

Información Importante

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

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

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

Bibliotecas Bucaramanga
Universidad Santo Tomás

REPRODUCIBILIDAD DEL ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO EN RADIOGRAFÍAS Y TOMOGRAFÍAS.

William Fernando Forguione Pérez, Edwar Antonio Farfán Gutiérrez y
Cristina Isabel Gómez Ramírez

Trabajo de grado para optar el título de especialistas en Ortodoncia

Director
Ethman Ariel Torres M.
Esp. Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

Codirector
Carlos Fernando Galeano A.
Esp. Cirugía Oral y Maxilofacial

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga
División de Ciencias de La Salud
Facultad de Odontología
Posgrado de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar
2016

TABLA DE CONTENIDO

Introducción	8
1.1. Planteamiento del problema	8
1.2. Justificación	9
2. Marco Teórico	10
2.1. Antecedentes	10
2.2. Radiografía de Perfil.....	11
2.3. Tomografía Computarizada.....	12
2.4. Tomografía Axial	13
2.5. Tomografía Helicoidal	13
2.6. Tomografía Multicorte	14
2.7. Tomografía Dinámica	14
2.8. Tomografía Cone Beam	14
2.9. Ventajas de CBCT	15
2.10. Aplicaciones Clínicas del CBCT	17
2.11. Software de Medición	20
2.12. Conceptos en Visualización de la Tomografía	20
2.13. Puntos y medidas utilizados	24
2.14. Estudios de comparación de 2D y 3D	29
2.15. La Reproducibilidad	30
3. Objetivos	31
3.1. Objetivo General	31
3.2. Objetivos Específicos	31
4. Hipótesis.....	32
4.1. Hipótesis alterna	32
4.2. Hipótesis Nula	32
5. Materiales y métodos.....	32
5.1. Tipo de estudio	32
5.2. Universo y muestra	32
5.2.1. Muestra	32
5.3. Tipo de muestreo.....	32
5.4. Criterios de Selección.....	32
5.4.1. Criterios de inclusión	33
5.4.2. Criterios de exclusión	33
5.5. Variables.....	33
6. Recolección de la información	36
6.1. Procedimientos.....	36
6.1.1. Aspectos Generales	36
6.1.2. Aspectos Metodológicos	37
6.1.3. Trazados de puntos cefalométricos y mediciones manuales	37
6.2. Prueba piloto.....	38
6.3. Control de sesgos.....	39
6.4. Procesamiento de los datos y análisis de la información.....	40
6.4.1. Procesamiento de los datos	40

6.4.2. Análisis de la información	40
6.5. Consideraciones éticas	40
7. Resultados	41
8. Discusión	45
9. Conclusiones	49
10. Recomendaciones	49
11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	50
12. Apéndices	53
• Apéndice A. Operacionalización de variables.....	53
• Apéndice B. Instrumento de recolección de información	54

Lista de Tablas

Tabla 1. <i>Valores propuestos por Landis y Koch para la interpretación del coeficiente de correlación intraclase</i>	40
Tabla 2. Reproducibilidad (ICC) del método y límites de acuerdo de bland & altman del 95% en las medidas de tomografías digitales vs craneos secos	41
Tabla 3. Reproducibilidad (ICC) del método y límites de acuerdo de bland & altman del 95% en las medidas de tomografías digitales vs tomografías manuales	42
Tabla 4. Reproducibilidad (ICC) del método y límites de acuerdo de bland & altman del 95% en las medidas de tomografías digitales vs cefalometrias manuales	44
Tabla 5. Promedios e intervalos de confianza de las medidas de craneos secos, tomografías digitales, tomografías manuales, cefalometrias manuales	45

Lista de figuras

Figura 1. Esquema comparativo entre el haz helicoidal y el haz de cono	16
Figura 2. Imágenes de la reducción de la distorsión o brillo	17
Figura 3. Reconstrucción multiplanar oblicua lineal bilateral a través de los polos lateral y medial del cóndilo	17
Figura 4. Corte delgado y corte grueso de tomografía	18
Figura 5. Formato de imagen panorámica	18
Figura 6. Imagen que simula una proyección cefalométrica lateral	19
Figura 7. Proyección lateral derecha intensidad máxima	19
Figura 8. Correlación entre los conceptos Píxel, Vóxel y Matriz	21
Figura 9. Clasificación de los tejidos del sistema estomatognático de mayor relevancia	22
Figura 10. Representación de corte axial (X), coronal (Y) y sagital (Z) del cráneo	22
Figura 11. Protocolo COMPASS aplicado a CBCT para craneometría.	23
Figura 12. Vista lateral de 3D de reconstrucción para cirugía ortognática.....	23
Figura 13. Vista frontal de medidas óseas para identificar cuerpos en odontología forense.....	24
Figura 14. Visión esquemática de los puntos cefalométricos ubicados en una trazo de perfil.....	26
Figura 15. Planos lineales y los ángulos que forman y que permiten realizar un cefalograma	27

ABREVIATURAS

<i>Ag</i>	Antegonion
<i>Ag - Ag</i>	Distancia Interantegonion
<i>Ag - Me</i>	Distancia Antegonion - Menton
<i>CBCT</i>	Tomografía Computarizada Cone Beam
<i>Co</i>	Condileon
<i>Co - Ag</i>	Distancia Condileon – Antegonion
<i>Co - Co</i>	Distancia Intercondileon
<i>Co - Go</i>	Distancia Condileon – Gonion
<i>Co - Go - Me</i>	Angulo Goniaco
<i>Co - Me</i>	Distancia Condileon – Mentón
<i>Go</i>	Gonion
<i>Go - Go</i>	Distancia Intergonion
<i>Go - Me</i>	Distancia Gonion – Mentón
<i>ICC</i>	índice de correlacion intraclase
<i>Me</i>	Mentón
<i>Na</i>	Nasion
<i>Or</i>	Orbital
<i>Or - Or</i>	Distancia Interorbital
<i>Ptm</i>	Pterigomaxilar
<i>Ptm - Na</i>	Distancia Pterigomaxialr – Nasion
<i>Ptm – Ptm</i>	Distancia Interpterigomaxilar

REPRODUCIBILIDAD DEL ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO EN RADIOGRAFÍAS Y TOMOGRAFÍAS.

1. Introducción

El presente estudio busca determinar el grado de reproducibilidad de las mediciones cefalométricas realizadas en imágenes diagnósticas en formatos 2D y 3D; para lo cual se basó en la línea de investigación que iniciaron anteriormente los investigadores residentes Sanabria y col, los cuales propusieron aclarar las diferencias en la reproducibilidad entre mediciones de cráneos secos en físico (medidas antropométricas) y en radiografías posteroanteriores, de perfil y tomografías Cone Beam de dichos cráneos.

En dicho estudio, los investigadores tuvieron en cuenta medidas tomadas en imágenes posteroanteriores y laterales; por lo cual solo usaron medidas de referencia lineales; encontrando una mayor exactitud en las medidas lineales de las tomografías frente a las radiografías laterales comparadas con las medidas antropométricas.

Actualmente se pretende comparar el grado de reproducibilidad de las mediciones realizadas de manera manual sobre las radiografías y tomografías laterales y posteroanteriores, frente a las mediciones realizadas por un Software especializado para mediciones cefalométricas, predicciones quirúrgicas y planificación de tratamiento ortognático.

1.1. Planteamiento del problema Las radiografías bidimensionales de proyección (2D) se han considerado tradicionalmente el método de elección para la evaluación de las estructuras craneofaciales en el análisis cefalométrico de ortodoncia. Sin embargo, presentan algunas deficiencias bien conocidas, como la superposición de las estructuras de la parte izquierda y derecha del cráneo, los porcentajes de ampliación desiguales de la parte izquierda y derecha, y la posible distorsión de la mitad de la cara de las estructuras con esta técnica radiológica. (1)

Otro inconveniente que se atribuye a la radiografía es el error en la proyección, que incluye el aumento de tamaño y la distorsión que se presenta en la relación geométrica película / paciente. Esto se refiere específicamente al aumento diferencial creado por la proyección, la distancia entre el dispositivo radiológico y los dispositivos de grabación. (2)

El análisis cefalométrico se basa en la identificación de los puntos de referencia anatómicos, algunos de los cuales son difíciles de identificar. Por lo tanto, algunos de estos puntos están sujetos a cierto grado de error. La dificultad en la identificación de puntos cefalométricos se asocia con el hecho que las imágenes de las estructuras anatómicas se superponen y que algunos puntos de referencia están emparejados en cada lado de la cara. En consecuencia, a menudo aparecen como doble imagen, por tanto estas no coinciden en las radiografías laterales. Sin embargo, el valor de los análisis cefalométricos depende de la precisión de las técnicas de medición. Debido a errores en las mediciones se puede conducir a un diagnóstico incorrecto.

Varios estudios en la literatura han demostrado la existencia de variabilidad en la identificación de puntos entre observadores, en función de diferentes concepciones individuales y la percepción de las señales.

Esto llevó al desarrollo de enfoques de análisis cefalométricos alternativos. El método más reciente es la cefalometría tridimensional (3D) en el que las mediciones lineales y angulares se hacen directamente en la superficie 3D de las imágenes obtenidas a partir de la tomografía computarizada (TC).

La precisión de las mediciones en imágenes 3D ha sido estudiada y evaluada previamente y los resultados mostraron que son muy precisas, sin discrepancias significativas, con una alta confiabilidad y reproducibilidad comparadas con las mediciones físicas. (1)

La tomografía computarizada Cone Beam (CBCT) se ha convertido en una herramienta alternativa en el diagnóstico y en la planificación del tratamiento entre los ortodoncistas en el mundo. Sin embargo, la dosis relativamente alta de radiación, los costos y la disponibilidad limitada de las tomografías computarizadas dificultan su acogimiento en la ortodoncia clínica habitual.

Estudios metodológicos que evalúen aspectos psicométricos son importantes para la determinar su reproducibilidad, teniendo claro el concepto de reproducibilidad como el grado de concordancia de dos o más mediciones sobre la misma muestra. Por lo tanto, se formula la siguiente pregunta de investigación ¿Cuál es el grado de reproducibilidad de las imágenes radiográficas cefalométricas en 2D y 3D?

1.2. Justificación Con esta investigación se busca comparar la exactitud de las mediciones cefalométricas hechas en radiografías en 2D y 3D, siendo un gran aporte para el ortodoncista el conocimiento de la variabilidad que se puede presentar en las mediciones en el momento de realizar los trazados cefalométricos, herramienta fundamental para el diagnóstico del paciente.

Es de importancia conocer el grado de distorsión que puede exhibir una radiografía lateral en comparación con una tomografía, teniendo en cuenta que las radiografías son el medio de diagnóstico más usado por su bajo costo y fácil accesibilidad que tienen los pacientes. (1)

El complejo craneofacial es una de las regiones del cuerpo humano más complejas y un área difícil de analizar. La radiografía cefalométrica se usa para describir la forma y crecimiento del esqueleto craneofacial, para predecir el crecimiento, el desarrollo, para elaborar planes de tratamiento y para evaluar los resultados del mismo, entre otros.(1)

Por otra parte, la evaluación fiable y exacta es difícil debido la ampliación geométrica inherente, la distorsión y la superposición de las estructuras craneofaciales. Estas deficiencias en las técnicas de imágenes convencionales llevaron a desarrollar un análisis cefalométrico alternativo. (1)

Las técnicas de imágenes en tres dimensiones (3D) son cada vez más populares y han permitido el desarrollo de nuevas posibilidades en el campo del diagnóstico y tratamiento ortodóncico. Uno de los mejores ejemplos es el de la tomografía de haz de cono (CBCT). Según Swennen y Schutyser, la tomografía computarizada convencional (CT) tiene una dosis efectiva de 0,93 milisievert (mSv), mientras que la CBCT tiene una dosis efectiva de 0,05 mSv para imágenes del cráneo ofreciendo una mayor precisión a dosis mas bajas y menores costos en comparación con la tomografía computarizada de haz en abanico. También proporciona imágenes en tres dimensiones del paciente además de permitir imágenes dentales útiles para el diagnóstico. (2)

La tomografía de haz de cono (CBCT) puede manipular los datos de la imagen digital para visualizar las estructuras anatómicas precisas, y mostrar las relaciones dentro del complejo craneofacial. Una combinación volumétrica de estas imágenes pueden proporcionar al ortodoncista una vista del tejido óseo, tejidos blandos, la dentición, y vías respiratorias. (2)

En casos de pacientes de ortodoncia también se pueden observar, dientes retenidos, supernumerarios, odontomas, u observaciones radiológicas inesperadas, tales como lesiones patológicas o hallazgos incidentales que se visualizan mejor con esta ayuda imagenológica. (3)

Se ha decidido utilizar para la medición el software Simplant O&O®. Es un software de planeación digital 3D que incluye herramientas clínicas para implantes, cirugía ortognática y ortodoncia. Para los ortodoncistas y cirujanos maxilofaciales proporciona la información en 3D de dientes, coronas, raíces, hueso y tejido blando para hacer un diagnóstico 3D exacto asimismo de la planificación de un correcto tratamiento dental y quirúrgico. Además, permite la visualización en 3D de los maxilares, los senos paranasales y el paquete de análisis 3D cefalométrico que permite la creación de trazados cefalométricos con mayor velocidad y precisión que los tradicionales trazados en 2D. (3)

2. Marco Teórico

2.1. **Antecedentes** El diagnóstico en ortodoncia como en cualquier otra área de odontología o la medicina, es fundamental para establecer y definir las metas de un tratamiento. El conocer la etiología de los problemas y el definir la relación entre lo esquelético, lo dental, lo facial y lo funcional juega un papel fundamental al definir características individuales y considerar un orden de prioridad en el plan de tratamiento general de un paciente.

Desde el descubrimiento de los rayos X en 1895 hasta el presente, éstos han sido las herramientas diagnósticas más usadas en el campo médico y estomatológico. Alrededor de un siglo después, es inventado el Cone Beam, un sistema de imágenes tridimensionales volumétricas que permite al clínico visualizar las imágenes con mayor exactitud. (4)

Los registros diagnósticos en el área de radiología son esenciales, entre ellos, los básicos que se utilizan son: radiografía lateral de cráneo para determinar características del perfil, maxilares, dentales, faciales, altura facial total, altura facial media y altura facial inferior. La radiografía panorámica es de gran utilidad para determinar la cantidad y la calidad del hueso alveolar que soportan los dientes, la morfología mandibular, anomalías de forma, tamaño y número de los dientes. La radiografía posteroanterior, útil para diagnosticar problemas transversales esqueléticos, asimetrías y discrepancias de líneas medias. Adicionalmente, también se cuenta con radiografías periapicales, modelos de estudio, fotografías extraorales e intraorales. (4)

La utilización en ortodoncia desde 1930 de imágenes planas y bidimensionales como ayudas en el diagnóstico, debe cambiar de forma rápida a nuevas tecnologías ya usadas con mucho éxito en la medicina, para visualizar los dientes y todas las estructuras esqueléticas craneofaciales en forma tridimensional, y así tomar decisiones con más criterio en problemas más complejos y trazar planes de tratamiento con mayor exactitud.(4)

2.2. Radiografía de Perfil También llamada telerradiografía lateral de cráneo. Es tomada con la cabeza del paciente posicionada en un cefalostato, instrumento que permite ubicar la cabeza del paciente en una posición reproducible, manteniendo fija y sin movimiento la cabeza; donde el haz de rayos incide perpendicularmente al plano medio sagital de la cabeza del paciente.

