

**CONCORDANCIA DE LAS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS ENTRE LA
TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE RAYO DE CONO ÚNICO Y LA
RADIOGRAFÍA CEFÁLICA LATERAL**

INVESTIGADORES

Maria Isabel Cardona Torres

Milena Fernández Forero

Juan David Giraldo Rincón

Natalia Grajales Ramírez

ASESOR CIENTÍFICO

Dr. Carlos Arturo Villamizar

Od. Especialista en Cirugía, Implantología y Patología oral

ASESORA METODOLÓGICA

Dra. Claudia Hurtado A.

Od. Especialista en Seguridad Social en Salud

ASESORA ESTADÍSTICA

Clara López de Mesa

Estadística

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTÁ, D.C. 2008**

El trabajo de grado **“CONCORDANCIA DE LAS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS ENTRE LA TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE RAYO DE CONO ÚNICO Y LA RADIOGRAFÍA CEFÁLICA LATERAL”** elaborado por María Isabel Cardona Torres, Milena Fernández Forero, Juan David Giraldo Rincón, Natalia Grajales Ramírez como requisito para optar por el título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar.

Dr. Carlos Arturo Villamizar
Asesor científico

Dra. Claudia Hurtado
Asesora metodológica

Dra. Clara López de Mesa
Asesora estadística

Dr. Conrado Gómez
Director del Departamento de Investigación y Salud Pública

Bogotá, Junio 1 de 2008

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Titulo del artículo: **CONCORDANCIA DE LAS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS ENTRE LA TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE RAYO DE CONO ÚNICO Y LA RADIOGRAFÍA CEFÁLICA LATERAL.**

Autores: Carlos Arturo Villamizar, María Isabel Cardona Torres, Milena Fernández Forero, Juan David Giraldo Rincón, Natalia Grajales Ramírez.

Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad.

Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista.

Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

Los autores informan que el orden de aparición de sus nombres en el manuscrito aquí referido se acordó entre ellos y es producto de la proporción en que participaron en la elaboración del trabajo.

CARLOS ARTURO VILLAMIZAR
C.C 13´490.689 (Cúcuta)

JUAN DAVID GIRALDO R.
C.C 9´725.638 (Armenia)

MARIA ISABEL CARDONA T.
C.C 41´939.438 (Armenia)

NATALIA GRAJALES R.
C.C 43´608.241 (Medellín)

MILENA FERNÁNDEZ F.
C.C 52´196.385 (Bogotá)

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo.: **CARLOS ARTURO VILLAMIZAR, MARÍA ISABEL CARDONA TORRES, MILENA FERNÁNDEZ FORERO, JUAN DAVID GIRALDO RINCÓN, NATALIA GRAJALES RAMÍREZ.** Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **CONCORDANCIA DE LAS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS ENTRE LA TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE RAYO DE CONO ÚNICO Y LA RADIOGRAFÍA CEFÁLICA LATERAL.** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

CARLOS ARTURO VILLAMIZAR
C.C 13´490.689 (Cúcuta)

JUAN DAVID GIRALDO R.
C.C 9´725.638 (Armenia)

MARIA ISABEL CARDONA T.
C.C 41´939.438 (Armenia)

NATALIA GRAJALES R.
C.C 43´608.241 (Medellín)

MILENA FERNÁNDEZ F.
C.C 52´196.385 (Bogotá)

Bogotá, Junio 1 de 2008

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **CONCORDANCIA DE LAS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS ENTRE LA TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE RAYO DE CONO ÚNICO Y LA RADIOGRAFÍA CEFÁLICA LATERAL.** Presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar el título de Ortodoncista y Ortopedista Maxilar; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

CARLOS ARTURO VILLAMIZAR
C.C 13'490.689 (Cucutá)

JUAN DAVID GIRALDO R.
C.C 9'725.638 (Armenia)

MARIA ISABEL CARDONA T.
C.C 41'939.438 (Armenia)

NATALIA GRAJALES R.
43'608.241 (Medellín)

MILENA FERNÁNDEZ F.
C.C 52'196.385 (Bogotá)

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: CONCORDANCIA DE LAS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS ENTRE LA TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE RAYO DE CONO ÚNICO Y LA RADIOGRAFÍA CEFÁLICA LATERAL.

AUTORES: María Isabel Cardona, Milena Fernández, Juan David Giraldo, Natalia Grajales.

ASESOR CIENTÍFICO: Carlos Arturo Villamizar.

ASESOR METODOLÓGICO: Claudia Hurtado.

ASESOR ESTADÍSTICO: Clara López de Mesa.

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar.

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Radiografía cefálica lateral, tomografía volumétrica de rayo de cono único, medidas cefalométricas.

TABLA DE CONTENIDO

	PÁGINA
I. ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS.....	8
PROBLEMA.....	8
JUSTIFICACIÓN.....	9
PROPÓSITO.....	9
MARCO TEÓRICO.....	10
OBJETIVOS.....	31
1.5.1 Objetivo General.....	31
1.5.2 Objetivos Específicos.....	31
II. ASPECTOS METODOLÓGICOS.....	31
2.1 TIPO DE ESTUDIO.....	31
2.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO.....	32
2.3 OBJETO DE ESTUDIO.....	32
2.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	32
2.4.1 Criterios de Inclusión.....	32
2.4.2 Criterios de Exclusión.....	32
2.5 MUESTREO.....	32
2.6 MUESTRA.....	32
2.7 VARIABLES DE INTERÉS.....	33
2.8 PROCEDIMIENTO.....	36
2.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	38
2.10 IMPLICACIONES ÉTICAS.....	39
III. RESULTADOS.....	39
IV. DISCUSIÓN.....	46
V. CONCLUSIONES.....	47
VI. RECOMENDACIONES.....	48
VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	52
ANEXO 1 Y 2 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	49
CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	50

I. ASPECTOS TEÓRICOS-CIENTÍFICOS

1.1 PROBLEMA

La cefalometría es una técnica para resumir las complejidades del cráneo humano en un esquema geométrico. La práctica actual utiliza una imagen radiográfica bidimensional en una película, la cual es conocida como cefalograma (Moyers, 1988).

De un cefalograma se deriva un análisis cefalométrico en el que las estructuras anatómicas están reducidas a puntos de referencia que indican la forma y ubicación, llamado cefalometría (Moyers, 1988).

El propósito de la cefalometría, es interpretar la expresión geométrica de la anatomía craneana, y es utilizada para describir la morfología o crecimiento, diagnosticar anomalías, predecir relaciones futuras, planificar el tratamiento o evaluar sus resultados (Moyers, 1988).

Otras técnicas imagenológicas han permitido observar las estructuras del cráneo con márgenes de distorsión y magnificación menores como es el caso de la tomografía computarizada. Este medio diagnóstico ha experimentado una gran evolución hasta los tomógrafos de sexta generación llamados CONE BEAM, tomografías computarizadas de rayo de cono, las cuales permiten obtener imágenes como réplica tridimensional del paciente en forma de imagen volumétrica digital que puede ser usada para evaluar la anatomía dental y craneofacial con un mínimo de distorsión y exposición a la radiación (Mozzo y cols, 1998).

La imagen resultante de la tomografía puede proporcionar una mejor medición de los puntos cefalométricos, en comparación a los obtenidos en las radiografías cefálicas laterales convencionales, lo cual podría constituir un mejor medio diagnóstico y predicción diagnóstica en pacientes que necesiten tratamiento ortodóntico o de cirugía ortognática.

FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Existe concordancia entre las medidas cefalométricas de la tomografía volumétrica de rayo de cono único (CBCT) y la radiografía cefálica lateral?

1.2 JUSTIFICACIÓN

La radiografía cefálica lateral es una herramienta comúnmente utilizada en la práctica clínica para establecer diagnósticos y planes de tratamiento en Ortodoncia, Ortopedia maxilar y Cirugía maxilofacial mediante registros radiológicos bidimensionales de objetos tridimensionales. Con el paso del tiempo se han desarrollado nuevos medios diagnósticos como la tomografía de rayo de cono único (CBCT) que permite obtener imágenes tridimensionales de objetos tridimensionales (Gregory, 2004).

En los procedimientos quirúrgicos y tratamientos convencionales de Ortodoncia, se ha observado que no se obtienen medidas concordantes con las medidas de las ayudas diagnósticas convencionales. Esto en muchos casos conlleva a diagnósticos y planes de tratamientos menos precisos.

Este estudio permite establecer una discusión acerca de la precisión de las ayudas diagnósticas utilizadas convencionalmente en Ortodoncia, Ortopedia maxilar y Cirugía maxilofacial.

1.3 PROPÓSITO

Determinar la concordancia entre las medidas cefalométricas obtenidas sobre la tomografía volumétrica de rayo de cono único (CBCT) y las obtenidas en la radiografía cefálica lateral.

1.4 MARCO TEÓRICO

El complejo óseo se constituye en el armazón de soporte de los demás tejidos. De esa manera cualquier modificación esquelética causará inmediatamente repercusión en las estructuras blandas (Vega, 1975).

Los huesos del cráneo son ocho: cuatro pares (dos parietales, dos temporales) y cuatro impares (frontal, etmoides, esfenoides y occipital).

El cráneo tiene forma ovoide y presenta: bóveda o porción superior y una base o porción inferior. La bóveda constituida por delante por el frontal, por detrás por el occipital y a los lados por los parietales y la escama del temporal. La base constituida por la porción horizontal del frontal, etmoides, esfenoides, porción petromastoidea de los temporales y gran parte del occipital (Vega, 1975).

La cara se sitúa debajo de la mitad anterior de la base del cráneo, formada por trece huesos a saber. El hueso maxilar es un hueso de la cara, par, corto, de forma irregular cuadrilátera, con dos caras, interna y externa, cuatro bordes y cuatro ángulos. En su interior se encuentra una cavidad, recubierta de mucosa y rellena de aire, denominada seno maxilar. Se encuentra en el centro de la cara, debajo del frontal y del etmoides. Se articula con estos huesos y con el maxilar superior del otro lado, cigomático, lagrimal, hueso propio de la nariz, vómer y cornete nasal inferior (Vega, 1975).

Presenta una base mayor o interna que forma parte de la cavidad nasal, una base menor o externa que se articula con el hueso cigomático (o malar) y un reborde inferior, donde se alojan los dientes de la arcada superior. Tiene tres caras: una anterior o facial, una posterior o cigomática, y una superior u orbitaria. Tiene tres apófisis: frontales, palatinas y alveolares; además presenta un orificio de comunicación con el seno maxilar, limitado por el unguis por delante, el etmoides por arriba,

el cornete inferior por abajo y por el hueso palatino por detrás (Vega, 1975).

