

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Programa Macro de Investigación

SEMINARIO DE GRADUACIÓN

“Evaluación de valores de densidad en la escala de grises de materiales de obturación coronaria mediante tomografía computarizada de haz cónico. Estudio piloto”

Director: Dra. Ana Ruiz Imbert.

Investigador asociado: Dr. Deivi Cascante Sequeira

Sustentantes del seminario:

Fabián Blanco Varela B20993

Guillermo Chaves Sojo A61623

Andrea Fonseca Porras B42637

Ericka González Castro B22887

Génesis Herrera Jiménez B13301

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio Brenes, Costa Rica

San José, Costa Rica

Año 2019

HOJA DE APROBACIÓN MEMORIA.

SEMINARIO DE GRADUACIÓN

Nombre del proyecto: "Evaluación de valores de densidad en la escala de grises de materiales de obturación coronaria mediante tomografía computarizada de haz cónico. Estudio piloto"

Sustentantes:

Fecha: 11/12/2019

Nombre:

Carné:

Firma:

Fabián Blanco Varela

B20993

Guillermo Chaves Sojo

A61623

Andrea Fonseca Porras.

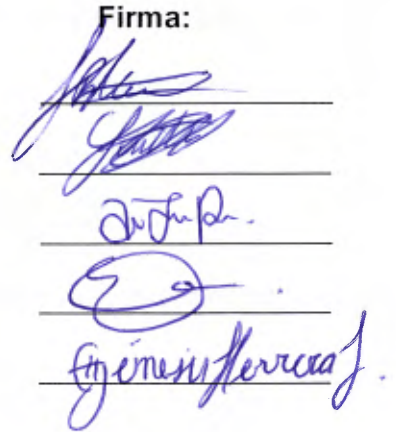
B42637

Erica González Castro

B22887

Génesis Herrera Jiménez

B13301



Miembros del Tribunal:

Nombre:

Firma:

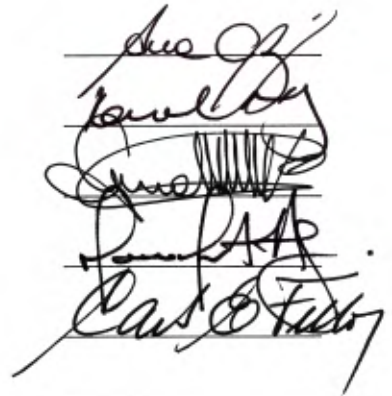
Ana Cecilia Ruiz Imbert

Karlo Ramirez Chan

José Manuel Knudsen

Mauricio Montano Aguilar

Carlos E Filloy



Dedicatoria

Queremos agradecer primeramente a Dios, por permitirnos llegar hasta dónde estamos y ser parte de este proyecto.

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

A la Universidad de Costa Rica, por darnos las herramientas y equipo para crear esta línea de investigación y brindarnos la oportunidad de aportar al conocimiento científico, mediante la facilitación de elementos esenciales para este aporte.

Finalmente, a la Dra. Ana Cecilia Ruiz Imbert y al Dr. Deivi Cascante Sequeira, por el aporte, guía y conocimiento en esta investigación.

Gracias.

Agradecimientos

A la Dirección de Servicios Clínicos y Laboratorios de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica, por facilitar el espacio físico y los materiales necesarios para elaborar la investigación.

Al Dr. Adrián Gómez, por su ayuda en la obtención del material Cention N.

A la MSc. Jaqueline Castillo, por su ayuda y asesoramiento estadístico.

A las Técnicas en Asistencia Dental, Alejandra Umaña y Adriana Garro, por su apoyo en la adquisición de las tomografías.

A las Técnicas en Asistencia Dental, Sofía Méndez y Jenny Williams, por la ayuda y la disponibilidad para la adquisición de materiales dentales.

Al Dr. Daniel Chavarría, por su apoyo en la adquisición de bibliografía para nuestra investigación.

San Ramón, 20 de noviembre de 2019

Señores

Miembros del Comité de Trabajos Finales de Graduación

Facultad de Odontología

Programa Macro de Investigación

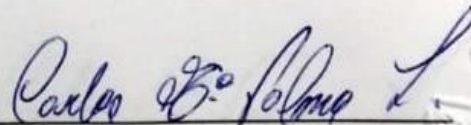
Universidad de Costa Rica

Estimados señores:

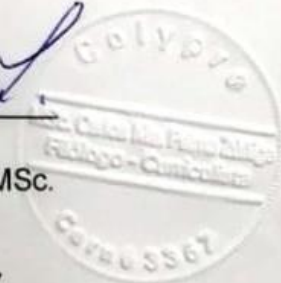
Leí y corregí el Trabajo Final de Graduación, denominado: "Evaluación de valores de densidad en la escala de grises de materiales de obturación coronaria mediante tomografía computarizada de haz cónico. Estudio piloto" elaborado por los estudiantes: Fabián Blanco Varela B20993, Guillermo Chaves Sojo A61623, Andrea Fonseca Porras B42637, Ericka González Castro B22887 y Génesis Herrera Jiménez B13301, como requisito para que los citados estudiantes puedan optar por el grado de Licenciatura en Odontología.

Se consideraron los siguientes aspectos: construcción de párrafos, vicios del lenguaje que se trasladan a lo escrito, ortografía, puntuación y otros relacionados con el campo filológico, y desde ese punto de vista considero que está listo para ser presentado como Trabajo Final de Graduación; por cuanto cumple con los requisitos establecidos por la Universidad.

Suscribe cordialmente,



Lic. Carlos María Palma Zúñiga MSc.
Filólogo y Curriculista
Cédula N° 202260865
Número de Carné Colypso 33367



Índice General

| | |
|---|-----------|
| Resumen..... | 9 |
| Capítulo I..... | 10 |
| Justificación..... | 10 |
| Planteamiento..... | 13 |
| Objetivo General..... | 14 |
| Objetivos Específicos..... | 14 |
| Capítulo II..... | 16 |
| Marco Teórico..... | 16 |
| Materiales de obturación coronaria por evaluar..... | 18 |
| Capítulo III. Métodos del trabajo..... | 30 |
| Metodología..... | 30 |
| Capítulo IV. Desarrollo..... | 35 |
| Resultados..... | 35 |
| Discusión..... | 38 |
| Conclusiones y recomendaciones..... | 43 |
| Capítulo V..... | 44 |
| Cronograma de actividades..... | 44 |
| Referencias Bibliográficas..... | 48 |
| Anexos..... | 54 |

Lista de tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1. Valores estadísticos obtenidos de las mediciones de densidad en la escala de grises para los diferentes materiales utilizados..... | 35 |
| Tabla 2. Valores estadísticos obtenidos, según el tamaño de campo..... | 36 |

Abreviaturas y acrónimos

TCHC: Tomografía computarizada de haz cónico

UH: Unidades Hounsfield

TC: Tomografía computarizada

CBCT: Cone Beam Computed Tomography

CICUA: Comité Institucional para el Cuidado y Uso de los Animales

SENASA: Servicio Nacional de Salud Animal

PMMA: Polimetilmetraquilato

Resumen

Introducción: La Tomografía Computarizada de Haz Cónico (TCHC) es una técnica de diagnóstico por imágenes que utiliza radiación ionizante, también conocida como rayos X, que produce imágenes tridimensionales de alta calidad del área maxilofacial o de otras regiones del cuerpo, según el área de estudio. Existen diferentes equipos tomográficos y cada uno cuenta con un *software* para manipular los volúmenes adquiridos. Dicho *software* asigna un valor numérico a un área seleccionada, según su atenuación de los rayos x, que se denomina valor de densidad en la escala de grises. Los valores de densidad en la escala de grises, en las imágenes adquiridas con cada equipo tomográfico, son cuantificables y esto nos permite diferenciar estructuras más densas de otras menos densas, sin embargo, aún no se ha determinado un estándar a todos los equipos, debido a diferencias intrínsecas de cada uno. Objetivo: Determinar el valor de densidad en la escala de grises de tres materiales de obturación coronaria, mediante tomografía computarizada de haz cónico en modelo animal. Metodología: Se selecciona una muestra de seis cabezas de cerdo con una longitud anteroposterior no mayor a 17 cm; en cada cabeza se realizó una restauración coronaria en la pieza 72, utilizando amalgama, resina o *Cention N®*, obteniendo dos muestras de cada material. Se adquirieron dos tomografías para cada cabeza con parámetros de posición de 90kV, 5mA, con un campo de visión grande de 8x8 cm y uno pequeño de 4x4 cm; para un total de 12 tomografías. Resultados: Se encontró que el valor promedio de densidad en la escala de grises fue de 27,929,85 para amalgama, 5.798,54 para resina y 5.885,47 para *Cention N®*. A pesar de que se observa una variación en los valores de escala de grises de cada material al cambiar el tamaño de campo, dicha diferencia no es estadísticamente significativa.

