

No MARC  
4/15

S164c  
2011



**UNIVERSIDAD DE VALPARAISO  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
ESCUELA DE GRADUADOS**

**“CONCORDANCIA ENTRE MEDIDAS LINEALES EN RECONSTRUCCIONES  
LATERALES DE CRANEO Y HEMICRANEOS ORIGINADAS A PARTIR DE CBCT”**

**Tesis para optar a la especialidad de:  
Radiología Oral y Maxilofacial**

**Autora:  
Dra. Viviana Salgado Barrera**

**Docente guía:  
Dr. Ramón Naranjo Piñones**



**Valparaíso, Chile  
Agosto 2011**

*Me gustaría dedicar esta Tesis a toda mi familia.*

*A mis padres, porque creyeron en mí, por toda su comprensión y ayuda en aquellos momentos buenos y no tan buenos en que me sacaron adelante, dándome un gran ejemplo de superación y entrega. Me han enseñado a afrontar todas las adversidades sin desfallecer en el intento.*

*A mis hermanos, ya que siempre estuvieron impulsándome en los momentos más difíciles de mi especialidad; va por ustedes, por lo que valen y por lo que han hecho de mí.*

*Me gustaría agradecer sinceramente a mi director y tutor de Tesis, al Dr. Ramón Naranjo por su esfuerzo y dedicación. Por todos sus conocimientos, su persistencia, paciencia, motivación y por su manera de trabajar que han sido factores fundamentales para mi formación como especialista. Se ha ganado mi lealtad y admiración. Estoy en deuda con él por todo lo recibido durante mi especialidad.*

*De igual manera le agradezco al Dr. Cristian Basili y al Dr. Fernando Weiss por su colaboración en la elaboración de esta tesis.*

*También me gustaría agradecer las enseñanzas a lo largo de este tiempo a todos los doctores integrantes de la cátedra de Radiología, que de una u otra manera han aportado su granito de arena para mi formación.*

*Muchas gracias Dr. Ramón y espero verlo pronto en México.*

*Con gratitud  
Dra. Viviana Salgado Barrera*

## ÍNDICE

◆ Portada	
◆ Agradecimientos	
◆ Índice	
◆ Introducción .....	1
◆ Marco teórico .....	4
◆ Objetivos .....	29
❖ General	
❖ Específicos	
◆ Materiales y métodos .....	30
❖ Población y muestra: .....	30
❖ Análisis de la muestra .....	37
◆ Resultados .....	38
◆ Discusión .....	49
◆ Conclusiones .....	52
◆ Sugerencias .....	54
◆ Resumen .....	55
◆ Referencias Bibliográficas .....	56
◆ Anexos .....	59

## INTRODUCCION

Desde que Broadbent introdujo la radiografía cefalométrica en 1931, ésta se ha convertido en una herramienta indispensable y de investigación para el ortodoncista y cirujano. La cefalometría con frecuencia determina la manera en la cual los ortodoncistas y cirujanos perciben, diagnostican y tratan sus casos; todo esto, se logra por medio de análisis cefalométricos los que consisten en la identificación de puntos anatómicos específicos, los que a su vez determinarán medidas lineales y angulares para la evaluación de las relaciones esqueléticas y dentarias de cada paciente.

Las imágenes bidimensionales tienen limitaciones en la evaluación de las estructuras tridimensionales debido a pérdida de información. El mayor desafío para los radiólogos, es entregar a la ortodoncia y cirugía una modalidad imagenológica que permita trabajar con imágenes volumétricas en tamaño real.

Actualmente con el advenimiento de la tomografía computarizada de haz de cono (CBCT) es factible obtener imágenes volumétricas del macizo facial con una sola rotación del tubo de rayos alrededor del paciente, con una considerable disminución de dosis de radiación para el paciente en comparación a tomógrafos computarizados médicos.

Debido a que en los cefalogramas laterales ortodóncicos-quirúrgicos existen muchas estructuras anatómicas dobles, que se superponen entre sí, se generan alteraciones y discrepancias en las mediciones; los clínicos deben ser capaces de distinguir estructuras bilaterales y trazarlas independientemente, debido a que los contornos óseos derecho e izquierdo no se observarán superpuestos en la mayoría de los casos, por lo tanto todos los puntos bilaterales con discrepancia de contorno serán trazados en un contorno "promedio".

Una ventaja esencial de la CBCT es que los datos volumétricos son isométricos; es decir, las mediciones efectuadas serán 1:1, para este estudio se utilizará el CBCT i-CAT Next Generation.

El presente estudio está enfocado a evaluar la concordancia de las medidas lineales en reconstrucciones laterales de cráneo y hemicráneos originadas a partir de TC Cone Beam.

Con la información volumétrica obtenida con CBCT del macizo facial es posible generar imágenes laterales de cráneo; en el estudio se efectuarán a cada sujeto reconstrucciones laterales de los hemicráneos derecho e izquierdo y de cráneo completo (3 series), sobre éstas imágenes se efectuarán las mismas medidas lineales para cada serie.

El total de pacientes para este estudio será de 11, los cuales se obtendrán de una base de datos.

A cada paciente se le realizará tres reconstrucciones laterales de cráneo; una que simula a una telerradiografía lateral convencional ya que involucra ambos lados del paciente; otra que simula una telerradiografía lateral convencional solo reconstruyendo el lado derecho del paciente y otra que simula una telerradiografía de cráneo lateral convencional reconstruyendo el lado izquierdo del paciente (Figs. 1 a 3), con lo anteriormente descrito se obtendrán los datos para el estudio.

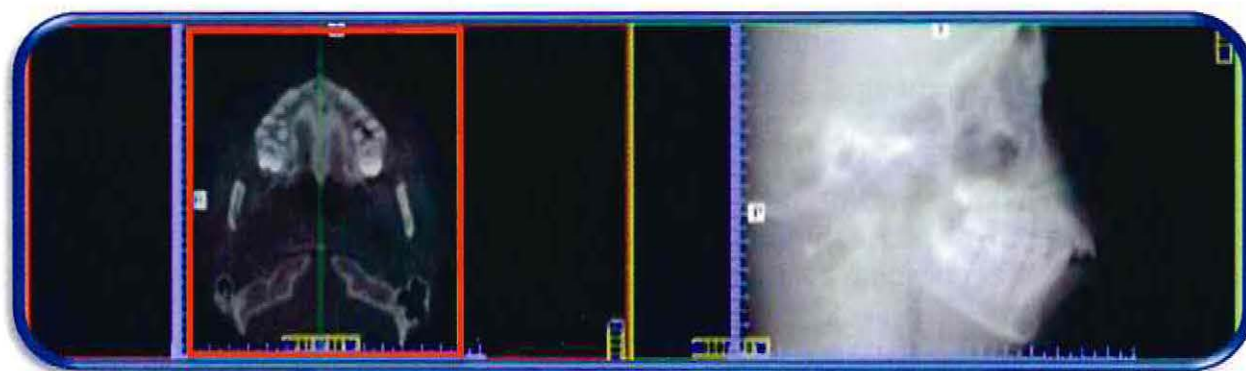


Fig. 1 Reconstrucción lateral de cráneo completo



Fig. 2 Reconstrucción lateral del lado derecho.

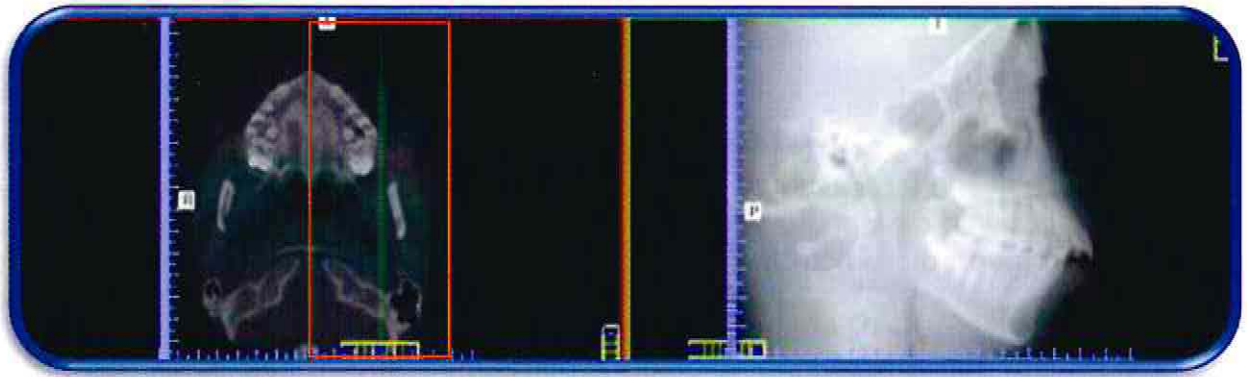


Fig. 3 Reconstrucción lateral del lado izquierdo

El objetivo de este estudio es comparar las mismas medidas entre los hemicráneos derecho e izquierdo y así poder compararlas con la reconstrucción de cráneo completo, objeto de evidenciar discrepancias en las mediciones efectuadas.

Se utilizarán 18 variables para cada serie, donde se involucran puntos anatómicos localizados en el plano medio sagital, puntos anatómicos parasagitales y puntos anatómicos mixtos (sagitales y parasagitales).

Es importante recalcar que este estudio está enfocado como base para el desarrollo de la cefalometría volumétrica.

## MARCO TEORICO

El valor de la radiografía como una ayuda diagnóstica en Ortodoncia y Cirugía fue proclamada por W.A. Price en 1900, cinco años después del descubrimiento de los rayos X. Esta invención tuvo consecuencias relevantes, pues dio pie al surgimiento de un importante método de medición ortodóncica como lo es la radiografía cefalométrica.<sup>18</sup>

Se puede definir a la **cefalometría** como el conjunto de las mediciones que, sobre radiografías cefálicas de frente o de perfil, hacemos, utilizando una serie de puntos, líneas, planos y ángulos preestablecidos por diversos investigadores.<sup>19</sup>

Existen técnicas que precedieron a la cefalometría, y sin ellas ésta no hubiera tenido la misma evolución. Estas son: la craneometría y la antropometría.<sup>18,19</sup>

La craneometría tuvo, quizá su origen en 1791, cuando Petrus Camper, descubre que las medidas craneales varían de acuerdo con el grupo étnico, la edad y sexo de los individuos, percatándose de que dichas variables permitían reconocer el problema del crecimiento y desarrollo de las estructuras óseas. A pesar del desarrollo que tuvo durante los años siguientes, dicho método presentó serias limitaciones. La principal limitación fue que las medidas son obtenidas a partir de cráneos desprovistos de sus tejidos blandos, lo que implica que sólo puede tomarse una medida por individuo, sin que se puedan obtener en forma longitudinal varias medidas de éste con el fin de estudiar su crecimiento y desarrollo. El empleo de la radiación X podía superar las limitaciones propias de la craneometría y la antropometría, pues permitía obtener distintas medidas sobre un mismo individuo.

Sin embargo, la medición directa, basada en radiografías, tenía el inconveniente de que en ella participaban numerosas variables que hacían de la impresión radiográfica un instrumento muy impreciso de medición.<sup>18</sup> Al respecto, el doctor norteamericano Holly Broadbent, permitió sobrepasar los inconvenientes de la medición radiográfica directa, desarrollando un artefacto que permitía colocar la cabeza con una orientación muy precisa al tomar radiografías: el cefalostato.<sup>18,19,20</sup>

Es necesario mantener no solamente la distancia del aparato de rayos X a la película y al objeto, sino que también es imprescindible que el paciente sea inmovilizado y que su posición pueda ser reproducida secuencialmente sin variaciones. De esta manera obtendremos lo que se llama radiografía estandarizada, que permitirá al final evaluar hasta qué punto se han logrado los objetivos visuales del tratamiento.<sup>19,20</sup>

Simultáneamente al Dr. Broadbent, en 1931 Hofrath y Pacini crean el cefalómetro en Europa, proveyendo esta herramienta clínica para el estudio de las maloclusiones y desproporciones esqueléticas.<sup>18,24</sup>

El propósito que dio origen al cefalostato fue el de investigar los patrones de crecimiento del complejo craneofacial; sin embargo, tuvo otras aplicaciones clínicas, como son: el establecimiento de los puntos y los planos cefalométricos que sirven para establecer una base referencial de descripción morfológica y una comparación longitudinal.

Desde que Broadbent introdujo la radiografía cefalométrica ésta se convirtió en una herramienta diagnóstica indispensable y de investigación para el ortodoncista y el cirujano,<sup>15,20</sup> a partir de la década de los setenta, ha habido una mayor profundización, ya sea empleando nuevos instrumentos como la computadora, aplicando viejos y nuevos análisis, utilizando imágenes digitales y análisis tridimensionales.

