



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

CORRELACIÓN EN LA EXACTITUD DE LA MEDICIÓN DE LA ALTURA DE
HUESO ALVEOLAR VESTIBULAR, ENTRE LA TÉCNICA DE MEDICIÓN
DIRECTA E INDIRECTA (CONE-BEAM) CON DISTINTAS RESOLUCIONES DE
VÓXEL.

TESIS PRESENTADA COMO REQUISITO PARA OBTENER EL TÍTULO DE
MAESTRÍA EN CIENCIAS ESTOMATOLÓGICAS TERMINAL EN ORTODONCIA

PRESENTA:

C.D. GUZMÁN ESPINOSA MARIO ALBERTO

MAT. 212450015

C.D. PÉREZ SÁNCHEZ GUILLERMO

MAT. 212450017

DIRECTORES:

M.E.P. MOYAHU BERNAL ANGELES

ID. 100289266

M.S.P. CARRASCO GUTIERREZ ROSENDO

ID. 100008655

C.D.E.O. HERNANDEZ VIDAL VICTOR

ID. 100378833

8 DE MAYO 2015

ÍNDICE

Resumen.....	3
Introducción.....	4
1. Antecedentes Generales.....	5
1.1 Tomografía Axial Computarizada.....	5
1.2 Orthophos Xg 3D.....	8
1.3 Estructura ósea alveolar.....	9
1.4 Dehiscencias y Fenestraciones.....	11
1.5 Medición Directa.....	13
1.6 Medición Indirecta.....	13
2. Antecedentes Específicos.....	14
3. Planteamiento del problema.....	20
4. Pregunta de investigación.....	20
5. Justificación.....	21
6. Objetivos.....	22
7. Hipótesis.....	23
8. Material y Métodos.....	24
8.1 Diseño de estudio.....	24
8.2 Muestra.....	24
8.3 Ubicación Espacio Temporal.....	24
8.4 Criterios de Selección.....	25
8.5 Variables.....	26
8.6 Estandarización.....	27
9. Aspectos Bioéticos.....	28
10. Procedimientos.....	29
10.1 Técnica Directa.....	29
10.2 Técnica Indirecta.....	30
11. Análisis Estadístico.....	31
12. Resultados.....	32
13. Discusión.....	37
14. Conclusión.....	39
15. Alcances del Estudio.....	40
16. Bibliografía.....	41
17. Anexos.....	46

RESUMEN.

El Cone-Beam (CBCT) ha modificado la perspectiva de la imagenología en estomatología que brinda una imagen tridimensional manipulable con una relación 1:1, paciente: imagen. Los tratamientos y diagnósticos se ven modificados o corroborados por el CBCT; sin embargo, la exactitud que presenta en estructuras delgadas como las corticales ha sido sometida a crítica.

Objetivo: correlacionar la exactitud en la medición de la altura alveolar vestibular entre la técnica de medición directa e indirecta con distintas resoluciones de vóxel (0.16 y 0.1 mm).

Materiales y Métodos: de manera independiente se realizó una previa estandarización de dos investigadores, posterior a esto se midió la altura alveolar vestibular en pacientes sometidos a procedimientos de curetaje abierto con un calibrador de alta precisión, se tomaron dos tomografías en el Othophos XG 3D, a resolución estándar (8x8x8 cm, 0.16 mm vóxel) y alta resolución (5x5x5 cm, 0.10 mm vóxel), posteriormente se midió la distancia entre el borde incisal u oclusal y el margen alveolar cuya referencia fue el eje longitudinal del diente para ambas técnicas.

Resultados: se obtuvo una correlación de Pearson mayor a 0.91 intra e interobservador. La diferencia entre la medición directa y la imagen de resolución estándar arrojó una diferencia en promedio de 3.15 mm con una correlación de Pearson de 0.686 y una t de Student -6.335 (p= .00000006) a diferencia de la imagen de alta resolución (HD) que tuvo una correlación de Pearson de 0.739 con una diferencia en promedio de 1.07 mm y una t=-3.460 (p= .002).

Conclusión: las imágenes de CBCT no son precisas para determinar el margen alveolar cuando la cortical es muy delgada.

INTRODUCCIÓN.

Históricamente el ortodoncista ha utilizado la imagenología en 2D como una herramienta importante en el diagnóstico y planeación del tratamiento ortodóncico, así como para el monitoreo de su avance y crecimiento del paciente. Sin embargo, las radiografías bidimensionales no son una buena herramienta de diagnóstico para determinar distancias lineales que requieren exactitud, como la altura del hueso alveolar.¹⁻³

Con la aparición de la tomografía axial y ahora la tomografía cone-beam, se tiene acceso a una imagen tridimensional con una proporción 1:1 de las estructuras óseas. Así, es posible realizar mediciones y observaciones que con las radiografías bidimensionales no sería posible.⁴⁻⁵

La altura alveolar formada por la proyección de la cortical externa e interna de la cresta alveolar, proporcionan el soporte al órgano dentario y a los tejidos blandos.⁶ Su determinación ayuda a establecer las limitantes en el tratamiento ortodóncico. Por ejemplo, en la biomecánica de expansión o cierre de espacios, los movimientos resultan agresivos y riesgosos ya que se pueden generar o agravar fenestraciones o dehiscencias en la cresta alveolar sobre todo si existe un mal diagnóstico.⁷ Los factores biomecánicos y biológicos están estrechamente relacionados y determinan el potencial de los efectos secundarios del tratamiento como: reabsorción radicular, recesión gingival, dehiscencias y fenestraciones.⁸⁻³

El CBCT (Cone Beam Computed Tomography) revolucionó la imagen en 3D para el uso odontológico, se redujeron las dosis de radiación, costo y tamaño del tomógrafo. Múltiples compañías en el mercado de tomografía 3D han brindado distintas opciones para el ortodoncista, aquí reside la importancia de estudiar cada tomógrafo y corroborar que su exactitud sea 1:1 en el 100% de las estructuras anatómicas. Ésta proporción, 1:1, ha sido demostrada; sin embargo cuando se exige una elevada precisión de las estructuras delgadas como las corticales óseas, su confiabilidad se vuelve dudosa.³⁻⁵⁻⁶

En este estudio se utilizó el Tomógrafo Orthophos Xg 3D de (Sirona), con una resolución de 0.160 mm y 0.10 mm de vóxel. Por lo que el objetivo fue concordar la exactitud de la medición de la altura del hueso alveolar vestibular, entre la técnica de medición directa e indirecta (CBCT) con distintas resoluciones de vóxel.

1. ANTECEDENTES GENERALES.

La Tomografía Computarizada (TC) es un procedimiento radiológico de diagnóstico que utiliza el procesamiento de imágenes por secciones. Estas secciones corresponden a múltiples imágenes radiográficas que son unidas mediante un software para obtener una imagen tridimensional de un cuerpo.⁴

1.1 Tomografía Axial Computarizada (TAC).

La tomografía fue desarrollada por Sir Godfrey Newbold Hounsfield en 1972 y a partir de éste, el tomógrafo ha evolucionado en 5 generaciones:

Primera generación: el escáner cuenta con una sola fuente de radiación y un solo sensor. Y la imagen se genera al unir múltiples cortes de ésta.

Segunda generación: incorpora múltiples sensores. Los cortes no eran precisamente continuos y el diámetro del escáner seguía del mismo tamaño.

Tercera generación: existe una mejora en el sensor y en la adquisición de la información. Se elimina el movimiento rotatorio del escáner, el movimiento se vuelve únicamente vertical (fan beam).

Cuarta generación: se introdujo una fuente de radiación móvil y un anillo detector. Se estandariza el ángulo de la radiación.

Quinta y Sexta generación: se reduce la dispersión del haz de rayos X. El detector es inmóvil pero el haz de electrones es movido a través de un ánodo semicircular de tungsteno. La radiación solo se produce donde el haz choca con el ánodo. Es sumamente rápido, también conocido como helicoidal.⁹

De acuerdo a Vishwanath⁹ et al., las limitantes de la TAC:

- Requieren de espacios muy amplios y son más caros que los equipos de Rayos X.
- Las imágenes capturadas están formadas por múltiples cortes, las cuales son unidas al final para formar una imagen lo cual requiere mucho tiempo.
- La dosis de radiación es muy alta.