El 8 de noviembre de 1895 el profesor Wilhhelm Conrad Röntgen (1845-1923), descubrió accidentalmente los Rayos X, denominados así por el autor al desconocerse entonces sus propiedades. Por este recibió numerosos honores siendo el más trascendente el Premio Nobel de Física de 1901, primero que se otorgó en la historia. (5)

Este descubrimiento abrió las puertas al desarrollo de un importante método de medición ortodóncica: la radiografía cefalométrica el cual incorporó dos ventajas sustanciales: la primera, las mediciones craneométricas en individuos vivos por lo que se puede estudiar el crecimiento y desarrollo de un mismo sujeto. Y la segunda, permitía observar las estructuras óseas a través de los tejidos blandos que las recubren y por lo tanto estudiar las relaciones entre ellos.(5)

En la década de los años veinte un problema existente en el diagnóstico en ortodoncia venía conquistando la atención de los clínicos, la clasificación empleada por Angle para establecer la relación de los molares constituía el medio de diagnóstico más generalizado en la práctica profesional; Por lo tanto los pacientes eran atendidos considerando solo los problemas dentarios, omitiéndose las relaciones que se establecían entre las bases óseas y que también constituían causas frecuentes de maloclusiones. (5)

Lischer reconoció en 1924 que el desarrollo de la radiografía nos posibilita la interpretación de una dentición anormal con incrementada precisión. Este avance ayudo al tratamiento temprano en denticiones mixta. En el año de 1922 aparecen los primeros análisis cefalométricos que encontramos en la literatura. El Dr. Carrea publica en el año de 1923 su trabajo "Perfil delineado" para la obtención de telerradiografías con el doble perfil distinguiendo las partes blandas de las óseas donde empleó un alambre de plomo que ajustaba en la cara del paciente siguiendo el plano sagital.(5)

A.J. Paccini en año de 1922 publicó sus trabajos sobre cefalometría en una tesis titulada "Radiografías antropométricas del cráneo". Fue Paccini el primero que adaptó y modificó técnicas antropométricas existentes en radiografías tomadas sobre cráneos secos y de seres vivientes. En esta tesis habla por primera vez de la utilidad de este estudio para el conocimiento del crecimiento humano, su clasificación y sus anomalías. Estableció que la precisión de las medidas obtenidas mediante la radiografía sobrepasaba a las realizadas por la antropología común.(5)

Paccini trasladó a la radiografía lateral ciertos puntos antropológicos convencionales: Gonion, Pogonion, Nasion y espina nasal anterior. Además, definió algunos otros: turcicon (centro de la silla turca) y acustion (el más superior de la proyección del conducto auditivo externo). Utilizó sus proporciones, medidas lineales y angulares que tomó de la antropología. Fue el primero en estandarizar las imágenes radiográficas y en emplear el término de cefalometría.(5)

El profesor T. Wingate Todd (1885-1938), Profesor de Anatomía en la Escuela de Medicina de la Universidad Western Reserve, en Cleveland, Ohio, fue el primero en construir para sus investigaciones un rudimentario cefalostato que daría origen a los que se diseñaron con posterioridad. Aunque, históricamente la creación del cefalostato se le atribuye al Dr. B. Holly Broadbent, discípulo de Wingate Todd, en el año 1931. (5)

2.3. Tomografía Computarizada La Tomografía Computarizada es un procedimiento diagnóstico no invasivo que utiliza una combinación de radiografías y tecnología computarizada para obtener imágenes de cortes transversales del cuerpo, tanto horizontales como verticales. Esta muestra imágenes detalladas de cualquier parte del cuerpo, incluidos los huesos, músculos, grasa, órganos, y vasos sanguíneos, brindando más información que las placas convencionales. (6)

Basado en un software que construye un modelo tridimensional, crea secciones tomográficas del hueso alveolar, y diferencia entre tejidos blandos y duros. Puede reformatear los datos de la imagen para crear cortes tomográficos tangenciales y seccionales del futuro lecho receptor del implante. Además permite una precisa valoración de la calidad ósea. Debido a la posibilidad de crear imágenes tridimensionales completas, la TC proporciona un formato altamente sofisticado para definir de una forma precisa las estructuras maxilares y para la localización de estructuras anatómicas críticas. (6) (7)

El tomógrafo está compuesto por un tubo generador de rayos X y un detector que mide la intensidad del haz de rayos X emitido por el tubo y que pasa a través del cuerpo que se estudia. Conocida la intensidad emitida y la recibida se puede calcular la porción de energía absorbida, siendo esta directamente proporcional a la densidad atravesada. Luego el emisor del haz, que tenía una orientación determinada, cambia su orientación para captar la siguiente imagen. Este espectro también es recogido por los detectores que se mueven de manera simultánea junto al emisor del rayo. (8)

La computadora va sumando cada una de las imágenes obtenidas mientras el dispositivo da una vuelta de 360°, hasta que se dispone de una imagen tomográfica definitiva y fiable. Tanto el paciente como el haz de rayos X se mueven continuamente, es por ello que el rayo se emite en forma de espiral o helicoidal. (8)

En el cuerpo humano el haz de rayos X pasa a través de distintos tejidos de diferentes densidades, los cuales poseen un coeficiente de absorción constante. Luego en la computadora se aplica una fórmula determinada para cada atenuación según las diferentes posiciones del haz y ésta arroja una serie de ecuaciones. El resultado final de la reconstrucción es una matriz de números a los cuales la computadora le asigna una tonalidad de gris y forma en definitiva la imagen final en la pantalla. (8)

Los fundamentos matemáticos fueron establecidos en el año 1917 por el matemático Austriaco J. Radon, quien probó que era posible reconstruir un objeto a partir de múltiples proyecciones. En 1963, el físico A.M. Cormack indicó la utilización para aplicaciones en medicina.

El primer aparato de TAC fue producido en la compañía disquera EMI (Electric and Musical Industries). Su creador y desarrollador fue el Ingeniero Goodfrey N. Hounsfield, Premio Nobel

en Medicina en 1979, entró a trabajar en 1951 a EMI y en 1967 propuso la construcción del escáner EMI, que fue la base de la técnica para desarrollar la TAC, como una máquina que unía el cálculo electrónico a las técnicas de rayos X con el propósito de crear una imagen tridimensional tomando múltiples mediciones del mismo con rayos X desde diferentes ángulos y utilizando una computadora que permitiera reconstruirla a partir de cientos de "planos" superpuestos y entrecruzados.(8)

La TAC se constituyó como el mayor avance en radiodiagnóstico desde el descubrimiento de los rayos X. Su introducción al mercado de Estados Unidos en 1972, tuvo un éxito abrumador, ya que 170 hospitales lo solicitaron, aun cuando el costo era de U\$S 385,000. En aquellos tiempos cada corte o giro del tubo emisor de radiación requería 4 minutos y medio para realizarse, además de los 60 segundos indispensables para reconstruir la imagen; actualmente con los tomógrafos multicorte realizan 2 cortes por segundo y éstos se reconstruyen instantáneamente.(8)

A medida que se hacían más rápidos y presentaban mejor resolución, los tomógrafos fueron pasando por distintas generaciones. Finalmente aparecieron los tomógrafos multicorte con multidetectores y actualmente, los tomógrafos helicoidales, en donde el giro del tubo emisor es continuo, permitiendo hacer cortes y disparos simultáneos en diferentes ángulos, con lo cual se evita la discontinuidad entre cortes, reduciendo el tiempo de exposición y utilizando menos líquido de contraste y facilitando la reconstrucción tridimensional de imágenes.(8)

La tomografía computarizada puede dividirse en varias categorías basadas en la geometría del haz de rayos X:

2.4. Tomografía Axial Una tomografía axial implica la adquisición de los perfiles de transmisión mediante un giro del tubo de rayos X con la camilla en reposo. Cada adquisición axial se realiza con una rotación completa (360°) del tubo de rayos X. En una exploración completa de TC se efectúa una o más series de adquisiciones axiales a fin de cubrir el volumen de interés clínico relevante.(9)

Esto se logra mediante sucesivos desplazamientos de la camilla después de cada adquisición axial. Por lo general el desplazamiento es igual al grosor de corte, para que la serie de adquisiciones axiales pueda ser reconstruida en imágenes axiales contiguas.(9)

2.5. Tomografía Helicoidal Hasta 1989 sólo se podía adquirir la tomografía axial. En 1989, la adquisición de datos con el tubo de rayos X rotando continuamente y con la camilla desplazándose simultáneamente dio origen a la adquisición helicoidal o espiral. La introducción de la adquisición helicoidal ha mejorado considerablemente el rendimiento de la tomografía.(9) Algunas de las ventajas de la tomografía helicoidal: se acorta el tiempo de exploración, y se obtiene una información más coherente para reproducir imágenes en 3D del volumen explorado. La desventaja principal de la tomografía helicoidal fue la aparición de algunos artefactos asociados. La trayectoria circular del tubo de rayos X se transforma en una hélice desde la perspectiva del paciente.(9)

2.6. Tomografía Multicorte Diez años después de la introducción de la tomografía helicoidal, con la introducción de escáneres multidetector de rotación rápida, se produjo un enorme avance en la tecnología de la tomografía que facilitó la aparición de nuevas aplicaciones clínicas. Los primeros equipos con 4 filas contiguas de detectores activos, dieron paso a los de 16 y 64 filas respectivamente, lo que hizo posible la adquisición simultánea de perfiles de un gran número de secciones.(9)

Además, el tiempo de rotación se redujo desde 1-2 segundos, hasta valores muy inferiores de 0,3 a 0,4 segundos. En consecuencia, en estas condiciones es posible escanear prácticamente todo el cuerpo de un adulto con espesores de corte muy por debajo de 1 mm.(9)

2.7. Tomografía Dinámica La tomografía dinámica se puede utilizar para intervenciones guiadas por la imagen; esta técnica se denomina fluoroscopia TC (fluoro-TC). Algunos avances técnicos, como la rotación continua y rápida del tubo de rayos X, así como la incorporación de hardware suficientemente rápido para reconstruir imágenes en tiempo real, han propiciado el desarrollo de la fluoro-TC.(9)

La primera aplicación clínica se remonta a 1993 y la fluoro-TC multicorte se introdujo en 1999. Su aplicación requiere hardware adicional que incluye un dispositivo de control del funcionamiento del escáner desde el interior de la sala de TC, así como la instalación de monitores en la sala que permitan visualizar las imágenes.(9)

El número de indicaciones clínicas de la fluoro-TC multicorte crece constantemente: se utiliza habitualmente para tomar biopsias difíciles; las aplicaciones clínicas relativamente nuevas son la ablación por radiofrecuencia guiada por TC, la cifoplastia, la vertebroplastia, y la ablación de tumores con alcohol. En la práctica de fluoro-TC se requiere una especial atención a los aspectos de protección radiológica. La dosis en piel a la entrada del paciente debe ser controlada para garantizar que no se produzcan efectos deterministas en la piel. Los operadores presentes en la sala de TC durante la fluoro-TC deben protegerse con un delantal de plomo para minimizar la exposición a la radiación dispersa.(9)

2.8. Tomografía Cone Beam Las primeras reseñas de tomografía computarizada de haz de cono (CTCB) para uso en odontología ocurrieron hace muy poco tiempo, a finales de los años noventa. El pionero de esta nueva tecnología es Mozzo et al., italiano de la Universidad de Verona, que en 1998 presentó los resultados preliminares de una "nueva máquina de tomografía computarizada volumétrica para imágenes dentales, basado en la técnica del haz en forma de cono (técnica de haz cónico)", apodado NewTom-9000. Confirmando una alta precisión en las imágenes así como una dosis de radiación mucho menor, equivalente a 1/6 de la liberada por la tomografía convencional.(10)

En 1999, un grupo de profesores japoneses y finlandeses de radiología dental crearon otro dispositivo con tecnología y muy similar a los del tomógrafo italiano. Llamado Ortho-CT, el tomógrafo consistía en un dispositivo convencional finlandés de radiografía panorámica, Scanora; con la película radiográfica sustituida por un intensificador de imagen (detector).(10)

La técnica de haz cónico implica una sola exploración 360 ° en la que la fuente de rayos X y un detector de área de movimiento alternativo sincrónicamente se mueven alrededor de la cabeza del paciente, que se estabiliza con un soporte de cabeza.(11)

Estos escáneres dentales son relativamente pequeños y presentan componentes diferentes de los de cuerpo entero. En particular, los escáneres de tomografía dental están equipados con un tubo de rayos X compacto (de una potencia relativamente baja) y por lo general tienen un detector de panel plano.(11)

El detector de panel plano es comparable a los que incorporan los equipos de rayos X utilizados para obtener radiografías digitales de proyección. Los escáneres de tomografía dental están diseñados para que el paciente esté sentado durante el examen. La ventaja de estos equipos es que proporcionan una calidad de imagen suficiente para aplicaciones en radiología maxilofacial con costo relativamente bajo.(11)

Estos son similares a las imágenes radiográficas cefalométricas laterales, cada una ligeramente desplazadas entre sí. Esta serie de imágenes de proyección de base se conoce como los datos de proyección.(11)

De manera general ofrecen un rendimiento pobre en lo que respecta a la resolución de bajo contraste, lo que significa que los tejidos blandos no se pueden evaluar adecuadamente en las imágenes reconstruidas. Esto no supone en general una limitación para su aplicación clínica en el campo de imagen dental, aunque limita su potencial de aplicación en otros campos de la imagen médica. Con los equipos de CBCT dental se obtienen imágenes de cortes axiales muy finos de la mandíbula que puede ser reformateadas en múltiples vistas panorámicas y transversales.(9)

2.9. Ventajas de CBCT El CBCT proporciona imágenes claras de estructuras muy contrastadas y es extremadamente útil para evaluar hueso. El uso de la tecnología CBCT en la práctica clínica ofrece una serie de ventajas potenciales para imágenes maxilofacial en comparación con la TC convencional:

- *Limitación haz de rayos X:* Reducir el tamaño de la zona irradiada por la colimación del haz de rayos X a la zona de interés minimiza la dosis de radiación. La mayoría se pueden ajustar para escanear pequeñas regiones, otros son capaces de escanear todo el complejo craneofacial cuando sea necesario.(11)

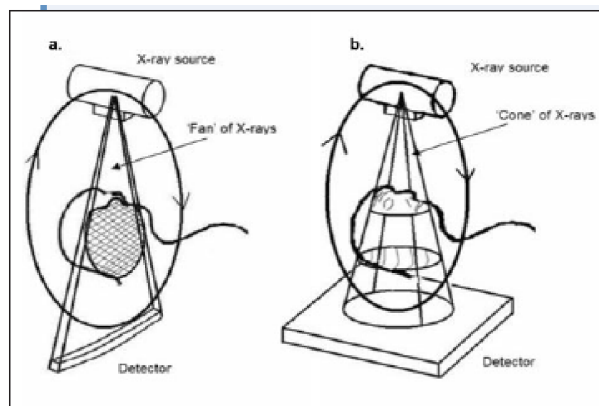


Figura 1 Esquema comparativo entre (a) el haz helicoidal y (b) el haz de cono. Fuente: Scarfe W, Farman A, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc. 2006; 72(1) 75-80

- *Imagen Precisa:* Todas las unidades CBCT proporcionan una resolución igual en las 3 dimensiones. Esto produce una resolución submilimétrica que van desde 0,4 mm hasta un mínimo de 0.125 mm.
- *Tiempo de exploración rápido:* Debido a que CBCT adquiere todas las imágenes en una sola rotación, el tiempo de exploración es rápido (10-70 segundos). Aunque es más rápido, por lo general significa menos imágenes base para reconstruir el conjunto de datos volumétricos, se reducen los objetos de movimiento debido al movimiento del sujeto.
- *Reducción de la dosis:* Algunas publicaciones indican que la dosis efectiva de radiación (media gama 36,9-50,3 microsievert [μSv]) se reduce significativamente hasta en un 98% en comparación con los sistemas de tomografía convencionales (rango promedio para mandíbula 1,320-3,324 μSv ; rango promedio para maxilar 1,031-1,420 μSv). Esto reduce la dosis efectiva paciente a aproximadamente la de una película periapical (13-100 μSv) o 4-15 veces la de una sola radiografía panorámica (2.9 a 11 μSv).
- *Modos de visualización de imágenes:* La reconstrucción de los datos se lleva a cabo por un computador personal. Además, el software puede ser puesto a disposición del usuario, no sólo del radiólogo. Esto proporciona al clínico la oportunidad de visualizar la imagen en el sillón dental y realizar un análisis en tiempo real. Debido a que el conjunto de datos es isotrópico, todo el volumen puede ser reorientado para que las características anatómicas del paciente sean realineadas. Además, los algoritmos de medición de cursor permiten al clínico hacer una evaluación dimensional en tiempo real.
- *Reducción de distorsión o brillo en la imagen:* Las imágenes CBCT pueden dar lugar a un bajo nivel de distorsión o brillo del metal, especialmente en reconstrucciones secundarias diseñadas para la visualización de los dientes y los maxilares.(11)