La cefalometría ha atravesado en pocas décadas un cambio evolutivo muy acelerado, colocándose, en la actualidad, ante el umbral de nuevos hallazgos que permitirán perfeccionar los métodos de diagnóstico y el tratamiento de los pacientes.<sup>18</sup>

Es necesario hacer hincapié en que la cefalometría es un medio de diagnóstico, el cual debe ser complementado con otros elementos como el examen clínico, modelos de estudio, etc; y que si es bien utilizada presentará una valiosa ayuda al clínico.<sup>19</sup>

Por más de 70 años, hemos crecido acostumbrados a utilizar radiografías laterales para examinar a los pacientes en ortodoncia.<sup>1,3</sup> La **radiografía cefalométrica lateral** visualiza numerosas estructuras anatómicas craneales, faciales y orales proyectadas en el aspecto lateral (norma lateralis),<sup>20</sup> es utilizada para describir la morfología y el crecimiento del esqueleto craneofacial, predecir el crecimiento, plan de tratamiento, y evaluar los resultados del tratamiento,<sup>5,12</sup> aunque las imágenes bidimensionales tienen limitaciones en la evaluación de las estructuras tridimensionales.<sup>5,9,15</sup>

La telerradiografía de cráneo lateral permite una descripción precisa de todas las estructuras óseas del macizo cráneo facial y cuando se utilizan ciertos filtros, también de los tejidos blandos faciales. Las evaluaciones permiten observar tamaño y forma de los maxilares, su posición y relación respecto de la base anterior del cráneo y la relación entre ellos, obtenemos además información de la inclinación de las piezas dentarias, cantidad de hueso alveolar, relación de las piezas dentarias anteriores con los tejidos blandos faciales, vía aérea y columna cervical alta (C1 a C4).<sup>23</sup>

La mayoría de estas tareas requieren la identificación específica de puntos anatómicos en los tejidos duros y blandos, de los cuales las dimensiones verticales y anteroposteriores esqueléticas y dentarias pueden ser derivadas.<sup>16,12</sup> Esto incluye la dificultad en la localización de algunos puntos de referencia. Sin embargo, un análisis cefalométrico es un componente esencial del diagnóstico ortodóncico.<sup>5-16</sup>

Un punto cefalométrico es la estructura anatómica, o un punto estructurado, que se localiza sobre una radiografía de cráneo, a partir de la cual pueden construirse líneas, planos y ángulos para analizar la configuración y la relación de los elementos del esqueleto craneofacial.<sup>26</sup>

Existen diferentes tipos de puntos cefalométricos. Algunos de ellos se localizan en el plano medio sagital con el objeto de posibilitar tan sólo una proyección sobre la radiografía, y otros, situados lateralmente al plano medio sagital, que suelen generar una imagen doble sobre la radiografía.<sup>26</sup>

Se debería de reconocer que un cefalograma bidimensional representa a un objeto tridimensional y que las estructuras bilaterales serán proyectadas sobre la película. Los clínicos deberán entonces ser capaces de distinguir estructuras bilaterales y trazarlas independientemente, porque los contornos óseos derecho e izquierdo no serán perfectamente superpuestos en la mayoría de los casos. Todos los puntos bilaterales serán trazados en un contorno "promedio".<sup>20</sup>

A diferencia de los puntos craneométricos utilizados en cráneos "secos" especialmente por antropólogos, los puntos cefalométricos son aquellos que se utilizan en el ser vivo. Dentro de los principales se encuentran:<sup>19</sup> (Fig.4)

1. **N** Nasion: Es la unión del frontal con los huesos propios de la nariz; punto más anterior de la sutura nasofrontal en el plano mediosagital.<sup>19,20,24</sup>

2. **Or** Orbitario: Punto más inferior del contorno del reborde infraorbitario.<sup>24</sup>

3. **ENA** Espina nasal anterior: Se encuentra en la parte más superior y anterior del maxilar superior,<sup>19</sup> en el margen más inferior de la abertura nasal anterior,<sup>20</sup> punto más anterior de la espina nasal anterior.<sup>24</sup>

4. **ENP** Espina nasal posterior: Es el centro de la parte posterior del paladar, situado en la línea media que une las dos escotaduras del borde posterior del paladar duro,<sup>19</sup> es el punto más posterior de los huesos palatinos.<sup>24</sup>

5. **Punto A:** Es el punto de la línea media más posterior en la concavidad entre la espina nasal anterior y el prosthion (punto más inferior en el hueso alveolar que cubre los incisivos maxilares),<sup>20</sup> usualmente a nivel del ápice de los incisivos centrales superiores.<sup>19</sup>

6. **Incisivo A1:** Borde incisal del incisivo central superior.

7. **Incisivo A2:** Ápice del incisivo central superior.

8. **Incisivo B1:** Borde incisal del incisivo central inferior.

9. **Incisivo B2:** Ápice del incisivo central inferior.

10. **Punto B:** Punto de la línea media más posterior en la concavidad del borde anterior del perfil óseo de la mandíbula,<sup>20</sup> es la parte del contorno del maxilar inferior entre el punto infradental y pogonion.<sup>19,20</sup>

11. **Pm** Protuberancia Menti: Es el punto ubicado en el contorno anterior del mentón, donde la sínfisis de la mandíbula cambia de cóncava a convexa.<sup>24</sup>

12. **Pg** Pogonion: Es el punto más prominente del mentón óseo, situado en la parte más anterior del maxilar inferior.<sup>19</sup>

13. **Gn** Gnation: Es un punto que se ubica en la unión del borde anterior con el borde inferior del mentón.<sup>24</sup>

14. **Me** Mentón: Es el punto más inferior de la sínfisis mentoniana, en el plano medio sagital.<sup>19</sup>

15. **Go** Gonion: Es el punto medio del ángulo de la mandíbula, determinado por la bisectriz del ángulo formado por el plano mandibular y un plano a través de articular posterior y a lo largo de la porción de la rama inferior a él.<sup>24</sup>

16. **Ba** Basion: Punto más inferior y anterior en el borde anterior del agujero magno,<sup>20</sup> o el punto más posterior e inferior de la apófisis basilar del occipital.

17. **Ar** Articular: Punto en la articulación del borde posterior de la rama y el borde inferior de la base craneal inferior (hueso occipital).

18. **Punto Dc.** Punto ubicado en el centro del cóndilo mandibular.

19. **Punto Co.** Es el punto más posterosuperior del cóndilo

20. **ECdS** Punto Eje Condilar Superior: Punto superior del eje condilar.<sup>24</sup>
21. **Po** Porion: Punto más superior del conducto auditivo externo, corresponde al tragus en el ser vivo.<sup>19</sup>
22. **Pt** Fisura pterigomaxilar: El contorno de la fisura pterigomaxilar está formado anteriormente por la tuberosidad retromolar del maxilar y posteriormente por la curva anterior del proceso pterigoides del hueso esfenoides,<sup>20</sup> es el punto más posterosuperior del contorno de la fisura pterigomaxilar.<sup>24</sup>
23. **S** Centro de la silla turca: Punto más significativo en lo que a la silla turca se refiere, y es el centro de la concavidad ósea ocupada por la hipófisis.<sup>19</sup>
24. **Gl** Glabella: Es un punto ubicado en el perfil de tejidos blandos, en el contorno más prominente de la frente.
25. **Pn** Pronasal: Es un punto ubicado en la punta de la nariz, donde ésta presenta su mayor curvatura.
26. **Sn** Subnasal: Es el punto donde se une la base de la columella nasi con el labio superior.
27. **Ls** Labio Superior: Es el punto ubicado en la línea mucocutánea del labio superior.
28. **Stms** Stomion Superior: Punto ubicado en la parte más inferior del contorno del labio superior.
29. **Stmi** Stomion Inferior: Punto ubicado en la parte más superior del contorno del labio inferior.
30. **Li** Labio inferior: Es el punto ubicado en la línea mucocutánea del labio inferior.
31. **Pg'** Pogonion de Tejidos Blandos: Es el punto más prominente ubicado sobre el mentón de tejidos blandos.

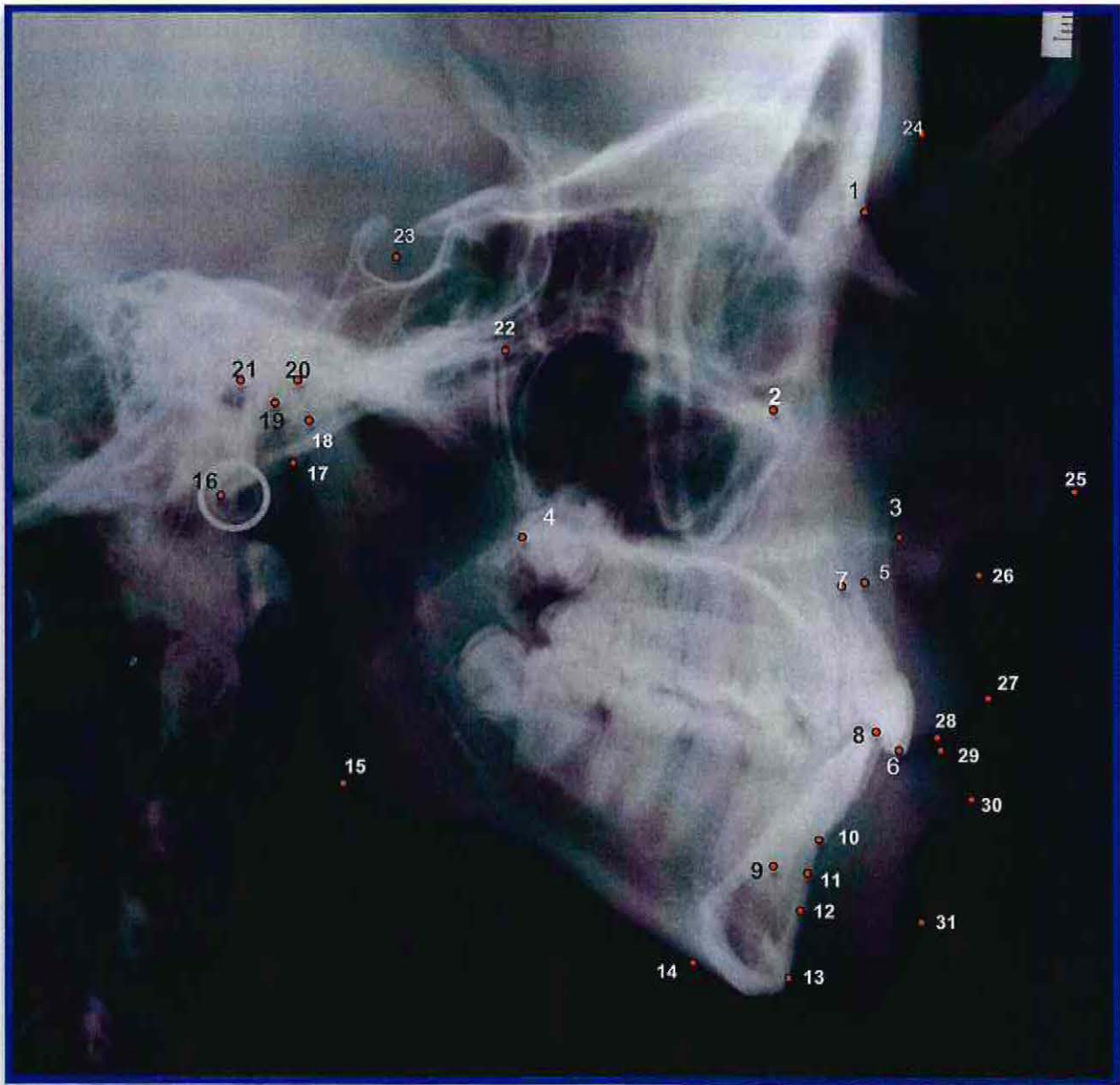


Fig.4 Principales puntos cefalométricos

Desde el desarrollo de la radiología cefalométrica, han sido propuestos numerosos análisis cefalométricos. Todos implican la identificación de varios puntos craneofaciales. Muchos de estos puntos son tradicionales, otros, sin embargo, pueden ser únicos para análisis específicos.<sup>20</sup> Dentro de los análisis cefalométricos más utilizados se encuentran los análisis de: Ricketts, Steiner, Jarabak, McNamara y Downs.

El análisis cefalométrico para el diagnóstico y plan de tratamiento de los pacientes ortodóncicos es esencialmente un sistema de medida diseñado para describir las relaciones entre varios elementos del complejo craneofacial esquelético, dentario y de tejidos blandos. Es una metodología de interpretación de los valores obtenidos en los cefalogramas. Uno de los objetivos de los análisis cefalométricos es cuantificar objetivamente el grado de desviación individual que se tiene de la estética ideal. Es claramente evidente a partir de varios estudios que la cefalometría por si sola no puede ser utilizada como una herramienta diagnóstica científica en anomalías dentomaxilares y deformidades faciales.<sup>20</sup>

El análisis cefalométrico está basado en las relaciones geométricas, y es importante entender exactamente qué es lo que se describe o lo que se mide. Se debe tener cuidado de no mal interpretar las medidas cefalométricas o trazar conclusiones erróneas. Tradicionalmente los clínicos toman decisiones utilizando una combinación del conocimiento, percepción subjetiva de su propia experiencia y la investigación relacionada.<sup>23</sup>

Desde que la base de cráneo es considerada el área más estable y/o confiable en el complejo craneofacial, muchos análisis cefalométricos utilizan puntos como el nasion (N), silla (S), y basion (B) para obtener líneas base, llamadas silla-nasion, basion-nasion, y porion-orbitario (Frankfort horizontal), a partir de los cuales se harán las mediciones. Silla, nasion, y basion son puntos anatómicos de la línea media que se consideran que son más exactos en el trazado de la película cefalométrica comparados con los puntos bilaterales. Estas líneas también son utilizadas como líneas base para evaluar cambios producidos por el crecimiento y/o tratamiento.<sup>20</sup>

Actualmente, la proyección bidimensional digital o convencional es la modalidad de opción para obtener imágenes cefalométricas laterales para identificar a los puntos esqueléticos y dentarios para análisis ortodóncicos y craneofaciales. Identificar estos puntos de manera precisa y consistentemente es importante en el diagnóstico y plan de tratamiento de casos ortodóncicos.<sup>4</sup>

Convencionalmente, el análisis cefalométrico manual en un papel de acetato sobre la radiografía lateral de cráneo, basado en este cefalograma, las medidas lineales y angulares son obtenidas para ayudar en el diagnóstico ortodóncico y planes de tratamiento.<sup>14</sup> En contraste con las medidas lineales, las medidas angulares no son sensibles a los cambios en la magnificación de la radiografía cefalométrica resultante en la variación de la distancia objeto-placa. La distancia de la fuente de radiación al sujeto ha sido tradicionalmente estandarizada en la radiografía cefalométrica.<sup>20</sup>

Para identificar estas medidas sobre el cefalograma, las medidas angulares se expresan en grados y se forma por la unión de varios puntos cefalométricos, mientras que las medidas lineales utilizan unidades de longitud y se representan con una línea que une dos puntos cefalométricos. Diferentes autores han adoptado una gran cantidad de medidas en sus respectivos análisis y los valores medios de estas medidas son además diferentes según la población y el patrón racial en que se efectúan. Es importante enfatizar el hecho de que en los análisis cefalométricos no podemos solo basarnos en el valor aislado de una sola medida cuando se estudia el patrón facial de un paciente, sino que se confronta o compara con otras medidas de semejante información para llegar a una interpretación más amplia y coherente.

Esto hace aún más importante la localización de los puntos cefalométricos, por lo que los clínicos en un esfuerzo de direccionar los problemas que presenta el trazado manual, hicieron uso de avances tecnológicos actuales en el desarrollo de computadores personales.

