



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN
CIENCIAS MÉDICAS, ODONTOLÓGICAS Y DE LA SALUD
EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS (CLÍNICA)**

**ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE MEDICIONES CEFALOMÉTRICAS
REALIZADAS EN RADIOGRAFÍAS DIGITALES Y TOMOGRAFÍAS
COMPUTARIZADAS *CONE BEAM*.**

TESIS

**QUE PARA OPTAR POR EL GRADO
DE MAESTRA EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**

PRESENTA:

JANSEN VALERIA RAMÍREZ HUERTA

TUTOR:

**DR. JAVIER PORTILLA ROBERTSON
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

CIUDAD DE MÉXICO, NOVIEMBRE DE 2017



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

CONTENIDO

1.-RESUMEN	1
2.- INTRODUCCIÓN	3
3.- ANTECEDENTES.....	5
4.- MARCO TEÓRICO	9
4.1.- FORMA DE MEDICIONES	10
4.2.- ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO DE RICKETTS.....	13
4.3.- NATURALEZA Y PROPIEDADES DE LOS RAYOS X.....	16
4.4.- DESVENTAJAS DEL USO DE LOS RAYOS X EN LA CEFALOMETRÍA.....	17
4.5.- NATURALEZA Y PROPIEDADES DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA <i>CONE BEAM</i>	18
4.6.- VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA TOMOGRAFÍA <i>CONE BEAM</i>	19
5.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	21
6.- JUSTIFICACIÓN	22
7.- OBJETIVO GENERAL	23
8. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	23
9. HIPÓTESIS	24
HIPÓTESIS ESTADÍSTICA.	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
10.- MÉTODO.....	25
10.1.- TIPO DE ESTUDIO.....	25
10.2.- POBLACIÓN DE ESTUDIO.....	25
10.3.- MUESTRA.....	26
10.4.- SELECCIÓN DE MUESTRA.....	26
10.5.- CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	26
10.5.1.- <i>Criterio de inclusión</i>	26
10.5.2.- <i>Criterio de exclusión</i>	27
10.5.3.- <i>Criterios de eliminación</i>	27
10.6.- MÉTODOS DE RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN.....	27
9.7.- PRUEBA PILOTO	33
9.8.- ESTANDARIZACIÓN.....	33
9.9.- ANÁLISIS ESTADÍSTICOS.....	33
9.10.- CONSIDERACIONES ÉTICAS	34
9.11.- ORGANIZACIÓN.....	34
10 .- RESULTADOS	35
11.- DISCUSIÓN	48
12.-CONCLUSIÓN	54
13.- REFERENCIAS	55
14.- ANEXOS.....	61

1.-Resumen

Objetivo: Comparar el análisis cefalométrico obtenido por radiografías lateral de cráneo y tomografías computarizadas *cone beam* y determinar la magnificación en las radiografías laterales .

Materiales y métodos: Se realizó un estudio transversal de validación, se calculó el tamaño de muestra con una alfa del 0.05 y un poder del 90% se determinó que se requerían 78 pacientes , cada paciente contaba con una radiografía lateral de cráneo y tomografía computarizada *cone beam*, las cuales se importaron al programa de trazado cefalométrico Nemoceph® (Madrid, España) para su análisis, la medidas fueron realizadas por un solo observador previamente estandarizado, la medidas estudiadas fueron relación molar, relación canina, sobremordida horizontal, sobremordida vertical, extrusión del incisivo inferior, convexidad, posición molar, protrusión del incisivo inferior, protrusión del incisivo inferior, plano oclusal, longitud craneal, altura facial posterior, localización del porion, ángulo interincisivo, altura facial inferior, inclinación incisivo inferior, inclinación incisivo superior, inclinación plano oclusal, profundidad facial, eje facial, cono facial, ángulo plano mandibular, profundidad maxilar, altura maxilar, plano palatal, deflexión craneal, posición rama, arco mandibular todos ellas del análisis de Ricketts. La diferencia de medias se determinó con el análisis T pareada de student para variables con distribución normal y varianzas iguales , se utilizó la prueba no paramétrica Wilcoxon para las variables que no cumplieron los supuestos , se fijó la significancia en $p < 0.05$; la determinación de la magnificación se realizó con un calculo de una regla de tres.

Resultados: La medida angular protrusión del incisivo inferior y localización de porion mostraron una diferencia estadísticamente significativa, la magnificación en las radiografías fue de un rango de 0.01% al 14 %.

Conclusión la medidas más alejadas del foco central presentaron mayor magnificación, sin embargo no se considera que esta magnificación tenga significancia clínica, al ser diferencias menores a un 1mm.

2.- Introducción

Los tratamientos de ortodoncia tienen por objeto corregir los problemas dentofaciales logrando un óptimo contacto oclusal e interproximal, estética y armonía dentofacial; para alcanzar estos objetivos es indispensable un diagnóstico a través del cual se determinan las variaciones antropométricas que necesitan corregirse.⁽¹⁾⁽²⁾

Para la obtención del diagnóstico en ortodoncia se requiere de una historia clínica, exploración bucal así como de la valoración de métodos auxiliares de diagnóstico como son las fotografías faciales, modelos dentales (estáticos y articulados) y radiografías como la ortopantomografía y la lateral de cráneo; ésta última para la realización de la cefalometría.

La cefalometría es de vital importancia debido a que no solo nos proporciona una valoración clínica de los pacientes, si no que permite el estudio y predicción del crecimiento, así como la interpretación de los cambios que se producen durante el tratamiento; la cefalometría es una técnica desarrollada a partir de dos grandes métodos de medición, la craneometría que se basa en mediciones de cráneos de restos humanos y la antropometría que se encarga de medir los individuos vivos utilizando zonas de tejido blando; la cefalometría combina ambas técnicas con la ventaja de la radiografía que permite la visualización de tejidos duros (huesos) y tejidos blandos, la mayor desventaja es que al ser una proyección 2 D no permite la evaluación de todas las estructuras, sin embargo esto puede ser solucionado tomando radiografías con diferentes orientaciones.⁽³⁾

Los sensores digitales han mejorado las capacidades diagnósticas de las herramientas de odontología y ortodoncia. Las radiografías digitales han permitido el desarrollo de programas para el trazado digital que facilitan el método para realizar cefalometrías, brinda ventajas como realizar varios trazados a la vez en un tiempo reducido comparado con el método manual y proporciona opciones de

manipular la imagen radiográfica (contraste, brillo, zoom) lo que mejora la capacidad de identificar las estructuras anatómicas necesarias para el análisis cefalométrico .⁽⁴⁾

La tomografía computarizada *cone beam* (haz cónico) es una tecnología que ha tenido un desarrollo rápido, permite reconstrucciones de estructuras primarias como cortes sagitales, coronales, transversales y secundarias como imágenes 3D .^(5,6)

3.- Antecedentes

En el año 1895 Wilhelm Conrad Röntgen descubrió los rayos X; con éste hecho se da una evolución en la profesión de las ciencias médicas, las radiografías se convirtieron en una herramienta valiosa e indispensable para el diagnóstico.

En ortodoncia el descubrimiento de los rayos X fue de suma importancia ya que permitió la realización de mediciones en dos dimensiones a partir de las radiografías obtenidas, con el fin de estudiar la predicción del desarrollo craneofacial, la relación entre los dientes, tejidos blandos y duros (cefalometría).^(7,8)

Swennen menciona que en el año de 1922 Pacini introduce la técnica de la película radiográfica lateral de cráneo; sin embargo estas radiografías presentaban dificultades, como la distorsión por los movimientos de la cabeza durante la exposición prolongada y es hasta el año de 1931 que Broadbent soluciona esta dificultad al introducir un soporte de la cabeza llamado cefalostato, lo que permitió estandarizar la técnica para la toma de la radiografía lateral.⁽⁹⁾

Figura 1. Cefalostato de Broadbent



Olmez describe que Brodie en 1938 realiza el primer análisis cefalométrico en radiografías laterales, basándose en investigaciones previas de Holly Broadbent.⁽⁷⁾

Durante muchos años la cefalometría se realizó manualmente, en 1969 Ricketts publica *The evolution of diagnosis to computerized cephalometric* ⁽¹⁰⁾ e introduce el término de análisis cefalométrico computarizado, pero es hasta el año de 1989 que inicia el desarrollo de la cefalometría digital, el prototipo del trazado digital se realiza por medio de una proyección de las radiografías en pantallas en blanco y negro.⁽⁹⁾

Lemchen, Engel y Jacobson en el año de 1995 trabajaron con Dolphin Imaging® para la creación de un análisis en 3D.⁽¹¹⁾ La idea del trazado 3D no era una idea novedosa, ya que Broadbent en 1930 mencionó la cefalometría en 3D a partir de las radiografías postero-anteriores y la submental vertex de acuerdo a lo reportado por Swennen.⁽⁹⁾

La Tomografía Computarizada *Cone Beam* (CBTC) fue desarrollada para la realización de las angiografías, a partir de los noventa comenzó la fabricación de tomógrafos *cone beam* económicos y pequeños lo que permitió la ampliación de su uso en otras áreas incluyendo odontología.⁽¹²⁾

En los últimos años el uso de la tomografía computarizada *cone beam*, se ha difundido en ortodoncia para varios fines, entre ellos la realización de trazados cefalométricos y es por esta razón que diversos estudios se han enfocado en comparar la tomografía con la radiografía lateral de cráneo.

Es muy importante para una correcta realización de un análisis cefalométrico la identificación de los puntos anatómicos en forma precisa, en la literatura se reportan estudios comparativos entre la técnica con radiografía convencional y el *cone beam*. Grauer et al. (2010) compararon estas dos técnicas en un muestra de 46 pacientes y de 28 puntos, únicamente tres puntos mostraron diferencias sin

embargo estas diferencias según el autor no alcanzaron significancia clínica al ser menores a 0.5 mm.⁽¹³⁾

La magnificación es un error atribuido a la radiografía y es por ello que diversos autores que para comparar las medidas obtenidas de las radiografías con las tomografías ajustan los valores con diferentes criterios de magnificación muchos no justificados en la literatura; Grauer et al. (2010) propusieron un 7.5% de magnificación para todas las medidas argumentando la magnificación típica para las estructuras de la línea media con una distancia de 60 pulgadas de la fuente de radiación⁽¹³⁾; Ogawa et al. (2010) midieron la magnificación por medio de un disco de acrílico con marcadores metálicos , a éste disco se le tomo radiografía con las especificaciones de la distancia adecuada según el fabricante de los rayos X, y realizaron una regresión lineal para la obtención de la magnificación, concluyendo que la magnificación fue menor del 1% (14); Gribel et al. (2011) establecieron una magnificación del 10 % calculo arbitrario y sin ofrecer una explicación del porqué de este porcentaje⁽⁸⁾; Olmez et al.(2011) comparan medidas de 13 pacientes; la magnificación reportada fue del 2.6 al 14%, concluyendo que las estructuras más alejadas de los fotones del rayo central mostraban mayor magnificación.⁽⁷⁾

Un común denominador de diversos estudios comparativos entre mediciones realizadas en radiografías y tomografías ha sido un tamaño de muestra pequeño y realizados en cráneos secos, las conclusiones son que algunas de las medidas estudiadas presentan diferencias estadísticamente significativas, sin embargo, los autores de estas publicaciones concluyen que éstas diferencias clínicamente no son importantes. ⁽¹⁵⁻²¹⁾

Los estudios comparativos de la reproducibilidad y precisión de los puntos anatómicos en el trazado, Zamora, Grauer, Cavalli, Ludlow coinciden que la reproducibilidad y precisión de la localización es mejor en la tomografía computarizada *cone beam* cuando se realizan directamente en las proyecciones 3D debido a que no presentan sobreposición de imágenes. ^(6,22-25)

Una limitante del análisis cefalométrico en 3D es la ausencia de valores aceptados, Wong diseñó un análisis cefalométrico 3D a partir de planos y ángulos del análisis de Mc Namara para pacientes chinos, encontró que había una diferencia entre géneros y concluyendo que la muestra debe de ser incrementada para crear una base de datos más representativa.^(26,27)

4.- Marco teórico

La cefalometría o análisis cefalométrico es un auxiliar de diagnóstico indispensable en ortodoncia, se obtiene por medio de mediciones, formadas por planos, ángulos y polígonos a partir de puntos anatómicos específicos localizados en radiografías laterales de cráneo o posteroanteriores, éstas radiografías una vez trazadas reciben el nombre de cefalogramas.