Otro hueso importante en la cara, es el maxilar inferior. La mandíbula es un hueso par, situado en la parte mas inferior de la cara, tiene un cuerpo en forma de herradura con una cara interna o posterior, una cara anterior o externa, un borde superior o alveolar y un borde inferior. En la cara interna se encuentran las cuatro apófisis geni para la inserción de los músculos que forman el piso de la boca. De estas apófisis parte oblicuamente hacia atrás y arriba la línea milohioidea, en la que se inserta el músculo milohioideo. La porción situada encima de la línea oblicua es la fosa sublingual, que aloja a la glándula del mismo nombre, y la situada por debajo es la fosa submaxilar, para la glándula submaxilar. La cara anterior o externa, en la línea externa existe una cresta que es la sínfisis mentoniana, terminada por un abultamiento que es la eminencia mentoniana; a los lados de la misma están los agujeros mentonianos y a partir de ella asciende, hacia atrás y arriba, la línea oblicua externa. El borde superior o alveolar formado por la cavidades que forman los alvéolos dentarios, en los que se implantan las raíces de los dientes y el borde inferior grueso y liso, presta inserción al músculo digástrico y muestra una muesca para el paso de la arteria facial (Vega, 1975).

Las ramas ascendentes situadas a cada lado de la parte posterior del cuerpo, tienen forma rectangular y presentan dos caras y cuatro bordes. La cara interna en su parte media presenta el orificio de entrada del conducto dentario inferior, para los vasos y nervios dentarios inferiores, estando limitado anteriormente por una pequeña apófisis, llamada espina de Spix. En la parte posteroinferior de la rama se inserta el músculo pterigoideo interno. La cara externa es lisa, presenta rugosidades en su porción posteroinferior, para el músculo masetero. El borde anterior vertical, está excavado por un canal, que se continúa con las líneas oblicuas externa e interna y presta inserción al músculo buccinador. El

borde posterior grueso, esta en relación con la parótida. En el centro del borde superior se observa la escotadura sigmoidea, que termina por dos extremos llamados apófisis coronoides, en la parte anterior y en la parte posterior el cóndilo del maxilar. La escotadura sigmoidea pone en comunicación la fosa cigomática con la región maseterina. En la apófisis coronoides se inserta el músculo temporal y el cóndilo se articula con la cavidad glenoidea del temporal. El borde inferior tiene continuidad con el borde inferior del cuerpo y termina posteriormente, formando el ángulo mandibular o gonion (Vega, 1975).

Los huesos de la cara en conjunto con los huesos del cráneo, se disponen formando diversas cavidades, con el objeto de alojar y proteger los órganos de los sentidos (Vega, 1975). Esta relación entre la base del cráneo y la cara constituyen un factor importante en la determinación del crecimiento facial y la mejor manera para determinar esta relación se puede realizar mediante imágenes radiográficas por parte del ortodoncista.

Los precursores de la ortodoncia encontraban grandes dificultades cuando no existían los beneficios ofrecidos por los aparatos de rayos X (Vellini, 2002).

Los Rayos X descubiertos por W. K. Röntgen en 1895, son ondas electromagnéticas con una longitud de onda menor de 10 Angstroms y una frecuencia inferior a $3 \cdot 10^{16}$ y que por estas características son capaces de atravesar la materia, perdiendo parte de su energía o bien siendo desviados transmitiendo parte de su energía e ionizando a los átomos con quienes interacciona; gracias a esa atenuación energética de la fuente de radiación, pueden obtenerse imágenes del cuerpo atravesado (Goaz, 1995).

Los rayos X se originan a partir de una aceleración de los electrones (-) generados en un filamento incandescente (cátodo), y su frenado brusco al

chocar contra el ánodo (+) de un tubo de Rx. Por efecto de este choque se produce un 99% de energía calorífica y un 1% de energía radiactiva, es necesario algún sistema adicional de dispersión de calor (Goaz, 1995).

La imagen registrada en la radiografía es una representación bidimensional de un objeto tridimensional. Para obtener la máxima utilidad de una radiografía, el clínico debe reconstruir mentalmente una imagen tridimensional exacta de las estructuras anatómicas bajo estudio, a partir de una o más de esas imágenes bidimensionales (radiografías). Tal tarea se facilita en gran medida cuando se emplean radiografías de alta calidad. Los principios geométricos de la proyección describen el efecto del tamaño del punto focal y de su posición en relación con el objeto y la película los cuales influyen sobre la calidad de la imagen resultante (Goaz, 1995).

Cuando los rayos X emanan de un punto focal en el anticátodo de un tubo de rayos X, se originan desde todos los puntos del anticátodo real y se irradian en todas direcciones. Algunos rayos de cada una de esas fuentes puntiformes tocarán de forma tangencial los bordes. Puesto que tales rayos se originan desde puntos diferentes y viajan en línea recta, sus proyecciones en la película no corresponderán exactamente al mismo punto. Como resultado, la imagen del borde es nítida y definida, sino amplia y borrosa. La zona amplia y borrosa se conoce como penumbra. La borrosidad causa una pérdida de claridad de la imagen, al reducir la nitidez y la resolución. Existen tres métodos para minimizar los efectos perjudiciales y mejorar la calidad de las radiografías (Goaz, 1995).

La distorsión por ampliación consiste en aumento del tamaño de la imagen en la película, comparado con el tamaño real del objeto. Los caminos divergentes de los fotones del haz de rayos X causan agrandamiento de la imagen en la radiografía. La distorsión del tamaño de la imagen depende de las distancias relativas entre el punto focal y la película y entre el objeto-película, se minimiza la distorsión del tamaño de

la imagen. La distorsión de la forma de la imagen se debe a la ampliación desigual de distintas partes del mismo objeto. Esa situación aparece cuando no todas las partes de un objeto se encuentran a la misma distancia del punto focal. La forma física del objeto impide muchas veces su orientación óptima, lo que da lugar a distorsión de la forma. Tal fenómeno se apreciará por diferencias en el aspecto de la imagen en una radiografía, comparada con la forma verdadera. Con el fin de minimizar la distorsión de la forma es aconsejable alinear con cuidado el tubo, el objeto y la película (Goaz, 1995).

Las proyecciones de cráneo extraorales se pueden hacer con máquinas de rayos x odontológicas convencionales, tipos avanzados de aparatos panorámicos o unidades mas grandes diseñadas de modo específico para la radiografía extraoral. Cuando se emplea una máquina odontológica convencional para la radiografía de cráneo (por ejemplo en la consulta de ortodoncia), tiene importancia proporcionar algún medio para fijar el cabezal del tubo en posición estándar. Muchas veces se emplean para este fin mordazas montadas en la pared. De modo similar, es importante disponer de un dispositivo de sujeción para posicionamiento de la cabeza llamado cefalostato, a fin de que el posicionamiento del paciente sea reproducible. Con esos medios se puede conseguir una colocación consistente y exacta del sujeto en relación con el cabezal del tubo y la película (Goaz, 1995).

Los tipos de equipo más especializado para radiografía extraoral, proporcionan medios para el posicionamiento consistente del paciente. El posicionamiento correcto del sujeto exige el uso de hitos esqueléticos. El plano de Frankfort (que conecta el borde superior del conducto auditivo externo con el reborde infraorbitario) es la línea de referencia clásica. La línea cantomeatal (que une el punto central del conducto auditivo externo con el ángulo externo del ojo) forma un ángulo de 10 grados con el plano de Frankfort. Los radiólogos prefieren emplear la línea cantomeatal para

posicionar al paciente, debido a que es más fácil visualizarla (Goaz, 1995).

En odontología existen diferentes radiografías extraorales a saber:

La proyección posteroanterior (PA) vertical debe su nombre a que el haz de rayos X pasa en dirección posteroanterior a través de cráneo. Se emplea en el examen del cráneo para enfermedad, traumatismo o anomalías del desarrollo, y proporciona un buen registro para detectar cambios progresivos en las dimensiones mediolaterales del cráneo, incluyendo el crecimiento asimétrico. También ofrece buena visualización de las estructuras faciales (senos frontales y etmoidales, fosas nasales y orbitas). Los exámenes cefalométricos emplean una ligera variación de la proyección posteroanterior (Goaz, 1995).

La proyección de Waters (llamada también proyección occipitomentoniana) es una variación de la posteroanterior. Tiene utilidad particular en la evaluación de los senos maxilares, así como para pacientes politraumatizados faciales, además se observan los senos frontales y etmoidales, la orbita, la sutura cigomaticofrontal y la cavidad nasal. También demuestra la posición de la apófisis coronoides del maxilar inferior, entre el superior y al arco cigomático (Goaz, 1995).

La proyección de Towne inversa se usa para casos en los que existe sospecha de fractura del cuello condilar. Es muy adecuada para revelar un cóndilo desplazado hacia la línea media. Esta proyección muestra también la pared posterolateral del antro maxilar (Goaz, 1995).

La proyección submentovértex (llamada también proyección de base o axial completa) se usa para demostrar la base del cráneo, la posición y la orientación de los cóndilos, el seno esfenoidal, la curvatura del maxilar inferior, la pared lateral de los senos maxilares y el desplazamiento de los fragmentos en caso de fractura del arco cigomático. Esta proyección

suele mostrar también las placas pterigoides medial y lateral y los agujeros de la base del cráneo (Goaz, 1995).

Una de las radiografías mas utilizadas en el área de ortodoncia es la radiografía cefálica lateral. Se utiliza para revisar el cráneo y los huesos faciales en busca de datos de traumatismo, enfermedad o anomalías del desarrollo. Esta proyección revela los tejidos blandos nasofaríngeos, los senos paranasales y el paladar duro. Los ortodoncistas la usan para evaluar el crecimiento facial, y en cirugía oral y odontología protésica proporciona registros antes y después del tratamiento (Goaz, 1995). En cuanto a la técnica para su toma, la película se coloca verticalmente en un dispositivo o porta cassette.

La cabeza se debe situarse en el lado izquierdo de la cara cerca del dispositivo, el punto de incidencia del haz de rayos x es el conducto auditivo externo del lado derecho, el plano oclusal, y el plano de Frankfort. Debe ser perpendicular al piso, de la misma manera el rayo central debe ser perpendicular a la película a una distancia de 1,52 metros entre la fuente y el paciente. De la misma manera se coloca un filtro de cuña sobre el lado anterior del haz en el cabezal del tubo, eso absorberá parte de la radiación que llega a la nariz, los labios y el mentón. El filtro reduce la intensidad de la radiación en la región anterior, y ayuda a revelar el contorno de los tejidos, también es necesario tener en cuenta el miliamperaje que debe oscilar entre 15 y 25 miliamperios y un kilovoltaje entre 90 y 110 kv (Goaz, 1995).