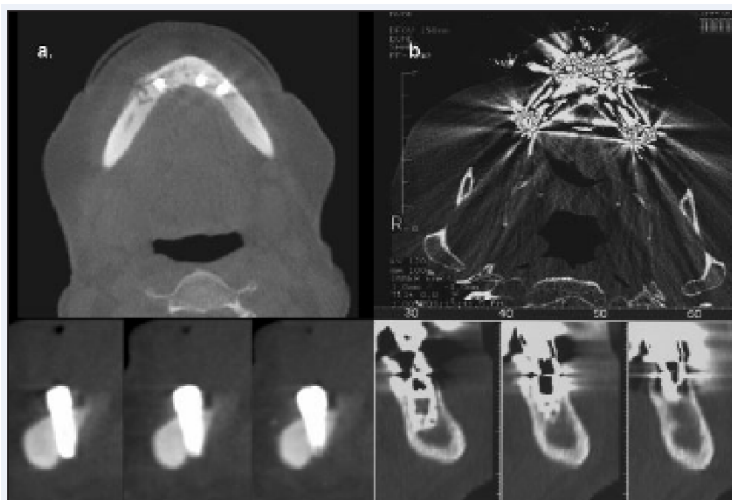


Figura 2. Imágenes de la reducción de la distorsión o brillo. (a) Tomografía cone beam donde se observan estructuras metálicas (implantes) tanto en corte axial como en transversal. (b) Tomografía convencional, vista axial y transversal donde se observa distorsión y/o brillo del metal. Fuente: Scarfe W, Farman A, Sukovic P. *Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice*. J Can Dent Assoc. 2006; 72(1) 75-80

2.10. Aplicaciones Clínicas del CBCT. La CBCT es adecuada para su uso en la práctica clínica dental donde las consideraciones de costo y la dosis de exposición a radiación son importantes, el espacio es a menudo escaso y donde sólo se necesita analizar el cráneo. Sus aplicaciones clínicas específicas incluyen:

- *Reforma plano oblicuo*: Esta técnica crea imágenes 2D no axiales. Este modo es especialmente útil para la evaluación de estructuras específicas (ATM, terceros molares, etc.) para evidenciar ciertas características que pueden no ser evidentes en las imágenes MPR perpendiculares (Fig. 3). (11)

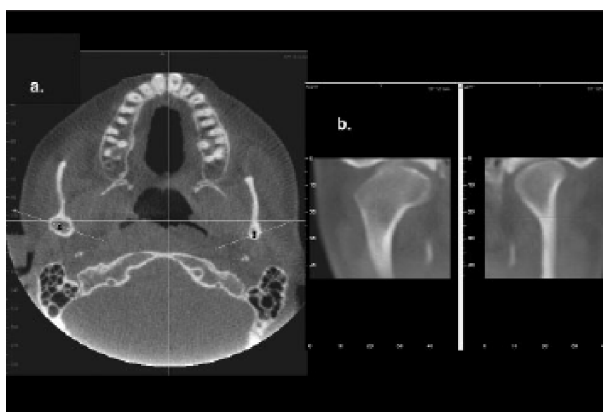


Figura 3. Reconstrucción multiplanar oblicua lineal bilateral a través de los polos lateral y medial del cóndilo mandibular en la imagen axial (a) proporcionando un limitado campo de visión coronal corregido, con cortes finos de la vista temporomandibular. (b) demostrando la hiperplasia condilar derecha. Fuente: Scarfe W, Farman A, Sukovic P. *Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice*. J Can Dent Assoc. 2006; 72(1) 75-80

- *Reforma plana curvada*: Se alinea el eje largo del plano de la imagen con una estructura anatómica específica. Este modo es útil en la visualización de la arcada dental, proporcionando un panorama con imágenes de corte fino. Las imágenes con poca distorsión hacen que las mediciones y angulaciones hechos de ellos contengan el mínimo error (Fig. 4).(11)

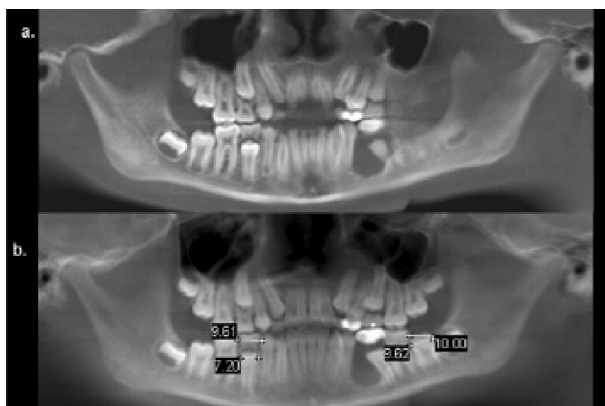


Figura 4. (a) Corte delgado (b) corte grueso. Estos cortes simulan imágenes panorámicas de los maxilares que permiten mediciones de precisión anatómica. Fuente: Scarfe W, Farman A, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc. 2006; 72(1) 75-80

- *Reforma serial transplanar*: Esta técnica produce una serie de imágenes de cortes ortogonales transversales secuenciales apilados a la reforma plano oblicuo o curva. Las imágenes son generalmente cortes finos de 1 mm con una separación de 1 mm. Las imágenes resultantes son útiles en la evaluación de las características morfológicas, como la altura del hueso alveolar y el ancho para la evaluación del sitio del implante, el canal alveolar inferior en relación con los molares inferiores impactados, la superficie condilar y la forma en la ATM sintomática o evaluación de condiciones patológicas que afectan a los maxilares (Fig. 5).(11)

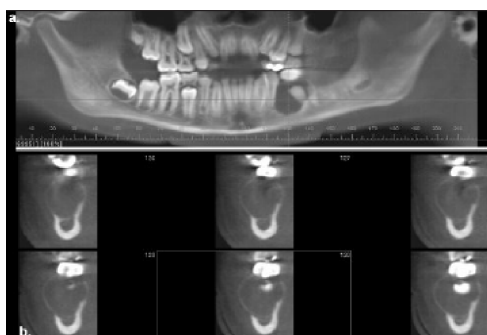


Figura 5. Otro formato de imagen panorámica donde (a) se pueden observar cortes finos trans-axiales o (b) finos cortes transversales en este caso, de la patología ósea radiolúcida del maxilar inferior, mostrando la expansión de las corticales vestibular y lingual y la ubicación del conducto dentario inferior. Fuente: Scarfe W, Farman A, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc. 2006; 72(1) 75-80

- *Reformas volumen multiplanar:* Cualquier imagen multiplanar puede ser "engrosada", aumentando el número de voxels adyacentes incluidas en la división. Esto crea una imagen que representa un volumen específico del paciente. La técnica más simple es la adición de los valores de absorción de los voxels adyacentes, para producir una imagen "suma ray". Este modo se puede utilizar para generar imágenes panorámicas simulados mediante el aumento del grosor de corte de curvas planas imágenes reformateadas a lo largo del arco dental de 25-30 mm, comparable a la capa de la imagen infocus de radiografía panorámica (Fig. 4b).(11)
- *Imágenes de proyección plana:* Alternativamente, se pueden proyectar imágenes planas como imágenes cefalométricas laterales, perpendiculares de grosor completo (130-150 mm). En este caso, estas imágenes pueden ser exportadas y analizadas mediante un software cefalométrico. A diferencia de las radiografías convencionales, estas imágenes no presentan aumento ni distorsiones (Fig. 6).(11)



Figura 6. Imagen que simula una proyección cefalométrica lateral. Fuente: Scarfe W, Farman A, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc. 2006; 72(1) 75-80

- *Proyección de intensidad máxima (MIP):* Las imágenes MIP se logran mediante la visualización de sólo el valor más alto del voxel dentro de un espesor particular. De este modo se produce una pseudo – estructura en 3D. Es particularmente útil en la representación de la morfología de la superficie de la región maxilofacial (Fig. 7).(11)

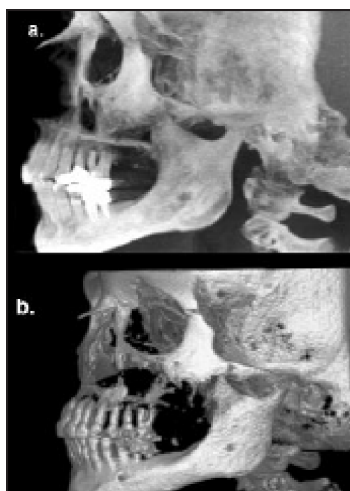


Figura 7. Figura 7. Proyección lateral derecha intensidad máxima (a) y la representación de superficie sombreada del paciente (b). Fuente: Scarfe W, Farman A, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc. 2006; 72(1) 75-80

En ortodoncia la información obtenida de estas imágenes tomográficas proporciona varias ventajas sustanciales.

Genera mediciones precisas , mejora la localización de dientes retenidos , proporciona la visualización de anomalías de las vías respiratorias , identifica y cuantifica la asimetrías, puede ser utilizada para evaluar estructuras periodontales , para identificar problemas de endodoncia , para planificar los sitios de colocación de dispositivos de anclaje temporal esquelético, para ver las posiciones condilares y articulación temporomandibular (ATM) y estructuras de acuerdo con el conocimiento del clínico en el momento del diagnóstico ortodóncico.(11)

2.11. Software de Medición El software Simplant O&O es paquete de planificación digital 3D para Evaluar la anatomía de los pacientes en las 3 dimensiones diseñado para ortodoncistas y cirujanos orales que pueden trabajar juntos para simular tratamientos realistas. El software subministra información completa en 3D del diente, corona, raíz, hueso y tejido blando para hacer un diagnóstico y planificación preciso y completo en 3D. Es posible realizar con este software, el Setup dental, simulación quirúrgica, proyección de tejidos blandos, cefalometría y todo ello en 3D.

SimPlant® O & O Viewer permite compartir la planificación con los laboratorios dentales, especialistas y los pacientes. Entre el cirujano y el ortodoncista, facilita la comunicación y el intercambio de información pudiendo determinar las mejores opciones de tratamiento; también es una solución visual de gran alcance para los cirujanos que muestran a los pacientes una simulación de su caso.(12)

2.12. Conceptos en Visualización de la Tomografía Una vez la información ha sido capturada y procesada por el computador se genera una imagen tomográfica virtual tridimensional. Es necesario entonces clarificar los conceptos sobre los cuales se rigen las imágenes en los tres planos del espacio.

En el momento en el que una imagen real es digitalizada se forma una matriz. Esta está conformada por la intersección de dos planos: abscisas y ordenadas (X y Y) A partir de esta se forman elementos contiguos de figuras geométricas con tamaños pre establecidos que corresponden a los elementos gráficos que dan forma a la imagen. La unidad básica de la matriz es el pixel y del tamaño de la matriz depende la resolución de la imagen. El término pixel proviene del inglés *picture element*.

La característica de tridimensionalidad que caracteriza la tomografía se logra digitalmente gracias a la implementación del concepto de Vóxel. El Vóxel es la representación del volumen del objeto a partir del pixel, proviene del inglés *volumetric pixel* y constituye la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional.(13)

Una de las características más deseadas en tomografía para lograr la reproducibilidad y medidas exactas del objeto real es la isotropía del Vóxel. Esto significa que para lograr que 1 mm real corresponda a 1 mm virtual es necesario que el Vóxel sea un cubo perfecto. Se ha determinado

que el tamaño del Vóxel necesario para alcanzar los detalles que las especialidades de la odontología demandan debe ser de 0,5 mm por cada uno de sus lados.

Otro concepto fundamental con respecto a las imágenes digitales es el campo visual a ser estudiado FOV (*field of view*). Se encuentra directamente relacionado con el área a ser escaneada la cual se representará digitalmente en el computador. La medida FOV para los estudios de cara en odontología con tomógrafos de radio de cono es de 14 centímetros. Lo que determina la calidad de la imagen tomográfica (el tamaño del pixel y vóxel) es la división entre el FOV y la Matriz.(13)

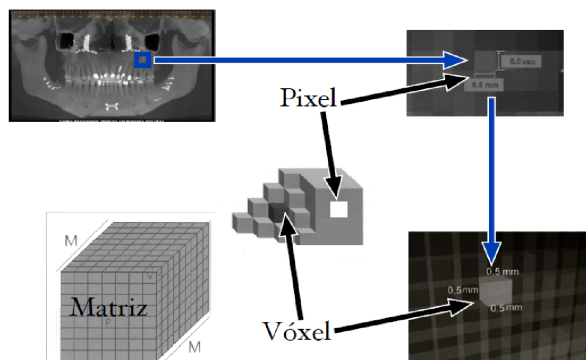


Figura 8. Correlación entre los conceptos Pixel, Vóxel y Matriz. Fuente: Nasu S, Martínez C, Moya JP. Conceptos fundamentales en la Interpretación de la Tomografía de radio de cono desde la Odontología General. 2009.

El uso de matrices de alta definición aumenta la resolución de un examen y posibilita la obtención de imágenes con mayor riqueza en detalles. Otro importante concepto que ayuda a determinar la calidad de una imagen tomográfica es el intervalo de reconstrucción. Este es el espaciado virtual entre los cortes tomográficos donde a través de cálculos matemáticos son calculadas densidades medias de Vóxel adyacentes e insertados como datos adicionales a la calidad de la imagen.(13)

Cuanto menor es el intervalo de la reconstrucción en relación a los cortes axiales originales mejor será la calidad de la imagen. Con respecto a las características de una imagen tridimensional es fundamental de igual manera mencionar el color. El proceso algorítmico mediante el cual una imagen es interpretada por el computador no solo resulta en la conformación de una imagen 3D, sino en la asignación de un color específico a cada uno de los tejidos dependiendo en su densidad. Las diferencias entre los coeficientes de atenuación son expresadas en tonos de grises correspondientes a una escala numérica.

La escala Hounsfield es una representación cuantitativa de la radiodensidad de los tejidos y se caracteriza por clasificar en una escala de colores del blanco (+1000) al negro (-1000) pasando por todos los grises. El punto central equivale a 0 y es el agua la cual se observa de un gris compuesto por 50% blanco y 50% negro.(13)

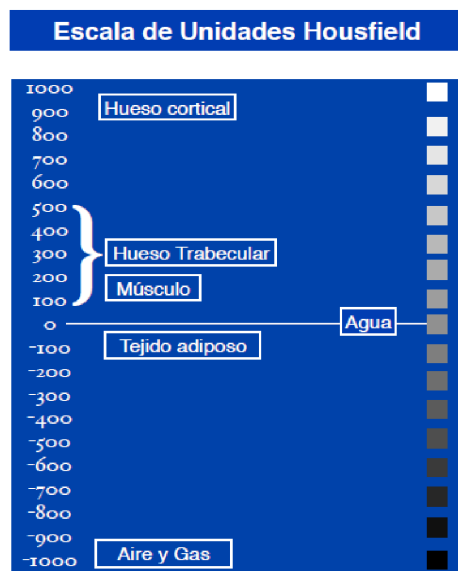


Figura 9. Clasificación de los tejidos del sistema estomatognático de mayor relevancia, según la Escala de Unidades Housfield. Fuente: Nasu S, Martínez C, Moya JP. Conceptos fundamentales en la Interpretación de la Tomografía de radio de cono desde la Odontología General. 2009.

Es importante mencionar que el tipo de archivo en que se almacena la información digital para las tomografías es el DICOM. Este significa comunicación y procesamiento digital de imágenes en medicina (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) y es una sigla para definir el patrón tecnológico global desarrollado a partir de 1993 y designado para permitir la interoperabilidad de sistemas usados para la producción, almacenamiento, visualización, procesamiento, envío e impresión de imágenes médicas. Un archivo DICOM permite no solamente leer la información tridimensional del examen, además permite ver la información del paciente como su nombre, examen, fecha, y lugar. De esta manera se garantiza la integridad de los datos presentes en el examen.(13)

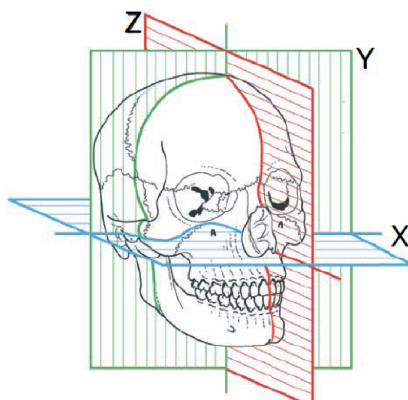


Figura 10. Representación de corte axial (X), coronal (Y) y sagital (Z) del cráneo. Fuente: Nasu S, Martínez C, Moya JP. Conceptos fundamentales en la Interpretación de la Tomografía de radio de cono desde la Odontología General. 2009.