La cefalometría es indispensable para el diagnóstico y diseño del plan de tratamiento, proporciona información para la evaluación de los cambios durante el tratamiento, el análisis de crecimiento y predicciones quirúrgicas.⁽⁷⁾

Para la realización de la cefalometría se requiere de la identificación de puntos anatómicos; entre los principales se encuentran:

Silla turca. Estructura que forma parte del cuerpo de esfenoides, en el centro se encuentra la fosa hipofisiaria donde se aloja la glándula pituitaria o hipofisiaria.

Glabela y huesos propios de la nariz. Pertenecen a los huesos de la cara, forman la parte ósea del esqueleto de la nariz, constituida por dos huesos pequeños, que se apoyan en la espina nasal del frontal y la lámina perpendicular del etmoides.

Conducto auditivo externo. Situado en hueso temporal del cráneo

Borde inferior de la órbita. Formado por la cara orbital del hueso maxilar.

Fosa Pterigomaxilar. Formado por 4 paredes un ápice, un vértice y una base, esta base está formada por la porción horizontal del ala mayor del esfenoides, unión de la apófisis y de la tuberosidad, la pared anterior formada por la tuberosidad del maxilar, la pared posterior constituida por la cara anterior de la apófisis del pterigoides, cara interna porción vertical del palatino y la porción externa es virtual, comunica con la región cigomática.

Maxilar. Hueso par, situado en la parte anterior e inferior del cráneo formando gran parte de la cara, hueso neumático, que presenta: cuerpo y cuatro procesos; frontal, cigomático, palatino y alveolar.

Mandíbula. Hueso impar consta de cuerpo y dos procesos llamados ramas que se originan en los extremos del cuerpo y se dirige hacia arriba, el borde superior de las ramas presentan: proceso coronoides, proceso condilar y cuello de la mandíbula.

Dientes. Órganos duros implantados en los alveolos dentales que se encuentran en el proceso alveolar de la maxila y en el arco alveolar de la mandíbula.(28)

4.1.- Forma de mediciones

Para realizar el análisis cefalométrico se requiere de: (fig 2)

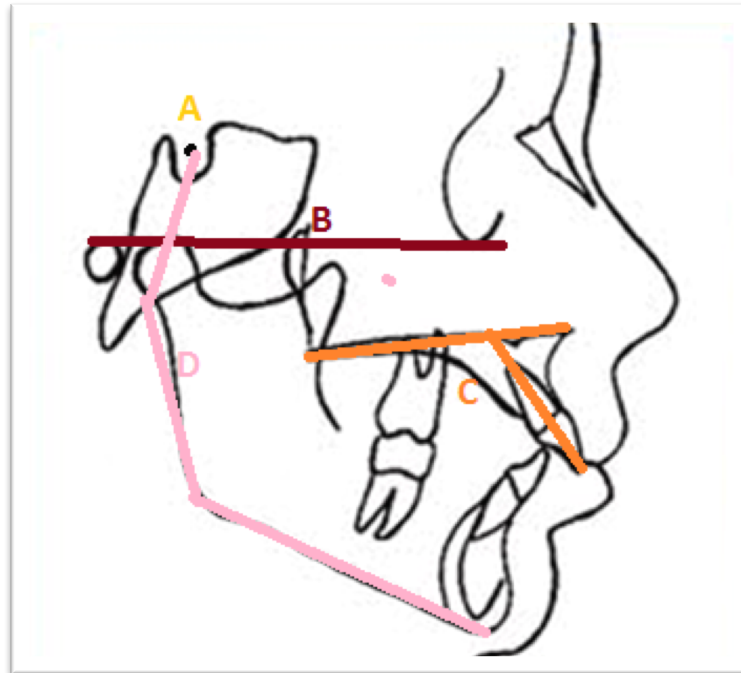
Puntos. Sitios anatómicos específicos.

Planos. Unión de dos puntos; sirven para encontrar la posición de una estructura, sin relacionarla con el resto de las estructuras.

Ángulos. Se forman por la unión de dos planos y muestran la relación que existe entre una estructura y otra.

Polígonos. Están formados por la unión de varios ángulos, determina la relación que puede existir entre más de dos estructuras.(29)

Figura 2. Mediciones cefalométricas:



A) Punto ; B) Plano; C) Ángulo; D) Polígono.

Los puntos más utilizados son:

Silla turca(S) Centro geométrico ubicado en la base de cráneo, se marca en el centro de la concavidad (silla turca) en donde se ubica la hipófisis.

Nasion (N) Punto más anterior de la sutura fronto-nasal.

Punto A (A) Ubicado en la zona de mayor concavidad en el borde anterior de la maxila.

Punto B (B) Punto de mayor concavidad en el borde anterior de la mandíbula.

Porion(Po) Es el punto más alto del meato auditivo externo.

Pogonión(Pg) Es el punto más anterior de la curvatura de la sínfisis mandibular .

Gnación (Gn) Punto formado por la bisectriz de la tangente del borde inferior del cuerpo de la mandíbula y el plano facial.

Capitulare (C) Es el punto céntrico en donde se divide la cabeza del cóndilo mandibular.

Menton (Me) Se ubica en la parte más baja de la sínfisis mandibular.

Espina nasal anterior (ENA). Es la parte más anterior de la maxila , formando un proceso espinoso maxilar. Sus siglas en ingles son ANS.

Espina nasal posterior

Articular (Ar) Se ubica en la intersección del borde de la base occipital y la rama ascendente de la mandíbula.

Orbital (Or) Esta en el borde inferior de la órbita.

Pterigoideo (Pt) Se ubica en la región superior de la fosa pterigoidea.

Basion(Ba) Es el punto más anterior del vértice del clivus que se forma de la unión de las superficies del occipital.

Planos en tejidos Duros

SN Une los puntos silla y nasion.

Frankfort. Plano formado por la unión de los puntos orbital y porión.

Palatino. Se traza uniendo espina nasal anterior y espina nasal posterior.

Oclusal. Dado por la unión del borde incisial del incisivo central inferior con el punto en donde ocluyen los primeros molares.

Mandibular. Se forma de unir los planos gonion y mentón.

Facial. Se forma uniendo el punto nasión a pogonion.⁽²⁹⁾

4.2.- Análisis cefalométrico de Ricketts.

Desarrollado en el año 1957 por el doctor Robert Murray Ricketts, consta de 32 mediciones divididas en 5 campos.⁽³⁰⁾

1.-Problema dentario

2.-Relación maxilomandibular

3.- Dentoesqueletal

4.- Relación estética

5.- Relación craneofacial

6.-Estructural interno

1.- Problema dentario.

Relación molar. Distancia entre la cara distal del primer molar superior y la cara distal del primer molar inferior.

Relación canina. Distancia presente entre el centro de las cúspides de los caninos superior e inferior.

Sobremordida horizontal. Distancia entre el borde incisal superior y el borde incisal inferior a la altura del plano oclusal.

Sobremordida vertical. Distancia entre el borde incisal superior y el borde incisal inferior a la altura del plano oclusal , se mide perpendicular al plano oclusal.

Extrusión incisivo inferior. Distancia entre el borde incisal del incisivo inferior y el plano oclusal.

Ángulo interincisivo. Ángulo formado por el eje del incisivo superior y el eje del incisivo inferior.

2.- Relación maxilo-mandibular.

Convexidad. Distancia entre el punto A y el plano facial.

Altura facial inferior. Ángulo formado por los planos Xi-ANS y Xi-pm.

3.- Relación Dento-esquelética

Posición del molar superior. Distancia desde la cara distal del primer molar superior hasta la vertical pteriogoidea.

Protrusión del incisivo inferior. Distancia entre el borde incisal del incisivo inferior y el plano A-Po medida paralelamente al plano oclusal.

Protrusión del incisivo superior. Distancia entre el borde incisal del incisivo superior y el plano A-Po.

Inclinación del incisivo inferior. Ángulo formado por el eje del incisivo inferior y el plano a-Po.

Inclinación del incisivo superior. Ángulo formado por el eje del incisivo superior y el plano A-Po.

Plano oclusal a la rama mandibular. Distancia entre el plano oclusal y el centro de la rama mandíbular (Xi).

Inclinación del plano oclusal. Formado por el eje del cuerpo y el plano oclusal.

4.- Relación estética

Protrusión labial. Distancia de la porción más anterior del labio inferior y el plano estético.

Longitud de labio superior. Distancia entre la espina nasal anterior y el stomion.

Comisura labial. Distancia entre la comisura de los labios y el plano oclusal.

5.-Relación craneo-facial

Profundidad facial. Ángulo formado por el plano facial y el plano de Frankfort es el equivalente del ángulo facial del análisis de Downs.

Eje facial. Ángulo formado por el eje facial y el plano basión-nasión. (Indica la dirección del crecimiento del mentón.)

Cono facial. Ángulo formado por el plano facial y el plano mandibular.

Ángulo del plano mandibular. Ángulo formado por el plano mandibular y el plano de Frankfort.

Profundidad maxilar. Ángulo formado por el plano Frankfort y la línea Na-A. Indica la posición del maxilar superior en sentido sagital.

Altura maxilar. Ángulo formado por los puntos Na-CF y A-CF.

Plano palatal. Ángulo formado por el plano de Frankfort y el plano ANS-PNS.

6.- Estructura interna

Deflexión craneal. Ángulo formado por el plano Na-Ba y el plano de Frankfort.

Longitud craneal anterior. Distancia entre el punto CC y Na.

Altura facial posterior. Distancia entre el gonión y el punto CF.

Posición de la rama. Ángulo formado por la vertical pterigoidea (PTV) y el plano CF-Xi.

Localización del porión. Distancia entre porión y PTV.

Arco mandibular. Ángulo formado entre el eje del cuerpo y el eje condilar.

Longitud del cuerpo. Medida del eje del cuerpo mandibular (Xi-Pm) al plano A-Po.

Este análisis permite el estudio de la posición e interrelación de componentes de las estructuras dentomaxilares; morfología craneofacial y la determinación del biotipo facial.

Las líneas de referencia de este análisis son Frankfort, nasión-basión y vertical pterigoidea.⁽³⁰⁾

4.3.- Naturaleza y propiedades de los rayos x.

Los rayos Röntgen o llamados también "X" forman parte del espectro electromagnético, son invisibles, tiene la propiedad de atravesar los cuerpos, la longitud de onda de los rayos X está entre 10 a 0,01 nanómetros, una de sus características principales es que ionizan las sales de plata (brumuro y yoduro) contenidas en la película fotográfica (fundamento de la radiografía) y son absorbidos por tejidos biológicos lo que ocasiona modificaciones celulares.