i. Capítulo I

Justificación

La Tomografía Computarizada de Haz Cónico (TCHC) es una técnica de diagnóstico por imágenes que utiliza radiación ionizante, también conocida como rayos X, que produce imágenes tridimensionales de alta calidad del área maxilofacial o de otras regiones del cuerpo, según el área de estudio. (1) Existen diferentes equipos tomográficos y cada uno cuenta con un *software* para poder manipular los volúmenes adquiridos. En estos *softwares* se puede seleccionar un área del volumen tomográfico y estos asignan automáticamente un valor numérico correspondiente al grado de atenuación de los rayos X, el cual es conocido como valor de densidad en la escala de grises o también conocido como “*números CT*”. Estos valores numéricos son determinados por cada unidad tomográfica y son diferentes a las unidades Hounsfield (UH), que son valores obtenidos por las tomografías computarizadas (TC) de uso médico y que cuentan con sus propios valores de referencia, para los diferentes tejidos.

La principal diferencia en la obtención de imágenes radica en que en la TC la fuente de rayos X es un generador anodal rotatorio, que genera un haz en forma de abanico, mientras que en la TCHC es un tubo anodal de baja energía, que genera un haz cónico o piramidal, similar al que se utiliza en los equipos panorámicos. Este último funciona utilizando una menor radiación, debido a que se apoya en un intensificador de imagen, lo cual genera una mayor nitidez, ya que se obtiene una gran gama de imágenes con un solo giro alrededor del paciente, lo que la diferencia de la TC; la cual obtiene la imagen realizando el análisis desde diferentes direcciones.

Ambos equipos tomográficos constan con sus propias características técnicas y físicas; el TCHC utiliza un tubo de ánodo fijo de baja energía, donde el paciente permanece sentado o de pie. Mientras que el TC giran alrededor del paciente donde este permanece acostado. En cuanto a la obtención de imágenes, 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. (2)

Una gran diferencia entre ambos equipos es una gran limitación de la TCHC, puesto que esta 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. (3)

Además de las diferencias mencionadas, unas de gran relevancia en esta investigación son las unidades de medida en cada uno de los equipos, en la tomografía computarizada se utiliza la escala de unidades Hounsfield (UH), son transformaciones lineales de los coeficientes de atenuación de rayos X de un material respecto al agua. (4)

Por el otro lado, en una TCHC en cada vóxel, que es dado por la reconstrucción del volumen, se le asigna un número CT; el cual funciona según el coeficiente de atenuación lineal de cada vóxel, indicando la atenuación de rayos X del tejido. (5)

El problema radica en que, en el caso de la TC, estas medidas UH ya están estandarizadas; mientras que en la TCHC estos números CT no; y por ende no pueden ser comparados. Entre los factores que pueden afectar, se menciona 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 o la variabilidad de los cortes axiales, que es causado por diferencias en la masa de cada corte y la divergencia del haz de rayos. (6)

Los materiales odontológicos presentan diferentes densidades, dependiendo de sus características estructurales, principalmente su número atómico (Z). De este modo, cuando estos materiales son expuestos a un haz de rayos X, tienen diferentes capacidades de atenuación de ese haz de rayos, lo que genera imágenes con variaciones en los tonos de grises que corresponden a los distintos valores en la escala de grises.

El valor en la escala de grises corresponde al rango de tonos en los pixeles, y representa el coeficiente de atenuación de los rayos X, que permite la evaluación de la densidad de los tejidos o materiales representados en la tomografía computarizada. Estos valores son diferentes, según el sistema tomográfico con el cual se hayan adquirido las imágenes.

Además de lo anterior, este valor puede cambiar por la dispersión de los fotones de los rayos X al interactuar con un material, esto lo conocemos como radiación dispersa. Esta puede darse como resultado de tres mecanismos: por dispersión coherente, por la dispersión Compton y por absorción fotoeléctrica (7).

La importancia de conocer el valor de densidad en la escala de grises, resultará útil durante el análisis de tomografías, dado que nos brinda una idea del grado de calcificación de una estructura, de la naturaleza de un cuerpo extraño o de un material

que pueda ubicarse; por ejemplo, en el conducto radicular, siendo así una guía en el diagnóstico tomográfico.

Por lo anteriormente mencionado, se desea evaluar los valores de densidad en la escala de grises en el equipo *Veraviewpocs 3D R100* de J. Morita, propiedad de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica. Esto se realiza con el fin de conocer dichos valores para materiales dentales de obturación coronaria. En una siguiente etapa, se realizará una determinación de los valores de densidad en la escala de grises de los tejidos dentoalveolares en tomografías. Se practicará a pacientes, con el fin último de generar una tabla referencial específica para este equipo, que será de uso interno, para que coadyuve en el proceso diagnóstico y en el plan de tratamiento de los pacientes atendidos en la Facultad de Odontología.

Planteamiento del problema

El presente estudio piloto consiste en determinar los valores promedio de densidad en la escala de grises de tres materiales de obturación coronaria, utilizados en la práctica odontológica. Para ello se empleará el equipo TCHC de la Facultad de Odontología de la UCR, con el fin de construir una tabla de valores para los diferentes materiales dentales, la cual podrá ser utilizada como referencia para el diagnóstico.

El proyecto completo se estableció en tres etapas anuales. Se inició con la estandarización de un método para el registro de valores en la escala de grises en un cráneo óseo humano. En la segunda etapa se determinarán los valores para distintos

materiales dentales de obturación coronaria en un modelo animal. Y finalmente, se establecerán los valores en tejidos duros dentoalveolares en registros tomográficos de pacientes de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica. La muestra de tomografías se ha colectado durante los dos primeros años del proyecto, previa firma de un consentimiento informado, específico para cada paciente.

Objetivo general

Determinar el valor de densidad en la escala de grises de tres materiales de obturación coronaria mediante tomografía computarizada de haz cónico, en un modelo animal ex vivo, para construir una tabla referencial de apoyo para diagnóstico tomográfico.

Objetivos específicos:

1. Establecer el valor promedio, mediana, mínimo, máximo y desviación estándar del valor de densidad en la escala de grises de la amalgama, en un modelo animal ex vivo.
2. Establecer el valor promedio, mediana, mínimo, máximo y desviación estándar del valor de densidad en la escala de grises de la resina compuesta, en un modelo animal ex vivo.
3. Establecer el valor promedio, mediana, mínimo, máximo y desviación estándar del valor de densidad en la escala de grises del material Cention N[®], en un modelo animal ex vivo.

4. Determinar el efecto del tamaño de campo en los valores de densidad en la escala de grises, para los diferentes materiales de restauración coronaria.

ii. Capítulo II.