2.12.1. Consideraciones geométricas y reconstrucción de Imágenes Al ser escaneado un paciente por un CBCT, un software especializado instalado en un computador con unas características específicas de memoria y tarjeta de video genera un archivo DICOM que permite la visualización del estudio según diferentes modos de reconstrucción. Los planos que por excelencia se deben conocer para estar en capacidad de interpretar el cráneo son el sagital, axial y coronal.(14)

La reconstrucción volumétrica en 3D es una de las más populares y espectaculares representaciones en Tomografía Cone-Beam. Básicamente esta herramienta adicional, permite al operador determinar la densidad de tejidos que quiere observar pudiendo así aislar el tejido blando del hueso y de los dientes. Esta herramienta es útil para muchas especialidades desde la ortodoncia porque permite visualizar todas las zonas anatómicas craneales lo que ha permitido el desarrollo de cefalometrías en 3D denominadas craneometrías, en donde los puntos son exactos y se pueden determinar no solo las discrepancias óseas sagitales sino en sentido coronal y axial.(14)

Igualmente el uso de las reconstrucciones en 3D son útiles para observar trauma o lesiones óseas de gran extensión necesarias para el diagnóstico en cirugía maxilofacial o evaluaciones de cirugías. Los avances en odontología forense se han potencializado en los últimos años gracias a la obtención de información valiosa en el momento de reconocer un cuerpo.(14)

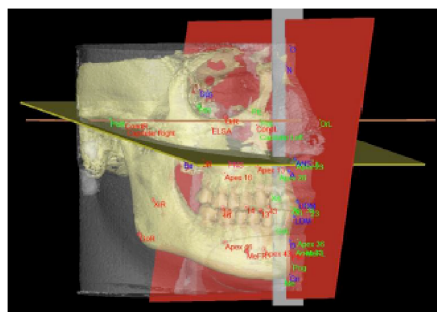


Figura 11. Protocolo COMPASS aplicado a CBCT para craneometría. Fuente: Gonçalves RJC, Nogueira AN. Actualización en Ortodoncia y Ortopedia Funcional de los Maxilares. Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. 2002. 87-94 p.

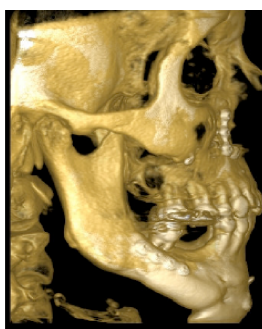


Figura 12. Vista lateral de 3D de reconstrucción para cirugía ortognática. Fuente: Gonçalves RJC, Nogueira AN. Actualización en Ortodoncia y Ortopedia Funcional de los Maxilares. Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. 2002. 87-94 p.



Figura 13. Vista frontal de medidas óseas para identificar cuerpos en odontología forense. Fuente: Gonçalves RJC, Nogueira AN. Actualización en Ortodoncia y Ortopedia Funcional de los Maxilares. Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. 2002. 87-94 p.

2.13. Puntos y medidas utilizados Un trazado tiene información biológica que sirve como guía, que son curvas y puntos de referencia. A través de los estudios cefalométricos, el ortodoncista logrará un conocimiento más profundo de las estructuras involucradas, medirlas, describirlas y estudiar sus interrelaciones. La Cefalometría no es una ciencia exacta, por las dificultades de localización de los puntos y la inexactitud de los evaluadores a la hora de encontrarlos; no obstante es, una de las principales herramientas diagnósticas en ortodoncia. (15)

Es un requisito previo a la aplicación de cualquier análisis cefalométrico el representar fielmente las estructuras esqueléticas necesarias para ubicar con exactitud los diferentes puntos cefalométricos. Actualmente existen decenas de análisis cefalométricos pero básicamente el propósito común es la evaluación de las relaciones dento-esqueléticas. Todos usan puntos de referencia anatómicos y cada autor “propone” sus planos de mediciones de acuerdo a un criterio específico, a partir de estos puntos se miden los valores angulares y lineales deseados para obtener una descripción concisa y comprensible del patrón craneofacial y clasificar al paciente, y así identificar cuáles serán los objetivos del tratamiento, escoger la modalidad de tratamiento y predecir su éxito.(15)

Los análisis lineales son aquellos que utilizan segmentos lineales para medir la longitud de una estructura determinada, o para comparar las longitudes de dos contrapartes óseas. Hay que recordar que la elaboración de las normas angulares y lineales, están basadas en muestras de origen caucásico en su mayoría. Por lo tanto debemos considerar las características craneofaciales y raciales de cada paciente en forma individual.

Los análisis angulares son aquellos que utilizan ángulos para evaluar una condición determinada. Para poder generar un ángulo se necesitan tres puntos, esto se traduce en tres puntos ubicados en tres estructuras anatómicas distintas. Analizando detenidamente lo anterior, se deduce que cualquier variación estructural puede ubicar cualquiera de estos puntos dentro de un rango diferente a los estándares establecidos, variando la medida angular. Esto pone de manifiesto lo delicado que es un análisis cefalométrico. Las medidas angulares pueden presentar mayor variabilidad que las medidas lineales, siendo este su principal inconveniente.(16)

A continuación se presentan los puntos cefalométricos seleccionados de tejidos duros:

2.13.1. Puntos Cefalométricos Radiografía de Perfil. Punto Ba (Basion). Situado en el extremo inferior del contorno del hueso esfenoideos. Representa el punto más anterior del foramen magno en la base del hueso occipital.

Punto Na (Nasion). De forma análoga al punto S, el punto Na ha sido heredado directamente de la craneometría, y se localiza en la intersección de las suturas internasal y frontonasal. Cefalométricamente, constituye el punto más anterior de la línea de unión del hueso frontal con los huesos propios de la nariz, representando por tanto el límite anterior de la base del cráneo. Es interesante recordar que el trazado del perfil anterior del hueso frontal y de los huesos propios se interrumpe exactamente en este punto, facilitando así su localización.

Punto Or (Orbitario). Al constituir el punto más inferior del contorno de la órbita; también es conocido en la literatura como punto Infraorbitario. Generalmente existe superposición de imágenes al observar las dos órbitas en la telerradiografía, por lo que en el trazado del punto Or se refleja el promedio entre los límites de ambas.

Punto S (Silla turca). Localizado por Schüller en 1918. Se localiza en el centro geométrico de la silla turca, en el hueso esfenoideos. Se enmarca cefalométricamente como el punto medio de la concavidad ósea donde se aloja la glándula hipófisis. Su estabilidad, al encontrarse en la base del cráneo, y fácil localización al situarse en el plano medio sagital, lo convierte en zona de referencia en la superposición de sucesivos trazados cefalométricos.

Punto A (Subespinal). Utilizado inicialmente por Downs en 1948, se localiza en la zona más profunda de la concavidad anterior del hueso maxila, representando el límite entre sus porciones basal y alveolar.

Punto Po (Porion). Se traza en la zona más superior del contorno del conducto auditivo externo, zona radiolúcida con forma circular de 3 o 4 mm. De diámetro, situada con frecuencia a la misma altura y en posición dorsal a la cabeza del cóndilo mandibular posee una inclinación oblicua hacia arriba y hacia delante. Si existen dos imágenes, debe seleccionarse aquella de menor distorsión o establecer una media entre ambas.

Punto Ptm (Pterigoideo). Definido por Robert M. Ricketts en 1989, constituye el punto más posterosuperior de la fosa pterigomaxilar, localizándose en la zona más superior del agujero redondo mayor.(17)

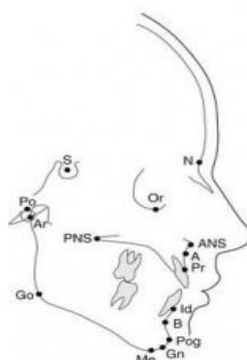


Figura 14. Visión esquemática de los puntos cefalométricos ubicados en una trazo de perfil. Fuente: Radiología Diagnostica Digital Para Doctores / Principales Puntos Cefalométricos. En: <http://doctores.radiologiadentofacial.com/principales-puntos-cefalometricos/>

2.13.2. Puntos Cefalométricos Radiografía Postero-Anterior

Punto Z (Frontozigomático). Punto ubicado en la fisura fronto-zigomática.

Punto ZA (Zigomático). Punto ubicado en el centro del arco zigomático.

Punto J (Yugal). Punto ubicado en el proceso Yugal, en la intersección de la tuberosidad del maxilar y el proceso zigomático del malar.

Punto Ag (Antegonial). Punto ubicado en la parte más profunda de la escotadura antegonial.

Punto Co (Condileon). Punto ubicado en la parte más superior del cóndilo.

Punto Me (Menton). Punto más inferior de la sínfisis mandibular.

Punto CG (Crista Galli). Punto más estrecho y superior de la proyección del Etmoides.(17)(18)

Los puntos descritos en el bloque anterior permiten trazar líneas y planos que sirven de orientación y referencia en el análisis cefalométrico. Con los diferentes planos y líneas se configuran las magnitudes lineales y angulares.

2.13.3. Planos Cefalométricos.

Línea S-Na (Silla-Nasion). Considerado por Björk la más estable de todas las líneas de referencia cefalométricas y por tanto la más útil para estudios de crecimiento. Esta línea se extiende del margen derecho al izquierdo del papel de acetato pasando por los puntos S y Na, situados en el plano medio-sagital a nivel de la base del cráneo

Línea Ba-Na (Basion-Nasion). Se extiende desde Basion hasta Nasion; divide la cara y el cráneo.

Línea Na-A. Une el punto Na pasando por el punto A y extendiéndose 5 milímetros por debajo del borde incisal del incisivo superior. Nos informa de la posición de la región anterior del maxilar en relación a la base del cráneo.

Perpendicular al punto Na. Línea perpendicular al plano de Frankfort (línea Po-Or) que pasa por el punto Na y se proyecta hacia abajo. Constituye una línea de referencia utilizada en el análisis de McNamara.

Plano de Frankfort. Heredado de la antropología (Frankfort 1884), se seleccionó el plano introducido por Von Ihering en 1872 como plano de referencia universal, recibiendo el nombre de plano horizontal de Frankfort. Sitúa la base del cráneo respecto al maxilar. Está formado por 3 puntos: dos puntos posteriores, Porion derecho e izquierdo (punto más superior del conducto auditivo externo) y un punto anterior; Infraorbitario (borde inferior de la cavidad orbitaria). Se representa en el cefalograma mediante la línea que pasa por los puntos Po y Or y cuyo límite se extiende desde el margen derecho al izquierdo del cefalograma.

Línea fisura Pterigomaxilar-Nasion. Es la distancia en milímetros empleada por Legan para reflejar la longitud de la base del cráneo.

Línea S- Ba. En la longitud en milímetros del Punto Silla-Basion.

Plano MSR. Es un plano sagital que va desde el punto Crista Galli hasta Menton. Cuando hay asimetrías, se debe trazar perpendicular a los puntos Z, teniendo como referencia el punto Espina Nasal Anterior.(17)

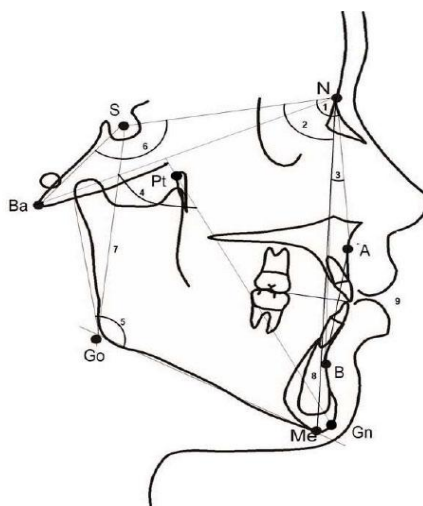


Figura 15. La figura muestra algunos planos lineales y los ángulos que forman y que permiten realizar un cefalograma. Fuente: Sandoval Paulo, García Nerilda, Sanhueza Antonio, Romero Andrea, Reveco Ricardo. Medidas Cefalométricas en Telerradiografías de Perfil de Pre-Escolares de 5 Años de la Ciudad de Temuco. Int. J. Morphol.

2.13.4. *Ángulos Cefalométricos*

Ángulo Nasion Silla Basion (Na-S-Ba). Ángulo que une los planos Nasion - Silla y Silla - Basion. Determina la flexión entre las bases craneales anterior y posterior.

Ángulo Basion Nasion Frankfort (Ba-Na-Fh). Ángulo que une los planos Basion - Nasion con el plano de Frankfort. Indica la inclinación de la base del cráneo. Patrón vertical u horizontal.

Ángulo Silla Nasion Punto A (S-Na-A). Ángulo formado por los planos Silla- Nasion y Nasion- Punto A. Indica la ubicación antero-posterior de la maxila respecto a la base del cráneo.

Ángulo Silla Nasion Punto B (S-Na-B). Ángulo formado por los planos Silla-Nasion y Nasion- punto B. Indica la ubicación antero-posterior de la mandíbula respecto a la base del cráneo.

Ángulo ANB (ANB). Es el ángulo formado por los planos Nasion-punto A y nasion-punto B. Indica la relación anteroposterior que existe entre la maxila y la mandíbula. Los ángulos aumentados indican una relación de clase II, mientras que los ángulos negativos indican una relación de clase III. Los ángulos negativos se dan cuando el plano N-B se encuentra por delante del plano N-A.

Ángulo Plano Mandibular Plano Palatino (Pm - Pp). Es el ángulo formado por el Plano Palatino y el Plano Mandibular. Expresa la posición mandibular respecto al plano palatino. Un aumento del ángulo indica un crecimiento hiperdivergente. Un ángulo disminuido revela un crecimiento hipodivergente.

Ángulo Basion Nasion Pterigomaxilar Gnation (Ba-Na/Ptm-Gn). Es el ángulo formado por el Plano Basion-Nasion y el plano Pterigomaxilar-Gnation. Determina la posición mandibular respecto a la base del cráneo. Un incremento del ángulo posterior indica un crecimiento hipodivergente. Un ángulo disminuido indica un crecimiento hiperdivergente.

Ángulo Silla Nasion Plano Mandibular (S-Na-Pm). Es el ángulo formado por el plano mandibular y el plano Silla-Nasion. Indica la dirección del crecimiento. Un ángulo aumentado refleja un crecimiento vertical.

Ángulo Incisivo Superior Silla Nasion (1Sup-S-Na). Es el ángulo formado por el eje axial del incisivo superior con el plano Silla-Nasion. Indica la inclinación antero-posterior del incisivo superior respecto a la base craneal interna. Los ángulos aumentados indican proinclinación y los disminuidos retroinclinación del incisivo superior.

Ángulo Incisivo Superior Plano Palatino (1Sup-Pp). Es el ángulo formado por el eje axial del incisivo superior con el plano Palatino. Indica la inclinación antero-posterior del incisivo superior respecto a su base ósea. Los ángulos aumentados indican proinclinación y los disminuidos retroinclinación del incisivo superior.

Ángulo Incisivo Inferior Plano Mandibular (Iinf-Pm). Ángulo formado por el incisivo inferior con el plano mandibular. Indica la inclinación antero-posterior del incisivo inferior respecto a la base mandibular. Los ángulos aumentados indican proinclinación y los disminuidos, retroinclinación del incisivo inferior.(17)

2.14. Estudios de comparación de 2D y 3D Diferentes estudios se han encargado de realizar una revisión de la reproducibilidad entre las tomas de imágenes diagnósticas en 2D y 3D.

