

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA.

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA.

Programa Macro de Investigación.

SEMINARIO DE GRADUACIÓN.

“Estandarización de un método para el registro de los valores de densidad en la escala de grises mediante tomografía computarizada de haz cónico”.

Investigador (a) Principal:

Dra. Ana Cecilia Ruiz Imbert.

Colaboradores (as) Asociados (as):

Dr. Deivi Antonio Cascante Sequeira.

Sustentantes del Seminario de Graduación:

Daniela Barboza Vargas. B10801.

Dayana Miranda Murillo. B24167.

Joseline Valeria Muñoz Cruz. B34775.

Marvin Alonso Soto Esquivel. B26586.

José Osvaldo Vargas Carranza. B26951.

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio Brenes, Universidad de Costa Rica.

San José, Costa Rica. Año 2018.



HOJA DE APROBACIÓN MEMORIA. SEMINARIO DE GRADUACIÓN.

Nombre del proyecto:

“Estandarización de un método para el registro de los valores de densidad en la escala de grises mediante tomografía computarizada de haz cónico”.

Sustentantes: Fecha: miércoles 5 de diciembre de 2018.

Nombre:	Carné	Firma
Daniela Barboza Vargas.	B10801	<u>Daniela Barboza V</u>
Dayana Miranda Murillo.	B24167	<u>Dayana</u>
Joseline Valeria Muñoz Cruz.	B34775	<u>Joseline</u>
Marvin Alonso Soto Esquivel.	B26586	<u>Marvin</u>
José Osvaldo Vargas Carranza.	B26951	<u>José Osvaldo</u>

Miembros del Tribunal:

Nombre:

Firma:

Ana Cecilia Ruiz Imbert
Gino Guerrero Knudsen
Karol Ramirez Chan
Mauricio Montero Aguilar
Carlos E. Filloj

Ana Cecilia Ruiz Imbert
Gino Guerrero Knudsen
Karol Ramirez Chan
Mauricio Montero Aguilar
Carlos E. Filloj



Hoja de revisión por el filólogo

18 de noviembre de 2018.

Dra. Ana Cecilia Ruiz Imbert.
Facultad de Odontología.
Universidad de Costa Rica.

Estimada señora:

He revisado y corregido los aspectos referentes a la estructura gramatical, ortografía, puntuación, redacción y vicios del lenguaje del trabajo final de graduación denominado: **Estandarización de un método para el registro de los valores de densidad en la escala de grises mediante tomografía computarizada de haz cónico**, que ha sido elaborado por Daniela Barboza Vargas, Dayana Miranda Murillo, Joseline Valeria Muñoz Cruz, Marvin Soto Esquivel y José Osvaldo Vargas Carranza, con el fin de optar por el grado de licenciatura en Odontología en la Universidad de Costa Rica.

Atentamente,



Alejandro Vargas Carranza.
Filólogo.
Cédula: 206220232.
Carné: 61585.
Colypro.

Dedicatoria:

Primero que todo, queremos agradecer a Dios por permitirnos llegar hasta donde estamos y ser parte de este proyecto.

A nuestros padres, familiares, amigos y docentes; quienes nos han acompañado a lo largo de este proceso y han contribuido a la mejora de este proyecto.

Además, a la Universidad de Costa Rica, principalmente por darnos las herramientas y equipo para crear esta línea de investigación. Por brindarnos la oportunidad de aportar al conocimiento científico, mediante la facilitación de elementos esenciales para este aporte, tales como el cráneo utilizado en el estudio.

Finalmente, a la Dra. Ana Cecilia Ruiz Imbert y al Dr. Deivi Cascante Sequeira, sin cuya guía, conocimiento e iniciativa no habríamos logrado esta línea de investigación.

Gracias.

Índice General

Hoja de aprobación memoria	ii
Dedicatoria:	iii
Hoja de revisión por el filólogo.	iv
Índice General.....	v
Lista de tablas:	vii
Lista de figuras:.....	viii
Abreviaturas:	ix
Resumen:.....	xi
Capítulo I.....	12
Justificación:	12
Planteamiento.	13
Objetivo general.....	14
Objetivos específicos.	14
Capítulo II. Marco Teórico.	15
Tomografía computarizada (TC) convencional o médica	15
Aspectos básicos de la tomografía computarizada de haz cónico (TCHC).	19
Tubo de rayos X.	22
Radiación dispersa.	23
Portal del equipo.....	24
Detector.....	25
Campo de visión.....	25
Adquisición de imagen.....	25
Reconstrucción de imágenes.....	27
Calidad de la imagen.	29
Visualización de imágenes.	30
Dosis de radiación.	30
Diferencias entre TC y TCHC	33
Unidades Hounsfield.....	34

Valores en escala de grises.....	36
Artefactos producidos en la TCHC.	38
Características del equipo Veraviewpocs 3D R100.....	42
Capítulo III. Métodos del Trabajo.	44
Posicionamiento del cráneo óseo para la obtención de imágenes.	44
Toma de imágenes.	46
Mediciones en la escala de grises.	46
Capítulo IV. Desarrollo.	50
Resultados.....	50
Discusión.	53
Conclusiones.	65
Recomendaciones.	67
Capítulo V	68
Cronograma de actividades	68
Bitácora.....	71
Referencias bibliográficas	75
Anexos	82

Lista de tablas:

Tabla 1. Valores promedio de UH en diferentes tejidos humanos y sustancias.	35
Tabla 2. Valor medio y desviación estándar de densidad de escala de grises, según estructura por pieza.....	50
Tabla 3. Análisis de variancia: valor de densidad de escala de grises.	52

Lista de figuras:

Figura 1. Valor medio de densidad en la escala de grises según estructura dental para la pieza dental 46.	51
---	----

Abreviaturas:

3D: Tres dimensiones.

ALARA: As Low As Reasonably Achievable.

ART: Algebraic Reconstruction Techniques.

CBCT: Cone Beam Computed Tomography.

CCD: Charge Couple Device.

CIPR: Comisión Internacional de Protección Radiológica.

DFO: Distancia de fuente a objeto.

DOD: Distancia de objeto a detector.

DVT: Digital Volume Tomography.

E: Dosis efectiva.

FBP: Filtered Back Projection.

FDK: Feldkamp-Davis-Kress, algoritmo.

FOV: Field Of View.

FPD: Flat Panel Detector.

GB: Gigabyte.

GHz: Gigahercio.

Gy: Gray, unidad de dosis absorbida.

HD: High Definition.

II: Intensificador de imagen.

kV: Kilovoltaje.

kVA: Potencia aparente.

kVp: Pico de kilovoltaje.

mA: Miliamperaje.

MB: Megabyte.

PMMA: Polimetilmetacrilato.

RAM: Random Access Memory.

SD: Standart Deviation.

Sv: Sieverts, unidad.

TC: Tomografía Computarizada.

TCHC: Tomografía Computarizada de Haz Cónico.

TCMD: Tomografía Computarizada Multidetector.

UCR: Universidad de Costa Rica.

UH: Unidades Hounsfield.

Resumen:

Este seminario de graduación estandariza un método para el registro de los valores de densidad en la escala de grises, mediante tomografía computarizada de haz cónico en el equipo *Veraviewepocs R100* de *J. Morita*.

Se realizaron adquisiciones tomográficas de un cráneo humano sumergido en un contenedor cilíndrico de polipropileno con agua destilada, a 90 kV y 5mA usando un campo de visión de 40x40 mm. Se realizaron cuatro tomografías, una de cada zona anatómica, a saber: sector anterior superior, sector anterior inferior, sector posterior superior derecho y sector posterior inferior derecho.

Con la utilización del software *i-Dixel One Volume Viewer* de *J. Morita*, siete evaluadores realizaron mediciones de los valores de densidad en la escala de grises del esmalte, la dentina, el hueso medular y el hueso cortical en cada una de las tomografías. Como resultados, se obtuvieron valores promedio de densidad de 3.723,0 para el esmalte; 2.086,1 para la dentina; 1.742,5 para el hueso cortical; y 616,8 para el hueso medular. No hubo diferencia estadísticamente significativa entre los valores de los operadores ($p=0,88$) y el valor de la densidad de escala de grises fue independiente del operador ($p=0,76$).

Se determinó, por un estudio de concordancia, que los participantes de la investigación estuvieran calibrados. Dado de que no hubo diferencias significativas entre los operadores, la metodología es replicable.

Capítulo I.

Justificación:

La Tomografía Computarizada de Haz Cónico (TCHC) es una tecnología diagnóstica que genera imágenes tridimensionales del área maxilofacial. Cada equipo tomográfico cuenta con un software para poder manipular los volúmenes adquiridos. Entre otras funciones, también permite seleccionar con el cursor un área del volumen tomográfico y asignar un valor numérico a la densidad en la escala de grises, lo cual depende del grado de atenuación de los rayos X de cada tejido o material.

Estudios previos han analizado los valores de densidad en la escala de grises mediante TCHC, tanto *in vitro* como en registros tomográficos de pacientes. Se ha demostrado que existen diferencias significativas entre los valores de densidad de los distintos materiales y los tejidos duros evaluados, por lo que esta herramienta del software es útil para diferenciar elementos de alta densidad representados en una TCHC.

Asimismo, otros estudios han comparado los valores de densidad en la escala de grises en TCHC con las Unidades Hounsfield (UH). Las UH son valores numéricos obtenidos mediante Tomografía Computarizada (TC) de uso médico y que cuentan con una tabla de valores referenciales conocidos para los distintos tejidos. Se ha determinado que existen diferencias significativas entre ambos registros. Por otro lado, con diferentes equipos de TCHC, se han encontrado distintos valores de densidad en la escala de grises para los mismos materiales.

Dado que las UH de TC médicas no son comparables a los valores de TCHC, es útil conocer los rangos de valores, para los diferentes tejidos duros dentoalveolares y para los materiales representados en tomografías odontológicas. Por otro lado, es importante conocer los valores en la escala de grises, pues se ha comprobado que estos valores son diferentes entre los distintos equipos de TCHC.

Para lo anterior, se utiliza el tomógrafo *Veraviewepocs 3D R100* de *J. Morita*, recientemente adquirido por la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica (UCR), con el fin de poder crear una tabla referencial específica para ese equipo y de uso interno, que coadyuve en el proceso diagnóstico y en el plan de tratamiento de los pacientes atendidos en la Facultad de Odontología.

Planteamiento.

El objetivo de la presente línea de investigación consiste en determinar los valores promedio de densidad en la escala de grises del equipo TCHC de la Facultad de Odontología de la UCR, con el fin de construir una tabla referencial de valores para diferentes tejidos y materiales, la cual pueda ser utilizada como apoyo para el diagnóstico.

El proyecto se plantea en tres etapas anuales. Se inicia con la estandarización de un método para el registro de estos valores en un cráneo óseo humano. Luego, se determinan estos valores en tejidos duros dentoalveolares en cráneos óseos y en registros tomográficos de pacientes, para tejidos duros dentoalveolares. Finalmente, se determinan dichos valores para distintos materiales dentales.

Objetivo general.

Estandarizar un método para el registro de valores de densidad en la escala de grises de los tejidos duros dentoalveolares de un cráneo óseo humano, mediante tomografía computarizada de haz cónico.

Objetivos específicos.

1. Determinar los criterios para el posicionamiento del cráneo óseo dentro del equipo tomográfico.
2. Establecer los parámetros de kilovoltaje, miliamperaje y campo de visión adecuados para la adquisición del volumen tomográfico del espécimen.
3. Detallar la manipulación del programa informático del tomógrafo para medir los valores de densidad en la escala de grises en las imágenes obtenidas.
4. Establecer los puntos anatómicos del cráneo óseo donde se realizarán las mediciones de densidad.
5. Realizar una calibración de los evaluadores para el registro de los valores de densidad en los puntos establecidos.

Capítulo II. Marco Teórico.

Tomografía computarizada (TC) convencional o médica

Según Sarment (1), una tomografía generalmente consiste una técnica de imagenología por la que es posible obtener una imagen tridimensional de una estructura. Un equipo especializado genera un haz de rayos X que gira en torno a un objeto, el cual es atravesado por dicho haz desde distintas posiciones, con el fin de llegar a un detector que mide la cantidad de radiación que logró penetrar en el objeto. De este modo, se obtienen valores para el software de una computadora, donde se reconstruyen las imágenes, que se procesan para producir un volumen que es posible visualizar en el monitor.

La tomografía computarizada permite obtener imágenes del cuerpo por medio de cortes. Según Verbel *et al* (2), la tomografía computarizada puede ser clasificada en dos tipos: tomografía computarizada convencional o médica (TC) y tomografía computarizada de haz cónico (TCHC) o *Cone-Beam Computed Tomography* (CBCT).

El avance de las imágenes en TC ha ido en constante evolución desde la década de 1970, donde surgieron los primeros equipos de tomografía computarizada médica o convencional. Desde ese entonces, los equipos de TC se han clasificado en generaciones, de acuerdo con la forma en que estos adquieren de las imágenes.

No obstante, según González (3), una de las características que comparten los escáneres de TC, desde sus inicios hasta la actualidad, consiste en que dichos equipos realizan el escaneo con el paciente en posición acostada.

Con base en lo anterior, Vosper ha descrito siete generaciones de tomografía convencional (4). La primera generación de estos equipos, fue diseñada por el ingeniero inglés sir Godfrey N. Hounsfield, quien en 1967 diseñó los prototipos del primer escáner y en 1972 fabricó para la compañía *EMI Ltd.*, el primer escáner de tomografía computarizada del mercado (5). Este diseño permitía únicamente imágenes de la cabeza, tenía una capacidad de producir 12 cortes de 13 mm de grosor y reconstruir la imagen en una matriz de 80 x 80 píxeles, en aproximadamente 35 minutos (6).