Marco Teórico

En odontología, el examen radiográfico constituye parte esencial, tanto del diagnóstico como del plan de tratamiento. Sin embargo, la interpretación de una imagen puede verse influenciada por la anatomía, tanto de los dientes como de estructuras vecinas, a lo que se suma la limitada información obtenida a partir de las radiografías bidimensionales. Lo anterior, por cuanto la anatomía tridimensional del área radiografiada se comprime a una imagen bidimensional. (8) En casos en los que las imágenes radiográficas bidimensionales no ofrezcan informaciones suficientes para realizar un diagnóstico certero, la TCHC ha demostrado un gran valor diagnóstico al ofrecer la posibilidad de evaluar estructuras en los diferentes planos, las cuales permiten la reconstrucción de las imágenes presentes en el volumen tomográfico. (8)

La TCHC en inglés "*Cone Beam Computed Tomography*" (CBCT) para uso dental, ha sido ampliamente recomendada como una herramienta útil en la planificación preoperatoria (9). La obtención de rangos promedios de índices absorcionales específicos para un material dental, ayudaría a predecir su presencia, aportando información útil para el diagnóstico, pronóstico y tratamiento de los pacientes de la clínica odontológica. (8)

El equipo tomográfico utilizado en el presente estudio (*Veraviewepocs 3D R100*) se encuentra ubicado en la Sección de Radiología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica. Este fue desarrollado y fabricado por J. Morita MFG.

CORP; el modelo es el X550 y el tipo corresponde al *Veraviewepocs 3D R100*, el cual consiste en un sistema combinado para adquisiciones panorámicas, cefalométricas y tomográficas. (10)

Este equipo cuenta con un voltaje de entrada de EX-2: 220 / 230 / 240 V 50 / 60 Hz. su consumo energético es de 2,3 kVA (10). Posee un tubo D-051, con un punto focal de 0.5mm y un ángulo objetivo de 5 grados, hecho de tungsteno. La tensión del tubo va desde 60 kV a 90 kV, según el modo de toma de imagen. La corriente del tubo varía entre 1-10 mA en función del modo de captación. El tiempo de toma de la imagen es de 9.4 segundos y el arco rotacional del equipo es 180°. (10)

El equipo, según el fabricante, permite los siguientes campos de visión para estudios tomográficos:

- 40 mm diámetro x 40mm altura, que corresponde a un sextante de una arcada
- 40 mm diámetro x 80mm altura, que corresponde a un sextante superior e inferior.
- 80 mm diámetro x 50mm altura, correspondiente a una arcada completa, superior o inferior.
- 80 mm diámetro x 80mm altura, correspondiente a ambas arcadas.
- 100 mm diámetro x 50mm altura, formato especial de forma triangular, de mayor ancho en zona posterior, para una arcada.

- 100 mm diámetro x 80mm altura. Formato especial de forma triangular, para ambas arcadas.

El tamaño mínimo del vóxel es un referente de calidad de imagen. Los voxels de TCHC son isotrópicos (igual altura, longitud y profundidad) lo que permite mediciones geométricas exactas en cualquier plano por evaluar. (11) 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.

Este equipo trabaja con el programa informático 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. (9)

Materiales de obturación coronaria por evaluar

Amalgama dental

La amalgama es un material restaurador compuesto por una aleación de mercurio y otros metales, es utilizado desde hace aproximadamente 150 años como material de obturación, debido a su alta resistencia y durabilidad. (12)

Para su preparación, la amalgama se presenta en dos fases; una en polvo y otra de líquido y está compuesta de la siguiente forma: (12)

Polvo

Es la que se denomina aleación dental y contiene:

1. Plata: Elemento principal y se encuentra entre el 65 a 75 %. Posee propiedades anticorrosivas y anti-pigmentación de la aleación, le confiere propiedades mecánicas.
2. Estaño: Controla a reacción entre la plata y el mercurio, su proporción es del 25 % a un 27 % y está en función de la cantidad de cobre. Es necesario para que se obtenga el fraguado.
3. Cobre: Este es fundamental para el desarrollo de las propiedades mecánicas y la resistencia a la corrosión, se encuentra entre un 5 a un 13 %.
4. Zinc: Es muy reactivo, y funciona como el “basurero” de la reacción; esto significa que puede reaccionar con todos los elementos con los que entre en contacto, especialmente el oxígeno, y evita que estos reaccionen con otros componentes de la aleación. Sin embargo, produce una gran expansión en presencia de humedad, porque se oxida y libera hidrógeno, haciendo que se formen burbujas. (13)
5. Indio y paladio: En un 0 % a 7 % (14)

Líquido

El mercurio se presenta en este estado en la amalgama y en un 50 %; el mismo debe ser químicamente puro para que no contenga arsénico, el cual lesiona el tejido

pulpar. El mercurio sirve como medio de unión entre los componentes de la aleación.
(13)

Ventajas y desventajas de la amalgama dental: (13)

Ventajas: Es fácil de manipular, se adapta fácilmente a las paredes de la cavidad, es insoluble en fluidos bucales, tiene una alta resistencia a la compresión y un fácil pulido.

Desventajas: La amalgama no es estética, tiene una tendencia a la contracción, expansión y escurrimiento, tiene poca resistencia en los bordes y es una gran conductora eléctrica y térmica.

Es de suma importancia reconocer que Costa Rica se suscribió al convenio de Minamata en el año 2016. Se trata de un tratado global que posee como objetivo “proteger la salud del ser humano y el medio ambiente de las emisiones y liberaciones antropógenas del mercurio y los compuestos de mercurio”. Esto quiere decir que, al firmar este tratado, el país se compromete a controlar las emisiones de este metal.
(15). Entonces, otra desventaja del uso de la amalgama es el contenido de mercurio, que es contaminante y perjudicial para la salud si se está expuesto al mismo; es por esto que eventualmente el uso de la amalgama se va a discontinuar.

No obstante, es importante recalcar que la amalgama tiene una gran longevidad. En promedio, tiene una tasa de supervivencia de 5 a 10 años; y en condiciones de higiene dental óptima, puede durar de 11 a 20 años incluso (16). Esto implica que, aunque en el mediano plazo, se descontinúe el uso de amalgama como material

restaurador, se encontrarán pacientes que mantengan este tipo de restauraciones o incluso, remanentes de este material en tejidos adyacentes a las piezas, por lo que su adecuada identificación en tomografías de uso odontológico seguirá siendo relevante.

Manipulación de la amalgama (13)

Para su preparación existen dos tipos; las que se realizan bajo mezcla o el uso de cápsulas pre dosificadas. En el presente estudio se utilizaron las cápsulas predosificadas, debido a la disponibilidad y al menor riesgo de contaminación de los operadores durante la manipulación.

Para las cápsulas pre dosificadas, se deben seguir los siguientes pasos:

1. Uso de amalgamador: Este realiza la mezcla del polvo con el líquido.
2. Condensación: Luego de llevar la amalgama a la cavidad, esta permite eliminar el mercurio residual, compactar las partículas de amalgama entre sí y contra las paredes de la preparación, lo que evita la porosidad de la misma. Se realiza bajo movimientos verticales y movimientos horizontales contra las paredes laterales, movimientos oblicuos para compactar en los ángulos. Se debe condensar hasta llegar a oclusal y en exceso, más allá de la periferia.
3. Bruñido pre-tallado: Se realiza luego de la condensación, desde el centro intentando llevar la amalgama hacia los bordes. Su objetivo principal es eliminar el mercurio residual y adaptar la amalgama en la cavidad.

4. Tallado: Se realiza para dar la anatomía adecuada, eliminar exceso de material y mercurio residual. Se debe evitar tallar en exceso para no dejar el material muy fino, no profundizar fosas y fisuras.
5. Bruñido post-tallado: Se realiza luego del tallado y se frota con la misma presión de la condensación. Se puede realizar con una torunda de algodón humedecida.
6. Ajuste oclusal: Evitar que haya contactos fuertes en la restauración, que produzcan problemas para la oclusión.
7. Pulido: Se realiza con fresas y gomas de pulido. Es muy importante, debido a que, si no realiza, se pueden producir descargas eléctricas por el medio ácido de la boca y a los polos negativo y positivo que se dan durante la masticación. Esto ocasiona dolor y corrosión.

Usos de la amalgama dental (14)

Comúnmente utilizadas en piezas posteriores y restauraciones pequeñas en superficies palatina de piezas anteriores. Se limitan solamente al reemplazo de tejido dentario, sin fines estéticos, debido a su aspecto metálico y color gris plateado.