La introducción de las computadoras, junto con los gráficos y proyecciones laterales, permitieron mejorar la cefalometría con la imagen digital<sup>17</sup> ya que ofrece muchas ventajas comparadas con la radiografía convencional, así como manipulación fácil de la imagen, análisis computarizado, almacenamiento, recuperación y transmisión de las imágenes. Otra ventaja es la dosis de radiación y tiempo reducidos, así como también la no necesidad de usos de químicos para revelar las placas.<sup>14</sup>

A pesar de todos los avances en radiología seguimos representando un objeto volumétrico en una proyección bidimensional.<sup>17</sup>

Las mediciones cefalométricas en las imágenes radiográficas van a estar sujetas principalmente a errores de proyección y de identificación de los puntos cefalométricos.<sup>4,5,8,15</sup> Para comprender cómo es que ocurren estos errores se describe de manera resumida la técnica de la radiografía cefalométrica.

El paciente es posicionado dentro del cefalostato utilizando unas barras bilaterales con olivas que son colocadas dentro del meato auditivo,<sup>20</sup> el cual permite ubicar al paciente en una posición reproducible, manteniendo fija su cabeza y de esta manera estandarizando la técnica.

El estándar internacional determina el plano de proyección a 60 pulgadas de la fuente emisora de radiación, y el paciente a 6 pulgadas de la película.<sup>6,20</sup> En teoría, cualquier cefalostato que utilice estas dimensiones estandarizadas magnifica las radiografías cefalométricas laterales un 9.8%.<sup>6</sup>

Esto permite repetir la radiografía en condiciones semejantes, siendo, por lo tanto, exámenes comparables en el tiempo. Además de las olivas, el cefalostato consta de un apoyo frontal; en donde juntos permiten mantener fija la posición de la cabeza.<sup>24</sup> El plano medio sagital del paciente es vertical y perpendicular al haz de radiación. Éste también paralelo al plano de la película. El plano de Frankfort del paciente es orientado paralelo al piso.<sup>20</sup> El desalineamiento del cefalostato y la rotación de la cabeza del

paciente en el cefalostato en algún plano también inducirá a errores de proyección.<sup>5</sup> (Fig. 5)



Fig. 5 Posicionamiento del paciente en cefalostato.

Los errores de proyección son causados ya que los fotones radiográficos emanados de la fuente de radiación dentro del cabezal tiene un patrón de divergencia, por lo que siempre existe una cantidad de magnificación en las radiografías,<sup>20</sup> esta magnificación en la imagen se produce por las alteraciones entre las distancias foco, objeto y película.<sup>5</sup>

No todos los puntos y las estructuras están situados en el plano medio sagital, al ser bilaterales dan una imagen dual en la radiografía.<sup>5</sup> La sobreposición resultante de las estructuras anatómicas dificulta la interpretación de la imagen y la identificación de los puntos en el proceso de marcación.<sup>12</sup>

Por otra parte, las estructuras cercanas a la fuente de rayos X aparecen más magnificadas que las que están cercanas al detector, a pesar de que la distancia usualmente es extensa entre la fuente y el objeto.<sup>2,12,20</sup> Por ejemplo, los bordes inferiores de la mandíbula con frecuencia resultan en imágenes dobles, debido a las diferencias de magnificación entre los lados derecho e izquierdo del paciente, dependiendo de la proximidad al receptor de imagen.<sup>4</sup> (Fig. 6)



Fig. 6 Doble contorno de borde basilar y parotídeo (recorte)

Los errores de identificación son las fallas al identificar puntos específicos en las películas radiográficas,<sup>5</sup> se producen debido al traslape de estructuras que están superpuestas en puntos de interés,<sup>4</sup> y son considerados por muchos investigadores como la mayor fuente de error en la cefalometría. Dentro de los factores que llevan a error está la calidad de la imagen radiográfica, la precisión de la definición de los puntos, la reproductibilidad de la localización de los puntos, el operador, y el procedimiento de registro.<sup>5,8</sup>

El mayor problema es que dichos errores llevan a perder cambios sutiles y permiten que solo los cambios más marcados sean observados claramente.<sup>5</sup> Los errores de identificación del observador son comunes en los puntos anatómicos ortodóncicos como el porion, condilion, orbitario, basion, gonion, espina nasal anterior y posterior (ENA y ENP), y ápice de incisivos inferiores.<sup>4</sup>

La validez de las medidas cefalométricas es directamente dependiente de la exactitud del método de medición, el cual está limitado por los siguientes problemas: las películas laterales y frontales tomadas en diferente tiempo, y posiblemente por diferentes personas y en diferentes equipos, son difíciles de reproducir con algún grado de exactitud, si la cabeza está estabilizada en un cefalostato o en la posición natural de la cabeza; las imágenes dobles de las estructuras bilaterales con frecuencia no son constantemente equidistantes en las películas seriadas debido incluso a un error mínimo en el posicionamiento de la cabeza;<sup>20</sup> además de que es casi imposible colocar al paciente en una posición idéntica en diferentes momentos;<sup>23</sup> los puntos anatómicos o estructurales no son identificables constantemente; y probablemente la limitación más importante de la medición de las radiografías cefalométricas es que los cambios tridimensionales son medidos solo en dos dimensiones.<sup>20</sup>

Las radiografías cefalométricas no proporcionan información acerca de las relaciones anatómicas en el plano coronal.<sup>12</sup> Incluso aunque muchos de los puntos que se utilizan en el análisis cefalométricos están localizados en el plano medio sagital, algunos de ellos y muchas estructuras que son útiles para la descripción de la forma craneofacial son afectados por la distorsión por sus localizaciones a diferentes niveles de profundidad.<sup>8</sup> Las visualizaciones anteroposteriores son las únicas con ayuda limitada en lo que se refiere a esto,<sup>12</sup> ya que proporcionan información radiográfica adicional medio lateralmente que es de utilidad particularmente para la evaluación prequirúrgica y crecimiento asimétrico.<sup>20</sup>

Es por eso que se ha propuesto que se utilice una combinación de cefalogramas lateral y frontal, pero estos enfoques no son ciertamente tridimensionales. Ellos dependen de la identificación del mismo punto en ambas radiografías y usan la geometría para calcular la posición tridimensional. Las principales limitaciones de dichos métodos son obvias: la precisión depende de una correcta correspondencia entre las localizaciones de los puntos en las dos radiografías, y si los puntos no son visibles en ambas radiografías no pueden ser utilizados.<sup>3</sup>

No debemos perder de vista que los errores cefalométricos inherentes pueden llevar a variaciones en el plan de tratamiento ortodóncico y quirúrgico.<sup>4</sup> Minimizar estos errores es la clave para una interpretación cefalométrica exacta y reproducible.<sup>14</sup>

A pesar de los errores potenciales que presentan los cefalogramas, estos han sido utilizados en el plan de tratamiento ortodóncico y evaluaciones de resultados por más de 75 años.<sup>8,16</sup> Estos problemas no sugieren que la cefalometría no sea una herramienta de medición útil para los ortodoncistas, por el contrario, los estudios indican las tendencias de crecimiento y cambios en el tratamiento con un grado suficiente de exactitud para objetivos de diagnóstico clínico y tratamiento.

Las técnicas ortodóncicas convencionales, sin embargo, no son suficientemente exactas para estudios estrictamente científicos. Los estudios de crecimiento a futuro están involucrando a la tecnología tridimensional computarizada.<sup>20</sup>

Como bien se sabe a través de los años, los cirujanos han mejorado sus técnicas de predicción, cambiaron del lápiz y papel a métodos más exactos de los estudios de perfil, así como la antropometría,<sup>3,17</sup> cefalometría, y visualización de los objetivos del tratamiento. Después, se introdujo la fotografía para completar la cefalometría para apreciar la estética de la cara.<sup>17</sup> Actualmente son las principales modalidades imagenológicas diagnósticas para la evaluación de la morfología de los tejidos blandos. La información diagnóstica de estas modalidades imagenológicas es considerada valiosa para el plan de tratamiento, predicción del crecimiento, resultados del tratamiento y evaluación de los resultados ortodóncicos y quirúrgicos.<sup>12</sup>

En años recientes, la tecnología ha hecho posible adquirir datos tridimensionales de los pacientes, lográndolo mediante el uso de la tomografía.<sup>3</sup> El término «**tomografía**» deriva del griego *tomo* (corte) y *graphos* (escritura, dibujo, imagen). Esta técnica es un tipo de examen al alcance del radiólogo maxilofacial, que permite realizar cortes del cuerpo a estudiar. Estos cortes permiten reproducir estructuras libres de superposiciones.

Se puede describir a la tomografía computarizada (TC) como la irradiación de un cuerpo determinado con rayos X colimados, desde diferentes ángulos y en un mismo plano. La radiación emitida, al atravesar un determinado cuerpo, pierde energía, llegando con menor intensidad a una placa receptora, esto se debe a la atenuación o absorción de la radiación producida por el cuerpo examinado.

La TC se ha incorporado a la especialidad ortodóncica-quirúrgica como una modalidad diagnóstica. La exposición a la radiación y el costo de estos exámenes ha disminuido significativamente en los últimos años, y el rendimiento diagnóstico es muy superior en comparación a los exámenes radiográficos convencionales.<sup>3</sup>

La TC permite evaluar exactamente las relaciones anatómicas en 3D y ha dado lugar a refinamientos en el plan de tratamiento para muchos tipos de procedimientos quirúrgicos. Las nuevas máquinas de TC pueden realizar un escaneo completo del cráneo en pocos segundos y da al paciente una dosis efectiva de solo 50  $\mu$ Sv, comparado con cerca de 2000  $\mu$ Sv de un escáner TC convencional del cráneo completo.<sup>3</sup>

El uso rutinario de la TC para el diagnóstico ortodóncico podría no ser tan lejano. Las preocupaciones de la radiación se reducen más a fondo cuando consideramos que un solo escaneo de tomografía computarizada puede reemplazar un número de radiografías convencionales que son consideradas ahora esenciales para casi todos los pacientes de ortodoncia, tal como el cefalograma lateral y radiografía panorámica. No olvidemos que si bien es cierto estas imágenes son básicas para el diagnóstico, son estáticas y no es posible efectuar reconstrucciones, por lo que sería necesario efectuar nuevas radiografías y sobre irradiar al paciente.<sup>3</sup>

Gracias a los avances en el uso del software 3D imagenológico se han permitido cambios importantes en la percepción de las estructuras craneofaciales tridimensionales.<sup>8</sup> Incluso sin metodologías más sofisticadas, los datos tridimensionales amplían grandemente nuestras capacidades diagnósticas. Aquí hay algunos ejemplos de sus usos potenciales:

1. **Inclinación dentaria y torque:** evaluación tridimensional de la inclinación axial de los dientes; podría proporcionar información para complementar lo que se obtiene de los modelos.

2. Reabsorción radicular: Los TC actuales poseen más resolución por lo que es posible detectar en etapas tempranas la reabsorción radicular debido al movimiento ortodóncico.
3. Relaciones de los tejidos blandos: la longitud del labio es actualmente medido en las radiografías laterales. Los datos tridimensionales proporcionan información en relación de las comisuras de la boca hasta la dentición subyacente.
4. Evaluación de las vías aéreas: las medidas volumétricas de las vías aéreas evalúan la permeabilidad, especialmente en pacientes en que se sospecha sobre respiración bucal, hipertrofia de adenoides, roncopatías y apnea del sueño. La morfología nasal y de los cornetes puede ser claramente vista con la TC.
5. Pacientes quirúrgicos, con síndromes y hendiduras: los datos tridimensionales son especialmente de ayuda en pacientes con asimetría, donde las dimensiones verdaderas pueden ser medidas, sin problemas de magnificación o distorsión que sufren nuestras proyecciones bidimensionales actuales. En pacientes con hendiduras, los defectos óseos y tejidos blandos pueden ser entendidos mucho mejor.<sup>3</sup>

Con el desarrollo de esta técnica en 1960 y su primer utilización para estudios clínicos en 1972 por Godfrey Hounsfield, la tomografía ha logrado un uso extenso y ahora es una de las técnicas imagenológicas esenciales en la radiología médica. Es un método técnicamente maduro y ampliamente aceptado clínicamente y complementa en muchas áreas a la radiografía convencional.<sup>23</sup>

La TC está definida como un tipo especial de procedimiento radiológico que implica la medición directa del debilitamiento, o atenuación, de los rayos X en numerosos puntos o posiciones localizadas alrededor del paciente explorado.