Moshiri et al., compararon la fiabilidad de las medidas lineales obtenidas a partir imágenes en 2D obtenidas con el CBCT y a partir de radiografías laterales de cráneo digitalizadas concluyendo que la mayor parte de las medidas lineales en el plano sagital simulando proyecciones cefalométricas laterales en 2D obtenidas con el CBCT, por cualquier método, eran más fiables que las obtenidas a partir de la radiografía convencional. (19)

Periago et al., en 2008 al evaluaron medidas lineales sobre 23 cráneos y encontraron diferencias significativas entre las analizadas en el CBCT y las realizadas de forma manual, siendo estas diferencias menores a $1.13\% \pm 1.47\%$ y suficientemente precisas para realizar análisis craneofaciales. (20)

Estudios realizados sobre cráneos, como el de Van Vlijmen et al., en el 2009, en el cual analizaron medidas lineales y angulares sobre telerradiografías laterales y frontal con CBCT de 40 cráneos secos, concluyendo que existe mayor reproducibilidad en las mediciones realizadas sobre las proyecciones 2D convencional que en 3D del CBCT, pudiendo explicarse esto, por la inexperiencia del observador con la medición 3D. (21)

En el estudio de Gribel et al., analizaron diversas medidas craneales en CBCT, radiografías laterales de 25 cráneos y sobre el propio cráneo, concluyendo que no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones CBCT y mediciones craneométricas directas (diferencia, 0,1 mm promedio). (22)

En cuanto a los estudios realizados sobre medidas dentarias en prototipos, Lagravere et al., en 2008 evaluaron la precisión lineal y angular con 10 marcadores en un prototipo de mandíbula respecto a medidas con una máquina de medición coordinada (gold standar), encontrando errores menores a 1mm. (23)

Ballrick et al., en 2008 también utilizaron un prototipo con marcadores de 0,3mm de diámetro y separados a 5mm, situados en los 3 planos del espacio evaluaron la precisión del CBCT (i-CAT®), comparándolas con mediciones realizadas de forma manual 3 veces y las diferencias fueron $< 0,1\text{mm}$. (24)

2.15. La Reproducibilidad Anteriormente, se definió la reproducibilidad como la capacidad de una prueba, experimento o instrumento de dar los mismos resultados en diferentes mediciones realizadas en las mismas condiciones por otros investigadores de forma independiente. (25). Esto es importante para saber qué tan de acuerdo están dos observadores frente a un fenómeno.

Esa concordancia no evalúa la validez o la certeza sobre una u otra observación con relación a un estándar de referencia dado, sino cuan acordes están entre sí observaciones sobre el mismo fenómeno. En estos casos se considera que los estudios evalúan la consistencia entre los métodos o instrumentos. En los estudios en los que uno de los métodos o instrumentos nuevos se comparan frente al método que constituye el patrón de referencia o Gold Standar, se evalúa la conformidad del método respecto al patrón de referencia que también se denomina validez o desempeño operativo de una prueba diagnóstica.(26)

La concordancia entre los métodos y sus mediciones puede alterarse por los siguientes elementos o fuentes de error: 1) la variabilidad de los observadores, 2) la variabilidad dada por el instrumento de medida y 3) la variabilidad debida a medir en momentos diferentes en el tiempo.

Para ello, hay maneras de medir que tan acorde están los observadores, el índice de Kappa, (26) un instrumento diseñado por Cohen que ajusta el efecto del azar en la proporción de la concordancia observada.

$$\text{Kappa} = \frac{P_0 - P_e}{1 - P_e}$$

Donde P0 es la proporción de concordancia observada, Pe es la proporción de concordancia esperada por azar y 1 - Pe, representa el acuerdo o concordancia máxima posible no debida al azar. Entonces, el numerador del coeficiente Kappa expresa la proporción del acuerdo observado menos el esperado, en tanto que el denominador es la diferencia entre un total acuerdo y la proporción esperada por azar. En conclusión, el Kappa corrige el acuerdo sólo por azar, en tanto es la proporción del acuerdo observado que excede la proporción por azar. Landis y Koch propusieron una interpretación cualitativa del índice de Kappa utilizada clásicamente en la que la fuerza de concordancia se califica como:

- Pobre o débil para valores menores a 0,40,
- Moderada, para valores de entre 0,41 y 0,60,
- Buena, entre 0,61 y 0,80, y
- Muy buena para valores superiores hasta 1.13

Es importante resaltar que estos rangos son amplios y arbitrarios, lo que implican, por ejemplo, que moverse de un valor del 60 al 61%, significaría pasar de una concordancia moderada a una buena. Tales rangos no consideran las características propias de cada uno de los fenómenos que se intentan medir ni la relevancia clínica que, en un momento dado, puedan adquirir las diferencias o similitudes encontradas, que son dependientes de la entidad o el fenómeno a medir.

También existen otras formas de medir, El coeficiente de Pearson mide la probabilidad de establecer una ecuación lineal entre dos variables, en la que por cada cambio de unidad en una de ellas se espera un cambio de unidad (correlativo) en la otra, sin tener en cuenta ni la magnitud ni la escala de medición de las variables comprometidas.

Otro método de medición es el coeficiente de correlación intraclase (CCI), (26) introducido originalmente por Fisher, es una formulación especial del coeficiente de correlación (ρ) de Pearson. Este método permite evaluar la concordancia general entre dos o más métodos de

medida u observación basado en un modelo de análisis de varianza (ANOVA) con medidas repetidas.

Se define como la proporción de la variabilidad total que es debida a la variabilidad de los sujetos. Supone que la variabilidad total de las mediciones puede desagregarse en dos componentes: a) la variabilidad debida a las diferencias entre los sujetos (entre-sujetos) y b) la debida a la medición para cada sujeto (intra-sujetos), la que a su vez se subdivide en: i) variabilidad entre observaciones y ii) variabilidad residual, debida al error que conlleva dicha medición. Este coeficiente estima el promedio de las Métodos estadísticos de evaluación de la concordancia y la reproducibilidad de pruebas diagnósticas.

El CCI no explica o discrimina la variabilidad entre los métodos de medición o la debida a las diferencias entre observadores. Puede utilizarse cuando hay más de dos observaciones por sujeto.(26)

Los métodos estadísticos para la evaluación de la concordancia y la reproducibilidad son dependientes de las características del fenómeno clínico a estudiar y deben estar sujetos a una metodología rigurosa y específica. Su selección depende del tipo de variable a medir y de los parámetros que se quieran evaluar, si sólo reproducibilidad o también exactitud.

Límites de acuerdo del método según Bland y Altman mediante los cuales se identificaron las diferencias obtenidas para las mediciones realizadas entre el Gold Standard comparado con los tres investigadores. De esta manera, se determinaron los límites de acuerdo del 95% a partir del cálculo de la Desviación Estándar (D.E.) del promedio de las diferencias. Se estimó que un promedio de las diferencias cercano a cero con unos límites estrechos estaría a favor de un buen nivel de acuerdo. (27)

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

- Evaluar la reproducibilidad del análisis cefalométrico de radiografías 2D y tomografías 3D.

3.2. Objetivos Específicos

- Cuantificar la reproducibilidad de las mediciones cefalométricas lineales y angulares en radiografías 2D y tomografías 3D.
- Evaluar el acuerdo del análisis cefalométrico en radiografías 2D y tomografías 3D.

4. Hipótesis

4.1. Hipótesis alterna

Existen diferencias en la reproducibilidad entre el uso de método 3D comparado con el método 2D para una precisión de medidas cefalométricas.

4.2. Hipótesis Nula

No hay diferencia en la reproducibilidad entre el uso de método 3D comparado con el método 2D para una precisión de medidas cefalométricas.

5. Materiales y métodos

5.1. Tipo de estudio

El tipo de estudio fue un estudio de evaluación de tecnología diagnóstica, que ayuda a determinar la validez y la reproducibilidad de los procedimientos que pueden ser usados en la práctica clínica ortodóntica. Éste estudio fue la continuación de la línea de investigación: “Reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D” de Joyce Sanabria y colaboradores, realizado en el año 2014, en el cual se evaluó la reproducibilidad manual de las mediciones cefalométricas en radiografías cefálicas y en tomografías de haz de cono (CBCT) en 12 cráneos humanos con pines ubicados en puntos cefalométricos, ubicados por un anatomista, encontrando una alta reproducibilidad en las mediciones realizadas con tomografía de haz de cono y encontrando una alta precisión comparada con la medición Gold Estándar.

5.2. Universo y muestra

5.2.1. Muestra.

Para la muestra se analizaron 12 tomografías y radiografías laterales y posteroanteriores de cráneos humanos tomadas previamente en el estudio “*reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D*”.

5.3. Tipo de muestreo.

No probabilístico por conveniencia.

5.4. Criterios de Selección

5.4.1. Criterios de inclusión.

- Las tomografías deben haber sido tomadas de los cráneos secos utilizados en el estudio “*reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D*” en el Centro de Radiología Oral ubicado en la ciudad de Bucaramanga, por el mismo operador y el mismo aparato de rayos X con una técnica estandarizada.
- Las radiografías laterales deben haber sido tomadas de los cráneos secos utilizados en la tesis “*reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D*” en el Centro de Radiología Oral ubicado en la ciudad de Bucaramanga, por el mismo operador y el mismo aparato de rayos X con una técnica estandarizada.
- Las tomografías deben tener una imagen nítida, sin ningún tipo de alteración.

5.4.2. Criterios de exclusión.

- Las tomografías y radiografías laterales que no hayan sido tomadas de los cráneos secos utilizados en el estudio “*reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D*” en el Centro de Radiología Oral ubicado en la ciudad de Bucaramanga, por el mismo operador y el mismo aparato de rayos X con una técnica estandarizada.
- Las tomografías no deben tener imágenes distorsionadas o alteradas.

5.5. Variables

Las variables se presentan en el **anexo 1**.

Distancia Interorbital

- Definición conceptual: Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más inferior del reborde infraorbitario (Or) derecho e izquierdo.
- Definición operativa: Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Distancia Interfosa Pterigomaxilar

- Definición conceptual: Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más posterosuperior de la fosa pterigomaxilar, localizándose en la zona más superior del agujero redondo mayor. (Ptm) derecho e izquierdo.
- Definición operativa: Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.

- Valores que toma: milímetros.

Distancia Interantegonion

- Definición conceptual: Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más profundo de la escotadura antegonial (Ag) derecho e izquierdo.
- Definición operativa: Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Distancia Intergonion

- Definición conceptual: Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más inferior, posterior y lateral del ángulo externo de la mandíbula. (Go) derecho e izquierdo.
- Definición operativa: Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Distancia Intercondileon

- Definición conceptual: Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más superior y posterior del cóndilo mandibular (Co) derecho e izquierdo.
- Definición operativa: Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Distancia Condileon - Antegonion

- Definición conceptual: Es la distancia que hay entre el punto más superior del cóndilo mandibular y el punto más profundo de la escotadura antegonial.
- Definición operativa: Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Distancia Antegonion - Menton

- Definición conceptual: Es la distancia que hay entre el punto más profundo de la escotadura antegonial hasta el punto más inferior de la sínfisis mandibular.
- Definición operativa: Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Distancia Condoleon - Menton

- Definición conceptual: Es la distancia que hay entre el punto más superior del cóndilo mandibular hasta el punto más inferior de la sínfisis mandibular.
- Definición operativa: Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Plano Pterigomaxilar - Nasion

- Definición conceptual: Plano que parte desde el punto más posterosuperior de la fosa pterigomaxilar, localizándose en la zona más superior del agujero redondo mayor hasta el punto más anterior de la línea de unión del hueso frontal con los huesos propios de la nariz.
- Definición operativa: Medición a tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Plano Pterigomaxilar - Nasion

- Definición conceptual: Plano que parte desde Pterigomaxilar hasta Nasion.
- Definición operativa: Medición a tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Plano Gonion - Menton

- Definición conceptual: Es la distancia desde el punto más inferior, posterior y lateral del ángulo externo de la mandíbula hasta el punto más inferior de la sínfisis mandibular.
- Definición operativa: Medición a tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Plano Condoleon - Gonion

- Definición conceptual: Es la distancia que hay entre el punto más superior y posterior del cóndilo mandibular hasta el punto más inferior, posterior y lateral del ángulo externo de la mandíbula.
- Definición operativa: Medición a tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: milímetros.

Ángulo Condoleon - Gonion - Menton

- Definición conceptual: Ángulo formado por los puntos Condoleon, Gonion, Menton. Determina un crecimiento vertical u horizontal de la mandíbula.
- Definición operativa: Medición a tomografía 3D mediante software.
- Naturaleza: cuantitativa.
- Escala de medición: razón.
- Valores que toma: grados.

6. Recolección De La Información

6.1. Procedimientos

6.1.1. Aspectos Generales

- Se determinó dar continuidad al estudio previo realizado por residentes de ortodoncia de la Universidad Santo Tomás, llamado “*Reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D*”, realizado en el año 2014.
- Se propuso una institución en donde se midieron las radiografías con el aporte profesional del Doctor Miguel Ordoñez, Especialista en Radiología Maxilofacial, quien además tomó las mediciones angulares de las radiografías.
- Se tomó como referente la base de datos del estudio anterior, el cual fue suministrado por la Universidad Santo Tomás.
- Descripción y justificación del problema de investigación.
- Determinación del objetivo general y específicos de la investigación.
- Elaboración del marco teórico, hipótesis y materiales y métodos preliminares de la investigación.
- El análisis de las tomografías y la ubicación de los puntos fueron realizados por un técnico biomédico de la compañía Materialise®.

6.1.2. Aspectos Metodológicos

- Para efectos de este estudio, se definió a la radiografía cefálica (2D) a las radiografías de cráneo laterales derecha, izquierda y posteroanteriores.
- Se definió tomografía Cone Beam (CBCT) al registro tomográfico realizado a los cráneos con el tomógrafo i-CAT® y *Simplant O&O*®
- Se tomaron 24 medidas cefalométricas, por lo cual se realizó una prueba piloto con un (1) paquete de estudios radiográficos y tomográficos para determinar fortalezas y debilidades que nos permitan unificar criterios en cuanto a la medición.

6.1.3. Trazados de puntos cefalométricos y mediciones manuales

- Se utilizó la base de datos del anterior estudio para analizar las mediciones manuales para las radiografías cefálicas y radiografías posteroanteriores. En total se realizaron 17 mediciones, 11 lineales posteroanteriores, 6 lineales laterales.
- Para la toma de las mediciones angulares en las Radiografías laterales, se acudió a un especialista en Radiología oral y maxilofacial, quien realizó la medición por medio de un Protractor®.
- Todas las medidas métricas se hicieron entre los puntos centrales de los balines y pines durante las mediciones del modelo virtual 3D y las 2D (radiografías).
- Las mediciones de las tomografías de haz de cono (CBCT) (3D) fueron realizadas por el técnico biomédico de la empresa Materialise®. Las tomografías fueron obtenidas del estudio anterior “reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D”.
- Para realizar las mediciones del actual estudio las tomografías fueron agregadas al software i-CAT VISION® en el cual se exportaron los archivos DICOM y posteriormente se enviaron estos archivos a digitalizar con el técnico biomédico de la compañía Materialise® y así poder ser procesados en el software *Simplant O&O*®.
- El software *Simplant O&O*® cuenta con una ventana principal con varias barras de menú, entre ellas, barra de herramientas, panel de control y renderización. Entre las funciones de cada una de las anteriores encontramos que, en el panel de control se pueden manipular las imágenes y controlarlas. En la ventana de renderización se manipulan en las 3 dimensiones las tomografías, alto, ancho y profundo. La barra de herramientas permite manipular las imágenes con diferentes herramientas del software entre ellas, vista frontal, vista 3/4, vista derecha o izquierda, vista superior e inferior.
- Los archivos de las tomografías deben haber sido guardados anteriormente en formato .inv para ser importado al programa *Simplant O&O*®. Esta importación se realizó en la barra menú principal, File – Open – Browser y se seleccionó manualmente la ubicación del archivo.
- Sobre la pantalla principal se seleccionó la imagen tridimensional del cráneo y se presionó la tecla Espacio, dándole zoom a la imagen del cráneo a utilizar en ese momento. Para los movimientos rotacionales del cráneo para hacer la visualización de los puntos se dejó presionado el click derecho del mouse y se movió hacia donde se deseó girar. Para realizar zoom sobre la imagen se presionaron al mismo tiempo las teclas ctrl + click derecho. Para subir o bajar la imagen se presionó al mismo tiempo shift+click derecho.