Los rayos X se producen por un desequilibrio energético cuando un electrón libre estimulado a una gran velocidad choca dentro de un átomo pesado con otro electrón satélite, haciéndolo pasar de una u otra órbita más interna.

La forma en que se producen artificialmente es por medio de un circuito electrónico radiógeno que está integrado por transformadores y un tubo.

El transformador consiste en dos arrollamientos¹ de hilos conductores separados por un núcleo de hierro, la función del transformador será aumentar el voltaje para que se puedan producir los rayos x.

El tubo es la parte esencial, es donde se aceleran las partículas de los electrones, consiste en una ampolla de vidrio que se encuentran al vacío, en su interior se encuentran dos electrodos: el cátodo (-), productor de electrones, compuesto de un filamento de tungsteno rodeado de una pared de molibdeno, denominada copa focalizadora, el ánodo (+) receptor de electrones, formado por un grueso cilindro de cobre, y bloque de tungsteno que puede ser fijo o giratorio para impacto de los rayos catódicos.

La función del tubo consiste en producir vapor de electrones en el cátodo al pasar una corriente de gran intensidad, acelerar estos electrones libres contra el ánodo donde se producirá un desequilibrio energético al chocar con los átomos de las órbitas profundas del tungsteno (la placa) y emitir los rayos X.⁽³¹⁾

Por muchos años las radiografías fueron procesadas en acetatos o una lámina de poliéster impregnada de una emulsión de bromuro y yoduro de plata, después de los años noventa hubo un avance importante en las radiografías, se introdujeron las radiografías digitales las cuales transmitían la imagen radiográfica a una base de datos por medio del uso de sensores fotoestimulantes. El uso de imágenes radiográficas digitales brindaba ventajas tales como la obtención de la imagen instantánea, reducción de la dosis de la radiación, el mejoramiento de las imágenes, manipulación por computadora y muy importante que no requiere el uso de líquidos de revelado y fijado los cuales son contaminantes.⁽²²⁾

4.4.- Desventajas del uso de los rayos x en la cefalometría.

¹ Circuito o sistema de circuitos constituidos por conductores aislados según cierto número de espiras convenientemente unidas entre sí, cuya misión consiste en crear un campo magnético

La cefalometría se realiza en radiografías laterales de cráneo las cuales presentan errores como:

Distorsión: Aumentos desiguales entre diferentes planos, ocurre generalmente como resultado de la orientación inadecuada de la cabeza del paciente en el cefalostato, la alineación incorrecta de la película, del sensor o del rayo central.⁽⁶⁾

Magnificación: Es la amplificación del objeto en comparación a su tamaño real, Esta se ocasiona por una distancia inadecuada entre la película o sensor, el objeto y el rayo x.⁽⁸⁾

Falta de nitidez: Es el contorno difuso en una imagen radiográfica causada por la penumbra, los factores que influyen en la falta de nitidez son el tamaño del punto focal, el enfoque de la película a distancia y la distancia objeto- película o sensor.

Subimposición de Imágenes: Es debido a la proyección de una estructura 3D en un plano 2D.

Estos errores complican la localización precisa de los puntos anatómicos lo que conlleva a errores en el análisis, otra complicación por estos errores es la dificultad para la identificación de puntos anatómicos en aquellos pacientes con asimetrías significantes.⁽⁹⁾

4.5.- Naturaleza y propiedades de la tomografía computarizada *cone beam*

El tomografía *cone beam* al igual que la radiografía requiere del uso de rayos X para la obtención de imágenes, sin embargo la forma en que se emite el rayo central es diferente; el *cone beam* tiene un portal giratorio al cual se fija una fuente de rayos x y un detector que graba los fotones de rayos x, captura y envía la señal a una computadora. La fuente de radiación es emitida en forma de cono y es dirigida al centro del área de interés y al detector de los rayos x ubicado en el lado opuesto de la zona de emisión de los rayos; tanto la fuente de rayos x como el detector giran alrededor de un punto de rotación fijado dentro del centro de interés; durante la rotación se obtienen de 150 a más de 600 imágenes

secuenciales , las imágenes adquiridas se someten a una reconstrucción primaria para replicar matemáticamente (algoritmos), el esquema más usado de reconstrucción para proyecciones de haz de cono es el algoritmo Feldkamp, Davis, Kress (FDK).^(32,33)

4.6.- Ventajas y desventajas de la tomografía *cone beam*.

El uso de la tomografía *cone beam* se ha incrementado en los últimos años en odontología, en el área de ortodoncia para la realización de análisis cefalométrico presenta ventajas como la obtención de medidas reales al tener una escala 1:1 es decir no presenta magnificación , al ser una proyección en 3D no muestra superposición de las estructuras anatómicas lo que nos proporciona la posibilidad de obtener medidas del lado derecho e izquierdo con una alta precisión lo que resulta en una excelente reproductividad en la localización de los puntos anatómicos.^(9,12)

Adicional a la proyección en 3D la tomografía computarizada *cone beam* permite la obtención de proyecciones panorámicas cefalograma P-A y cefalograma lateral, etc.⁽³⁴⁾

En relación a las limitaciones del *cone beam* en ortodoncia es la ausencia de normas para el análisis 3D; Lee, menciona que el éxito de la transición del análisis 2D al 3D demanda la validación de los componentes del diagnóstico 3D (puntos, planos, y medidas)⁽¹⁴⁾, Otra limitante de la cefalometría en 3D es el reducido campo de visión de algunos tomógrafos lo que elimina la posibilidad de realizar algunas mediciones cefalométricas.⁽⁹⁾

La mayor desventaja del *cone beam* con respecto a las radiografías es el mayor requerimiento de dosis efectiva de radiación por varios de cientos de μSv (unidad de la dosis efectiva que mide del grado de los efectos nocivos sobre el cuerpo humano), Najjar et al. mencionan que los niños menores de 10 años tienen tres

veces mayor riesgo de daño en los tejidos que un adulto de 30 años, además que el riesgo es más alto en mujeres que en hombres⁽³⁵⁻³⁷⁾.

Tabla1. Promedio de dosis equivalentes (μSv).

ÓRGANO/ TEJIDO	RADIOGRAFÍA LATERAL DE CRÁNEO	RADIOGRAFÍA PANORÁMICA	RADIOGRAFÍA PERIAPICAL	CBCT
TIROIDES	5.1	3.4	1.1	388.5
MÉDULA ÓSEA	3.3	21.4	66.3	279.6
PIEL	1	36.2	0.7	0.2
GLÁNDULAS SALIVALES	26.4	359.1	932.2	1908.2
CEREBRO	14	33.9	139.7	2985.3
NÓDULOS LINFÁTICOS	1.3	18	46.6	95.4
MÚSCULOS	1	5.6	70.4	62.3
MUCOSA ORAL	23.2	316	839.7	1813.1

Datos del estudio de Lilian Stsumi et al (2016) .

Se debe de tomar en cuenta que la dosis efectiva varía de acuerdo al tomógrafo y al campo de visión.

Tabla 2. Dosis efectiva de diferentes CBCT

CBCT	Dosis efectiva (μSv)
NewTom 3G	68
CB Mercuray maximum quality	1073
CB Mercuray standard quality	569
Galileos Comfort	84
Next Generation i-CAT portrait mode	74
Kodak9500	136
NewTom VGi	194
NewTom VG	84
SkyView	87

Datos de Gang li (2013)

5.- Planteamiento del problema

Uno de los principales problemas en la cefalometría evaluada por rayos X es la magnificación, que ocasiona inexactitudes, que pueden ocasionar un diagnóstico impreciso. Existe la opción de realizar el análisis cefalométrico en tomografías computarizada *cone beam* las cuales no presentan magnificación. Actualmente se desconoce si la magnificación de las radiografías se ha eliminado con el uso de los aparatos digitales, no existen estudios previos que la evalúen.

Pregunta de investigación

¿Existen diferencias entre las mediciones cefalométricas realizadas en radiografías laterales de cráneo y las medidas realizadas en la tomografía computarizada *cone beam* ?

6.- Justificación

La cefalometría es auxiliar de diagnóstico indispensable en ortodoncia, en los últimos años se ha sugerido el uso del *cone beam* para la realización del análisis cefalométrico con el argumento de que este no presenta magnificación; sin embargo su costo y radiación es mayor en comparación a las radiografías, esto es de suma importancia debido a que una gran proporción de pacientes en ortodoncia son niños y adolescentes que se ven más afectados por la radiación

debido a una radiosensibilidad elevada al presentar constante replicación, crecimiento y diferenciación de sus células , todos los efectos son irreversibles y acumulativos es decir los tejidos irradiados (ionizados) no retornan a la normalidad y las dosis recibidas se suman, aun distanciadas en tiempo.

Si se comprueba que la magnificación de la radiografías es nula o mínima se determinaría que el análisis cefalométrico realizado en las radiografías es preciso y quedaría injustificado el uso del *cone beam* solo para realizar el análisis cefalométrico; quedando su uso limitado en pacientes que lo requieren como auxiliar complementario, como en caso de disfunción de la articulación temporomandibular, caninos retenidos , cirugía ortognática o síndromes que afectan el complejo maxilofacial.

7.- Objetivo General

Identificar si existe magnificación en las radiografías laterales de cráneo de pacientes del Departamento de Ortodoncia de la DEPEI de la Facultad de Odontología que fueron atendidos en el periodo 2015-2016, comparando con tomografías computarizadas *cone beam* .

8..Objetivos.Específicos.

1.-Comparar las medidas cefalométricas angulares del análisis de Ricketts: ángulo interincisivo, inclinación incisivo superior, inclinación incisivo inferior, alteración plano oclusal, inclinación plano oclusal, profundidad facial, eje facial, cono facial, ángulo plano mandibular, profundidad maxilar, altura maxilar, deflexión craneal, posición rama ascendentes, localización del porion, arco mandibular, longitud craneal, altura facial posterior, obtenidas a partir de radiografías laterales de cráneo y de las tomografías computarizadas *cone beam* .

2.-Comparar las medidas cefalométricas lineales: Relación molar, relación canina, sobremordida horizontal, sobremordida vertical, extrusión incisivo inferior, convexidad, altura facial inferior, posición molar superior, protrusión incisivo inferior, protrusión incisivo superior, obtenidas a partir de radiografías laterales de cráneo y de tomografías computarizadas *cone beam*.

9. Hipótesis

Ho. Los valores cefalométricos obtenidos con radiografías lateral de cráneo son iguales a los valores cefalométricos obtenidos del cefalograma obtenido de la tomografía computarizada *cone beam*.

H1. Los valores cefalométricos obtenidos con radiografías lateral de cráneo no son iguales a los valores cefalométricos obtenidos del cefalograma obtenido de la tomografía computarizada *cone beam*.

10.- Método

10.1.- Tipo de estudio.

Transversal

10.2.- Población de estudio.

Radiografías y tomografías computarizadas *cone beam* de pacientes que fueron requeridas como parte del diagnóstico en el Departamento de Ortodoncia de la DEPEI de la Facultad de Odontología de la UNAM en el periodo 2015-2016.

10.3.- Muestra.

Se calculó el tamaño de muestra por medio del programa PASS (Power Analysis and Sample Size), se utilizó una fórmula de diferencia de medias, con un alfa del 0.05 y un poder del 80%, se estimó en la prueba piloto una diferencia de 0.2 mm entre las medias realizadas en la radiografía y el *cone beam*.

Se obtiene un tamaño de muestra de 78 pacientes por grupo.

10.4.- Selección de Muestra.