La mayoría de los cortes de la TC están efectuados perpendiculares al eje mayor del cuerpo (cráneo caudal), estos cortes se llaman habitualmente axiales o transversales.<sup>25</sup> Para el estudio de la TC, ésta utiliza tres planos de referencia básicos, los cuales son axial u horizontal también se le denomina transaxial o transversal, el coronal y sagital. El plano axial corre desde adelante hacia atrás estando el paciente en posición horizontal. El plano coronal corre de anterior a posterior, dividiendo el cuerpo en una parte anterior y otra posterior. El plano sagital divide el cuerpo en una parte derecha e izquierda. (Fig.7)

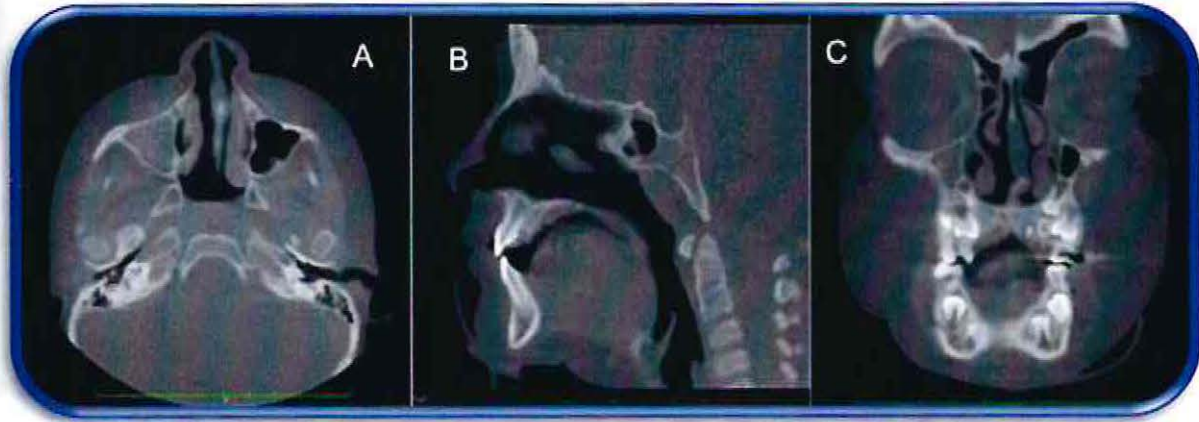


Fig. 7 Planos de referencia básicos (A. Axial, B. Sagital, C. Coronal)

La tomografía computarizada está conformada por una mesa donde se ubica el paciente, el gantry o unidad donde está ubicado el tubo de rayos y los detectores, la consola donde se manejan las imágenes y el computador en el que se procesa la información. (Fig. 8)

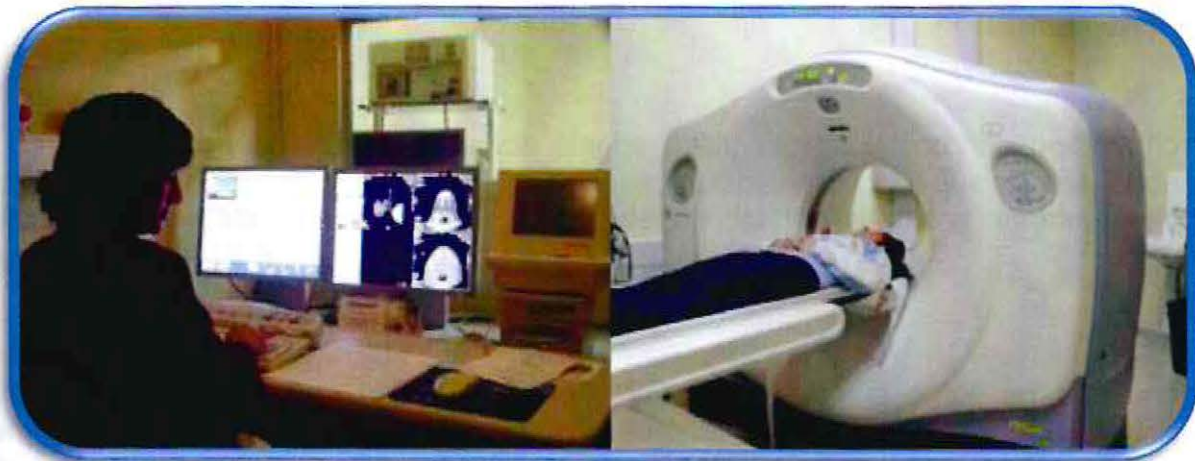


Fig. 8 Consola y Gantry

Para cada corte el tubo de rayos X rota alrededor del paciente para obtener un grosor de sección preseleccionado. La mayoría de los sistemas de TC emplea la rotación continua y el diseño del haz en abanico: con este diseño, el tubo y el detector están estrictamente acoplados y rotan continuamente alrededor del área de rastreo mientras los rayos X son emitidos y detectados. Así los rayos que han atravesado al paciente, alcanzan los detectores situados enfrente del tubo. La apertura del abanico va desde  $40^\circ$  a  $60^\circ$  (Fig. 9), dependiendo del diseño particular del sistema, y viene definido por el ángulo que se origina en el foco del tubo de rayos X y que se extiende hasta los límites externos del detector. Las imágenes son producidas con cada rotación de  $360^\circ$ , permitiendo la adquisición de un elevado número de datos y la aplicación de la dosis adecuada.

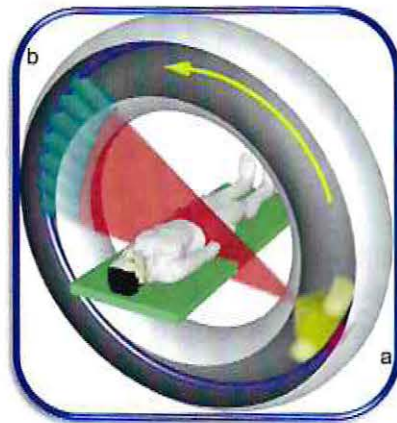


Fig. 9 Apertura del abanico

El examen de TC muestra los planos axial, sagital y coronal, por medio de software es posible generar reconstrucciones multiplanares las que corresponden a imágenes generadas entre los tres planos de orientación descritos anteriormente, lo que permite mayor rendimiento diagnóstico.

El computador del sistema procesa y reconstruye los datos en una imagen tomográfica computarizada. La imagen generada está formada por una matriz de múltiples cuadros llamados pixeles (elementos de dibujo), éstos conforman una imagen bidimensional o plana, cuando esta imagen adquiere volumen se llama voxel (elemento de volumen), que corresponde a un cubo perfecto. (Fig. 10)

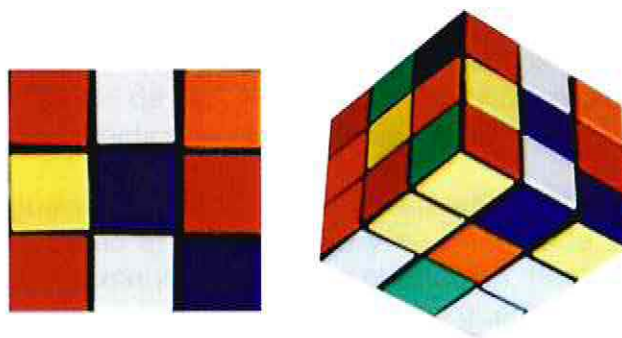


Fig. 10 Esquema pixel-voxel

Dentro del desarrollo de la TC, han existido sucesivas generaciones, las diferencias entre ellas se basan principalmente en el número de detectores, tenemos el paso de la TC con adquisición de datos corte a corte o convencional, a la TC espiral o helicoidal.<sup>24</sup>

El desarrollo de la TC espiral en 1989 y la introducción de los sistemas de detectores multicortes en 1998 aceleraron las técnicas de tomografía computarizada y llegaron a tener la capacidad de adquirir datos de volumen.<sup>23</sup>

La TC espiral o helicoidal representa uno de los avances más recientes: en este caso enfrente del tubo de rayos X no se coloca una sino varias hileras de detectores de diferente espesor. Con ello se acorta notablemente el tiempo de exploración y mejora la resolución. El espesor de los detectores va aumentando desde el centro hasta los bordes del plano de corte. De ese modo, mejoran las posibilidades para la reconstrucción posterior de la imagen.<sup>25</sup>

Tiene la capacidad de poder explorar regiones anatómicas extensas y tiene la ventaja de que la rotación del tubo y los sistemas de detección de radiación funcionan en forma continua, la radiación y la adquisición de datos es continua y la mesa de transporte del paciente también se mueve en forma continua,<sup>24</sup> proporciona datos de imagen adecuados para crear imágenes 3D con un tiempo de escaneo e irradiación reducido comparado con los escáneres de TC convencional.<sup>15</sup>

La información producida es reconstruida por medio de software especializados, diseñados para generar imágenes tridimensionales de tejidos duros, así como también tejidos blandos.<sup>17,24</sup>

En la TC de última generación se ha distribuido una mayor cantidad de detectores de radiación, por lo que pueden generar múltiples cortes simultáneos en forma helicoidal; es el caso de la TC multidetector o multicorte que permiten reconstrucciones de 0.1mm, prácticamente en tiempo real.<sup>24</sup>

La tecnología sigue avanzando, con el advenimiento de nuevas técnicas rehabilitadoras y reconstructivas en odontología y se hace cada vez más necesario el diagnóstico imagenológico tridimensional de alta resolución, hasta ahora suplido por los equipamientos de tomografía computarizada médica, que son equipos de alto costo reservados sólo para centros hospitalarios.

Hace algo más de 10 años aparecieron equipos de rayos exclusivos para la imagenología craneofacial, con todas las características y ventajas de los tomógrafos computarizados médicos, eso sí diseñados para estudios dentarios y óseos, no teniendo mayor definición a nivel de tejidos blandos. Equipos con excelente resolución, menor dosis de radiación y menor requerimiento de espacio; son los equipos de **Tomografía Computarizada de haz de cono o Cone Beam (CBCT)**.<sup>24</sup>

La tecnología Cone Beam permite la generación directa de un volumen de datos utilizando un detector plano y una sola rotación en 360 grados alrededor del paciente.<sup>23</sup> Durante el escaneo, el tubo de rayos X genera la radiación en forma de haz cónico,<sup>1,8,17,23</sup> la que es emitida en pulsos intermitentes. (Fig. 11)

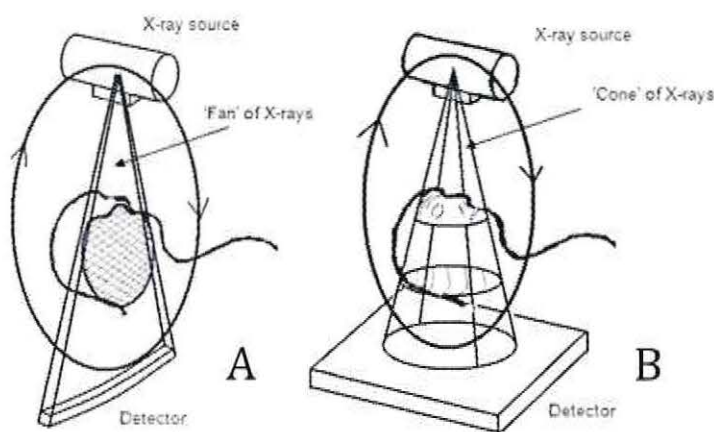


Fig. 11 Haz de radiación en TAC (A. Haz en abanico) y TC Cone Beam (B. Haz cónico)

La CBCT se ha vuelto más popular que la TC espiral por varias razones así como por ejemplo la resolución espacial submilimétrica, menor dosis de radiación y menor tiempo de exposición.<sup>15</sup>

En lo referente a la dosis de la CBCT ésta es relativamente baja. Esta puede ser menos que la dosis de una serie periapical completa utilizando una película de velocidad D y una colimación redonda, y es considerablemente menor que la dosis recibida por una proyección de TC médica.<sup>12</sup>

La secuencia de proyección de un sistema CBCT consiste de cuatro componentes básicos al igual que los sistemas radiográficos clásicos utilizados en el diagnóstico médico:

- El tubo de rayos X, generación de la radiación
- El generador, suministra al tubo de rayos X con energía
- El detector, convierte la radiación a una señal de imagen después de que ésta pasa a través del paciente.
- El dispositivo, conexión entre el tubo, paciente y detector.

Los escáneres de TC convencional médicos utilizan filas de detectores acoplados al haz en forma de abanico, los CBCT utilizan un área de detección plana en la cual se recibe el haz cónico.

Consecuentemente, un escáner TC médico proporciona un conjunto de cortes consecutivos del paciente, y un escáner CBCT proporciona un volumen de datos en solo un giro. La CBCT utiliza un solo barrido de rotación del paciente (procedimiento similar a la radiografía panorámica),<sup>8</sup> el software de reconstrucción procesa los datos volumétricos, produciendo un gran número de imágenes laterales de cráneo, usualmente hasta 592 proyecciones en un giro.

Actualmente los escáneres de la CBCT con un campo de visión amplio (9-12 pulgadas) permiten reconstrucciones 3D (Fig. 12) y la visualización de las estructuras maxilofaciales, permitiendo el reformateo multiplanar 2D (MPR) y la generación de reconstrucciones.<sup>12</sup>

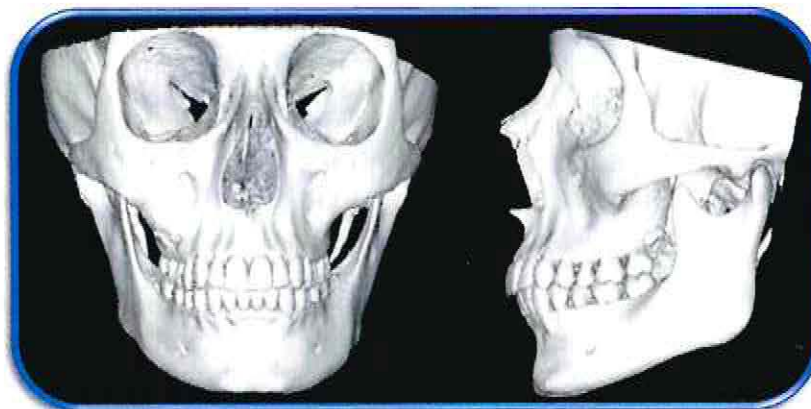


Fig. 12 Reconstrucción 3D

El sistema CBCT ocupado en este estudio es el i-CAT Next Generation. (Fig. 13)

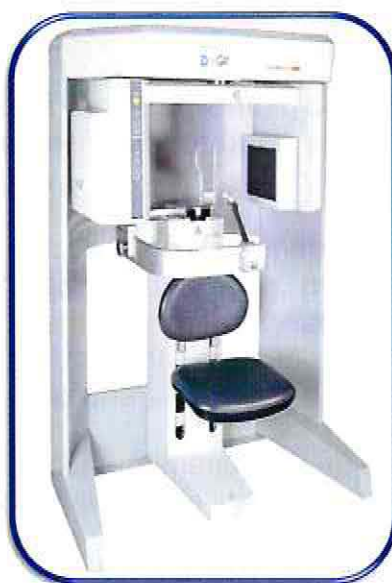


Fig. 13 CBCT i-CAT Next Generation

Los escáneres TC Cone Beam han sido empleados en la práctica clínica por pocos años y son principalmente utilizados para el diagnóstico y plan de tratamiento en diversas de las especialidades dentales así como la cirugía maxilofacial, implantología y patología oral.<sup>22</sup>

Aunque la proyección CBCT se está volviendo cada vez más común, las aplicaciones para producir proyecciones cefalométricas bidimensionales no han sido reportadas con detalle. Por otra parte, aunque hay una base de datos substanciales que han validado los análisis cefalométricos, esto no es el caso todavía de los enfoques 3D.<sup>1</sup>

Desde que esta tecnología fue introducida en Norte América en el año 2000, el desafío actual para los clínicos es entender e interpretar la imagen tridimensional y también decidir una modalidad imagenológica particular como una función del campo de información/diagnóstico vs el riesgo del paciente y análisis de costo/beneficio.