La amalgama dental es un material de alta densidad radiológica. Cuando los rayos X se dirigen a una estructura de alta densidad, los fotones de baja intensidad del haz son absorbidos por esta estructura. Así, los fotones de alta energía continúan su paso a través de los tejidos y alcanzan el sensor de rayos X; lo que ocasiona que la potencia del haz aumente. Esto puede producir distorsión de las estructuras metálicas, conocida como artefactos de dispersión o la aparición de bandas y rayas oscuras entre

dos estructuras. Lo expuesto, ocasiona que el valor diagnóstico de las imágenes disminuya. (17)

En un estudio acerca de la determinación de los valores de la escala de grises de diferentes materiales, mediante la tomografía computarizada de haz cónico; se tomaron los niveles de varios materiales, entre ellos la amalgama dental. Se utilizaron tres equipos de tomografía. Los valores de densidad, en la escala de grises para la amalgama, tuvieron diferencias estadísticamente significativas en cada equipo tomográfico. Por lo que el estudio concluyó que se debe realizar una escala para cada equipo, porque no se pueden comparar entre sí; esto debido a que para cada equipo los valores fueron diferentes para el mismo material. (18)

Tatuaje de amalgama

Se define como una pigmentación oral de origen exógeno, la cual es producto de residuos de amalgama que se depositan en el tejido conectivo subepitelial. Puede darse como resultado de procedimientos iatrogénicos como la propulsión e inserción de partículas a alta velocidad en la mucosa, implantación de residuos de amalgama durante la extracción dental o durante un tratamiento endodóntico. (19)

Clínicamente, se observa como una mancha de tono gris, marrón o azulado, negro, las lesiones son asintomáticas, poco o nada definidas. Se ubican en encía o mucosa alveolar en un 50 %, en mucosa bucal en un 20 %. (19)

Histológicamente, se observa un depósito de amalgama en forma de pequeños gránulos de coloración oscura entre las fibras de colágeno. Las fibras elásticas y el

tejido muscular; en el 50 % de los casos carecen de respuesta inflamatoria; sin embargo, se pueden observar, muchas veces, granulomas tipo cuerpo extraño. También se evidencian las partículas de amalgama como gránulos oscuros, sólidos e irregulares, dispuestos en las paredes de los vasos sanguíneos, en la membrana basal del epitelio superficial y en el citoplasma de los fibroblastos y macrófagos. (19)

Ante la duda, para diagnosticar eficientemente, se debe hacer un estudio radiográfico, que puede ser una imagen 2D; sin embargo, si se cuenta con una tomografía, sería de mucha utilidad diagnóstica, conocer el valor de densidad en la escala de grises.

Resina Compuesta

En los últimos años, las opciones de materiales restaurativos han venido evolucionando para tratar de satisfacer las exigencias, tanto de los clínicos como de los pacientes, quienes buscan restauraciones mínimamente invasivas y con propiedades estéticas aceptables. Es así como, gracias al avance en el desarrollo de sistemas adhesivos, la resina compuesta llega a proponer una opción estética, funcional y estructuralmente resistente para reponer el tejido dental perdido. (20)

La mayoría de las resinas compuestas consisten en una mezcla de cuatro componentes principales, que son la matriz orgánica, el relleno inorgánico, el agente de unión y el sistema iniciador-acelerador (21). En primer lugar, está la matriz orgánica, que se conforma en su mayoría por una red de monómeros de dimetracrilato, también se puede encontrar compuestos que contienen monómeros con epoxi y grupos funcionales que ayudan en la adhesión y la polimerización.

Dentro del enmarañado de la matriz orgánica se encuentran dispersas las partículas de relleno inorgánico, que pueden componerse de diferentes materiales inorgánicos como cuarzo o vidrio pulverizado, hasta lograr tamaños de micras o incluso nanopartículas. El agente de unión se encarga de hacer de puente entre la parte orgánica y la inorgánica, para así mantener ambas fases estables. Por último, el sistema iniciador que se encuentra dentro de la matriz orgánica, es el encargado de empezar el proceso de polimerización, la cual puede ser activada por un componente químico o por luz a una longitud de onda específica. (21)

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. (22) El relleno juega un papel primordial en propiciar a la resina las características físicas que la definen; por ejemplo, gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radiopacidad, mejorar la manipulación, e incrementar la estética. (22)

Consecuentemente, las resinas se pueden clasificar según su carga de relleno inorgánico y el tamaño de las partículas en: resinas de macro-relleno, de micro-relleno, microhíbridas, nano-relleno, y nanohíbridas, donde el tamaño de las partículas va de alrededor de 30 μ m en las de macro-relleno a entre 1 y 100nm en las de nano-relleno. Asimismo, se pueden encontrar resinas con un porcentaje de relleno relativamente bajo, como en el caso de las resinas fluidas o con una carga de relleno mayor, como en las resinas empacables y de laboratorio. (21)

Una de las propiedades que se ve afectada por la composición y la carga de relleno de las resinas es la radiopacidad. En las radiografías convencionales resulta complicado, en algunas ocasiones, el poder distinguir entre esmalte-dentina y la resina, debido a que la mayoría no poseen una alta radiopacidad, en especial si se compara con materiales como la amalgama. Para mejorar estas propiedades, las resinas modernas incluyen en su relleno partículas de vidrio y metales con números atómicos altos como bario, estroncio y zirconio. Igualmente, componentes como cuarzo, sílice, silicatos de litio y aluminio no son radiopacos, por lo que se mezclan con otros rellenos para producir un compuesto radiopaco. (21)

A pesar de los intentos por aumentar la radiopacidad de la resina, incluso en el caso de las resinas con más alto volumen de relleno, la radiopacidad es notablemente menor que la exhibida por un restaurador metálico como la amalgama. (21)

En un estudio reciente (21), se determinó y comparó la radiopacidad de ocho diferentes resinas con respecto al esmalte, la dentina y al aluminio del mismo ancho. Esta práctica se realizó para determinar si las resinas cumplían con los estándares establecidos por la Organización de Estándares Internacionales (ISO), que en su norma ISO 4049, indica que los materiales restauradores aplicados al tejido dental coronal deben tener una radiopacidad similar o mayor que el mismo grosor del aluminio puro, y que el valor de radiopacidad más bajo de los materiales restauradores debe ser el mismo que el valor de radiopacidad de la dentina del mismo grosor. Se encontró que todas las resinas utilizadas en el estudio, superaron la radiopacidad que tiene la dentina del mismo ancho; por lo tanto, todas cumplían con la norma ISO 4049. Estos

autores también afirman que los materiales compuestos de resina se pueden distinguir de la caries dental y la dentina, mediante el análisis de imágenes digitales.

Sin embargo, el hecho de que el nivel de radiopacidad mínimo permitido sea el mismo que el de la dentina, deja abierta la posibilidad de que se produzcan resinas muy difícilmente perceptibles en las radiografías convencionales, lo que entorpece el desempeño del operador en la interpretación radiográfica y el diagnóstico durante el trabajo clínico. Otros autores agregan que es importante poder contar con formulaciones de mayor radiopacidad, que pueden ser utilizados en casos clínicos que necesiten de una diferencia significativa entre la radiopacidad del obturante y la región de estudio, lo que facilitaría la observación de fallas y eventuales lesiones de caries. (23)

Los problemas para identificar y distinguir materiales dentales en las imágenes radiográficas no son exclusivos de las radiografías convencionales. Aunque es un hecho que en las radiografías digitales la imagen es más clara y precisa, el poder distinguir las resinas, principalmente las de baja radiopacidad, sigue siendo un problema. Con la introducción de la tomografía para uso dental, se puede sacar ventaja de herramientas con las que cuenta el *software* de los distintos equipos para ayudarse a identificar estructuras y materiales que puedan encontrarse en el sistema estomatognático. En este sentido, los valores de densidad en la escala de grises son una herramienta que permite aproximarse a un valor estimado para cada material. (18) Estos datos sirven para elaborar tablas de referencia que incluyan rangos de índice absorcional específicos para cada material, lo que facilita su identificación en la imagen tomográfica.