La obtención de la imagen, en esta primera generación de equipos de TC, se basaba en el principio rotación-traslación de la fuente de rayos X y del detector. En este sistema, el haz de rayos X tenía forma de lápiz y la fuente rotaba alrededor del paciente en 180 grados o posiciones de proyección y, a su vez, se movía de lado a lado en cada posición (4). Esto permitía que los haces de rayos X, que atravesaran el objeto, fueran dirigidos a un detector opuesto a la fuente. De esta forma, se podía medir la intensidad de los fotones que llegaban al detector en distintas posiciones (3).

La segunda generación de equipos de TC se basaba en el principio de rotación-traslación; pero se diferenciaba de la primera generación de equipos de TC en relación con el haz de rayos X, el cual llegó tener forma de abanico. También, estos equipos llegaron a poseer mayor cantidad de detectores, lo que a su vez permitió un menor tiempo de adquisición de imágenes (4).

En la tercera generación de equipos de TC, se implementó un sistema de rotación-rotación, cuya base es la misma que se utiliza actualmente en los escáneres (5). En los equipos de esta generación, la camilla donde se encontraba

el paciente se movía, a medida en que la fuente de rayos X y el detector completaban una rotación en cada posición. No obstante, aunque podían girar completamente en cada posición, la fuente y el detector debían retroceder en el giro al terminar cada corte, debido a que la cantidad de elementos y cables impedía realizar el giro completo para adquirir la imagen de forma continua (4).

En la cuarta generación de equipos de TC, la fuente de rayos X en forma de abanico giraba dentro de un círculo de detectores (5). Sin embargo, no hubo mayores cambios, puesto que seguía utilizando la tecnología de un solo corte (4).

Por otra parte, en la quinta generación introducida en 1983, se implementó la tecnología de un haz de electrones, que permitía obtener imágenes en muy poco tiempo. Esta fue diseñada para visualizar la calcificación de arterias coronarias y fue denominada TC ultrarrápida o TC de haz de electrones. No obstante, su uso se discontinuó por su alto costo, calidad de la imagen y limitada área de cobertura (6).

La sexta generación de equipos con esta tecnología fue introducida en 1989, por W.A. Kalender. En esta generación, se implementó el término de tomografía helicoidal, debido al patrón en forma de espiral del haz de rayos X. Por las modificaciones en el diseño, el tubo de rayos X permitía girar continuamente en la misma dirección, a medida que la camilla del paciente se movía a través del portal del tomógrafo (7). Cabe destacar que aún se basaba en el principio de rotación-rotación y contaba con una única fila de detectores. Sin embargo, con estos avances se logró reducir el tiempo de obtención de cada corte y una mejor calidad en las imágenes (5).

En la séptima generación, de acuerdo con Vosper (4), se incluyen escáneres que implementan múltiples filas de detectores, lo cual permite formar cada corte en

0,1 segundo. En comparación con la sexta generación, la rotación completa del tubo de rayos X pasó de 2 segundos a 0,3 segundos. Esta tecnología de séptima generación se introduce a partir de 1998 y es denominada tomografía computarizada multicorte o multidetector (TCMD). Esta tecnología constituye la base de los escáneres médicos actuales (7).

De este modo, Miracle señala que desde sus inicios el sistema funcionaba con cuatro detectores, aunque con posterioridad el número de estos aumentó de forma sucesiva. De esta forma, pronto se llegó tener escáneres que permitían sesenta y cuatro cortes. Actualmente, los equipos más recientes tienen capacidad de generar hasta 256 y 320 cortes. De manera que la tendencia en la cantidad de detectores continúa en aumento (5).

Según Sampayo & Olachica (8), desde su introducción en el año 1972 hasta la actualidad, la tomografía computarizada ha sido una técnica de diagnóstico bastante utilizada, cuya tecnología ha presentado diversos avances, con el fin de adaptarse a necesidades de diferentes campos de la medicina. Para González (3), la tomografía a través de los años se ha convertido en una técnica radiográfica necesaria y útil, con la que es posible obtener imágenes de cualquier zona del cuerpo en tres dimensiones (3D). Por tanto, tiene amplios usos en todas las áreas de la medicina actual (6).

Aspectos básicos de la tomografía computarizada de haz cónico (TCHC).

La TCHC recibe su nombre en razón de la forma del cono por donde pasa el haz de rayos X. La forma del haz de rayos X, de acuerdo con Sarment (1), está determinada por un colimador, el cual bloquea los rayos X para evitar que sea emitido en áreas fuera del campo de visión del escáner. Esta técnica de obtención de imágenes ha sido nombrada por diversos autores con otros términos, como *Digital Volumetric Technology (DVT)*, *Dental CT*, *Conebeam 3D*, Tomografía de Haz Cónico (THC), entre otras denominaciones (9).

Con respecto a los primeros prototipos de equipos de tomografía computarizada de haz cónico, Miracle señala que fueron diseñados en 1982 para un uso potencial en angiografía. Elementos de la tecnología TCHC también fueron empleados a partir de 1992 como guía para la radioterapia, incluso llegó a implementarse un sistema de imágenes TCHC en un acelerador lineal en 1999 (9).

Según consta en la revisión realizada por Kiljunen *et al* (9), el primer sistema de TCHC para imágenes dentomaxilofaciales fue diseñado en 1995 por Attilio Tacconi y Piero Mozzo. A partir de 1999, este equipo fue comercializado en Europa por la empresa italiana *Quantitative Radiology*, bajo el nombre *NewTom QR DVT 9000*.

A partir de este momento, según Sarment (1), se comenzaron a producir equipos de tomografía de haz cónico de tamaño compacto, que permitían su uso en las clínicas dentales. Este rápido avance también fue facilitado por las progresivas mejoras en los procesadores de las computadoras y en la tecnología de los

detectores de rayos X, lo que rápidamente permitió que esta tecnología fuese accesible.

La TCHC produce imágenes de alta resolución y contraste, lo cual permite observar con gran detalle las piezas dentales y estructuras óseas. La dosis de radiación con TCHC es menor que con la tomografía computarizada convencional, pero mayor que las radiografías extraorales e intraorales (10).

Por esta razón, se recomienda el uso de la TCHC con base en el principio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), que implica un uso “tan bajo como sea razonablemente posible” (11). El objetivo de este principio conlleva un equilibrio entre la disminución de la dosis de exposición y la optimización de los recursos de protección disponible, sin perjudicar la información diagnóstica (12) (13).

Los riesgos de irradiación se reducen al aplicar tres medidas generales de protección: distancia, tiempo y blindaje. A mayor distancia y menor tiempo de exposición, disminuye la radiación. En caso de que los dos criterios anteriores no sean suficientes, se recomienda la colocación de una barrera como método de blindaje (13).

Con base en el principio de ALARA, se contemplan recomendaciones para optimizar y minimizar la exposición a la radiación (11), las cuales son detalladas de la siguiente manera:

1. La TCHC se debe justificar con la historia del paciente, examen clínico, radiografías anteriores y la presencia de condiciones clínicas, que respalden el beneficio de aplicar una dosis de radiación mayor para su diagnóstico.
2. La TCHC puede ser utilizada cuando el caso no pueda resolverse mediante imágenes bidimensionales.

3. Se debe evitar el uso de la TCHC cuando existe un método diagnóstico alternativo.
4. Se debe utilizar el protocolo correcto del campo de visión o *Field of View* (FOV); minimizar la exposición y número de imágenes de proyección de base o *scout*.
5. Se debe reducir el tamaño del campo de visión para coincidir con la región de interés.
6. Se debe utilizar el blindaje de protección del paciente (chalecos con collar tiroideo), para minimizar la exposición a los órganos radiosensibles fuera del campo de visión.
7. Se debe asegurar que el equipo de TCHC está correctamente instalado, calibrado y actualizado, con el fin de que cumpla con todos los requisitos y las regulaciones gubernamentales.

Mediante la TCHC se obtienen imágenes con una mejor resolución, lo que permite observar con mayor definición, lesiones que no se podrían apreciar en una radiografía convencional. La imagen no se magnifica ni se deforma, razón por la que se pueden realizar mediciones más precisas. Se obtiene una imagen tridimensional que muestra las densidades obtenidas en los diferentes tipos de tejidos (11).

Para lograr un uso adecuado de la tomografía computarizada de haz cónico como herramienta diagnóstica, es necesario entender los aspectos técnicos que implica esta tecnología. Por este motivo, se elabora una revisión de principios técnicos para comprender el funcionamiento de la TCHC.

Tubo de rayos X.

De acuerdo con Ramírez & McCollough (14), en el tubo de rayos X existe un circuito eléctrico con dos cargas opuestas, un cátodo y un ánodo. El cátodo, que generalmente es un filamento de tungsteno, se calienta cuando se da el paso de la corriente eléctrica, lo que eleva la energía de los electrones que se liberan finalmente de los átomos. Por la diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo, se induce la liberación de electrones del cátodo hacia el ánodo, donde estos colisionan en un sitio denominado punto focal.

El tamaño típico del punto focal en un TCHC es de 0.5 mm de ancho. El tamaño del punto focal es uno de los factores determinantes de la nitidez de la imagen (15). Según White y Pharoah, a menor tamaño del punto focal, mayor será la definición de la imagen y menor, la penumbra (16).

Cuando los electrones colisionan en el punto focal, se genera energía que se pierde principalmente en forma de calor y una pequeña parte de esa energía es convertida en rayos X, a través de un efecto de radiación de desaceleración, denominado en alemán como *Bremsstrahlung* (15). Los rayos X de *Bremsstrahlung*, indican White & Pharoah, se producen por la detención súbita de los electrones en el ánodo y el electrón de alta velocidad que es atraído por el núcleo del cátodo, donde aquel pierde parte de su velocidad. Esa pérdida de energía cinética se utiliza directamente para crear un fotón de rayos X (16).

Las interacciones por deceleración generan fotones con un espectro continuo de energía. En la radiación de *Bremsstrahlung*, la energía es directamente

proporcional a la proximidad del electrón al núcleo y está determinada por el potencial o kilovoltaje aplicado a través del tubo de rayos X (14, 16).

Radiación dispersa.

La radiación dispersa, descrita por White & Pharoah (16), se produce por la dispersión de los fotones de los rayos X después de interactuar con la materia. Estas interacciones pueden darse mediante tres mecanismos: por dispersión coherente, por la dispersión Compton y por absorción fotoeléctrica. En la dispersión coherente, los fotones pueden no ser absorbidos por una superficie, pero sí formar un fotón secundario desviado hacia otra dirección con la misma frecuencia y energía que el fotón incidente (16).

La dispersión Compton, según White y Pharoah, se produce cuando un fotón incidente colisiona con un electrón de un orbital externo, este electrón absorbe la energía cinética y sale despedido del punto de impacto. A su vez el fotón se desvía por la interacción con el electrón y se aleja del lugar de la colisión (16).

Por otra parte, la absorción fotoeléctrica se produce cuando un fotón incidente colisiona con un átomo del medio absorbente. Sin embargo, la capacidad de que un fotón se absorba o no, depende del número atómico del material irradiado, pues estos fenómenos de radiación dispersa son proporcionales a la cantidad de átomos de la superficie irradiada. Por ejemplo, la radiación dispersa se produce más en el hueso, que tiene mayor cantidad de átomos, que en el agua o tejidos blandos (16).

Portal del equipo.

En la mayoría de equipos de TCHC, el tubo de rayos X y el detector están conectados por un brazo en forma de C que gira en el plano horizontal, lo que permite posicionar al paciente de pie o sentado (15). El tubo de rayos X y el detector realizan una única rotación sincronizada, que permite la adquisición de cientos de imágenes secuenciales planas que generan una imagen volumétrica. Un mayor número de proyecciones se relaciona con un mejor contraste, una resolución espacial y una reducción de los artefactos. Sin embargo, implica una mayor dosis de radiación y un mayor tiempo de ejecución del examen y de reconstrucción de la imagen (17).

El arco de rotación del portal del equipo generalmente es de 360°. Algunos equipos permiten una rotación de 180°, lo cual conduce a una reducción de la dosis de radiación; pero produce imágenes más borrosas y con ruido, a causa de la menor cantidad de datos que genera (17).

Según el equipo que se utilice, se pueden presentar variaciones en la distancia de fuente a objeto (DFO) y en la distancia de objeto a detector (DOD). Las DFO más largas pueden producir imágenes más nítidas, mientras que las DFO más cortas proporcionan una mayor ampliación geométrica (14).

Las DFO más largas y las DOD más cortas permiten observar áreas más pequeñas. De este modo, se prefiere un punto focal más pequeño, una DFO más grande y una DOD más pequeña, con el fin de aumentar la nitidez de la imagen (14).

Detector.

El detector es el área donde la imagen es capturada y formada. El detector convierte los fotones de rayos X entrantes en una señal eléctrica. Existen dos tipos de detectores: el intensificador de imagen (II) y los detectores de panel plano o *Flat Panel Detectors* (FPD) (17).

En los sistemas TCHC de primera generación, según Zamora *et al*, utilizaban los intensificadores de imagen, en combinación con un sistema de detección de rayos X, denominado dispositivo de carga acoplada o *Charge Couple Device* (CCD) (18). Sin embargo, estos ofrecían menor resolución espacial y producían muchos artefactos, mayores distorsiones y ruido (17).