Estas radiografías son usadas para realizar mediciones cefalométricas; las cuales le permiten al ortodoncista y al cirujano maxilofacial elaborar un diagnóstico correcto y planificar el tratamiento con más seguridad. (Vellini, 2002).

La cefalometría fue definida por Moyers como una técnica radiográfica para obtener una imagen de la cabeza humana en un esquema geométrico medible (Moyers, 1988).

Los análisis cefalométricos fueron sucediéndose basados en las mediciones angulares y lineales obtenidas de los cefalogramas: Downs, Tweed y otros investigadores elaboraron análisis cefalométricos que son utilizados hasta hoy. En las últimas décadas, Steiner, Andrews, Ricketts, McNamara, Interlandi, con sus análisis más modernos, trajeron nuevas fuentes de información al ortodoncista (Vellini, 2002).

El análisis cefalométrico es útil para el ortodoncista en todas las etapas del tratamiento, ya que permite la evaluación del crecimiento y desarrollo de los huesos maxilares y faciales. Así mismo los datos proporcionados por el cefalograma brindan medios eficientes para diagnosticar las anomalías y alteraciones encontradas en las diferentes regiones del cráneo (Vellini, 2002).

Por otro lado las radiografías tomadas del mismo paciente en las diferentes fases del tratamiento permitirán que sean observados los cambios que están procesándose tanto por el crecimiento, como por la mecánica empleada. De esta manera se pueden promover cambios en el plan de tratamiento cuando la radiografía enseña algún posible error de planificación. Al final del tratamiento ortodóntico la radiografía es analizada con el objetivo de evaluar los resultados obtenidos y verificar si las metas propuestas fueron alcanzadas, considerándose como documentación legal de salvaguardia del ortodoncista en el aspecto profesional (Vellini, 2002).

La mayoría de los aspectos anteriores requieren identificaciones de puntos específicos en donde se destacan las estructuras anatómicas principales, representadas por puntos, dientes y perfil blando. Los trazados de orientación son hechos a través de la unión de esos puntos y

estructuras determinando las líneas y planos. Sobre la radiografía se fija un papel cefalométrico, que tiene una superficie lisa que es puesta hacia la radiografía y una áspera hacia el profesional donde va a diseñar las principales estructuras anatómicas (Vellini,2002).

Todo se realiza sobre el negatoscopio, donde las estructuras anatómicas y el perfil blando son perfectamente visualizadas. Fuera del negatoscopio, los puntos cefalométricos en las estructuras diseñadas son demarcadas. Con una regla se unen los puntos entre sí, según el análisis elegido, obteniéndose las líneas y planos cefalométricos. La última parte que completa el cefalograma es la medición de valores angulares y lineales obtenidos de los entrecruzamientos de esos trazados. (Vellini, 2002).

En ocasiones pueden presentarse dos tipos de errores en los análisis cefalométricos: de proyección y de identificación (Baumrind, 1971).

Los errores de proyección son causados por la representación en imágenes bidimensionales de un objeto tridimensional. Los rayos X de cono único no son paralelos y se originan desde una fuente dando como resultado que la radiografía tenga elongaciones producidas por las distancias entre los focos, el objeto y la película (Adams, 1940) (Brodie, 1949).

Los puntos y estructuras no situados en el plano medio sagital son usualmente bilaterales y desafortunadamente dan una imagen doble en la radiografía. Las estructuras bilaterales en la cabeza simétrica no se superimponen en el cefalograma lateral, porque los rayos X de cono único se expanden en abanico pasando a través de la cabeza, causando una divergencia entre las imágenes de todas las estructuras bilaterales (Hixon, 1956) (Mitgaard y cols.1974).

La mala alineación del cefalostato y la rotación de la cabeza del paciente en el cefalostato en cualquier plano también induce a errores de proyección (Hixon, 1956) (Mitgaard y cols.1974).

Los errores de identificación son los errores de los puntos específicos identificados sobre la película y son considerados por muchos investigadores como las mayores fuentes de error en la cefalometrías (Hixon, 1956) (Mitgaard y cols.1974).

Otros factores involucran la calidad de la imagen radiográfica precisión en la definición de los puntos, reproducibilidad en la localización de los puntos, operador y procedimiento de registro (Gregory, 2004).

La magnitud del error varía ampliamente de punto a punto. El mayor problema es que cada error lleva a cambios sutiles y los grandes se observan claramente (Gregory, 2004).

Además de las radiografías extraorales de perfil, existen otras imágenes diagnósticas que a pesar de utilizar radiación x, proporcionan una mejor calidad de imagen; éstas son las anteriormente llamadas tomografías axiales computarizadas o T.A.C.

La tomografía axial computarizada (TAC) fue descrita y puesta en práctica por el Dr. Godfrey Hounsfield en 1.967, quien advirtió que los rayos X que pasaban a través del cuerpo humano contenían información de todos los constituyentes del cuerpo en el camino del haz de rayos, que, a pesar de estar presente, no se recogía en el estudio convencional con placas radiográficas (Mozzo y cols, 1998).

En radiología convencional, la imagen se consigue por la interacción fotoquímica de los fotones que atraviesan la materia con las sales de plata de la emulsión de la placa radiográfica, después del proceso de revelado, fijado, lavado y secado (Mozzo y cols, 1998).

En radiología digital, aunque no se puede prescindir por el momento, de la placa radiográfica para su estudio e informe posterior, la imagen se consigue mediante los cálculos de atenuación de la radiación X, al interaccionar y atravesar la materia de estudio (Mozzo y cols, 1998).

El TAC es la reconstrucción por medio de un ordenador de un plano tomográfico de un objeto. La tomografía se obtiene mediante el movimiento combinado del tubo de rayos X hacia un lado mientras la placa radiográfica se mueve hacia el contrario, por lo que una superficie plana de la anatomía humana es perfectamente visible, y las áreas por encima y por debajo quedan borradas. La imagen se consigue por medio de medidas de absorción de rayos X hechas alrededor del objeto. Cada corte del TAC está compuesto por un número determinado de elementos volumétricos, cada uno de los cuales tiene una absorción característica, que se representan en la imagen del TV o monitor como una imagen bidimensional de cada uno de estos elementos (píxeles). Aunque el píxel que aparece en la imagen de monitor es bidimensional, en realidad representa el volumen, y por eso habría que considerarlo tridimensional, pues cada unidad, además de su superficie, tiene su profundidad, a semejanza del grosor de un corte tomográfico. A esta unidad de volumen es a lo que se llama "voxel" (Mozzo y cols, 1998).

Los elementos básicos de un equipo de TAC consisten en una camilla para el paciente, un dispositivo en forma de urna llamado gantry donde se instalan el tubo de rayos X y los detectores (elementos electrónicos que van a conseguir la toma de datos), un generador de rayos X y un ordenador que sintetiza las imágenes y está conectado con las diferentes consolas, tanto de manejo como de diagnóstico (Mozzo y cols, 1998).

Entre las técnicas de imagen, destaca por su uso prioritario la TAC (Tomografía Axial Computerizada), o TC, basada en la emisión de radiaciones electromagnéticas, característica que comparte con las radiografías, y que la diferencia de la resonancia nuclear magnética. Dada

la facilidad de realización, la precisión diagnóstica y la ausencia de riesgo, ha desplazado a técnicas clásicas más agresivas (Mozzo y cols, 1998).

La imagen reconstruida puede ser almacenada, pudiendo visualizarla cada vez que se desee. También puede ser impresa en una placa convencional a través de una impresora láser conectada al monitor de visualización (Mozzo y cols, 1998).

Existen diversas generaciones de aparatos de T.C como los de primera generación en el cual el tubo de RX y un detector en posiciones opuestas recorren una zona determinada, realizando los cálculos de atenuación correspondientes a esa zona, rotan ambos y recorren otra zona sobre el mismo eje realizando los cálculos de esta zona y repiten el proceso hasta conseguir los cálculos correspondientes a un ángulo de 180° sobre el mismo eje. Los tiempos de barrido por corte eran de 4 a 5 minutos (Mozzo y cols, 1998).

Los equipos de segunda generación constaban de treinta detectores opuestos al tubo de Rx, reducen el número de rotaciones de 180° a 6 por cada barrido, lo que a su vez reduce el tiempo total del barrido entre 20 y 60 segundos (Mozzo y cols, 1998).

Los equipos de tercera generación constan de un conjunto de detectores, junto con el tubo de Rx opuesto a ellos describen un giro de 360° , con lo que se reduce el barrido a tiempos inferiores a 3 segundos (Mozzo y cols, 1998).

En los equipos de cuarta generación el tubo rota por el interior de una corona de detectores fijos que recogen y envían los datos para su cálculo. Aunque así no se desajusta con facilidad la posición de los detectores, el tiempo de barrido viene a ser igual que el de la generación anterior (Mozzo y cols, 1998).

Los equipos de quinta y sexta generación de tomógrafos se introdujeron para reducir el movimiento, como en las dos anteriores generaciones, el detector es estático y el electrón del cono se barre electrónicamente a lo largo de una tira de tungsteno semicircular. Son conocidos como Tomógrafos Computarizados de Cono Único C.B.C.T. los cuales presentan las mismas ventajas de los tomógrafos anteriores pero con una mejor calidad de imagen y menor distorsión.

La tomografía de rayo de cono UNICO C.B.C.T. fue diseñada en 1998 por Mozzo y Col al encontrar algunas limitaciones en los tomógrafos de la CT convencional. El rayo de cono también produce mayor enfoque y considerablemente menos radiación comparado con la CT convencional (Mozzo y cols, 1998).

Esto aumenta la utilización de la radiografía significativamente y reduce la capacidad de rayos X requeridos para un scanner volumétrico. Se ha informado que la radiación total es aproximadamente el 20% de la CT convencional y equivale a una exposición de radiación de una radiografía periapical (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

Las innovaciones del componente son significantes y permiten al CBCT ser más económico y más pequeño.

Además la cámara de exposición es construida por encargo y reduce la cantidad de radiación.