- El software cuenta con la opción de multicapa que superpone al cráneo tejidos blandos, tejidos duros con diferentes contrastes y aplica efectos de transparencia que facilitaron las mediciones, esto se encuentra en la barra de herramientas inferior.
- Las medidas lineales se midieron con la opción *Distance Measurement* de la Barra de Herramientas, que calcula la distancia lineal entre dos puntos medidos en milímetros.
- Las mediciones angulares se hicieron con la opción *Angle Measurement* de la Barra de Herramientas, donde se puede marcar 3 puntos sobre el volumen y aparecerá ángulo entre ellos.
- Al realizar las mediciones sobre las radiografías y tomografías los datos se recolectaron en un instrumento diseñado para éste (ver anexo 2).

6.2. Prueba piloto

La prueba piloto se realizó con el sujeto denominado **A3** (radiografías y tomografía Cone Beam). Se utilizaron los valores de las medidas lineales sagitales de las radiografías y tomografías registradas en la base de datos de Sanabria y colaboradores, estos fueron realizados manualmente por ellos.

Se procedió a realizar la medición de la tomografía del sujeto **A3** por medio del software *Simplant O&O®*, para lo cual se exportaron los archivos DICOM y se importaron al software anteriormente mencionado. Una vez realizada la importación, se procedió a la ubicación de los siguientes puntos cefalométricos, basados en los puntos metálicos ubicados en el estudio anterior:

Porion (Po), Yugal (yug), Antegonion (Ago), Nasion (Na), Silla (S), Basion (Ba), Pterigomaxilar (Ptm), Porion (Po), Orbitario (Or), Punto A (A), Punto B (B), Condíleon (Co), Gonion (Go), Menton (Me).

Para la colocación de los puntos en los balines fue tomado como referencia el centro del balón en los 3 planos del espacio (lado izquierdo), el cual tiene 2 mm de diámetro, por lo cual se demarcó 1mm en el plano horizontal, 1mm en el plano vertical y 1mm de profundidad marcando así su centro. Adicionalmente, es de tener en cuenta que el software brinda opciones multicapa donde se evidencian los elementos metálicos con exactitud para su medición, por lo cual cada balón aparece bien delimitado.

Al analizar las tomografías no fue posible realizar las medidas de algunos planos por la ausencia de los balines o pines metálico en varios puntos cefalométricos, entre ellos, Yugal (Yug), Basion (Ba), Punto A (A), Punto B (B), silla (S) y el Porion (Po). Este último fue identificado por los investigadores anteriores con figuras en forma de ave con las alas hacia abajo para el lado derecho y con las alas hacia arriba para el lado izquierdo debido a su dificultad para visualizarlo por la superposición de estructuras, haciendo irrealizable la ubicación de su centro. La ausencia de los balines y pines en las tomografías hizo cambiar los planos inicialmente propuestos por los investigadores pasados al no coincidir con los puntos cefalométricos ubicados; por lo cual se decidió modificar los puntos y planos que se debían medir y se realizó la modificación en el instrumento.

Se escogieron los siguientes puntos para realizar las mediciones y corregir el instrumento de recolección de datos:

Distancia Interorbital (Or-Or), Distancia Interfosa Pterigomaxilar (Ptm-Ptm), Distancia Interantegonion (Ag-Ag), Distancia Intergonion (Go-Go), Distancia Intercondíleon (Co-Co),

Distancia Condíleon-Antegonion (Co-Ag), Distancia Antegonion-Menton (Ag-Me), Distancia Condíleon-Menton (Co-Me), Plano Pterigomaxilar –Nasion (Ptm-Na), Plano Gonion-Menton (Go-Me), Plano Condíleon-Gonion (Co-Go), Ángulo Condíleon-Gonion-Menton (Co-Go-Me).

Posteriormente el Radiólogo oral y maxilofacial procedió a tomar las medidas angulares del sujeto **A3** en las radiografías laterales de forma manual de la siguiente manera: Se usó un Protactor marca Ortho Organizers® y se realizó el trazo sobre papel cefalométrico tomando como referencia los puntos radiopacos de las radiografías. Fue tomado como referencia centro del balín (lado izquierdo), el cual tiene 2 mm de diámetro, por lo cual se demarcó 1mm en el plano horizontal y 1mm en el plano vertical y se marcó así su centro. Se realizó la ubicación de los puntos y el trazo cefalométrico en el papel cefalométrico por medio de un portaminas con mina HB 0,7 mm de marca Faber Castell®. Cabe recordar que en el estudio anterior los puntos del lado derecho fueron identificados con pines quirúrgicos y los del lado izquierdo con balines metálicos.

Inicialmente se habían propuesto los siguientes puntos cefalométricos para la toma de medidas angulares sagitales:

- Nasion – Silla – Basion.
- Basion – Nasion – Frankfort.
- Silla – Nasion – Punto A.
- Silla – Nasion – Punto B.
- Punto A – Nasion – Punto B.
- Plano Mandibular – Plano Palatino.
- Basion – Nasion / Ptm – Gnation.
- Silla – Nasion / Plano Mandibular.
- Incisivo Superior – Silla – Nasion.
- Incisivo Superior – Plano Palatino.
- Incisivo Inferior – Plano Mandibular.

Por la falta de los puntos cefalométricos por la ausencia de balines o pines quirúrgicos fue considerado la medición de un solo ángulo Condíleon – Gonion – Menton. Fue necesario modificar el instrumento de recolección para su posterior diligenciamiento.

6.3. Control de sesgos

Para evitar sesgos de información las mediciones fueron tomadas por una sola persona. En las radiografías cefálicas (2D), para mediciones lineales se utilizaron las bases de datos del estudio anterior, realizadas por Sanabria y col. (38) Para las medidas angulares en radiografías (2D), se decidió que fueran realizadas por una sola persona, el especialista en radiología oral y maxilofacial. Para las mediciones de las tomografías (3D) se usó un software diseñado para este tipo de mediciones, y fue realizado por una sola persona, el técnico biomédico; adicionalmente se protocolizó la ubicación de los puntos cefalométricos para evitar errores en la colocación de los puntos y en la posterior medición.

6.4. Procesamiento de los datos y análisis de la información

6.4.1. Procesamiento de los datos.

El grupo investigador eligió a una persona para liderar la digitación de los datos en una base de datos en Excel. De este modo, se digitaron dos bases de datos que se validaron en el software Epidata 3,1. Después de obtener una base completamente depurada, los datos se exportaron a STATA versión 12 para su análisis correspondiente. (28) (29) (30)

6.4.2. Análisis de la información

Se realizaron mediciones cefalométricas lineales transversales, sagitales y angulares de 12 tomografías y 12 radiografías cefalométricas donde se evaluó la reproducibilidad de las mediciones entre los diferentes medios diagnósticos. También se evaluó la reproducibilidad entre las mediciones de las tomografías y las mediciones realizadas en cráneos secos tomada de la base de datos del estudio “Reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D” realizada por Joyce Sanabria y colaboradores en el año 2014.

La reproducibilidad de las medidas se evaluó con coeficiente de correlación intraclase y sus intervalos de confianza del 95% por ser variables cuantitativas, y para su interpretación se tuvo en cuenta la escala de Landis y Koch.(31)

El acuerdo se evaluó mediante límites de acuerdo de Blant y Altman con un intervalo de confianza del 95%. (27)

Los resultados fueron evaluados mediante el coeficiente de correlación intraclase.

Tabla 1. Valores propuestos por Landis y Koch para la interpretación del coeficiente de correlación intraclase

<i>Coeficiente de Correlación intraclase</i>	<i>Interpretación</i>
1.00 o Mayor	Acuerdo perfecto
0.81-0.99	Casi perfecto
0.61-0.80	Sustancial
0.41-0.60	Moderado
0.21-0.40	Ligero
≤ 0.20	Pobre

6.5 Consideraciones éticas

Este estudio se acogió a las normas estipuladas en la resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Protección social; por la cual, se clasifica como una investigación *sin riesgo* para seres humanos por tratarse de un análisis cefalométrico de tomografías y radiografías.

Las radiografías y tomografías se obtuvieron del estudio: “Reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D”. De Sanabria y colaboradores, realizado en el año 2014, tomadas a cráneos secos contando con la autorización y documentación necesaria para la utilización de los cráneos en el respectivo estudio.

El protocolo fue sometido a aprobación por el Comité de Investigaciones de la Facultad de Odontología.

Conflicto de intereses: los investigadores manifiestan que no existe conflicto de interés.

7. Resultados

Se realizaron mediciones cefalométricas lineales transversales, sagitales y angulares de 12 tomografías y 12 radiografías panorámicas donde se evaluó la reproducibilidad entre las mediciones entre los diferentes medios diagnósticos. También se evaluó la reproducibilidad entre las mediciones de las tomografías y las mediciones realizadas en cráneos secos tomada de la base de datos del estudio “Reproducibilidad en las mediciones cefalométricas de radiografías 2D y 3D” realizada por Sanabria y colaboradores en el año 2014.

En la tabla 1. Se determinan los valores propuestos por Landis y Koch para la interpretación del coeficiente de correlación intraclase. Donde se clasifica como un acuerdo pobre, los resultados por debajo de 0.20; Un acuerdo ligero entre 0.21 y 0.40; un acuerdo moderado entre 0.41 y 0.60; un acuerdo sustancial entre 0.61 y 0.80; un acuerdo casi perfecto entre 0.81 y 0.99 y un acuerdo perfecto 1.0 o mayor.

En la tabla 2. Se muestran los coeficientes de correlación intraclase (CCI) y los intervalos de confianza de 95% de las mediciones de tomografías digitales vs cráneos secos. Se obtuvo reproducibilidad casi perfecta (0.81-0.99) para las medidas condileon – mentón derecho [Co-Me (R)], condileon – gonion derecho [Co-Go (R)], condileon – condileon (Co-Co), condileon – antegonial derecho [Co-Ag (R)], antegonial – antegonial (Ag-Ag), condileon – gonion izquierdo [Co-Go (L)], antegonial – mentón derecho [Ag-Me (R)], gonion – gonion (Go-Go), pues los CCI oscilaron entre 0,82 a 0,96; indicando que el estimador es confiable. Para condileon – antegonial [Co-Ag (L)], orbital - orbital (Or-Or), condileon – mentón [Co-Me (L)], antegonial – mentón [Ag-Me (L)], la reproducibilidad fue sustancial (0.61-0.80) con un CCI entre 0,64 a 0,80; hubo reproducibilidad moderada (0.41-0.60) para gonion – mentón derecho [Go-Me (R)], pterigomaxilar – Nasion derecho [Ptm-Na (R)], pterigomaxilar – nasion izquierdo [Ptm-Na (L)] de CCI entre 0.55 - 0.60. Se obtuvo reproducibilidad ligera (0.21-0.40) de CCI 0.32 para pterigomaxilar - pterigomaxilar (Ptm-Ptm). La reproducibilidad fue casi insignificante (≤ 0.20) en la medida de gonion – mentón izquierdo [Go-Me (L)] con CCI de 0.05.

Tabla 2. Reproducibilidad (ICC) del método y límites de acuerdo de bland & altman del 95% en las medidas de tomografías digitales vs craneos secos

<i>Mediciones</i>	<i>CCI [2,1] (IC del 95%)</i>	<i>Promedio de Diferencias (Desviación Estándar)</i>	<i>Límites de acuerdo del 95% de Bland & Altman</i>
Or-Or	0.75 (0.33 - 0.92)	0.57 (5.17)	-9.57 10.71
Ptm-Ptm	0.32 (-0.18 - 0.73)	3.41 (6.66)	-9.64 16.481
Ag-Ag	0.88 (0.65 - 0.96)	1.12 (2.36)	-3.50 5.75
Go-Go	0.96 (0.84 - 0.99)	1.02 (1.58)	-2.07 4.12
Co-Co	0.83 (0.54 - 0.94)	1.32 (4.37)	-7.247 9.89
Co-Ag [R]	0.85 (0.59 - 0.95)	-1.37 (4.27)	-9.74 7.00
Co-Ag [L]	0.64 (0.16 - 0.88)	1.53 (6.43)	-11.07 14.14
Ag-Me [R]	0.95 (0.75 - 0.98)	1.18 (1.54)	-1.85 4.21
Ag-Me [L]	0.80 (0.44 - 0.94)	0.02 (3.80)	-7.44 7.48
Co-Me [R]	0.82 (0.51 - 0.94)	-2.06 (5.31)	-12.48 8.35
Co-Me [L]	0.76 (0.36 - 0.92)	-0.95 (6.62)	-13.94 12.03
Ptm-Na [R]	0.57 (0.07 - 0.85)	-1.99 (3.13)	-8.14 4.15
Ptm-Na [L]	0.60 (0.12 - 0.86)	-1.35 (3.03)	-7.29 4.58
Go-Me [R]	0.55 (-0.05 - 0.88)	6.59 (2.36)	1.97 11.22
Go-Me [L]	0.05 (-0.15 - 0.41)	13.76 (11.55)	-8.88 36.40
Co-Go [R]	0.83 (0.52 - 0.94)	-1.59 (3.942)	-9.32 6.13
Co-Go [L]	0.92 (0.76 - 0.97)	-1.57 (3.80)	-9.02 5.88

Abreviaturas: CCI: Coeficiente de correlación intraclase, R: derecho, L: izquierdo, Or: Orbitale, Ptm: Pterigomaxilar, Ag: Antegonion, Go: Gonion, Co: Condileon, Me: Menton, Na: Nasion.

En la tabla 3. Se muestran los Coeficientes de Correlación intraclase y los intervalos de confianza de 95% de las mediciones de tomografías digitales VS tomografías manuales. Se obtuvo reproducibilidad casi perfecta (0.81-0.99) para Co-Go [L], pues el CCI fue 0,85; para Or-Or, Go-Go, Co-Co, Ag-Ag, la reproducibilidad fue sustancial (0.61-0.80) con un CCI entre 0,67 a 0,76; hubo reproducibilidad moderada (0.41-0.60) para Co-Go [R], Co-Ag [R] entre 0.41 - 0.55. Se obtuvo reproducibilidad ligera (0.21-0.40) para Co-Ag [L] fue de 0.29. La reproducibilidad más baja, casi insignificante (≤ 0.20), fueron obtenidas en las medidas Ptm-Ptm, Ptm-Na [R], Go-Me [R], Go-Me [L], Co-Me [R], Co-Me [L], Ptm-Na [L], Ag-Me [R], Ag-Me [L] con CCI entre 0.03 – 0.19.

Tabla 3. Reproducibilidad (ICC) del método y límites de acuerdo de bland & altman del 95% en las medidas de tomografías digitales vs tomografías manuales

<i>Mediciones</i>	<i>CCI [2,1] (IC del 95%)</i>	<i>Promedio de Diferencias (Desviación Estándar)</i>	<i>Límites de acuerdo del 95% de Bland & Altman</i>
Or-Or	0.768 (0.380 - 0.927)	-1.012 (5.279)	-11.360 9.335
Ptm-Ptm	0.179 (-0.428, 0.669)	1.872 (7.595)	-13.014 16.757
Ag-Ag	0.726 (0.284 - 0.913)	-0.707 (5.257)	-11.011 9.597
Go-Go	0.753 (0.343 - 0.922)	-0.976 (6.222)	-13.171 11.220
Co-Co	0.671 (0.178 - 0.893)	-0.843 (6.239)	-13.071 11.386
Co-Ag [R]	0.417 (-0.082 - 0.811)	12.878 (5.993)	1.131 24.624
Co-Ag [L]	0.296 (-0.110 - 0.710)	15.538 (9.418)	-2.921 33.997
Ag-Me [R]	0.080 (-0.018 - 0.368)	22.433 (4.459)	13.694 31.171
Ag-Me [L]	0.045 (-0.028 - 0.251)	26.437 (7.010)	12.698 40.175
Co-Me [R]	0.059 (-0.022 - 0.298)	42.764 (9.497)	24.150 61.378
Co-Me [L]	0.058 (-0.027 - 0.297)	49.297 (12.477)	24.842 73.751
Ptm-Na [R]	0.154 (-0.197 - 0.581)	13.142 (14.827)	-15.918 42.202
Ptm-Na [L]	0.032 (-0.091 - 0.303)	18.916 (10.622)	-1.903 39.736
Go-Me [R]	0.192 (-0.075 - 0.600)	16.181 (7.218)	2.033 30.328
Go-Me [L]	0.035 (-0.196 - 0.423)	15.429 (14.810)	-13.599 44.457
Co-Go [R]	0.558 (-0.023 - 0.851)	-0.385 (6.921)	-13.951 13.181
Co-Go [L]	0.859 (0.583 - 0.957)	-0.571 (5.522)	-11.393 10.252

Abreviaturas: CCI: Coeficiente de correlación intraclase, R: derecho, L: izquierdo, Or: Orbitale, Ptm: Pterigomaxilar, Ag: Antegonion, Go: Gonion, Co: Condileon, Me: Menton, Na: Nasion.