Se invitó a participar a todos los pacientes que asistieron al Departamento de Imagenología que fueron remitidos del Departamento de Ortodoncia y que requerían por los asesores del posgrado en ortodoncia tanto de la radiografía lateral como de la tomografía *cone beam*, en los meses junio, agosto, septiembre, octubre y noviembre del 2016.

10.5.- Criterios de selección

10.5.1.- Criterio de inclusión

Radiografías y tomografías *cone beam* de los pacientes con:

- Dentición permanente y que contaron como mínimo con los cuatro primeros molares y los cuatro incisivos anteriores.

- Consentimiento informado firmado. (anexo 1)

10.5.2.-Criterio de exclusión

Radiografías y tomografías *cone beam* de pacientes:

- Con síndromes que involucraron el complejo maxilofacial, con hemiatrofias faciales o alguna alteración maxilofacial visible.
- Que hubieran iniciado el tratamiento ortodóncico u ortopédico.
- Que no quisieron participar en el estudio.
- Tomografías donde la toma fue a boca abierta.

10.5.3.-Criterios de eliminación

Radiografías y tomografías que por el tamaño del campo de visión no permitieron la identificación de los puntos anatómicos.

Pacientes que optaron por no continuar en el estudio. (anexo 2)

10.6.- Métodos de recolección de la información.

La recolección se realizó en un periodo de 6 meses en el Departamento de Imagenología de la DEPel.

Las radiografías laterales de cráneo fueron tomadas con el aparato orthoceph oc 200 (Tuusula, Finlandia) plus, las condiciones de exposición para la radiografía fueron 15 mA , un kilovoltaje de 15 Kv y un tiempo de exposición de 8 segundos. (fig 4)

Las radiografías de todos los pacientes se realizaron en oclusión céntrica y se posicionó la cabeza con ayuda del cefalostato, las imágenes radiográficas fueron guardadas en un formato pgj. (fig 5)

Las tomografías computarizadas *cone beam* se realizaron con el tomógrafo Newton VGI (Verona, Italia) con un amperaje de 10 mA un kilovoltaje de 110 Kv un tiempo de exposición de 20 segundos, el tamaño del Voxel fue de 0.03X0.03X0.03, el campo de visión fue de 15cmX15 cm. (fig 6)

Se posicionó la cabeza de los pacientes para la toma de la tomografía con base a dos luces guía, la luz vertical se colocó en la línea media facial de los pacientes (del punto glabella aliltrum), la línea horizontal se colocó paralela a la línea interpupilar, el menton tuvo un punto de apoyo inferior , posterior a la colocación de la cabeza del paciente se colocaron dos cintas que rodeaban la cabeza para evitar movimientos durante la toma, los pacientes se encontraban en máxima intercuspidad (fig 7), las tomografías fueron guardadas en el formato *On Demand*, posteriormente se obtuvo la imagen de la radiografía lateral de cráneo a partir de la imagen 3D. (fig 8 y 9)

El análisis cefalométrico de todas las radiografías y tomografías fueron realizadas por un solo operador en un mismo horario , para el análisis se importaron las imágenes radiográficas y tomográficas al programa de trazado cefalométrico digital Nemoceph® (Madrid, España), se calibraron las imágenes digitalizando dos puntos

Figura 4. Aparato radiográfico

de la Figura 5. Posición con cefalostato
regla

dentro de la imagen digital usando el software, se identificaron los puntos anatómicos digitalmente, se permitió ajustar la imagen utilizando las funciones de mejora para brillo y contraste, se ajustaron las estructuras anatómicas y las mediciones del análisis de Ricketts fueron generadas automáticamente por el programa . (fig 10)

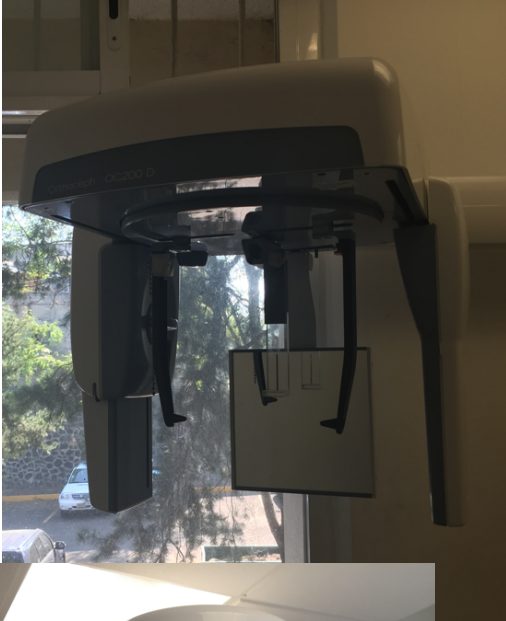


Figura 6. Tomógrafo

Figura 7. Posición de cabeza con líneas guía

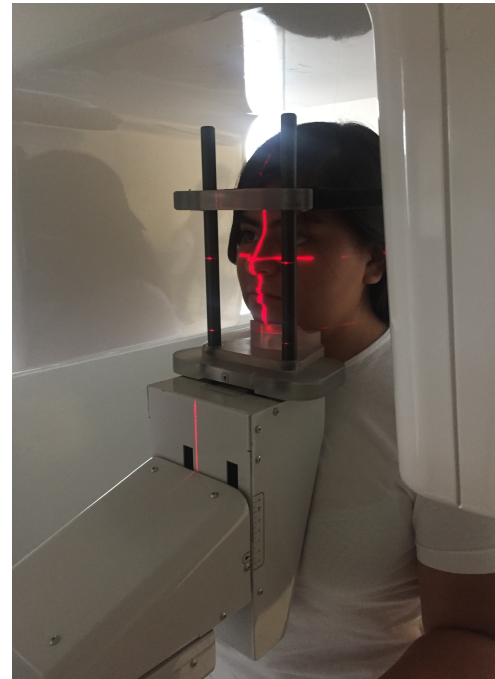


Figura 8. Obtención de la imagen radiográfica a partir del *cone beam*

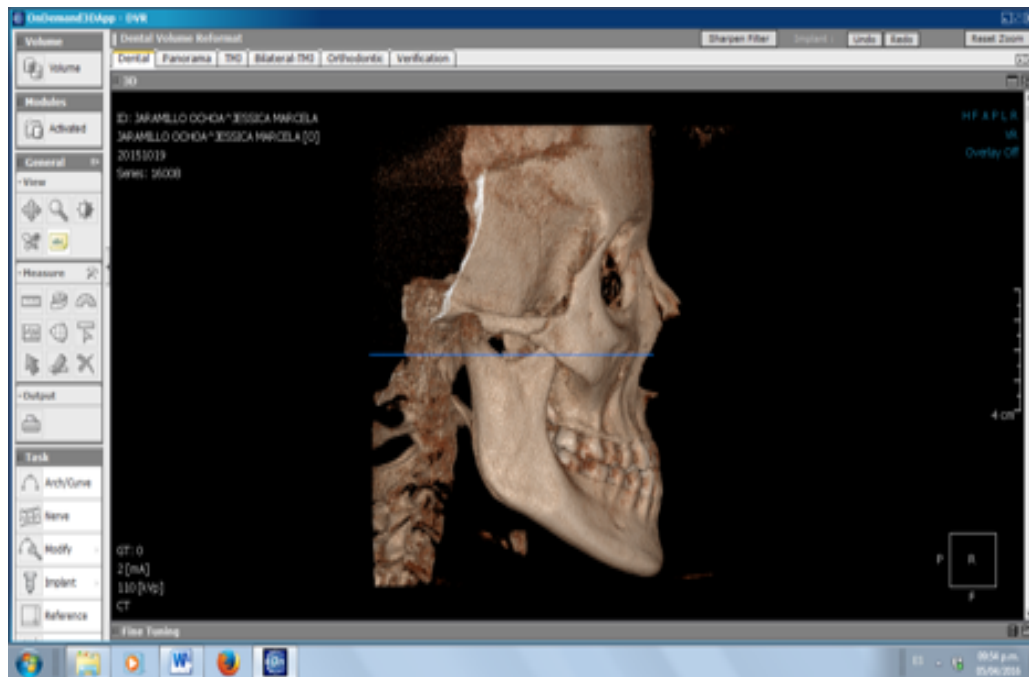


Figura 9. Obtención de la imagen radiográfica a partir del *cone beam*

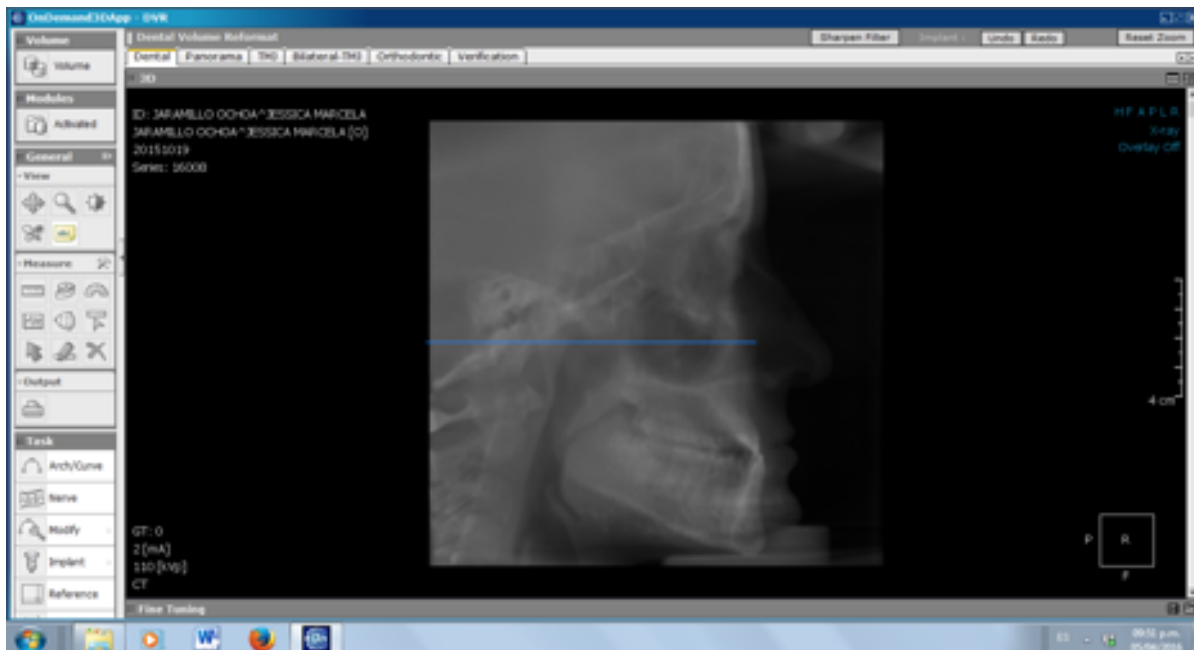
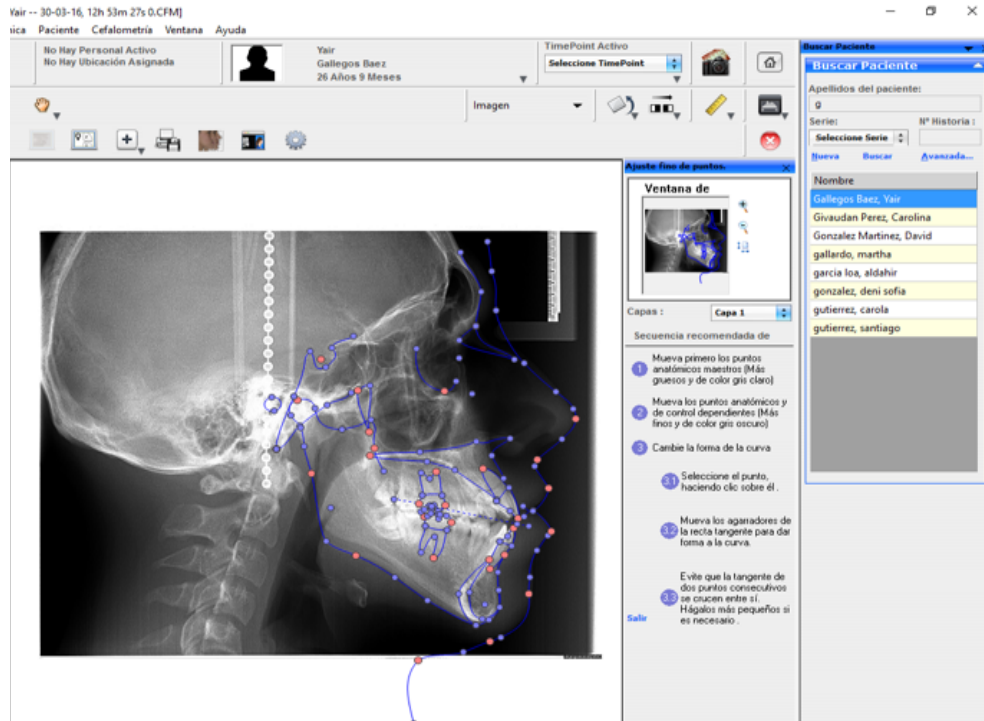