Hay Cuatro principales proveedores del sistema en el mercado mundial, New Tom 3G (Radiología cuantitativa, Verona, Italia), i-Cat (Imagen de ciencias Internacionales, Hatfield, EE.UU), CB MercuRay (Hitachi Medical Corporation, Tokio, Japan), 3D Accuitomo (J Morita Mfg Corp, Kyoto, Japan).

Como la investigación clínica en esta tecnología escala y los costos se reducen, no hay ninguna duda que más proveedores empiecen a invertir y promover esta tecnología (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

Las máquinas CBCT disponibles difieren en tamaño, área de captura de la imagen y uso clínico (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

NEW TOM 3G fue introducido recientemente como parte de un proceso evolutivo este es predecesor del Newton 9000. El Newton fue el primer aparato de uso dental como tecnología CBCT.

La operación del sistema es similar a CT convencional. El paciente se coloca en una posición supina y escanea cabeza y cuello completamente en 36 segundos (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

El sistema ofrece tres posibles campos de vista, los fabricantes dicen que el sistema es capaz de producir una resolución mayor a 0.125mm cuando se usa la vista más pequeña. El voxel (píxel de volumen) representa una cantidad de datos tridimensionales, así como un píxel representa un punto o racimo de puntos en los datos bidimensionales. La resolución del voxel da una indicación de la habilidad para capturar los detalles más finos (por ejemplo el ligamento periodontal tiene un ancho promedio de 0.5mm , y por consiguiente en el orden de captura de detalle un mínimo de 2 voxels con una resolución de 0.25mm se requiere (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

El software permite un análisis volumétrico de los tejidos duros y blandos. Estos datos pueden exportarse a una imagen digital normal (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

i-CAT es un sistema de rayo de cono tridimensional desarrollado por Imaging Sciences Internacional. La imagen tridimensional es capturada con el paciente sentado y el tiempo de scanner varia entre 20-40 segundos.

En los prototipos iniciales sólo la región maxilo-mandibular pudo ser tomada, pero con las nuevas mejoras y modificaciones, los fabricantes dicen que una imagen 20X25cm puede ser obtenida.

Esto es suficiente para capturar una imagen facial estándar equivalente a la de un cefalograma lateral tridimensional.

La crítica temprana del sistema era la distorsión de los tejidos faciales producidas por el mentón cuando el paciente se colocaba en el dispositivo. Este inconveniente ha llevado a la compañía a mejorar la postura del paciente en el dispositivo (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

CB MERCURAY nos da una imagen CBCT completa de cabeza y cuello.

La fuente radiológica es hecha de una energía baja fijada al tubo del ánodo produciendo una radiografía de rayo de cono, que es capturada en un intensificador de imagen (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

Los fabricantes exigen un tiempo de exposición de 10 segundos a través de una rotación de 360° que proporciona 288 imágenes que pueden verse en 2D o 3D.

Mercuray ofrece tres vistas diferentes y la rapidez de la máquina CBCT actualmente disponible. Esto es una ventaja que reduce el movimiento del paciente durante la captura de la imagen (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

3D ACCUITOMO el campo de investigación 30X40 mm se enfoca más en áreas anatómicas específicas. Esta pequeña y compacta unidad tiene la ventaja de solo requerir 1.6 espacio de tiempo, de una panorámica dental (1620X 1200mm) (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003)

Dentro de las aplicaciones clínicas de interés ortodóntico encontramos valoración de impactaciones, localización del nervio dentario inferior, piso de seno, evaluación prequirúrgica para implantes, evaluación de senos paranasales, visualización de lesiones odontogénicas, evaluación de traumas, visualización de ATM, fabricación de guías quirúrgicas y

evaluación quirúrgica Craneofacial (Heiland y cols, 2004) (Danforth y cols, 2003).

Gracias a que la tomografía de rayo de cono provee una imagen clara de estructuras de alto contraste, es extremadamente útil para la evaluación ósea (Sukovic, 2003) (Ziegler, 2002).

Aunque existen limitaciones en estas tecnologías para los tejidos blandos los esfuerzos han sido dirigidos al desarrollo de técnicas y software para mejorar las señales hacia el radio nasal e incrementar el contraste.

El uso de tecnología con tomografía de rayo de cono en la práctica clínica provee numerosas ventajas comparada con la tomografía convencional (Sukovic, 2003) (Ziegler, 2002) entre las cuales tenemos: La limitación del Rayo de cono, la cual permite reducir el tamaño del área irradiada por medio de la colimación del rayo de cono primario al área de interés minimizando la dosis de irradiación. La mayoría de tomografías de rayo de cono pueden ser ajustadas para escanear pequeñas regiones del área de diagnóstico específica o escanear el complejo craneofacial entero cuando es necesario (Sukovic, 2003) (Ziegler, 2002).

También una de sus ventajas es la precisión de la Imagen ya que los datos cefalométricos comprenden un bloque tridimensional de las mas pequeñas estructuras cuboides conocidas como voxels, cada una de las cuales representa un grado específico de absorción de rayos X, el tamaño de estos voxels determinan la resolución de la imagen. En una tomografía computarizada convencional los voxels son anisotrópicos (cubos rectangulares donde la dimensión mas larga del voxel es la superficie axial). Aunque los voxel de la tomografía pueden ser tan pequeños como 0.625mm cuadrados su profundidad esta usualmente entre 1 y 2. Todas las unidades de CBCT contiene una resolución de voxel que son isotrópicos (igual en todas las dimensiones) (Sukovic, 2003) (Ziegler, 2002). Por otra parte el tiempo de escaneado es rápido ya que el CBCT

obtiene todas las imágenes base en una sola toma, el tiempo de escáner es rápido (10-70 seg) y es comparable con el sistema espiral médico MDCT. Aunque el tiempo de escaneado rápido usualmente significa pocas imágenes base de las cuales se hace la reconstrucción volumétrica de todos los datos (William, 2006).

La reducción de la dosis es otra de sus ventajas ya que los reportes publicados indican que la dosis efectiva de radiación (rango promedio entre 36.9-50.3 microsievert) (Schulze, 2004) es significativamente reducida a 98% comparado con sistema de tomografía computarizada convencional (rango promedio para la mandíbula de 1320 -3.324 microsievert), rango promedio para el maxilar (1,031-1.420) (Cohnen, 2002) (Schulze, 2004) (Scaf, 1997) (Ngan, 2003).

Esto reduce la dosis efectiva al paciente aproximándose a la dosis de una radiografía periapical (13-100 microsieverts) ó 4- veces de una radiografía panorámica (2.9-12 microsieverts) (Moyers, 1988).

En años recientes la tomografía computarizada ha dado una reconstrucción tridimensional del esqueleto craneofacial completo (Vannier, 1984).

A lo largo de todas las superficies para evaluar todas las estructuras internas incluyendo los músculos (Maki, 2001).

La tomografía computarizada provee un método tridimensional para evaluar algunas de las mismas medidas que en la cefalometría bidimensional y de evaluar mandíbulas simétricas (Maki, 2001) (Hatcher, 1997).

La reconstrucción de imágenes con resonancia magnética en formas tridimensionales puede dar un método de precisión relativa para determinar efectivamente el crecimiento y cambios pero esto no ha sido

estudiado. Desafortunadamente ambos métodos son muy costosos y tienen una disponibilidad limitada para ser usados en la práctica ortodóntica, Sin embargo el equipo es ahora asequible a los laboratorios radiográficos (Mozzo, 1998).

La imagen radiográfica es un diagnóstico adicional importante para la valoración esquelética y dental para el paciente de ortodoncia. Desde 1931, las imágenes bidimensionales, se hacen con estandarización de la proyección geométrica, han sido usadas para identificar puntos anatómicos específicos de dimensiones dentales y esqueléticas verticales y anteroposterior que se pueden obtener. Recientemente el sistema de tomografía computarizada de rayo de cono (CBCT) se ha desarrollado específicamente para la región maxilofacial. 4,25 (Mozzo, 1998) (Babba, 2004).

El sistema CBCT fue aprobado para su uso en los Estados Unidos incluyendo el Newton QR DVT 3G (Quantitative Radiology, Verona, Italy), CB MercuRay (Hitachi Medical, Chibaquén, Japan), i-CAT (Imaging Sciences Internacional, Hatfield, Pa), Llama (Imtec Imaging, Ardmore, Okla), y 3D Accu-i-tomo-XYZ Slice View Tomograph, (J. Morita, Kyoto, Japan). Todas menos la última incluyen la mayoría de puntos antropométricos usados en análisis cefalométricos (Mozzo, 1998).

CBCT escaneador rotacional por la fuente de un rayo y una fuente recíproca que detecta el rayo facilitando la obtención de muchas imágenes con base en una sola proyección. CBCT permite reformar la 2D multi-planar (MPR) y hacer una reconstrucción secundaria de los datos en un computador personal, por eso permite tomar las imágenes en otras orientaciones que el plano axial convencional (Mozzo, 1998).

El tiempo y la dosis requerida son similares a otras radiografías dentales de uso actual. Las aplicaciones maxilofaciales de la CBCT han sido para Cirugía maxilofacial, Implantología y Ortodoncia. La alta exactitud ha sido

reportada para la CBCT en medidas de estructuras faciales (Mozzo, 1998).

Los cefalogramas han sido usados en planeación de tratamientos de Ortodoncia y valoración de resultados por 75 años.

Es posible reconstruir un cefalograma clásico a una CBCT sin necesidad de reirradiar al paciente (Farman, 2006).

Además una sola imagen base es suficiente para replicar la información necesaria de una cefalometría tradicional, el número de cortes puede reducirse de 1 en 300, con una dosis reducida para el paciente si un análisis volumétrico no es requerido (Power, 2005).

La tecnología actual reduce las complicaciones ortodónticas que casi siempre se originan en errores de diagnóstico y no de fallas en la ejecución del tratamiento. Después de obtener la información dental clínica preliminar, la evaluación continúa con el examen de la cara vista de frente y de perfil. Se instruye al paciente para que se siente derecho y mire el horizonte o directamente el espejo en la pared. Esta posición llamada Posición Natural de la Cabeza (*PNC*), es la que mantiene el paciente en su vida cotidiana (Moorrees, 1956) (Viazis, 1991).

Por lo tanto, es la que debemos tomar como referencia en nuestro examen. En esta posición las pupilas están centradas en el medio de los ojos, definiendo la línea de visión u *Horizontal Verdadera (TH)* (Viazis, 1991).

La línea horizontal verdadera debe ser paralela al piso (Viazis, 1991).