Estudios donde se recopilan los índices absorcionales de diferentes materiales se han realizado con anterioridad en diferentes equipos tomográficos. A pesar de que los valores en la escala de grises varían enormemente de un equipo a otro, lo que no permite extrapolar los valores obtenidos en distintos equipos, es posible observar el comportamiento de los materiales con respecto al índice de absorción de cada uno de una forma cualitativa. Por ejemplo, en este estudio, la resina compuesta fue uno de los materiales con índice de absorción más bajo en los tres equipos que se utilizaron para la investigación, siendo superado en este caso únicamente por el acrílico que obtuvo el valor de escala de gris más bajo en los tres equipos. (18)

Cention N®

Desde hace mucho tiempo, los odontólogos han utilizado la amalgama de plata como material restaurador para restauraciones clase I y clase II, pero, como se mencionó anteriormente, con el Convenio de Minamata, se están buscando materiales alternativos para la obturación dental que sustituyan a la amalgama. (24)

Es por eso que la casa comercial Ivoclar Vivadent lanza al mercado el producto *Cention N®*, con la intención de sustituir de manera eficaz y permanente a la amalgama de plata y al ionómero de vidrio. Se ha demostrado en sus ventajas que es más estético que la amalgama y más resistente que el ionómero de vidrio, siendo un material conservador a la hora de cambiar las restauraciones antiguas. (25)

Cention N® es un material de relleno básico, del color de los dientes, utilizado para la colocación en bloque en preparaciones retentivas, con aplicación o sin aplicación de adhesivo, es un material restaurador "alcalino" a base de relleno de

Alkasita; esto se refiere a una nueva categoría de material que utiliza relleno alcalino, capaz de liberar iones neutralizantes de ácido. Es un material, con base en resina, y tiene opción adicional de fotocurado. (26)

Este nuevo material es de fácil uso clínico, no requiere de productos adicionales para su uso, ni demanda aprender nuevas habilidades. Como existe la necesidad de realizar restauraciones de color dental, este material de elección puede ser una forma rentable de ofrecerla, de alta calidad y menos tiempo. (27)

Diversos estudios respaldan en sus resultados al *Cention N*® como un excelente material restaurador, cuyas propiedades físicas son calificadas con rendimiento superior a otros materiales, por lo tanto, señalan al mismo con un futuro prometedor. (28) Dadas las características de este novedoso material es que radica la importancia de investigar las características imagenológicas del mismo; y en este caso, los valores correspondientes a su densidad en escala de grises en la TCHC.

iii. Capítulo III. Métodos del trabajo

Metodología

Para el presente estudio, se seleccionó por conveniencia una muestra de seis cabezas de cerdo, obtenidas de una carnicería local, cortadas en dimensiones que permitieran su posicionamiento en el equipo tomográfico (con una longitud anteroposterior no mayor a 17cm). (Ver anexo 4).

En cada cerdo se realizó una cavidad con una broca de carbide, con pieza de alta velocidad, de aproximadamente 2 mm de profundidad y de forma circular, ubicada en el tercio medio de la cara vestibular de la pieza dental 72, la cual posteriormente se selló, utilizando materiales de obturación en la práctica odontológica (Ver anexos 1, 2 y 3). La muestra se distribuyó de la siguiente forma: dos cabezas con restauración de amalgama, dos con restauración de resina y dos con restauración de *Cention N*®.

El trabajo se realizó en un medio oral porcino, por lo descrito por White & Pharoah, donde la radiación dispersa juega un papel importante al determinar los valores promedio de densidad en la escala de grises en materiales, dado que la absorción fotoeléctrica depende del número anatómico irradiado. Es decir, un hueso producirá, por su mayor cantidad anatómica, mayor radiación dispersa que un tejido blando u otro material como sería utilizar bloques de acrílico con piezas extraídas. (7)

Cabe destacar que se realizó la consulta al Comité Institucional para el Cuidado y Uso de los Animales (CICUA) por la utilización de cabezas de cerdo. Los mismos indicaron que, al ser un animal de carnicería que ya está ejecutado, no es necesaria la evaluación de dicha institución.

Resina:

Para realizar la resina *Filtek P60 posterior restorative 3M*, se siguió el siguiente procedimiento:

1. Se realizó grabado ácido con ácido fosfórico al 35 % de marca *Ultradent*, durante 15 segundos en esmalte y 10 segundos en dentina.
2. Posteriormente se limpió la cavidad con *Concepsis* (cloroxidina al 2 %) de marca *Ultradent* y se sopló sin desecar completamente la cavidad.
3. Se colocaron dos capas de adhesivo *Single Bond de 3M*, poniendo una primera capa, la cual se sopló con aire para eliminar el vehículo del adhesivo y obtener una capa fina que recubriera las paredes de la cavidad, posterior a esto, se colocó una nueva capa de adhesivo y se fotocuró con lámpara de fotocurado *marca Gnatus* por 20 segundos.
4. Se realizó la obturación con resina *Filtek P60 posterior restorative* de 3M, realizando un único incremento debido a la profundidad de la cavidad de aproximadamente de 2 x 2 milímetros y se fotocuró durante 40 segundos

Amalgama:

En el caso de la amalgama marca *Nu Alloy* se siguió el siguiente procedimiento para realizar la obturación de la cavidad:

1. Se realizó una preparación retentiva en la pieza dental 72.
2. Se limpió la superficie con *Concepsis marca Ultradent*.

3. Se colocó amalgama en el amalgamador por 10 segundos- rápido. Y se abrió para dispensarla en un *dappen*.
4. Se removió una porción con el instrumento empacador de amalgama, se colocó en la cavidad y con el instrumento empacador se presiona, removiendo excesos.

***Cention N*®:**

En el caso del material restaurador *Cention N* de la marca Ivoclar, se realizó el siguiente procedimiento para realizar la obturación de la cavidad:

1. Se dispensó líquido polvo en porción 1:1 en una loseta de papel
2. Se mezcló la primera mitad del polvo con el líquido hasta formar una mezcla homogénea y se agregó la otra mitad del polvo, hasta obtener una consistencia manipulable.
3. Con un instrumento para resina, se transportó el material a la cavidad, luego de remover los excesos, se esperó por un tiempo de cuatro minutos para que terminara su proceso de polimerización.

Posteriormente se realizaron dos tomografías en el equipo *Veraviewepocs 3D R100* de *J. Morita*, para cada cabeza de cerdo, con los parámetros de exposición 90kV, 5mA: inicialmente se tomó una vista de prueba o “*scout*”, que permitió adecuar el campo de visión a la zona de interés. Una vez confirmada la posición, se adquirió cada volumen tomográfico, una de campo de visión grande (8x8cm) y otra de campo de visión pequeño (4x4cm), obteniendo de esta manera doce tomografías de estudio,

Cada cabeza fue posicionada de tal manera que el diente de interés estuviese en la posición más centrada posible, dentro del campo de visión.

Se realizó la calibración de los evaluadores con una especialista en radiología oral y maxilofacial, obteniéndose un valor de nivel de concordancia del 0.90 en el Índice de Kappa. Durante esta calibración se capacitó a los evaluadores en el manejo del programa informático propio del equipo, *i-Dixel*, para la evaluación de las tomografías. Para ello se aplicó el método desarrollado y descrito en la primera etapa del presente proyecto de investigación.

Durante la calibración se realizó la revisión de cinco tomografías y el registro de los valores para la densidad en la escala de grises en puntos específicos de cada una de ellas y fueron comparadas con los parámetros tomados por la especialista.

Se elaboró un instrumento de recolección de datos (anexo 5) para registrar los valores de densidad en la escala de grises de los materiales en las tomografías adquiridas. Los cuatro operadores evaluaron las tomografías en la Sala de Interpretación de la Sección de Radiología Oral de la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica, en un monitor con las características *HP Pro Desk 600 G3 SFF*, donde se hizo la evaluación, bajo un ambiente silencioso y oscuro. Siguiendo los requerimientos por guía para el uso seguro del haz de cono dental CT (29), las evaluaciones se realizaron durante las tardes, en un horario comprendido entre la 1 pm y 4 pm para evitar fatiga visual (30), durante un período máximo de 30-45 minutos.

Fue realizado el registro de los valores de DEG de cada material en ambas tomografías (campo grande y campo pequeño), utilizando el *software i_Dixel* propio del equipo tomográfico y la herramienta histograma que despliega los valores de densidad en la escala de grises, cuando se marca un área específica con el cursor.