Los detectores de panel plano tienen una mayor eficiencia de dosis, no presentan distorsiones, ofrecen mejor resolución espacial y presentan menos artefactos. Sin embargo, los artefactos también se pueden producir en un FOV más pequeño o más grande (17).

Campo de visión.

Los sistemas de TCHC suelen tener varios campos de visión predefinidos o *field of view* (FOV). Por ello, el colimador tendrá varias aperturas predefinidas, según el tamaño del campo de visión. El colimador limita la exposición de los rayos X de los pacientes (14).

Adquisición de imagen.

El tiempo de rotación de la adquisición de la imagen oscila entre diez y cuarenta segundos. Durante ese tiempo, el haz de rayos X, en forma de cono o

pirámide, genera cientos de proyecciones. Estas proyecciones son adquiridas en el detector, donde se produce una imagen tridimensional del objeto escaneado (14). La proyección de los rayos X es ortogonal, esto es, que los haces son paralelos entre sí. Se genera poco error de proyección, lo que resulta en mediciones en escala 1:1 (18).

Existen diferentes variables en la adquisición de imagen. La adquisición puede ser de exposición pulsada o continua. Varios dispositivos TCHC usan exposición pulsada, lo que genera una gran discrepancia entre el tiempo de exploración, que es el tiempo entre la primera y la última proyección; y el tiempo de exposición, que es el tiempo acumulado durante el cual se realiza una exposición. Mientras que, en la exposición continua, el tiempo total de exploración y el tiempo de exposición son equivalentes (15).

Según Katsumata *et al* en 2009 (19), existe además una división de los tomógrafos, según permitan el FOV. Por un lado, están aquellos que permiten obtener imágenes correspondientes a radiografías intraorales y cuyo FOV es limitado. Por otro lado, se encuentran aquellos en los cuales se pueden obtener regiones maxilofaciales completas.

Actualmente, son conocidas las ventajas que posee la adquisición de imágenes con volúmenes pequeños, en cuanto a dosis de radiación, resolución de la imagen, costos, entre otros. Sin embargo, se ha constatado que las estructuras ubicadas fuera del campo de obtención de la imagen pueden causar una discontinuidad, puesto que se observan como campos con densidades muy variables, que afectan la fidelidad de la imagen obtenida. Esto fue probado por Katsumata *et al* (19) en un estudio, en el cual se tomaba una imagen de menor

tamaño, que incluía únicamente piezas dentales. Se obtuvo, en todos los diferentes tejidos, valores de densidad considerablemente menores en comparación con las imágenes de mayor campo.

Por lo anterior, es recomendable la obtención de imágenes de grandes volúmenes en caso de requerir valores de densidad más precisos. Sin embargo, para observar estructuras más detalladas y complejas, se deben siempre utilizar volúmenes de menor tamaño. Por tanto, Katsumata *et al* (19), señalan que, en cada caso la escogencia del tamaño del campo de visión, debe seguir estrictamente los objetivos clínicos.

Otro aspecto que es importante considerar concierne a la posición de determinado objeto o estructura, que ha de ser analizada dentro del portal del escáner. En 2008, Lagravère *et al* (20) colocaron bloques cilíndricos de densidades variables en diferentes posiciones: centrado, izquierda, derecha superior e inferior. De este modo, tomaron imágenes para obtener valores de densidad de un objeto o estructura anatómica y encontraron que la posición de los cilindros respecto al portal de escáner es estadísticamente insignificante.

Reconstrucción de imágenes.

Según Pauwels (15), la reconstrucción de imágenes es una técnica para formar una imagen a partir de múltiples proyecciones. En imágenes digitales, de acuerdo con Vosper (4), la reconstrucción de los tejidos se representa en cuadros de dos dimensiones llamados *píxeles* (abreviatura en inglés de *picture elements*). En el caso de la tomografía computarizada, se utilizan cubos tridimensionales llamados *vóxeles* (abreviatura de *volume elements*). (4)

El *vóxel* es la unidad mínima de volumen en TCHC, su tamaño varía desde 0.076 x 0.076 mm hasta 0.4 x 0.4 mm. Un menor tamaño del *vóxel* se asocia a una mejor resolución espacial, lo que implica una mayor dosis de radiación. Generalmente, los *vóxeles* más pequeños son utilizados en FOV más pequeños (17).

Miles & Danforth (21) reportan la existencia de dos tipos de *vóxel*. Por un lado, se encuentra el *vóxel isotrópico*, que cuenta con las mismas medidas en todos sus lados. Por otra parte, se presenta el *vóxel no isotrópico*, que cuenta con dos lados de igual medida, pero puede variar el lado ubicado en el “plano z”.

En la TCHC, el objeto escaneado se reconstruye como una matriz tridimensional de *vóxeles* isotrópicos, es decir, en forma de cubos que tienen la misma medida en las tres dimensiones. A cada *vóxel* se le asigna un valor en la escala de grises, que depende de la atenuación del material (15).

La reconstrucción de imágenes se puede agrupar en tres categorías: proyección retrospectiva o *Filtered Back Projection* (FBP), técnicas de reconstrucción algebraica o *Algebraic Reconstruction Technique* (ART) y métodos estadísticos (15).

La FBP es un método simple y rápido que utiliza el algoritmo *Feldkamp-Davis-Kress* (FDK). Con la ART se puede generar una mejor calidad de imagen que con la FBP, aunque ello requiere de un mayor tiempo. Lo anterior debido a que la reconstrucción de la imagen se estima de forma sucesiva, esto mediante la comparación repetida de los datos de proyección y la estimación de la imagen actual. Con la reconstrucción de imágenes estadísticas, es posible obtener una imagen basada en un modelo estadístico de los datos de proyección. Este último

método ha demostrado mejores beneficios que la reconstrucción por el algoritmo FDK; pero no se suele implementar comúnmente en los sistemas TCHC dentales, debido a que se requiere mucho tiempo para realizar el cálculo (15).

Calidad de la imagen.

La calidad de la imagen se basa en cuatro parámetros: resolución espacial o nitidez, contraste, ruido y artefactos. La calidad de la imagen debe evaluarse, según la función y el área de interés (15).

La resolución espacial o nitidez es la capacidad de discriminar estructuras pequeñas en una imagen. En la imagen de TCHC, la nitidez está determinada por factores como el tamaño del punto focal y el tamaño del *vóxel*. Por otro lado, el contraste es la capacidad de distinguir tejidos o materiales de diferentes densidades (15).

El ruido se refiere a la variabilidad aleatoria en los valores de *vóxel* en una imagen. El ruido cuántico es causado por las interacciones generadas durante la producción y atenuación de rayos X. El ruido electrónico es causado por la conversión y transmisión de la señal del detector. El ruido en TCHC a menudo es más alto que en el TC, debido a una cantidad relativamente alta de ruido electrónico en el detector (15).

Por otra parte, los artefactos, según Pauwels, son imágenes que no corresponden al objeto real (15). Estos pueden alterar la interpretación de las imágenes, lo que puede derivar en una patología o hallazgo falso (22).

Visualización de imágenes.

El proceso de reconstrucción crea una matriz tridimensional que permite observar una serie de imágenes bidimensionales, en las vistas axial, sagital y coronal. Los planos axiales son una serie de cortes de arriba a abajo en el volumen. Los planos sagitales (transaxiales) son una serie de cortes de izquierda a derecha. Los planos coronales (transversales) son una serie de cortes de anterior a posterior. Estos tres planos se relacionan en una ventana de reformateo multiplanar dividida en líneas de intersección, que permite una orientación y navegación a través de los planos (15).

Dosis de radiación.

En los últimos años se ha dado a conocer, tanto a los profesionales como al público en general, la asociación entre múltiples radiografías dentales y el desarrollo de cáncer y tumores (17). Por lo que resulta importante modular las dosis de radiación, sin comprometer con ello la calidad de las imágenes de TCHC (23). Esto es posible si se siguen los citados principios de ALARA (24). Además, se debe tener en consideración la relación costo beneficio, es decir, el riesgo que representa la exposición a la radiación ionizante, respecto al beneficio en términos de diagnóstico, cuidado y manejo del paciente (23).

La descripción de la dosis de radiación transmitida al paciente debe basarse en la dosis efectiva (E), medida en *Sieverts* (Sv). Esto debido a que la E considera la dosis, el tipo, cantidad, sensibilidad y potencial carcinogénico del tejido irradiado. Algunos artículos se refieren a la dosis absorbida o Gray (Gy) (24), que corresponde

a la cantidad de radiación recibida por cada órgano, aunque se ha demostrado que esto no es un buen indicador de riesgo biológico (17).

También se deben considerar los niveles de dosis de referencia recomendados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR), los cuales se establecen para un procedimiento radiológico específico, mediante la recolección de múltiples dosis utilizadas en diferentes equipos. Sin embargo, un nivel de referencia puede aumentar si las necesidades clínicas así lo requieren. Puede resultar que un paciente, en consideración de su masa corporal, necesite una mayor dosis que la requerida para un paciente estándar (17).

Las dosis de referencia se establecen por separado para pacientes adultos y para grupos específicos de pacientes pediátricos, que se distinguen por edad, tamaño corporal y peso. Sin embargo, estos valores no son límites de dosis, pues se permiten utilizar dosis inusualmente altas o bajas para tomar decisiones que optimicen el procedimiento (26).

Existen equipos de TCHC que presentan configuraciones de exposición preestablecidas por el fabricante, según el tamaño del paciente o para procedimientos clínicos específicos, como el modo "endodóntico" o "implante". Otros equipos permiten al usuario seleccionar los parámetros de exposición como kV, mA y el tiempo de exposición (27).

El tiempo de exposición controla el número de fotones que se generan, es decir, la cantidad de exposición. A medida que aumenta la intensidad de la corriente en el tubo (mA), se incrementa la cantidad de electrones que colisionan para producir la radiación. La intensidad de la corriente está asociada al tiempo de exposición. Un aumento en el voltaje del tubo (kV) incrementa la diferencia potencial entre el cátodo

y el ánodo, lo que genera una mayor eficacia en la conversión de los electrones en fotones de rayos X, por lo que se produce una mayor cantidad de fotones, de energía y de capacidad de penetración (16).

La elección de los protocolos de exposición para los diferentes tipos de pacientes, se deja a criterio y experiencia del operador, debido a que no hay niveles de orientación que definan la relación entre dosis de radiación y calidad de imagen. El voltaje del tubo suele ser similar entre los equipos de TCHC (85-90 kV). La intensidad de la corriente en el tubo suele ser de 10 mA (27) (23).

Es preferible una reducción en el mA que una disminución del kV, puesto que reduce en menor medida la calidad de imagen (27). Una disminución del kV produce rayos de menor energía, con menor penetración, lo que puede aumentar la dosis en la piel del paciente (17).

Los operadores inexpertos tienden a aumentar kV y mA, debido a que las imágenes sobreexpuestas presentan un menor ruido, pero esto aumenta el riesgo de sobreexposición (25). Un aumento del kV, con una disminución del mA, reduce la dosis en piel, la dosis efectiva y los artefactos. Sin embargo, el aumento del kV produce radiación dispersa y disminución del contraste. Si se busca optimizar la dosis con el incremento del kV, se debe reducir el mA. Un aumento del mA genera una mejor resolución y menor ruido, pero implica mayores dosis (17). Es posible disminuir el mA sin comprometer la calidad de la imagen (27).

Un FOV más pequeño genera una menor dosis de radiación, menor radiación dispersa y un menor volumen de tejido irradiado. Por lo que se debe elegir el FOV más pequeño que abarque la región de interés (17).

Diferencias entre TC y TCHC

Según Sampayo & Olachica (8), se puede recalcar que ambos tipos de tomógrafos tienen características técnicas y físicas distintas. El TCHC utiliza un tubo de ánodo fijo de baja energía, similar al utilizado en las máquinas de rayos X dentales panorámicas, donde el paciente permanece sentado o de pie. Por otra parte, las máquinas TC giran alrededor del paciente en una especie de cápsula, donde el paciente permanece acostado. En comparación a un tomógrafo médico, la TCHC se puede presentar en equipos más pequeños, menos costosos, con menor exposición a radiación y con calidad similar en imágenes (8).

Otra diferencia, en cuanto a la obtención de imágenes, radica en que el TCHC gira alrededor del paciente una sola vez; mientras que el TC realiza varias rotaciones alrededor del paciente para la obtención de los diferentes cortes. Con respecto a la radiación, el TCHC expone al paciente a una radiación equivalente a una toma de un juego de radiografías periapicales completo, que corresponde a un 20% de la radiación generada por un TC (8).

Por otra parte, una gran diferencia entre ambos equipos, según Miles & Danforth (21), radica en una gran limitación de la TCHC, debido a que ésta presenta baja capacidad en la obtención de imágenes de tejidos blandos, lo que impide el análisis de estas estructuras por parte del operador. En cambio, la TC presenta clara información sobre estructuras o tejidos suaves.

Unidades Hounsfield

La escala de Unidades Hounsfield (UH) es utilizada en tomografía computarizada. De acuerdo con Molteni (25), aunque no forman parte del Sistema Internacional de Unidades, las UH pueden ser definidas como transformaciones lineales de los coeficientes de atenuación de rayos X de un material respecto al agua.

Según Pauwels (27), la siguiente fórmula puede utilizarse para calcular las UH de cualquier material:

$$\text{Valor en UH} = (\mu_{\text{tejido}} - \mu_{\text{agua}}) / \mu_{\text{agua}} \times 1000$$

Donde “ μ material” y “ μ agua” son los coeficientes de atenuación de un material determinado y del agua, respectivamente. La escala de UH está basada en dos valores fijos, donde 0 UH corresponde al valor del agua y -1000 UH, al valor del aire. Cuanta más radiación reciba un material, mayores serán sus valores en la escala de UH. De esta forma, Molteni (25) indica que se han logrado obtener promedios de diferentes sustancias respecto a su atenuación en TC.