El concepto de posición natural de la cabeza (NHP) fue introducido en Ortodoncia por Downs (1956), Bjerin (1957), y Moorrees & Kean (1958), numerosos investigadores han estudiado esta aplicación y han establecido ventajas (Sleeve, 2001).

Showfety , KJ ; Vig, PS; Matteson, S. en un estudio realizado en 1983 con el fin de proveer un método clínico que permitiera reproducir la P.N.C. sin necesidad de tomar varias radiografías para determinar su confiabilidad, concluyeron que la P.N.C. puede ser determinada con precisión y registrada radiográficamente en combinación con el uso de un artefacto de nivel y una técnica estandarizada. Posteriormente Cannon, J.; En 1985 concluye que la clave en los estudios de postura de la cabeza realizados con cefalogramas, es tomarlos cada vez con la cabeza en la misma posición, luego el doctor Beni Solow describe la posición de espejo para la toma de registros cefalométricos en P.N.C (Bister, 2002) (Kau, 2005).

Más tarde, en 1988 Michael Cook estandarizó y definió el uso clínico de la P.N.C. en ortoposición tomando como referencia el eje de los ojos mirándose en un espejo, también encontró que no hubo diferencia en la reproducibilidad de la P.N.C. con o sin el uso de posicionadores en los oídos. Luyk, N. H; Whitfield, PH.;Ward - Booth, R. P.; Williams E. D. en 1986 encontraron que la reproducibilidad de la P.N.C. es independiente del número de radiografías tomadas. Sandham, A. en 1988 concluye que la P.N.C. es reproducible y puede ser registrada con una diferencia de pocos grados. Al año siguiente, en 1989, Greenfield, B; Krauss Steeve, concluyeron que en las radiografías tomadas con las olivas en los conductos, se altera la posición de la cabeza y el cuello (Lundstrom, 1992) (Luyk, 1986).

La posición natural de la cabeza ha sido establecida en los últimos 30 años como la de referencia más adecuada para la toma de radiografía cefalométrica (Moorrees, 1956) (Viazis, 1991).

Se sabe que está relacionada con la postura natural del cuerpo y el alineamiento con la columna cervical , está basada en la línea de la visión y está determinada por el equilibrio total de la cabeza y el cuello cuando el individuo mira directamente hacía adelante (Solow, 1983) (Viazis, 1991).

La reproducibilidad de la Posición Natural de la Cabeza ha demostrado estar dentro del espectro de variación clínicamente aceptable de 4°, que es sin duda mucho mejor que la variabilidad de 26° de la Horizontal del Frankfort y el plano SN entre diferentes individuos (Solow, 1983) (Viazis, 1991).

Se toma una radiografía en Posición Natural de la Cabeza con el paciente en el cefalostato y mirando directamente adelante, al espejo. Se observa al paciente de lado, para asegurarse que la pupila esta en el medio del ojo. En caso de no estar centrada la pupila en el centro del ojo, el clínico debe corregir la posición de la cabeza. (Viasiz, 1991).

Debe ser advertida cualquier tendencia del individuo a mantener la cabeza en una posición "antinatural", flexionada o extendida, y puede ser necesario "corregir " la posición registrada de la cabeza (Lundstrom, 1992).

Las olivas auditivas deben ser colocadas directamente frente al trago, para que hagan contacto leve con la piel, estableciendo un soporte bilateral de la cabeza en el plano transversal.

Los cefalostatos laterales con las olivas auditivas alteran la posición de la cabeza y el cuello durante los registros posturales (Greenfield, 1989).

El paciente debe estar cómodo y relajado, y la cabeza no debe estar inclinada o ladeada. La posición correcta se confirma observando al paciente desde el frente. La pieza de la nariz se coloca de modo que haga contacto leve con la piel, para establecer el soporte del plano vertical. Los tres puntos de contacto leve fijan al paciente en *Posición Natural de la Cabeza*. Luego de un control final, se toma la radiografía. El procedimiento completo debe demorar sólo 1-3 minutos. La determinación de una horizontal verdadera, estética, por inspección visual de la cara del paciente, ha demostrado ser altamente reproducible y tener mayor

relevancia para los tejidos blandos que la horizontal de Frankfort. (Bass, 1991) (Lundstrom, 1989).

Se verifica la posición de la cabeza del paciente en sentido sagital, transversal y coronal bilateral. La plomada de referencia vertical debe ser visible en la radiografía. Este procedimiento parece trabajar bien en pacientes adultos y niños (Showfety, 1983).

Actualmente después de lograr la posición natural relajada de la cabeza usando cualquiera de los métodos publicados (Solow y Tallgren, 1971, Siersbaek-Nielsen y Solow, 1982), el cefalograma es obtenido suspendiendo una plomada delante de la cara (Marcotte, 1981) (Sleeve, 2001).

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

Determinar la concordancia de las medidas cefalométricas obtenidas entre la tomografía volumétrica de rayo de cono único y la radiografía cefálica lateral.

1.5.2 Objetivo Específico

1.5.2.1 Determinar la diferencia milimétrica entre las distancias (S-Na, ENA-ENP, Na-Gn, Gn-Go, Ba-Na, Co-Go, Co-Gn, Na-ENA, ENA-Gn) obtenidas sobre la tomografía volumétrica de rayo de cono único y las obtenidas sobre la radiografía cefálica lateral.

II. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Descriptivo transversal para establecer nivel de concordancia

2.2 POBLACIÓN

10 estudiantes de IV y VI semestre del postgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

2.3 OBJETO DE ESTUDIO

Concordancia en mediciones radiográficas.

2.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.4.1 Criterios de inclusión

Residentes:

- Hombres y mujeres.
- Entre 20 y 40 años de edad de ambos géneros.
- Que deseen participar y firmen el consentimiento informado.

2.4.2 Criterios de exclusión

- Residentes gestantes

2.5 MUESTREO

No probabilístico por conveniencia

2.6 MUESTRA

10 tomografías de rayo de cono, 10 Radiografías cefálicas laterales de residentes de IV y VI semestre del postgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

2.7 VARIABLES DE INTERÉS

PUNTOS CEFALOMÉTRICOS	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	ESCALA DE MEDIDA	CATEGORIZACIÓN	INSTRUMENTO
Silla (S) / Nasion (N)	Distancia comprendida desde Silla (S) ubicada en un punto medio entre los procesos clinoides anteriores en el plano medial hasta Nasion ubicado en el punto medio sagital en la unión del hueso frontal con el nasal (Sutura frontonasal)	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital
Espina Nasal Anterior (ENA) Espina Nasal Posterior (ENP)	Distancia comprendida entre la Espina Nasal Anterior ubicada en el Limite más anterior del piso de la nariz hasta la Espina Nasal Posterior ubicada en el punto a lo largo del palatino inmediatamente inferior a la fosa pterigomaxilar	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital

Nasion (N) / Gnation(Gn)	Distancia comprendida entre Nasion ubicado en el punto medio sagital en la unión del hueso frontal con el nasal (Sutura frontonasal) hasta Gnation ubicado en el punto medio entre los puntos Pogonion y Menton	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital
Gnation (Gn) / Gonion (Go)	Distancia comprendida entre Gnation ubicado en el punto medio entre los puntos Pogonion y Menton hasta Gonion ubicado en el punto en el ángulo mandibular, entre el borde inferior de la mandíbula y posterior a la rama ascendente	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital
Basion (Ba) / Nasion (Na)	Distancia comprendida entre Basion ubicado en el punto más inferior sobre el margen anterior del foramen magno, a la base del clivus y Nasion ubicado en el punto medio sagital en la unión del hueso frontal con el nasal (Sutura frontonasal)	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital
Condilion (Co) Gonion (Go)	Distancia comprendida entre Condilion ubicado en el punto más posterosuperior del condilo mandibular hasta Gonion ubicado en el punto en el ángulo mandibular, entre el borde inferior de la mandíbula y posterior a la rama	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital

	ascendente.				
Condilion (Co) Gnation (Gn)	Distancia comprendida entre Condilion ubicado en el punto más posterosuperior del condilo mandibular hasta Gnation ubicado en el punto medio entre los puntos Pogonion y Menton	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital
Nasion (N) / Espina Nasal Anterior (ENA)	Distancia comprendida entre Nasion ubicado en el punto medio sagital en la union del hueso frontal con el nasal (Sutura frontonasal) y Espina Nasal Anterior ubicada en el Limite más anterior del piso de la nariz	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital
Espina Nasal Anterior (ENA) / Gnation (Gn)	Distancia comprendida entre Espina Nasal Anterior ubicada en el Limite más anterior del piso de la nariz y Gnation ubicado en el punto medio entre los puntos Pogonion y Menton	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Calibrador Digital

2.8 PROCEDIMIENTO

Se elaboró un modelo de estudio sobre un cráneo humano seco en el cual se ubicaron marcadores fabricados con gutapercha ya que por ser un material radiopaco y no metálico, es ideal para este tipo de estudio.

La confección de estos marcadores de gutapercha se realizó de la siguiente manera:

Se obtuvieron en el mercado una serie de balines metálicos de 2mm de diámetro, a los cuales se les tomó una impresión en silicona pesada a fin de obtener un molde de dichos balines. Una vez polimerizada la silicona, se procedió a vaciar sobre los moldes, gutapercha termoplástica, para así obtener una serie de esferas de gutapercha, los cuales fueron utilizados como marcadores radiopacos.

Posteriormente, estos marcadores de gutapercha fueron colocados en cada uno de los puntos anatómicos en el modelo de cráneo humano seco tales como Silla, Nasion, Porion, Orbital, Espina Nasal anterior, Espina Nasal Posterior, Gnasion, Gonion, Basion y Condileon.

Una vez obtenido el modelo estándar, a partir del cráneo seco y los puntos anatómicos con marcadores de gutapercha, dicho modelo fue llevado a la unidad de Radiología e Imagenología de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, con el propósito de tomar una radiografía extraoral lateral de cráneo.

Para la toma de esta radiografía se utilizó un aparato de radiología extraoral (VILLA SISTEM MEDICAL, Modelo 82088100 , Serial 19400012 Fabricado en Italia). El cráneo fue colocado en el cefalostato verificando la correcta posición de éste con respecto al plano del Frankfort y a la línea

media esquelética. El tiempo de exposición fue de 1,5 con un kilovoltaje de 110Kv y un miliamperaje de 8 ma.

Una vez irradiado el cráneo, se procedió a revelar la radiografía de perfil mediante un revelador automático.

