ( $W_R$ )

$$H = \dot{a}(D \cdot w_R)$$

Unidad de medida **Sv= Sievert**

$$1(\text{Sv}) = 1 (\text{J/Kg})$$

$$1(\text{Sv}) = 100 (\text{rem})$$

### ANEXO 3

#### Factores de ponderación de los tejidos, $W_T$

TEJIDO	$W_T$
Medula ósea	0,12
Colon	0,12
Pulmones	0,12
Estómago	0,12
Mamas	0,12
Gónadas	0,08
Vejiga	0,04
Hígado	0,04
Esófago	0,04
Tiroides	0,04
Cerebro	0,01
Glándulas salivales	0,01
Piel	0,01
Superficie ósea	0,01
Resto de los tejidos	0,12

*Fuente: Publicación N°103 ICRP, 2009*

#### Calculo de dosis efectiva:

Cuando una irradiación no es uniforme, sino que afecta parcial o desigualmente a diversos órganos o tejidos, se tiene en cuenta el daño al individuo expuesto utilizando el concepto de dosis efectiva (**E**). Los distintos órganos y tejidos poseen diferentes radiosensibilidad para la inducción de efectos cancerígenos, es decir, a igualdad de dosis y micro distribución de energía, la probabilidad de inducción de un fenómeno perjudicial, es distinto según el tejido que se considere. Por esta razón, la dosis efectiva, se define como la sumatoria de las dosis recibidas por ciertos órganos (**H**), multiplicadas por sus correspondientes factores de ponderación ( **$W_T$**  de Tabla 2).

H=Dosis Equivalente.

$W_T$ = Factor de ponderación

$$E = \sum (H \times w_T)$$

Unidad de medida (Sv)

#### ANEXO 4

#### Límites de dosis para T.O.E.\* vigentes en Chile (d.s. 03/85)

<b>ÓRGANO EXPUESTO</b>	<b>LÍMITE DE DOSIS ANUAL</b>
<b>Cuerpo entero, gónadas, médula ósea</b>	5 rem (50 mSv)
<b>Cristalino</b>	30 rem (300 mSv)
<b>Cualquier otro órgano en forma individual</b>	50 rem (500 mSv)

*Fuente: Art. N° 12 del Decreto Supremo N° 03/1985 "Reglamento de Protección Radiológica de instalaciones radiactivas"*

\*T.O.E: Trabajador ocupacionalmente expuesto.

ANEXO 5

**Comparación de los Límites básicos de dosis/año para TOE y Público, según recomendaciones ICRP N°26 de 1977, la ICRP N°60/1990 y la ICRP N° 103/2008.**

TIPO DE EXPOSICIÓN	Publicación ICRP	LÍMITES DE DOSIS POR GRUPO DE ÓRGANOS SEGÚN RADIOSENSIBILIDAD		
		GRUPO I*	GRUPO II*	GRUPO III*
		mSv (rem)	mSv (rem)	mSv (rem)
EXPOSICIÓN OCUPACIONAL	N°26 (1977)	H** 50 (5)	H 300 (30)	H 500 (50)
	N°60 (1990) N°103(2008)	E*** 100 (10) en 5 años sin sobrepasar 50 (5) en un año.	H 150 (15)	H 500 (50)
EXPOSICIÓN DEL PÚBLICO	N°26 (1977)	E 5 (0.5)	H 15 (1.5)	H 30 (3)
	N°60 (1990) y N°103 (2008)	1 (0.1)	15 (1.5)	50 (5)

\*Grupo I: Cuerpo total, gónadas. Grupo II: Tiroides, Cristalino. Grupo III: Extremidades.

\*\* H: Dosis equivalente.

\*\*\*E: Dosis efectiva.

## ANEXO 6

**Tablas de medidas de dosis de radiación equivalente, según órgano examinado expresadas en microsievert (uSv):**

### Medición cristalino derecho

TOMA	FOV 5,5x8	FOV 8X8	FOV 15 CM
	D2 Crist. D	D2 Crist. D	D2 Crist. D
	D2 (uSv)	D2 (uSv)	D2 (uSv)
1	139	154	206
2	136	162	206
3	138	166	196
4	139	157	219
5	140	143	210
6	138	143	201
7	140	156	210
8	137	161	207
9	134	141	195
10	143	142	203
11	142	144	214
12	139	154	199
13	135	151	216
14	142	148	201
15	134	152	196
16	134	153	208
17	138	169	212
18	133	141	218
19	141	146	203
20	141	147	207
21	141	144	195
22	139	152	194
23	140	149	211
24	134	155	205
25	139	149	199
26	136	142	207
27	138	142	204
28	139	151	204
29	131	145	198
30	135	145	205
<b>PROMEDIO</b>	<b>137,8333333</b>	<b>150,1333333</b>	<b>204,9666667</b>