Lin E⁴. et al., refieren las principales ventajas del CBCT:

- Tiempo de toma entre 20-40 segundos.
- Bajo costo.
- El tamaño del equipo es menor.
- Alta calidad en la imagen 3D.
- Posibilidad de realizar cortes sobre las imágenes.
- Menor dosis de radiación (similar a la toma de dos ortopantomografías).
- Escala de proporción uno a uno.
- Posibilidad de manipulación de la imagen.

La imagen tomográfica está compuesta por unidades llamadas vóxeles. Un vóxel es la unidad mínima procesable de una imagen tridimensional, es el homólogo del pixel en una imagen de dos dimensiones. En el año 2000, la empresa Quantitative Radiology (Verona, Italia) introdujo el primer CBCT para uso odontológico en la Universidad de Loma Linda, Estados Unidos.¹⁰ Es importante distinguir entre la TAC y el CBCT (Cone Beam Computed Tomography), las dos diferencias principales son el tipo de fuente-detector de las imágenes y el método de adquisición de la información.¹¹

Cuadro 1. Diferencias entre la Tomografía Axial Computarizada y el Cone Beam.

TAC	CBCT
Ánodo giratorio de alta potencia.	Ánodo de baja potencia (similar al de la ortopantomografía).
Haz radiográfico delgado.	Haz radiográfico en Cono (amplio).
Múltiples detectores de imágenes alrededor del paciente.	Ánodo gira en conjunto con el detector.
Múltiples giros y radiaciones para generar la imagen.	Limitado al área de interés.

Scarfe¹² et al., describieron que la dosis de un CBCT es 15 veces menor al de la TAC. La radiación en Sieverts utilizada para una TAC es de aproximadamente 180-2100 micro sieverts (μSv) a diferencia del CBCT que es de aproximadamente 36 μSv lo que equivale a dos panorámicas o una serie periapical (14 radiografías periapicales), con lo que sus ventajas son ampliamente superiores a la TAC.³⁻¹³ Sin embargo Vishwanath⁹ A et al., refieren que la radiación del CBCT va desde 45 μSv hasta 650 μSv . Aun así menciona que en comparación con la TAC es cuatro veces menor la radiación.

El CBCT es utilizado en ortodoncia para observar el complejo dentomaxilofacial. Presenta varias secciones de imágenes en 2D, procesadas por un software que las reconstruye y genera una representación volumétrica, desafortunadamente estudios sugieren que esta representación no es suficientemente precisa.¹⁵ Lascala¹⁴ et al., hacen referencia a la falta de precisión del CBCT en mediciones realizadas en cráneos humanos.

1.2 Orthophos XG 3D.

El Orthophos XG 3D es un CBCT que cuenta con dos aperturas: 8 cm x 8 cm x 8 cm con una resolución en vóxeles de 0.160 mm y una apertura de 5 cm x 5 cm x 5 cm con una resolución en vóxeles de 0.10 mm.¹⁶

Cuadro 2. Características principales del Orthophos Xg.

Característica	Especificación
Tensión nominal.	200 a 240V.
Corriente nominal.	12 A.
Potencia nominal.	2 kW con 90 kV/12 mA en todos los tiempos de exposición.
Frecuencia nominal.	50 Hz/60 Hz.
Potencia suministrada por el emisor de rayos X.	90 kV/12 mA = 1.080 W en todos los tiempos de exposición.
Rango de ajuste máximo.	De60kV/3mAa90kV/12mA.
Duración de la toma.	14.9 segundos.
Tamaño del sensor.	Sensor de 125 x 125 mm.
Resoluciones.	0.16 mm y 0.10 mm de vóxel.

1.3 Estructura Ósea Alveolar.

De acuerdo a Gómez⁶ et al., la porción que limita al hueso alveolar está definida por la región del alveolo; es decir, aquella en la que se insertan fibras periodontales y la lámina externa. Este proceso alveolar se desarrolla con la formación del diente, lo que conforma su anatomía definitiva cuando los órganos dentarios han terminado su erupción.

Velayos¹⁷ define el hueso alveolar o proceso alveolar, como el hueso que rodea al órgano dentario. Tiene una forma cóncava donde se aloja la raíz del diente, compuesto por una cortical o lámina externa (parte vestibular o lingual-palatina), una lámina interna o lámina cribiforme (hueso duro cortical en contacto con la raíz) y una esponjosa (hueso trabeculado entre ambas láminas).¹⁸

Según Jansen Van Rensburg¹⁸ et al., la distinción entre el hueso basal y alveolar puede estar dada genéticamente ya que el hueso basal es inmodificable mientras que el hueso alveolar puede ser alterado mediante procedimientos ortodóncicos.

Gómez⁶ et al., afirma que en cada alveolo podemos distinguir dos tipos de paredes o bordes:

- Cortical alveolar externa.
- Cortical alveolar interna.

Corticales alveolares externas (vestibular, palatina o lingual) es toda la cortical que tiene contacto con periostio constituida por una lámina libre y tabiques alveolares encargados de separar los alveolos. Ésta cortical externa es una prolongación de la cortical del hueso basal y su grosor varía de acuerdo con la localización. En el maxilar se encuentra un menor grosor a diferencia de la mandíbula.

Corticales alveolares internas: tiene dos orígenes, la región de contacto con el ligamento, de origen periodóncico, crece por aposición de las regiones osteogénicas del ligamento periodontal. Y la región de origen medular que se encuentra en contacto con el trabeculado óseo.

La cortical de origen periodóncico está atravesada por numerosos haces de fibras procedentes del ligamento periodontal, fibras de Sharpey, densamente empaquetadas y

considerablemente calcificadas y es debido a esto que también recibe el nombre de hueso fasciculado o lámina cribosa. A través de estas perforaciones pasan vasos y nervios hacia el ligamento periodontal.

La unión de ambas corticales se denomina cresta alveolar, ubicada aproximadamente de 1 a 2 mm por debajo del cuello anatómico del diente. La vertiente libre, vestibular o palatina, está constituida por hueso compacto cubierto por periostio. La vertiente alveolar es un tejido óseo compacto sin el revestimiento del periostio.

En el maxilar superior las tablas vestibulares son mucho más delgadas que las palatinas. En el área anterior en ocasiones no existe hueso esponjoso entre diente y cortical. A diferencia de la mandíbula que en su zona posterior el espesor cortical es mayor por vestibular. El hueso esponjoso es el que se encuentra entre ambas láminas duras. Con una serie de porosidades, denominadas trabeculado óseo. Su densidad es menor que el de las corticales y varía de acuerdo a su localización, edad y factores personales.⁶⁻¹⁸

Mientras que la zona interna es de origen medular formada a partir de los osteoblastos del tejido medular adyacente. En ambas corticales, de origen medular, se presentan laminillas de disposición más irregulares de las cuales algunas constituyen los sistemas de Havers o Haversianos. Éste tejido es abundante en glucosaminogucanos sulfatados, lo que significa que es un tejido susceptible de una mayor mineralización ante distintos estímulos. De la misma manera sucede con la cortical alveolar.

El tejido esponjoso al igual que la cortical, están constituidos por el mismo hueso, sin embargo; la densidad varía ya que el tejido esponjoso está compuesto por trabéculas, espículas y espacios medulares. Así, la radiopacidad varía al de la cortical. Los espacios están ocupados por médula ósea y en el hueso de jóvenes es médula roja (tejido hemopoyético) pero con la edad se forma médula ósea amarilla (cargada de adipocitos).⁶⁻¹⁸

El trabeculado óseo varía de acuerdo a la genética, sin embargo; su estructuración puede variar por la actividad de los procesos alveolares.

Se pueden diferenciar dos tipos radiográficamente:

- Tipo I: regulares gruesas y horizontales encontradas en la mandíbula.
- Tipo II: finas, delicadas e irregulares encontradas en el maxilar superior.

Carranza¹⁹ explica la similitud entre el hueso alveolar y el cemento; en cantidad de hidroxiapatita el cemento tiene de 45% a 50% y el hueso 65%. Esto explica la similitud en radiopacidad entre el hueso y el cemento lo que dificulta la diferenciación radiográfica de los mismos. A diferencia del esmalte que contiene un 97% de hidroxiapatita, lo que explica la facilidad para identificar la unión cemento-esmalte.

1.4 Dehiscencias y Fenestraciones.

Carranza¹⁹ define a las fenestraciones como áreas aisladas donde la raíz está expuesta y su superficie es cubierta solo por periostio y tejido gingival. Y define a las dehiscencias como defectos óseos que afectan desde el margen alveolar y exponen una parte de la raíz.