En la tabla 4. Se muestran los Coeficientes de Correlación intraclase y los intervalos de confianza de 95% de las mediciones de tomografías digitales VS Cefalometrías manuales. Se obtuvo reproducibilidad casi perfecta (0.81-0.99) para Or-Or y Co-Go [L], pues los CCI oscilaron entre 0,83 a 0,95; para Ag-Ag, Go-Go, Co-Go-Me [L], la reproducibilidad fue sustancial (0.61-0.80) con un CCI entre 0,65 a 0,75; hubo reproducibilidad moderada (0.41-0.60) para Co-Ag [R], Co-Ag [L], Ptm-Na [L], Go-Me [R], Co-Go [R] de CCI entre 0.48 - 0.59. Se obtuvo reproducibilidad ligera (0.21-0.40) entre 0,28 a 0,37 para Ptm-Ptm, Co-Co, Ptm-Na [R], Co-Go-Me [R]. La reproducibilidad más baja, casi insignificante (≤ 0.20), fue obtenida en la medida de Ag-Me [R], Ag-Me [L], Co-Me [R], Co-Me [L] con CCI entre 0.01 – 0.05.

Tabla 4. Reproducibilidad (ICC) del método y límites de acuerdo de bland & altman del 95% en las medidas de tomografías digitales vs cefalometrias manuales

<i>Mediciones</i>	<i>CCI [2,1] (IC del 95%)</i>	<i>Promedio de Diferencias (Desviación Estándar)</i>	<i>Límites de acuerdo del 95% de Bland & Altman</i>
Or-Or	0.83 (0.46 - 0.95)	-2.42 (3.75)	-9.79 4.934
Ptm-Ptm	0.37 (-0.26 - 0.77)	0.59 (6.47)	-12.09 13.29
Ag-Ag	0.75 (-0.02 - 0.95)	-3.95 (1.11)	-6.14 -1.76
Go-Go	0.69 (-0.03 - 0.93)	-5.72 (1.73)	-9.13 -2.32
Co-Co	0.37 (-0.03 - 0.79)	-9.34 (2.78)	-14.80 -3.88
Co-Ag [R]	0.48 (-0.02 - 0.81)	4.21(7.66)	-10.80 19.22
Co-Ag [L]	0.52 (-0.07 - 0.84)	8.03(7.59)	-6.84 22.92
Ag-Me [R]	0.07 (-0.02 - 0.34)	21.51 (4.92)	11.85 31.17
Ag-Me [L]	0.01 (-0.02 - 0.07)	24.27 (6.25)	12.01 36.52
Co-Me [R]	0.05 (-0.03 - 0.29)	31.76 (8.58)	14.93 48.59
Co-Me [L]	0.03 (-0.02 - 0.22)	34.71 (9.12)	16.82 52.60
Ptm-Na [R]	0.28 (-0.15 - 0.69)	-3.49 (14.48)	-12.27 5.28
Ptm-Na [L]	0.53 (0.02 - 0.83)	-2.08 (3.56)	-9.07 4.90
Go-Me [R]	0.46 (-0.11 - 0.82)	7.09(5.08)	-2.87 17.07
Go-Me [L]	0.05 (-0.15 - 0.41)	13.84 (11.46)	-8.61 36.31
Co-Go [R]	0.59 (0.05 - 0.86)	-4.13 (5.62)	-15.15 6.88
Co-Go [L]	0.95 (0.83 - 0.98)	-1.32 (2.94)	-7.08 4.44
Co-Go-Me [R]	0.32 (-0.19 - 0.73)	-4.27 (8.78)	-21.49 12.94
Co-Go-Me [L]	0.65 (0.19 - 0.88)	-2.19 (5.44)	-12.86 8.47

Abreviaturas: CCI: Coeficiente de correlación intraclase, R: derecho, L: izquierdo, Or: Orbitale, Ptm: Pterigomaxilar, Ag: Antegonion, Go: Gonion, Co: Condileon, Me: Menton, Na: Nasion.

En la tabla 5. Se presentan el promedio y desviación estándar de las mediciones realizadas en cráneos secos, radiografías panorámicas de los cráneos secos, mediciones de tomografía manuales y tomografía digitales.

Tabla 5. Promedios E Intervalos De Confianza De Las Medidas De Craneos Secos, Tomografías Digitales, Tomografías Manuales, Cefalometrias Manuales

Mediciones	Cráneos secos		Tomografías Digitales		Tomografías Manuales		Cefalometrias Manuales	
	Promedio	Desviación Estandar	Promedio	Desviación Estandar	Promedio	Desviación Estandar	Promedio	Desviación Estandar
Or-Or	78.90	(74.36 - 83.45)	79.22	(76.46 - 81.97)	80.45	(75.13 - 85.77)	82.54	(79.37 - 85.71)
Ptm-Ptm	38.72	(36.30 - 41.15)	42.14	(36.92 - 47.36)	40.27	(37.79 - 42.75)	41.54	(39.52 - 43.56)
Ag-Ag	82.54	(79.37 - 85.71)	83.81	(80.92 - 86.69)	84.81	(79.80 - 89.83)	87.81	(85.20 - 90.43)
Go-Go	93.09	(88.82 - 97.35)	94.04	(89.86 - 98.21)	95.36	(88.71 - 102.01)	99.63	(95.54 - 103.72)
Co-Co	107.45	(101.61 - 113.29)	108.57	(104.48 - 112.66)	109.81	(104.34 - 115.29)	118.00	(114.90 - 121.09)
Co-Ag [R]	69.63	(65.08 - 74.18)	69.03	(63.78 - 74.28)	55.45	(48.81 - 62.09)	63.54	(58.84 - 68.24)
Co-Ag [L]	68.00	(64.00 - 71.99)	68.85	(62.57 - 75.13)	54.09	(45.77 - 62.40)	61.00	(53.70 - 68.29)
Ag-Me [R]	66.63	(62.38 - 70.88)	67.66	(63.74 - 71.58)	45.27	(41.54 - 49.00)	46.63	(43.78 - 49.49)
Ag-Me [L]	67.09	(63.03 - 71.14)	68.00	(64.53 - 71.47)	41.36	(36.85 - 45.87)	42.63	(41.21 - 44.05)
Co-Me [R]	124.90	(117.96 - 131.84)	122.49	(117.43 - 127.56)	80.00	(71.68 - 88.31)	90.60	(84.52 - 96.75)
Co-Me [L]	122.36	(114.9052 - 129.82)	121.01	(116.02 - 126.00)	72.18	(61.09 - 83.26)	85.36	(79.04 - 91.68)
Ptm-Na [R]	64.22	(62.31 - 66.14)	62.23	(59.12 - 65.33)	49.09	(38.29 - 59.88)	65.72	(63.32 - 68.13)
Ptm-Na [L]	64.18	(62.30 - 66.05)	62.82	(59.92 - 65.72)	43.90	(37.58 - 50.23)	64.90	(62.92 - 66.88)
Go-Me [R]	74.31	(70.20 - 78.43)	81.14	(77.15 - 85.13)	63.90	(57.47 - 70.34)	73.72	(68.37 - 79.07)
Go-Me [L]	71.59	(67.49 - 75.69)	86.02	(78.48 - 93.55)	70.09	(62.39 - 77.78)	71.63	(67.54 - 75.72)
Co-Go [R]	63.18	(58.18 - 68.17)	61.29	(57.89 - 64.68)	61.09	(55.15 - 67.02)	65.63	(60.48 - 70.79)
Co-Go [L]	58.68	(51.86 - 65.50)	58.68	(51.86 - 65.50)	60.09	(53.06 - 67.11)	60.72	(53.86 - 67.59)
Co-Go-Me [R]	.		118.64	(115.22 - 122.07)	.	.	120.86	(115.16 - 126.56)
Co-Go-Me [L]	.		118.40	(114.33 - 122.47)	.	.	121.40	(116.70 - 126.11)

Abreviaturas: CCI: Coeficiente de correlación intraclass, R: derecho, L: izquierdo, Or: Orbitale, Ptm: Pterigomaxilar, Ag: Antigonion, Go: Gonion, Co: Condileon, Me: Menton, Na: Nasion.

8. Discusión

En este estudio se realizaron las mediciones digitales transversales, lineales y angulares de 12 tomografías de cráneos secos mediante el Software Simplant O & O para evaluar la reproducibilidad de las mediciones comparando con la medición directa de los planos en los cráneos secos, la medición en las radiografías panorámica y lateral con cefalometría tradicional y las mediciones manuales de las tomografías.

En la tabla 2. se muestra la reproducibilidad que existe entre las medidas tomadas por el actual estudio en las tomografías con el Software y las mediciones hechas por el antropólogo sobre los cráneos secos.

El 70% de las medidas fueron sustanciales y casi perfectas con ICC superiores a 0.61, lo que denota que las mediciones de las tomografías realizadas con el software son de una alta reproducibilidad comparadas con las medidas directas de los cráneos secos, correspondientes al estudio anterior. El procedimiento de realizar mediciones directas sobre el cráneo fue utilizado también por diferentes autores en estudios previos, Hassan y cols, (32) Olmez y cols, (2) Stratemann y cols. (33). Los datos indican que, la distorsión a través de los volúmenes de exploración para ambos sistemas CBCT es pequeña. Por lo tanto, se puede aceptar la hipótesis de que los volúmenes segmentados de estructuras craneofaciales a partir de datos CT de haz de cono son modelos precisos de los objetos que representan con respecto a medidas lineales. Los

autores sugirieron realizar un análisis cefalométrico en modelos 3D renderizados, ya que este enfoque es el más apropiado en términos de precisión y conveniencia para la realización de las mediciones.

Las medidas con una calificación casi perfecta fueron Ag - Ag, Go - Go, Co - Co, Co - Me derecho, Co - Go derecho y Co - Go izquierdo. Las medidas con una calificación sustancial fueron: Or - Or, Co - Ag izquierdo; Ag - Me izquierdo y Co - Me izquierdo. Las medidas con una baja reproducibilidad fueron Pterigomaxilar - Pterigomaxilar y Gonion - Menton izquierdo. Posiblemente por su difícil localización tanto anatómica como tomográfica. Esto pudo ser debido a dificultades para la localización de estos puntos, ya que el gonion es un punto que teóricamente es construido por la intersección del borde posterior de la rama mandibular y el borde posterior del cuerpo mandibular; y el punto fosa Pterigomaxilar, constituye el punto más posterosuperior de la fosa pterigomaxilar. Meldenik, y cols (34) reportó que hay puntos con una mayor desviación estándar en la identificación de las coordenadas X e Y (axial y coronal) debido a que son marcas de referencia situadas en una prominencia o curvatura, y por lo tanto su identificación puede ser difícil. Katkar y cols (35) afirma que también puede deberse la baja reproducibilidad que se está tratando de medir puntos cefalométricos en 3D con ubicaciones de puntos definidas en cefalometrías tradicionales de 2D.

De las medidas correspondientes al lado derecho, el 67% fueron casi perfectas y las medidas del lado izquierdo solo el 16,5% lo fue, las medidas del lado izquierdo obtuvieron un 50% y se catalogaron como sustanciales y no hubo medidas sustanciales del lado derecho; un 33% de las medidas del lado derecho fueron moderadas, al igual que un 16,5% de las medidas del lado izquierdo. Por último se observa un 16,5% en las medidas del lado izquierdo como insignificantes. Este fenómeno posiblemente se debió a que las mediciones realizadas en el lado derecho fueron más fáciles de tomar para los técnicos, posiblemente las mediciones del lado izquierdo presentaban más dificultad al localizar los puntos ya que usualmente se usa el lado derecho del paciente para el registro cefalométrico. Según Olmez y cols, (2) en cefalogramas laterales, cuando compararon las estructuras bilaterales, las mediciones del lado izquierdo fueron mayores que las mediciones del lado derecho (Coronoides a un punto, Gonion y Pogonion-Porion a los puntos A y B, Órbita, sutura cigomaticofrontal) como resultado de la orientación de los objetos al tubo o película. Las radiografías se encontraban en el lado derecho de los cráneos secos durante la exposición a los rayos X; Por lo tanto, la ampliación de las estructuras en el lado izquierdo se produjo en la proyección radiográfica. Por otra parte, no hubo diferencia en el tamaño entre las estructuras bilaterales en la cefalometría 3D porque la fuente del rayo viaja alrededor de toda la estructura, en este caso, la cabeza.

Al comparar las mediciones realizadas en las tomografías digitales con las mediciones en las tomografías en físico, se encontró que el 53% de las medidas fueron casi insignificantes (Ptm-Ptm, Ag-Me Der, Ag-Me Izq, Co-Me Der, Co-Me Izq, Ptm-Na Der, Ptm-Na Izq, Go-Me Der, Go-Me Izq); el 6% ligera (Co-Ag Izq); el 12% moderada (Co-Ag Der, Co-Go Der); el 23% sustancial (Or-Or, Ag-Ag, Go-Go, Co-Co) y el 6% casi perfecta (Co-Go Izq). Un total del 71% de las medidas estuvo por debajo de la medida moderada. Y sólo un 29% estuvo por encima de la medida sustancial. Importante indicador que muestra la poca reproducibilidad que hay entre estas dos medidas. Posiblemente se debe a que las tomografías manuales fueron hechas por varios investigadores en el estudio anterior y promediadas, contrarios a las mediciones hechas

con el software por un solo operador. Según De Oliveira, y cols (36), la selección de la mejor ubicación de los puntos de referencia en cada coordenada requiere tiempo, calibración y evaluación cuidadosa; Y en presencia de varios evaluadores, estos deben tener experiencia y ser calibrados adecuadamente para reducir al mínimo estos errores. Esto fue analizado también por Swennen, y cols. En la investigación de Frongia y cols (37) encontraron que el error de medición intra-observador fue de menos de 0,88 mm, 0,76 mm y 0,84 mm (mediciones ortogonales horizontales, verticales), mientras que el error entre observadores fue de menos de 0,78 mm, 0,86 mm.

Comparando las mediciones digitales de la tomografías con las mediciones de las radiografías cefálicas se observó que el 26%, 5 de las medidas obtuvo una calificación Pobre (Ag-Me Der, Ag-Me Izq, Co-Me Der, Co-Me Izq, Go-Me Izq); el 21%, 4 medidas obtuvieron una calificación de ligero (Ptm-Ptm, Co-Co, Ptm-Na Der, y el ángulo Co-Go-Me Der); el 26%, 5 medidas obtuvieron una calificación de moderado (Co-Ag Der, Co-Ag Izq, Ptm-Na Izq, Go-Me Der, Co-Go Der); el 16%, 3 de las medidas obtuvieron una calificación de sustancial (Ag-Ag, Go-Go, Co-Go-Me Izq); y el 11%, 2 de las medidas obtuvo una calificación de casi perfecto (Or-Or, Co-Go Izq). Se puede observar una reproducibilidad muy heterogénea, con una tendencia hacia la poca reproducibilidad; Siendo de la interpretación moderado hacia abajo del 74% y de sustancial hacia arriba del 26%. Según Katkar y cols. (35) esto puede ser debido a que la distancia calculada entre los puntos de los radiografías cefálicas laterales y frontales consistía en sólo dos coordenadas, a diferencia de las coordenadas de la tomografía del cráneo seco. Se debe tener en cuenta que en la cefalometría 2d la fiabilidad de cada punto de interés depende de numerosos factores, tales, como la claridad de la definición utilizada para describir el lugar de interés, la calidad de la imagen, la geometría del objeto a ser identificado (si es curvo, recto, el centro de objeto vs borde del objeto) y el contraste de la imagen entre objetos adyacentes.

Según el estudio realizado anteriormente por Sanabria y cols., (38) en el cual se basa nuestro estudio; Al comparar las mediciones lineales entre tomografías y radiografías cefálicas comparadas con las medidas directas en los cráneos secos se observó que hay una mayor precisión en las tomografías de haz de cono al compararlas con las cefálicas que mostraron tener una muy pobre reproducibilidad. Otros estudios recientes han demostrado que la fiabilidad de la identificación de los puntos 3D con CBCT es bueno e incluso más preciso que cefalogramas convencionales cuando se hace por personal cualificado utilizando las representaciones y las secciones transversales en los 3 planos del espacio.

Medelnik y cols (34) compararon la reproducibilidad entre varios equipos tomográficos, entre ellos, Accuitomo 3D (J. Morita Inc, Kyoto, Japan), 3D eXam (KaVo, Biberach, Germany), Pax Zenith 3D and Pax Reve 3D (both Vatech, Gyeonggi-Do, South Korea) encontrando que son adecuados para realizar mediciones exactas de las estructuras 3D anatómicas y cumplen con todos los requisitos para el análisis cefalométrico en 3D. En otro estudio Katkar, y cols, (35) al evaluar la reproducibilidad y fiabilidad de los puntos de referencia cefalométricas utilizando 2 tomógrafos diferentes Galileo e i-CAT, encontró que se podía obtener una excelente fiabilidad intra e inter-observador utilizando estos equipos, aunque puede haber diferencias en las imágenes obtenidas, como las diferencias en el contraste y la resolución, lo que puede influir en la visualización y la ubicación de los puntos de referencia por parte del operador. Se requiere un adecuado conocimiento del operador para manipular el software i-CAT Vision y usar

adecuadamente sus herramientas con el fin de obtener medidas altamente precisas. Esto es consecuente con lo reportado por Ludlow y cols, (47) quienes manifiestan que no es posible tomar medidas lineales en forma precisa sin recurrir al uso de las herramientas suministradas por el software del equipo tomográfico.

En estudios previos (39) (34) (37) (36) se han utilizado diferentes software para realizar mediciones, entre ellos, Dolphin 3D, Amira, Voxim, Beta Nemo Studio, VG Studio Max, InVivo Dental, Avizo. En el presente estudio se utilizó Simplant O&O de la empresa Materialise. otros autores han utilizado versiones anteriores del software como lo son Simplant Ortho Pro, (40) Simplant Ortho 2.0, (41) Simplant OMS. (37)

En el actual estudio se calculó el coeficiente de correlación intraclase (ICC) como acuerdo absoluto para establecer la confiabilidad de los métodos de medición y así evaluar la reproducibilidad de las medidas. En otros 5 estudios (36) realizaron este test estadístico para evaluar la confiabilidad y reproducibilidad de las mediciones. Los errores de medición 3D reportados parecen ser clínicamente relevante (mayor de 1 mm o 1°) cuando se necesita un nivel absoluto de precisión como la requerida para la planificación quirúrgica y la evaluación de resultados.

Todo lo anterior indica que todas las mediciones con software de Cone Beam son precisas y fidedignas al cráneo y lo que posiblemente estaría mal sería la ubicación de los puntos. Esto reporta el primer paso para evaluar la fiabilidad y reproducibilidad de los puntos de referencia utilizados habitualmente para el diagnóstico ortodóncico. Aunque se pueden presentar valores de subestimación de las medidas del Cone Beam. Según estudios (37) se puede aceptar un rango de 1 mm entre las medidas realizadas por Cone Beam siendo estadística y clínicamente aceptable.

Realizar mediciones angulares en tomografías es difícil por la orientación de los 3 planos espaciales y la correcta ubicación de los puntos cefalométricos. Damstra y cols (40) encontró que en cefalometrias 3D, al adicionar una dimensión extra, a comparación de la cefalometría tradicional 2D, introduce una fuente adicional de error en la dirección mediolateral, explicando por qué ciertas medidas angulares muestran mayor error de medición en 3 dimensiones que en 2. En el presente estudio se comparó la medida del ángulo goniaco (Co - Go - Me) en tomografía digital y radiografía, reportando reproducibilidad sustancial del lado izquierdo y ligero de lado derecho. otros estudios, (2) que compararon diferentes medidas angulares encontraron que los valores para las mediciones angulares SNA y SNB fueron menores en 2 dimensiones (promedio, 1.75 y 0,83, respectivamente) que en 3 dimensiones (promedios, 2.21 y 2.25, respectivamente). Otros autores (16) (40) comparando mediciones angulares entre cefalometría 2D y 3D encontraron que el análisis 3D cefalométrico angular era un método bastante fiable, así como el análisis cefalométrico tradicional 2D, y que también era más adecuado para el diagnóstico de casos con anomalías de ortodoncia complejos. esto al ver las diferencias estadísticamente significativas de solo 2 mediciones de 14 que se llevaron a cabo, incisivo superior-Na y superior incisivo-NS.

Una de las implicaciones clínicas de este estudio fue evidenciar la importancia que tienen las mediciones cefalométricas para llevar a cabo un diagnóstico conveniente, proyectando sus

objetivos de manera más clara y generando tratamientos más apropiados. Aunque las técnicas de cefalometría computarizada y 3D son precisas y casi perfectas para la formación de imágenes de las estructuras craneofaciales, presentan algunos inconvenientes (mayor costo, las dificultades asociadas con la definición de puntos de referencia anatómicos 3D y ángulos en 3D, la interfaz no es fácil de usar, el software cefalométrico 3D, el almacenamiento de base de datos insuficiente) que pueden limitar su aplicación rutinaria en pacientes reales. Por otra parte, la utilización de la radiografía convencional es de amplio uso, bajo costo y fácil accesibilidad, estas son las ventajas de esta técnica.

Cuando los análisis cefalométricos asistidos por software disminuyan la exposición a la radiación y el costo se reduzca significativamente, podría ser usado frecuentemente y llegaría a reemplazar la radiografía convencional. Esto facilitará la práctica en los tratamientos de ortodoncia desde el punto de vista de un diagnóstico más preciso en casos de mayor complejidad.
(2)

9. Conclusiones

Al evaluar las mediciones cefalométricas realizadas en los cráneos secos y en el software Simplant O&O de las tomografías 3D, se encontró una alta reproducibilidad en las medidas digitales tomadas en las tomografías. Sin embargo, al comparar las mediciones de las cefalometrías 2D de las radiografías cefálicas con las mediciones digitales de las cefalometrías 3D en tomografías hubo muy poca reproducibilidad.

10. Recomendaciones

Como aplicación clínica es necesario pensar en la realización de una cefalometría en 3d la cual es más confiable que la 2D en cuanto a reproducibilidad y además, una tomografía además de proveer información cefalométrica, puede aportar información facial y oclusal fidedigna del paciente.

Un aspecto importante a tener en cuenta para futuras investigaciones es evaluar la confiabilidad y reproducibilidad de los diferentes software para tomografías 3D craneofaciales.

11. Referencias Bibliográficas

1. Hassan B, Nijkamp P, Verheij H, Tairie J, Vink C, Van Der Stelt P, et al. Precision of identifying cephalometric landmarks with cone beam computed tomography in vivo. *Eur J Orthod*. 2013;35(1):38–44.
2. 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.
3. Dias Da Silveira HL, Dias Silveira HE. Reproducibility of cephalometric measurements made by three radiology clinics. *Angle Orthod*. 2006;76(3):394–9.
4. Navarro I, Carr D, Brenes C. Nueva tecnología para imágenes diagnósticas: Tomografía Computarizada con imágenes volumétricas una herramienta diagnóstica para prevenir complicaciones y realizar tratamientos predecibles (Cone Beam). Vol. 13, *Dentista Empresario*. 2010. p. 8–17.
5. Companioni Bachá, Alberto, Rodríguez Quiñónez, Mabel, Días de Villegas Rushkova, Ictoria, Otaño Lugo R. Bosquejo histórico de la Cefalometría Radiográfica. *Revista Cubana de Estomatología*. 2008;
6. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery--a review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(2):305–13.
7. Sarment David, Sukovic Predrag CN. Accuracy of Implant Placement with a Stereolithographic Surgical Guide. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(4):571–7.
8. Pereira DN. Tomografía Axial Computada. XIII Seminario de Ingeniería biomédica. 2004. Núcleo de ingeniería biomédica. Facultades de medicina e ingeniería. Universidad de la República Oriental del Uruguay. In: Spirale. 2004. p. 51.
9. Calzado A, Geleijns J. Computed Tomography . Evolution , technical principles and applications. *Rev Fis Med*. 2010;11(3):163–80.
10. Gamba Garib Daniela , Raymundo Rubens VRM, Vasconcellos Raymundo Denys NFS. Tomografía computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial*. 2007;12(2):139–56.
11. Scarfe WC, Farman a G, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*. 2006;72(1):75–80.
12. [www.dentaltribune.com \[Internet\].](http://www.dentaltribune.com/products/896_materialise_dental_nv_simplant_oo_orthodontics__orthognatics.html) 2016. Available from: http://www.dentaltribune.com/products/896_materialise_dental_nv_simplant_oo_orthodontics__orthognatics.html
13. Nasu S, Martínez C, Moya JP. Conceptos fundamentales en la Interpretación de la Tomografía de radio de cono desde la Odontología General. 2009.
14. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes 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.
15. 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. *Dentomaxillofac Radiol*. 2009;38(5):262–73.
16. 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.
17. Porras B, Moya C, Vainer D. Diagnóstico Ortodóncico: Análisis Cefalométrico. iDental ULACIT. 2009;(2).
 18. Grummons DC, Copello MK Van De. A Frontal Asymmetry Analysis. *J Clin Orthod.* 1987;21(7):448–65.
 19. 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.
 20. 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.
 21. van Vlijmen OJ, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Swennen GR, Katsaros C K-JA. A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional frontal radiographs of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(7):773–8.
 22. Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod.* 2011;81(1):26–35.
 23. Lagravère MO, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, et al. Vergleich zweidimensionaler Messungen auf der Grundlage konventioneller Referenzpunkte im FRS und entsprechender mediansagittal projizierter Koordinaten im volumenbasierten CT . *Ann Stomatol (Roma).* 2009;79(5):1–274.
 24. Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;134(4):573–82.
 25. Sierra Bravo R. Diccionario Práctico de Estadística y Técnicas de Investigación. Paraninfo E, editor. Madrid; 1991.
 26. Cortés-Reyes ÉT, Andrés Rubio-Romero J, Gaitán-Duarte H. MÉTODOS ESTADÍSTICOS DE EVALUACIÓN DE LA CONCORDANCIA Y LA REPRODUCIBILIDAD DE PRUEBAS DIAGNÓSTICAS Statistical methods for evaluating diagnostic test agreement and reproducibility. *Rev Colomb Obstet Ginecol.* 2010;61(3):247–55.
 27. Bland J, Altman D. Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *J Pharm Stat.* 2007;17(4):571–82.
 28. Epi Data Association. Epidata Software 3.1. Denmark; 2004.
 29. Microsoft Corporation. Excel 2010. United States; 2010.
 30. Stata statistical software. release. Stata 12. United States; 2011.
 31. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977;33(1):159–74.
 32. 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.
 33. Stratemann S a, Huang JC, Maki K, Miller a J, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(2):80–93.
 34. Medelnik J, Hertrich K, Steinhäuser-Andresen S, Hirschfelder U, Hofmann E. Accuracy

- of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images. An in vitro study. *J Orofac Orthop*. 2011;72(4):261–78.
35. Katkar RA, Kummet C, Dawson D, Moreno Uribe L, Allareddy V, Finkelstein M, et al. Comparison of observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on subject images from Galileos and i-CAT cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(9):1–11.
 36. de Oliveira AEF, Cevidanes LHS, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2009;107(2):256–65.
 37. Frongia G, Piancino MG, Bracco AA, Crincoli V, Debernardi CL, Bracco P. Assessment of the reliability and repeatability of landmarks using 3-D cephalometric software. *Cranio - J Craniomandib Pract*. 2012;30(4):255–63.
 38. Sanabria Flórez JS, Duarte Barajas PI, Granados Peñate JM SPL. Reproducibilidad de las medidas cefalométricas en radiografías cefálicas y tomografías de haz de cono. Santo Tomás; 2014.
 39. 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. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17(4):678–88.
 40. 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*. 2011;140(3):e107–14.
 41. Damstra, Janalt; Fourie, Zacharias; Ren Y. Comparison between two-dimensional and midsagittal three-dimensional cephalometric measurements of dry human skulls. *Br J Oral Maxillofac Surgery*. 49(5):392–5.

12. APÉNDICES

Apéndice A. Operacionalización de variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERATIVA	NATURALEZA	ESCALA DE MEDICIÓN	VALORES QUE TOMA
Distancia Interorbital	Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más inferior del reborde infraorbitario (Or) derecho e izquierdo.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Distancia Interfosa Pterigomaxilar	Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más posterosuperior de la fosa pterigomaxilar, localizándose en la zona más superior del agujero redondo mayor. (P _{trn}) derecho e izquierdo.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Distancia Interantigionion	Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más profundo de la escotadura antegonial (A _g) derecho e izquierdo.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Distancia Interگونion	Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más inferior, posterior y lateral del ángulo externo de la mandíbula. (G _o) derecho e izquierdo.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Distancia Intercondileon	Es la distancia que hay desde la línea media sagital hasta el punto más superior y posterior del cóndilo mandibular (Co) derecho e izquierdo.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Distancia Condileon Antigionion	Es la distancia que hay entre el punto más superior y posterior del cóndilo mandibular y el punto más profundo de la escotadura antegonial.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Distancia Antigionion Menton	Es la distancia que hay entre el punto más profundo de la escotadura antegonial hasta el punto más inferior de la sínfisis mandibular.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Distancia Condileon Menton	Es la distancia que hay entre el punto más superior y posterior del cóndilo mandibular hasta el punto más inferior de la sínfisis mandibular.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Plano Pterigomaxilar Nasion	Plano que parte desde el punto más postero superior de la fosa pterigomaxilar, localizándose en la zona más superior del agujero redondo mayor hasta el punto más anterior de la	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Plano Gonion Menton	Es la distancia desde el punto más inferior, posterior y lateral del ángulo externo de la mandíbula hasta el punto más inferior de la sínfisis mandibular.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Plano Condileon Gonion	Es la distancia que hay entre el punto más superior y posterior del cóndilo mandibular hasta el punto más inferior, posterior y lateral del ángulo externo de la mandíbula.	Medición a Radiografía Postero-Anterior 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Milímetros
Ángulo Condileon Gonion Menton	Ángulo formado por los puntos Condileon, Gonion, Menton. Determina un crecimiento vertical u horizontal de la mandíbula.	Medición a Radiografía de perfil 2D manual. Medición tomografía 3D mediante software.	Cuantitativa	Razón	Grados

Apéndice B. Instrumento de recolección de información

APENDICE 2. INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

INSTRUMENTO DE REGISTRO DE MEDICIÓN



PACIENTE: _____ FECHA: _____

MEDIDAS LINEALES TRANSVERSALES		
VARIABLE	MEDIDA mm /Ubicación	
T1. Distancia Interorbital (Or-Or)		
T2. Distancia Interfosa Pterigomaxilar (Ptm-Ptm)		
T3. Distancia Interantigionion (Ag-Ag)		
T4. Distancia Intergonion (Go-Go)		
T5. Distancia Intercondíleon (Co-Co)		
Distancia Condíleon-Antigionion (Co-Ag)	T6L. IZQ	T6R. DER
Distancia Antigionion-Menton (Ag-Me)	T7L. IZQ	T7R. DER
Distancia Condíleon-Menton (Co-Me)	T8L. IZQ	T8R. DER

MEDIDAS LINEALES SAGITALES		
VARIABLE	MEDIDA mm /Ubicación	
Plano Pterigomaxilar –Nasion (Ptm-Na)	SL1. IZQ	SR1. DER
Plano Gonion-Menton (Go-Me)	SL2. IZQ	SR2. DER
Plano Condíleon-Gonion (Co-Go)	SL3. IZQ	SR3. DER

MEDIDAS ANGULARES DIAGNÓSTICAS		
VARIABLE	VALOR	
Ángulo Condíleon-Gonion-Menton (Co-Go-Me)	AL1. IZQ	AR1. DER