## Medicion cristalino izquierdo

TOMA	FOV 5,5x8	FOV 8X8	FOV 15 CM
	D1 Crist. I	D1 Crist I.	D1 Crist. I
	D1 (uSv)	D1 (uSv)	D1 (uSv)
1	140	146	193
2	138	139	203
3	145	161	205
4	143	154	193
5	138	134	201
6	147	139	202
7	133	145	207
8	149	161	198
9	144	147	203
10	141	158	204
11	148	144	204
12	149	149	201
13	143	132	206
14	146	147	209
15	140	142	208
16	144	150	200
17	147	144	211
18	144	145	213
19	133	141	206
20	136	134	202
21	141	152	197
22	142	160	205
23	149	147	195
24	140	151	208
25	147	132	183
26	149	155	203
27	145	158	207
28	142	141	202
29	139	141	206
30	131	152	182
PROMEDIO	142,4333333	146,7	201,9

## Medición parotida derecha

	FOV 5,5x8	FOV 8X8	FOV 15 CM
	D4 Parot. D	D4 Parot. D	D4 Parot. D
TOMA	D4 (uSv)	D4 (uSv)	D4 (uSv)
1	1225	1372	1691
2	1240	1330	1638
3	1233	1366	1669
4	1217	1364	1645
5	1236	1383	1669
6	1297	1453	1658
7	1264	1358	1673
8	1283	1320	1697
9	1222	1337	1615
10	1282	1358	1671
11	1285	1271	1676
12	1220	1358	1664
13	1281	1343	1677
14	1221	1348	1664
15	1369	1364	1645
16	1261	1352	1636
17	1323	1359	1627
18	1271	1358	1605
19	1204	1355	1672
20	1268	1428	1696
21	1253	1347	1667
22	1224	1328	1643
23	1253	1349	1622
24	1265	1429	1673
25	1254	1349	1679
26	1260	1352	1664
27	1254	1382	1602
28	1293	1254	1624
29	1252	1436	1692
30	1305	1372	1661
PROMEDIO	1260,5	1359,166667	1657,166667

### Medicion parotida izquierda

	FOV 5,5x8	FOV 8X8	FOV 15 CM
	D3 Parot. I	D3 Parot. I	D3 Parot. I
TOMA	D3 (uSv)	D3 (uSv)	D3 (uSv)
1	1485	1630	1776
2	1504	1677	1725
3	1489	1532	1716
4	1552	1605	1766
5	1502	1682	1735
6	1504	1558	1701
7	1548	1673	1742
8	1394	1579	1747
9	1482	1628	1724
10	1478	1639	1706
11	1515	1643	1715
12	1520	1624	1752
13	1549	1589	1714
14	1544	1701	1739
15	1483	1604	1717
16	1471	1598	1724
17	1480	1569	1738
18	1507	1582	1745
19	1529	1627	1742
20	1624	1499	1719
21	1548	1705	1703
22	1542	1675	1704
23	1454	1549	1786
24	1504	1557	1774
25	1471	1628	1783
26	1509	1621	1711
27	1509	1627	1779
28	1503	1641	1782
29	1539	1683	1773
30	1483	1684	1722
PROMEDIO	1507,4	1620,3	1738,666667

### Medicion tiroides izquierda

	FOV 5,5x8	FOV 8X8	FOV 15 CM
	D5 Tir. I	D5 Tir. I	D5 Tir. I
TOMA	D5 (uSv)	D5 (uSv)	D5 (uSv)
1	140	259	271
2	145	249	257
3	148	261	283
4	143	248	281
5	150	251	278
6	133	241	279
7	142	261	286
8	141	254	284
9	145	251	279
10	145	249	271
11	142	267	254
12	150	244	259
13	132	253	266
14	150	257	270
15	146	260	253
16	141	253	251
17	145	259	265
18	149	244	262
19	141	257	287
20	144	245	268
21	146	262	279
22	148	259	274
23	142	235	281
24	143	279	262
25	146	259	269
26	142	266	276
27	142	264	255
28	149	255	273
29	141	264	270
30	148	249	264
PROMEDIO	143,9666667	255,1666667	270,2333333