La siguiente tabla resume algunos valores en UH en TC para distintos tejidos humanos y sustancias reportados por Vosper (4) y Molteni (25).

Tabla 1. Valores promedio de UH en diferentes tejidos humanos y sustancias.

Tipo de tejido o sustancia	Valores típicos en Unidades Hounsfield
Aire	-1000
Pulmón	-1000 a -500
Tejido adiposo	-100 a -50
Agua	0
Tejidos blandos	+20 a +50
Músculo	+40
Hígado	+40 a +70
Sangre	+40
Hemorragia aguda	+50 a +100
Hueso medular	+50 a +200
Medio de contraste	+100 a +300
Hueso cortical	+250 a +1000

Fuente: Modificado de Vosper M. Principles of CT, en: Bortz J., Ramlaul A., Munro L. CT Colonography for Radiographers. Suiza: Springer Cham, 2016 & Molteni; R. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. Oral and Maxillofacial Radiology. 2013; 116: 105-119.

Actualmente, en la línea de investigación de Pauwels (27), se ha planteado la necesidad de comparar las escalas de grises y las UH, para buscar una aplicación clínica en el área de implantología, con la finalidad de evaluar la calidad del hueso con base en la densidad ósea. Además, Pauwels (27) señala que el uso de imágenes obtenidas por tomografía ha permitido establecer diversas escalas para

clasificar la densidad ósea. Se asume que esto representa la calidad del hueso, pues se basa en cortes transversales que permiten evaluar la morfología y establecer valores en UH del hueso medular y cortical (15).

Según Molteni (25), el hueso en TC se puede clasificar en densidades de D1 a D4, para lo cual se toma como referencia la escala de densidad ósea de Misch. En esta escala, D1 corresponde al hueso cortical compacto, que presenta valores mayores de 1200 UH; D2 corresponde al hueso cortical poroso con hueso trabecular grueso, con valores de 700 a 1200 UH; D3 corresponde al hueso cortical poroso o delgado y con hueso trabecular fino, con valores de 350 a 700 UH; y D4 corresponde al hueso trabecular fino localizado principalmente en la región posterior de la maxila, con valores entre 100 a 350 UH.

En la implantología, se ha considerado el uso de las UH como herramienta para medir la densidad ósea, la cual ha representado uno de los principales parámetros para predecir la osteointegración de los implantes. No obstante, según Pauwels (27), esto ha variado en la implantología moderna, debido a que actualmente deben considerarse otros factores para evaluar su éxito, el cual no depende únicamente de la densidad ósea.

Valores en escala de grises.

En la tomografía computarizada, según Molteni (25), a cada *vóxel* en el volumen reconstruido se le asigna un valor numérico llamado *CT number* o valor en escala de grises. Dicho valor, según señalan Oliveira *et al* (28), está en función del coeficiente de atenuación lineal de cada *vóxel* e indica la cantidad de atenuación a los rayos X de cada tejido.

En lo que respecta a la tomografía computarizada multicorte, este rango de valores de cada tejido se refleja en la escala de UH. No obstante, se reportan factores que pueden influenciar los valores en la escala de grises. Oliveira *et al* (28) destacan entre esos factores, la energía del haz de rayos X, la colimación, el campo de visión y los algoritmos utilizados para reconstruir el volumen.

Según Mah *et al* (29), en la tomografía computarizada de haz cónico, a diferencia de la TC médica, no se ha estandarizado la forma en que los valores de escala de grises son representados en los volúmenes reconstruidos. De este modo, no se pueden comparar los volúmenes adquiridos por equipos de TCHC de diferentes fabricantes (34).

Por otra parte, Pauwels (15) señala algunos problemas propios del uso de UH en TCHC, pues hay factores que pueden provocar inexactitudes en la escala de grises de la TCHC. Tal es el caso de la variabilidad en el plano axial, que puede cambiar por artefactos, endurecimiento del haz de rayos X y sombras causadas por objetos fuera del campo de visión. Otro caso es la variabilidad de los cortes axiales, que es causado por diferencias en la masa de cada corte y la divergencia del haz de rayos.

Según varios autores (30, 31, 32, 33), la utilización de UH en tomografía computarizada de haz cónico no constituye un método válido para determinar la densidad, debido a que genera dispersión de rayos X y artefactos. Esta dispersión y artefactos reducen los valores de las UH alrededor de los tejidos no homogéneos, como en el caso del tejido óseo (33).

Yoo & Yin (33) mencionan que los efectos de la dispersión de los rayos X y la formación de artefactos son mayores en las imágenes de la TCHC que en

aquellas de la TC. Esto causa una disminución en la uniformidad de la imagen y aumenta los errores de las UH durante la reconstrucción tridimensional.

De igual manera, según Oliveira *et al*, todos los estudios en TCHC son influenciados por el tamaño del campo de visión, la localización anatómica del objeto a estudiar, los ajustes en los niveles de exposición (voltaje y miliamperaje) y los ángulos de la proyección de los rayos X (28).

Oliveira *et al* concluyeron que valores en la escala de grises pueden variar incluso en un mismo tipo de estructura, como es el caso del hueso mineralizado, pues su grado de mineralización depende de la posición que tenga anatómicamente (28).

Artefactos producidos en la TCHC.

Al formarse la imagen de una tomografía computarizada, tanto en la médica como en la de haz cónico, se forman artefactos. Un artefacto, según Schulze *et al* (35), se define como la visualización de una estructura en el volumen reconstruido, la cual no está presente en el objeto estudiado. Algunas de las estructuras que causan los artefactos son implantes metálicos, restauraciones dentales y clips quirúrgicos (36).

Los artefactos afectan negativamente las imágenes obtenidas en TCHC, lo que reduce la calidad de imagen y crea rayas distinguidas o sombras. Además, obstaculizan la imagen obtenida y afectan el uso diagnóstico de la TCHC (36).

Molteni (25) describe ciertos aspectos técnicos, presentes tanto en la tomografía médica como en la TCHC, que crean artefactos que afectan los valores estimados en la escala de grises. Señala, principalmente, la geometría fuera del eje

(*off-axis geometry*), la radiación dispersada, endurecimiento del haz (*beam hardening*), la reconstrucción parcial y artefactos metálicos. Los artefactos o artificios, según Sartori *et al* (22), pueden llegar a dar imágenes erróneas, que pueden simular alguna condición patológica y generar un diagnóstico incorrecto desde la imagen. Es importante reconocerlos para no dar diagnósticos incorrectos.

Señala Molteni (25) que los artefactos metálicos son aquellos que se forman al impactar el haz de rayos X con un objeto altamente radiodenso, como es el caso de los metales o algunas resinas compuestas. Estos materiales pueden producir ciertos efectos sobre el haz de rayos X, pues pueden bloquearlo y provocar un debilitamiento de los fotones, que deriva en un patrón de destellos en la imagen; o bien pueden causar un extremo endurecimiento del rayo, lo que forma un halo oscuro en la imagen.

De acuerdo con Alves *et al* (37), los artefactos generados por metales pueden ser más pronunciados o evidentes en TCHC, debido a que su resolución de contraste es inferior en comparación con una TC.

Entre los tipos de artefactos más relevantes se pueden destacar los siguientes:

- **Radiación dispersa:** se produce por la dispersión de los fotones después de interactuar con la materia. Este artefacto produce un efecto similar al endurecimiento del haz. Además, reduce el contraste de los tejidos blandos y la densidad de otras estructuras (35).
- **Endurecimiento del haz:** este fenómeno ocurre debido al paso de los fotones de un amplio rango de energía a través del objeto por estudiar, el cual absorbe más rápidamente los fotones de baja energía y resulta en una

obtención de energía variable, al salir del objeto. Esto puede generar dos tipos de artefactos: las bandas oscuras, que son zonas de menor densidad entre objetos muy densos; y las zonas de menor densidad en el centro de estructuras, con una aparente densidad uniforme (22). El método más simple propuesto por Molteni (25) consiste en incorporar un filtro al rayo primario.

- **Artefacto de los blancos por alteración de los detectores o error de estabilidad:** Sartori *et al* (22) mencionan que se da por una alteración de la calibración y el balance de detectores. Estos últimos, al no estar calibrados ni alineados entre sí, generan que la proyección de cada anillo sea diferente, lo cual deriva en una imagen de múltiples anillos concéntricos de intensidad variable, que se encuentran cerca del eje de rotación. Estos se pueden evitar con el mantenimiento del equipo, pues es causado por un defecto en la calibración de los detectores (35).
- **Factores ambientales:** según Sartori *et al* (22) la humedad, la temperatura ambiental y la cantidad de partículas de polvo en el equipo de traducción de la imagen, pueden causar errores a la hora de reconstruir la imagen. Mantener el equipo en un lugar fresco y limpio, al igual que el equipo de traducción de la imagen, evita la aparición de estos artificios.
- **Reconstrucción parcial:** al realizar una toma de imágenes se pueden encontrar sectores del volumen estudiado que fueron irradiados. Sin embargo, no se logran incluir dentro de la reconstrucción volumétrica. A estas zonas se les llama *exomass*. Esto resulta en artefactos tipo peine, que irradian desde el centro de la reconstrucción (22).

- **Artefactos metálicos:** los materiales metálicos e incluso algunas resinas compuestas pueden generar artefactos tipo rayas. Usualmente se encuentran entre dos objetos radiodensos. Sartori *et al* (22) los llaman cuerpos extraños de alta densidad. También pueden ser provocados por *piercings*, prótesis, joyas, entre otros. Este tipo de artefactos se diferencia por la presencia de rayos, que se generan desde el objeto metálico. Estos artefactos pueden ser hipodensos o hiperdensos. A su vez, se pueden evitar dejando por fuera de la imagen al objeto metálico, en la medida de lo posible.
- **Artefactos periféricos de banda brillante cerca del límite del campo de exploración:** Katsumata *et al* (38), al referirse a un tejido maxilofacial, mencionan que un artefacto puede producir deformidad de la imagen, por el simple hecho de que el objeto esté cerca del campo de exploración, sin necesidad de que el objeto esté presente en la imagen. Los autores mencionan la influencia de los músculos de la lengua, la cual posee un coeficiente de atenuación mayor al de los músculos bucales. Lo anterior genera un aumento en la densidad de los tejidos blandos presentes en la parte lingual de la mandíbula, en comparación con los tejidos blandos de la parte bucal de la mandíbula. Además, esto puede afectar la densidad de los tejidos duros adyacentes.
- **Artefactos por mala alineación:** se dan por un mal alineamiento del objeto, la fuente o el detector. Si hay un movimiento de algún objeto en la toma de imágenes, ese objeto no saldrá en la reconstrucción, debido a que no hubo adquisición de información. El tiempo de toma de imágenes es lo

suficientemente largo para que un paciente haga un mínimo movimiento y se provoque este artefacto (35).

Características del equipo Veraviewpocs 3D R100.

Este equipo tomográfico es desarrollado y fabricado por *J. Morita MFG. CORP*; el modelo es el X550 y el tipo corresponde al *Veraviewpocs 3D R100*, el cual es un sistema combinado para adquisiciones panorámicas, cefalométricas y 3D (39).

Entre las especificaciones técnicas, destaca que el equipo cuenta con un voltaje de entrada de EX-2: 220 / 230 / 240 V 50 / 60 Hz. El consumo energético que utiliza es de 2,3 kVA (39). En cuanto al generador de rayos X, éste posee un tubo D-051, con un punto focal de 0.5mm y un ángulo objetivo de 5 grados, cuyo material es de tungsteno. La tensión del tubo va desde 60 kV a 90 kV, según el modo de toma de imagen. En cuanto a la corriente del tubo, ésta va desde 1-10 mA en función del modo de captación. Con respecto al tiempo de toma de la imagen, éste es de 9.4 segundos (39).

El equipo, según el fabricante (39), permite los siguientes campos de estudios:

- 40 mm diámetro x 40mm altura.
- 40 mm diámetro x 80mm altura.
- 80 mm diámetro x 50mm altura.
- 80 mm diámetro x 80mm altura.
- 100 mm diámetro x 50mm altura.
- 100 mm diámetro x 80mm altura

Un punto crucial, para mejor calidad de la imagen, radica en el tamaño mínimo del *vóxel*. Para este equipo, el tamaño del *vóxel* es de 0.125 mm, en campos de visión pequeños, y de 0.16 mm, en los campos de visión mayores.

El *Veraviewepocs 3D R100* trabaja con el software *i-Dixel*, el cual requiere de una computadora con algunas especificaciones mínimas para poder ejecutar el programa. El fabricante señala que la computadora debe tener, al menos, el sistema operativo *Microsoft Windows 7*, una memoria RAM de 4 GB y una tarjeta de vídeo con resolución de 1024 x 768 y profundidad de color de 24 bits (39).

Capítulo III. Métodos del Trabajo.

En el presente seminario de graduación, se presenta la estandarización del método de registro del valor en la escala de grises. Para el análisis correspondiente, se utilizó el equipo tomográfico *Veraviewpocs 3D R100* (Anexo N°1), perteneciente a la sección de radiología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica

Posicionamiento del cráneo óseo para la obtención de imágenes.