Actualmente, no hay una manera específica de analizar estas imágenes 3D, y las limitaciones de la interpretación todavía existe. Así, son requeridos nuevos estándares, y los clínicos necesitan de un entrenamiento especial para hacer frente a estas imágenes<sup>8</sup> ya que la efectividad diagnóstica es crucial en la práctica odontológica. Por lo tanto, la información esencial en cada escáner tiene que ser visualizada claramente para que se entienda de manera fácil, es decir el software del equipo debe ser "amigable".

Los sistemas de CBCT generan datos de volumen que son geoméricamente exactos: la anatomía puede ser visualizada en su dimensión verdadera y, por lo tanto, son mediciones en relación 1:1.

Para una apropiada descripción, las imágenes 2D o 3D pueden ser generadas desde los volúmenes originales de la imagen, pero los cortes 2D han demostrado ser más efectivos para los diagnósticos detallados. Por lo tanto, la imagen 3D, generalmente primero es visualizada en tres principales planos ortogonales antes mencionados (axial, sagital y coronal).

Al utilizar una visualización tridimensional, el clínico puede observar los datos del paciente en conjunto inmediatamente y puede ocultar o visualizar estructuras específicas para adquirir una impresión inicial de la anatomía. Tanto en las proyecciones 2D como en las 3D los planos principales permiten una fácil orientación.

Una característica esencial de la técnica de CBCT que es utilizada en este estudio, es que a pesar del método de examinación que se utilice, pueden ser sintetizadas diferentes visualizaciones retroactivamente desde los datos de volumen y combinarse entre ellas. (Fig. 14)

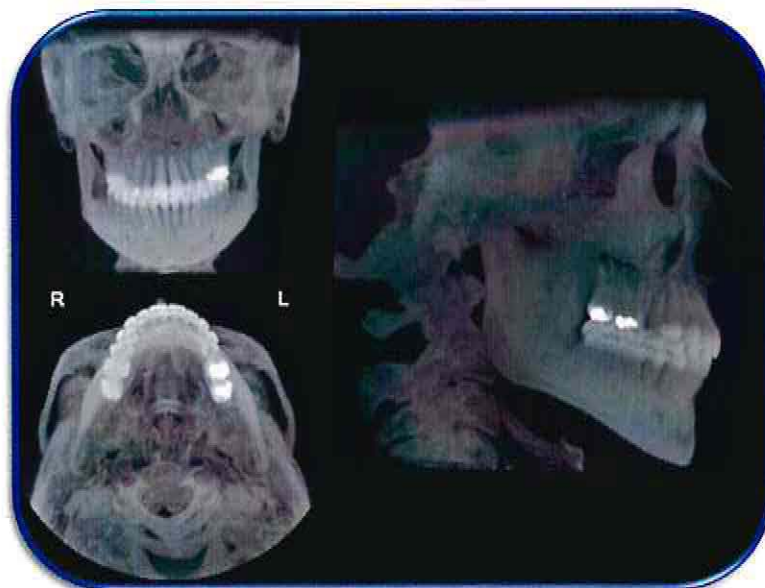


Fig. 14 Imágenes 2D derivadas de la CBCT

Estas visualizaciones sintetizadas desde los datos de la CBCT pueden tener así alguna curvatura y un ángulo de inclinación y representan las sumaciones de los valores de atenuación de los rayos X a una profundidad ortogonal a la línea de curvatura predefinida. Esto optimiza la creación de visualizaciones dedicadas para cada tipo de examinación. Proyecciones especiales que son comparables a la radiografía cefalométrica, por ejemplo.

Con todas estas variedades de opciones de visualización, es importante asegurar que la aplicación escogida proporcione al clínico las visualizaciones ideales para cada tipo de examinación, así permitiendo un diagnóstico y plan de tratamiento eficaz.<sup>23</sup>

Dentro de las ventajas de esta técnica en comparación con las radiografías tradicionales bidimensionales y escáneres de TC,<sup>21</sup> están su baja dosis de radiación que es comparable a la radiografía panorámica,<sup>8,21</sup> los sistemas más modernos son capaces de escanear en menos de 15 segundos, la ausencia de distorsión en la imagen, adquisición de volumen dental o maxilofacial así como la posibilidad de guardar los datos para obtener cada unidad de ese volumen.<sup>21</sup> Los CBCT al igual que los TC médicos también generan artefactos y son muy sensibles al movimiento de los pacientes, los artefactos que se generan son principalmente artefactos de volumen parcial y artefactos de Beam hardening.

Las imágenes panorámicas reconstruidas tienen una apariencia diferente, pero proporcionan mayor información diagnóstica, al ser estas generadas por reconstrucción multiplanar en forma personalizada, por lo que no se produce la generación de los artefactos producidos en la Ortodontografía. (Fig. 15)



Fig. 15 Reconstrucción panorámica

En lo referente a la ortodoncia, el examen radiográfico está usualmente basado en dos diferentes proyecciones, la tomografía panorámica y la telerradiografía de cráneo lateral; en este estudio solo nos enfocaremos en las reconstrucciones laterales originadas a partir de CBCT.<sup>23</sup> (Fig. 16)



Fig. 16 Reconstrucción lateral de cráneo

Hasta ahora las limitaciones y los problemas asociados con la radiografía cefalométrica son bien conocidos. Las medidas en las películas, como todas las medidas, involucran error, el cual puede caer como ya se ha mencionado en dos principales categorías: errores de proyección y errores de identificación. Los de proyección son el resultado de que la película nos da una imagen bidimensional de un objeto tridimensional. Los errores de identificación involucra el proceso de identificación de los puntos en las películas; siendo los puntos porion, condilion, orbitario y basion los menos fáciles de identificar con respecto de los otros puntos.

En las reconstrucciones de CBCT se corrigen las magnificaciones proyeccionales de los lados derecho e izquierdo, creando imágenes isométricas. La eliminación o reducción de los errores inherentes de las proyecciones 2D debería proporcionar mejor visualización de las estructuras de interés, y poder así mejorar la identificación de los puntos cefalométricos.<sup>4</sup>

Las reconstrucciones laterales de cráneo de la CBCT comparadas con las radiografías cefalométricas tradicionales tienen una relación 1:1, de modo que las mediciones pueden ser efectuadas sin distorsión.

Como sabemos las medidas obtenidas de la cefalometría se determinan para evaluar desviaciones en el sistema orofacial que pueden involucrar; mal posiciones dentarias, desviaciones esqueléticas, así como desviaciones funcionales.

Fundamentalmente para los ortodoncistas es necesario determinar la relación de los diferentes componentes esqueléticos, particularmente de los maxilares con el resto del complejo craneofacial. Idealmente, la medición directa en tres dimensiones debería ser la manera más exacta de analizar el tamaño y forma de la cabeza y cara.

Adicionalmente, los estudios tridimensionales permiten un análisis mucho más detallado de las asimetrías, las que se pueden pasar por alto si el paciente es analizado solo con una proyección.

Además permite la evaluación de los componentes importantes para la estética facial, especialmente los tejidos blandos, que en la cefalometría bidimensional tradicional no está permitido. Las estructuras de tejidos blandos así como los ojos, labios, y mejillas (prominencia del cigomático) son instantáneamente cuantificados.<sup>20</sup>

Después de trabajar con los datos 3D y visualizar interactivamente en la pantalla de la computadora, se piensa que la mayor ganancia resulta de la integración total que estos nos brindan. Es decir, en lugar de ver un diagnóstico parcelado y bastante limitado que nos da el cefalograma y sus medidas, la radiografía panorámica, las fotografías y modelos de estudio; tenemos un solo volumen de información que permite interrelacionar espacialmente a todas las estructuras.<sup>3</sup>

Así pues se espera que la aplicación de los datos tridimensionales se incremente significativamente en el corto plazo, pudiendo eventualmente desplazar muchos registros ortodóncicos que se utilizan hoy en día.<sup>3</sup>

Este estudio fue emprendido para enfatizar el hecho de que las proyecciones radiográficas tradicionales puedan ser sintetizadas de los datos volumétricos de la CBCT, y el análisis cefalométrico tradicional puede ser hecho en estas proyecciones sintetizadas con precisión y exactitud.<sup>3,12</sup>

Ya que la utilización de la nueva tecnología CBCT puede ser inicialmente complicada para algunos clínicos se ha pensado que los avances serían más fácilmente aceptados si las imágenes pueden ser sintetizadas similares a las que han sido utilizadas por varias décadas.<sup>12</sup>

Un aspecto importante que se debe recalcar es que estas reconstrucciones laterales derivadas de CBCT, pueden ser el comienzo en la utilización de cefalometrías tridimensionales.

## HIPOTESIS

### **Hipótesis nula**

Existe poca concordancia de las medidas lineales en las reconstrucciones laterales de cráneo y hemicráneo originadas a partir de Tomografía Computarizada Cone Beam.

### **Hipótesis alternativa**

Existe gran concordancia de las medidas lineales en las reconstrucciones laterales de cráneo y hemicráneo originadas a partir de Tomografía Computarizada Cone Beam.

## OBJETIVOS

### General

- Evaluar la concordancia entre medidas lineales de reconstrucciones laterales de cráneo y hemicráneos originadas a partir de Tomografía Computarizada Cone Beam.

### Específicos

- Comparar las medidas lineales de las reconstrucciones laterales de cráneo que simulan a la telerradiografía lateral convencional respecto de las medidas de las reconstrucciones laterales de cada hemicráneo en un mismo paciente.
- Determinar si las medidas obtenidas de las reconstrucciones laterales de cráneo que simulan a la telerradiografía lateral convencional son confiables.
- Precisar qué medidas lineales, en lo que respecta a los planos medio sagital, parasagital y mixto (sagital y parasagital), presentaron mayor y menor concordancia.
- Determinar las limitaciones que se presentan al trabajar con este tipo de reconstrucciones.
- Precisar los obstáculos que se debe superar antes de que la TC Cone Beam se utilice en forma rutinaria en la práctica odontológica.

## MATERIAL Y METODOS

### Población y muestra

### Selección de los pacientes

Este estudio fue desarrollado entre marzo de 2011 a julio de 2011, a partir de una base de datos de un CBCT (i-CAT Next Generation), el tamaño de la muestra fue de 11 pacientes con exámenes de CBCT de cráneo completo, escogidos al azar, los exámenes de estos pacientes provenían básicamente de centros de ortodoncia.

### Obtención de imágenes

Las imágenes de CBCT fueron obtenidas con el equipo i-CAT Next Generation, Imaging Sciences. Los volúmenes fueron reconstruidos con voxel de 0,3 mm, el voltaje del tubo fue de 120kV y la corriente del tubo de 18,54 mAs. El tiempo de exposición fue de 8,9 segundos. Las imágenes fueron analizadas con el propio programa del tomógrafo (i-CAT Vision), con un procesador Intel® Core™ 2 Duo 1,86 Ghz-6300 (Intel Corporation, EUA), placa de video NVIDIA GeForce 6200 turbo cache y monitor EIZO-S2000 FlexScan, resolución de 1600x1200 *pixeles*.

### Realización de las reconstrucciones de cráneos laterales

Utilizando directamente el software del sistema i-CAT, con el conjunto de datos obtenidos de cada paciente, se realizaron las diferentes reconstrucciones requeridas para este estudio en tres series, a saber, reconstrucción de cráneo lateral completo, reconstrucción hemicráneo derecho e izquierdo respectivamente.

Para la generación de las imágenes se seleccionó la pantalla acceso a los planos de referencia básicos (Fig.17 recuadro rojo).

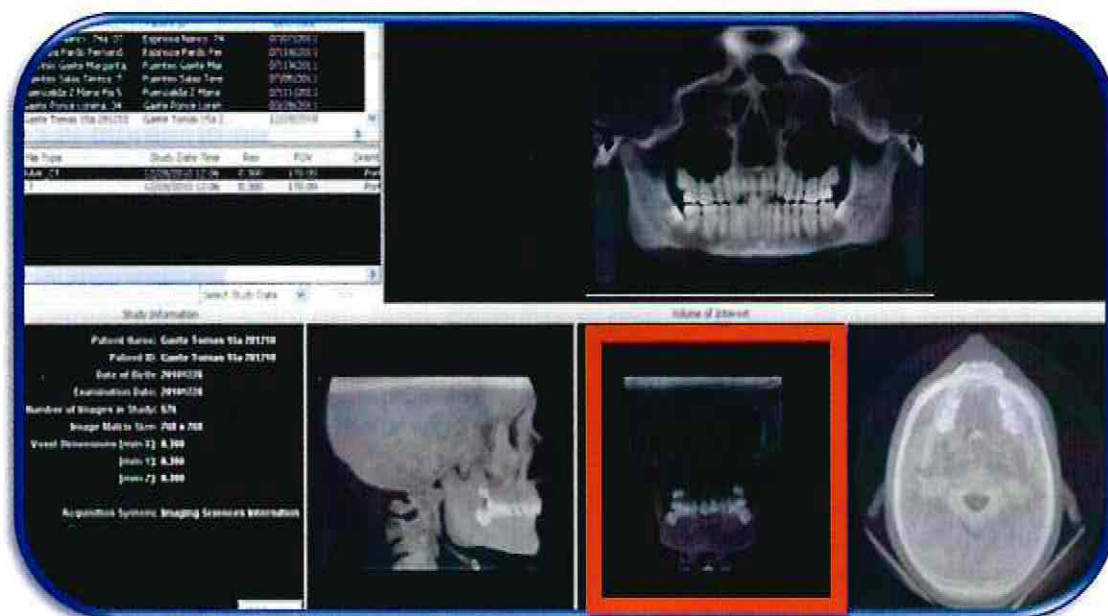


Fig. 17 Pantalla con planos de referencia básicos

En la reconstrucción frontal, se disminuye el grosor del corte al mínimo permitido en el corte axial, colocándose la línea de referencia vertical en la línea media del paciente; en la mayoría de los pacientes se ubicó esta línea a nivel de la espina nasal anterior y espina nasal posterior. (Fig. 18)

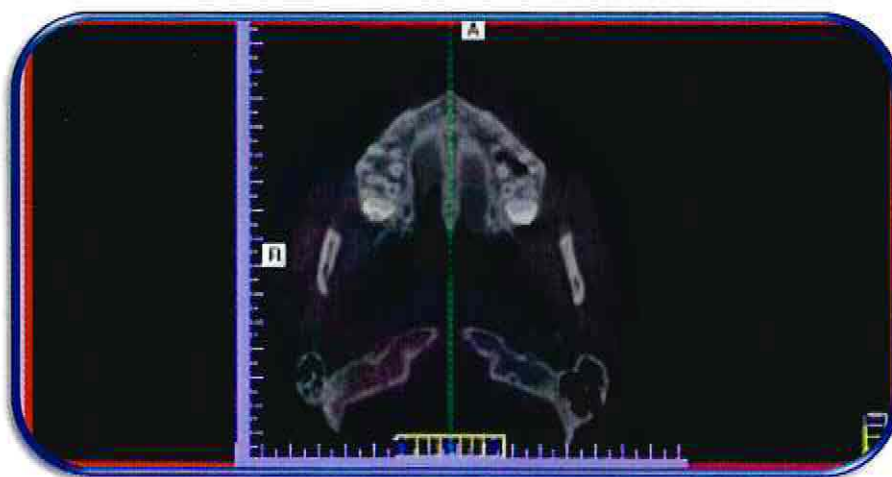


Fig. 18 Línea de referencia ubicada en línea media

La isotropía del voxel en CBCT permite la reorientación del conjunto de datos volumétricos, de modo que la posición del paciente pueda ser realineada sin alteraciones de tamaño ni de forma, en el caso en que el paciente haya sido mal ubicado al momento del estudio.