Mediante estadística descriptiva se calculó el valor promedio, mediana, mínimo, máximo y desviación estándar de los valores de densidad en la escala de grises de los materiales mencionados anteriormente.

iv. Capítulo IV. Desarrollo

Resultados

Para la presente investigación se realizaron 10 mediciones por cada tipo de campo con cada material. Los operadores fueron calibrados previamente con un nivel de concordancia del 0.90 en el Índice de Kappa.

Con la evaluación de la escala de grises, según el material, se comprobó que la amalgama tuvo un comportamiento diferente a la resina y al *Cention N* ($p=0.001$) con la prueba de Jonckheere-Terpstra; debido a que no se cumplieron los supuestos de homogeneidad de variancia ni el supuesto de normalidad para utilizar el análisis de varianza.

En la Tabla 1 se muestran los valores obtenidos de promedio, mediana, mínimo, máximo y desviación estándar, para cada material.

Tabla 1.
Valores estadísticos obtenidos de las mediciones de densidad en la escala de grises para los diferentes materiales utilizados 2019

| | | Material | | |
|--|-----------------|-----------|----------|-----------|
| Estadísticas | | Amalgama | Resina | Cention N |
| Media | | 27.929,85 | 5.798,54 | 5.885,47 |
| 95 % de intervalo de confianza para la media | Límite inferior | 23.482,23 | 5.260,71 | 5.192,79 |
| | Límite superior | 32.377,48 | 6.336,36 | 6.578,15 |
| Media recortada al 5% | | 27.562,10 | 5.783,20 | 5.924,16 |
| Mediana | | 27.308,73 | 5.505,34 | 6.171,64 |
| Desviación estándar | | 9.503,18 | 1.149,16 | 1.480,03 |

| | | | |
|---------------------------|-----------|----------|----------|
| Mínimo | 13.640,37 | 3.618,38 | 2.808,15 |
| Máximo | 48.838,88 | 8.254,78 | 8.266,27 |
| Rango | 35.198,51 | 4.636,40 | 5.458,12 |
| Rango intercuartil | 10.807,08 | 1.279,87 | 2.116,40 |

Fuente: Elaborado por MsC. Jacqueline Castillo Rivas, 2019

En la tabla 2 se observan los valores obtenidos para cada material con respecto al tamaño de campo, se realiza una comparación de los valores de campo pequeño y grande.

Tabla 2.
Valores estadísticos obtenidos según el tamaño de campo
2019

| | | Campo | | |
|---|------------------------------|----------------|---------------|--------------|
| | | Pequeño | Grande | Total |
| | Media | 15.373,50 | 11.035,74 | 13.204,62 |
| 95 % de intervalo de confianza para la media | Límite inferior | 10.049,62 | 7.850,41 | 10.142,94 |
| | Límite superior | 20.697,39 | 14.221,06 | 16.266,30 |
| | Media recortada al 5% | 14.243,24 | 10.438,73 | 12.022,25 |
| | Mediana | 6.977,97 | 6.280,28 | 6.633,25 |
| | Desviación estándar | 14.257,64 | 8.530,45 | 11.851,95 |
| | Mínimo | 2.808,15 | 3.321,69 | 2.808,15 |
| | Máximo | 48.838,88 | 29.422,09 | 48.838,88 |
| | Rango | 46.030,73 | 26.100,40 | 46.030,73 |
| | Rango intercuartil | 22.392,36 | 11.387,40 | 16.547,96 |

Fuente: Elaborado por MsC. Jacqueline Castillo Rivas, 2019

No se encontró diferencia estadísticamente significativa por valor de campo ($p=0,261$) con la prueba U de Mann-Whitney. No se utilizó el análisis de varianza debido a que no se cumplieron los supuestos de homogeneidad de variancia ni tampoco el supuesto de normalidad.

Se puede observar que los valores obtenidos de densidad en la escala de grises fueron distintos para el mismo material, en la tomografía pequeña y en la grande. Sin embargo, esta diferencia no resultó significativa, debido al tamaño de la muestra, que fue reducida por tratarse de un estudio piloto.

Discusión

Para el presente estudio piloto, se planteó determinar el valor de densidad en la escala de grises para tres materiales de uso común en la obturación de piezas dentales en la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica.

Para ello se utilizaron seis cabezas de cerdo con piezas dentales obturadas con estos materiales. Lo anterior guarda similitud con la investigación de Lopes y colaboradores (31) donde se utilizaron cabezas de cerdo para medir los valores de escala de grises en tejido óseo, utilizando diferentes materiales que simulaban los tejidos blandos.

Dado lo anterior, se utilizó una metodología similar con medio animal, por sus características comparativas en hueso maxilar y mandibular al del ser humano, siendo el estudio más relacionado y cercano al campo de estudio que se decidió evaluar en la presente investigación. Además, se utilizaron las cabezas de cerdo porque no se puede someter a radiaciones ionizantes a los pacientes con fines de investigación solamente; también, la disponibilidad de cráneos óseos humanos secos no fue posible obtenerla en el presente estudio.

Con respecto a los materiales evaluados en esta investigación, como resultado se obtuvo que la amalgama se comportó distinto a la resina y al *Cention N*®; ya que, presentó un valor en la escala de grises, superior a estos otros dos materiales. Algunos estudios, donde se evalúa la densidad en la escala de grises de distintos materiales dentales, fueron consultados y los mismos demuestran que la amalgama posee un valor mayor en la escala de grises con respecto a otros materiales. (32, 33)

Según Emadi y colaboradores (2014), la amalgama dental fue el material que más valor presentó; con un valor promedio de 15383.0; en comparación con otros materiales como la resina compuesta, la cual obtuvo un 6896.0 de media. Por debajo del valor de la amalgama, se encontraron los valores de otros materiales; entre ellos la resina. (32) Este valor obtenido es diferente al que se obtuvo para la amalgama en el presente estudio, esto es esperable debido a que ambos fueron obtenidos con equipos diferentes.

En otro estudio, donde se realizó también la medición del valor en la escala de grises; se midieron los valores para la amalgama, la resina compuesta, resina fluida, ionómero de vidrio y dycal. El valor más alto fue el de la amalgama con un 11.253.70 de promedio. Seguido de la resina compuesta con un 8.217.50 de valor en la escala de grises (33). Se puede observar que la amalgama sigue manteniéndose con los valores más altos, al igual que el estudio de Emadi y colaboradores.

En el segundo estudio mencionado supra, se obtuvo que la amalgama fue el único material que posee diferencia estadísticamente significativa en el valor de la escala de grises con respecto a los otros materiales (33). El valor en la escala de grises, obtenido en el presente estudio, es distinto al que se observa en la investigación de Hadadi y colaboradores; esto es esperable porque los equipos utilizados son distintos.

Al igual que en el presente estudio, donde se obtuvo que la resina compuesta y el *Cention N*® no se comportaron diferentemente; entre los materiales de resina compuesta, resina fluida, ionómero de vidrio y dycal del estudio de Hadadi y

colaboradores (2018), no hubo diferencia significativa en el valor de la escala de grises entre ellos. En este segundo estudio, el equipo utilizado fue el *Kodak CBCT*. (33)

También se puede comparar con el estudio Rizo, elaborado en el mismo equipo topográfico del presente estudio, donde determinó los números CT de algunos materiales usados en odontología; entre ellos, la resina (Filtek p60), misma que la utilizada en el estudio. En dicho estudio se determinó un número CT de la resina de 1646,9, tomada en parámetros 80kVp-5mA. (34)

Siendo comparada con el resultado del presente estudio piloto, se obtuvo 5798,54 tomada con la 90kVp-5mA. Esta discrepancia de cifras puede ser explicada dado que además de ser diferente en los factores de exposición de las tomas, también el medio en que fueron tomadas cambia. Rizo utilizó discos de PMMA como fantoma mientras que este estudio utilizó cabezas de cerdo para así, de manera similar, la radiación dispersa que una cabeza humana generaría. (34)

Dada la similitud de composición química del *Cention N*® con la resina compuesta, se obtienen datos levemente superiores en valor para el *Cention N*® a la resina compuesta, pero inferiores a la amalgama en el valor promedio, mediana, mínimo, máximo y desviación estándar del valor de densidad en la escala de grises.