Figura 10. Trazado en Nemoceph



Se analizó si la tomografía *cone beam* no presentaba magnificación por medio de mediciones realizadas con tres barras de gutapercha, se midió con un vernier electrónico la longitud, y el diámetro de las gutaperchas que fueron colocadas en un cráneo de unicel; se tomó tomografías a dicho cráneo y se midieron en el visor *On demand*, posteriormente se compararon los datos obtenidos con el vernier y el *On demand*.

Figura 11. Tomografía para la medición de gutarpecha

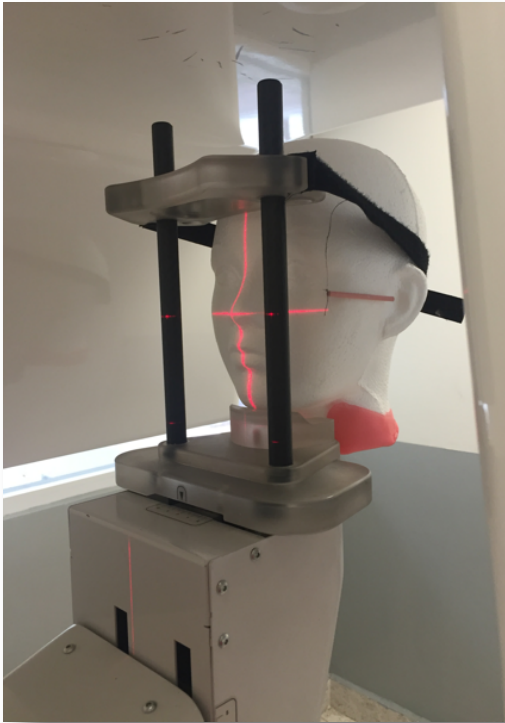
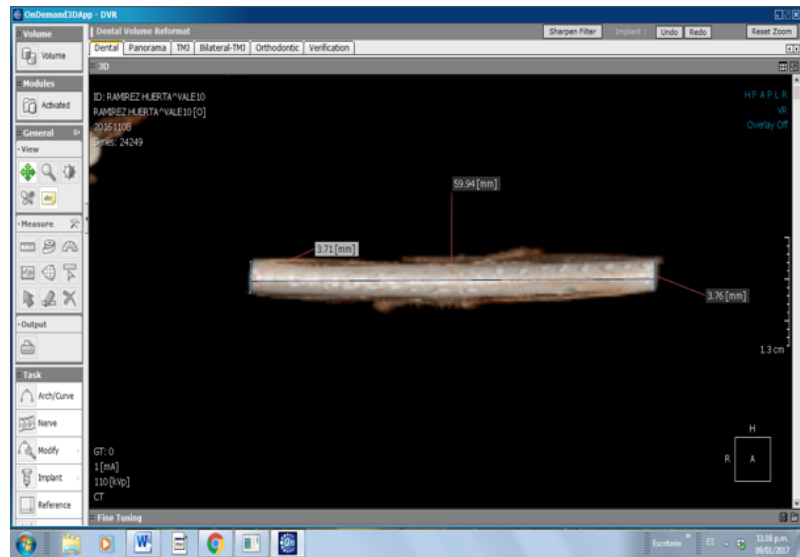


Figura 12. Medición de gutapercha.



9.7.- Prueba Piloto

La prueba piloto se realizó con una submuestra de 10 pacientes, a los cuales se les tomó una radiografía lateral de cráneo y una tomografía computarizada *cone beam*, se adquirieron las imágenes digitales de éstas, se importaron al programa Nemoceph®, y se realizaron las mediciones del análisis céfalométrico de Ricketts.

9.8.- Estandarización.

Las mediciones fueron realizadas únicamente por una operadora (la tesista), la cual fue estandarizada por un ortodoncista con 30 años de experiencia (AFL), para determinar la concordancia se realizó una prueba de coeficiente de correlación intraclase, obteniéndose una CCI de 0.92.

9.9.- Análisis Estadístico.

Se analizó con una estadística descriptiva para la obtención de promedio, mediana, desviación estándar y rango, previo al análisis de diferencia de medias se comprobaron los supuestos de la *t* de Student y se realizaron pruebas de normalidad y de homocedasticidad, para las variables que cumplieron los supuestos se realizó la prueba *t* de Student pareada para variables relacionadas, y la prueba no paramétrica (Wilcoxon) para las variables que no cumplieron los supuestos, se estableció una confiabilidad del 95% ($p \leq 0.05$) para rechazar la hipótesis nula.

9.10.- Consideraciones éticas

De acuerdo con el Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud, en el Título Segundo (De los aspectos Éticos de la Investigación en Seres Humanos) artículo 17, este estudio se considera con un riesgo mayor que el mínimo por el uso de estudios radiológicos, sin embargo las radiografías y *cone beam* utilizados en este estudio fueron pedidos como parte del diagnóstico inicial de los pacientes en la clínica de ortodoncia y fue aprobado por el Comité de Investigación y Ética de la DEPEI.

9.11.- Organización

a) Recursos humanos

- Tesista
- Tutor
- Radiólogo
- Ortodoncista

b) Recursos materiales

- Tomografías computarizadas *cone beam*
- Radiografías laterales de cráneo
- Computadora
- Programa de trazado cefalométrico Nemoceph Dental Studio NX(2D.)
- Programa estadístico STATA v. 13

10.- Resultados

El número total de radiografías y tomografías *cone beam* evaluadas fueron de 78 pacientes , 27 fueron hombres y 53 mujeres, el promedio de edad fue de 22.71 con un rango de 10 a 55 años.

Estadística descriptiva

La estadística descriptiva para las 15 mediciones angulares y 13 mediciones lineales en la muestra incluyó la obtención de media, desviación, estándar y rango, se presenta en la tabla 4 y 5.

Tabla 4. Media, mediana, desviación estándar y rango de las mediciones lineales.

<i>Medida</i>	Tomografía				Radiografía			
	Media	DE	Mediana	Min/Max	Media	DE	Mediana	Min/Max
<i>Relación molar</i>	-0.52	2.9	-0.06	-6.7,6.4	-0.56	3.06	-0.65	-7. 4,6
<i>Relación canina</i>	2.8	0.51	2.8	1.9,5	2.81	0.50	2.75	1.9,4.3
<i>Sobremordida horizontal</i>	3.2	3.39	3.45	-9.4,10.6	3.54	2.99	3.9	-3.4,10.9
<i>Sobremordida vertical</i>	1	2.6	1.1	-7.1,8.4	1.12	2.45	1.3	-7, 79
<i>Extrusión inc.inferior</i>	3.08	2.7	2.95	-1.8,8.4	3.14	2.4	2.9	-1.1,13

Tabla 4. Media, mediana, desviación estándar y rango de las mediciones lineales.(
continuación)

<i>Medida</i>	Tomografía				Radiografía			
	Media	DE	Mediana	Min/Max	Media	DE	Mediana	Min/Max
Convexidad	2.61	3.88	3.35	-8.6,10.8	2.66	4.16	3.55	-9.4,11
Posición molar	15.42	5.27	15	3.2,28.1	15.72	5.28	15.35	4,28
Protrusión incisivo inf.	4.48	3.36	4.65	5.8,11	4.82	3.28	5	6.1,11.3
Protrusión incisivo sup.	7.18	3.8	7.3	-3.9,15.3	7.47	3.87	7.85	-3.2,15.7
Plano oclusal	5.82	3.4	6.3	-2.3,11.9	6.1	3.35	6.9	-4, 17.7
Longitud craneal	50.60	3.4	50.65	42.3,57.8	50.88	3.66	50.65	43.1,59.9
Altura facial posterior	61.22	4.94	60	47,72.3	61.28	4.78	60.95	46.5,75.3
Localización del porion	-37.04	2.88	-36.7	-43.9,-29	-37.73	2.99	-37.9	-45.4,-31

Tabla 5. Media, mediana, desviación estándar y rango de las mediciones angulares.

<i>Medida</i>	Tomografía				Radiografía			
	Media	DE	Mediana	Min/Max	Media	DE	Mediana	Min/Max
Ángulo interincisivo	124.65	13.9	123	98,172	125.27	13.14	126	99,172
Altura facial inferior	50.94	5.94	50	31,71.7	50.96	6.15	51	32.7, 74.6
Inclinación inc. inferior	24.86	7.2	25	2,37.4	24.95	7.2	25.4	2.37.4
Inclinación inc. superior	28.08	9.2	28.7	0, 43.4	28.42	8.9	30.2	-0.9,44
Inclinación plano oclusal	17.51	4.42	17.8	9.1,28	17.82	4.3	17.8	9.6,29
Profundidad facial	88.27	5.05	87.6	79.2,101	88.47	5.07	87.6	79.8,102
Eje facial	84.53	5.1	84.7	74.6,96.2	84.7	5.15	85	75.3,96.2
Cono facial	64.14	4.80	64.2	51.2,74.4	64.25	4.82	64.3	53,74.9
Ángulo plano mandibular	27.37	6.2	27.65	6.5	30.81	5.1	31.25	15.7,42.6

Tabla 5. Media, mediana, desviación estándar y rango de las mediciones angulares. (continuación).

<i>Medida</i>	Tomografía				Radiografía			
	Media	DE	Mediana	Min/Max	Media	DE	Mediana	Min/Max
<i>Profundidad maxilar</i>	90.82	3.8	91	77.8,99.7	90.96	4.2	91	77.9,99.8
<i>Altura maxilar</i>	61.14	4.4	61	49,72.7	61.81	4.09	61.7	50,71.3
<i>Plano palatal</i>	1.05	4.5	1	-10.6,9.6	1.39	3.92	1	-11.5,10
<i>Deflexión craneal</i>	28.83	3.0	28.7	19.6,34	28.86	2.6	29	20.1,35.2
<i>Posición rama</i>	77.25	5.1	76.5	69,80.1	77.37	4.62	77	70.5,82.2
<i>Arco mandibular</i>	30.23	5.2	30.4	14.9,49.9	30.71	5.34	31.1	17.1,41.3

Supuestos

Previa a la realización de la prueba t de student se comprobaron si todas las variables cumplían el supuesto de normalidad a través de la prueba Swilk ($P > 0.05$), se presenta en la tabla 6 y 7; También se comprobó si las variables cumplían con el supuesto de homocedasticidad por medio de la prueba Levene ($p > 0.05$), tabla 8 y 9; las medidas relación canina, sobremordida vertical, sobremordida horizontal, extrusión del incisivo inferior, convexidad, plano oclusal, ángulo interincisivo, altura facial inferior, presentaron una distribución no normal; altura facial inferior, no mostró igualdad de varianza, estas variables al no cumplir con los supuestos fueron evaluadas con la prueba no paramétrica wilcoxon.