### Medicion tiroides derecha

	FOV 5,5x8	FOV 8X8	FOV 15 CM
	D6 Tir D	D6 Tir D	D6 Tir D
TOMA	D6 (uSv)	D6 (uSv)	D6 (uSv)
1	175	240	256
2	173	242	275
3	163	259	269
4	165	245	261
5	153	233	283
6	167	252	253
7	152	240	273
8	162	255	278
9	164	238	274
10	162	235	263
11	165	245	260
12	166	256	278
13	165	266	259
14	164	241	287
15	150	242	270
16	149	266	273
17	150	263	275
18	157	252	255
19	149	248	273
20	167	241	268
21	166	239	251
22	150	235	278
23	164	248	262
24	145	258	282
25	152	231	281
26	162	241	263
27	144	242	273
28	163	246	262
29	163	249	267
30	155	237	257
PROMEDIO	159,4	246,1666667	268,6333333

## RESÚMEN

**Objetivo:** El propósito de este estudio es comparar las dosis equivalentes de radiación emitida en dos equipos CT Cone Beam y evaluar si estas varían significativamente al momento de modificar el tamaño del campo de visión (FOV).

**Materiales y Métodos:** El presente estudio se llevo a cabo en el servicio de radiología de la facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae, Santiago de Chile. Este se dividió en dos etapas: Primero se confeccionó un fantoma antropomorfo cuyo principal material de construcción fue de parafina sólida, que es un derivado del petróleo y tiene una densidad agua equivalente de 0,7 a 0.9 UH. La segunda etapa consistió en realizar exámenes de tomografía computada. Para esto se utilizaron dosímetros TLD de fluoruro de litio (cristales TLD-100 Chip, Thermo Fisher) Panasonic®, cuyas dimensiones son 3,18 x 3,18 x 0,035 mm. Los cuales fueron calibrados y estandarizados en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes (LMRI) de la Comisión Chilena de Energía Nuclear (CChEN), antes de realizar las mediciones en el fantoma antropomorfo. Una vez obtenido esto, se ubicaron 6 dosímetros termoluminiscentes en el fantoma (2 a nivel del cristalino, 2 a nivel de la glándula parótida y 2 a nivel de la tiroides). Cuyo fin fue comparar la dosis equivalente de radiación al efectuar exámenes de tomografía computada Cone Beam utilizando dos equipos (Sirona Galileos ® y Sirona Ortophos XG3D ®), Se analizaron 3 diferentes campos de visión (field of view), los cuales fueron separados en 3 grupos: **Grupo 1:** 30 muestras en equipo Ortophos XG3D, campo de visión (field of view, fov) 5,5 cm x 8 cm maxilar inferior, 85 Kv, 10 mAs, 5,1 seg, HD off. **Grupo 2:** 30 muestras en equipo Ortophos XG3D, campo de visión (field of view, fov) 8 cm x 8 cm bimaxilar, 85 Kv, 10 mAs, 5,1 seg, HD off. **Grupo 3:** 30 muestras en equipo Galileos, campo de visión (field of view, fov) 15 cm x 15 cm facial, 98 Kv, 10 mAs, Programa V05, HD off. Los dosímetros fueron analizados en el Laboratorio de Dosimetría de Photomat Chile Ltda. para su posterior análisis estadístico.

**Resultados:** Se observó que en los exámenes realizados con un field of view mayor (15 cm de diámetro, correspondientes al grupo 3) fue donde se pudo medir una mayor dosis equivalente en los órganos en estudio, siendo siempre mayor a nivel de la glándula parótida. A este le siguió el FOV de 8 cm x 8 cm, correspondiente al grupo 2 y finalmente el más pequeño de 5,5 cm x 8 cm correspondiente al grupo 1.

**Conclusiones:** Los valores de dosis equivalente medidos entre los equipos de Tomografía Computada Cone Beam Sirona Ortophos XG3D ® y Sirona Galileos ® varían entre sí, siendo estas diferencias estadísticamente significativas, midiéndose una mayor dosis equivalente a los tejidos cuando un Campo de Visión (field of view/ fov) mayor fue seleccionado (15 cm > 8cm x 8cm > a 5,5cmx 8cm).

De los órganos estudiados (cristalino derecho e izquierdo, glándula parótida derecha e izquierda y ambos lóbulos de la tiroides), aquel que mayor dosis equivalente recibió fue la glándula parótida. A esta le siguió la glándula tiroides y en tercer lugar el cristalino, no observándose diferencias significativas entre órganos a ambos lados de la línea media (glándula parótida izquierda y derecha, glándula tiroides izquierda y derecha, y ambos lóbulos de la glándula tiroides).