Para la obtención de imágenes, se utilizó un cráneo óseo humano seco, que pertenece a la sección de Radiología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica. Este cráneo se ha utilizado para distintas prácticas de adquisición de imágenes radiológicas, cuenta con todas las piezas dentales presentes, incluso presenta terceros molares superiores e inferiores. Además, posee una mandíbula articulada de forma artificial, mediante un sistema de resortes fijado con placas metálicas y tornillos. En el presente estudio, se removió el resorte y otros elementos metálicos utilizados para la estabilización del cráneo, con la finalidad de reducir la mayor cantidad de elementos que potencialmente podrían generar artefactos en las imágenes tomográficas obtenidas.

Posteriormente, se posicionó el cráneo en un contenedor cilíndrico de polipropileno transparente marca *Polinplast*, hecho en Perú, con capacidad de 4,2 litros (1,1 galones), con un diámetro de 17 cm, con un grosor de 1,1 mm y con una altura de 18,6 cm. El cráneo se colocó con el *plano sagital* medio perpendicular al piso y con el *plano de Frankfurt* paralelo al piso.

Para obtener una posición replicable, se realizó en la superficie externa del recipiente una línea vertical con rotulador permanente que sirvió de guía para fijar la línea media del cráneo. Esta línea media se posicionó respecto a los siguientes puntos anatómicos: sínfisis mandibular (o centro del mentón), espina nasal anterior y línea media dental superior. La línea media dental inferior no se tomó en cuenta, puesto que los incisivos inferiores no estaban alineados con los puntos mencionados anteriormente.

Se añadió al recipiente agua destilada hasta el nivel infraorbitario del cráneo y se dejó reposar en agua durante 30 minutos, antes de iniciar con la toma de imágenes. Lo anterior, con la finalidad de que se hidrataran los espacios óseos medulares. El nivel del agua se dejó a ese nivel para evitar posibles derrames del líquido durante la manipulación. Además, la estructura del cráneo que quedó por encima del nivel del agua, no se incluyó en el campo de visión, debido a que no comprendía áreas de interés para el presente estudio.

Se colocó el recipiente con el cráneo en el equipo para la adquisición de imágenes, de la misma forma en la que se colocaría a un paciente para la toma de un volumen tomográfico. Para esto se verificó que coincidiera la línea media, previamente marcada en el recipiente, con la luz láser que señala el equipo (Anexo N° 2).

Inicialmente, el recipiente con el cráneo se colocó en una base de metal aparte de los aditamentos del equipo tomográfico, pero no se logró llegar a una altura adecuada para la adquisición de las imágenes. Por lo anterior, fue necesario modificar la altura del recipiente. Para estos efectos, se utilizaron dos bases

circulares de acrílico de 18.5 mm de grosor y 10 cm de diámetro cada una, lo que aumentó la altura en un total de 37 mm.

Toma de imágenes.

Una vez que se posicionó el cráneo de manera adecuada, se procedió a la toma del *scout* en el software *i-Dixel 2.0*, el cual se hizo con un campo de visión de 100 x 80 mm y los valores de 80 kV y 2 mA, con un tiempo de exposición de 2 s. Cabe destacar que se modificó la posición anteroposterior del cráneo en estudio, el cual se posicionó hacia posterior 2 cm, para obtener las imágenes del sector anterior.

Para la toma de las imágenes tomográficas, se utilizaron los valores de 90 kV y 5 mA en campos de visión de 40 X 40 mm, con un tiempo de exposición de 9.4 s en resolución estándar y con un arco rotacional de 180°. Se adquirieron cuatro volúmenes tomográficos: uno del sector posterior superior derecho, uno del sector anterior superior, otro del sector anterior inferior y otro del sector posterior inferior derecho.

Mediciones en la escala de grises.

Las mediciones se realizaron en la sección de Radiología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica con las herramientas del software *i-Dixel One Volume Viewer* de *J Morita* en una computadora de escritorio marca *Dell Optiplex 9020*, procesador *Intel® Core i5 3,30 GHz*, 8 GB de memoria RAM, sistema operativo *Microsoft Windows 7 profesional*, con procesador gráfico *Intel®*

HD Graphics 4600 y con un monitor *Dell P2214 H* de 21,5 pulgadas, en una resolución de 1920 x 1080.

Como evaluadores estuvieron dos odontólogos docentes de la sección de Radiología y cinco estudiantes de sexto año de Licenciatura en Odontología, quienes fueron capacitados previamente por dichos docentes en el manejo del software *i-Dixel One Volume Viewer*. Todas las mediciones se realizaron en el mismo equipo de cómputo en una habitación oscura.

Las mediciones se realizaron en cuatro volúmenes tomográficos específicos, obtenidos del cráneo para cada región a estudiar: sector anterior superior, sector anterior inferior, sector posterior superior derecho y sector posterior inferior derecho. Las mediciones se realizaron, respectivamente, a nivel del incisivo central superior izquierdo, incisivo lateral inferior derecho, primer molar superior derecho y primer molar inferior derecho.

En cada pieza dental y tejidos circundantes, se midió la densidad del esmalte dental, dentina, hueso cortical y hueso trabecular. Para realizar cada medición, se alineó la pieza dental respecto a su eje longitudinal en los planos tangencial, axial y transaxial. Las mediciones se realizaron en el plano transaxial, para lo cual se abrió una ventana adicional de 400x de aumento. La densidad de cada tejido se registró en una región de interés, con el uso de la herramienta de figuras del software. Para cada caso, se dibujó con el cursor una figura cuadrada, que abarcó un área de entre 0.5 mm^2 a 2 mm^2 , según lo permitiera el espesor del tejido a evaluar.

Para estandarizar las mediciones, se seleccionaron zonas específicas para medir los valores de densidad. En el primer molar superior derecha, las mediciones de la densidad del esmalte se realizaron en la superficie oclusal, a nivel de cúspide

mesio vestibular; las de la dentina, en el tercio medio vestibular de la raíz mesial; y las del hueso cortical y medular en el área vestibular, a nivel del tercio medio radicular.

Para las mediciones a nivel del incisivo central superior izquierdo, el esmalte se midió en tercio medio vestibular, la dentina en el tercio medio coronal en vestibular y el hueso cortical y medular en palatino, a nivel del tercio medio radicular.

Con respecto a las mediciones del primer molar inferior derecho, las mediciones del esmalte se realizaron en la superficie oclusal en el centro de la corona y las de la dentina en vestibular del tercio medio de la raíz mesial. El hueso cortical y medular se midió en vestibular, a nivel del tercio medio de la raíz mesial.

Por último, las mediciones de las densidades en el incisivo lateral inferior derecho se realizaron de la siguiente manera: el esmalte se midió en el tercio medio vestibular de la corona y la dentina a nivel coronal vestibular. El hueso cortical y hueso medular se midieron en lingual, debido a que se apreciaba mayor cantidad de tejido óseo en esta superficie.

Para registrar la densidad del hueso medular en todas las mediciones, se seleccionó un área que incluyera tanto zonas hipodensas, correspondientes a espacios medulares, como zonas hiperdensas, correspondientes a trabéculas óseas.

Los valores de cada medición se obtuvieron a partir de los siguientes pasos:

1. Abrir el visualizador *i-Dixel One Volume Viewer* de *J Morita*.
2. Alinear la pieza de interés en su eje largo, tanto en vista transaxial como tangencial.
3. Apertura de una ventana adicional y selección de aumento en 400X.

4. Selección de la herramienta para dibujar un área cuadrada y trazar un área de entre 0.5 y 2mm².
5. Selección de la pestaña "*Line profile*" en el histograma, para registrar los valores de atenuación que se observan en el gráfico diseñado adicionalmente por el software.

Los datos se recolectaron en un instrumento de recolección de datos (Anexo N° 3). En una tabla, cada evaluador revisó las cuatro tomografías y anotó el valor promedio en escala de grises de cada área de tejido, que fuera generado por el software *i-Dixel One Volume Viewer* mediante la herramienta *Line profile* del histograma. Además, se incluyeron en una tabla los valores generados por el software, a saber, el área en mm² del recuadro confeccionado, el valor mínimo, el valor máximo, la moda, el promedio y la desviación estándar del valor de atenuación en la escala de grises.

El software denominó las unidades de densidad en UH. Sin embargo, estas se anotaron y consideraron como unidades de atenuación en la escala de grises, bajo el entendido de que no corresponden con las mismas UH de la tomografía computarizada de uso médico.

Capítulo IV. Desarrollo.

Resultados

Se analizaron cuatro tejidos diferentes en cuatro tomografías, correspondientes cada una de estas a un sector anatómico. Las tomografías fueron evaluadas por siete operadores, dos odontólogos y cinco estudiantes del último año de la carrera de Odontología de la Universidad de Costa Rica.

La tabla N° 2 resume los valores promedio obtenidos de densidad de la escala de grises por cada pieza dental, que se evaluó por parte de todos los participantes de la investigación.

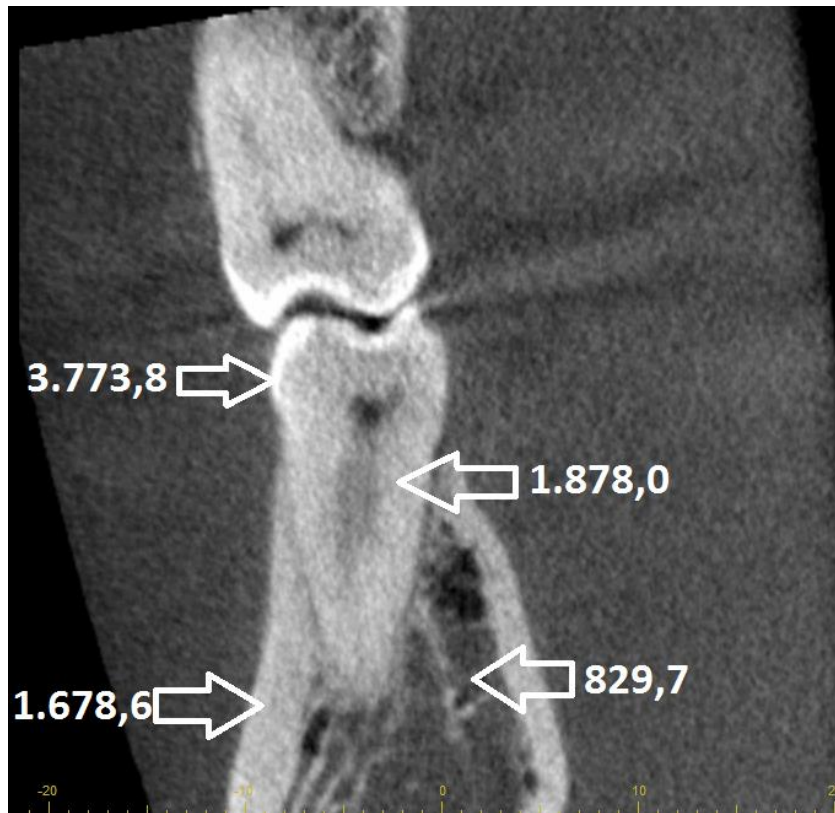
Tabla 2. Valor medio y desviación estándar de densidad de escala de grises, según estructura por pieza.

Pieza dental	16		21		42		46		Total	
Estructura	Promedio	SD	Promedio	SD	Promedio	SD	Promedio	SD	Promedio	SD
Esmalte	3.440,0	416,0	4.185,1	752,7	3.493,0	663,3	3.773,8	586,5	3.723,0	655,1
Dentina	2.134,7	463,1	1.989,7	400,4	2.342,2	328,6	1.878,0	260,9	2.086,1	392,0
Hueso cortical	1.929,1	291,1	1.908,2	303,5	1.454,3	638,7	1.678,6	375,7	1.742,5	447,3
Hueso medular	691,3	190,9	541,3	228,0	499,2	279,4	829,7	117,2	616,8	246,4

Fuente: Elaboración propia con datos obtenidos de mediciones en el software *i-Dixel One Volume Viewer J Morita*, en diferentes regiones del cráneo óseo.

Como se observa en la tabla 2, los valores medios de densidad son más altos en estructura del esmalte, seguidos de aquellos de la dentina, el hueso cortical y el hueso medular. Este comportamiento es similar por pieza dental, ejemplo de ellos se observa en la figura 1, que representa los valores de densidad en la escala de grises para la pieza dental 46.

Figura 1. Valor medio de densidad en la escala de grises según estructura dental para la pieza dental 46.



Fuente: Elaboración propia con datos obtenidos de mediciones en la Tabla N° 2 e imagen capturada del volumen tomográfico en estudio.

La Tabla N° 3 muestra el análisis de varianza del valor de densidad, en la escala de grises, registrado para cada estructura por los distintos operadores.

Tabla 3. Análisis de variancia: valor de densidad de escala de grises.

Fuente de variación	de Suma de cuadrados	Grados de libertad	de Cuadrado medio	F	Sig.
Estructura	138.560.392,75	3	46.186.797,58	202,4	0,00
Operador	542.988,92	6	90.498,15	0,40	0,88
Estructura *					
Operador	3.029.940,46	18	168.330,03	0,74	0,76
Error	19.202.531,98	84	228.601,57		
Total	161.335.854,12	111			

Fuente: Elaboración propia con datos proporcionados por el análisis estadístico realizado por Msc. Jacqueline Castillo Rivas.

No se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los valores de los operadores ($p=0,88$) para las superficies analizadas. Se encontró diferencia significativa entre las estructuras ($p=0,0001$). El valor de la densidad de escala de grises es independiente del operador ($p=0,76$).

Discusión.

En el presente seminario de graduación, para adquirir las imágenes del cráneo humano, se colocó a éste en un recipiente cilíndrico de polipropileno transparente de 17 cm de diámetro, de 1,1 mm de grosor y 18,6 cm de altura (*Polinplast*, Perú), que contenía agua destilada.