Posteriormente el modelo de cráneo fue llevado al Consultorio Radiológico Oral y Maxilofacial “Alvaro Delgado Morales” con el fin de obtener una tomografía computarizada de rayo de cono (CBCT), para lo cual se utilizó un tomógrafo i-CAT con sensor Flat Panel. De la misma manera, el cráneo fue colocado en el tomógrafo verificando el paralelismo del plano de Frankfort con respecto al piso y ubicando la línea media facial perpendicular a dicho piso. El i-CAT permitió realizar una captura completa del cráneo con un protocolo de 20 + 20 segundos y resolución de 0.4. Las imágenes obtenidas del modelo, fueron entregadas en un CD_ROM para su posterior análisis.

Una vez obtenidas las imágenes tanto de la radiografía lateral de cráneo convencional como de la tomografía, se procedió a localizar los puntos cefalométricos (S, Na, Po, Or, ENA, ENP, Gn, Go, Ba, Co) al igual que los planos (S-Na, Po-Or, ENA-ENP, Na-Gn, Go-Gn, Ba-Na, Co-Go).

Posteriormente se procedió a realizar las mediciones de cada uno de los planos. , mediante un calibrador digital marca DRAGON, dichas mediciones fueron realizadas por cuatro residentes del postgrado de Ortodoncia y Ortopedia maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, el coordinador de la cátedra de radiología de la misma institución y un radiólogo del Consultorio Radiológico Oral y Maxilofacial “Alvaro Delgado Morales”, los cuales fueron calibrados y estandarizados en la toma de las medidas. Posteriormente se tomó el índice de Kappa para determinar la concordancia en la ubicación y medición de los puntos

para elegir el observador que realizó las mediciones en la prueba de campo.

Las medidas fueron registradas en un instrumento de recolección de datos diseñado para este fin. (Ver Anexo1).

Una vez estandarizado el procedimiento de toma de las radiografías laterales de cráneo y de las tomografías en el cráneo seco, se procedió a tomar las imágenes en pacientes.

Diez (10) pacientes fueron escogidos para este estudio de acuerdo a los criterios de inclusión y exclusión, previo consentimiento informado tanto verbal como escrito. A cada paciente se le tomó una radiografía lateral de cráneo y una tomografía computarizada de rayo de cono.

Las imágenes radiográficas y tomográficas de cada paciente fueron llevadas al operador escogido previamente a fin de realizar las mediciones de los planos tanto en la radiografía lateral de cráneo como de la tomografía computarizada.

Los datos y las mediciones fueron recolectados en el instrumento elaborado para este fin (Anexo 2) y posteriormente llevados al departamento de estadística de la Institución Universitaria Colegios de Colombia para su análisis.

2.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos fueron tabulados en Excel versión 2003 y fueron procesados en SPSS versión 13. Se realizó el análisis de concordancia de las medidas cefalométricas mediante el coeficiente de correlación y concordancia (CCC) y el coeficiente de correlación intraclase (CCI).

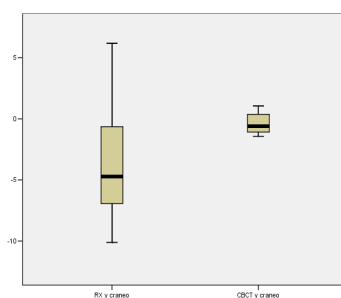
2.10 IMPLICACIONES ÉTICAS

Teniendo en cuenta que los pacientes pertenecientes a la investigación serían sometidos a una dosis mínima de radiación, se determinó que el tipo de riesgo es mayor que el mínimo, considerado por el comité de ética institucional de acuerdo con la resolución 8430 de 1993. Por tal motivo se solicitó a los participantes su autorización mediante la firma del consentimiento informado.

III. RESULTADOS

Los hallazgos encontrados durante la prueba piloto muestran una mayor correlación entre la CBCT y el modelo de cráneo seco ($r = 0.999$) comparada con la correlación entre la radiografía cefálica lateral y el modelo de cráneo seco ($r = 0.980$).

GRÁFICA 1. Variación entre radiografía cefálica lateral-cráneo seco y CBCT-cráneo seco



GRÁFICA 2. Coeficientes de correlación CBCT-cráneo seco y radiografía cefálica lateral-cráneo seco



El coeficiente de correlación y concordancia (CCC) para la CBCT es de 0.99 y para la radiografía cefálica lateral es de 0.95 con respecto al modelo de cráneo seco.

Se encontró un promedio de diferencias entre las mediciones de la CBCT y el modelo de cráneo seco entre -0.39 ± 0.94 en comparación con las mediciones de la radiografía cefálica lateral y el modelo de cráneo seco entre -3.49 ± 5.67 .

En los hallazgos relacionados con la prueba de campo se encontró una correlación alta ($r=0.985$) entre la CBCT y la radiografía cefálica lateral para la medida ENA-GN y la más baja ($r= 0.781$) entre la CBCT y la radiografía cefálica lateral para la medida ENA-ENP. Tabla 1.

Tabla 1. Coeficientes de Correlación de las medidas cefalométricas obtenidas de CBCT y Radiografía de perfil

MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS	N	Correlación	Sig.
CBCT y Rx perfil Ba-Na	10	,957	,000
CBCT y Rx perfil Co-Gn	10	,954	,000
CBCT y Rx perfil Co-Go	10	,807	,005
CBCT y Rx perfil Ena-Enp	10	,781	,008
CBCT y Rx perfil Ena-Gn	10	,985	,000
CBCT y Rx perfil Gn-Go	10	,960	,000
CBCT y Rx perfil Na-Ena	10	,924	,000
CBCT y Rx perfil Na-Gn	10	,983	,000
CBCT y Rx perfil S-Na	10	,983	,000

Figura 1. Comparación de medidas Basion-Nasion entre CBCT y Radiografía cefálica lateral

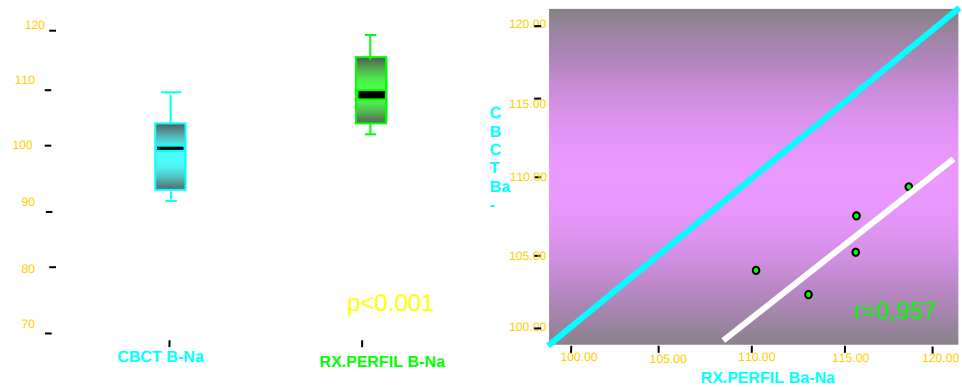


Figura 2. Comparación de medidas Condileon - Gnation Mediante CBCT y Radiografía cefálica lateral

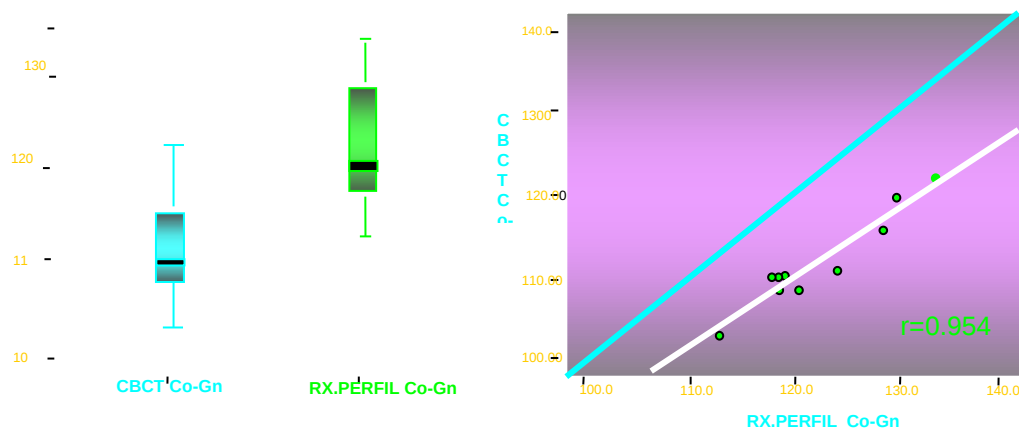


Figura 3. Comparación de medidas Condileon-Gonion Mediante CBCT y Radiografía cefálica lateral

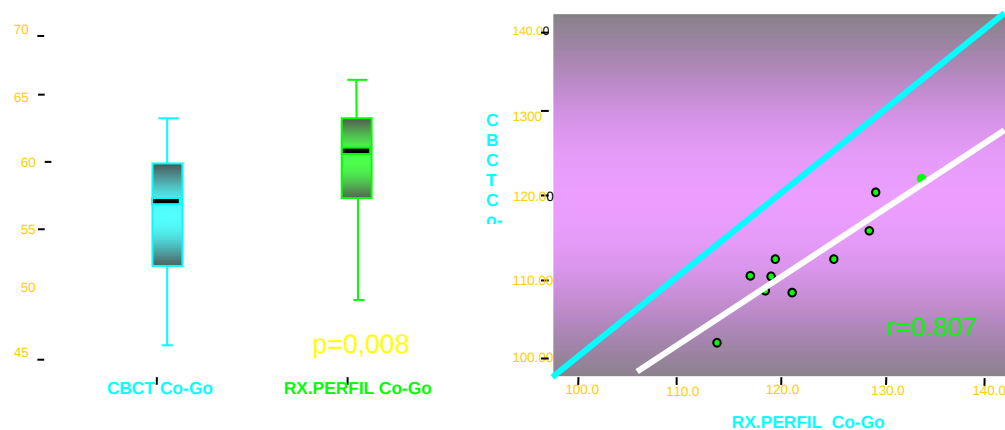


Figura 4. Comparación de medidas Espina Nasal Anterior-Espina Nasal Posterior mediante CBCT y Radiografía cefálica lateral