Estudios recientes demuestran que pacientes sin tratamiento ortodóncico previo presentan un alto índice de defectos óseos. Esto representa una variable a considerar en el plan de tratamiento. El apoyo de la imagenología en 3D se vuelve más importante ya que únicamente a través de una tomografía computarizada se tiene acceso a observar estos defectos. Por ejemplo, Beckmann S.²⁰ investigó la relación entre la altura facial inferior y la estructura del hueso basal alveolar en dientes anteriores. Encontró que los pacientes con el tercio inferior aumentado tienen una sínfisis y corticales elongadas y delgadas. Su área alveolar es más larga así como su hueso basal para ambos maxilares, mientras que la disminución del tercio inferior se asocia a una mayor área horizontal. La sínfisis muestra una estrecha relación con el aumento del tercio inferior, elongada y angosta en pacientes verticales así como ancha y corta en aquellos pacientes con disminución del tercio inferior, por lo que concluyen, que esto puede afectar el tratamiento ortodoncico al tener menor hueso alveolar en los pacientes dolicocefalos a diferencia de los meso o braquicefalos.

Gracco A.²¹ et al., demostraron que a nivel de los incisivos centrales superiores en pacientes braquicefalos presentan un mayor grosor alveolar a diferencia del dolicocefalos. Los pacientes braquicefalos y mesocefalos tienen una mayor distancia de su ápice a las corticales. Esto demuestra así que los pacientes con mayor susceptibilidad a las fenestraciones y dehiscencias son los dolicocefalos.

Sukru E.⁸ et al., mostraron en 78 pacientes y 1872 órganos dentarios, una prevalencia de dehiscencias en pacientes con patrones braquicéfalos 6.56%, doliocéfalos 8.35% y mesocéfalos 8.18%. también Yagci A.²³ et al., mostraron que la presencia de dehiscencias y fenestraciones (ambos defectos) no variaba de manera significativa entre los pacientes clase I, II o III esquelética. Con una muestra de 123 tomografías (i-CAT). Pero encontraron que los pacientes clase II muestran una mayor incidencia de fenestraciones con una $p < .001$.

Al hablar de mediciones en CBCT, Patcas²⁴ et al., refirieron que las mediciones lineales son confiables, sin embargo; la presencia de tejido blando, y el tamaño del vóxel utilizado representaban variaciones importantes. Aun cuando utilizaron vóxel de .125 no representa la cortical bucal delgada de algunas láminas externas, por lo que existe un alto riesgo de sobreestimar las dehiscencias o fenestraciones visualizadas en una imagen tridimensional.

Periago D.²⁵ et al., compararon la precisión de mediciones lineales hechas en un cráneo con las mismas mediciones lineales en imágenes tomográficas analizadas con el software dolphin, observaron que varias mediciones lineales mostraban ser significativamente diferentes, con una $p < .001$.

Jeffrey²⁶ et al., evaluaron la calidad de las imágenes tomográficas al usar distintos ajustes y campos de visión. Se utilizó un CBCT Hitachi MercuRay (Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan). Las variables modificadas fueron, cuatro ajustes de miliamperios (2, 5, 10, y 15 mA), dos ajustes en el pico de kilovolts (100 y 120 kV), presencia o ausencia de filtro de cobre, y tres amplitudes del campo de visión (6, 9, y 12 in). Realizaron 48 tomas, radiografías laterales, panorámicas y aletas de mordida, 32 en una cabeza fresca de cadáver humano y 16 más de un cráneo disecado. Después de realizar la toma con las distintas combinaciones en las modificaciones previas, todas las imágenes se transformaron a una escala de grises de 16 bits con Adobe Photoshop CS2 y se imprimieron en una impresora Epson Stylus Photo R300. Fueron elegidos ortodoncistas, cirujanos maxilofaciales y odontólogos generales. Cada grupo de imágenes se examinó al menos por 30 jurados, las imágenes fueron evaluadas en grados de mejor a peor de acuerdo a la escala Q-Sorting. Como resultado obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la evaluación de

calidad de las imágenes, sin embargo no se obtuvo diferencia clínica significativa en la calidad del diagnóstico en ninguno de los casos.

Periago D.²⁵ et al., afirmaron que muchas mediciones lineales entre puntos de referencia cefalométricos en representaciones volumétricas 3D de superficie, obtenidas con el software Dolphin 3D, pueden tener una diferencia estadísticamente significativa en comparación con las dimensiones anatómicas. Sin embargo; concluyen que clínicamente son suficientemente precisas para los análisis cefalométricos.

1.5 Medición Directa.

Timock A.²⁷ et al., definen a la altura del hueso alveolar vestibular como la distancia lineal desde el borde incisal o la punta de la cúspide bucal a la cresta alveolar vestibular a lo largo del eje longitudinal. Medidas mediante un instrumento de alta precisión directamente en pacientes que fueron sometidos a procedimientos de curetaje abierto.

1.6 Medición Indirecta.

Timock A.²⁷ et al., definen a la medición indirecta como la distancia lineal desde el borde incisal o la punta de la cúspide bucal a la cresta alveolar vestibular a lo largo del eje longitudinal.

En este estudio, la medida se realizó digitalmente en el software Galileos Viewer, en la que se ingresó la tomografía (cone-beam) para su estudio.

2. ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.

Timock A.²⁷ et al., realizaron un estudio con el propósito de investigar la exactitud y fiabilidad en la medición de la altura y espesor del hueso alveolar bucal en CBCT. Estudiaron 12 cabezas de cadáveres embalsamados sin restauraciones, ni patología oral o daños mecánicos en la región oral y sin disección previa del complejo craneofacial (5 mujeres, 7 varones, edad media: 77 años), fueron escaneados con una unidad i-CAT 17-19 (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) con 0.3 mm en el tamaño de vóxel. Se midió la altura y espesor alveolar bucal en 65 dientes en cortes tomográficos estandarizados y se compararon con las mediciones directas de la disección. Para esta medición, después de la toma del CBCT, se realizó un colgajo bucal de espesor total alrededor de cada diente de interés. La altura del hueso bucal se midió con un calibrador digital vernier (General Tools, New York, NY) con una precisión de lectura de 0.01 mm. Todas las mediciones se repitieron 3 veces por 2 evaluadores independientes y se examinaron para determinar la fiabilidad entre los evaluadores. Los valores de la medición se compararon con pruebas t de 2 colas. La concordancia entre las mediciones directas y CBCT se evaluaron mediante los coeficientes de correlación de concordancia, de Pearson, y gráficos de Bland-Altman. Como resultado se observó una fiabilidad intra-evaluador alta, al igual que las correlaciones inter-evaluadores para la todas las mediciones de altura (≥ 0.97 con el coeficiente de correlación de Pearson), no así en el espesor del hueso bucal en las imágenes CBCT (0.90).

Las mediciones de la CBCT no difirieron significativamente de las mediciones directas, y no había ningún patrón de subestimación o sobreestimación. Las diferencias absolutas medias fueron de 0.30 mm de altura ósea vestibular y 0.13 mm de espesor óseo vestibular con un 95% de confiabilidad. La correlación entre los dos métodos fue mayor para las mediciones de la altura del hueso bucal que las de espesor del hueso bucal, como lo demostraron los coeficientes de correlación. Para el protocolo utilizado en este estudio, las imágenes CBCT se pueden utilizar para evaluar cuantitativamente la altura y el espesor del hueso bucal con alta precisión y exactitud. La comparación de los 2 conjuntos de mediciones en imágenes CBCT, da como resultado que la altura ósea vestibular tenía una mayor fiabilidad y concordancia con las mediciones directas que las mediciones del espesor del hueso bucal.