Lo anterior guarda similitud con la investigación llevada a cabo por Mah *et al* (29), quienes colocaron un fantoma fabricado de polimetilmetacrilato (PMMA) transparente, que contenía discos de diferentes materiales dentales y muestras de tejidos o análogos, en distintos recipientes cilíndricos de plástico transparente y lo cubrieron con agua destilada. Mah *et al* (29) describe que se utilizó un contenedor de 14 cm de diámetro, para simular el cráneo de un niño pequeño, y uno de 16,9 cm de diámetro, para simular la cabeza de un adulto, con el fin de colocar el fantoma. Estas medidas son similares a las utilizadas en la presente investigación.

Por otra parte, en un estudio de 2017, Pauwels *et al* también usaron un fantoma cilíndrico de PMMA de 16 cm de diámetro y 17,7 cm de alto. Sin embargo, no utilizaron el fantoma para colocar un cráneo óseo, sino para colocar columnas con diferentes materiales, para analizar los distintos valores de densidad en la escala de grises (40).

En otras publicaciones acerca de estudio de densidad en TCHC, los autores también han utilizado distintos recipientes con agua destilada para la confección y colocación de fantomas. En un estudio, Hidalgo *et al* (41) utilizaron un cráneo humano pediátrico. A éste, lo colocaron en un recipiente plástico adaptado a la forma del cráneo y rellenaron el recipiente con agua, con el propósito de simular el

grosor y densidad de los tejidos blandos en adquisiciones de TCHC. Otro factor a considerar es que, en el estudio de Hidalgo *et al*, se sumergió el cráneo pediátrico en agua por un período de 48 horas, previo a la adquisición del volumen, con la finalidad de desplazar el aire y rellenar los espacios óseos medulares con agua (41).

A diferencia del estudio de Hidalgo *et al*, en la presente investigación se sumergió el cráneo óseo en agua destilada por un período de 30 minutos, previo a la realización de la captura de imágenes de TCHC. Se observó que, en algunas regiones óseas no incluidas en el análisis, quedaron áreas donde el agua no penetró por completo los espacios medulares, puesto que se formaron áreas pequeñas en el trabeculado más hipodensas que otras. Esto sugiere que un tiempo mayor de sumersión podría permitir que el agua se infiltre por completo en dichos espacios. Sin embargo, lo anterior no fue un factor relevante, debido a que en las áreas de interés se observó una penetración de los espacios medulares con agua.

En la presente investigación, la forma cilíndrica del recipiente permitió estabilizar y colocar el cráneo de manera repetible, lo que favoreció el posicionamiento del cráneo en el equipo tomográfico. Además, el recipiente cilíndrico con agua destilada conformó un medio dispersante, que produjo un efecto de radiación dispersa.

La radiación dispersa, White & Pharoah (16) indican que se produce por la dispersión de los fotones de los rayos X, después de interactuar con la materia, ya sea por dispersión coherente, por dispersión Compton o por absorción fotoeléctrica. La radiación dispersa, según Alves (37), puede producir artefactos que reducen el contraste de los tejidos blandos y la densidad de otras estructuras. En este estudio, al no existir tejido blando en el cráneo, se pretendió producir artefactos de radiación

dispersa adrede, pues en un paciente real se produce dicho efecto por la existencia de tejidos blandos alrededor de la zona sometida a estudio.

Otros autores han prescindido del uso de contenedores con agua al utilizar cráneos. Por ejemplo, en el 2008 en un estudio de Periago *et al*, se utilizaron veintitrés cráneos humanos secos en un escáner de TCHC, para un análisis de cefalometría. No obstante, para las mediciones dichos cráneos no fueron sumergidos en agua, pues únicamente se utilizaron globos de látex rellenos de agua, que fueron colocados en las bóvedas craneales para simular tejidos blandos. Lo anterior permitió cierto grado de atenuación de radiación (42).

Sin embargo, en el indicado estudio se describieron algunas limitaciones, como el hecho de que la supresión total de tejidos blandos alrededor del cráneo, aunque favoreció realizar mediciones e identificar puntos anatómicos, vino a resultar en condiciones que no se presentan en un escenario clínico con pacientes reales. Por este motivo, no fue posible estudiar efectos que influyeran en la calidad y formación de las imágenes tomográficas, tales como atenuación de la imagen por los tejidos blandos, movimiento del paciente y artefactos metálicos. Por lo anterior, no fue posible evaluar la forma en que dichos efectos pueden afectar la manera de localizar puntos anatómicos y su identificación (42).

No obstante, en distintas investigaciones generalmente se observa que no hay estandarización entre métodos para realizar y posicionar los fantasmas, debido a que algunos estudios utilizan cilindros de distintos materiales y otros, cráneos óseos, como es el caso de la presente investigación. Por tanto, se dificulta replicar resultados, puesto que existe discrepancia metodológica para este tipo de estudios.

En el presente estudio, se utilizaron parámetros de exposición de 90 kV y 5 mA para la toma de las imágenes tomográficas, con el objetivo de alcanzar una calidad de imagen óptima que permitiera realizar las mediciones. Se tomaron, como punto de referencia, las recomendaciones del fabricante en un rango de 60-90 kV y de 1-10 mA.

Lo anterior debido a que, según Ludlow *et al*, la calidad de imagen debe elegirse de conformidad con las recomendaciones del fabricante, la formación y experiencia del radiólogo. También se debe mantener un balance entre la calidad de imagen y la dosis de radiación, según la tarea diagnóstica (43).

De acuerdo con Hidalgo *et al*, se deben considerar los siguientes aspectos para determinar una calidad aceptable del volumen tomográfico, según el sitio de interés y la tarea diagnóstica. Al respecto, se señala que se debe apreciar la claridad de las tablas corticales; el patrón de hueso trabecular; la diferenciación entre esmalte, dentina, cámara pulpar, conducto radicular, espacio del ligamento periodontal y lámina dura; así como una cantidad de ruido aceptable (41).

En esta investigación se eligieron los parámetros que generalmente se utilizan para adultos reales, en el servicio de radiología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica, con el equipo tomográfico *Veraviewepocs 3D R100*, fabricado por *J Morita MFG, Corp*.

En un estudio de Lofthag *et al* (44), se utilizaron los equipos *Accuitomo 3D* y *3D Accuitomo FPD*, ambos fabricados por *J Morita MFG. Corp*. Se emplearon combinaciones de 60, 65, 70, 75, 80 kV y 2, 4, 6, 8, 10 mA, con el objetivo de disminuir los parámetros de exposición, en comparación con la configuración de uso común, sin pérdida de la calidad de imagen. La exposición común para estos

equipos es de 80 kV, 4 mA. Se demostró que los parámetros de exposición pueden disminuirse y ajustarse de acuerdo con el objetivo diagnóstico. El diagnóstico periapical requirió valores de exposición más altos, al evaluar estructuras delicadas, como el espacio del ligamento periodontal, lámina dura y hueso trabecular. Por lo que el método de estandarización requiere una mayor exposición para la medición de valores del hueso trabecular.

En la investigación de Lindfors *et al*, se utilizó el mismo equipo tomográfico que en el presente estudio. Según Lindfors *et al*, la calidad de imagen se ve influenciada por la posición de la cabeza, artefactos de movimiento, los parámetros de exposición y el tamaño del campo de visión. Se realizaron exploraciones con una exposición de 75, 80, 85 y 90 kV, con una corriente de tubo constante de 5 mA. Por tanto, al igual que en la búsqueda de estandarización del método, se emplearon 90 kV y 5 mA, lo que generó una imagen con una calidad adecuada (45).

Pauwels *et al* determinaron la configuración de kV óptima para el equipo Accuitomo 3D 170. Establecen que una reducción en la dosis de mA es más eficiente que una del kVp, en cuanto a la calidad de imagen. Mencionan que optimizar la configuración de kV y mA ha sido un reto para la radiología diagnóstica. No es proporcional cambiar uno o ambos factores de exposición, se debe alcanzar un equilibrio que logre una calidad de imagen adecuada en el nivel de dosis más bajo posible. Los valores en la escala de grises son relativamente independientes de los parámetros de exposición, sólo el ruido varía en función de kVp y mA. Los resultados de este estudio indican que el valor óptimo podría ser de 90 kV y 5 mA (46).

Neves *et al* consideran en su investigación que el ajuste del mA está relacionado linealmente con la dosis, por lo que una reducción del 50% del mA reduce la dosis de radiación, alrededor de la mitad. Por tanto, una reducción excesiva del mA puede generar un aumento del ruido y una disminución de la calidad de la imagen (37).

En cuanto a los parámetros de exposición, Alves *et al* en un estudio adquirieron imágenes con un equipo *CS 9000 3D* (*Carestream Dental*, Rochester, EE.UU.) y utilizaron diferentes parámetros de exposición para piezas dentales, con materiales obturadores intraconducto: (1) 74 kV / 12 mA; (2) 74 kV / 10 mA; (3) 74 kV / 8 mA; (4) 74 kV / 6,3 mA; (5) 70 kV / 12 mA; (6) 70 kV / 10 mA; (7) 70 kV / 8 mA; y (8) 70 kV / 6,3 mA. Lo anterior, con el fin de establecer la forma en que kV y mA afecta la aparición de artefactos. Se llegó a la conclusión de que, indiferentemente de los valores de exposición utilizados, los artefactos eran los mismos. Por tanto, en esta investigación se considera que la exposición utilizada no es un factor determinante que influya en la aparición de más o menos artefactos, que lleguen a generar alteraciones de la imagen. (37)

Hidalgo *et al* (41) desarrollaron un protocolo de bajas dosis de radiación en TCHC, para lo cual utilizaron una combinación de dosimetría en niños y una evaluación de la calidad de imagen subjetiva y objetiva. Establecieron un protocolo de 80 kV y 3mA para su implementación en la práctica clínica. Durante el estudio, con el equipo *3D Accuitomo F170®*, se realizaron distintas tomas de 60, 65, 70, 75, 80, 85 y 90 kV y 1, 3, 5, 7 y 10 mA, entre éstas, la recomendada por el fabricante *J. Morita*, de 90 kV y 4-6 mA. Con este protocolo se redujo la dosis de radiación de 90 kV a 80 kV y de 4-6 a 3 mA, con cierta libertad de decisión, pues dejó la dosis a

juicio del radiólogo. Sin embargo, este estudio difiere del método de estandarización, debido a que se utilizó un cráneo pediátrico, con menor densidad ósea que la del presente estudio, donde se utilizó un cráneo adulto.

Para este estudio, la toma de imágenes se realizó con un FOV de tamaño 40 x 40 mm, con el fin de lograr que las estructuras de interés para el análisis quedaran centradas en la imagen obtenida. Esto debido a que las estructuras representadas en la periferia presentan diferencias por la geometría del haz y en campos de visión grandes.

En una investigación del 2014, Matheus explica que el FOV elegido y la posición de la estructura que será analizada, son factores que influyen directamente los valores en la escala de grises. En su estudio utilizó los equipos Accuitomo 170 y el Veraviewepocs 3D CBCT. En ambos el número absoluto de CT o valores en escala de grises fue diferente al variar el FOV. Al igual que en el presente estudio, Matheus utilizó FOV pequeños y obtuvo valores mayores en escala de grises, que al utilizar FOV grandes (28).

Por otra parte, Matheus encontró diferencias importantes en los valores en la escala de grises, al modificar la posición de las estructuras evaluadas. Al analizar una misma estructura en el centro de la imagen y en la periferia, Matheus encontró diferentes valores en la escala de grises, al igual que obtuvo diferentes valores para un mismo tipo de estructura ubicada en diferentes sitios anatómicos (28).

Por tanto, en el presente estudio se utilizó el FOV pequeño, con el fin de que las estructuras por evaluar se conservaran dentro de la imagen tomográfica, de la forma más centrada posible. También, para estandarizar, se utilizó este

mismo tamaño de FOV, con la finalidad de obtener las imágenes necesarias para evaluar las diferentes estructuras propuestas.

En cuanto a la aplicación del software, las medidas se tomaron en la ventana transaxial, debido a que se apreciaba una imagen más amplia de la pieza dental y de las estructuras a medir. En un estudio de Azeredo *et al*, se realizaron mediciones de diferentes materiales dentales, dentro de unos cubos de acrílico, para evaluar los valores de grises de tres diferentes equipos de TCHC y de un equipo de TC. Para ello se analizaron las muestras en la ventana axial de cada visualizador, por lo que utilizaron cinco softwares diferentes *OsiriX Medical Imaging Software* (Geneva, Suiza), *OnDemand3D* (CyberMed International, Seúl, Corea), *E-Film* (Merge Healthcare, Milwaukee, Wisconsin), *Dolphin Imaging* (Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, California), e *InVivo Dental Software* (Anatomage, San José, California) (47).

En el estudio mencionado, cada uno de cubos de acrílico utilizados tenía una misma composición, pues estaban rellenos de un solo material, por lo que no se requería una mayor cobertura para representar diferentes tejidos (47). En cambio, en el presente estudio, cuando se analizaron diferentes piezas dentales y regiones de hueso con grosores de tejidos distintas, se requirió seleccionar un área de cobertura entre 0,5 y 2 mm², según la cantidad de tejido disponible para cada pieza.

Por otra parte, Oliveira en su estudio sobre la influencia de la ubicación anatómica en los valores en la escala de grises, también realizó mediciones en un corte axial. Sin embargo, la región de interés estaba constituida por un solo material (fosfato dipotásico en solución acuosa), por lo que no fue necesaria una mayor cobertura para representar diferentes tejidos (28).