Tabla 6. Tipo de distribución de las medidas lineales.

Medida Cefalométrica	Cone Beam		Radiografía	
	P	Tipo de distribución	P	Tipo de distribución
<i>Relación molar</i>	0.46	Normal	0.51	Normal
<i>Relación canina</i>	0.00	No Normal	0.01	No Normal
<i>Sobremordida vertical</i>	0.00	No normal	0.00	No normal
<i>Sobremordida horizontal</i>	0.00	No normal	0.07	Normal
<i>Extrusión inc. Inferior</i>	0.02	No normal	0.003	No normal
<i>Convexidad</i>	0.004	No normal	0.005	No normal
<i>Posición molar</i>	0.16	Normal	0.37	Normal
<i>Protrusión incisivo inferior</i>	0.14	Normal	0.508	Normal
<i>Protrusión incisivo superior</i>	0.62	Normal	0.62	Normal
<i>Plano oclusal</i>	0.06	Normal	0.02	No normal
<i>Longitud craneal</i>	0.75	Normal	0.39	Normal
<i>Altura facial posterior</i>	0.51	Normal	0.36	Normal
<i>Localización de porion</i>	0.86	Normal	0.94	Normal

Tabla 7. Tipo de distribución de las medidas angulares.

Medida Cefalométrica	Cone Beam		Radiografía	
	P	Tipo de distribución	P	Tipo de distribución
<i>Ángulo interincisivo</i>	0.02	No normal	0.004	No normal
<i>Altura facial inferior</i>	0.068	Normal	0.05	No normal
<i>Inclinación incisivo inferior</i>	0.08	Normal	0.09	Normal
<i>Inclinación incisivo superior</i>	0.06	Normal	0.07	Normal
<i>Inclinación plano oclusal</i>	0.54	Normal	0.32	Normal
<i>Profundidad facial</i>	0.06	Normal	0.45	Normal
<i>Eje facial</i>	0.12	Normal	0.18	Normal
<i>Cono facial</i>	0.87	Normal	0.06	Normal
<i>Ángulo plano mandibular</i>	0.06	Normal	0.35	Normal
<i>Profundidad maxilar</i>	0.08	Normal	0.02	No normal
<i>Altura maxilar</i>	0.53	Normal	0.90	Normal
<i>Plano palatal</i>	0.75	Normal	0.60	Normal
<i>Deflexión craneal</i>	0.32	Normal	0.14	Normal
<i>Posición de rama</i>	0.06	Normal	0.083	Normal
<i>Arco mandibular</i>	0.83	Normal	0.61	Normal

Tabla 8.- Homocedasticidad de las variables lineales y angulares.

Medida Cefalométrica	P		P
<i>Relación molar</i>	0.71	<i>Ángulo interincisivo</i>	0.70
<i>Relación canina</i>	0.87	<i>Altura facial inferior</i>	0.01
<i>Sobremordida vertical</i>	0.58	<i>Inclinación incisivo inferior</i>	0.75
<i>Sobremordida horizontal</i>	0.27	<i>Inclinación incisivo superior</i>	0.73
<i>Extrusión inc. Inferior</i>	0.45	<i>Inclinación plano oclusal</i>	0.82
<i>Convexidad</i>	0.50	<i>Profundidad facial</i>	0.95
<i>Posición molar</i>	0.98	<i>Eje facial</i>	0.99
<i>Protrusión incisivo inferior</i>	0.82	<i>Cono facial</i>	0.97
<i>Protrusión incisivo superior</i>	0.93	<i>Ángulo plano mandibular</i>	0.71
<i>Plano oclusal</i>	0.73	<i>Profundidad maxilar</i>	0.49
<i>Longitud craneal</i>	0.51	<i>Altura maxilar</i>	0.51
<i>Altura facial posterior</i>	0.95	<i>Plano palatal</i>	0.88
<i>Localización de porion</i>	0.78	<i>Deflexión craneal</i>	0.26
<i>Arco mandibular</i>	0.99	<i>Posición de rama</i>	0.38

Prueba t de student(pareada)

Se realizó la prueba t de student para variables dependientes que cumplieron los supuestos de normalidad y homocedasticidad (relación molar, posición molar, protrusión del incisivo inferior, protrusión incisivo superior, longitud craneal, altura facial posterior, inclinación incisivo inferior, inclinación incisivo superior, inclinación plano oclusal, eje facial, cono facial, ángulo plano mandibular, plano palatal, deflexión craneal, posición de la rama, arco mandibular, localización de porion) se fijó la $p \leq 0.05$ para rechazar la hipótesis nula. Las medidas que presentaron una diferencia estadísticamente significativa fueron protrusión del incisivo inferior con una $P=0.03$ y un intervalo de $0.03 - 0.69$ y localización de porion con una $P=0.001$ y un intervalo de confianza de $0.17-1.2$. Tabla 9 y 10.

Tabla 9.- Comparación de medias de radiografías y tomografías *cone beam*.

Medida Cefalométrica	Cone Beam	Radiografía	Diferencia de medias	IC	P
	Media De	Media DE			
Relación molar	-0.52 (2.93)	-0.56 (3.06)	0.04	-0.25,0.33	0.78
Posición molar	15.42 (5.27)	15.72 (5.28)	0.3	-0.99,0.40	0.39
Protrusión incisivo inferior	4.48 (3.36)	4.82 (4.08)	0.34	-0.63,- 0.03	0.027*
Protrusión incisivo superior	7.18 (3.8)	7.47 (3.87)	0.29	-0.05, 0.66	0.99

Longitud craneal	50.60 (3.4)	50.88 (3.66)	0.28	-0.87, .34	0.38
Altura facial posterior	61.22 (4.94)	61.28 (4.78)	0.06	59.67, 62.83	0.97
Localización de porion	-37.04 (2.88)	-37.73 (2.97)	0.69	0.17-1.2	0.001*

Prueba t student pareada , * Diferencia estadísticamente significativa

Tabla 10.- Comparación de medias de radiografías y tomografías *cone beam*.

Medida Cefalométrica	Cone Beam	Radiografía	Diferencia de medias	IC	P
	Media De	Media DE			
Inclinación incisivo inferior	24.86 (7.24)	24.95 (7.27)	0.09	-0.51, 0.70	0.75
Inclinación incisivo superior	28.08 (8.9)	28.42 (9.2)	0.34	-0.48, 1.15	0.41
Inclinación plano oclusal	17.51 (4.42)	17.82 (4.3)	0.31	-2.65, 9.01	0.09
Eje facial	84.53 (5.1)	84.7 (5.15)	0.17	-0.64, 0.18	0.19
Cono facial	64.14 (4.8)	64.25 (4.82)	0.11	-0.41, 0.64	0.66
Ángulo plano mandibular	27.37 (6.2)	27.65 (6.5)	0.28	-0.98, 0.43	0.44

Plano palatal	1.05 (4.56)	1.39 (3.92)	0.34	-1.11 0.28	0.24
Deflexión craneal	28.83 (3)	28.86 (2.6)	0.03	-0.66, 0.71	0.94
Posición de rama	77.25 (5.1)	77.37 (4.62)	0.39	-.70, .46	0.67
Arco mandibular	30.39 (5.14)	30.81 (5.15)	0.42	-0.53, 1.49	0.34

Prueba Wilcoxon

Para las variables que no cumplieron los supuestos de normalidad y igualdad de varianza (relación canina, sobremordida vertical, sobremordida horizontal, extrusión del incisivo inferior, ángulo interincisivo, convexidad, posición molar, plano oclusal, ángulo interincisivo, altura facial inferior, profundidad maxilar, localización de porion) se realizó la prueba no paramétrica Wilcoxon se estableció una $p \leq 0.05$ para rechazar la hipótesis nula; la lineal localización de porion presentó una diferencia estadísticamente significativa con una $p=0.01$. Tabla 11.

Tabla 11. Prueba Wilcoxon para comparación de medianas de las medidas lineales.

Medida Cefalométrica	Cone Beam	Radiografía	Diferencia de medianas	P
	Mediana Rango	Mediana Rango		
Relación canina	2.8 1,4.3	2.81 1.9,5	0.1	0.09
Sobremordida vertical	1.1 -7.1,84	1.3 -7,7.9	0.2	0.26
Sobremordida horizontal	3.45 -9.4,10.6	3.9 -9.4,10.9	0.45	0.18
Extrusión del incisivo inferior	2.9 -1.8,8.4	2.85 -1.1,13	0.05	0.93
Convexidad	3.55 (-8.5,10.8)	3.35 (-9.4,11)	0.2	0.39
Plano oclusal	6.3 (-2.3,11.9)	6.9 (-4, 17.7)	0.6	0.06

Tabla 12. Prueba Wilcoxon para comparación de medianas de las medidas angulares

Medida Cefalométrica	Cone Beam	Radiografía	Diferencia de medianas	P
	Mediana Rango	Mediana Rango		
Ángulo interincisivo	123 (102,172)	124.5 (105,175)	1.5	0.12

Altura facial inferior	50 (39,71.7)	51 (39,74.6)	1	0.65
Profundidad maxilar	91 (77.8,99.7)	91 (77.9,99.8)	0	0.86

Magnificación

Para la determinación de la magnificación de la tomografía *conebeam* se realizó una regla de tres, se determinó que la magnificación de la tomografía fue de 1.2%.

Tabla13. Magnificación en la tomografía *conebeam*.

	CB LONGITUD	REAL LONGITUD	CB ancho derecho	Real ancho derecho	CB ancho izquierdo	Real Ancho izquierdo
GUTAPERCHA1	59.94	59.69	3.71	3.50	3.76	3.50
GUTAPERCHA2	76.69	75.81	3.92	3.87	4.15	4.01
GUTAPERCHA3	61.55	61.14	4.22	4.02	4.22	3.97

$$219.51 = 100\%$$

$$222.16 = x$$

$$X= 101.20\%$$

Para establecer la magnificación de las radiografías con respecto a la tomografía se realizó el mismo método, se tomó el *cone beam* como el “estándar de oro”, tabla 14.

Tabla 14.- Magnificación en la radiografía lateral de cráneo de las medidas angulares y lineales expresado en porcentaje.