A cada paciente se le realizó tres reconstrucciones laterales de cráneo; una que simula a una telerradiografía lateral convencional, otra que simula una telerradiografía lateral convencional solo del lado derecho y otra que simula una telerradiografía de cráneo lateral convencional del lado izquierdo, logrando esto con el conjunto de datos obtenidos del paciente.

Para la obtención de las reconstrucciones laterales de cráneo completo, ya ubicada la línea de referencia vertical en la línea media, se procede a ampliar el grosor de reconstrucción, de manera que abarque el cráneo completo en sentido medio-lateral. (Fig.19)

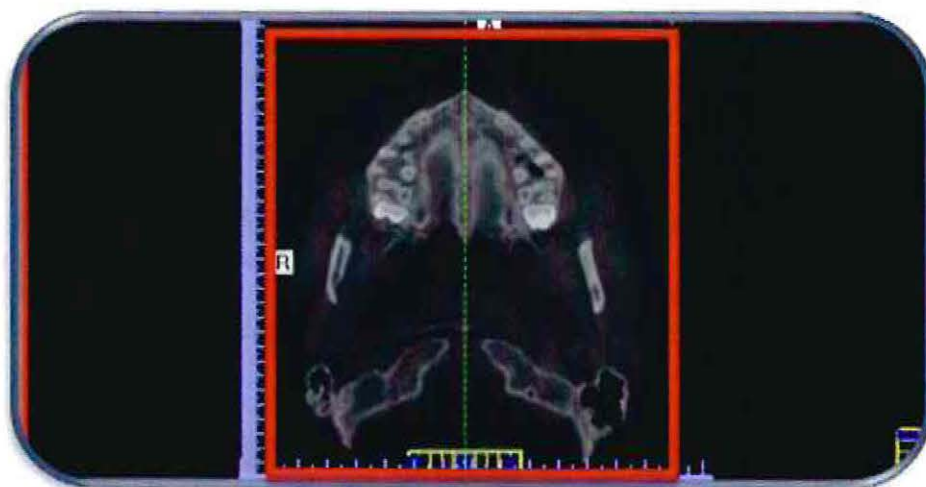


Fig. 19 Ampliación del grosor de reconstrucción abarcando cráneo completo

Al aumentar el grosor de reconstrucción, en la ventana de los cortes sagitales se visualiza una reconstrucción que simula a la telerradiografía lateral convencional. (Fig. 20)

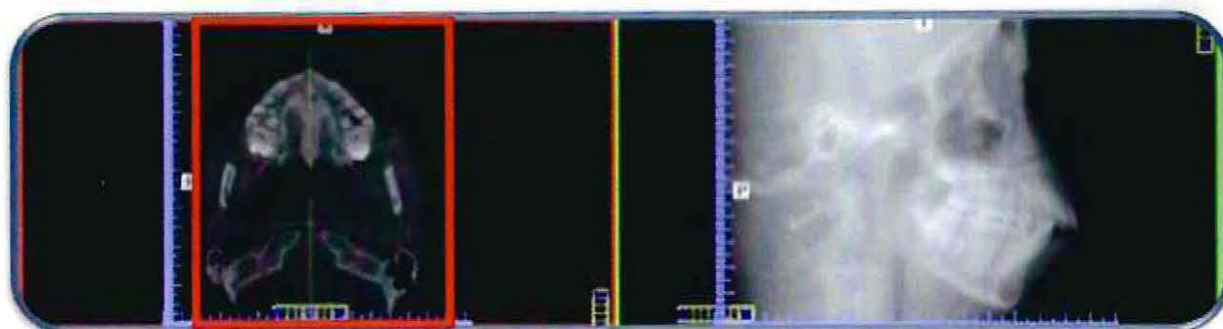


Fig. 20 Reconstrucción que simula telerradiografía lateral convencional

Para la obtención de las reconstrucciones laterales del hemicráneo derecho, se siguen los pasos anteriores hasta ubicar la línea de referencia vertical en la línea media del paciente, en este caso se amplía el grosor de reconstrucción aproximadamente a 75mm, con la finalidad de solo incluir un lado del paciente, al incrementar el grosor de la reconstrucción, una línea de referencia vertical se ubicará en la línea media del paciente y otra línea de referencia vertical se ubicará hacia lateral del meato auditivo externo derecho. En la ventana del corte sagital se genera la imagen de la reconstrucción lateral solo del hemicráneo derecho. Para obtener la reconstrucción lateral del hemicráneo izquierdo se realizó el mismo procedimiento pero hacia el lado opuesto. (Fig. 21-22)

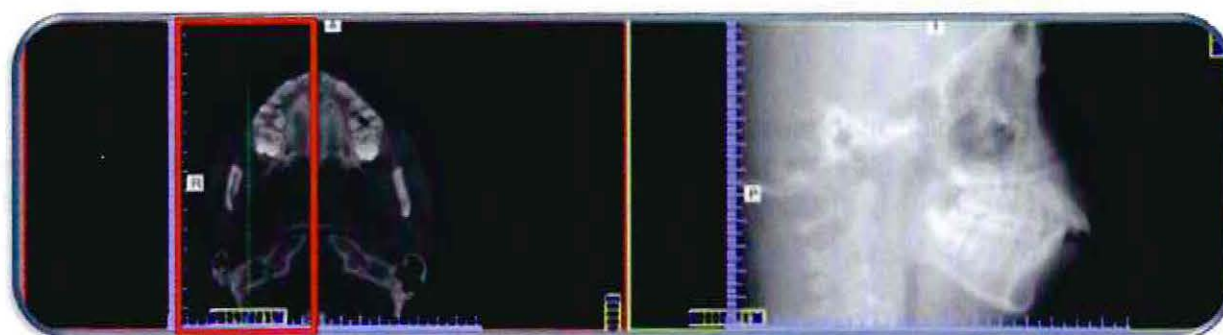


Fig. 21 Reconstrucción lateral de hemicráneo derecho

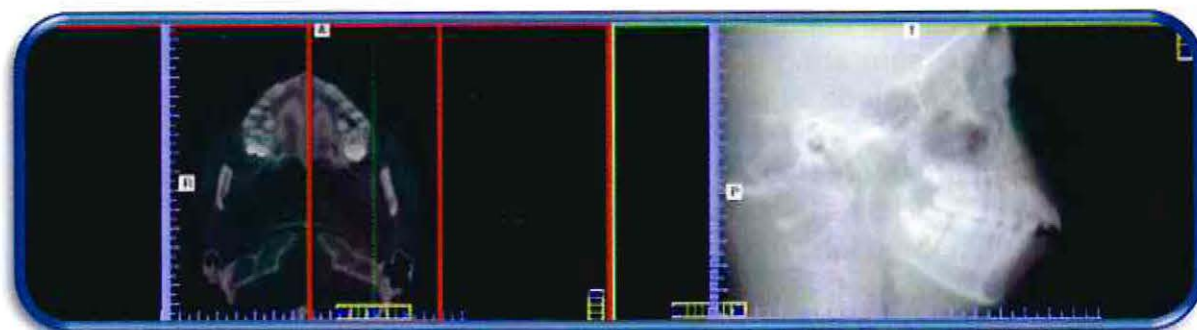


Fig. 22 Reconstrucción lateral de hemicráneo izquierdo

De esta manera se obtienen las tres series sobre las cuales se efectuaron las mediciones.

### Puntos anatómicos y medidas de las imágenes

Este estudio se basó en la medición de ciertas distancias entre puntos anatómicos específicos. Todas las medidas de las imágenes fueron realizadas por una estudiante de postgrado de Radiología Oral y Maxilofacial, utilizando una herramienta de medición del propio programa del tomógrafo. Se utilizó una función específica del programa i-CAT, que ofrece valores en milímetros para delimitar las medidas que son el objetivo de estudio.

Las mediciones fueron efectuadas en cada reconstrucción; para el presente estudio se utilizaron 18 variables, las cuales constan de medidas lineales que se llevan a cabo en puntos ubicados en el plano medio sagital, en el plano parasagital y una combinación de ambos (mixtos).

Primero que nada se describirán los puntos anatómicos que fueron utilizados en este estudio.

- **S** Centro de la silla turca: Punto más significativo en lo que a la silla turca se refiere, y es el centro de la concavidad ósea ocupada por la hipófisis.
- **Ena** Espina nasal anterior: Se encuentra en la parte más superior y anterior del maxilar superior, en el margen más inferior de la abertura nasal anterior, punto más anterior de la espina nasal anterior.
- **N** Nasion: Es la unión del frontal con los huesos propios de la nariz; punto más anterior de la sutura nasofrontal en el plano mediosagital.
- **Gn** Gnation: Es un punto que se ubica en la unión del borde anterior con el borde inferior del mentón.
- **Ba** Basion: Punto más inferior y anterior en el borde anterior del agujero magno, o el punto más posterior e inferior de la apófisis basilar del occipital.
- **Enp** Espina nasal posterior: Es el centro de la parte posterior del paladar, situado en la línea media que une las dos escotaduras del borde posterior del paladar duro, es el punto más posterior de los huesos palatinos.
- **Punto A:** Es el punto de la línea media más posterior en la concavidad entre la espina nasal anterior y el prosthion (punto más inferior en el hueso alveolar que cubre los incisivos maxilares), usualmente al nivel del ápice de los incisivos centrales superiores.
- **Borde incisal superior:** Borde incisal de incisivo central superior.
- **Po:** Situado en el margen superior del meato acústico externo
- **Primero molar superior:** Punto más anterior de la corona del primer molar superior.
- **Or** Orbitario: Punto más inferior del contorno del reborde infraorbitario.
- **Pt** Fisura pterigomaxilar: El contorno de la fisura pterigomaxilar está formado anteriormente por la tuberosidad retromolar del maxilar y posteriormente por la curva anterior del proceso pterigoides del hueso esfenoides, es el punto más posterosuperior del contorno de la fisura pterigomaxilar.
- **Ar** Articular: Punto en la articulación del borde posterior de la rama y el borde inferior de la base craneal inferior (hueso occipital).
- **Primer molar inferior:** Se refiere al punto más anterior localizado en la corona del primer molar inferior.
- **Go** Gonion: es el punto medio del ángulo de la mandíbula, determinado por la bisectriz del ángulo formado por el plano mandibular y un plano a través de articular posterior y a lo largo de la porción de la rama inferior a él.

Las distancias de referencia para la adquisición de las medidas fueron las siguientes:

#### **En el plano medio sagital**

- S-Ena
- S-N (**longitud craneal anterior**)<sup>27,28,30,31</sup>
- S-Gn (**Eje Y**)<sup>27,28,31</sup>
- Ba-Ena
- S-Enp
- Ba-Gn

#### **En el plano parasagital (externas)**

- Po-Molar superior
- Po-Or (**Plano de Frankfort**)<sup>27,28,29,30,31,32</sup>
- Po-Pt
- Ar-Or
- Ar-Molar inferior
- Ar-Pt

#### **En ambos planos (mixtas)**

- Po-Ena
- S-Molar superior
- N-Pt
- Pt-Punto A
- Go-Borde incisal superior
- Ba-Molar inferior

Ya que las medidas lineales se efectuaron en el propio software del sistema i-CAT, cada vez que se obtenía una reconstrucción lateral con los pasos anteriormente mencionados, inmediatamente se procedía a realizar las mediciones pertinentes.

Un inconveniente de este programa es que solo permite realizar un máximo de nueve mediciones consecutivas, por lo que se realizaron tres reconstrucciones tanto para cráneo completo y hemicráneo derecho e izquierdo, dando un total de 9 cefalogramas por paciente.

Una vez realizadas las mediciones en cada cefalograma, se capturó la imagen mediante la utilización tanto de la opción de "Print Screen," el programa de dibujo gráfico Paint y el programa Adobe Photoshop, convirtiendo la imagen a formato con archivos de tamaño más pequeño, el utilizado en este estudio fue el JPEG.

### **Análisis de la muestra**

Las imágenes de los cefalogramas obtenidos de las reconstrucciones laterales de cráneo completo y reconstrucciones laterales de cada hemicráneo fueron analizadas por un examinador.

En total se analizaron 99 reconstrucciones laterales originadas a partir de CBCT.

Los datos fueron registrados mediante una tabla creada para tales efectos (Anexo1).

El registro de los datos se clasificó en cada paciente en tres series de la siguiente manera:

- Reconstrucción lateral de cráneo completo
- Reconstrucción lateral de hemicráneo derecho
- Reconstrucción lateral de hemicráneo izquierdo

A su vez se hizo otra clasificación para cada serie:

- Medidas entre puntos sagitales
- Medidas entre puntos parasagitales (externos)
- Medidas entre puntos mixtos (sagitales y parasagitales)

## RESULTADOS

### I. Estadística descriptiva.

Análisis de Fiabilidad utilizando **Coefficiente de Correlación Intraclase de Fisher**, mediante software IBM- SPSS 19.0.