En el presente estudio, se realizó la medición de los valores en la escala de grises de las estructuras con el software *i-Dixel One Volume Viewer* de *J Morita*. Azeredo (47) menciona que no hay diferencia significativa entre los diferentes softwares utilizados en su estudio. Sin embargo, Torrealba *et al* mencionan que los valores obtenidos no pueden ser comparables entre sí, puesto que existen diferencias entre los equipos utilizados y sus softwares: *i-Cat (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, Estados Unidos)*, *GALILEOS Comfort (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemania)* y *Planmeca ProMax 3D (Planmeca, Helsinki, Finlandia)* (48).

En el presente estudio, se decidió evaluar la densidad en la escala de grises en el sector anterior y posterior del reborde maxilar y mandibular, zonas similares a las descritas por Misch (49). Otros estudios han analizado áreas similares a las del presente estudio, como fue el caso del estudio de Estay *et al* (34), que implicó una medición de diferentes estructuras (hueso cortical, hueso esponjoso, canal mandibular, seno maxilar, labio, lengua, dentina, esmalte y amalgama), en volúmenes bimaxilares de 50 pacientes, con un equipo TCHC *Galileos* y con el uso del software respectivo, para determinar si las estructuras se podían diferenciar mediante unidades de atenuación de TCHC. En el estudio de Estay *et al*, se analizó el segmento anterior inferior de escáneres de mandíbula, lo que permitió obtener valores en escala de grises de hueso cortical (2184,22) y del hueso medular (1297,54).

Oliveira (28) en un estudio abarcó las mismas zonas anatómicas que fueron tomadas en cuenta para el presente este estudio. Además, incluyó la zona premolar y evaluó la diferencia en las unidades de atenuación, según la ubicación anatómica.

Sin importar el FOV utilizado, los resultados siempre fueron mayores en zonas anteriores maxilar y mandibular.

Emadi *et al* (50) realizaron mediciones en fantomas hechos de polimetilmetacrilato, con distintos materiales dentales y muestras de tejido dental. En las mediciones de la escala de grises, obtuvieron valores promedio de esmalte 4358,9; dentina 2583,7; hueso cortical 1766,2 y hueso medular 541,7.

Sin embargo, en un estudio de Pauwels de 2013 (51), se evidenció que existe variación entre distintos equipos de TCHC y que la escala de grises está determinada en parte por la calibración, que haga cada fabricante del equipo. Por este motivo, no se podrían comparar los valores numéricos en la escala de grises de las presentes mediciones, con los obtenidos en el estudio de Emadi *et al* (50), puesto que en este último se empleó el escáner de TCHC *NewTom VGi* (Verona, Italia). Por otro lado, la secuencia de mayor a menor radiodensidad hallada por Emadi *et al*, fue la misma que se encontró en el presente estudio, lo cual es esperable, debido al mayor grado de mineralización del esmalte, seguido por la dentina, el hueso cortical y el hueso medular.

Por otra parte, Pauwels menciona en su estudio que existen muchas variables que pueden afectar los valores de la escala de grises, o artefactos que pueden alterarlos. Por ejemplo, cuando se escoge un campo de visión pequeño, los valores en la escala de grises se ven afectados por los tejidos poco simétricos o no homogéneos, que están fuera de dicho campo de visión. Por tanto, en el presente estudio es posible que la afectación de los valores por artefactos se produzca por estructuras y tejidos, que se encontraban fuera del campo de visión, pues se empleó

un cráneo óseo, con múltiples estructuras anatómicas y objetos metálicos utilizados para la fijación del cráneo (51).

Otra consideración, que se ha sido demostrada por otros autores como Oliveira *et al*, consiste en considerar que las mediciones hechas en hueso, con similar grado de mineralización, pueden variar los valores de escala de grises, según su posición anatómica. Lo anterior, implica obtener valores distintos, si se realizan mediciones en diferentes regiones de los maxilares (28).

También deben tomarse en cuenta otros factores como los tejidos blandos, los cuales no fueron considerados en el presente estudio por tratarse de un cráneo óseo. Sin embargo, al colocarse en un recipiente de polipropileno con agua destilada, se pretendió aportar un material dispersante y un grosor equivalente a los tejidos blandos. Cabe destacar, que el grosor otorgado por el recipiente, al ser un único modelo en todas las mediciones, fue una constante. Este aspecto puede ser relevante si se traslada a una situación clínica con pacientes. Al respecto, señala Oliveira *et al*, que, si se utiliza un mismo protocolo de adquisición de imágenes, el grosor de los tejidos blandos y la posición del paciente pueden influir en los valores de escala de grises (28).

Los factores mencionados varían de paciente a paciente, pero no eran relevantes para las mediciones en esta fase del estudio. La posición del cráneo fue repetible, determinada por un operador en un sitio ideal y no estaba sujeta a variables como el movimiento del paciente. Esta situación pudo favorecer la obtención de volúmenes apropiados para realizar las mediciones en esta fase. Sin embargo, este escenario no aplica en un paciente real y podría significar

alteraciones en los valores de la escala de grises. Por tanto, se deben considerar dichos factores para la próxima etapa de la investigación.

Para efectos de calibración de un estudio, Cerdal y Villaroel mencionan que cualquier investigación puede perder validez o verse severamente afectada, si sus mediciones son dudosas o poco fiables. Generalmente, una importante fuente de error en la medición viene a ser la variabilidad que existe entre los operadores u observadores del estudio (52).

Este sesgo en los resultados se puede desestimar a través de un estudio de concordancia. Según Cortés *et al*, dentro de los objetivos de un estudio de concordancia, se encuentra el estimar el punto en el cual los observadores coinciden con su medición. Con esto se pueda generar reproducibilidad de los resultados, primero para que exista confiabilidad de la investigación y segundo, para que se puedan utilizar los resultados en futuras investigaciones (53).

Por esta razón, en esta investigación los participantes se sometieron a una calibración, para buscar la fiabilidad de resultados y minimizar el sesgo de variabilidad. Se determinó que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los operadores, es decir, que los resultados fueron similares por lo que se puede concluir que el estudio y la metodología es replicable. Los resultados se resumen en la tabla N° 2.

Conclusiones.

En el presente estudio, los puntos anatómicos seleccionados en el cráneo humano permitieron analizar las diferencias entre esmalte dental, dentina y zonas de densidad ósea. Según las mediciones en la escala de grises realizadas en el cráneo, el esmalte dental tiene los valores mayores, la dentina y el hueso cortical presentan valores inferiores a los del esmalte, mientras que el hueso medular posee los valores más bajos. No se encontró diferencia estadísticamente significativa entre las mediciones en la escala de grises de los mismos tejidos en distintas regiones anatómicas.

Para el dispositivo de TCHC incluido en este estudio, se determinó que 90 kV y 5 mA son parámetros adecuados para la adquisición del volumen tomográfico. Al establecer el kilovoltaje y miliamperaje para la adquisición del volumen tomográfico, se debe tomar como base la recomendación de los parámetros de exposición establecidos por el fabricante del equipo tomográfico. El protocolo de exposición debe ser guiado por el criterio, formación y experiencia del radiólogo, quien debe ajustar la dosis de acuerdo con el tamaño, densidad ósea y edad aproximada del espécimen.

Los valores en la escala de grises obtenidos en una medición tomográfica pueden ser comparables con mediciones en otros equipos, siempre y cuando éstos compartan características técnicas similares. Por este motivo, es fundamental considerar el equipo utilizado en una investigación, antes de establecer una comparación entre valores obtenidos entre diferentes estudios.

La utilización de diferentes FOV para obtener imágenes, representa un conflicto en el momento de realizar el análisis y mediciones en la escala de grises. Al variar el FOV en un equipo de TCHC, se obtienen diferentes valores en la escala de grises para una misma estructura. Esta situación no permite utilizar los valores obtenidos en el presente estudio para realizar comparaciones cuantitativas de manera directa con otros estudios relacionados con el tema. De ahí, surge la importancia de estandarizar un método para obtener imágenes de TCHC, y deben considerarse aspectos tales como utilizar un mismo tamaño de FOV, además de mantener una misma posición de la zona a estudiar y utilizar el mismo equipo; para poder comparar las mediciones en la escala de grises con valores de otros estudios.

En cuanto a la manipulación de software se determinó que el uso de la ventana transaxial del visualizador *i Dixel One Volume Viewer* de *J Morita*, a 400x de acercamiento provee un área amplia, que permite al operador diferenciar con facilidad cada tejido para realizar mediciones de densidad en la escala de grises de una manera detallada.

Se determinó, por un estudio de concordancia, que los participantes de la investigación estuvieron calibrados. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones obtenidas entre los operadores, lo que genera reproductibilidad de los resultados. Por tanto, la metodología aplicada en el presente estudio es replicable.

Recomendaciones.

En esta investigación, el grosor de tejidos blandos y la posición del paciente no se consideraron como variables por ser mediciones en un cráneo óseo. Sin embargo, se ha demostrado que estos factores afectan los valores en la escala de grises. Por tanto, se recomienda que dichos factores sean considerados como variables en futuras investigaciones, donde se utilicen TCHC de pacientes.

Para próximas líneas de la investigación, se sugiere utilizar tamaños de FOV iguales en las imágenes tomográficas de pacientes reales, de manera que los valores en la escala de grises puedan ser comparables.

Para futuras adquisiciones de volúmenes en pacientes reales, se recomienda realizar un solo *scout* correcto y, a partir de ese punto, realizar la captura de las imágenes tomográficas. Lo anterior con el propósito de reducir variables significativas en el posicionamiento del paciente, en la captura de volúmenes de distintas regiones.

Se recomienda investigar sobre un protocolo de reducción de dosis en la Sección de Radiología Oral de la Facultad, que permita determinar parámetros de kV y mA para minimizar la dosis del paciente, sin disminuir con esto la calidad diagnóstica de las tomografías.

Capítulo V

Cronograma de actividades

Fecha	Actividad	Recursos	Responsables
16/03/18	Introducción al curso. Entrega del programa. Principios de tomografía de haz cónico.	Programa del curso. Sala de sección de radiología. Sala de sección de radiología. Presentación power point.	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario
13/04/18	Manejo del software de TCHC.	Equipo tomográfico de la facultad de odontología UCR.	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario
27/04/18	Taller manipulación del equipo tomográfico para adquisiciones Parte 1	Equipo tomográfico de la facultad de odontología UCR.	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario
11/05/18	Taller manipulación del equipo tomográfico para adquisiciones Parte 2.	Equipo tomográfico de la facultad de odontología UCR.	Dr. Cascante TEAD Sección de radiología oral Estudiantes del seminario
25/05/18	Búsqueda de literatura sobre DEG en TCHC. Discusión de literatura sobre DEG en TCHC.	Bases de datos de información. Sala de sección de radiología	Dr. Cascante Estudiantes del seminario

15/06/18	Trabajo de campo: Estandarización del método de registro de DEG en TCHC	Equipo tomográfico de la Facultad de odontología UCR.	Dr. Cascante Estudiantes del seminario
29/06/18	Trabajo de campo: Estandarización del método de registro de DEG en TCHC.	Equipo tomográfico de la Facultad de odontología UCR.	Dr. Cascante Estudiantes del seminario
13/07/18	Mediciones en escala de grises de los volúmenes de TCHC	Sección de radiología Facultad de odontología UCR.	Dr. Cascante Estudiantes del seminario
16/07/18	Redacción de memoria de graduación.	Computadoras personales de los participantes.	Dr. Cascante Estudiantes del seminario
10/08/18	Entrega de borrador de memoria de graduación.	Computadoras personales de los participantes.	Estudiantes del seminario
24/08/18	Devolución de borrador corregido y modificaciones	Computadoras personales de los participantes.	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario
07/09/18	Entrega del segundo borrador de memoria	Computadoras personales de los participantes.	Estudiantes del seminario
21/09/18	Devolución de borrador corregido y modificaciones	Computadoras personales Facultad de Odontología	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario

05/10/18	Confección de póster y video explicativo	Computadoras personales.	Estudiantes del seminario
30/10/18	Devolución de póster corregido.	Computadoras personales	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario
05/11/18	Entrega de borrador de memoria a oficina de Proyecto Macro de Investigación.	Facultad Odontología UCR	Estudiantes del seminario
12/11/18	Revisión de memoria por filólogo.	Computadora personal	Filólogo Lic. Alejandro Vargas Carranza
21/11/18	Revisión de memoria corregida.	Sala de la sección de radiología.	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario
27/11/18	Ensayo de presentación oral del proyecto macro. Revisión de presentación <i>Power Point</i> .	Sala de la sección de radiología.	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario
30/11/18	Entrega de memorias empastadas y en CD.	Facultad Odontología UCR.	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario

1/12/18	Colocación de posters en pasillos.	Facultad Odontología UCR.	Dra. Ruiz Dr. Cascante Estudiantes del seminario
5/12/18	Presentación oral del proyecto de investigación.	Facultad Odontología UCR	Estudiantes y directores de proyectos
16/01/19	Entrega de certificados.	Facultad Odontología UCR	Estudiantes y directores de proyectos

Bitácora

Fecha	Actividad
16 de marzo 2018	Introducción al curso. Entrega y discusión del programa.
13 de abril 2018	Clase magistral sobre los principios de la tomografía computarizada.
27 de abril 2018	Clase práctica de manejo del software. Análisis de diferentes imágenes tomadas de pacientes reales, como práctica del manejo y desarrollar habilidades en la manipulación del software. Desarrollo de la parte escrita del proyecto.