Medida Cefalométrica	%		%
<i>Relación molar</i>	7	<i>Ángulo interincisivo</i>	0.9
<i>Relación canina</i>	0.3	<i>Altura facial inferior</i>	0.2
<i>Sobremordida vertical</i>	12	<i>Inclinación incisivo inferior</i>	0.36
<i>Sobremordida horizontal</i>	10	<i>Inclinación incisivo superior</i>	1.2
<i>Extrusión inc. Inferior</i>	1	<i>Inclinación plano oclusal</i>	1.7
<i>Convexidad</i>	1.9	<i>Profundidad facial</i>	0.22
<i>Posición molar</i>	1.9	<i>Eje facial</i>	0.20
<i>Protrusión incisivo inferior</i>	7.5	<i>Cono facial</i>	0.17
<i>Protrusión incisivo superior</i>	4	<i>Ángulo plano mandibular</i>	1.02
<i>Plano oclusal</i>	9	<i>Profundidad maxilar</i>	0.1
<i>Longitud craneal</i>	0.5	<i>Altura maxilar</i>	1.09
<i>Altura facial posterior</i>	0.09	<i>Plano palatal</i>	14
<i>Localización de porion</i>	1.8	<i>Deflexión craneal</i>	0.1
<i>Arco mandibular</i>	1	<i>Posición de rama</i>	0.1

11.- Discusión

Un análisis cefalométrico preciso nos dará como resultado un plan de tratamiento adecuado para un buen resultado ortodóncico, para ello se requiere de varias condiciones entre ellas, una proyección radiográfica sin errores; es decir sin magnificación o distorsión.

El propósito de este estudio fue determinar la existencia de magnificación en las radiografías laterales de cráneo digitales teniendo como “estándar de oro” la tomografía computarizada *cone beam*. La magnificación en las radiografías no se ha evaluado directamente, sin embargo en los estudios comparativos entre radiografías y *cone beam* se ha atribuido las diferencias encontradas a la magnificación.

Se eligió el *cone beam* como “estándar de oro” debido a que se requería un comparativo clínico, se consideró que un cráneo seco podría ser un estándar de oro perfecto ya que a pesar de que la tomografía computarizada *cone beam* se considera un método exacto, autores como Periago (2008) en su estudio al igual que en el nuestro determinaron que existía una mínima magnificación en la tomografía, sin embargo al usar cráneos secos pudo haberse producido un mayor error en la medición, debido a que la mandíbula no se encuentra articulada a la fosa glenoidea por la ausencia del disco articular y ligamentos, esto pudo haberse traducido en una mala reproducibilidad al momento de tomar la radiografía dando como resultado un error en la medición.⁽³⁸⁾

Otra razón por la que se optó por no comparar con cráneos secos fue que estos al no presentar tejidos blandos no son comparables con una radiografía de pacientes debido a que los tejidos duros en la radiografía con la presencia de tejidos blandos se ven más atenuados y esto puede hacer una diferencia en las medidas, Brown (2009) , introdujo los cráneos en bolsas de látex con agua con el fin de simular los tejidos , sin embargo consideramos que esta técnica no logra la comparación con los tejidos blandos reales.⁽²⁰⁾

En este estudio se determinó que las radiografías no presentaron magnificación si no distorsión ya que el aumento en algunas medidas era desiguales, sin embargo el termino magnificación es adoptado para la descripción de ambos efectos y no se hace distinción en las investigaciones consultadas.

La magnificación y distorsión son inherentes a la radiografía y no han sido estandarizados a pesar de los intentos de normalizar el uso del cefalostato y las distancias entre la fuente, el paciente y la película, estos datos pueden variar por errores técnicos al tomar la radiografía y por el aparato radiográfico utilizado.(39) Sin embargo en este estudio se comprobó que con el uso del cefalostato y siguiendo las indicaciones del fabricante del aparato de rayos x la distorsión presente fue mínima.

No existe en nuestro conocimiento estudios comparativos entre radiografías y *cone beam* realizados en población mexicana, los estudios revisados fueron realizados en poblaciones extranjeras, esto podría explicar posibles diferencias.

Medidas angulares

De acuerdo con Isaacson la magnificación no altera las mediciones angulares, sin embargo estas si son afectadas por distorsión⁽³⁹⁾, en nuestro estudio la distorsión fue mínima, ninguna medida presentó una diferencia mayor de un milímetro por lo que no tienen significancia clínica.

La medida angular localización de porion fue la única medida que mostró una diferencia estadísticamente significativa, la razón de ello podría atribuirse a un error por la dificultad de identificar el punto porion y no a la magnificación, éste punto en la imagen proyectada del *cone beam* se mostraba con poca claridad, lo que dificultó su ubicación, Kumar et al.(2008) en su estudio comparativo mostró al igual que en nuestro estudio que una de sus mediciones angulares presentó una diferencia estadísticamente significativa (FMA), argumenta que los puntos porion, articular presentan menor confiabilidad en la identificación de puntos de referencia

⁽¹⁹⁾, Lagravere et al.(2010) en su estudio comparativo de la identificación de puntos anatómicos demostró que puntos como gonion, condilion y porion en la tomografía mostraron menor reproducibilidad al ser puntos ubicados en superficies curvas, al igual que en este estudio el tomógrafo Newton fue usado en el estudio de Lagravere⁽⁶⁾, autores como Chien et al. (2009) mostraron discrepancias en la identificación de puntos en radiografías y *cone beam* este autor realizó su estudio con 10 pacientes, comparó 27 puntos anatómicos y determinó que los puntos que presentaban más del 15 por ciento de variación entre los examinadores eran punto A, espina nasal anterior, basion, condilio, orbital, porion y rama ⁽⁴⁰⁾, esto apoya a la justificación de que la diferencia que nosotros encontramos en porion no se debe a una magnificación sino a la variabilidad que puede presentarse al identificar el punto; Damstra menciona que la identificación de algunos puntos en la tomografía es complicada cuando existen errores en el procesamiento de la tomografía, un ejemplo de ello es cuando la imagen no presenta homogeneidad en el haz de luz lo que da lugar a variaciones en la calidad de la imagen.⁽⁴¹⁾

Olmez (2010) en su estudio comparativo de cefalogramas sintetizado del *cone beam* y radiografías laterales de cráneos secos encontró resultados diferentes a los de nuestra investigación, Olmez encontró que todas medidas angulares presentaban una diferencia estadísticamente significativa, sin embargo el mismo autor cuestionó su muestra; explicó que al usar cráneos secos la validación de la aplicabilidad clínica es difícil debido a factores como la replicación de la posición del cóndilo en la cavidad glenoidea al no existir tejido blando articular, tener inestabilidad oclusal y dificultades para posicionar un cráneo seco en un cefalostato.⁽⁷⁾, Yitschaky (2011) comparó mediciones lineales y angulares en radiografías y tomografías convencionales (MSCT); mostró que las medidas angulares donde estaba involucrado el punto Silla(S) mostraban una diferencia estadísticamente significativa justificó esta diferencia a la técnica para identificar el punto en la tomografía computarizada⁽⁴²⁾, al igual que Olmez utilizó cráneos secos y su muestra fue pequeña (10 cráneos), está podría ser la razón de la discrepancia de sus resultados con nuestro estudio.

Nalçasi (2010) comparó 14 medidas angulares realizadas en radiografías laterales de cráneo y tomografías *cone beam* de 10 pacientes que requerían cirugía ortognática, de esas medidas sólo dos presentaron diferencia estadísticamente significativas UI-SN y UI-NA, al igual que en nuestro estudio ellos sugieren que la diferencia que se presenta en las medidas es debido a la dificultad de la identificación de los puntos anatómicos y no por otra naturaleza.⁽⁴³⁾

Medidas lineales

La única medida lineal que presentó una diferencia estadísticamente significativa en este estudio fue protrusión del incisivo inferior esto puede deberse al efecto de la física de los rayos x, por la divergencia del haz de los rayos X las estructuras más alejadas de los fotones de los rayos X centrales presentan mayor magnificación, al ser el incisivo inferior una estructura alejada del punto central presentó mayor magnificación, esto coincide con lo descrito por los autores como Olmez (2010) y Ogawa (2010), concluyendo que las estructuras más alejadas del foco central presentan mayor magnificación.^(7,14)

Zamora et al. (2011) realizaron su estudio en 8 pacientes compararon 10 mediciones lineales en radiografías y tomografías con dos software diferentes (Invivo5 ®, Nemoceph ®), el segundo utilizado en este estudio, concluyó que ninguna medición lineal presentó diferencia estadísticamente significativa, a diferencia de nuestro estudio ninguna medida usada por Zamora se ubicaba alejada del centro del complejo cráneo facial como incisivo superior al plano A-Po, es por esta razón que no es comparable la única medida que encontramos en nuestro estudio con significancia estadística con el estudio de Zamora.⁽¹⁵⁾

A pesar de que incisivo inferior presentó una diferencia estadísticamente significativa no representa un problema clínica, la diferencia en milímetros fue menor a un milímetro (0.3mm), esta discrepancia puede darse incluso por otras variaciones como por ejemplo la técnica de localización de los puntos anatómicos una diferencia como esta no significa que el plan de tratamiento se vea modificado

dado que es una discrepancia no significativa , Shaw et al (2012) en su estudio a diferencia del nuestro encontró que incisivo inferior no presentó discrepancia estadísticamente significativa sin embargo fue la medida que mostró mayor diferencia en milímetros de todas la que estudió.⁽¹⁷⁾, Yitschaky (2011) resto una magnificación del 8% a las mediciones realizadas en las radiografías y al realizar este ajuste la única medida que presento diferencia estadísticamente significativa fue AO-BO correspondiente al análisis de WITTS.⁽⁴²⁾

Gribel (2011) realizó un estudio comparativo donde ajustó las medidas reduciendo un 10 % por la supuesta magnificación; de las tres medidas que estudió dos tuvieron diferencia estadísticamente significativa lo que se comprueba que la magnificación no es uniforme, lo que coincide con nuestro estudio, sin embargo el estudio de Gribel presenta una muestra pequeña (13 pacientes).⁽⁸⁾

Cattaneo (2008) realizó un comparativo entre mediciones realizadas en radiografías laterales de cráneo y dos proyecciones obtenidas de la tomografías *cone beam*: raycast y MIP(máxima intensidad de proyección), concluyó que no existían diferencias en las mediciones comparando los tres grupos, sin embargo determinó que se encontraban menos discrepancia de medias con la técnica de raycast; en nuestro estudio se utilizó la técnica “raycast”, las diferencias obtenidas de medias son comparables con estudio de Cattaneo, al no ser mayores de 2 mm.⁽⁴⁴⁾

Recomendaciones

La magnificación en la mayor parte de las investigaciones se maneja como un valor único, sin embargo se comprobó en esta investigación que varía de acuerdo a la localización anatómica, esto resulta en un problema para estudios comparativos debido que, al no tener valores absolutos porque la distorsión o magnificación varía por muchos factores , los valores de un estudio o muestra no son comparables con otros; sería necesario incluir en cualquier estudio que contenga datos cefalométricos el grado de distorsión o magnificación , que si bien estos datos ya son difíciles de comparar debido a la variación y habilidad del

operador; para identificación de los puntos anatómicos será imposible la comparación sin esta recomendación. En el caso del estudio de los logros ortodóncicos se debe considerar que la radiografía inicial y la comparada sean tomadas con el mismo aparato radiográfico y observador, aun sea mínima la magnificación, ya que de no ser así existe el riesgo de que las diferencias encontradas no pertenezcan netamente al tratamiento sino a cambios por diferencias de magnificación debido por el uso de diferentes aparatos radiográficos.

Limitantes

El tamaño del campo de visión a pesar de ser de los más amplios no permitió que se visualizara la punta de la nariz en un gran número de tomografías y el mentón al ser un punto de apoyo para la toma del *cone beam* se mostró deformado en la imagen obtenida, es por ello que no fue posible el estudio de los tejidos blandos.

El uso del cefalostato fue un gran auxiliar para estandarizar la toma de las radiografías evitando movimientos del paciente y obteniendo una adecuada posición de cabeza, pero pudo haber pequeñas modificaciones de posición si los oídos de los pacientes no se localizaban en el mismo nivel.