#### Análisis de fiabilidad SAGITALES

**Coefficiente de correlación intraclase**

	Correlación intraclase <sup>a</sup>	Intervalo de confianza 95%	
		Límite inferior	Límite superior
Medidas individuales	,998 <sup>b</sup>	<b>,997</b>	<b>,999</b>
Medidas promedio	,999 <sup>c</sup>	,999	1,000

#### Análisis de fiabilidad EXTERNOS

**Coefficiente de correlación intraclase**

	Correlación intraclase <sup>a</sup>	Intervalo de confianza 95%	
		Límite inferior	Límite superior
Medidas individuales	,987 <sup>b</sup>	<b>,980</b>	<b>,991</b>
Medidas promedio	,996 <sup>c</sup>	,993	,997

#### Análisis de fiabilidad MIXTOS

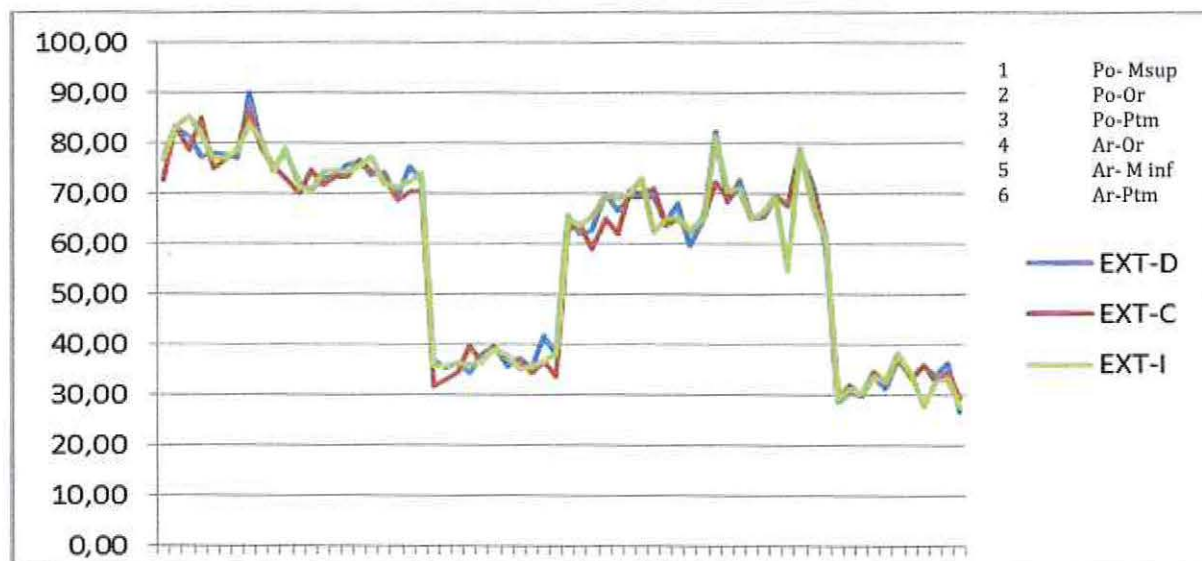
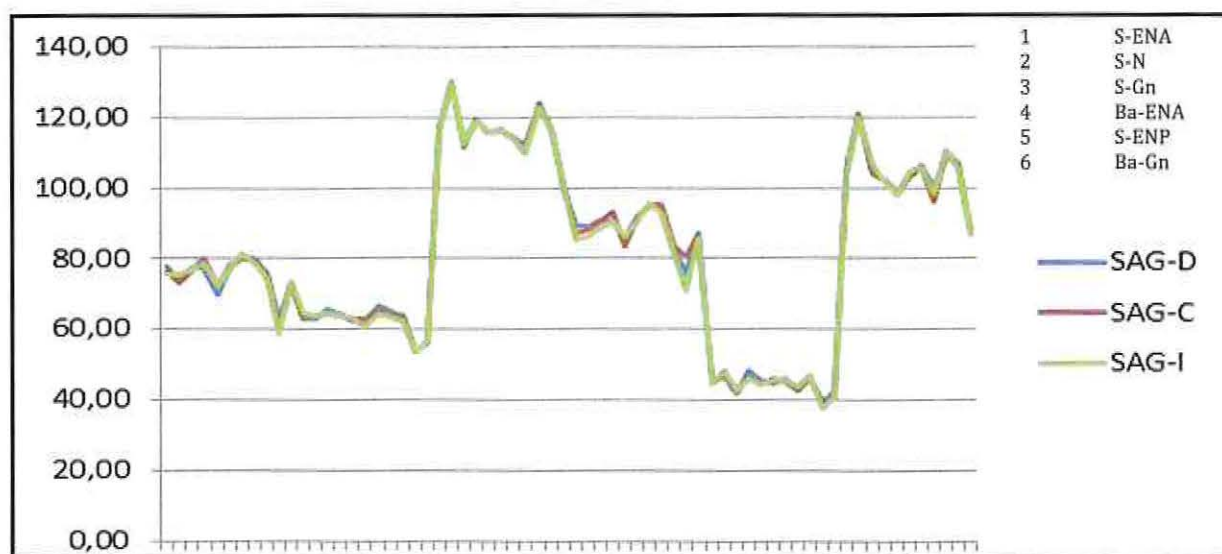
**Coefficiente de correlación intraclase**

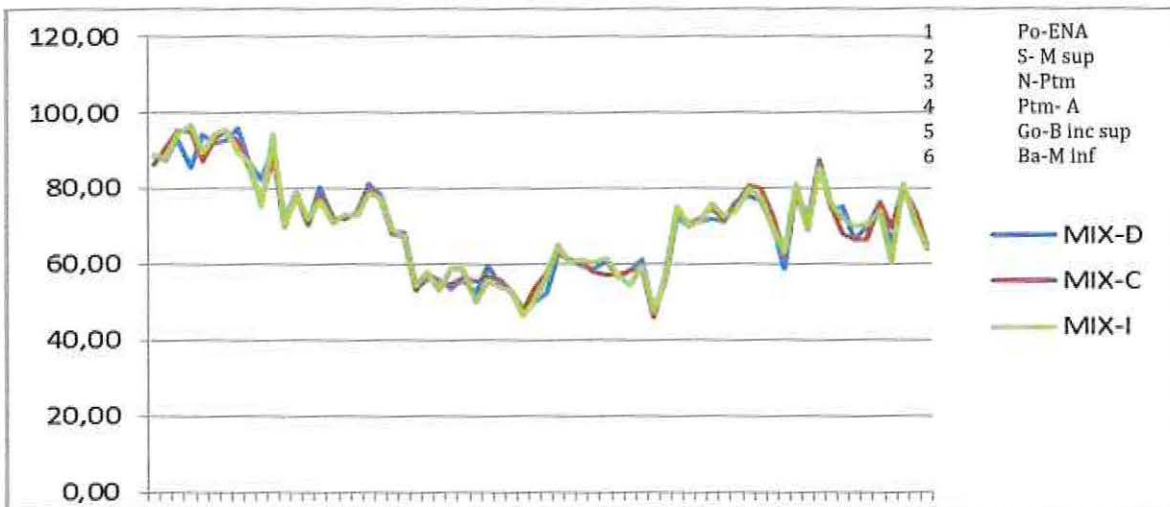
	Correlación intraclase <sup>a</sup>	Intervalo de confianza 95%	
		Límite inferior	Límite superior
Medidas individuales	,978 <sup>b</sup>	<b>,967</b>	<b>,986</b>
Medidas promedio	,993 <sup>c</sup>	,989	,995

### Gráficos de sobreposición de mediciones, para variables sagitales, externas y mixtas

La sobreposición indica concordancia entre las mediciones, la no sobreposición (visión de varias líneas paralelas) indica no concordancia.

Los ejes verticales indican los rangos de medición en mm de los segmentos; el eje horizontal indica los grupos de 6 variables.



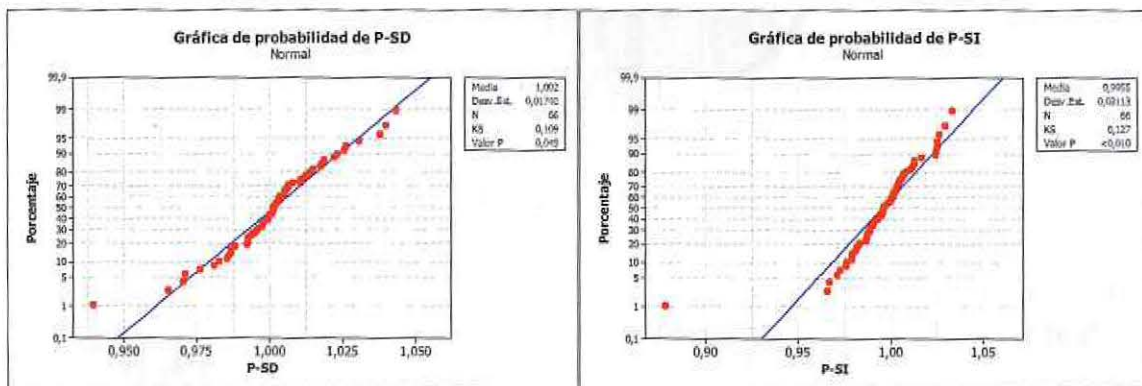


## II. Estadística analítica

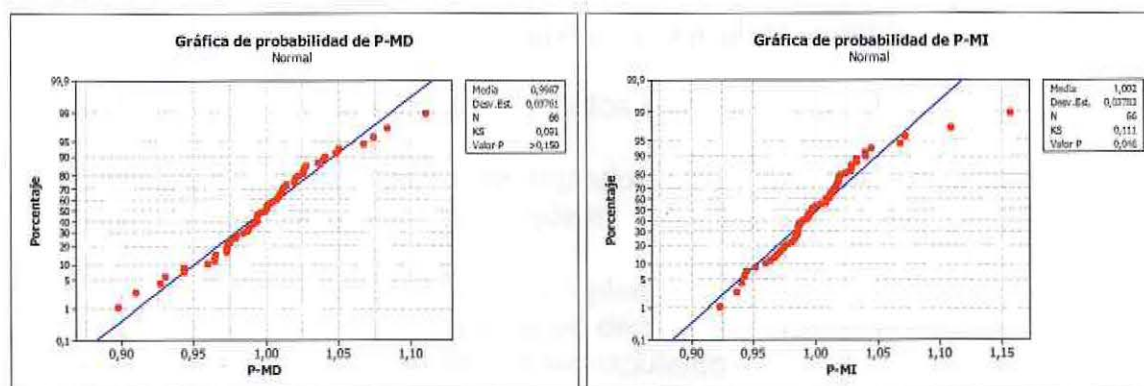
### ANÁLISIS DE DIFERENCIAS DE PROPORCIONES *DENTRO* DE LOS GRUPOS

Aproximación a la normalidad de los datos:

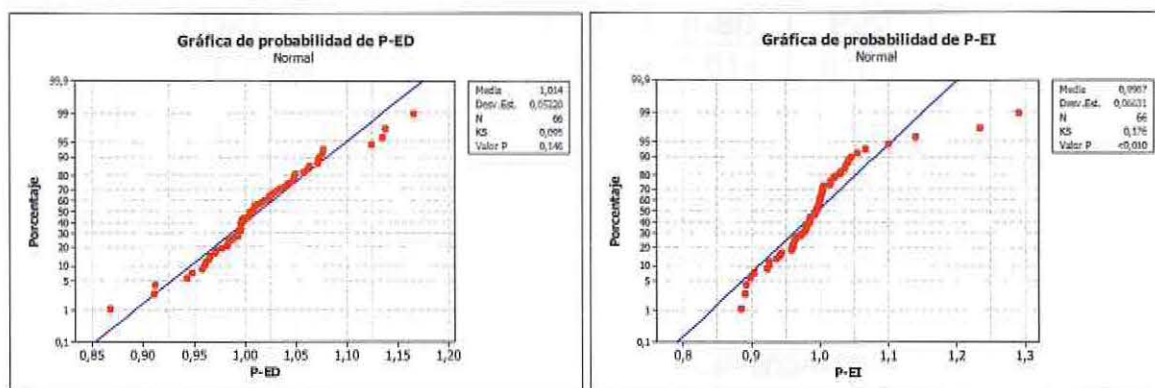
**Prueba de normalidad Kolmogorov Smirnov** para proporciones de diferencias en **medidas lineales sagitales**; reconstrucción lateral de cráneo completo vs reconstrucciones laterales de hemicráneo derecho e izquierdo. En PSD la distribución de normalidad es discutible, en tanto en PSI no se distribuye normalmente.



Prueba de normalidad Kolmogorov Smirnov para proporciones de diferencias en **medidas lineales mixtas (plano sagital y parasagital)**; reconstrucción lateral de cráneo completo vs reconstrucciones laterales de hemicráneo derecho e izquierdo. Sólo en PMD se observa una distribución normal, en tanto en PMI es discutible.



Prueba de normalidad Kolmogorov Smirnov para proporciones de diferencias en **medidas lineales externas**; reconstrucción lateral de cráneo completo vs reconstrucciones laterales de hemicráneo derecho e izquierdo. En PED la distribución es claramente normal, en tanto en PEI no lo es.



En suma, las distribuciones de los datos son heterogéneas, algunas normales otras no, por lo que procede realizar ambas **pruebas paramétricas (t-test) y no paramétricas (Mann Whitney)**.

### Procedimiento de análisis:

Se agruparon las mediciones en tres conjuntos correspondientes a la ubicación anatómica de los puntos medidos en los trazados cefalométricos, determinándose:

- a) Medidas que involucran puntos ubicados solo en el plano medio sagital (SAG).
- b) Medidas que involucran puntos ubicados en plano medio sagital y parasagital (MIX).
- c) Medidas que involucran puntos ubicados solo en el plano parasagital (EXT).

A su vez, para cada grupo de trazados SAG, MIX y EXT, se realizaron tres reconstrucciones laterales que corresponde a:

- a) Reconstrucción lateral de cráneo completo
- b) Reconstrucción lateral de hemicráneo derecho
- c) Reconstrucción lateral de hemicráneo izquierdo

Se calcularon las diferencias de proporciones de las reconstrucciones laterales, tanto de cráneo completo como del hemicráneo derecho e izquierdo del siguiente modo; (**ejemplo:** tomando una medida lineal en el plano sagital, como la línea entre los puntos S-ENA, en paciente n:10 /11 del grupo SAG).

SAG-D	SAG-C	SAG-I	P-SD	P-SI	DIF
39,59	39,03	37,90	1,014	0,971	0,043

...