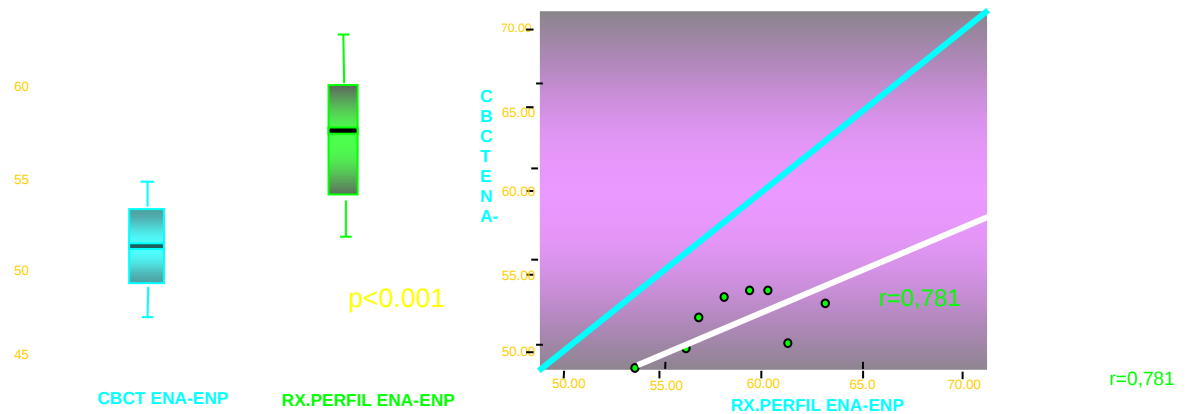
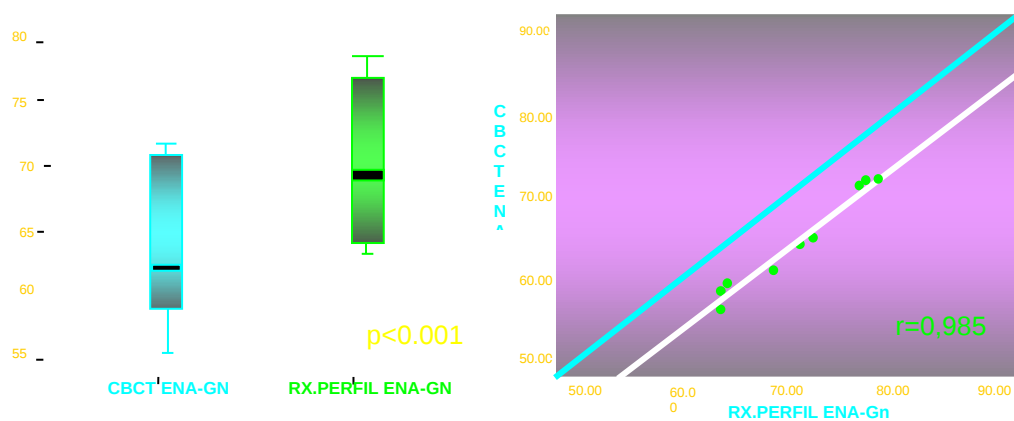
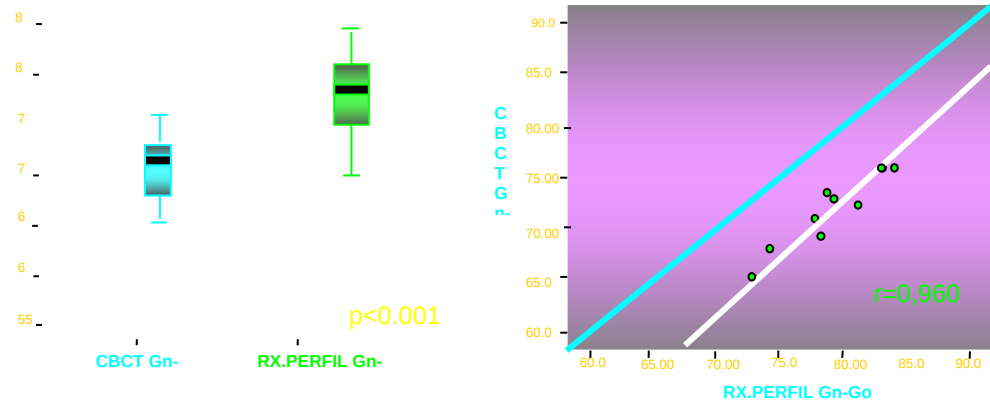


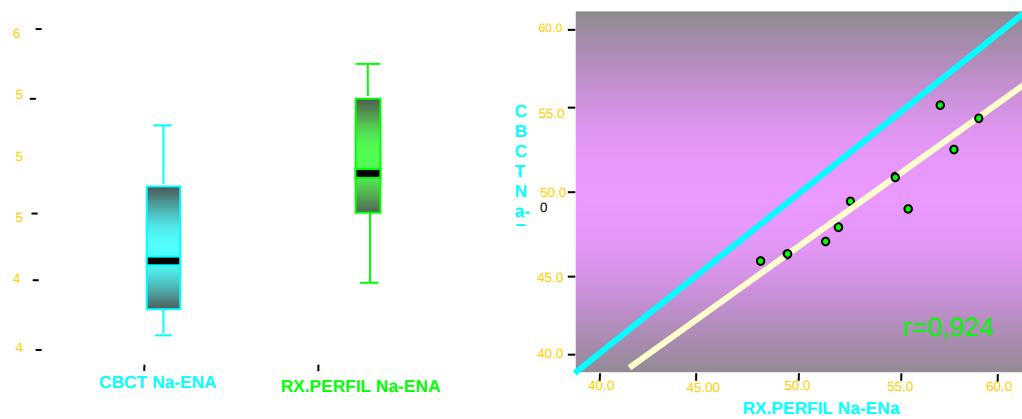
Figura 5. Comparación de medidas Espina Nasal Anterior-Gnation Mediante CBCT y Radiografía cefálica lateral



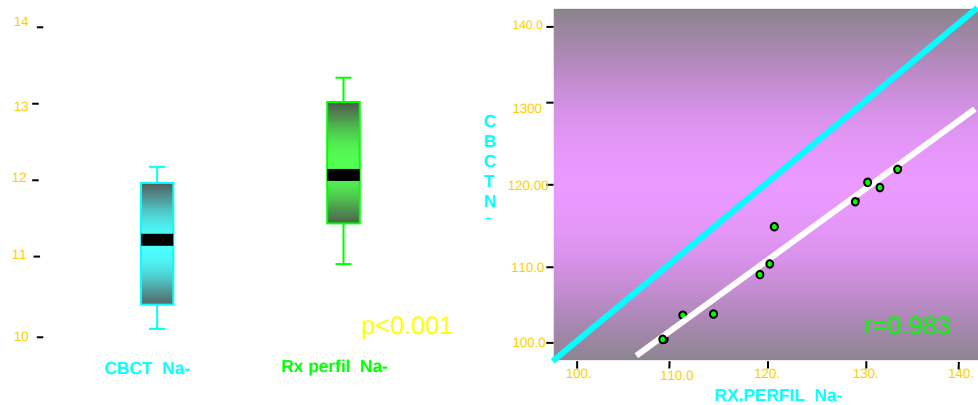
**Figura 6. Comparación de medidas Gnation- Gonion
Mediante CBCT y Radiografía cefálica lateral**



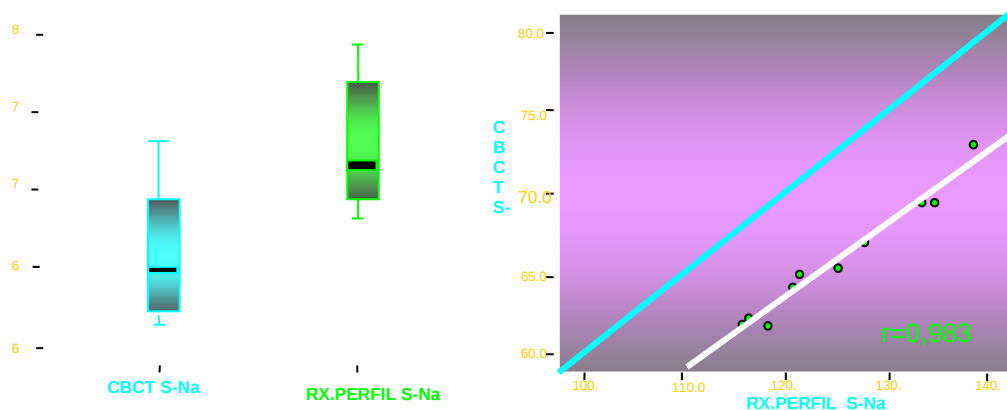
**Figura 7. Comparación de medidas Nasion-Espina Nasal
Anterior Mediante CBCT y Radiografía cefálica lateral**



**Figura 8. Comparación de medidas Nasion-Gnasion
Mediante CBCT y Radiografía cefálica lateral**



**Figura 9. Comparación de medidas Silla-Nasion
Mediante CBCT y Radiografía cefálica lateral**



Los hallazgos encontrados dentro de la prueba de campo mediante el coeficiente de correlación intraclass (CCI) mostraron una poca concordancia con un valor de 0.044; Esto evidencia que entre estos dos métodos diagnósticos, el de mayor exactitud y precisión (concordancia) es la CBCT.

IV. DISCUSIÓN

Adams y cols. en 2004 fueron los primeros en realizar un estudio en donde se compararon las medidas cefalométricas de cráneos secos en radiografías convencionales y un nuevo sistema tridimensional. Los puntos anatómicos fueron escogidos por un radiólogo craneofacial experto. Después de marcar dichos puntos y conocer las distancias reales entre ellos, pudieron establecer el cráneo seco como prueba de oro, para comparar la exactitud de las medidas en las radiografías convencionales y el sistema tridimensional.

Un procedimiento similar fue desarrollado durante nuestro estudio, en el cual se tomó un modelo de cráneo seco y se seleccionaron diferentes puntos anatómicos, posteriormente se obtuvieron las imágenes de la radiografía cefálica lateral y la CBCT sobre las cuales se realizaron y se compararon las medidas cefalométricas para determinar una nueva prueba de oro. Para el estudio mencionado anteriormente, se utilizó el cráneo seco como prueba de oro; a diferencia de nuestro estudio, en donde por medio de concordancia de conformidad, a partir de una prueba de oro (cráneo seco) se estableció otra nueva prueba de oro (CBCT).

Waitzman y cols. 1992. reportó que de manera tradicional la evaluación cefalométrica de pacientes con necesidades ortodónticas se realiza mediante los cefalogramas laterales y frontales. A diferencia de las radiografías laterales convencionales, la CBCT no presenta distorsión inherente de las estructuras anatómicas. Como resultado de esto, se han reportado medidas más exactas para las imágenes bidimensionales reconstruidas a partir de la tomografía computarizada, lo cual coincide con nuestro estudio en el que se determinó que la CBCT constituye un método diagnóstico de mayor exactitud.