Fleiner J.¹ et al., realizaron un estudio con el objetivo de evaluar un nuevo método para la cuantificación precisa y reproducible de la pérdida de hueso periodontal circunferencial, con datos de CBCT. La precisión y la fiabilidad radiográfica se evaluaron a través de la medición manual directa sobre un cráneo humano como patrón de referencia. Para la cuantificación digital de los niveles óseos periodontales circunferenciales se tomó en cuenta el nivel óseo, cráter infraóseo y la detección de la furca. Para este propósito, se utilizó un cráneo de cadáver humano con una dentición libre de restauraciones, que mostró defectos óseos periodontales de los dientes 15-17, 25-27, 35-37, 45-47 (Según la nomenclatura FDI) por sus siglas en inglés. Los conjuntos de datos de imágenes fueron adquiridas mediante un dispositivo Promax 3D CBCT (Planmeca Oy, Helsinki, Finlandia) a 80 kV y 8 mA, con 0.16 mm de tamaño de vóxel. Se llevaron a cabo mediciones radiográficas circunferenciales entre la unión cemento-esmalte y la cresta alveolar de los niveles óseos para mesial, central, y distal en los lados linguales y vestibulares de los dientes examinados, en un prototipo de software desarrollado específicamente para ello. Las mediciones fueron realizadas por un panel de tres observadores expertos independientes, estandarizados y cegados. Las mediciones manuales con sonda de la pérdida de hueso periodontal, sirvieron como patrón de referencia. El software permitió la cuantificación de la pérdida ósea periodontal en todos los dientes examinados. La desviación general entre las mediciones radiográficas y manuales de los observadores varió entre 0.36 y 0.69 mm; así, el 83% de todos los resultados fueron <0,5mm. Cuando se comparó la precisión global entre las mediciones radiológicas, la exactitud para todos los observadores varió desde 0.29 hasta 0.46 mm. El estudio mostró una detección del 100% de compromiso de furca en la evaluación radiográfica.

La adopción de un procedimiento especial de medición con un sistema 3D, que se coloca a través y perpendicularmente al eje mayor del diente, permite posiciones de medición consistentes de los niveles óseos en mesial, central, y distal, tanto para lingual como para vestibular de la cresta alveolar. De esta manera, la cuantificación fiable y reproducible de la pérdida de hueso periodontal circunferencial mediante datos en CBCT con la resolución normalizada de 0.160 mm se puede realizar en las tres dimensiones.

Patcas²⁴ et al., realizaron un estudio con el objetivo de determinar la exactitud de la imagen tomográfica computarizada (CBCT) con diferentes resoluciones vóxel. Las mediciones se realizaron en la cortical ósea de los dientes anteriores inferiores, porque ésta región es crucial en la planificación del tratamiento de ortodoncia. Se utilizaron 8 cabezas de cadáveres humanos, con dentición completa de canino a canino en mandíbula, y se utilizaron dos resoluciones de vóxel (alta de 0.125 mm y baja de 0.4 mm) con un CBCT de la marca KaVo (3D eXam, KaVo Dental AG, Brugg, Switzerland). Después de la eliminación de la encía, se tomaron mediciones óseas verticales y horizontales, y se determinó el margen de hueso alveolar bucal. Las medidas óseas anatómicas fueron comparadas con las medidas de CBCT. Las medidas radiológicas fueron análogas a las medidas óseas verticales del examen clínico. Todas las medidas se realizaron dos veces por el mismo observador. Se utilizó un calibrador digital electrónico para la medición clínica (con una precisión de 0.01 mm).

La exactitud de los análisis mostró ser aceptable tanto para los protocolos de alta y baja resolución. Las diferencias entre las mediciones directas e indirectas variaron de -0.13 a 0.13 mm, la prueba t mostró que no había diferencias estadísticamente significativas entre la medición directa e indirecta, en la correlación de Pearson se obtuvo un valor de 0.756 con un valor de $p < 0.001$ entre las dos distancias. Los autores afirman que las razones detrás de esta investigación fueron para superar las deficiencias en los diseños de los estudios previos y de volver a examinar el punto de interés anatómico de la cortical ósea en la parte anterior de la mandíbula.

Sun Z²⁸ et al., realizaron un estudio con el objetivo de determinar la exactitud de las mediciones de altura de hueso alveolar en Cone-Beam al variar el espesor cortical y la resolución de las imágenes en 11 maxilares de cerdos con 6 meses de edad. Se realizaron perforaciones con una altura mínima de 4 mm desde la cresta alveolar en cada raíz de tal manera que las perforaciones quedaran alineadas, esto como referencia. Se midió del borde alveolar a la parte superior de la perforación. Se tomaron imágenes de Cone-Beam (iCAT) y se inició un desgaste de la cortical vestibular con una fresa dental, se trataron de hacer desgastes de 0.5 mm y de 1.5 mm, no fueron 100% exactos debido a la variedad de grosores. Se volvieron a realizar las mismas mediciones así como la toma de tomografías (iCAT) (vóxel de 0.4 mm y 0.25 mm). Las mediciones realizadas con el vernier (de manera

directa) y en las imágenes de iCAT fueron realizadas por 2 observadores independientes en momentos diferentes. Como resultado, se obtuvieron valores inter e intra observador que fueron desde .76 a .94. Se observó que a un tamaño de vóxel de 0.4 mm existe una sobreestimación estadísticamente significativa de los defectos óseos en 4 de los 11 puntos a medir $p < .017$ y con un vóxel de 0.25 mm, aunque existía sobrestimación, no era estadísticamente significativa. Concluyen que, aunque en algunas mediciones se encuentra una sobreestimación estadísticamente significativa, en la mayoría no lo es, sin embargo; se observó una posible sobrestimación de entre 1.5-2 mm con un vóxel de 0.4 mm, estos defectos pueden ser disminuidos al mejorar la calidad de imagen a un vóxel de 0.25 mm.

Carvalho P²⁹ et al., realizaron un estudio con el objetivo de evaluar la imagen de las estructuras anatómicas en exámenes tomográficos transversales obtenidos del sector de molares inferiores. Utilizaron 10 mandíbulas de adultos a las cuales se les realizaron radiografías 2D en películas Kodak y 3D en el tomógrafo Sirona. Posteriormente cinco examinadores capacitados realizaron la evaluación de manera independiente, determinaron la identificación de las siguientes estructuras anatómicas: cortical ósea alveolar, cortical ósea lingual, cortical ósea vestibular, canal mandibular y base de la mandíbula. Para la concordancia de los datos, fue calculada la reproducibilidad inter examinador de los exámenes tomográficos, mediante la prueba de Kappa al nivel de significancia de 5%, la reproductibilidad inter examinador para la imagen de la cortical ósea alveolar, lingual, vestibular y del canal mandibular fueron de 0,48; 0,38; 0,58 y 0,54 respectivamente, los autores mencionan que las dificultades encontradas pueden relacionarse con la calidad del examen tomográfico, como la imagen distorsionada de estructuras vecinas presentes con resultados que algunas veces no son satisfactorios. Además la imagen tomográfica del canal mandibular presentó valores bajos para la sensibilidad, estos valores fueron estadísticamente significativos al ser comparados con las imágenes de las otras estructuras, esos valores sugieren poca fidelidad del examen tomográfico en la evaluación de esa estructura.

Leung³ et al., realizaron un estudio con el propósito de evaluar la exactitud y fiabilidad de la tomografía CBCT, en el diagnóstico óseo de fenestraciones y dehiscencias. Se obtuvieron cráneos humanos del Museo Histórico Natural de Cleveland, Ohio. Un

análisis preliminar de 39 cráneos y 1040 dientes mostró que la prevalencia de dehiscencias y fenestraciones era de aproximadamente 11% y 8% respectivamente. Los criterios de inclusión fueron: cráneos de adultos, intactos con maxilar y mandíbula, al menos 10 dientes por arcada, sin patología evidente y sin daños mecánicos o traumáticos. Los cráneos se escanearon en un CBCT MercuryRay (Hitachi Medical Systems American, Twinsburg, Ohio). Después de asegurar la adecuada calibración de la máquina, los cráneos fueron posicionados en una mesa para ser escaneados, en la misma orientación que los pacientes vivos, guiados con las luces de referencia verticales y horizontales. Los parámetros usados fueron 110 kVp, 2 mA, con 9.6 segundos de duración y un campo de visión de 12 pulgadas. Así como un vóxel de 0.38 mm. Estos mismos ajustes son los usados para el diagnóstico ortodóncico y plan de tratamiento en la clínica de ortodoncia en la Universidad Case Western Reserve. Para la observación de las imágenes tomográficas se utilizó el software Accurex, versión 1.1 (Cybermed, Seoul, Korea). El mismo operador realizó todas las mediciones, únicamente por el lado bucal. Los puntos de referencia fueron: la cúspide vestibular de dientes posteriores y el punto medio del borde incisal de dientes anteriores, el segundo punto fue la unión amelocementaria para la primera medición y el borde marginal alveolar para la segunda, en caso de fenestración, la tercera medición fue hasta el borde coronal de la fenestración y el borde apical de la misma para la cuarta medición. Para molares, se realizó una medición independiente para las cúspides mesial y distal. Las mediciones se repitieron directamente en el cráneo con un vernier digital con un rango de error de 0.01 mm (CD-6-in CX Digimatic Caliper, Mitutoyo American, Plymouth, Mich). Las mediciones directas fueron hechas al menos dos semanas después de las mediciones en el Cone-Beam. Se analizaron 167 dientes y se realizaron un total de 446 mediciones. Para el análisis estadístico se realizó la prueba t para datos pareados de dos colas para examinar las diferencias entre las medias y el coeficiente de correlación de Pearson se realizó para estimar la relación entre los resultados de la medición directa e indirecta. Un valor de $P \leq 0.05$ fue usado para asignar la significancia estadística. Los datos categóricos (la presencia o ausencia de fenestraciones y dehiscencias), fueron analizados con tablas 2 x 2, la sensibilidad y especificidad, el valor predictivo positivo y negativo, fue calculado para ambos métodos. El valor directo se usó como estándar de referencia. Para comparar la confiabilidad de los métodos, se seleccionaron aleatoriamente 65 dientes, se reexaminaron