Los materiales son más radiopacos e hiperdensos a mayor número atómico y grosor (35). La amalgama es una aleación metálica donde sus componentes poseen números atómicos de 47 para la plata, 50 para estaño, 29 para el cobre, 30 para el zinc y 80 para el mercurio (36). De lo expuesto anteriormente se deduce que la amalgama va a tener mayor valor en la densidad de la escala de grises que la resina o el *Cention N*®, porque los números atómicos de los componentes radiopacos de estos dos

materiales son más bajos que los de la amalgama (Bario= 56, estroncio= 38, zirconio= 40) (36); es decir, que estos son más hipodensos y, por ende, con menor valor en la escala de grises.

Respecto al efecto del tamaño de campo en el valor de DEG, se observaron diferencias en los valores de DEG para los mismos materiales según estuvieran en un campo grande o pequeño. De manera general, se observaron valores de DEG más altos para los campos pequeños y más bajos para campos grandes. Sin embargo, dichas diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p=0,261$), por lo que es necesario realizar más estudios con un tamaño muestral mayor, para probar esta relación.

Los efectos que tiene el tamaño de campo sobre el valor de escala de gris ha sido abordado anteriormente por diferentes investigadores. Shokri et al (37) por ejemplo, estudiaron el efecto que tiene el utilizar dos tamaños de campos diferentes en el valor de escala de grises sobre agua destilada, y tres diferentes sustitutos de hueso. Para esto, diseñaron un contenedor con cuatro cilindros acrílicos que contenían los materiales por evaluar. Hicieron la adquisición volumétrica en dos diferentes equipos tomográficos de haz cónico, usando dos tamaños de campo. Los resultados mostraron una diferencia significativa ($p=0.05$) en los valores promedio de escala de grises según el tamaño de campo. (37)

De manera similar, Parsa et al (38) buscaron demostrar la influencia de diferentes parámetros de escaneo de la tomografía de haz cónico en los valores de escala de gris, en un sitio de implante, siendo uno de dichos parámetros el tamaño de

campo. Para el estudio utilizaron una mandíbula parcialmente edéntula, las adquisiciones volumétricas se realizaron con tres diferentes equipos de tomografía médica y dos sistemas de tomografía dental. Los equipos de haz cónico que se utilizaron, fueron el *Accuitomo 170 de Morita*, y el *NewTom 5G de Verona*. Se hicieron mediciones con todos los tamaños de campo disponibles para cada sistema, siendo nueve para el *Accuitomo* y cuatro para el *NewTom*.

Con respecto a la selección de tamaño de campo, el *Accuitomo* demostró un aumento en los valores de nivel de gris con el aumento del tamaño del campo, mientras que lo contrario fue el caso de *NewTom*, que mostró una disminución constante en los valores de gris, cuando el volumen de imagen aumentó. (38) Este comportamiento se asemejó a los resultados de nuestro estudio, donde tamaños de campo grandes mostraron valores de DEG menores para el mismo material.

Estos estudios coinciden en que el tamaño de campo si influye en variar los valores de escala de grises de un registro tomográfico, no obstante; el equipo utilizado no es el mismo que se tiene en la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica, por lo que es necesario verificar en un estudio futuro, si existe o no una diferencia significativa en el índice absorcional, según el tamaño de campo en el sistema tomográfico de la facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica.

Conclusiones

1. El valor promedio de la densidad en la escala de grises de la amalgama dental fue de 27.929,85. Esta cifra fue la mayor de todos los materiales y la diferencia en su valor fue estadísticamente significativa respecto a los demás materiales.
2. El valor promedio de la densidad en la escala de grises de la resina compuesta fue de 5.798,54.
3. El valor promedio de la densidad en la escala de grises del *Cention N*® fue de 5.885,47.
4. A pesar de que se observa una variación en los valores de escala de grises de cada material al cambiar el tamaño de campo, dicha diferencia no es estadísticamente significativa.

Recomendaciones

1. Se recomienda usar los datos obtenidos para calcular un tamaño muestral mayor, que permita estudiar la relación entre el tamaño de campo y los valores de densidad en la escala de grises para cada material.
2. Debido a que existen diversos equipos para tomografía computarizada de haz cónico, es importante definir valores de densidad en la escala de grises para cada equipo; esto debido a que el mismo puede variar según la potencia del tubo de rayos X y otros factores técnicos propios de cada equipo.

Capítulo V

Cronograma de actividades

| Fecha | Actividad | Recursos | Responsables |
|----------|--|---|---------------------------|
| 14/03/19 | 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 <i>power point</i> . | Dra. Ruiz |
| 21/06/19 | Manejo del software de TCHC. | Equipo tomográfico de la facultad de odontología UCR. | Dra. Ruiz |
| 06/08/19 | Toma de muestras cabezas 1,2 y 3 | Clínica de Admisión Equipo tomográfico de la facultad de odontología UCR. | Dra. Ruiz |
| 16/08/19 | Toma de muestras en cabezas 4,5 y 6. | Clínica de Pasantía Equipo tomográfico de la facultad de odontología UCR. | Dra. Ruiz |
| 01/07/19 | Redacción de memoria de graduación | Computadoras personales de los participantes | Estudiantes del seminario |
| 26/07/19 | Entrega de avance de memoria de graduación | Computadoras personales de los participantes | Estudiantes del seminario |
| 12/09/19 | Calibración de evaluadores | Equipo tomográfico de la facultad de odontología UCR. | Estudiantes del seminario |
| 13/09/19 | Calibración de evaluadores | Equipo tomográfico de la facultad de odontología UCR. | Estudiantes del seminario |

| | | | |
|----------|--|--|---------------------------|
| 14/09/19 | Digitalización de datos de calibración y envío de revisión | Computadoras personales de los participantes | Estudiantes del seminario |
| 04/10/19 | Entrega de resultados de calibración | | Master Jaqueline Castillo |
| 09/10/19 | Recolección de datos de las tomografías | Sección de radiología Facultad de odontología UCR. | Estudiantes del seminario |
| 10/10/19 | Recolección de datos de las tomografías | Sección de radiología Facultad de odontología UCR. | Estudiantes del seminario |
| 11/10/19 | Recolección de datos de las tomografías | Sección de radiología Facultad de odontología UCR. | Estudiantes del seminario |
| 16/10/19 | Entrega de datos de recolección a la Master Jaqueline Castillo | | Dra Ruiz |
| 29/10/19 | Entrega de análisis de datos final | | Master Jaqueline Castillo |
| 04/11/19 | Entrega de borrador de memoria de graduación | Computadoras personales de los participantes | Estudiantes del seminario |
| 7/11/19 | Devolución de borrador corregido y modificaciones | | Dra. Ruiz Dr. Cascante |
| 08/11/19 | Entrega de memoria | | Estudiantes del seminario |
| 11/11/19 | Entrega a revisión con el filólogo | | Estudiantes del seminario |
| 18/01/19 | Preparación de afiche | | Estudiantes del seminario |
| 18/11/19 | Preparación de presentación Power Point | | Estudiantes del seminario |

| | | | |
|----------|--|--|---------------------------|
| 25/11/19 | Práctica Oral de presentación final | | Estudiantes del seminario |
| 11/01/19 | Presentación Final de proyecto de graduación | | Estudiantes del seminario |

Factores facilitadores

La Facultad de Odontología cuenta con equipo de tomografía, por lo cual no hubo que trasladarse fuera para realizar las mediciones; además, la anuencia de los Técnicos Especializados en Asistencia Dental para la toma de las muestras y para la adquisición de los materiales dentales.