12.-Conclusión

La medida lineal protrusión incisivo inferior mostró tener una diferencia estadísticamente significativa, sin embargo, al ser una diferencia de menos de 1 mm no representa una causa de un diagnóstico erróneo.

La medida angular localización de porion mostró una diferencia estadísticamente significativa, pero esto parece ser resultado de la dificultad de identificar el punto anatómico y no a la presencia de magnificación en la radiografía lateral.

No se demostró que la magnificación o distorsión en las radiografías tuvieran un efecto significativo, que modifique el diagnóstico clínico, es por ello que adoptar el *cone beam* como una técnica de diagnóstico de rutina para realizar el análisis cefalométrico queda injustificado, considerando que resulta ser más costosa, y que existen riesgos relacionados con la radiación en especial en niños y adolescentes.

En este estudio no se categorizó por edades y el rango de edad fue amplio (10 a 55 años) con un promedio de 22.7 años, se recomendaría para estudios posteriores, realizar una selección por edades; de igual manera se recomienda para estudios posteriores el comparativo con diferentes programas de trazados digitales y el comparativo con diferentes aparatos de radiografía lateral de cráneo y tomógrafos.

13.- Referencias

1. Ackerman JL, Proffit WR. Treatment response as an aid in diagnosis and treatment planning. *Am J Orthod* [Internet]. 1970;57(5):490–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18845994>
2. Proffit WR. The evolution of orthodontics to a data-based specialty. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;117(5):545–7.
3. Proffit WR. Ortodoncia contemporánea. 4^a. Ana TR, editor. Barcelona, España: Elsevier; 20AD. 27-72 p.
4. AlBarakati SF, Kula KS, Ghoneima AA. The reliability and reproducibility of cephalometric measurements: A comparison of conventional and digital methods. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2012;41(1):11–7.
5. Hodges RJ, Atchison KA, White SC. Impact of cone-beam computed tomography on orthodontic diagnosis and treatment planning. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2013;143(5):665–74. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2012.12.011>
6. Lagravère MO, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, et al. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(5):598–604.
7. Olmez H, Gorgulu S, Akin E, Bengi AO, Tekdemir I, Ors F. Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *Angle Orthod*. 2011;81(3):375–82.
8. Gribel BF, Gribel MN, Manzi FR, Brooks SL, McNamara JA. From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized

- assessment. *Angle Orthod.* 2011;81(1):3–10.
9. Swennen GRJ, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: Spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(3):410–6.
 10. Ricketts RM. The evolution of diagnosis to computerized cephalometrics. *Am J Orthod* [Internet]. 1969 Jun [cited 2017 Aug 22];55(6):795–803. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5253967>
 11. Alexander J. Radiographic cephalometry from basics to 3D. 1°. Quintessence, editor. Chicago, USA: Quintessence books; 2006. 48-68 p.
 12. Alexander J. Radiographic cephalometry from basics to 3D. 1°. Quintessence, editor. Chicago, USA: Quintessence books; 2006. 48-68 p.
 13. Grauer D, Cevidanes LSH, Styner MA, Heulfe I, Harmon ET, Zhu H, et al. Accuracy and landmark error calculation using cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Angle Orthod.* 2010;80(2):286–94.
 14. Ogawa N, Miyazaki Y, Kubota M, Huang JC, Miller AJ, Maki K. Application of cone beam CT 3D images to cephalometric analysis. *Orthod Waves.* 2010;69(4):138–50.
 15. Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod.* 2011;81(5):856–64.
 16. Junqueira CHZ, Janson G, Junqueira MHZ, Mendes LM, Favilla EE, Garib DG. Comparison between full face and hemifacial CBCT cephalograms in clinically symmetrical patients: a pilot study. *Dental Press J Orthod* [Internet]. 2015 Apr [cited 2017 Aug 22];20(2):83–9. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2176-94512015000200083&lng=en&tlng=en
 17. Shaw K, McIntyre G, Mossey P, Menhinick A, Thomson D. Validation of

conventional 2D lateral cephalometry using 3D cone beam CT. *J Orthod* [Internet]. 2013;40(1):22–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23524544> <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1179/1465313312Y.0000000009>

18. Nur M, Kayipmaz S, Bayram M, Celikoglu M, Kilkis D, Sezgin OS. Conventional frontal radiographs compared with frontal radiographs obtained from cone beam computed tomography. *Angle Orthod*. 2012;82(4):579–84.
19. Kumar V, Ludlow J, Cevitanes LHS, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod*. 2008;78(5):873–9.
20. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod*. 2009;79(1):150–7.
21. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;132(4):550–60.
22. Schulze RKW, Gloede MB, Doll GM. Landmark identification on direct digital versus film-based cephalometric radiographs: A human skull study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(6):635–42.
23. Ludlow JB, Gubler M, Cevitanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;136(3):1–10.
24. Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL, Paredes V. A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-dimensional (3D) cephalometric analysis. Vol. 17, *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2012. 678-688 p.

25. Chang ZC, Hu FC, Lai E, Yao CC, Chen MH, Chen YJ. Landmark identification errors on cone-beam computed tomography-derived cephalograms and conventional digital cephalograms. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2011;140(6):e289–97. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.06.024>
26. Wong RWK, Chau ACM, Hägg U. 3D CBCT McNamara's cephalometric analysis in an adult southern Chinese population. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011;40(9):920–5.
27. Lee SH, Kil TJ, Park KR, Kim BC, Kim JG, Piao Z, et al. Three-dimensional architectural and structural analysis - A transition in concept and design from Delaire's cephalometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2014;43(9):1154–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2014.03.012>
28. Latarjet M. *Anatomía Humana*. 4ª. Ruiz A, editor. Montevideo, Uruguay: Panamericana; 2006. 79-109 p.
29. Mauricio Ballesteros, Guillermo Oropeza AF. *Manual de cefalometría integrada*. 1ª. Ciudad de México: Trillas; 2012.
30. Gregoret J. *Ortodoncia y cirugía ortognática*. 1ª. Barcelona, España: Espaxs; 1997. 135.160.
31. Gómez M. *Radiología odontológica: fundamentos, protección antirrayos x, técnica, laboratorio e interpretación*. 3º. Mundi, editor. Buenos Aires: Mundi; 1979. 50-87 p.
32. Fu J, Hu X, Velroyen A, Bech M, Jiang M, Pfeiffer F. 3D algebraic iterative reconstruction for cone-beam X-Ray differential phase-contrast computed tomography. *PLoS One*. 2015;10(3):1–13.
33. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):707–30.

34. Hassan B, Van Der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: Influence of patient scanning position. *Eur J Orthod*. 2009;31(2):129–34.
35. Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2008;133(5):640.e1-5. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540608000607>
36. Li G. Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent*. 2013;43(2):63–9.
37. Al Najjar A, Colosi D, Dauer LT, Prins R, Patchell G, Branets I, et al. Comparison of adult and child radiation equivalent doses from 2 dental cone-beam computed tomography units. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2013;143(6):784–92. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.01.013>
38. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod*. 2008;78(3):387–95.
39. Isaacson K. Cone beam CT and orthodontic diagnosis - a personal view. *J Orthod* [Internet]. 2013;40(1):3–4. Available from: <http://10.0.4.155/1465312513Z.000000000662%5Cnhttps://liverpool.idm.oclc.org/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=97742121&site=ehost-live&scope=site>
40. Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Roberts WE, Ofner S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam

computed tomography in vivo. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2009;38(5):262–73.

41. Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2011;140(3):e107–14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.02.020>
42. Yitschaky O, Redlich M, Abed Y, Faerman M, Casap N, Hiller N. Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images. *Angle Orthod.* 2011;81(1):11–6.
43. Naļçacı R, Öztürk F, Sökücü O. A comparison of two-dimensional radiography and threedimensional computed tomography in angular cephalometric measurements. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2010;39(2):100–6.
44. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshøj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2008;134(6):798–802. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.07.008>

14.- Anexos

Anexo 1

DIVISIÓN DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

Documento de Consentimiento Informado

Título de investigación: Medición de la magnificación en radiografías laterales de cráneo digitales comparada con imágenes cefalométricas de tomografías computarizadas *cone beam*.

Investigador principal: Jansen Valeria Ramírez Huerta.

Sede donde se realizará el estudio : Universidad Nacional Autónoma de México.

Se le invita a participar en esta investigación clínica con la autorización del uso de su radiografía lateral de cráneo y tomografía *cone beam*; Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Este proceso se conoce como consentimiento informado, siéntanse con la absoluta libertad de preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto.

Propósito de la investigación. Este estudio tiene la finalidad de determinar la magnificación de la radiografías laterales de cráneo; la copia de su radiografía y tomografía servirán para la evaluación de dicha magnificación.

Riesgos, Beneficios y Costos. Puede que no exista beneficio para usted, pero es probable que su participación nos ayude a encontrar una respuesta a la pregunta de investigación. Se invita a todos los pacientes que inicien tratamiento de ortodoncia y que cuenten con una radiografía lateral de cráneo y tomografía *cone beam* que fueron requeridos como parte de su diagnóstico inicial, no existe riesgo ni un costo adicional para

la participación de este estudio ya que se utilizará una copia de la radiografías y tomografía que fueron tomadas previamente.

Participación Voluntaria. Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Usted puede elegir participar o no hacerlo. Tanto si elige participar o no, continuarán todos los servicios que reciba en esta clínica sin ninguna modificación. Usted puede cambiar de idea más tarde y dejar de participar aún cuando haya aceptado antes.

Confidencialidad de la Información. Toda información que sea obtenida en este proyecto de investigación se mantendrá confidencial. La información acerca de usted será puesta fuera de alcance y únicamente los investigadores tendrán acceso a ella.

Datos del contacto. Si tiene cualquier pregunta puede hacerlas ahora o más tarde. Puede comunicarse con la C.D. Jansen Valeria Ramírez Huerta, estudiante de la maestría en Ciencias Odontológicas en la UNAM al teléfono 5525694346 en un horario de lunes a viernes de 10:00 – 18:00hrs.

Declaración del paciente .

He leído la información proporcionada o me ha sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado. Consiento voluntariamente participar en esta investigación al autorizar el uso de mi radiografía lateral de cráneo y mi tomografía cone beam y entiendo que tengo el derecho de retirar esta autorización en cualquier momento sin que me afecte en ninguna manera mi atención clínica.

Nombre del Participante _____

Firma del Participante o Tutor _____

Nombre del Testigo _____

Firma del Testigo _____

Nombre del Testigo _____

Firma del Testigo _____

Fecha _____ Día/mes/año

Anexo 2

DIVISION DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

CARTA DE REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO

En caso de que usted ya no desee participar en el estudio, por favor llenar la presente “**carta de revocación del consentimiento informado**” hágala llegar al personal de investigación.

Título del proyecto: “Medición de la magnificación en radiografías laterales de cráneo digitales comparada con imágenes cefalométricas de tomografías computarizadas *cone beam*.”

Investigador principal: **C.D.E.O. Jansen Valeria Ramirez Huerta.**

Investigador asociado: **Huerta Dr. Javier Portilla Robertson.**

La sede donde se realizará el estudio: División de Estudios de Posgrado e Investigación.

Yo _____
por medio de este documento deseo informar mi decisión de retirar mi participación en la presente investigación.

Nombre y firma del participante

Fecha

Domicilio _____

Nombre y firma del testigo

Fecha

Relación con el paciente: _____ teléfono _____

Original: Participante (devolver la presente al investigador en caso de decidir abandonar el estudio).