11 de mayo 2018	Taller de manejo del equipo tomográfico. Práctica de obtención de diferentes imágenes utilizando el cráneo óseo.
25 de mayo 2018	Definición de la posición correcta del cráneo óseo en el equipo para obtener las imágenes correctas. Obtención de las primeras imágenes correspondientes al sector posterior superior derecho y sector posterior inferior derecho. Desarrollo de la parte escrita del proyecto.
15 de junio 2018	Obtención de las imágenes correspondientes al sector anterior superior y anterior inferior.
29 de junio 2018	Revisión de los volúmenes obtenidos por parte de los doctores encargados y escogencia de los adecuados para el estudio.
13 de julio 2018	Obtención de los diferentes valores a estudiar en cada volumen seleccionado, por cada de todos los estudiantes participantes.
16 de julio 2018	Desarrollo de la parte escrita del proyecto.
10 de agosto 2018	Desarrollo de la parte escrita del proyecto. Entrega del borrador del trabajo escrito para revisión

24 de agosto 2018	Devolución del borrador de trabajo escrito con correcciones por parte de los doctores encargados.
7 de setiembre 2018	Entrega del borrador del trabajo escrito para revisión
21 de setiembre de 2018	Devolución del borrador de trabajo escrito con correcciones por parte de los doctores encargados.
27 de setiembre 2018	Desarrollo de la parte escrita del proyecto.
5 de octubre 2018	Elaboración de video para captura de la secuencia de mediciones.
22 de octubre 2018	Se obtienen los resultados del análisis estadístico de la escala de densidades de grises.
30 de octubre 2018	Borrador de póster.
1 de noviembre 2018	Reunión explicativa con Msc Jacqueline Castillo sobre los resultados obtenidos del análisis estadístico.
2 de noviembre 2018	Desarrollo de la parte escrita del proyecto. Discusión, conclusiones y recomendaciones.
5 noviembre de 2018	Entrega y revisión de borrador de memoria a oficina de proyecto macro de investigación.

12 de noviembre 2018	Revisión de borrador por parte de filólogo.
15 de noviembre	Arte final del póster.
21 de noviembre 2018	Revisión de memoria corregida.
27 de noviembre 2018	Práctica presentación oral.
30 de noviembre 2018	Entrega de memorias empastadas y disco,
3 al 7 de diciembre	Presentaciones de proyectos, colocación de póster.

Referencias bibliográficas

1. Sarment D. Cone Beam Computed Tomography: Oral and Maxillofacial Diagnosis and Applications. Estados Unidos. John Wiley & Sons, Inc; 2014.
2. Verbel J, Gómez V, Castellar C, Díaz A. Aplicación de la tomografía computarizada de haz cónico en el diagnóstico de síndrome de Eagle. Av Odontoestomatol. 2014; 30 (6): 315-323.
3. González S. Interpretation Basics of Cone Beam Computed Tomography. Primera ed. Iowa: John Wiley & Sons, Inc; 2013.
4. Vosper M. Principles of CT, en: Bortz J., Ramlaul A., Munro L. CT Colonography for Radiographers. Suiza: Springer Cham; 2016.
5. Miracle A, Mukherji S. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles AJNR Am J Neuroradiol. 2009; 30:1088 –95.
6. Reiser M, Becker C, Nikolaou Y, Glazer. Multislice CT. Tercera edición. Berlín: Springer Berlin Heidelberg; 2009.
7. Kachelriess M. Principles, Design, and Operation of Multi-slice CT. In Shreve P, Townsend D. Clinical PET-CT in Radiology. New York: Springer; 2011.
8. Sampayo Chacón, C Giovany Olachica A. Estudio comparativo tomografía haz de cono y tomografía helicoidal para escalas de densidad en unidades hounsfield; 2016. Disponible en: <http://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/4580/SampayoChaconCarolaAndreaOlachicaAndresGiovany-2016.pdf?sequence=1>
9. Kiljunen T; Kasaalainen, T; Suomalainen, A; Kortensniemi, M. Dental cone beam CT: A review. Physica Medica. 2015; 31: 844–860.

10. Arancibia B, Schilling J, Schilling A, Correa-Beltrán G, Hidalgo A. Usos de tomografía computarizada de haz cónico en menores de 25 años en Talca, Chile. *Rev Cubana Estomatol.* 2017; 54 (3).
11. Roque-Torres G, Meneses-López A, Bóscolo F, De Almeida S, Neto F. La tomografía computarizada cone beam en la ortodoncia, ortopedia facial y funcional. *Rev Estomatol Herediana.* 2015; 25 (1).
12. Cancio D, Rudelli M. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Sociedad Española de Protección Radiológica Capitán Haya. 2007; 60 – 28020.
13. Dorado, P. Protección Radiológica CSN. Consejo Seguridad Nuclear; 2012.
14. Ramirez J, Arboleda C, McCollough C. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA POR RAYOS X: FUNDAMENTOS Y ACTUALIDAD – X-ray computed tomography: fundamentals and current status. *Rev Ing Biomédica.* 2008; 2(4):54–72.
15. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, and Thongvigitmanee S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2015; 44:1.
16. White S, Pharoah M. Radiología Oral, Principios e Interpretación. 4ta Edición. España Editorial Harcourt, S.A; 2002.
17. Hidalgo A, Theodorakou C, Horner K. Protección radiológica en tomografía computarizada, Cone Beam en odontología. The University of Manchester's Library; 2007.
18. Zamora N, Paredes V, Cibrián R, Gandía J. Funcionamiento de la TC médica y de la TC de haz cónico en odontología. ¿Qué debemos saber?. *Rev Esp Ortod.* 2011; 41:31-7.

19. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais R. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *OOOOE*. 2009; 107 (3): 420 - 425.
20. Lagravère M, Carey J, Ben-Zvi M, Packota G, Major P. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008; 37: 305 - 308.
21. Miles D, Danforth R. A Clinician's Guide to Understanding Cone Beam Volumetric Imaging (CBVI). The Academy of Dental Therapeutics and Stomatology. 2008; 1 – 15.
22. Sartori P, Rozowykniat M, Siviero L, Barbad G, Peña A, Mayol N, Acosta D, Castro J, Ortiz A. Artefactos y artificios frecuentes en tomografía computada y resonancia magnética. *Revista Argentina Radiología* 2015; 79 (4): 192 – 204.
23. Jadu F, Yaffe M, Lam E. A comparative study of the effective radiation doses from cone beam computed tomography and plain radiography for sialography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010; 39, 257–263.
24. Lorenzoni D, Bolognese A, Garib D, Guedes F, Franzotti E. Cone-Beam Computed Tomography and Radiographs in Dentistry: Aspects Related to Radiation Dose. *International Journal of Dentistry Volume*. 2012; 813768.
25. Molteni R. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral and Maxillofacial Radiology*. 2013; 116 (1): 105-119.
26. Vassileva J, Rhani M. Diagnostic References Leves. *AJR Am J Roentgenol*. 2015; 204: 1-3.

27. Pauwels R, Seynaeve L, Henriques J, de Oliveira-Santos C, Souza P, Westphalen F, Rubira-Bullen I, Ribeiro-Rotta R, Rockenbach M, Haiter-Neto F, Pittayapat P, Bosmans H, Bogaerts and Jacobs. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2015; 44, 20150108.
28. Oliveira M, Tosoni G, Lindsey D et al. Assessment of CT numbers in limited and medium field-of-view scans taken using accuitomo 170 and veraviewepocs 3De cone-beam computed tomography scanners. *Imaging Science in Dentistry, Imaging Science in Dentistry*. 2014; 44: 279-285.
29. Mah P, Reeves T, McDavid W. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2010; 39, 323–335.
30. Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. Bone quality assessment base on cone beam computed tomography imaging. *Clin Oral Implants Res*. 2011; 20:767-771.
31. Nackaerts, O., Maes, F., Yan, H., Couto Souza, P., Pauwels, R., & Jacobs, R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clinical Oral Implants Research*. 2011; 22(8), 873–879.
32. Rinkel, J., Gerfault, L., Estève, F., & Dinten, J.-M. A new method for x-ray scatter correction: first assessment on a cone-beam CT experimental setup. *Physics in Medicine and Biology*. 2007; 52(15), 4633–4652.
33. Yoo S, Yin F. Dosimetric feasibility of cone-beam ct-based treatment planning compared to ct-based treatment planning. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*. 2007; 66 (5): 1553–1561.

34. Estay J, Llanos P, Carvajal R, Guzmán C, Arias R, Batista O. Diferenciación de distintas estructuras anatómicas usando Unidades de Atenuación con Tomografía Cone Beam. *Revista Dental de Chile*. 2014; 105 (2) 21-24.
35. Schulze, R et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2011; 40: 265–273.
36. Johari M, Abdollahzadeh M, Esmaeili F, Sakhamanesh V. Metal Artifact Suppression in Dental Cone Beam Computed Tomography Images Using Image Processing Techniques. *J Med Signals Sens*. 2018; 8(1).
37. Alves K et al. Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters. *Imaging Science in Dentistry* 2017; 47 (3): 189-97.
38. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii E, Langlais R. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. 2007. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104: 829-36.
39. J. Morita Mfg. Corp, Veraviewepocs 3D R100. 2018. Disponible en: <https://www.morita.com/america/en/products/diagnostic-and-imaging-equipment/2d/-3d-imaging/veraviewepocs-3d-r100/>.
40. Pauwels, R; Jacobs, R; Bogaerts, R; Bosmans, H; Panmekiate, S. Determination of size-specific exposure settings in dental cone-beam CT. *Eur Radiol*. 2017; 27:279–285.
41. Hidalgo Rivas JA, Horner K, Thiruvengkatachari B, Davies J, Theodorakou C. Development of a low-dose protocol for cone beam CT examinations of the anterior maxilla in children. *Br J Radiol* 2015; 88: 20150559.

42. Periago,D; Scarfe, W; Moshiri, M;Scheetz, J; Silveira, A; Farman, A. Linear Accuracy and Reliability of Cone Beam CT Derived 3-Dimensional Images Constructed Using an Orthodontic Volumetric Rendering Program. *The Angle Orthodontist*: 2008;78 (3): 387-395.
43. Ludlow J, Ivanovic M. Dosimetría comparativa de dispositivos CBCT dentales y TC de 64 cortes para radiología oral y maxilofacial. *Cirugía oral, medicina oral, patología oral, radiología oral y endodoncia*. 2008; 106 (1), 106-114.
44. Lofthag-Hansen, S., Thilander-Klang, A., & Gröndahl, K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *European Journal of Radiology*. 2011; 80(2), 483–488.
45. Lindfors N, Lund H, Johansson H, & Ekestubbe, A. Influence of patient position and other inherent factors on image quality in two different cone beam computed tomography (CBCT) devices. *European Journal of Radiology Open*. 2017; 4, 132–137.
46. Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, & Panmekiate, S. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014; 43(5), 20140059.
47. Azeredo F, De Menezes LM, Enciso R, Weissheimer A, De Oliveira RB. Computed gray levels in multislice and cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2013; 144(1):147–55.
48. Torrealba TM, Contreras EC, Guzman ZCL. Determinación de Valores Numéricos en la Escala de Grises de Diferentes Materiales Dentales Mediante Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT). 2017; 11 (1):25–30.

49. Misch C. Dental Implant Prosthetics: A key determinant for treatment planning. 2da Edición. Missouri, EEUU, Mosby-El Sevier. 2015.
50. Emadi N, Safi Y, Akbarzadeh Bagheban A, Asgary S. Comparison of CT-Number and Gray Scale Value of Different Dental Materials and Hard Tissues in CBCT and CT. Iran Endod J. 2014; 9(4):283-6.
51. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. Br J Radiol 2013; 86:20120135.
52. Cerdal J, Villaroel L. Evaluation of the interobserver concordance in pediatric research: The Kappa Coefficient. Rev Chil Pediatr. 2008; 79 (1): 54-58.
53. Cortés E, Rubio J, Gaitan H. Statistical methods for evaluating diagnostic test agreement and reproducibility.. Revista Colombiana de Obstetricia y Ginecología. 2010; 61 (3) 247-255.

Anexos

Anexo 1. Fotografía de equipo *Veraviewepocs 3D R100*



Fuente: Fotografía del equipo *Veraviewepocs 3D R100* de *J Morita* perteneciente a la sección de Radiología de la Facultad de Odontología, UCR.

Anexo 2. Posicionamiento del cráneo óseo humano.



Fuente: Fotografía de estudiante Marvin Soto Esquivel posicionando el cráneo óseo humano en contenedor de PMMA con agua para la captura de TCHC.

Anexo 3. Instrumento de recolección de datos.

Universidad de Costa Rica
Facultad de Odontología
Programa Macro de Investigación

Proyecto: “Estandarización de un método para el registro de los valores de densidad en la escala de grises mediante tomografía computarizada de haz cónico”.

Instrumento de recolección de datos

Mediciones valores de densidad en la escala de grises en TCHC

Evaluador: _____

Fecha: _____

Pieza dental 16						
Sector	Área (mm²)	Mínimo	Máximo	Moda	Promedio	DS
Esmalte						
Dentina						
Hueso cortical						
Hueso medular						

Pieza dental 21						
Sector	Área (mm²)	Mínimo	Máximo	Moda	Promedio	DS
Esmalte						
Dentina						
Hueso cortical						
Hueso medular						

Pieza dental 46						
Sector	Área (mm²)	Mínimo	Máximo	Moda	Promedio	DS
Esmalte						
Dentina						
Hueso cortical						
Hueso medular						

Pieza dental 42						
Sector	Área (mm²)	Mínimo	Máximo	Moda	Promedio	DS
Esmalte						
Dentina						
Hueso cortical						
Hueso medular						