Moshiri y cols en 2007 encontraron dentro de los resultados de su estudio, gran exactitud en las medidas obtenidas de la CBCT por lo cual sugieren interpretar los hallazgos, apoyando esta modalidad dentro de la práctica ortodóntica. En nuestro estudio al igual que en el estudio de Moshiri, se pudo establecer que las medidas cefalométricas obtenidas de la CBCT en comparación con la radiografía cefálica lateral, ofrecen mayor precisión sugiriendo a los especialistas en las áreas de Ortodoncia, Ortopedia maxilar y Cirugía Maxilofacial una herramienta adicional de diagnóstico en su práctica clínica.

V. CONCLUSIONES

La mayor concordancia con respecto a la prueba de oro inicial (cráneo seco) se obtuvo con la tomografía volumétrica de rayo de cono único. (prueba de oro final)

En las medidas cefalométricas obtenidas de la radiografía cefálica lateral se observó una menor precisión y exactitud con respecto a las medidas tomadas sobre la CBCT. Esto indica que existe correlación y diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de las medidas de los medios diagnósticos, pero no hay concordancia entre los mismos.

La imagenología y la obtención en la actualidad de imágenes diagnósticas multiplanares y en tercera dimensión están permitiendo no sólo a los odontólogos sino también a todos los profesionales del área de la salud, contar con herramientas cada vez más precisas con beneficios para él y sus pacientes.

VI. RECOMENDACIONES

De acuerdo con los hallazgos obtenidos en el estudio se sugiere a los ortodoncistas, ortopedistas maxilares y cirujanos maxilofaciales tener precaución con las medidas cefalométricas obtenidas de radiografías cefálicas laterales al momento de realizar diagnósticos y proponer planes de tratamiento.

En la actualidad el alto costo de estas nuevas imágenes diagnósticas ha limitado su uso a pacientes con alta capacidad económica, por tanto es necesario reducir su costo para que una mayor cantidad de pacientes con escasos recursos puedan tener acceso a ellas.

Anexo 1

VARIABLE	MEDIDAS CRÁNEO		RX PERFIL		TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE RAYO DE CONO	
	mm	%	mm	%	mm	%
1. S- Na						
2. ENA- ENP						
3. Na- Gn						
4. Gn- Go						
5. Ba- Na						
6. Co- Go						
7. Co- Gn						
8. Na- ENA						
9. ENA- Gn						

Anexo 2

VARIABLE	RX PERFIL		TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE RAYO DE CONO	
	mm	%	mm	%
1. S- Na				
2. ENA- ENP				
3. Na- Gn				
4. Gn- Go				
5. Ba- Na				
6. Co- Go				
7. Co- Gn				
8. Na- ENA				
9. ENA- Gn				



COLEGIO ODONTOLÓGICO

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

Consentimiento informado

La Institución Universitaria Colegios de Colombia realizará una investigación en pacientes con edades comprendidas entre 20 y 40 años que deseen obtener información diagnóstica previa a un tratamiento ortodóntico, cuyo objetivo es comparar dos medios imagenológicos para el diagnóstico craneofacial.

Para la recolección de los datos necesarios en esta investigación, se tomará una radiografía cefálica lateral y posteriormente una tomografía volumétrica de rayo de cono único a las cuales se les realizará un análisis cefalométrico.

La participación en este estudio es voluntaria teniendo en cuenta la aceptación y aprobación firmando el consentimiento informado, la no participación no traerá ninguna consecuencia para usted. Puede negarse a firmar este consentimiento y puede retirarse del estudio en cualquier momento, si así lo considera necesario. No se ofrece ninguna compensación por participar en el estudio. El presente estudio de acuerdo a la Resolución expedida por el Ministerio de Protección Social # 008430 de 1993, está clasificado como una **Investigación con riesgo mayor que el mínimo**.

Esta investigación será realizada por profesionales calificados y especialistas, el Director del proyecto es el Dr. Carlos Arturo Villamizar y los investigadores examinadores serán: Dra. Maria Isabel Cardona, Dra. Natalia Grajales Ramírez, Dra. Tulia Milena Fernández, Dr. Juan David Giraldo.

Cualquier información adicional acerca de los derechos de los participantes y de la investigación será resuelta antes de firmar el consentimiento por el Dr. Carlos Arturo Villamizar personalmente o en el teléfono 300 213 89 75.

He comprendido los riesgos que puedo tener al participar en esta investigación. Entiendo que toda la información es estrictamente CONFIDENCIAL y será utilizada para cumplir objetivos académicos y científicos, que traerá como beneficio un resumen de la investigación y adicionalmente un beneficio para la comunidad.

Yo _____ identificado(a) con
Cédula Número _____ de _____ leí los
objetivos y el procedimiento descrito anteriormente y voluntariamente
decidí participar en este estudio.

Firma _____
Nombre: _____
C.C: _____ de _____

Firma del Director del proyecto:

Nombre: _____
Registro: _____ C.C: _____ de _____

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Moyers RE, Bookstein FL, Hunter WS. Analysis of the craniofacial skeleton. 1a. ed. Moyers RE editor. Chicago; 1988.
2. Gregory, A. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004; 126(4): 397-409.
3. Vega A. Síntesis de anatomía humana. 1ª.ed. Editorial Jims: Barcelona; 1975.
4. Vellini F. Ortodoncia-Diagnóstico y Planificación Clínica. 1ª ed. Sao Paulo: Artes médicas; 2002.
5. Goaz P. W. Radiología oral. 3ª edición. Editorial Mosby: México; 1995.
6. Baumrind S, Frantz TC. The reliability of head film measurements. Landmark identification. Am J Orthod. 1971; 60(2): 111-27.
7. Adams JW. Correction of error in cephalometric roentgenograms. Angle Orthod. 1940; 10(1): 3-13.
8. Brodie AG. Cephalometric roentgenology: history, technique and uses. J Oral Surg. 1949; 7(3): 185-98
9. Hixon EH. The norm concept and cephalometrics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1956; 42: 898-919.
10. Mitgaard J, Bjork A, Linder-Aronson S. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurement of cephalometric cranial distances. Angle Orthod. 1974; 44(1): 56-61.
11. Gregory L.A, Stuart A.G, Arthur JM, William EJ, David H.D. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004; 126(4): 397-409.
12. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. Eur Radiol. 1998; 8(9): 1558-64.

13. Heiland M, Habermann CR, Schmelze R. Indications and limitations of intraoperative navigation in maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(9): 1059-63.
14. Danforth RA, Mah J. 3-D volume imaging for dentistry: a new dimension. *J Calif Dent Assoc.* 2003; 31(11): 817–823.
15. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res.* 2003; 6(Suppl 1): 31–6.
16. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002; 31(2):126–30.
17. William CS, Allan G. Farman, Predag Sukovic. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice *J Can Dent Assoc.* 2006; 72(1): 75–80.
18. Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.* 2002; 12(3): 634–7.
19. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillof Radiol.* 2004; 33(2): 83–6.
20. Scaf G, Lurie AG, Mosier KM, Kantor ML, Ramsby GR, Freedman ML. Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997; 83(1): 41–8.
21. Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J.* 2003; 19(2): 67–75.
22. Vannier MW, Marsh JL, Warren JO. Three-dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. *Radiol.* 1984; 150(1): 179-85.
23. Maki K, Miller AJ, Okano T, Shibasaki Y. A three-dimensional, quantitative computed tomographic study of changes in distribution

- of bone mineralization in the developing human mandible. Arch Oral Biol. 2001; 46(7): 667-78.
24. Maki K, Miller AJ, Okano T, Hatcher D, Yamaguchi T, Kobayashi H, et al. Cortical bone mineral density in asymmetrical mandibles: a three-dimensional quantitative computed tomography(QCT) study. Eur J Orthod. 2001; 23(3): 217-32.
 25. Hatcher DC, McEvoy SP, Mah RT, Faulkner MG. Distribution of local and general stresses in the stomatognathic system. Science and practice of occlusion. Chicago: Quintessence; 1997. 259-70.
 26. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. Dentomaxillofac Radiol. 2004; 33(5): 285-90.
 27. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 130(2): 257-65.
 28. Power G, Breckon J, Sherriff M, McDonald F. Dolphin imaging software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction. Int J Oral Maxillofac Surg 2005; 34(6): 619-26.
 29. Moorrees C, Kean MR. Natural Head Position, a basic consideration in the interpretation of cephalometric radiographs. Am J Phys Anthropol. 1956; 16: 213-234.
 30. Viazis AD. The cranial base triangle. J Clin Orthod. 1991; 25(9): 265-570.
 31. Viazis AD. A cephalometric analysis based on natural head position. J Clin Orthodon. 1991; 25(3): 172-182.
 32. Sleeva R, Gangadhara P. A Modified Approach for Obtaining Cephalograms in the Natural Head Position. J Orthodon. 2001; 28: 25-28.
 33. Bister D. Natural head posture-considerations of reproducibility. Eur J Orthod. 2002; 24(5): 457-47.

34. C. H. Kau and S. Richmond. Current Products and Practice Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthodon*. 2005; 32: 282–293.
35. Lundstrom F, Lundstrom A. Natural Head Position as a basis for cephalometric analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992; 101(3): 244-7.
36. Luyk NP, Whitfield PH, Ward-Booth RP, and Williams ED. The reproducibility of the natural head position in lateral cephalometric radiographs. *Br J Oral Maxillofacial Surg*. 1986; 24: 357-366.
37. Solow B, Tallgren A. Head posture and craniofacial morphology. *Am J Phys Anthropol*. 1976; 44: 417-436.
38. Solow B, Siersback-Nielsen S, Greeve E. Airway adequacy, head posture, and cranifacial morphology. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1983; 86(3): 495-500.
39. Greenfield B, Kraus S, Lawrence E, and Wolf SL. The influence of cephalostatic ear rods on the positions of the head and neck during postural recordings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 95(4): 312-318.
40. Bass NM. The aesthetic analysis of the face. *Eur J Orthod*. 1991; 13: 343-350.
41. Lundstrom F, Lundstrom A. Clinical evaluation of maxillary and mandibular prognathism. *Eur J Orthod*. 1989; 11(4): 408-413.
42. Showfety, P, Vig S, Matteson Ch. Simple method for taking natural-head-position cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1983; 83(6): 495-500.