Obstáculos y dificultades

La obtención de las muestras, ya que no todas las carnicerías tienen cabezas de cerdo de manera regular, sino que las mismas deben ser encargadas con antelación para que ellos la pidan a SENASA, una vez obtenida la cabeza solicitar a la carnicería el corte especial de la misma para que quepa en el equipo tomográfico. En este punto se debió ser muy específico y hacer pruebas ya que las carnicerías normalmente cortan la cabeza a la altura de las vértebras, pero de esa forma no caben en el equipo, así que se debió solicitar el corte a nivel de cráneo, que es más difícil por la densidad de los huesos que puede romper la sierra del carnicero. Posteriormente realizar el debido almacenamiento y traslado de las cabezas, sin romper la cadena de frío y transportarlas a la Facultad en el momento adecuado en que se encuentren disponibles los equipos y materiales. Y finalmente el adecuado descarte de las mismas. Todos estos representaron factores que limitaron o dificultaron la consecución de una muestra mayor.

Referencias Bibliográficas

1. Sarment D. Cone Beam Computed Tomography: Oral and Maxillofacial Diagnosis and Applications. Estados Unidos. John Wiley & Sons, Inc; 2014.
2. 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/SampayoChaconCarolAndreaOlachicaAndresGiovany-2016.pdf?sequence=1>
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. Mah P, Reeves T, McDavid W. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. Dentomaxillofacial Radiology 2010; 39, 323–335.
7. White S, Pharoah M. Radiología Oral, Principios e Interpretación. 4ta Edición. España Editorial Harcourt, S.A; 2002.

8. Manoj S, Chandra P E, Kailasam S, Raghuram PH, Sateesh S, Karpagavalli. Applications of Cone-Beam Computed Tomography in dentistry. J. Indian Acad. Oral Med. Radiol. 2011; 23(4): 593-7.
9. Nomura Y, Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. Clin. Oral Implants Res. 2010; 21(5): 558-62.
10. J. Morita Mfg. Corp, Veraviewepocs 3D R100. 2018. Disponible en: <https://www.morita.com/america/en/products/diagnostic-and-imagingequipment/2d/-3d-imaging/veraviewepocs-3d-r100>
11. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 103(4): 534-42.
12. Zapata C. Estudio comparativo in vitro del sellado marginal entre una amalgama y resina de composita de nano partículas fotopolimerizable en cavidades clase I de Black. [Trabajo Final de Graduación]. Ecuador: Universidad de Guayaquil; 2014.
13. Alfaro K, Rios M. Obturaciones de amalgama en dientes posteriores. [Trabajo Final de Graduación]. México: Universidad de Ciencias y Artes de Chiapas; 2015.
14. Araujo S, Zambrano M. Colonización de Streptococcus mutans en resina compuesta y amalgama dental: Estudio In Vitro [Trabajo Final de Graduación]. Quito, Ecuador: Universidad Central de Ecuador; 2017.

15. Fernández A, Herrera J, Sibaja J. Perfil nacional de uso de mercurio en Costa Rica a la luz de la entrada en vigencia del Convenio de Minamata. *Revista de Ciencias Ambientales*. Diciembre 2017; 51(2): 145-168.
16. Peláez A, Borja C, Carrillo K. Amalgamas y resinas en el sector posterior: Qué recomienda la evidencia. [Trabajo Final de Graduación]. Colombia: Universidad CES; 2016.
17. Cabrera T. Sistemas de Tomografía Computarizada de Haz Cónico y su aplicación en Endodoncia. [Tesis de Postgrado]. México: Universidad de Ciencias y Artes de Chiapas; 2016.
18. Torrealba M, Contreras C, Guzmán C. Determinación de Valores Numéricos en la Escala de Grises de Diferentes Materiales Mediante Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT). *Int. J. Odontostomat*. 2017; 11(1): 25-30.
19. Fang L, Díaz A, Benedetti I, Herrera A. Tatuaje por amalgama; un peculiar caso clínico. *Avances en Odontoestomatología*. 2012; 28(6): 281-286.
20. Gul P, Çaglayan F, Akgul N, Akgul HM. Comparison of radiopacity of different composite resins. *J Conserv Dent* 2017; 20: 17-20.
21. Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Filadelfia: Mosby; 2012.
22. Hervás A, Martínez MA, Cabanes-V J, Barjau A, Fos P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11(2): 15-20.

23. De Carvalho A, López R. Determinación de las propiedades ópticas de materiales tipo composite utilizados en odontología. *Biomecánica*. 2000; 8(1): 44-48.
24. Ivoclar Vivadent. Tiempo de decir adiós a la amalgama, bienvenido Cention N [Internet] Liechtenstein [Fecha de cita 14 setiembre 2019] disponible en <https://www.ivoclarvivadentacademy.la/webinar/tiempo-de-decir-adios-a-la-amalgama-bienvenido-cention-n/>
25. Ivoclar Vivadent. Cention N. Liechtenstein [Fecha de cita 14 de setiembre 2019] disponible en <https://www.ivoclarvivadent.in/en-in/productcategories/fill/cention-n>
26. Kaur M, Singh N, Jhamb A, Batra D, A comparative evaluation of compressive strength of Cention N with glass ionomer cement: An in-vitro study, *International Journal of Applied Dental Sciences* 2019; 5(1): 2
27. Deepak S, Nivedhitha MS, Proximal contact tightness between two different restorative materials – An in vitro study. *Journal of Advanced Pharmacy Education & Research* , 2017; 7(3).
28. Singh J, Sharma S, Maurya S, Suman A. CENTION N: A REVIEW . *International journal of current research*, 2018, 10(2): 2
29. Centre for Radiation Agency. Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Equipment. *HPA-CRCE*, 2010; 10(1): 1-64.
30. Stec N, Arje D, Moody E, Krupinski N, Pascal N. A Systematic Review of Fatigue in Radiology: Is It a Problem? *American Journal of Roentgenology*, 2018; 210(4): 799-806.

31. Lopes P, Santaella G, Lima C, Vasconcelos K, Groppo F. Evaluación of soft-tissues simulant materials inc cone bean computed tomography. Dentomaxillofacial Radiology. 2018; 48. Disponible en: <https://www.birpublications.org>
32. Emadi N, Safi Y, Akbarzadeh A, Asgary S. Comparison of CT-Number and Gray Scale Value of Different Dental Materials and Hard Tissues in CT and CBCT. Iranian Endodontic Journal. 2014; 9(4): 283-286.
33. Hadadi P, Ostovarrad F, Nikbin A, Ranjzad H, Ghasemi F, Nemati S. Evaluation of the gray level of restorative materials using cone-beam computed tomography: A cross-sectional study. Dental and Medical Problems. 2018; 55(3): 267-274.
34. Rizo S. Desarrollo y construcción de un maniquí de calidad de imagen para tomógrafos dentales CBCT [Tesis de maestría]. Costa Rica: Universidad de Costa Rica; 2018.
35. Vega V. Evaluación de la radiopacidad de materiales para provisionalización. [Trabajo final de graduación]. Santiago, Chile: Universidad de Chile; 2017.
36. Lenntech Universidad de Delft. Elementos. [7 de noviembre de 2019]. Recuperado de <https://www.lenntech.es/periodica/elementos/>
37. Shokri, A, Ramenazi L, Bidgoli M, Akbarzadeh M, Ghazikhanly-Sani K, Fallahi-Sichani H. Effect of field-of-view size on gray values derived from cone-beam computed tomography compared with the Hounsfield unit values from multidetector computed tomography scans Imaging. Science in Dentistry. 2018; 48(1): 9-31.

38. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at an implant site. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013; 42(1).

Anexos:

Anexo 1. Ver figura 1



Figura 1: Fotografía de estudiante Ericka González realizando preparación de pieza 72 para posteriormente ser obturada con los materiales correspondientes escogidos para el estudio.

Anexo 2. Ver figura 2



Figura 2: Preparación de la cavidad en pieza dental 72.

Anexo 3. Ver figura 3



Figura 3: Cavidad realizada en pieza 72

Anexo 4. Ver figura 4



Figura 4: Posicionamiento de la cabeza de cerdo en el equipo tomográfico.

Anexo 5. Tabla de recolección de datos

| <i>Evaluador</i> | fecha | <i>hora inicio</i> | hora final | <i>material</i> | campo | <i>Grayscale value promedio</i> | Mínimo | Máximo | Moda | DS |
|------------------|-------|--------------------|------------|-----------------|-------|---|--------|--------|------|----|
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |