

Información Importante

La Universidad Santo Tomás, informa que el(los) autor(es) ha(n) autorizado a usuarios internos y externos de la institución a consultar el contenido de este documento a través del Catálogo en línea de la Biblioteca y el Repositorio Institucional en la página Web de la Biblioteca, así como en las redes de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad.

Se permite la consulta a los usuarios interesados en el contenido de este documento, para todos los usos que tengan **finalidad académica**, nunca para usos comerciales, siempre y cuando mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de grado y a su autor.

De conformidad con lo establecido en el Artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, la Universidad Santo Tomás informa que “los derechos morales sobre documento son propiedad de los autores, los cuales son irrenunciables, imprescriptible, inembargables e inalienables.”

Bibliotecas Bucaramanga
Universidad Santo Tomás

**ESTUDIO COMPARATIVO TOMOGRAFIA DE HAZ EN CONO Y
TOMOGRAFIA HELICOIDAL PARA ESCALAS DE DENSIDAD EN
UNIDADES HOUNSFIELD.**

Carol Andrea Sampayo Chacón, Andrés Giovany Olachica

Trabajo de grado para obtener el título de Especialista en Periodoncia

Director
Dr. Uriel Mesa Herrera
Especialista en radiología oral

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga
División de Ciencias de la Salud
Especialización en Periodoncia
2016

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	6
1.Introducción	6
1.1. Planteamiento del problema.....	9
2. Justificación	9
3. Objetivos	10
3.1 Objetivo general.....	10
3.2 Objetivos específicos	10
4. Marco teórico	10
4.1 Tomografía helicoidal.....	10
4.1.1 <i>La tomografía y sus características</i>	11
4.1.2 <i>Principio del tomógrafo</i>	11
4.2 Tomografía haz de cono CONE BEAM.	11
4.2.1 <i>Ventajas de la Cone beam</i>	12
4.2.2 <i>Imágenes en tomografía CONE BEAM</i>	12
4.2.3 <i>Utilización del CONE BEAM a través de la evolución.</i>	12
4.2.4 <i>Equipo de tomografía cone beam.</i>	13
4.2.5 <i>Uso de la tomografía Cone Beam en la práctica odontológica</i>	14
4.2.5.1 <i>limitación del haz de rayos x.</i>	14
4.2.5.2 <i>Precisión de la imagen</i>	14
4.2.5.3 <i>Rápido tiempo de exploración.</i>	14
4.2.5.4 <i>Reducción de la dosis</i>	14
4.2.5.5 <i>Modo de visualización única para imágenes maxilofaciales</i>	15
4.2.5.6 <i>Reducción del artefacto de imagen.</i>	15
4.2.5.7 <i>Bajo costo lo que permite su acceso.</i>	15
4.3 Tipos de scanner.	16
4.3.1 <i>Haz De Abanico.</i>	16
4.3.2 <i>Haz Cónico</i>	16
4.3.2.1 <i>Especificaciones</i>	17
4.3.2.2 <i>Compatibilidad en el manejo practico con algún software.</i>	17
4.4 Unidades Hounsfield.....	18
4.4.1 <i>El coeficiente de atenuación.</i>	18
4.5 Comparación de las dos técnicas.	19
5. Hipótesis	20
6. Materiales y métodos	20
6.1 Tipo de estudio.....	20
6.1 Tipo de estudio.....	20
6.2 Población y muestra.....	20
6.2.1 <i>Población.</i>	20
6.2.2 <i>Tipo de muestreo.</i>	20
6.2.3 <i>Tamaño de la muestra.</i>	20
6.3 Criterios de selección.....	20
6.3.1 <i>Criterios de inclusión</i>	20
6.3.2 <i>Criterios de exclusión</i>	20

6.4 Variables (anexo 1)	21
6.5 Recolección De La Información	21
6.5.1 Instrumento (anexo 2).	21
6.5.2 Prueba piloto.	21
6.5.3procedimiento.....	21
6.6 Procesamiento de la información.....	22
6.7 Plan de Análisis Estadístico	22
6.7.1 Plan de análisis Univariado.	22
6.7.2 Plan de análisis Bivariado.....	22
6.8 Consideraciones Éticas.	22
7. Resultados	22
7.1 Reproducibilidad inter-evaluador: Hueso cortical maxilar.....	22
7.2 Acuerdo entre mediciones: Hueso cortical maxilar.	22
7.3 Predicción de mediciones de la tomografía helicoidal.	23
8. Discusión.....	27
9. Conclusiones.....	28
10. Recomendaciones.....	29
11. Referencias Bibliográficas	30
Anexos	33
A. Operacionalización de Variables	33
B. Instrumento de recolección de datos evaluador 1	33
C. Instrumento de recolección de datos evaluador 2	36

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.	<i>Resultados de la medición de diferentes muestras empleando las metodologías “cone beam” y tomografía helicoidal.</i>	23
Tabla 2.	<i>Modelos para la predicción de las mediciones realizadas mediante tomografía helicoidal a partir de los valores obtenidos por el “cone beam”.</i>	25
Tabla 3.	<i>Resultados de la medición de diferentes muestras empleando “cone beam” y tomografía helicoidal</i>	27

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i>	<i>Correlación de las mediciones del hueso cortical maxilar (n=30) realizados por los dos evaluadores, empleando “cone beam” y tomografía helicoidal.....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 2.</i>	<i>Acuerdo entre las mediciones de hueso cortical maxilar realizados por los dos evaluadores empleando “cone beam” y tomografía helicoidal.</i>	<i>25</i>
<i>Figura 3.</i>	<i>Predicción de mediciones realizadas mediante tomografía helicoidal con base en las realizadas por “cone beam” (regresión de la mediana).</i>	<i>26</i>
<i>Figura 4.</i>	<i>Predicción de mediciones realizadas mediante tomografía helicoidal con base en las realizadas por “cone beam” (regresión lineal).</i>	<i>26</i>

RESUMEN

Antecedentes: En los últimos años con respecto al diagnóstico por imágenes, se han desarrollado nuevas alternativas para superar las desventajas de las radiografías convencionales. Hoy en día, la tomografía computarizada de haz cónico o cone beam (CBCT) está reemplazando cada vez más la TC helicoidal (TCMC) en odontología para la evaluación de tejidos mineralizados, ya que proporciona una calidad de imagen adecuada asociada con una dosis de exposición menor. **Objetivos:** Determinar la reproducibilidad de la densidad de los tejidos en la escala en unidades Hounsfield HU obtenidas por tomografía computarizada de haz cónico en comparación con el valor de las HU obtenidas con la tomografía helicoidal en densidad ósea. **Materiales y métodos:** Se llevó a cabo un estudio de evaluación de pruebas diagnósticas, dónde se evaluó la reproducibilidad de la tomografía de haz cónico o cone beam y la tomografía helicoidal la población estaba constituida en este estudio no por individuos sino por cortes tomograficos realizados en un cráneo preparado para este fin. 300 puntos anatómicos fueron sometidos a medición de unidades Hounsfield con cada uno de las ayudas diagnósticas. **Resultados:** En el caso particular del estudio del hueso cortical maxilar, se observó que en general la medición correspondiente al “cone beam” subestima a la de la tomografía helicoidal en 183.1 unidades (IC95%: 18.6 – 347.6; $p < 0.05$); sin embargo, las diferencias entre las dos metodologías varían de acuerdo al resultado de la medición. Específicamente, en el rango de valores menores a 500 unidades el “cone beam” sobreestima a la tomografía helicoidal mientras que en el rango de valores superiores a las 1,200 unidades ocurre lo contrario. . De las muestras estudiadas, solo en los casos del hueso cortical maxilar, cortical mandibular, la dentina y el esmalte, las mediciones realizados por “cone beam” condujeron a modelos de predicción informativos (estadísticamente significativos) de las correspondientes mediciones por tomografía helicoidal. En ninguno de dichos modelos la medición por “cone beam” explicó más del 21% de la obtenida por tomografía helicoidal, es decir, que en general, la capacidad predictiva de las mediciones por “cone beam” incluso en el mejor escenario debe considerarse pobre. **Conclusión** Existe una relación entre las medidas de la escala de unidades Hounsfield en 12 zonas anatómicas analizadas cuya densidad de dichos tejidos es diferente siendo determinante en las dos técnicas de tomografía los materiales sólidos, valores cercanos a mil, líquidos valores cercanos a cero y gaseosos valores cercanos a -1000, la diferencia de los rangos para los dos métodos no fue significativa y definió rangos de valores que correspondían en los dos casos, definiendo la densidad en correlación con los tonos de gris. Esto crea la necesidad de desarrollar una escala independiente para tomografía Cone Beam utilizando como punto de partida esta investigación. Se requiere mayores estudios para establecer una mayor medición y obtener datos que mejoren el análisis y los posibles resultados para desarrollar una ecuación que permita validar los valores de gris a una escala de unidades Hounsfield la cual se utiliza como Gold estándar

Palabras clave: tomografía cone beam, tomografía médica helicoidal, unidades Hunsfield

ABSTRAC

Background: In recent years with respect to imaging, new alternatives have been developed to overcome the disadvantages of conventional radiographs. Today, computed tomography cone beam or cone beam (CBCT) is increasingly replacing spiral CT (MSCT) in dentistry for evaluation of mineralized tissues, as it provides an appropriate image quality associated with an exposure dose less. **Objectives:** Determine the reproducibility of tissue density in HU Hounsfield scale units obtained by cone beam computed tomography compared to the HU value obtained with helical scan in bone density. **Materials and methods:** an evaluation study of diagnostic tests was carried out where the reproducibility of the scan cone beam or cone beam and helical tomography population was made in this study not by individuals but by tomography slices was evaluated conducted in a skull prepared for this purpose. 300 anatomical points were subjected to measurement Hounsfield units with each diagnostic aid. **Results:** In the particular case study of the maxillary cortical bone, it was observed that in general the corresponding measurement the "cone beam" underestimates the helical scan at 183.1 units (95% CI: 18.6 - 347.6; $p < 0.05$); however, differences between the two methodologies vary according to the measurement result. Specifically, in the range of values less than 500 units the "cone beam" overestimates the helical scan while in the range higher than 1,200 units values the opposite occurs. . Of the samples studied, only in cases of maxillary cortical bone, mandibular cortical, dentin and enamel, measurements made by "cone beam" led to models (statistically significant) prediction information corresponding helical scan measurements. In none of these models the measurement "cone beam" explained over 21% of that obtained by helical scan, that in general, the predictive ability of measurements by "cone beam" even in the best scenario should be considered poor. **Conclusions:** There is a relationship between measures of the scale of Hounsfield units in 12 anatomic areas analyzed whose density of such fabrics is different being decisive in both tomography techniques solid materials near thousand securities, liquid near zero and gaseous values near -1000, the difference ranges for the two methods was not significant and defined ranges of values corresponding in both cases, defining the density correlated with shades of gray. This creates the need to develop a separate scale for Cone Beam CT using as a starting point this research. Further studies are required to establish greater measurement and obtain data that will improve the analysis and possible outcomes to develop an equation to validate the gray values on a scale unit Hunsfield which is used as standard Gold.

Keywords: cone beam tomography, medical helical scan, Hounsfield units

Estudio Comparativo Tomografía de Haz en Cono y Tomografía Helicoidal para Escalas de Densidad en Unidades Hounsfield

1. Introducción

En los últimos años con respecto al diagnóstico por imágenes, se han desarrollado nuevas alternativas para superar las desventajas de las radiografías convencionales, como lo son la superposición de imágenes y dispersión de los rayos X. A principios del siglo XX y debido a la creciente demanda de los clínicos de obtener imágenes tridimensionales, comienzan a establecerse los fundamentos matemáticos en los que hoy se basa, la llamada “Tomografía Computarizada” (TC). La primera aplicación práctica exitosa de la teoría se consiguió en 1972 por el ingeniero inglés Godfrey Newbold Hounsfield, en colaboración con James Ambrose, médico en Londres, los cuales realizaron las primeras imágenes clínicas computarizadas de una pieza anatómica del cerebro humano, ofreciendo pruebas concluyentes de la presencia de una lesión quística en el lóbulo frontal.(1) Desde ese momento fue posible eliminar la superposición de imágenes, así como lograr la reconstrucción de imágenes en los diferentes planos espaciales (2).

El proceso de la TC inicia con la emisión de un haz de rayos X, que son atenuados por el paciente y esta atenuación depende del grosor del corte y las estructuras que estén en el camino del rayo a través del paciente. Los fotones que salen del paciente son absorbidos por los detectores y son transformados en un signo electrónico y ampliados, y luego éste es convertido a un número según su intensidad. La imagen final capturada por el tomógrafo no es más que una matriz conformada por cuadros dispuestos en filas y columnas, donde cada cuadro es un píxel y de acuerdo al grado de atenuación, a este píxel se le asocia un color sea negro, blanco o alguno en la escala de gris. El gran contraste logrado por la TC se debe a que utiliza de 32 a 64 niveles de grises, suficientes ya que el ojo humano sólo es capaz de diferenciar 20 tonos. Cada cuadro o píxel tiene una profundidad determinada por el grosor con que se está realizando la TC en el paciente en cada corte; así, el área explorada se convierte en un volumen constituido por una matriz de volúmenes más pequeños denominados vóxeles (unidad de volumen). El resultado de los cálculos es asignar a cada píxel un valor numérico que corresponde a un valor promedio de la atenuación correspondiente del vóxel. El rango de estos números varía de +1000 a -1000 y conforman una escala de grises, de unidades arbitrarias llamadas Unidades Hounsfield (UH). En esta escala al hueso cortical se le asigna un valor de +1000 (blanco absoluto), al aire -1000 (negro absoluto) y al agua cero (gris central). A los otros tejidos se le asigna un número de acuerdo a su densidad relativa. (3)

Actualmente en el ámbito odontológico, específicamente en el área de implantes dentales, se describe a la TC como una excelente herramienta para la evaluación de la relación distribución de hueso compacto y esponjoso, mediante la cuantificación de UH. Así mismo, en el área de patología bucal y maxilofacial la TC se ha hecho particularmente necesaria para el estudio de lesiones intraóseas, tanto tumorales como quísticas, para la determinación de su relación con estructuras vecinas, tamaño, perforación de corticales; mas sin embargo, los valores que indican el patrón de la densidad de estas lesiones han sido poco investigados. (3)

2. Planteamiento del problema

Desde el descubrimiento de la tomografía en 1972 por Sir Godfrey Newbold Hounsfield la medicina y el concepto de las imágenes diagnósticas radiológicas cambió radicalmente, con ello se obtuvieron no solo imágenes en cortes bidimensionales sin distorsión sino la tridimensionalidad de las mismas y la posibilidad de manipular las imágenes a través de software de digitalización, esto mejoro sustancialmente el diagnóstico médico y la terapia intervencionista, no siendo ajenos a ello su aplicación venidera en odontología se acentuó actualmente gracias al tomógrafo Cone Beam y es utilizada con alta frecuencia en periodoncia, implantología, cirugía maxilofacial reconstructiva, en endodoncia y ortodoncia. Debido a que uno de los campos de acción del periodoncista es la colocación de implantes osteointegrados, la regeneración ósea y otras tantas más, la tomografía es de uso mandatorio en cada uno de nuestros pacientes de oseointegracion, ello ha llevado a utilizarlas de manera detallada en este campo al punto de permitir diagnosticar la calidad y la cantidad de volumen óseo para establecer procedimientos predecibles, esta densidad es medida en la tomografía a través de una escala de medidas llamada escala de unidades Hounsfield la cual en la tomografía helicoidal o medica es precisa pero su elevado costo el alto nivel de radiación sobre el paciente, la falta de software de visualización y manipulación poco desarrollados lo hace inviable para el periodoncista por ello es necesario determinar la reproducibilidad de la escala de unidades Hounsfield mediante el tomógrafo de haz cónico.

3. Justificación

La radiografía convencional ha sido la técnica inicial de imagen por excelencia, y ha llegado a ser el primer examen diagnóstico que se realiza después de la historia clínica de la mayoría de pacientes. Con esta imagen se obtiene información en dos planos y puede reconstruirse en forma digital. Cuando se digitaliza una imagen analógica, por otro lado, se pierde algo de la información, sobre todo en los detalles finos, pero se obtiene la posibilidad de actuar sobre ella electrónicamente. Además, se puede cuantificar la información y modificarla en algunos aspectos para una mejor visualización. (1)

La evaluación de pacientes que van a ser sometidos a implantes dentales tiene gran importancia en odontología ya que de esto depende la efectividad del tratamiento y de la decisión de cómo llevar a cabo el implante, actualmente se emplea la tomografía medica helicoidal como prueba para la evaluación del tejido óseo donde se llevara a cabo el tratamiento, sin embargo, hay nuevas alternativas para este diagnóstico como es el caso de la tomografía CONE BEAM, la cual presenta ventajas en comparación, sin embargo no se ha realizado un estudio que nos demuestre la reproducibilidad de esta última ayuda diagnostica en comparación con las demás; el tener una nueva alternativa de diagnóstico que apoye a la ya existente o que tenga una mejor reproducibilidad es de gran importancia para el manejo clínico del profesional que realice estos tratamientos. (3)

Hoy en día, la tomografía computarizada de haz cónico o cone beam está reemplazando cada vez más la TC helicoidal en odontología para la evaluación de tejidos mineralizados, ya que proporciona una calidad de imagen adecuada asociada con una dosis de exposición menor. Otras ventajas de la TC de haz cónico son de bajo costo, en comparación con TC helicoidal, el tiempo de barrido rápido y menor número de artefactos de la imagen y la manipulación a través del software que permite la planificación de tratamientos en especialidades como, periodoncia, implantología, cirugía oral y reconstructiva, cirugía maxilofacial, endodoncia y ortodoncia.(4)

Los archivos DICOM del paciente y las imágenes de la guía radiológica se convierten en dos modelos tridimensionales que permiten visualizar con detalle la anatomía maxilar y/o mandibular en relación a su futura rehabilitación

3. Objetivos

3.1 Objetivo general. Determinar la reproducibilidad de la densidad de los tejidos en la escala en unidades Hounsfield HU obtenidas por tomografía computarizada de haz cónico en comparación con el valor de las HU obtenidas con la tomografía helicoidal en densidad ósea.

3.2 Objetivos específicos

- Cuantificar la densidad de los tejidos de los sitios anatómicos potenciales para la colocación de implantes obtenidas en Unidades Hounsfield usando la tomografía con técnica de haz de cono y la técnica helicoidal
- Evaluar la reproducibilidad de la densidad de los tejidos en Unidades Hounsfield usando la tomografía con técnica de haz de cono y la técnica helicoidal.
- Estimar el acuerdo de la medición de densidad de los tejidos en Unidades Hounsfield usando la tomografía con técnica de haz de cono y la técnica helicoidal.

4. Marco teórico

4.1 Tomografía helicoidal. Desde su introducción en el año 1972 la tomografía computarizada se ha convertido en una de las técnicas de diagnóstico más utilizadas y como tal ha experimentado sucesivos avances que han hecho posible la aparición de indicaciones nuevas en diferentes campos de la medicina. (5).

En un comienzo la tomografía médica helicoidal era una modalidad de rayos X que permitía la obtención únicamente de imágenes axiales del cerebro de interés en neurorradiología. Con el paso del tiempo se ha convertido en una técnica de imagen versátil, con la que se obtienen imágenes tridimensionales de cualquier área anatómica, y que cuenta con una amplia gama de aplicaciones en oncología, radiología vascular, cardiología, traumatología, o en radiología Intervencionista, entre otras. (6) (7).

El término “tomografía” hace referencia a una técnica que proporciona imágenes y permite que con ayuda de programas adecuados combinar los múltiples corte para hacer reconstrucción tridimensional. A diferencia del proceso de radiología convencional donde se hace un solo corte y no se pueden hacer reconstrucciones tridimensionales, la tomografía es capaz de mostrar a las imágenes de una manera más real sin distorsiones algunas. (8)

Por otra parte la TC es considerada como el único método capaz de valorar adecuadamente el hueso y no provoca distorsiones geométricas (9).

Sin embargo, y aunque hay autores (10) (11) que la señalan como el método ideal para la planificación preimplantológica e incluso en el resto de patologías cuando la ortopantomografía

no sea concluyente, aún hay ciertas discrepancias respecto a su uso rutinario en la implantología dental por el efecto adverso que supone la radiación recibida por el paciente. (12)

Dentro de los aspectos fundamentales de la imagen 3D es la necesidad de la utilización de un software para poder ayudar al usuario a entender las grandes cantidades de datos y convertir todos los cortes en una imagen; en esencia las imágenes son adquiridas en pixeles donde cada uno de ellos mide entre 20-60 μm . estos son pequeños componentes cuadrados que se disponen en filas y columnas (13) (14)

4.1.1 La tomografía y sus características. La tomografía es una técnica especializada para la obtención de radiografías que muestran únicamente una sección o corte del paciente. el equipo utilizado es el tomógrafo el cual mide la atenuación o absorción de los rayos X conforme pasan a través de una sección del cuerpo desde diferentes ángulos, posteriormente los datos son enviados a un computador el cual es capaz de construir una imagen del corte. La clave del invento consistió en descifrar como al escanear un cuerpo desde muchos puntos era posible extraer toda la información que contiene pudiéndola visualizar en los tres planos del espacio e incluso eliminando imágenes superpuestas y cortes de tipo para axiales.

La tomografía Cone Beam emite un rayo cónico que necesita un solo giro para obtener las imágenes del complejo cráneo facial además de contar con un intensificador de imagen que permite grandes diferencias como el tiempo, la calidad, la dosis, y el bajo costo frente a la tomografía convencional. (25)

4.1.2 Principio del tomógrafo. Este sistema tiene como principio un algoritmo que corrige las deformidades e inestabilidades de las imágenes tomográficas computarizadas posibilitando mejor visualización y mayor exactitud en imágenes de tumores o áreas de interés profesional. De esta forma, el profesional consigue localizar fácilmente, con un mínimo de error, el local de interés para tratamientos quirúrgicos, radioterápicos y otros, permitiendo un mejor planeamiento a sus pacientes. (26)

4.2 Tomografía de haz cónico o cone beam. Los tomógrafos computarizados Cone Beam (haz cónico) representan el desarrollo tecnológico de un tomógrafo relativamente pequeño y de menor costo, especialmente dedicado para la región dentomaxilofaciales (15)

La tomografía computarizada Cone Beam gracias a los avances tecnológicos está especialmente diseñada para producir imágenes de alta resolución e información tridimensional para aplicaciones dentales, esta tiene ventajas en la detección de los signos clínicos y la precisión en el diagnóstico. Además reduce el tiempo de exploración y sobre todo reduce la dosis de radiación en comparación de la tomografía computarizada tradicional.

La tomografía computarizada Cone Beam y su aplicación en la endodoncia es muy importante ya que nos proporciona diversos cortes (axial, coronal y sagital) que nos va permitir dar un diagnóstico más preciso sobre fracturas radiculares, reabsorciones radiculares, periodontitis apical, perforaciones durante el tratamiento endodóntico, planificación de cirugías endodónticas y sobre todo nos va ayudar a reconocer la anatomía de las raíces y el número de conductos presentes en cada diente. (15)(16) (17) (18)

El sistema de tomografía computarizada cone-beam (haz cónico) fue designado para imágenes en tejidos blandos de difícil visualización. Este sistema es muy utilizado en Medicina y Odontología en la región bucomaxilofacial. Dentro de las ventajas que presenta es que proporciona imágenes con resoluciones de sub-milímetros de alta calidad diagnóstica con excelente visualización (19) (20). Además, realiza cortes tomográficos en cortos intervalos de tiempo (10 a 70 segundos) y la dosis de radiación es quince veces menor cuando comparado con la tomografía computarizada convencional. Con eso, posibilita aumentar la capacidad de evaluación en la clínica odontológica, con menor distorsión de las imágenes provenientes en 3D (21).

4.2.1 Ventajas de la tomografía CONE BEAM. Dentro de las ventajas con que cuenta esta técnica y siendo la principal es la emisión de un rayo cónico que necesita un solo giro para la obtención del complejo cráneo facial u además, su intensificador de imagen el cual tiene a su vez varios beneficios como son: rapidez en la toma de la imagen, aproximadamente 20 y 40 segundos; bajo costo; imágenes de alta calidad en los tres planos del espacio; eliminación de las superposición de imágenes; cortes a diferentes escalas. (22) (21)

4.2.2. Imágenes en tomografía CONE BEAM. Las imágenes en odontología han tenido cambios significativos e importantes los últimos años, durante mucho tiempo las imágenes en dos dimensiones han sido utilizadas en la mayoría de planificaciones de los tratamientos y como ayuda en los posibles diagnósticos odontológicos sin embargo estas imágenes tienen problemas de distorsión y poca exactitud cuando se requiere un análisis meticuloso de la zona patológica a tratar. La imagen tridimensional que ofrece la tomografía computarizada Cone Beam permite obtener datos volumétricos casi sin distorsión lo que garantiza mayor exactitud a la hora de mediciones análisis pre quirúrgico de abordaje y muchas otras situaciones clínicas más como por ejemplo la densidad ósea medida en unidades Hounsfield. La tomografía computarizada de haz de cono es también conocida como CT Cone Beam y consiste en una técnica de imagen donde el haz de rayos x es divergente en forma de cono este medio de diagnóstico cada vez más se ha convertido en la herramienta de planificación de la implantología odontológica y la radiología intervencionista además de ello se utiliza en la especialidad de la periodoncia, endodoncia y ortodoncia. El procedimiento consiste en el giro de un escáner alrededor del cráneo obteniendo aproximadamente 600 imágenes distintas, con una rotación de 200 grados sobre la región de interés donde se adquiere un conjunto de datos volumétrico que pasa a un software digital quien recibe almacena y organiza las imágenes construyendo un modelo tridimensional anatómico a partir de la unidad de medida llamada voxel para lo cual con programas especializados o viewers permiten visualizar y manipular las imágenes. Existen 3 sistemas en la actualidad de tomografía Cone Beam el DynaCT (Siemens medical solutions forchheim, Alemania), XperCT (Philips medical systems, Eindhoven, países bajos) e innovaCT (GE health care, Waukesha, Wisconsin) los sistemas difieren respecto al tiempo de rotación a la calidad de la imagen, y el tiempo requerido para la reconstrucción

4.2.3 Utilización del CONE BEAM a través de la evolución. Casi 100 años se cumplen desde aquel 22 de diciembre de 1896 cuando Wilhem Konrad Roentgen descubrió los rayos x revolucionando la ciencia médica haciéndose merecedor del premio nobel de la física en 1901

fue desde ese momento que en el área médica se creó la especialidad en radiología siendo una de las especialidades con mayor evolución y desarrollo dado la importancia clínica que genera. Fue en los años 1917 cuando se desarrollaron los mayores avances en la radiología debido a la primera guerra mundial y la necesidad de utilizar aparatos portátiles como el desarrollado por el Dr. W.D. Coolidge y unos años después el Dr. Hollis E Potter de la ciudad de Chicago quien perfecciono la parrilla móvil, lo que permitía imágenes con excelente detalle en regiones anatómicas antes no alcanzables por la radiación secundaria procedente del propio cuerpo del paciente, esta fue la base de los aparatos construidos posteriormente. Con el avance de los rayos X aparecen las radiografías análogas y la necesidad de la cátedra de anatomía radiológica con el fin de conocer la anatomía ósea y el posterior conocimiento del desarrollo, crecimiento y la forma de presentación de las patologías óseas en las radiografías. El siguiente avance fue el desarrollo de la radiología digital y su avance se debe a la evolución de la computación donde un sensor electrónico o detector, un convertidor análogo a digital y un monitor o impresora que presentan la imagen, en consecuencia esto llevo a disminuir la dosis de radiación, una mejor calidad de imagen y la posibilidad de la manipulación digital, se eliminó el proceso de revelado con una mentalidad ambiental y el envío inmediato a través de la red para las multidisciplinas. (23)

En 1972 se dio el siguiente y gigantesco avance producido por la invención del primer tomógrafo computarizado llamado EMMIMARK I por parte de Sir. Goodfrey Newbold Hounsfield premio nobel de MEDICINA Y FISILOGIA en 1979 y el Dr. Jaime Ambrosio quienes basaron su invento en los trabajos de física del sudafricano Allan Comack en 1950 este descubrimiento permitió la imágenes por cortes, el paso a un ordenador y la construcción del volumen de un objeto al unir los cortes o la producción de una imagen tridimensional sin interposiciones radiológicas cambiando por completo la medicina y revolucionando las terapias, consiguiendo tratamientos menos invasivos y más conservadores además se convirtió en la técnica estándar para casos de traumatismo grave convirtiéndose en la base del diagnostico de muchas zonas incluidos pulmones, abdomen, el cráneo y la columna vertebral, en la imagenología de cabeza y cuello se avanzo de tal forma que se extrajeran las imágenes óseas utilizándolas en la planificación precisa de la cirugía reconstructiva maxilofacial. La odontología estuvo esquivada a la tomografía en sus inicios posiblemente por su alto costo y el espacio requerido para los equipos, pero posteriormente entro el sistema Cone Beam para uso dental en los años 1987, en 1988 en Estados Unidos y el primer software para imagen tridimensional desarrollado por Columbia scientific inc. (Maryland USA), fue entonces para la odontología una revolución con la aparición de la tomografía de haz cónico o CT CONE BEAM. En 1996 Sri Qrn (Newton 9000) la llevo a Europa, en 1993 Simplant desarrolla el sistema para Windows donde permite al clínico ver las imágenes con mayor facilidad y rapidez. (24)

4.2.4 Equipo de tomografía cone beam. Los tomógrafos Cone Beam o de haz cónico son diferentes entre cada uno de los fabricantes existiendo desde los más sencillos hasta los más sofisticados por lo cual es de suma importancia que el clínico conozcas las posibilidades que cada uno de los diferentes estudios le proporcionara ya que al final el costo beneficio será diferente incluyendo que la dosis de radiación que recibe un paciente con tomografía Cone Beam es solo el 2 % de la que se utiliza en la tomografía helicoidal o medica tradicional (Cohnen 2002 et al, Ngan et al 2003, Schulze et al 2004) el cone beam también ofrece una mayor resolución espacial y nitidez de la imagen, Se reduce el grosor de corte de cada imagen para decenas de

micrómetros, que es indispensable para observar con precisión la estructura fina de la región oral y maxilofacial. (25)(27)(28)(29)(30).

4.2.5 Uso de la tomografía Cone Beam en la práctica odontológica. La tomografía Cone Beam ofrece las siguientes ventajas frente a la tomografía convencional lo que la hace mas aplicable asequible e interesante a la hora del diagnóstico clínico en odontología. (31)

4.2.5.1 limitaciones del haz de rayos x. Reducir el tamaño del área de irradiación por colimación de los rayos x cónico primario minimiza la dosis de radiación en el área de interés, La mayoría de los equipos de haz cónico o cone beam se pueden ajustar para escanear pequeñas regiones para tareas concretas de diagnóstico. Otros tipos de sistemas son capaces de escanear la totalidad del complejo cráneo facial cuando sea necesario. (32)

4.2.5.2 Precisión de la imagen.

- El conjunto de datos volumétricos o 3D comprende un bloque de estructuras cuboides más pequeños, conocidos como voxels, cada uno
- lo que representa es un grado de absorción específico de rayos x.
- El tamaño de estos voxels determina la resolución de la imagen.
- En TC convencional, los voxels son anisotrópico – rectangular es decir cubos donde la dimensión más larga del voxel es el corte de grosor axial
- Voxel CT pueden ser tan pequeños como 0,625 mm cuadrados, su profundidad es por lo general en el orden de 1-2 mm.
- Todas las unidades CBCT proporcionan resoluciones de voxel que
- son isotrópicos - iguales en las 3 dimensiones, esto produce una resolución submilimétrica (a menudo superior a la más alta grado TC multicorte) que van desde 0,4 mm hasta un mínimo de 0.125 mm (Accuitomo) (32)

4.2.5.3 Rápido tiempo de exploración. La cone beam o haz cónico adquiere toda la base de las imágenes en una sola rotación , el tiempo de exploración es rápido (10-70 segundos) y es comparable con la tomografía helicoidal medica, aunque es más rápido el tiempo de exploración esto significa que hayan menos imágenes para reconstruir datos volumétricos. (32)

4.2.5.4 Reducción de la dosis. Los informes publicados indican que la dosis efectiva de radiación gamma que está en (36, 9 a 50,3 microsievert (sv)) se reduce en un 98 % en comparación con los sistemas de haz en abanico convencionales (rango promedio para mandíbula de 1320 a 3324 sv y el rango promedio para maxilar superior es de 1031 a 1420 sv) esto se reduce la dosis efectiva para el paciente casi a la de una periapical que es de (13 a 100 sv) o 4 a 15 veces la de una radiografía panorámica (2,9 a 11 sv) (33)

4.2.5.5 *Modo de visualización única para imágenes maxilofaciales*

El acceso y la interacción de los datos en la TC convencional no son posibles ya que se requieren estaciones de trabajo, aunque estos datos pueden ser convertidos e importados en programas propios para ordenadores personales como (Simplant, Materialise, leuoven, Belgium) este proceso es altamente costoso y requiere de una fase intermedia, que permite ampliar la fase de diagnóstico.

La reconstrucción de los datos con tomografía cone beam se realiza en forma nativa gracias a un ordenador personal, además de que el software puede ser accesible y manejado por parte del usuario y ya no solo por parte del radiólogo esto se puede hacer por compra directa de la licencia (por ejemplo ciencias de las imágenes internacional) esto proporciona al clínico la posibilidad de visualización de las imágenes cerca del sillón y analizar en tiempo real incluso modos MPR que son para tareas específicas

Debido a que el conjunto de datos volumétricos de la tomografía cone beam son isotrópicos todo el volumen puede ser reorientado de manera que las características anatómicas del paciente puedan ser reajustadas

Además del impulso por algoritmos del cursor que le permita al clínico realizar mediciones en tiempo real en visualizaciones bidimensionales

4.2.5.6 *Reducción del artefacto de imagen.* Con la fabricación de algoritmos supresores del artefacto y aumento en el número de proyecciones la evidencia clínica ha demostrado que las imágenes de la CBCT pueden resultar en un bajo nivel del artefacto del metal en especial en reconstrucciones secundarias diseñadas para la reconstrucción de dientes y maxilares

4.2.5.7 *Bajo costo lo que permite su acceso.* La dosis de radiación para el paciente es mínima y las enormes ventajas que ofrece frente al tomógrafo convencional como reconstrucción de datos en los 3 planos, zoom o magnificación visual, el manejo de escalas de grises para conseguir un mejor contraste, las capacidades de conseguir realizar mediciones este último impulsando el valor de esta clase de tomografía en la aplicabilidad terapéutica en la colocación de implantes osteointegrados, la evaluación quirúrgica de patologías, la evaluación de la (articulación temporomandibular) ATM, y la evaluación pre y post quirúrgica de fracturas cráneo faciales y su gran aplicación en ortodoncia. (31)

Este software tiene tres características importantes a destacar en el campo de la odontología como son:

Reformación oblicua plana: esta técnica crea imágenes en 2D en un conjunto de cortes no axiales, este modo es particularmente aplicable para evaluar estructuras en espesor como ATM y terceros molares con ciertas características que no pueden ser visualizadas en cortes perpendiculares

Reformación curva plana: este es un tipo de MPR logrado mediante la alineación del eje largo del plano de formación de imágenes de una estructura anatómica específica. Este modo es útil mostrando el arco dental, proporcionando un panorama de cortes delgados, allí se pueden hacer mediciones y angulaciones que no se distorsionan

Reformación de la serie trasplanar: esta técnica produce una cantidad de cortes transversales secuenciales recopilados ortogonalmente para reformar el plano oblicuo o curvo. Las imágenes son cortes delgados por lo general de 1 mm de espesor y tienen gran utilidad en la evaluación de

las características morfológicas del hueso alveolar y el ancho del mismo para la colocación de implantes, también sirve para conocer la ubicación del conducto del nervio dentario inferior y su relación con los molares, evalúa también la forma del cóndilo y la ATM en condiciones normales o patológicas que afectan los maxilares.

Reformas de volumen multiplanar: con esta técnica lo buscado es engrosar la imagen mediante la incorporación de cientos de voxels, esto crea una imagen que representa un volumen específico del paciente, la técnica más sencilla es la de adición de los valores de absorción voxels, para producir una imagen de “suma ray”. Este modo puede ser utilizado para generar imágenes panorámicas simuladas mediante el aumento del grosor del corte curvo o eliminando imágenes a lo largo del arco dental de 25 a 30 mm, o la creación de imágenes cefalométrica de perfil o laterales que se pueden crear a partir de un completo espesor de 130 a 150 mm, en este caso las imágenes pueden ser exportadas y analizadas mediante software de adicionales sin que las imágenes presenten ningún grado de distorsión.

Otra técnica es la máxima intensidad de proyección (MIP) imágenes que se logran con solo la medida más alta del voxel dentro de un espesor particular este modo produce una estructura en 3D siendo útil en la representación de la morfología maxilofacial y a su vez se pueden incorporar datos que pueden hacer mas interactiva la imagen

Una última ventaja está por determinarse y es objeto de este estudio y es la reproducibilidad de la medición en escala de unidades Hounsfield del tomógrafo Cone Beam frente al tomógrafo helicoidal

4.3 Tipos de scanner. La tomografía computarizada se puede dividir en 2 categorías en función de la adquisición de los rayos x y la geometría del haz.

4.3.1 Haz De Abanico. Los cuales utilizan un detector y fuente de rayos x en estado sólido y están montados en un pórtico o cámara rotativa. En este equipo los datos son adquiridos usando un pequeño haz de rayos x en abanico que gira alrededor del paciente; el cual es proyectado corte a corte sobre todo en el plano axial y la interpretación de las imágenes se consigue juntando los cortes para obtener múltiples representaciones en 2D, el conjunto lineal de los detectores usados en tomografía helicoidal o convencional TC es actualizado por un conjunto de multidetectores. Esta configuración permite que múltiples detectores en el escáner de la (TCMD) adquieran hasta 64 cortes simultáneamente reduciendo considerablemente el tiempo de escaneo en comparación con los sistemas de un solo segmento y permitiendo obtener imágenes 3D con una cantidad de radiación mucho más baja que el detector único de la tomografía de haz en abanico. (13) (31)

4.3.2 Haz Cónico. Se basa en la tomografía volumétrica que usa una matriz digital extendida 2D proporcionando un área para el detector, esto se combina con un haz de rayos x 3D. La técnica de haz cónica implica un solo escaneo de 360 grados con un detector de área de movimiento alternativo sincronizado alrededor de la cabeza del paciente el cual está estabilizado a un soporte para la cabeza. En ciertos grados de intervalos, solo se adquieren imágenes de proyección, conocidas como imágenes “básicas” estas son similares a las imágenes de radiografía cefalométrica lateral, cada una ligeramente desplazada entre si. Esta serie de imágenes de

proyección base se conoce como los datos de proyección. Los programas de software que incorporan sofisticados algoritmos incluyendo retroproyección filtrada se aplican a estos datos de imagen para generar un conjunto de datos volumétricos o 3D, que pueden ser utilizados para proporcionar imágenes de reconstrucción primaria en los 3 planos ortogonales (axial, coronal, sagital). (31)

Aunque en principio la CBCT ha estado en uso casi 2 décadas solo recientemente con la llegada de nuevos tubos de rayos x, sistemas de detección de alta calidad y ordenadores imponentes y de gran potencia, estos sistemas han estado comercialmente asequibles.

- Los principales sistemas encontrados en el mercado son.
- El TPV Newton QR 9000 (Quantitative srl radiología, Verona, Italia) introducido en abril del 2001
- CB MercryRay (Hitachi Medical Corp., Kashiwa-shichiba-ken, Japon)
- 3D Accuitomo – XYZ slice view tomography (J. Morita Mfg Corp., Kyoto, Japon)
- I-CAT (Xoran Technologies, Ann Arbor, Mich.,E Imagen Sciences international,Hatfield, PA
- Scanner I-CAT diseño y especificaciones

Estos equipos incluyen archivos DICOM 3 estandarizados compatibles para compartir con diferentes usuarios, interfaces de archivos DICOM estándares

4.3.2.1 Especificaciones

Tipo de sensor Amorphous Silicon Flat Panel Sensor with CsI scintillator

Resolucion en escala de grises 14 Bit

Tamaño o medida del Voxel .4 mm, .3 mm, .25 mm, .2 mm, .125 mm

Colimacion Electronically controlled fully

Adjustable collimation

Tiempo de escaneo 5, 8.9 o 26.9 segundos

Tipo de exposición Pulsed

Campo de visión Standard Scan: 4, 6, 8, 10, 13cm (h) x 16cm (d), 8cm (h) x 8cm (d)

Custom Mode: any height from 2-13cm (h) x 16cm (d)

Extended Field of View (Cephalometric): 17cm (h) x 23cm (d)

Reconstrucción de forma Cylinder

Tiempo de Reconstrucción Less than 30 seconds

Tamaño de almacenamiento Less than 50 MB

Software de visualización y planeación Incluyente

Tamaño de la unidad 48" (w) x 69.5" (h) x 36.37" (d)

Posición del paciente Seated

4.3.2.2 *Compatibilidad en el manejo practico con algún software.* La mayoría de los equipos CBCT utilizan un tubo intensificador de imagen (IIT) con un dispositivo de carga acoplado, recientemente el sistema I-CAT utiliza un panel plano de imagen o (IFP) y consiste en un centellador de yodos de celsio aplicado a un trasmisor de película delgada hecha de silicio amorfo. Las imágenes producidas por con un (IIT) tienen generalmente mas ruidos que otros sistemas lo que requiere un previo proceso de las mismas para reducir la distorsión geométrica inherente a la configuración del detector.

Aunque en la actualidad existen limitaciones en el uso de esta tecnología para la formación de imágenes del tejido blando los esfuerzos se dirigen hacia el desarrollo de las técnicas y algoritmos del software para mejorar la relación señal-ruido y aumentar el contraste

4.4 Unidades Hounsfield. Consisten en una escala de medida que resulta de la transformación de los niveles de coeficientes de atenuación lineal de los rayos x en una escala cuantitativa con unidades Hounsfield U.H (en honor a Sir Godfrey Newbold Hounsfield) en donde el valor de atenuación del agua es de 0 U.H, el gas -1000 U.H y solos sólidos sobre +1000 U.H. la fórmula para el cálculo de las unidades UH es: **(34).**

Que consiste en la manera de hallar el coeficiente de atenuación de los rayos x para distintos tipos de tejidos expresado en UH.

- μ_t es el coeficiente de atenuación del tejido de interés
- μ_a agua es el coeficiente de atenuación lineal del agua destilada

Hipotéticamente la escala de unidades Hounsfield es una escala abierta, pero en el ámbito del diagnóstico por imagen se ha establecido un rango de valores útiles que abarca desde -1024 HU hasta 3071 HU; estos 4096 niveles de gris pueden representarse mediante un número de 12 bits ($2^{12} = 4096$). (25)

Debido a que la percepción humana solo permite distinguir a simple vista un máximo de 32 niveles diferenciados de gris (25), los valores absolutos registrados por el sistema de rayos X suelen explorarse mediante la generación matemática de ventanas. Una ventana es el resultado de transportar linealmente los valores de un rango de densidades de la escala Hounsfield (12 bits y 4096 niveles) para ser representados en una escala de grises de 32 niveles (5 bits).

La exploración mediante ventanas permite diferenciar con gran claridad estructuras que poseen una pequeña diferencia expresada en unidades Hounsfield (HU).

4.4.1 El coeficiente de atenuación. Es un fenómeno físico de atenuación que le ocurre a un haz de rayos x al pasar por un cuerpo. Este fue uno de los mejores aportes a la ciencia médica y en especial al diagnóstico radiológico que desarrollo Sir Goodfrey Newbold Hounsfield y es exclusivo de los tomógrafos. Este grado de atenuación se expresa en forma numérica por cada centímetro y tejido que atraviesa.

Atenuación: es la intensidad que experimenta el haz de rayos x desde que sale de una ranura del tubo hasta que llega atenuado a la bandeja de los detectores que se encuentran en el lado opuesto. Sir Goodfrey Hounsfield se guio por las investigaciones de Cormack empezando a medir desde distintos puntos la atenuación que se producía en la intensidad de un haz de rayos x rotatorio cuando este atravesaba los tejidos del cuerpo. De esta manera obtuvo los siguientes resultados, una escala comparativa donde fueron ordenados todos los tejidos según fuera la mayor o menor capacidad de atenuación asignándoles un número “coeficiente de atenuación”, encontrando también que los tejidos más densos como los huesos absorbían más los rayos X y por este motivo tenían un coeficiente de atenuación más elevado en la escala elaborada por el mismo llamada escala de unidades Hounsfield. **(35)**

4.5 Comparación de las dos técnicas. La tomografía computarizada (TC) ha tenido un profundo efecto en la práctica quirúrgica y médica desde su introducción en 1973. Los practicantes en ese momento, probablemente se encontraban en una pérdida en cuanto a la manera de aplicarlo o qué es exactamente lo que las imágenes significaban. Fue sólo después de años de investigación, que se desarrolló un aspecto completamente nuevo de la radiología, el cual se ha podido aplicar para el beneficio de nuestros pacientes. En la cirugía oral y maxilofacial, estamos acostumbrados a usar la TC en pacientes con traumatismos y patologías en el ámbito hospitalario; Sin embargo, en la práctica odontológica, los profesionales dependen casi en su totalidad en las radiografías simples de 2 dimensiones. Las aplicaciones y ventajas de la TC en odontología siguen siendo en gran parte un herramienta poco utilizada. La CT Cone Beam (CBCT) fue desarrollado por primera vez para su uso en la angiografía. En **1998, Mozo y col.** Informó la primera unidad CBCT desarrollado específicamente para su uso dental, la Newton 9000 (Quantitative Radiología, Verona, Italia). Otros dispositivos similares introducidos en torno a este tiempo incluyó el Ortho-CT, que pasó a llamarse el 3DX (J. Morita Mfg Corp, Kyoto, Japón) multi-imagen micro-CT en 2000. En **2003, Hashimoto y col** reportaron que el 3DX CBCT produce una mejor calidad de imagen con una dosis de radiación mucho más baja que la fila multidetector unidad TC helicoidal más reciente (1.19 mSv vs 458 mSv por examen). **Hashimoto et al. (2003)** también afirmaron en sus estudios la disminución considerable (36).

Máquinas CBCT tienen 2 grandes diferencias en comparación con los llamados escáneres de TC "médicos". En primer lugar, CBCT utiliza un tubo de ánodo fijo de baja energía, similar al utilizado en las máquinas de rayos x dentales panorámicas. En segundo lugar, las máquinas CBCT giran alrededor del paciente sólo una vez, la captura de los datos utilizando un haz de rayos X en forma de cono. Estos cambios permiten tener una máquina menos costosa, más pequeña que expone al paciente a aproximadamente 20% de la radiación de un CT helicoidal, equivalente a la exposición de una serie de peri apicales de toda la boca todos los escáneres CBCT actualmente en el mercado utilizar la misma tecnología, con sólo ligeras diferencias. La principal diferencia está en el detector utilizado, ya sea un detector de panel plano de silicio amorfo o una combinación de una intensificador de imagen y un dispositivo (CCD) de la cámara de carga acoplada. Ambas tecnologías han demostrado ser precisa y fiable y para ofrecer una resolución suficiente para las necesidades de la medicina dental. Dentro de cada campo, la introducción de la nueva tecnología plantea varias cuestiones fundamentales, incluyendo la identificación de las aplicaciones prácticas de la nueva tecnología y determinar si es realmente superior a las modalidades existentes. Estas preguntas no son fáciles de responder, pero requieren de investigación y comparación. Este artículo explora las posibilidades de aplicación de esta nueva tecnología CBCT y la investigación en curso en estas áreas, con el objetivo de aplicar los datos CBCT de una manera basada en la evidencia. (36)

Mozzo et al. (1998) estudiaron el sistema *cone-beam* en relación con el TC convencional para planeamiento de implantes en áreas del complejo maxilomandibular. En las reconstrucciones de las imágenes, las mediciones del ancho variaron apenas de un 0,8% a un 1%, y en altura variaron cerca de un 2,2%. El nuevo sistema permite una visualización muy eficaz de áreas dentomaxilofaciales. Aparte de eso, también concluyeron que en el área central estudiada, la dosis de radiación era 1/6 menor en comparación con la TC convencional. (36)

5. Hipótesis

Los valores en escala de unidades Hounsfield en densidad ósea se pueden reproducir en un tomógrafo de haz cónico o CONE BEAM.

6. Materiales y métodos

6.1 Tipo de estudio. Se llevó a cabo un estudio de evaluación de pruebas diagnósticas, dónde se evaluó la reproducibilidad de la tomografía cone beam y la tomografía helicoidal

6.2 Población y muestra

6.2.1 Población. Está constituida en este estudio no por individuos sino por los cortes realizados en un cráneo que se llevo a cabo con cada uno de los equipos.

6.2.2 Tipo de muestreo. Se hizo una muestra transversal ya que se evaluaron ambas pruebas, es decir, con tomografía computarizada de haz cónico y la tomografía helicoidal todos los cortes en los puntos definidos en el cráneo hasta completar el tamaño de las muestras planeadas para este estudio.

6.2.3 Tamaño de la muestra. Teniendo en cuenta la naturaleza del estudio la unidad de muestreo no es el individuo sino los cortes imagenológicos que se obtuvieron de un cráneo humano sometido a medición con cada uno de las ayudas diagnósticas, en total se harán 300 mediciones en el cráneo con ambas pruebas, para una reproducibilidad esperada de 0.80.
Los cráneos pertenecen al banco de tejidos de la Universidad Autónoma de Bucaramanga

6.3 Criterios de selección

6.3.1 Criterios de inclusión

Imágenes de tomografía evaluación con el sistema de CT Scan-multicorte e
Imágenes de tomografía evaluación con el sistema CT CONE BEAM (AICAD)

6.3.2 Criterios de exclusión

Imágenes con distorsión

6.4 Variables (Apéndice A)

Puntos anatómicos. Los cortes se realizaron en:

- Esmalte
- Dentina
- Hueso maxilar :Zona cortical zona medular
- Hueso mandibular :Zona cortical zona medular
- Sangre coagulada
- Sangre no coagulada
- Solución salina
- Aire
- Metal (amalgamas ,metal para cerámica)
- Tejido blando

6.5 Recolección De La Información

6.5.1 Instrumento (anexo 2). Se realizó un instrumento de recolección con espacios previamente diseñados para cada una de las variables de estudio, posterior a esto se llevaron los datos a una base diseñada en Excel.

6.5.2 Prueba piloto. Se realizó una prueba piloto con un número de cortes equivalente al 10% de la muestra, es decir, 10 puntos anatómicos por corte sin tratamiento de ortodoncia. El objetivo fue verificar la comprensión del instrumento, estimar el tiempo de diligenciamiento y revisar la logística que se tiene planeada. Se encontró que el instrumento era comprensible para la totalidad de los estudiantes participantes y que no había problemas en su diligenciamiento.

6.5.3 Procedimiento. Se llevó a cabo gracias a los equipos de tac helicoidal y cone beam, tomas imagenologicas con un grosor no mayor de 5 mm a cada uno de los dos cráneos para determinar las medidas en ambas técnicas y se hizo una comparación entre el gold estándar y la prueba a evaluar.

Los cráneos fueron colocados en los correspondientes equipos, para lo cual se emplearon las técnicas establecidas dentro de los protocolos de manejo de cada uno de los equipos, se realizaron los cortes correspondientes a los cráneos en los puntos anatómicos mencionados anteriormente y estos fueron llevados a un software de manejo imagenologico de ambos equipos, una vez realizado esto se procedió a tomar medidas de diámetro, corte y resolución del tac helicoidal y lo mismo para el cone beam.

Para garantizar que los resultados de las medidas no se manejaron de manera incorrecta estos se ingresaron en una base de datos realizada en acces, con espacios para cada variable. Se reviso la información ingresada para evitar que se perdieran los datos o se digitaran de manera incorrecta.

6.6 Procesamiento de la información. la información se digitó por cada evaluador en su base de datos creadas para tal fin, estas se llevaron a el software epidata 3,1; y fueron validadas en el mismo programa para detectar errores de digitación que se corrigieron hasta obtener una base completamente depurada esta se exportó al paquete estadístico stata i/c versión 12,0 para su análisis.

6.7 Plan de Análisis Estadístico

6.7.1 Plan de análisis Univariado. La primera fase del análisis consistió en estadística univariada, teniendo en cuenta el tipo de variables se hicieron medidas de resumen como promedios y frecuencias.

6.7.2 Plan de análisis Bivariado. La segunda parte del análisis estadístico fue la medición de la reproducibilidad mediante el cálculo de coeficientes de correlación intraclase y el acuerdo se evaluó a través de límites de acuerdo de Blant & Altman con intervalos de confianza del 95%.

6.8 Consideraciones Éticas. Teniendo en cuenta la resolución 8430 de 1993 y el artículo número 11 de la misma, este estudio se considera una investigación sin riesgo, debido a que las imágenes serán tomadas un cráneo de estudios de la facultad de medicina de la universidad autónoma de Bucaramanga, lo cual no repercute ningún riesgo para pacientes. Se respetarán los principios éticos correspondientes a dicha investigación en poblaciones especiales cadáveres.

7. Resultados

Se evaluaron 6 diferentes clases de muestras, con mediciones realizadas en 30 puntos de cada una de ellas, empleando dos metodologías (“cone beam” y tomografía helicoidal). La descripción de dichas muestras, de acuerdo al evaluador que las analizó se presenta en la Tabla 1.

7.1 Reproducibilidad inter-evaluador: Hueso cortical maxilar. Las mediciones realizadas por los dos evaluadores en el hueso cortical maxilar mostraron correlación positiva, sin embargo, en ningún caso (para el “cone beam” o la tomografía helicoidal) esta fue estadísticamente significativa (Figura 1). Los coeficientes de correlación intraclase estimados para las mediciones en la misma muestra fueron 0.02 (IC95%: 0.00 – 0.98) para el “cone beam” y 0.35 (IC95%: 0.07 – 0.99) para la tomografía helicoidal, indicando muy pobre y regular reproducibilidad entre los evaluadores, respectivamente.

7.2 Acuerdo entre mediciones: Hueso cortical maxilar. En el caso particular del estudio del hueso cortical maxilar, se observó que en general la medición correspondiente al “cone beam” subestima a la de la tomografía helicoidal en 183.1 unidades (IC95%: 18.6 – 347.6; $p < 0.05$); sin embargo, las diferencias entre las dos metodologías varían de acuerdo al resultado de la

medición. Específicamente, en el rango de valores menores a 500 unidades el “cone beam” sobreestima a la tomografía helicoidal mientras que en el rango de valores superiores a las 1,200 unidades ocurre lo contrario (Figura 2).

7.3 Predicción de mediciones de la tomografía helicoidal. De las muestras estudiadas, solo en los casos del hueso cortical maxilar, cortical mandibular, la dentina y el esmalte, las mediciones realizados por “cone beam” condujeron a modelos de predicción informativos (estadísticamente significativos) de las correspondientes mediciones por tomografía helicoidal (Tabla 2). En ninguno de dichos modelos la medición por “cone beam” explicó más del 21% de la obtenida por tomografía helicoidal, es decir, que en general, la capacidad predictiva de las mediciones por “cone beam” incluso en el mejor escenario debe considerarse pobre.

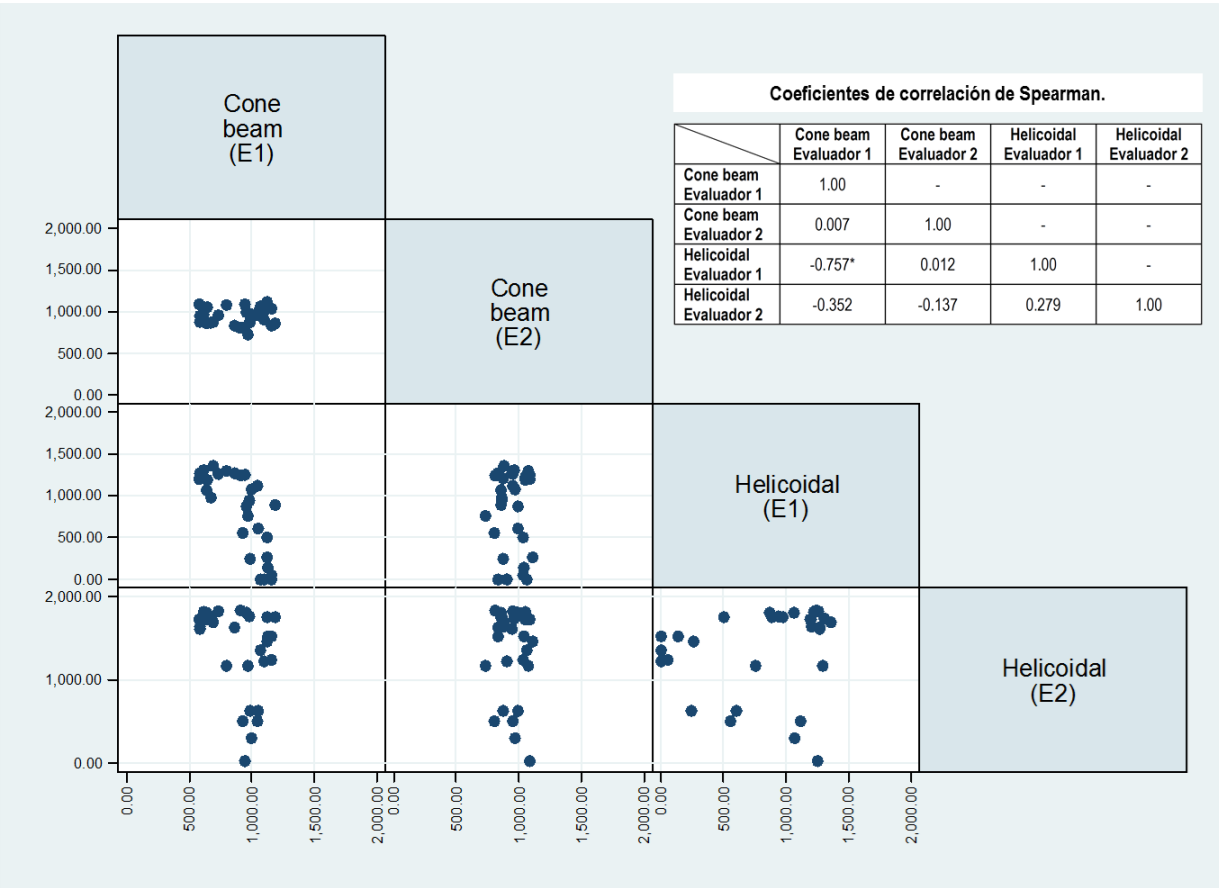
En las dos muestras de hueso (maxilar y mandibular) tanto la estrategia de modelado basado en la media como en la mediana resultaron en modelos de predicción informativos. Exclusivamente para el caso de la cortical maxilar la relación entre mediciones “cone beam” y por tomografía fue no lineal: En el rango de valores entre 600-800 unidades la medición por tomografía helicoidal fue proporcional a la realizada por “cone beam” pero en valores superiores a 800 unidades dicha relación se invirtió (Figura 3, panel izquierdo).

En el caso de la dentina y el esmalte, solo los modelos que estimaron la media de las mediciones por tomografía helicoidal fueron estadísticamente significativos, explicando el 15.2% y el 12.5% de la variación, respectivamente (Tabla 2). Para la dentina, la medición por tomografía helicoidal fue proporcional a la “cone beam” mientras que lo opuesto se observó para el esmalte (Figura 4, paneles inferiores).

Tabla 1. Resultados de la medición de diferentes muestras empleando las metodologías “cone beam” y tomografía helicoidal.

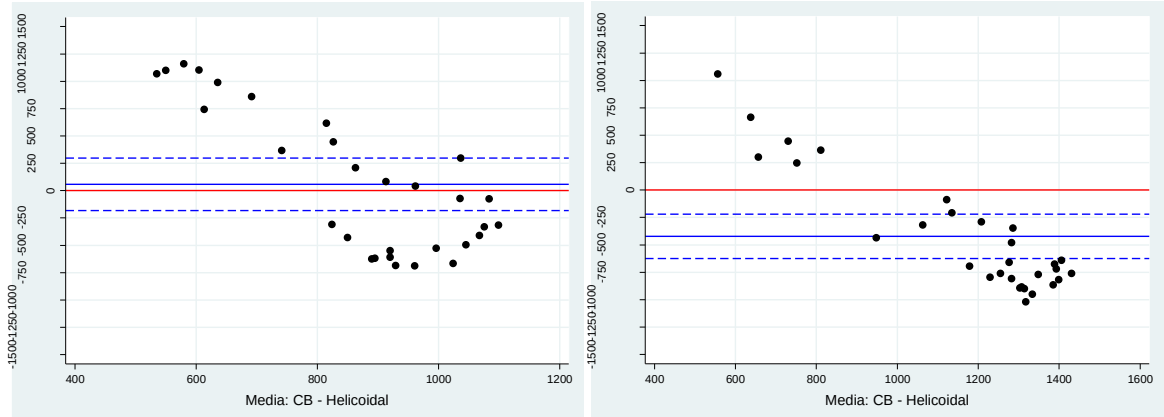
Muestra	Evaluador			
	[1]		[2]	
	CB*	Helicoidal*	CB	Helicoidal
Hueso				
Cortical maxilar	948.6 [670.5, 1,069.8]	1,021.0 [505.8, 1,241.0]	953.0 [864.5, 1,042.3]	1,616.3 [1,165.5, 1,749.0]
Cortical mandibular	...	...	821.5 [453.0, 939.0]	1,655.3 [1,525.5, 1,753.0]
Cortical medular	28.0 [-126.5, 177.3]	-404.0 [-631.0, 0.0]	...	...
Dentina	1,732.8 [1,686.3, 1,810.3]	2,218.8 [1,881.0, 2,244.8]	...	...
Esmalte	3,122.9 [2,990.3, 3,206.3]	3,910.8 [3,094.5, 4,239.0]	...	...
Tejido blando	-69.5 [-101.5, -42.5]	40.3 [0.0, 58.8]	...	...
Sangre				
Coagulada	...	...	-123.0 [-158.0, -30.0]	80.1 [71.0, 88.5]
No coagulada	...	...	-195.5 [-226.0, -177.0]	50.6 [44.0, 63.0]
Aire	...	...	0.0 [0.0, 0.0]	0.0 [0.0, 0.0]

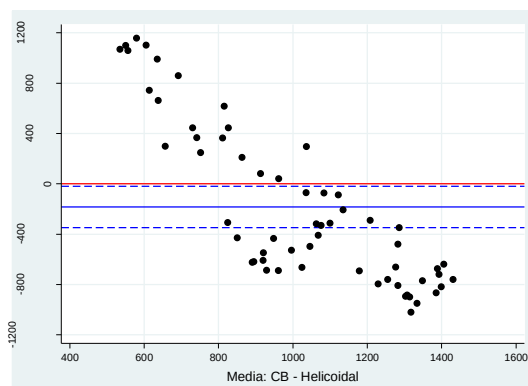
Los valores en cada celda corresponden a medianas [percentiles 25/75]. * CB / Helicoidal: “Cone beam” / Tomografía helicoidal.



E1/E2: Evaluador 1/Evaluador 2.

Figura 1. Correlación de las mediciones del hueso cortical maxilar (n=30) realizados por los dos evaluadores, empleando “cone beam” y tomografía helicoidal.





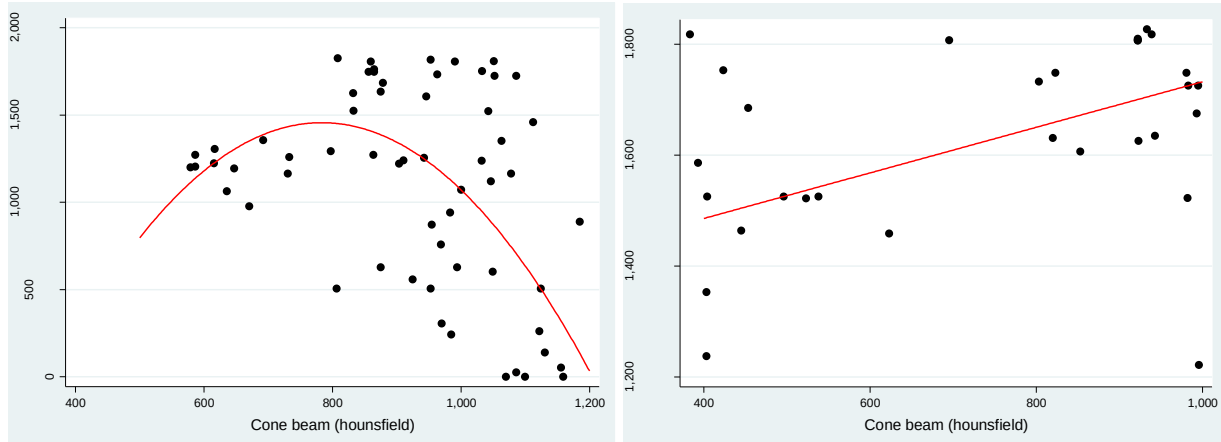
Panel superior: Primera medición. Panel medio: Segunda medición. Panel inferior: Primera y segunda medición.
 Líneas en color azul representan diferencia (continua) e IC95% (trazos cortos) entre las mediciones realizadas empleando los dos métodos.

Figura 2. Acuerdo entre las mediciones de hueso cortical maxilar realizados por los dos evaluadores empleando “cone beam” y tomografía helicoidal.

Tabla 2. Modelos para la predicción de las mediciones realizadas mediante tomografía helicoidal a partir de los valores obtenidos por el “cone beam”.

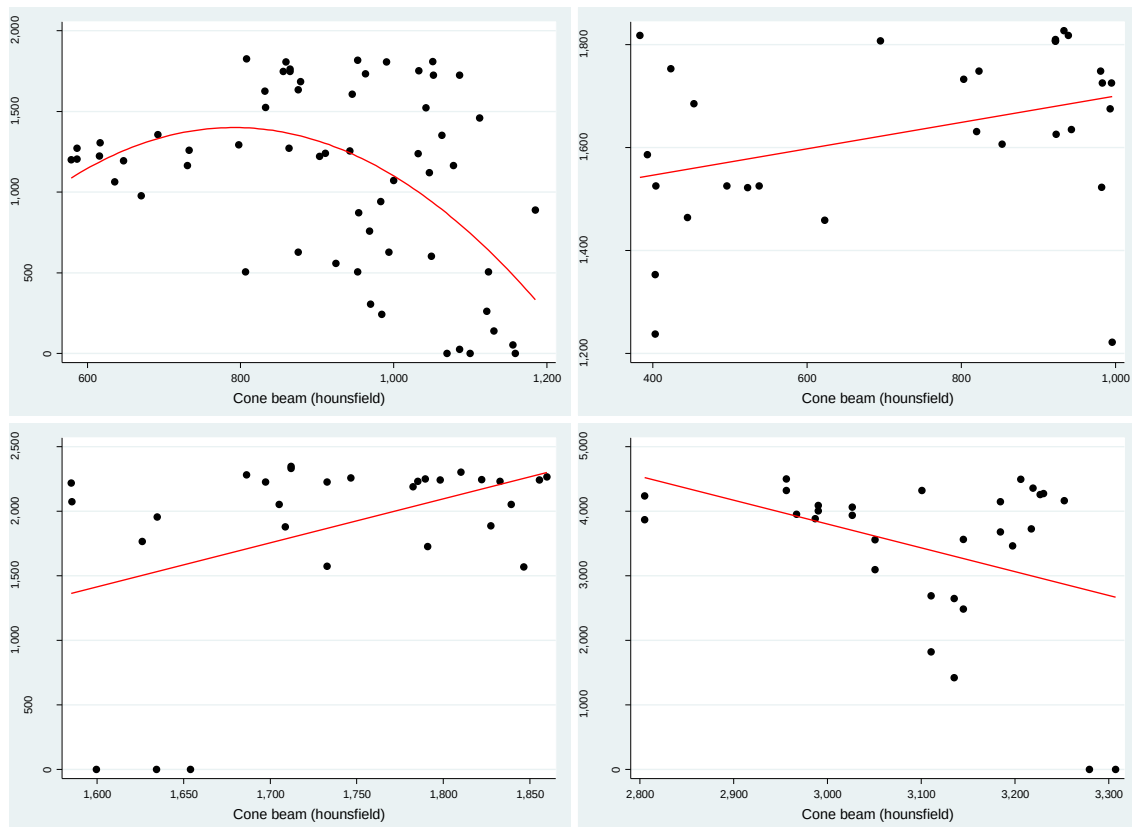
Muestra	Estadístico modelado	
	Media	Mediana
Hueso		
Cortical maxilar	$-2,918.8 + 10.9118x - 0.0069x^2$ [R ² =0.203]	$-3,580.7 + 12.8562x - 0.0082x^2$ [R ² =0.094]
Cortical mandibular	$-1,443.4 + 0.2570x$ [R ² =0.103]	$1,321.8 + 0.4107x$ [R ² =0.147]
Cortical medular	...	...
Dentina	$4,029.5 + 3.4033x$ [R ² =0.152]	...
Esmalte	$14,850.4 - 3.6821x$ [R ² =0.125]	...
Tejido blando	...	...
Sangre	...	...
Coagulada	...	...
No coagulada	...	...

Los valores en cada celda corresponden a ecuaciones de regresión, donde la letra x representa el valor de la medición obtenido mediante “cone beam”. El coeficiente de correlación múltiple para cada regresión se presenta en paréntesis rectangulares.



Panel izquierdo: Hueso, cortical maxilar. Panel derecho: Hueso, cortical mandibular.

Figura 3. Predicción de mediciones realizadas mediante tomografía helicoidal con base en las realizadas por “cone beam” (regresión de la mediana).



Panel superior izquierdo: Hueso, cortical maxilar. Panel superior derecho: Hueso, cortical mandibular. Panel inferior izquierdo: Dentina. Panel inferior derecho: Esmalte.

Figura 4. Predicción de mediciones realizadas mediante tomografía helicoidal con base en las realizadas por “cone beam” (regresión lineal).

Tabla 3. Resultados de la medición de diferentes muestras empleando “cone beam” y tomografía helicoidal

Muestra	Evaluador			
	[1]		[2]	
	CB*	Helicoidal*	CB	Helicoidal
Hueso				
Cortical maxilar	894.5 (207.0)	837.9 (473.2)	946.4 (102.7)	1,369.1 (523.8)
Cortical mandibular	...	...	730.5 (239.9)	1,631.1 (168.7)
Cortical medular	-18.1 (328.9)	-249.9 (446.6)	...	...
Dentina	1,736.1 (85.1)	1,884.4 (687.3)	...	...
Esmalte	3,100.1 (129.6)	3,435.7 (1,210.3)	...	...
Tejido blando	-74.9 (40.9)	29.9 (29.2)	...	...
Sangre				
Coagulada [p]	...	...	-87.0 (77.8)	79.7 (15.8)
No coagulada [g]	...	...	-198.8 (32.1)	54.3 (23.0)
Aire	...	...	0.0 (0.0)	0.0 (0.0)

Los valores en cada celda corresponden a medias (desviaciones estándar). * CB / Helicoidal: “Cone beam” / Tomografía helicoidal.

8. Discusión

En este estudio comparativo de tomografía de haz en cono y tomografía helicoidal para escalas de densidad en unidades Hounsfield se pretendía considerar la necesidad de evaluar las densidades tanto en “tomografía helicoidal” Gold estándar como en “tomografía haz en cono” usadas en odontología y crear una escala estadística independiente para esta última utilizando como punto de partida esta investigación

De las muestras estudiadas, solo en los casos del hueso cortical maxilar, cortical mandibular, la dentina y el esmalte, las mediciones realizadas por “cone beam” condujeron a modelos de predicción informativos (estadísticamente significativos) de las correspondientes mediciones por tomografía helicoidal

Las mediciones realizadas por los dos evaluadores en el hueso cortical maxilar mostraron correlación positiva, sin embargo, en ningún caso (para el “cone beam” o la tomografía helicoidal) esta fue estadísticamente significativa. Puede esto deberse a una orientación no tan precisa del cráneo en el momento de realizar las medidas y la dificultad del software para estandarizar el tamaño de la zona a medir.

Actualmente, la CBCT se ha convertido en una herramienta útil para las diferentes áreas de la odontología, ya que su versatilidad es innegable; sin embargo, en el campo médico su uso a un no es aceptado, principalmente por el desconocimiento de sus ventajas y por la falta de estandarización de la escala de densidad en unidades Hounsfield.

La CBCT fue diseñada principalmente para obtener imágenes de tejidos duros de la región maxilofacial, con ciertas ventajas y desventajas con respecto a la tomografía médica helicoidal o convencional. (37) Entre sus principales ventajas está la menor dosis de radiación con muy buena

calidad y la posibilidad de obtener diferentes tipos de imágenes con una sola exposición dependiendo de cada caso en particular. (38)

Actualmente la tomografía computarizada Cone-beam (CBTM) puede ser empleada en el ejercicio médico y odontológico. Este sistema tiene como base un algoritmo que corrige las deformidades e inestabilidades de las imágenes tomográficas computarizadas mejorando su visualización y teniendo una mayor exactitud en imágenes de tejidos duros y blandos o áreas de interés profesional. De esta forma, el profesional logra localizar fácilmente, con muy poco error, el local de interés para tratamientos quirúrgicos, radioterápicos y otros, permitiendo un mejor planeamiento a sus pacientes.

Comparando los resultados que se obtuvieron en esta investigación con lo reportado en la literatura, se puede afirmar que la CBCT presenta resultados muy similares al ser comparada con la tomografía computarizada medica helicoidal en la observación de ciertas estructuras anatómicas, lo que la acerca más al concepto de Gold estándar, al menos para los propósitos de esta investigación.

Se destaca la importancia que tiene el estudio como base para iniciar mayores estudios para establecer una mayor medición y obtener datos que mejoren el análisis y los posibles resultados para desarrollar una ecuación que permita validar los valores de gris a una escala de unidades Hounsfield la cual se utiliza como Gold estándar en la tomografía medica helicoidal.

Se necesitan más investigaciones adicionales que permitan equiparar en forma más definitiva la tomografía computarizada medica helicoidal con la tomografía de haz en cono o Cone beam para poder confirmar si nuestras observaciones basadas en un principio practico son exactas.

9. Conclusiones

Existe una relación entre las medidas de la escala de unidades Hounsfield en 12 zonas anatómicas analizadas cuya densidad de dichos tejidos es diferente siendo determinante en las dos técnicas de tomografía los materiales sólidos, valores cercanos a mil, líquidos valores cercanos a cero y gaseosos valores cercanos a -1000, la diferencia de los rangos para los dos métodos no fue significativa y definió rangos de valores que correspondían en los dos casos, definiendo la densidad en correlación con los tonos de gris. Esto crea la necesidad de desarrollar una escala independiente para tomografía Cone Beam utilizando como punto de partida esta investigación

Las mediciones realizadas por los dos evaluadores en el hueso cortical maxilar mostraron correlación positiva, sin embargo, en ningún caso (para el “cone beam” o la tomografía helicoidal) esta fue estadísticamente significativa

Existe correlación de un 20 % entre las dos tipos de tomografías en la medición de cortical maxilar

No es concluyente según los resultados establecer una formula suficiente para establecer una fórmula que permita igualar a la tomografía CONE BEAM con la tomografía HELICOIDAL

Se requiere mayores estudios para establecer una mayor medición y obtener datos que mejoren el análisis y los posibles resultados para desarrollar una ecuación que permita validar los valores de gris a una escala de unidades Hounsfield la cual se utiliza como Gold estándar

El estudio sirve como punto de partida para una nueva investigación que permita llegar a una correlación más próxima entre los dos tipos de tomografía

10. Recomendaciones

- Mejorar la ubicación de los cráneos en los equipos y de esta manera realizar mediciones más precisas
- Aumentar el número de zonas anatómicas a analizar
- Aumentar las mediciones en cada zona anatómica a analizar
- Realizar todas las mediciones por parte de cada uno de los evaluadores
- Se deberían realizar mediciones en tejidos vivos cuyas densidades son diferentes a las de los cráneos
- Estandarizar las coordenadas de las mediciones desde un principio y los dos evaluadores deben estar sincronizados para realizarlas.
- Rediseñar el protocolo para lograr una estandarización de los resultados de manera que nos permitan obtener una escala propia para los tomógrafos Cone Beam.
- Donde los rangos de valores nos definan criterios para cada tejido en particular y después Aplicarlos las patologías y a los materiales dentales.

11. Referencias Bibliográficas

1. Hiu H, He D, Foley D, Fox S: Four multidetector row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215: 55-62.2
2. Wong K, Paulson E, Nelson R: Breath-hold three dimensional CT of the liver with multidetector row helical CT. *Radiology* 2001; 219: 75-9.
3. Cody D: Imaging Processing in CT. *Radiographics* 2002; 22: 5.
4. Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography): description of the system. *Br J Radiol* 46:1016, 1973
5. ROSSINI, Sebastián Atilio; GONZALEZ VILLAVEIRAN, Rubén F. y MEROLA, Salvador. Utilidad de la Tomografía Computada helicoidal en la diverticulitis aguda Usefulness of helical computed tomography in the acute diverticulitis. *Rev. argent. radiol.* [online]. 2009, vol.73, n.3 [citado 2015-04-21], pp. 291-302 . Disponible en: <http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1852-99922009000300009&lng=es&nrm=iso>. ISSN 1852-9992
6. Goldman L. Principles of CT and evolution of CT technology. In: Goldman LW, Fowlkes JB, eds. *Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-Sectional Imaging*. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America; 2000:33–52
7. A Calzado, J Geleijns, Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones, *Rev Fis Med* 2010;11(3):163-180
8. Baba r, Konno Y, Ueda K, Ikeda S. coparison of flat-panel detector and image-intensifier detector cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph.* 2002; 26(3); 153-8
9. Mupparapu M, Singer SR. Implant imaging for the dentist. *J Can Dent Assoc.* 2004;70:32.] (Victoria University of Manchester. Radiation Protection 136. European guidelines on radiation protection in dental radiology. Luxemburg: European Commission, 2004)
10. arris D, Buser D, Dula, K y cols. E.A.O. guidelines fo the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:566-70
11. Hanazawa T, Sano T, Seki K, Okano T. Radiologic measurements of the mandible: a comparison between CT-reformatted and conventional tomographic images. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:226-32
12. Arana-Fernández de Moya Estanislao, Buitrago-Vera Pedro, Benet-Iranzo Francisco, Tobarra-Pérez Eva. Tomografía computerizada: introducción a las aplicaciones dentales. *RCOE* [revista en la Internet]. 2006 Jun [citado 2015 Abr 21] ; 11(3): 311-322. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2006000300003&lng=es. <http://dx.doi.org/10.4321/S1138-123X2006000300003>
13. Halazonetis DJ, From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial* <orthop. 2005; 127 (5): 627-37
14. Mah J, Hatcher D: Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 126:308, 2004
15. Oviedo-Muñoz P1 , Hernández-Añaños JF2 . Tomografía computarizada Cone Beam en endodoncia. *Rev Estomatol Herediana.* 2012; 22(1):59-64Kunihiko S, Kazuo Y, Kan U, et al: Development of dentomaxillofacial cone beam X-ray CT system model CB MercuRay. *Medix* 37:40, 2009
16. Rosenbusch G, Oudkerk M, Ammann E: Radiology in medical diagnostics.

17. Blackwell Science, Oxford, 1995
18. Adler RE: Medical Firsts: From Hippocrates to the Human Genome.
19. Wiley Publisher, 2004
20. Anderson J, Barnes E, Shackleton E: The Art of Medicine: Over 2,000 Years of Images and Imagination.
21. Sukocic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod. Craniofacial Res* 6 (Suppl. 1),2003; 31-36
22. Tomografía Cone Beam Tecnología de primer mundo en México C.D.O. Enrique González García
23. Gamba D, Raymundo R, Vasconcellos M, Vasconcellos D, Niza S. Tomografía computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Rev. Dent. Ortodon Ortop Fac.* 2007; 12: 139-156
24. Sukocic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod. Craniofacial Res* 6 (Suppl. 1),2003; 31-36
25. Tomografía Cone Beam Tecnología de primer mundo en México C.D.O
26. Bosch O. Enrique. Sir Godfrey Newbold Houndsfield y la tomografía computarizada, su contribución a la medicina moderna. *Revista chilena de radiología* vol. 10)
27. Whaites Eric. Fundamentos de Radiología Dental 223-241 Elsevier Masson, Barcelona España, cuarta edición 2008.
28. Cohnen, M., Kemper, J., Mobes, O., et al., 2002. Radiation dose in dental radiology. *Eur. Radiol.*, 12(3):634-637. [doi:10.1007/s003300100928]
29. Ngan, D.C., Kharbanda, O.P., Geenty, J.P., et al., 2003. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust. Orthod. J.*, 19(2):67-75.
30. Loubele, M., Guerrero, M.E., Jacobs, R., et al., 2007. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone beam CT,
31. Whaites Eric. Fundamentos de Radiología Dental 223-241 Elsevier Masson, Barcelona España, cuarta edición 2008
32. Schulze, D., Heiland, M., Thurmann, H., et al., 2004. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 33(2):83-86. [doi:10.1259/dmfr/28403350]
33. Scarfe, W; Farman A, Sukovick P. Clinical applications of cone beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*; 72(1):75-80 • February 2006.
34. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging *orthodcraniofac Res* 2003; 6 (suppl 1): 31-6
35. Schulze, D., Heiland, M., Thurmann, H., et al., 2004. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 33(2):83-86. [doi:10.1259/dmfr/28403350]
36. Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Aug;22(8):873-9.
37. Ramirez JC, Arboleda C, McCollough C; Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica* ISSN 1909-9762, volumen 2, número 4, julio-diciembre 2008, págs. x-x Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad

CES, Medellín, Colombia

38. Hashimoto et al. Comparacion of image performance between cone-beam computed tomography for dental use four –row multidetector helical ct Koji journal of oral science, Vol 48, No 1, 27-34, 2006

Apéndices

A. Operacionalización de Variables

Variable	Definición conceptual	Naturaleza	Nivel de medición	Valores
Esmalte	Tejido más duro, sirve para protección de dentina	Cuantitativa	Razón Discreta	Escala de medición desde -1000 hasta 1000
Dentina	Es el tejido que da el color al diente con inervaciones	Cuantitativa	Razón Discreta	Escala de medición desde -1000 hasta 1000
Hueso Maxilar	Tejido óseo propio de cráneo	Cuantitativa	Razón Discreta	Escala de medición desde -1000 hasta 1000
zona cortical	Sitio anatómico en cráneo donde se tomara la medición	Cuantitativa	Razón Discreta	Escala de medición desde -1000 hasta 1000
zona medular	Sitio anatómico en cráneo donde se tomara la medición	Cuantitativa	Razón Discreta	Escala de medición desde -1000 hasta 1000
Otras sustancias	Sangre; Solución salina ; Aire; Metal (amalgamas ,metal para cerámica); Resinas de foto curado; Cavitaciones por caries dental; Tejido blando; Lesiones apicales	Cuantitativa	Razón Discreta	Escala de medición desde -1000 hasta 1000

B. Instrumento de recolección de datos evaluador 1

				CONE BEAM				HELICOIDAL			
formato	punto	nombre punto	medición	promedio1	dv 1	min 1	max 1	promedio2	dv 2	min 2	max 2
1	1	cortical maxilar	1								
2	1	cortical maxilar	2								
3	1	cortical maxilar	3								
4	1	cortical maxilar	4								
5	1	cortical maxilar	5								
6	1	cortical maxilar	6								
7	1	cortical maxilar	7								
8	1	cortical maxilar	8								
9	1	cortical maxilar	9								
10	1	cortical maxilar	10								
11	1	cortical maxilar	11								
12	1	cortical maxilar	12								
13	1	cortical maxilar	13								
14	1	cortical maxilar	14								
15	1	cortical maxilar	15								

16	1	cortical maxilar	16								
17	1	cortical maxilar	17								
18	1	cortical maxilar	18								
19	1	cortical maxilar	19								
20	1	cortical maxilar	20								
21	1	cortical maxilar	21								
22	1	cortical maxilar	22								
23	1	cortical maxilar	23								
24	1	cortical maxilar	24								
25	1	cortical maxilar	25								
26	1	cortical maxilar	26								
27	1	cortical maxilar	27								
28	1	cortical maxilar	28								
29	1	cortical maxilar	29								
30	1	cortical maxilar	30								
31	2	Dentina	1								
32	2	Dentina	2								
33	2	Dentina	3								
34	2	Dentina	4								
35	2	Dentina	5								
36	2	Dentina	6								
37	2	Dentina	7								
38	2	Dentina	8								
39	2	Dentina	9								
40	2	Dentina	10								
41	2	Dentina	11								
42	2	Dentina	12								
43	2	Dentina	13								
44	2	Dentina	14								
45	2	Dentina	15								
46	2	Dentina	16								
47	2	Dentina	17								
48	2	Dentina	18								
49	2	Dentina	19								
50	2	Dentina	20								
51	2	Dentina	21								
52	2	Dentina	22								
53	2	Dentina	23								
54	2	Dentina	24								
55	2	Dentina	25								
56	2	Dentina	26								
57	2	Dentina	27								
58	2	Dentina	28								
59	2	Dentina	29								
60	2	Dentina	30								
61	3	Esmalte	1								
62	3	Esmalte	2								
63	3	Esmalte	3								
64	3	Esmalte	4								
65	3	Esmalte	5								
66	3	Esmalte	6								
67	3	Esmalte	7								
68	3	Esmalte	8								

69	3	Esmalte	9								
70	3	Esmalte	10								
71	3	Esmalte	11								
72	3	Esmalte	12								
73	3	Esmalte	13								
74	3	Esmalte	14								
75	3	Esmalte	15								
76	3	Esmalte	16								
77	3	Esmalte	17								
78	3	Esmalte	18								
79	3	Esmalte	19								
80	3	Esmalte	20								
81	3	Esmalte	21								
82	3	Esmalte	22								
83	3	Esmalte	23								
84	3	Esmalte	24								
85	3	Esmalte	25								
86	3	Esmalte	26								
87	3	Esmalte	27								
88	3	Esmalte	28								
89	3	Esmalte	29								
90	3	Esmalte	30								
91	4	Cortical mand.	1								
92	4	Cortical mand.	2								
93	4	Cortical mand.	3								
94	4	Cortical mand.	4								
95	4	Cortical mand.	5								
96	4	Cortical mand.	6								
97	4	Cortical mand.	7								
98	4	Cortical mand.	8								
99	4	Cortical mand.	9								
100	4	Cortical mand.	10								
101	4	Cortical mand.	11								
102	4	Cortical mand.	12								
103	4	Cortical mand.	13								
104	4	Cortical mand.	14								
105	4	Cortical mand.	15								
106	4	Cortical mand.	16								
107	4	Cortical mand.	17								
108	4	Cortical mand.	18								
109	4	Cortical mand.	19								
110	4	Cortical mand.	20								
111	4	Cortical mand.	21								
112	4	Cortical mand.	22								
113	4	Cortical mand.	23								
114	4	Cortical mand.	24								
115	4	Cortical mand.	25								
116	4	Cortical mand.	26								
117	4	Cortical mand.	27								
118	4	Cortical mand.	28								
119	4	Cortical mand.	29								
120	4	Cortical mand.	30								
121	5	Tejido Blando	1								

122	5	Tejido Blando	2								
123	5	Tejido Blando	3								
124	5	Tejido Blando	4								
125	5	Tejido Blando	5								
126	5	Tejido Blando	6								
127	5	Tejido Blando	7								
128	5	Tejido Blando	8								
129	5	Tejido Blando	9								
130	5	Tejido Blando	10								
131	5	Tejido Blando	11								
132	5	Tejido Blando	12								
133	5	Tejido Blando	13								
134	5	Tejido Blando	14								
135	5	Tejido Blando	15								
136	5	Tejido Blando	16								
137	5	Tejido Blando	17								
138	5	Tejido Blando	18								
139	5	Tejido Blando	19								
140	5	Tejido Blando	20								
141	5	Tejido Blando	21								
142	5	Tejido Blando	22								
143	5	Tejido Blando	23								
144	5	Tejido Blando	24								
145	5	Tejido Blando	25								
146	5	Tejido Blando	26								
147	5	Tejido Blando	27								
148	5	Tejido Blando	28								
149	5	Tejido Blando	29								
150	5	Tejido Blando	30								

C. Instrumento de recolección de datos evaluador 2

				CONE BEAM				HELICOIDAL			
formato	punto	nombre punto	medición	promedio1	dv1	min1	max1	promedio2	dv2	min2	max2
1	1	cortical mandibular	1								
2	1	cortical mandibular	2								
3	1	cortical mandibular	3								
4	1	cortical mandibular	4								
5	1	cortical mandibular	5								
6	1	cortical mandibular	6								
7	1	cortical mandibular	7								
8	1	cortical mandibular	8								
9	1	cortical mandibular	9								
10	1	cortical mandibular	10								
11	1	cortical mandibular	11								
12	1	cortical mandibular	12								
13	1	cortical mandibular	13								
14	1	cortical mandibular	14								
15	1	cortical mandibular	15								
16	1	cortical mandibular	16								

17	1	cortical mandibular	17								
18	1	cortical mandibular	18								
19	1	cortical mandibular	19								
20	1	cortical mandibular	20								
21	1	cortical mandibular	21								
22	1	cortical mandibular	22								
23	1	cortical mandibular	23								
24	1	cortical mandibular	24								
25	1	cortical mandibular	25								
26	1	cortical mandibular	26								
27	1	cortical mandibular	27								
28	1	cortical mandibular	28								
29	1	cortical mandibular	29								
30	1	cortical mandibular	30								
31	2	cortical maxilar	1								
32	2	cortical maxilar	2								
33	2	cortical maxilar	3								
34	2	cortical maxilar	4								
35	2	cortical maxilar	5								
36	2	cortical maxilar	6								
37	2	cortical maxilar	7								
38	2	cortical maxilar	8								
39	2	cortical maxilar	9								
40	2	cortical maxilar	10								
41	2	cortical maxilar	11								
42	2	cortical maxilar	12								
43	2	cortical maxilar	13								
44	2	cortical maxilar	14								
45	2	cortical maxilar	15								
46	2	cortical maxilar	16								
47	2	cortical maxilar	17								
48	2	cortical maxilar	18								
49	2	cortical maxilar	19								
50	2	cortical maxilar	20								
51	2	cortical maxilar	21								
52	2	cortical maxilar	22								
53	2	cortical maxilar	23								
54	2	cortical maxilar	24								
55	2	cortical maxilar	25								
56	2	cortical maxilar	26								
57	2	cortical maxilar	27								
58	2	cortical maxilar	28								
59	2	cortical maxilar	29								
60	2	cortical maxilar	30								
61	3	sangre g no coagulada	1								
62	3	sangre g no coagulada	2								
63	3	sangre g no coagulada	3								
64	3	sangre g no coagulada	4								
65	3	sangre g no coagulada	5								
66	3	sangre g no coagulada	6								

67	3	sangre g no coagulada	7								
68	3	sangre g no coagulada	8								
69	3	sangre g no coagulada	9								
70	3	sangre g no coagulada	10								
71	3	sangre g no coagulada	11								
72	3	sangre g no coagulada	12								
73	3	sangre g no coagulada	13								
74	3	sangre g no coagulada	14								
75	3	sangre g no coagulada	15								
76	3	sangre g no coagulada	16								
77	3	sangre g no coagulada	17								
78	3	sangre g no coagulada	18								
79	3	sangre g no coagulada	19								
80	3	sangre g no coagulada	20								
81	3	sangre g no coagulada	21								
82	3	sangre g no coagulada	22								
83	3	sangre g no coagulada	23								
84	3	sangre g no coagulada	24								
85	3	sangre g no coagulada	25								
86	3	sangre g no coagulada	26								
87	3	sangre g no coagulada	27								
88	3	sangre g no coagulada	28								
89	3	sangre g no coagulada	29								
90	3	sangre g no coagulada	30								
91	4	aire	1								
92	4	aire	2								
93	4	aire	3								
94	4	aire	4								
95	4	aire	5								
96	4	aire	6								
97	4	aire	7								
98	4	aire	8								
99	4	aire	9								
100	4	aire	10								
101	4	aire	11								
102	4	aire	12								
103	4	aire	13								
104	4	aire	14								
105	4	aire	15								
106	4	aire	16								
107	4	aire	17								
108	4	aire	18								
109	4	aire	19								
110	4	aire	20								
111	4	aire	21								
112	4	aire	22								
113	4	aire	23								
114	4	aire	24								
115	4	aire	25								
116	4	aire	26								

117	4	aire	27								
118	4	aire	28								
119	4	aire	29								
120	4	aire	30								
121	5	Sangre .p coagulada	1								
122	5	Sangre .p coagulada	2								
123	5	Sangre .p coagulada	3								
124	5	Sangre .p coagulada	4								
125	5	Sangre .p coagulada	5								
126	5	Sangre .p coagulada	6								
127	5	Sangre .p coagulada	7								
128	5	Sangre .p coagulada	8								
129	5	Sangre .p coagulada	9								
130	5	Sangre .p coagulada	10								
131	5	Sangre .p coagulada	11								
132	5	Sangre .p coagulada	12								
133	5	Sangre .p coagulada	13								
134	5	Sangre .p coagulada	14								
135	5	Sangre .p coagulada	15								
136	5	Sangre .p coagulada	16								
137	5	Sangre .p coagulada	17								
138	5	Sangre .p coagulada	18								
139	5	Sangre .p coagulada	19								
140	5	Sangre .p coagulada	20								
141	5	Sangre .p coagulada	21								
142	5	Sangre .p coagulada	22								
143	5	Sangre .p coagulada	23								
144	5	Sangre .p coagulada	24								
145	5	Sangre .p coagulada	25								
146	5	Sangre .p coagulada	26								
147	5	Sangre .p coagulada	27								
148	5	Sangre .p coagulada	28								
149	5	Sangre .p coagulada	29								
150	5	Sangre .p coagulada	30								