y midieron nuevamente con ambos métodos al menos dos semanas después de las mediciones iniciales. La confiabilidad intraoperador se evaluó al calcular la correlación entre las mediciones recabadas en los dos momentos. Se encontró que la medición lineal en el Cone-Beam era en promedio menor 0.2 ± 1.0 mm. Las pruebas t para datos pareados mostraron una diferencia significativa entre las mediciones directas y las hechas en las imágenes de Cone-Beam. La correlación entre las mediciones del Cone-Beam y el método directo hasta el borde alveolar fue de 0.087. El número de fenestraciones detectadas por el Cone-Beam fue 3 veces superior que las encontradas en la examinación directa, 104 en el Cone-Beam contra 32 en la medición directa. Por el contrario, las dehiscencias se encontraron en mayor número en la medición directa, 52 contra 43. Las fenestraciones se detectaron más en maxilar que en mandíbula para ambas técnicas de medición. Por otra parte, las dehiscencias se presentaron con mayor frecuencia en la mandíbula que en el maxilar. Las mediciones directas e indirectas fueron analizadas por tablas de contingencia 2 x 2, para las fenestraciones, la sensibilidad y especificidad del Cone Beam fue de 0.81. Para las dehiscencias, la especificidad del Cone-Beam fue de 0.95 y la sensibilidad fue de 0.42.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

La tecnología Cone-Beam ha reforzado el diagnóstico en ortodoncia y ha modificado la visión de la morfología alveolar. El Cone-Beam establece una relación de 1:1 en dimensiones óseas; sin embargo, se han reportado que errores continuos suceden al ser poco específico en zonas de corticales delgadas.

La confianza en estas imágenes puede llevar a un mal diagnóstico e incluso a un mal tratamiento, su exactitud ha sido cuestionada debido a que la mayoría de los estudios previos carecen de evaluaciones estadísticas adecuadas. Es preciso entender cómo es que estas imágenes son generadas y que diversos factores influyen en su calidad, como el movimiento del paciente durante la toma, que es de aproximadamente 14-16 segundos, el tamaño del vóxel, la presencia de tejidos blandos, entre otros. Estudios previos únicamente han sido realizados sobre cadáveres, lo cual no se asemeja a la realidad clínica, ya que carecen de factores como los anteriormente mencionados. Aunado a que el proceso de embalsamamiento requiere del uso de sustancias químicas como el formaldehído, alcohol y otros químicos que son utilizados para la preparación del cadáver y alteran ciertas propiedades del musculo, tejido graso y arquitectura periodontal.

4. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.

¿Existe concordancia en la medición de la altura alveolar vestibular entre la técnica de medición directa e indirecta (Cone-beam) con distintas resoluciones de vóxel?

5. JUSTIFICACIÓN.

Este estudio buscó satisfacer la carencia de estudios comparativos in vivo, al comparar las imágenes de CBCT de un paciente y sus mediciones realizadas durante un curetaje abierto. Al realizar las mediciones en pacientes y no en cadáveres se añaden factores a la imagen del CBCT como el ruido de los tejidos blandos, el ruido del movimiento del paciente, el estado de los tejidos óseos después de su preparación post mortem, como los efectos del formaldehído, alcohol y otros químicos que son utilizados para la preparación del cadáver. Se buscó representar la realidad de las imágenes tomográficas que llegan al consultorio. Aunado a que los límites de la precisión de las mediciones en el Cone-Beam no han sido bien definidos. Por otra parte, este estudio utilizó dos resoluciones distintas, las cuales se presentan dentro de las más precisas comparadas con estudios previos.

El ortodoncista depende de manera importante de su capacidad para llegar a un diagnóstico correcto para así realizar un tratamiento de calidad. Las herramientas de diagnóstico deben ser las correctas para llevar al clínico a un buen tratamiento. El estudio de estas herramientas, en este caso el CBCT, es necesario para perfeccionar su uso y determinar sus limitantes.

6. OBJETIVOS.

General

- Concordar la exactitud de la medición de la altura de hueso alveolar vestibular, entre la técnica de medición directa e indirecta (Cone-Beam).

Específico

- Concordar la exactitud de la medición de la altura de hueso alveolar vestibular, en la técnica de medición indirecta a diferentes resoluciones de vóxel.

7. HIPÓTESIS.

H_i

Existe correlación en la exactitud de la medición de la altura de hueso alveolar vestibular al utilizar la técnica directa e indirecta (Cone-Beam) con distintas resoluciones de vóxel.

H₀

No existe correlación en la exactitud de la medición de la altura de hueso alveolar vestibular al utilizar la técnica directa e indirecta (Cone-Beam) con distintas resoluciones de vóxel.

8. MATERIAL Y METODOS.

8.1 DISEÑO DEL ESTUDIO.

- Observacional.
- Transversal.
- Analítico.
- In vivo.

8.2 MUESTRA.

Por conveniencia 30 órganos dentarios, que cumplieron con los criterios de inclusión.

8.3 UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL.

- Clínica de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.
- Clínica de Posgrado en Periodoncia de la Universidad Popular Autónoma de Puebla.
- Periodo comprendido de enero a diciembre del 2014.

8.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN.

Criterios de Inclusión

- Pacientes que requerían un tratamiento periodontal de curetaje abierto.
- Órganos dentarios anteriores y premolares.
- De cualquier edad y género.

Criterios de Exclusión

- Pacientes con enfermedad periodontal que requieran solo el tratamiento de fase I.
- Pacientes con restauraciones amplias en los órganos dentarios a medir.

Criterios de Eliminación

- Estudio tomográfico de mala calidad.

8.5 VARIABLES.

Cuadro 3. Variables

Tipo de variable	Definición conceptual	Definición Operacional	Escala de medición	Categoría	Análisis estadístico
Dependiente					
Altura alveolar.	Distancia en mm que se mide desde el borde incisal u oclusal hasta la cresta alveolar a través del eje longitudinal del diente.	Se midió con un vernier de alta precisión esta altura. Se midió la imagen tomográfica en el software Galileos Viewer mediante la herramienta de medición.	Cuantitativa continua.	mm.	Estadística descriptiva. Desviación estándar. Correlación de Pearson.
Independiente					
Método de medición.	Medida realizada de acuerdo al instrumento de visualización.	Medición realizada con vernier (directa) o en software (indirecta).	Nominal Dicotómica.	Directa. Indirecta.	Estadística descriptiva. T de Student. Correlación de Pearson.
Resolución de la tomografía.	Resolución mínima del vóxel que es capaz de registrar el CBCT.	Se determina durante la toma.	Nominal. Dicotómica.	Baja Resolución. Alta Resolución.	T de Student. Correlación de Pearson.

8.6 ESTANDARIZACIÓN.

Previo al procedimiento definitivo fue necesaria la estandarización de los dos investigadores, en un cráneo humano, se utilizó un vernier de alta precisión, para realizar la medición de 24 dientes. Se colocó un bocado del instrumento en el borde incisal y el otro hasta la cresta alveolar a lo largo del eje longitudinal de la corona del diente. Ésta medición se realizó 3 veces en 3 días distintos para determinar la correlación intra observador. Además, otro investigador realizó las mismas mediciones de manera independiente para determinar la correlación inter observador. Los datos fueron analizados en el programa estadístico SPSS versión 22; para determinar la correlación intra observador se realizó el coeficiente de correlación intraclass, en éste, se obtuvo un resultado superior a 0.98 para ambos investigadores. Después para determinar la correlación entre ambos observadores se realizó el coeficiente de Pearson Cuadro 4.

Cuadro 4. Correlación de Pearson interobservadores. Realizada en un cráneo para la estandarización.

Estandarización		
	Investigador 1	Investigador 2
Investigador 1 Correlación de Pearson	1	0.990
Sig. (bilateral)		0.0
N	24	24
Investigador 2 Correlación de Pearson	0.990	1
Sig. (bilateral)	0.0	
N	24	24

Fuente propia.

Se observó que ésta correlación fue excelente, demostró que las mediciones son altamente reproducibles.

9. ASPECTOS BIOÉTICOS.

El estudio está catalogado como investigación de riesgo mínimo. Los procedimientos se apegan a las normas éticas y no existe riesgo en la investigación de acuerdo al Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación y a la Declaración de Helsinki vigente.

Se solicitó autorización a través del consentimiento informado.

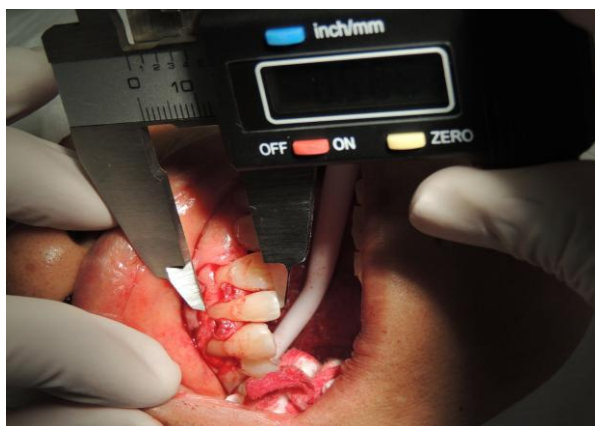
10. PROCEDIMIENTOS.

Posterior al consentimiento informado, los pacientes fueron sometidos a procedimientos de curetaje abierto. Después de la eliminación del tártaro dental; se midió la altura del hueso alveolar vestibular con un calibrador digital vernier (Truper Herramientas S.A. de C.V.) con un rango de error de 0.01 mm, las mediciones fueron realizadas por dos investigadores, que tomaron 3 mediciones de manera independiente, cada uno sin observar el resultado de sus propias mediciones.

10.1 Técnica Directa.

Para la técnica de medición directa, el periodoncista realizó un colgajo en el paciente para efectuar el procedimiento de curetaje abierto, una vez terminado el procedimiento, antes de proceder a la sutura se realizó la medición de la siguiente manera: se levantó el colgajo con una espátula 7A y uno de los bocados del vernier se colocó en el borde incisal u oclusal (según sea el caso) del diente en el punto medio de la cara vestibular, a través del eje longitudinal del diente se colocó el otro bocado hasta la cresta alveolar. El investigador midió 3 veces cada uno de los dientes expuestos mediante el colgajo sin observar sus resultados. Después, de manera independiente el segundo investigador realizó las mismas 3 mediciones sin conocer los resultados del primer investigador, ni los propios. Una vez terminadas las mediciones, el periodoncista realizó la sutura, posteriormente se llevó al paciente al departamento de radiología para realizar el estudio tomográfico con el tomógrafo Orthophos XG 3D; se realizaron dos estudios tomográficos consecutivos a resoluciones de 0.16 y 0.10 milímetros de vóxel para poder compararlos entre sí y entre la medición directa.

Figura 1. Técnica de medición directa.



10.2 Técnica Indirecta.

Para la técnica de medición indirecta, una vez obtenidos los estudios tomográficos se analizaron mediante el software Galileos Viewer. Primero, en la tomografía con resolución de 0.16 mm, se colocó el diente a medir en las vistas axial, frontal y transversal, de manera que el corte tomográfico resultante siguiera siempre el eje longitudinal del diente. Mediante la herramienta de medición del propio software, se colocó uno de los extremos de la regla digital en el borde incisal u oclusal y se llevó el otro extremo hasta la cresta alveolar observable, ésta medición fue repetida 3 veces por el primer investigador. Después, de manera independiente, el segundo investigador realizó la medición sobre los mismos dientes y con los mismos parámetros, 3 veces. El mismo procedimiento se repitió con la segunda tomografía a resolución de 0.10 mm. Se obtuvo así la medición indirecta (con ambas resoluciones) de la altura alveolar vestibular de cada diente previamente medido de manera directa.

Figura 2. Técnica indirecta.



11. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Los datos se vaciaron al programa estadístico SPSS versión 22. Para el análisis descriptivo se utilizaron medidas de tendencia central y dispersión, para análisis bivariado se utilizó r de Pearson y t de Student para grupos independientes. Se utilizó ANOVA y pruebas de rangos múltiples para establecer la significancia entre las tres técnicas de medición ($p \leq 0.05$).

12. RESULTADOS.

La muestra correspondió a 30 órganos dentarios, que cumplieron los criterios de inclusión. Los promedios de la altura alveolar para las tres mediciones (cuadro 5).

La diferencia de promedios entre las tres mediciones es significativa, se observó que la medición directa (estándar de referencia) es 3.15 mm menor que el promedio de la indirecta con un vóxel de 0.16 mm. Con respecto a la medición indirecta con una resolución de vóxel de 0.1 mm la diferencia es de 1.07 mm.

Cuadro 5. Estadística descriptiva de la medición directa e indirecta a 0.16 mm y 0.1 mm.

Estadística descriptiva			
	Medición Directa	Medición Indirecta a 0.16 mm	Medición Indirecta a 0.10 mm
N	30	30	30
Promedio	11.92 mm	15.07 mm	12.99
Desviación Estándar	± 2.038	± 3.679	± 2.498
Mínimo	8.58	9.04	8.92
Máximo	15.92	20.18	18.38
Rango	7.34	11.14	9.46
Varianza	4.15	13.53	6.24
Diferencia de Promedios	Estándar de Referencia	+ 3.15 mm	+ 1.07

Fuente propia.

A continuación se muestran los resultados de la correlación de Pearson de ambos observadores tanto de la medición directa como la indirecta a dos resoluciones. La correlación fue muy alta tanto para la medición directa como ambas indirectas, se demostró que las mediciones son altamente reproducibles.

Cuadro 6. Correlación de Pearson interobservador.

Correlación de Pearson		
	Investigador 1 Directa.	Investigador 2 Directa.
Investigador 1 Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	1 30	0.990 0.000 30
Investigador 2 Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	0.990 0.000 30	1 30
	Investigador 1 Indirecta 0.16 mm.	Investigador 2 Indirecta 0.16 mm.
Investigador 1 Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	1 30	0.986 0.000 30
Investigador 2 Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	0.986 0.000 30	1 30
	Investigador 1 Indirecta 0.10 mm.	Investigador 2 Indirecta 0.10 mm.
Investigador 1 Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	1 30	0.913 0.000 30
Investigador 2 Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	0.913 0.000 30	1 30

Fuente propia.

Los resultados de la correlación de Pearson entre las mediciones directa e indirecta con una resolución de 0.16 mm. Indicó que existe buena correlación entre ambas mediciones, sin embargo cabe hacer mención que no se encuentra dentro del parámetro de excelente.

Cuadro 7. Correlación de Pearson entre medición directa e indirecta con resolución a 0.16 mm de vóxel.

Correlación de Pearson entre medición directa e indirecta a 0.16 mm			
		Medición Directa	Medición Indirecta
Medición Directa	Correlación de Pearson	1	0.686
	Sig. (bilateral)		0.000
	N	30	30
Medición Indirecta	Correlación de Pearson	0.686	1
	Sig. (bilateral)	0.000	
	N	30	30

Fuente propia.

Los resultados de la correlación de Pearson entre las mediciones directa e indirecta ahora con una resolución de 0.10 mm. Al igual que en la correlación anterior, muestra una buena correlación entre ambas técnicas, aunque no fue excelente se puede observar que es mejor que la resolución anteriormente mencionada.

Cuadro 8. Correlación de Pearson Directa - HD.

Correlación de Pearson entre medición directa e indirecta HD a 0.10 mm			
		Medición Directa	Medición Indirecta
Medición Directa	Correlación de Pearson	1	0.739
	Sig. (bilateral)		0.000
	N	30	30
Medición Indirecta	Correlación de Pearson	0.739	1
	Sig. (bilateral)	0.000	
	N	30	30

Fuente propia.

Para demostrar si existieron diferencias estadísticamente significativas entre los distintos grupos, se realizó la prueba t de Student en la siguiente combinación de variables:

Cuadro 9. T de Student.

Variables	Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza inferior	95% de intervalo de confianza superior	t	gl	Sig. bilateral
Diferencias emparejadas								
Directa - HD	-1.0700	1.69369	0.30922	-1.70243	-0.43757	-3.460	29	0.002
Directa - 0.16 mm	-3.14800	2.72188	0.49694	-4.16437	-2.13163	-6.335	29	0.00000006
HD - 0.16 mm	-2.07800	2.30086	0.42008	-2.93716	-1.21884	-4.947	29	0.00002

Fuente propia.

Los resultados entre la técnica directa y ambas indirectas, mostraron diferencias estadísticamente significativas, lo que prueba que ambas resoluciones son estadísticamente diferentes al estándar de referencia. Se realizó una T de Student entre ambas resoluciones que demostró que, pese a que ambas resoluciones son imprecisas, la resolución HD es mejor.

El resultado de ANOVA mostró que las 3 variables son diferentes entre sí, con un nivel de confianza del 95%. El resultado demostró que hay diferencia estadísticamente significativa entre las tres variables, por lo que fue necesario utilizar la prueba de rangos múltiples para determinar entre los grupos la diferencia (Cuadro 10 y 11).

Cuadro 10. Prueba de ANOVA.

Fuente	Suma de cuadrados	Gl	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Entre grupos	146.764	2	73.3819	8.63	0.0004
Intra grupos	739.635	87	8.50155		
Total (Corr.)	886.399	89			

Fuente propia.

Cuadro 11. Prueba de Rangos Múltiples que demuestra la significancia estadística entre variables.

Contraste	Significancia	Diferencia	+/- Límites
Alta resolución Vs. Baja resolución	*	-2.03533	1.49636
Alta resolución Vs. Vernier		1.03933	1.49636
Baja resolución Vs. Vernier	*	3.07467	1.49636

Fuente propia: *Indica una diferencia estadísticamente significativa.

La prueba indicó que entre la medición directa e indirecta a resolución de 0.16 mm, existe diferencia significativa, además se compararon ambas resoluciones y se determinó que hay una diferencia significativa, se demuestra que la resolución de 0.10 mm es más confiable.

13. DISCUSIÓN.

A pesar de que el tamaño de vóxel del CBCT Orthophos XG 3D es de los más pequeños y precisos disponibles en el mercado, los resultados coinciden con lo reportado por Wood³⁰ et al., y Sun Z²⁸ et al., que reportaron discrepancias de 2 mm o mayores entre la medición directa y la medición indirecta.

Leung³ et al., mostraron que al comparar la medición directa con la indirecta, se obtuvo una incidencia 3 veces mayor de fenestraciones al medir en CBCT, a diferencia de la medición directa, que mostró falsos positivos. Pero también existieron falsos negativos en los cuales el CBCT no detectó defectos reales, de manera significativa, más de la mitad de las dehiscencias no fueron detectadas por el CBCT. Mostraron que el uso de estándar de referencia es inadecuado, ya que todos los tomógrafos tienen errores al momento de medir. En su estudio explican que la falta de tejido blando afecta la imagen final ya que la presencia del tejido genera coeficientes de atenuación que afectan la nitidez de la imagen. Por lo tanto se discrepa con Patcas²⁴ et al., Timock²⁷ et al., y Leung³ et al., que no encontraron diferencias estadísticamente significativas.

La importancia de este estudio radica en contemplar las variables presentes en un paciente vivo y representar la realidad clínica de las tomografías. Factores que pueden generar discrepancias en los resultados arrojados por este estudio y otros como el de Timock²⁷ et al., pueden deberse a factores relacionados con la técnica in vitro, reportados por Patcas²⁴ et al., como la fijación en alcohol, glutaraldehído o formaldehído, o el nulo movimiento del paciente, que generan modificaciones en la densidad y arquitectura del periodonto en el momento de la toma de la tomografía.

Berco¹⁰ et al., concluyeron que la posición del cráneo no afecta en la precisión de las mediciones lineales. Se difiere con Scarfe¹² et al., que afirmaron que el CBCT puede establecer resoluciones sub milimétricas. Ya que en este estudio se demuestra que las diferencias son milimétricas.

Este estudio se sujetó a las especificaciones sugeridas por la casa comercial, no tuvo como intención modificar los mA, kV o el tiempo de exposición; ya que se buscó estudiar las tomografías tal y como son entregadas habitualmente por los gabinetes radiológicos que

utilizan el Orthophos XG 3D con las especificaciones estándar indicadas por el fabricante, éstas fueron: 12 mA, 90 kVp y 14.9 segundos de exposición.

Se sugiere que se realicen estudios como el de Misch³¹ et al., quienes utilizaron 47.7 mA, 120 kVp y 20 segundos; Pinsky³² et al., 98 mA, 120 kVp y 20 segundos de exposición. Ambos estudios demostraron que todos los defectos alveolares (creados artificialmente) fueron detectados con una alta precisión, aunque aumentado el nivel de radiación significativamente; sin embargo estudios como el de Hilgers³³ et al., que utilizaron 1-3 mA, Lascale¹⁴ et al., 7 mA, Honda³⁴ et al., 2 mA, 80 kVp y 17 segundos y Hintze³⁵ et al., 0.5 mA, 110 kVp y 5-7 segundos de exposición, obtuvieron resultados con baja precisión y poca sensibilidad.

Este estudio se realizó en pacientes periodontalmente comprometidos, por lo que es posible que los pacientes sanos presenten corticales más largas y delgadas, aún más difíciles de detectar para el CBCT.

14. CONCLUSIÓN.

La localización de la tabla vestibular en las zonas de dientes anteriores y premolares en imágenes de CBCT, arrojan un resultado inexacto al utilizar ambas resoluciones en el Orthophos XG 3D (0.16 mm y 0.1 mm de vóxel), ya que se sobrestima el tamaño de las dehiscencias en promedio de 3 a 1 mm. Por otro lado, la resolución de 0.1 mm fue significativamente más precisa que la resolución de 0.16 mm, por lo que se recomienda utilizar esta resolución para acercarse lo más posible a la realidad estructural del paciente.

El CBCT ha demostrado su exactitud en las estructuras óseas, pero su eficiencia para detectar las corticales delgadas y determinar la altura alveolar aún es inexacta. Por lo que se recomienda no tomar esta herramienta como una determinante en el tratamiento sino como un auxiliar de diagnóstico que aún tiene limitantes.

15. ALCANCES DEL ESTUDIO.

Los resultados de este estudio son útiles para toda el área odontológica que requiera de visualizar las corticales en los procesos alveolares, por ejemplo: ortodoncia, implantología y periodoncia. Su importancia radica en conocer que el CBCT tiene limitantes y un rango de error bastante amplio.

Es importante contemplar que el Orthophos Xg tiene resoluciones de vóxel muy bajas, lo que implica que es uno de los equipos más exactos a la hora de medir estructuras tan delgadas. Por lo que se podría ampliar el estudio al modificar las especificaciones estándar del fabricante, para buscar la máxima precisión en la imagen, de manera individualizada.

16. BIBLIOGRAFÍA.

- 1.- Fleiner J., Hannig C. Schulze D., Stricker A., Jacobs R. Digital method for quantification of circumferential periodontal bone level using cone beam CT. *Clin Oral Invest.* 2013. 17:389–396.
- 2.- Rujuta Amol Katkar. Comparison of observer reliability of three- dimensional cephalometric landmark identification on subject images from Galileos and i-CAT CBCT. [dissertation]. Iowa: University of Iowa. Theses and Dissertations; 2011.
- 3.- Leung C., Palomo L., Griffith R., Hans M. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:S109-19.
- 4.- Lin E. Using Cone Beam Technology in Orthodontics. *Orthodontic Practice* 2010 (1):1; 28-32.
- 5.- Mischkowski RA , Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, et al. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:551-9.
- 6.- Gómez FM, Campos MA. *Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental.* 3ª ed. México: Editorial Medica Panamericana; 2009
- 7.- Karring T, Nyman S, Thilander B, Magnusson I. Bone regeneration in orthodontically produced alveolar bone dehiscences. *J Periodontal Res Suppl.* 2006; 17(3):309–315.
- 8.- Sukru E., Tancan U., Ahmet Y., Veli I., Faruk I., Ozer T. Dehiscence and fenestration in patients with different vertical growth patterns assessed with cone-beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2012;82:868–874.
- 9.- Vishwanath A E, Sandesh SP, Nandini SN. CBCT- An Advanced Diagnostic Tool for Orthodontics and Other Specialities in Dentistry- A Systematic Review.

The orthodontic Cyber Journal (revista online). Sept 2012 (consultado el 24 de Junio 2013). Disponible en: <http://orthocj.com/2012/09/cbct-an-advanced-diagnostic-tool-for-orthodontics-and-other-specialties-in-dentistry-a-systematic-review/>

10.- Berco M., Rigali P., Miner M., DeLuca S, Anderson N., Will L. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:17.e1-17.e9.

11.- Mah J., Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 126:308-9.

12.- Scarfe W., Farman A., Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *J Can Dent Assoc*. 2006; 72(1):75–80.

13.- Kuijpers-Jagtman A., Kuijpers M, Schols J, Maal T, Breuning K, and Van Vlijmen O. The use of cone-beam computed tomography for orthodontic purposes. *Semin Orthod* 2013;19:196–203.

14.- Lascala CA , Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT -NewTom). *Dentomaxillofac Rad* 2004; 33:291-4.

15.- Mozzo P., Procacci C., Tacconi A., Tinazzi P., Andreis I. A New volumetric CT Machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur. Radiol*. 8, 1558-1564 (1998).

16.- Sirona The Dental Company. Manual del operador ORTHOPHOS XG 3D / Ceph, ORTHOPHOS XG 3Dready / Ceph. Germany: Dental Systems GmbH; 2013.

17.- Velayos JL. Dientes. En: Velayos JL, Santana HD. Anatomía de la Cabeza para Odontólogos. Madrid, Es. 2009:117.

18.- Jansen VB. Oral Biology. Germany: Quintessence Publishing; 1995.

- 19.- Carranza F, Newman M, Takei H. The tooth-supporting structures. Clinical periodontology. 9th ed. Philadelphia: W. B. Saunders; 2002.
- 20.- Beckmann S., Kuitert R., Prah-Andersen B., Segner D., Tuinzing D. Alveolar and skeletal dimensions associated with lower face height. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998; 113:498-506.
- 21.- Gracco A., Lombardo L., Mancuso G., Gravina V., Sicilliani G. Upper Incisor and bony Support in Untreated Patients as Seen on CBCT. Angle Orthod. 2009;79:692-702.
- 22.- Gamba D., Castanha J., Janson G., De frietas M., Fernandes A. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue-borne and tooth-borne expanders: A computed tomography evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129:749-58.
- 23.- Yagci A., Veli I., Uysal T., Izzet F., Ozer T., Enhos S. Dehiscence and fenestration in skeletal Class I, II, and III malocclusions assessed with cone-beam computed tomography Angle Orthod. 2012;82:67-74.
- 24.- Patcas R., Müller L., Ullrich O., Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012;141:41-50.
- 25.- Periago D., Scarfeb W., Moshiric M., Scheetz J., Silveirae A., Farman A. Linear Accuracy and Reliability of Cone Beam CT Derived 3-Dimensional Images Constructed Using an Orthodontic Volumetric Rendering Program. Angle Orthod. Vol 78. No 3. 2008.
- 26.- Jeffrey C. Kwong, J. Martin Palomo, Michael A. Landers, Alex Figueroa, and Mark G. Hanse. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. Am J Orthod Dentofacial Orthop. Volume 133, Number 2. 2008.

- 27.- Timock A., Cook V., McDonald T., Leo M., Crowe B. Covell D. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140. 5.
- 28.- Sun Z., Smith T., Kortam S., Kim D., Tee B., Fields H. Effect of bone thickness on alveolar bone height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139:e117-e127.
- 29.- Carvalho P. Vieira de Siqueira D., Mara dos Santos E., Clifford A., Laureano da Rosa L., Ferreira de Medeiros J., Efficacy of lineal tomography to detect anatomical structures. *Rev Estomatol Herediana*. 2008; 18(2).
- 30.- Wood R., Sun Z., Chaudhry J., Tee B., Kim B., Leblebiciogly B., England G. factors affecting the accuracy of buccal alveolar bone height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143:353-63
- 31.- Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006;77:1261-6.
- 32.- Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT . *Dentomaxillofac Rad* 2006; 35:410-6.
- 33.- Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG . Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone-beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:803-11.
- 34.- Honda K, Larheim TA , Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:152-7.

35.- Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. Dentomaxillofac Radiol 2007; 36:192-7.

17. ANEXOS.

Cuadro Anexo 1. Base de datos de todas las mediciones con ambas técnicas de medición y ambas resoluciones.

Medición directa	Medición indirecta a 0.10 mm de vóxel	Medición indirecta a 0.16 mm de vóxel
13.24	13.81	18.82
14.35	14.45	20.18
13.31	15.59	17.71
9.04	9.15	14.46
13.75	14.79	19.16
11.18	11.90	16.48
8.58	9.28	9.04
12.62	18.38	18.74
11.99	15.78	18.76
15.92	14.69	15.79
9.15	8.92	9.47
10.27	11.26	10.78
12.98	13.92	13.93
11.85	11.98	11.86
10.68	11.06	10.95
14.41	14.98	19.99
13.18	13.28	19.01
11.38	13.66	15.78
10.97	11.08	16.39
13.41	14.45	18.82
11.52	12.24	16.82
11.12	11.82	11.58
10.08	15.84	16.20
12.16	15.95	18.93
15.75	14.52	15.62
9.37	9.14	9.69
10.05	11.04	10.56
15.12	16.06	16.07
11.11	11.24	11.12
9.28	9.66	9.55

ANEXO II.

Consentimiento informado para la participación dentro de un proyecto de investigación elaborado en la Benemérita Universidad Autónoma De Puebla.

Nombre del paciente: _____

Nombre del primer testigo: _____

Nombre del segundo testigo: _____

Fecha: _____ Ciudad: _____

1.- Yo, _____ por medio del presente documento, en nombre propio, en pleno y normal uso de mis facultades mentales otorgo en forma libre mi consentimiento a los odontólogos Mario Alberto Guzmán Espinosa y Guillermo Pérez Sánchez así como de los auxiliares y técnicos en ejercicio legal de su profesión, realicen el siguiente protocolo de investigación a través de los siguientes procedimientos: A. Acepto que se realicen las mediciones necesarias durante mi tratamiento periodontal, además acepto B. La toma de dos tomografías en el departamento de radiología de la BUAP el mismo día.

2.- Entiendo que una copia de la tomografía será utilizada con fines de investigación y otra será entregada al odontólogo que realiza mi tratamiento periodontal para fines de diagnóstico.

3.- Se me informó que los procedimientos están catalogados como de riesgo mínimo, y se apegan a las normas éticas.

4.- Declaro que conozco y comprendo en su totalidad la explicación antes dada.

5.- Declaro que he recibido amplias y satisfactorias explicaciones sobre el alcance de la intervención y que han sido aclaradas las dudas que he tenido y manifestado al respecto.

6.- He recibido claras instrucciones en el sentido de que el consentimiento que otorgo mediante este documento puede ser revisado o dejado sin efecto por la simple decisión del

suscrito tomada antes de la intervención o realización del tratamiento.

7.- Autorizo que con protección de mi identidad pueda utilizarse la información consignada en mi historia clínica al igual que las radiografías, fotografías y modelos de estudio, con fines de enseñanza, investigación, y/o divulgación científica por parte de los miembros de la comunidad académica de la Facultad de Odontología.

8.- Certifico que el presente documento ha sido leído y aceptado por mí en su integridad.

FIRMA DEL PACIENTE

FIRMA DEL PRIMER TESTIGO

FIRMA DEL SEGUNDO TESTIGO

FIRMA DEL C.D. MARIO ALBERTO
GUZMÁN ESPINOSA

FIRMA DEL C.D. GUILLERMO
PÉREZ SÁNCHEZ