Donde P-SD es la proporción entre SAG-D/ SAG-C y P-SI es entre SAG-I/SAG-C. Dada la metodología de trabajo, lo ideal esperable es que las proporciones PSD y PSI hubieran sido muy cercanas a 1, pero naturalmente no es así.

De este modo se ordenaron todas las medidas lineales (trazos) del plano sagital obteniéndose un total de 66 mediciones cada uno, con sus respectivas proporciones. Lo mismo se realizó también para las medidas lineales del grupo MIX y EXT.

De esta manera se obtuvieron tres matrices de datos de proporciones de trazos, agrupadas en SAG-EXT y MIX. Finalmente se compararon las medias absolutas de las diferencias **dentro de cada grupo**, obteniéndose las siguientes pruebas T para comparar medias de dos conjuntos de datos:

**a) Intervalo de Confianza y Prueba T pareada: P-SD; P-SI**

T pareada para P-SD - P-SI				
				Media del Error
	N	Media	Desv.Est.	Estándar
P-SD	66	1,00167	0,01740	0,00214
P-SI	66	0,99550	0,02113	0,00260
Diferencia	66	0,00618	0,02188	0,00269

IC de 95% para la diferencia media:: (0,00080; 0,01156)

Prueba t de diferencia media = 0 (vs. no = 0): Valor T = 2,29 **Valor P = 0,025**

Esto representa que las diferencias entre las medias de las diferencias de las proporciones de comparación entre **SAG-D** y **SAG-I** son **significativamente diferentes**.

**a.2.) Prueba de Mann-Whitney e IC: P-SD; P-SI**

	N	Mediana
P-SD	66	1,0014
P-SI	66	0,9962

La estimación del punto para ETA1-ETA2 es 0,0053

95,0 El porcentaje IC para ETA1-ETA2 es (-0,0001;0,0106)

W = 4812,0

Prueba de ETA1 = ETA2 vs. ETA1 no es = ETA2 es significativa en 0,0545

La prueba es significativa en 0,0545 (ajustado por empates)

Esta prueba no es concluyente analizando los datos como no paramétricos.

**b) IC y Prueba T pareada: P-MD; P-MI**

T pareada para P-MD - P-MI				
				Media del Error
	N	Media	Desv.Est.	Estándar
P-MD	66	0,99870	0,03761	0,00463
P-MI	66	1,00168	0,03783	0,00466
Diferencia	66	-0,00298	0,06362	0,00783

IC de 95% para la diferencia media:: (-0,01862; 0,01266)

Prueba t de diferencia media = 0 (vs. no = 0): Valor T = -0,38 **Valor P = 0,705**

**En esta prueba no se detectaron diferencias significativas.**

## b.2. Prueba de Mann-Whitney e IC: P-MD; P-MI

	N	Mediana
P-MD	66	0,99962
P-MI	66	0,99711

La estimación del punto para ETA1-ETA2 es -0,00105

95,0 El porcentaje IC para ETA1-ETA2 es (-0,01216;0,00969)

W = 4351,0

Prueba de ETA1 = ETA2 vs. ETA1 no es = ETA2 es significativa en 0,8645

Esta prueba es consistente con la anterior.

## c) IC y Prueba T pareada: P-ED; P-EI

T pareada para P-ED - P-EI				
	N	Media	Desv.Est.	Media del Error Estándar
P-ED	66	1,01385	0,05220	0,00643
P-EI	66	0,99667	0,06631	0,00816
Diferencia	66	0,0172	0,1038	0,0128

IC de 95% para la diferencia media:: (-0,0083; 0,0427)

Prueba t de diferencia media = 0 (vs. no = 0): Valor T = 1,34 **Valor P = 0,183**

En esta prueba no se detectaron diferencias significativas.

## c.2. Prueba de Mann-Whitney e IC: P-ED; P-EI

	N	Mediana
P-ED	66	1,0061
P-EI	66	0,9940

La estimación del punto para ETA1-ETA2 es 0,0197

95,0 El porcentaje IC para ETA1-ETA2 es (0,0041;0,0356)

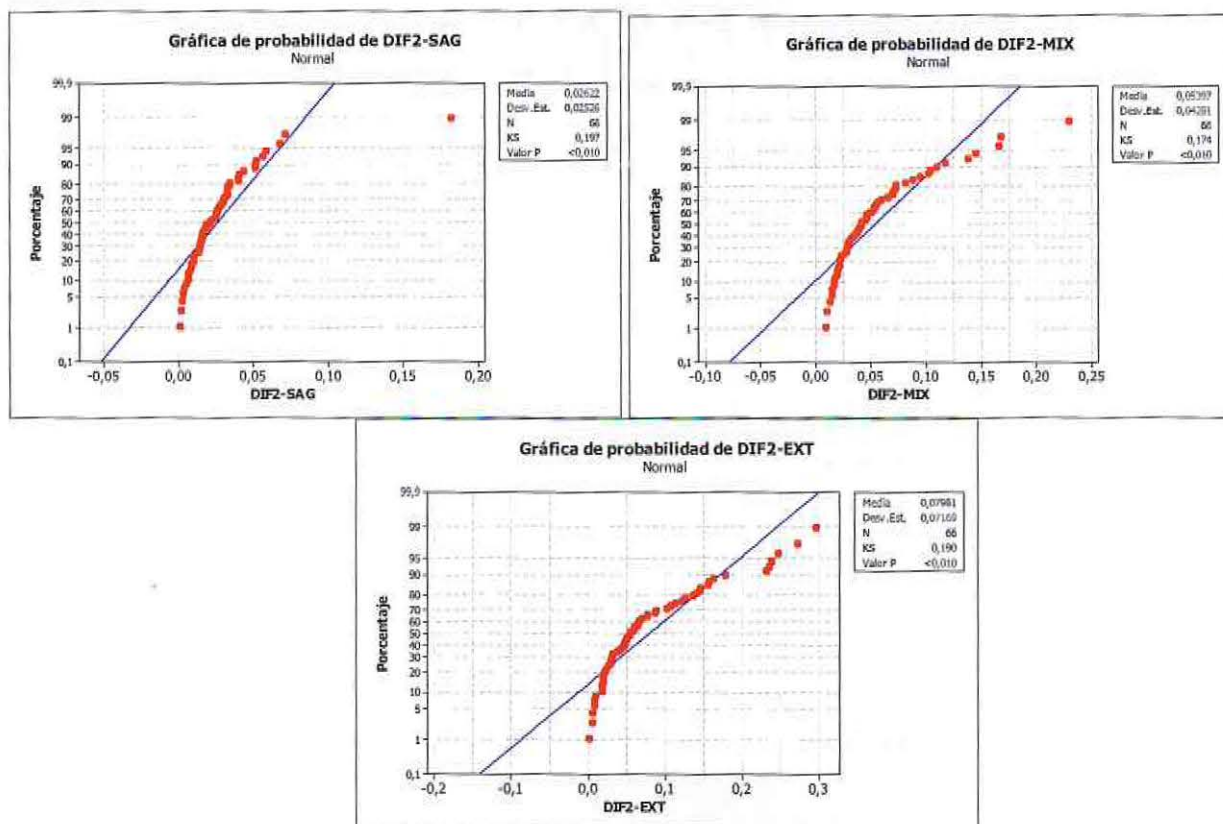
W = 4955,0

Prueba de ETA1 = ETA2 vs. ETA1 no es = ETA2 es significativa en 0,0101

Esta prueba es consistente con la anterior, pero sólo a un nivel de confianza  $\alpha=0,01$ .

## ANÁLISIS DE DIFERENCIAS DE PROPORCIONES ENTRE LOS GRUPOS

Aproximación a la normalidad de los datos. Realizado el análisis de diferencias absolutas totales en cada grupo de variables (SAG, MIX, EXT) los 66 datos arrojan la siguiente distribución de normalidad:



En todos los casos se observan datos escapados que causan una distribución anormal de los datos, lo cual sería solucionable en caso de "acotar" los datos externos eliminando aquéllos datos escapados. Por lo anterior se realizaron ambas **pruebas paramétricas (ANOVA 1 factor) y no paramétrica (Kruskal Wallis)** para comparar las medias y medianas de los conjuntos de datos. (Anexo 2)

Al comparar las diferencias absolutas de proporciones, entre los grupos SAG-EXT y MIX, sólo para verificar desigualdad entre ellos, se utiliza un ANOVA de 1 factor con comparación de MSB en HSU en las columnas de diferencias absolutas, obteniéndose:

## ANOVA unidireccional: DIF2-SAG; DIF2-EXT; DIF2-MIX

Fuente	GL	SC	MC	F	P
Factor	2	0,09481	0,04741	18,69	0,000
Error	195	0,49469	0,00254		
Total	197	0,58950			

S = 0,05037    R-cuad. = 16,08%    R-cuad. (ajustado) = 15,22%

ICs de 95% individuales para la media  
basados en Desv.Est. agrupada

Nivel	N	Media	Desv.Est.	
DIF2-SAG	66	0,02622	0,02526	(-----*-----)
DIF2-EXT	66	0,07981	0,07169	(-----*-----)
DIF2-MIX	66	0,05397	0,04281	(-----*-----)

-----+-----+-----+-----+-----  
0,020      0,040      0,060      0,080

Desv.Est. agrupada = 0,05037

MCB de Hsu (comparaciones múltiples con el mejor)

Nivel de significancia de la familia = 0,05

Valor crítico = 1,93

Intervalos para la media de los niveles menos la menor de las medias de otros niveles

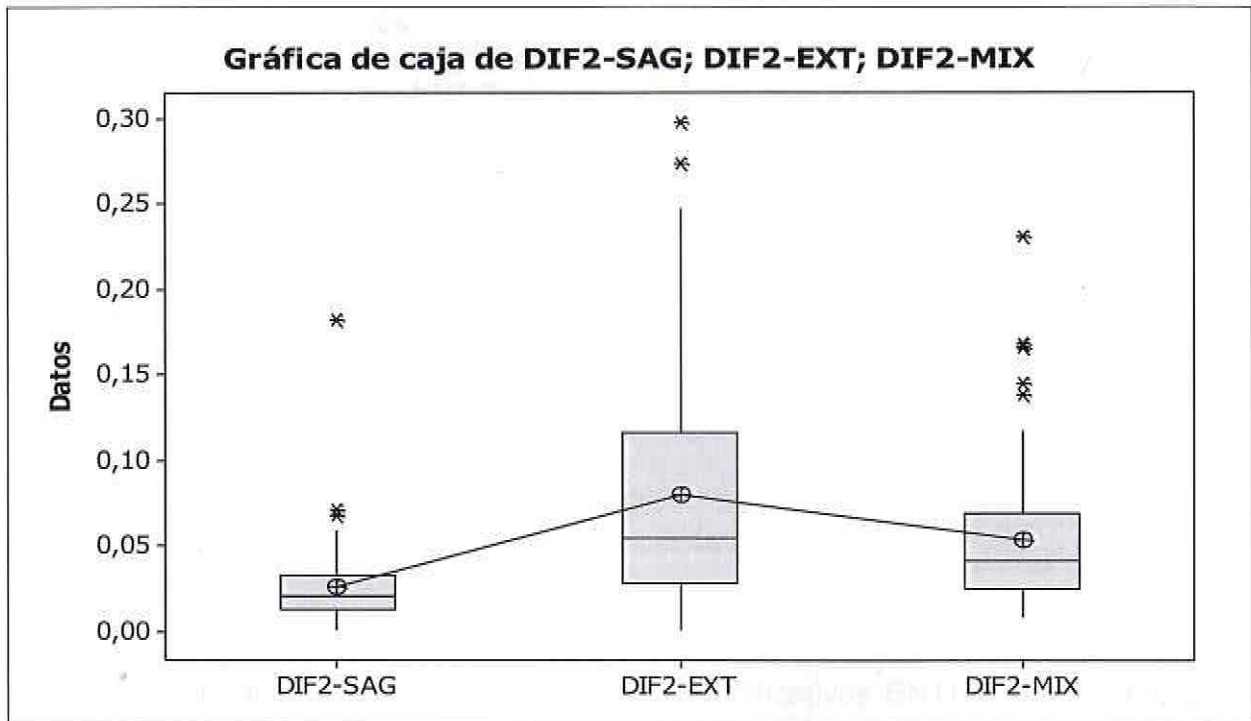
Nivel	Inferior	Centro	Superior
DIF2-SAG	-0,04465	-0,02775	0,00000
DIF2-EXT	0,00000	0,05359	0,07049
DIF2-MIX	0,00000	0,02775	0,04465

Nivel	
DIF2-SAG	(-----*-----)
DIF2-EXT	(-----*-----)
DIF2-MIX	(-----*-----)

-----+-----+-----+-----+-----  
-0,030      0,000      0,030      0,060

Este análisis deja en clara evidencia la diferencia de proporciones entre los grupos, especialmente entre EXT y MIX versus SAG

Gráfico de caja y bigote que representa el análisis realizado.



Para el conjunto de datos SAG, las diferencias entre las reconstrucciones laterales fluctúan entre 0 y 5%, para el grupo MIX las diferencias se acrecientan aproximadamente entre 2 y 10%, mientras que para el grupo EXT, las diferencias pueden fluctuar hasta 12% y llegar a ser tan amplias como 30%. Esto podría representar la variabilidad de los sujetos respecto a la simetría individual que se da evidentemente al comparar puntos parasagitales respecto de sus reconstrucciones laterales sagitales y derecha e izquierda.

## Análisis de diferencias NO PARAMETRICO, entre los grupos.

### Análisis de Kruskal Wallis.

La Prueba de KW da un test de la igualdad de las medianas (no las medias) entre diferentes poblaciones

### Prueba de Kruskal-Wallis: KW-Resp vs. KW-Factor

Prueba de Kruskal-Wallis en KW-Resp				
KW-Factor	N	Mediana	Clasificación del promedio	Z
EXT	66	0,05483	124,3	4,30
MIX	66	0,04102	110,8	1,95
SAG	66	0,02088	63,5	-6,26
General	198		99,5	

H = 40,98 GL = 2 P = 0,000

Este análisis se utiliza para datos que no se distribuyen normalmente como en este caso e igualmente reporta discrepancias significativas ENTRE las diferencias de proporciones entre los grupos SAG, EXT y MIX.

Sin embargo, a diferencia de la prueba ANOVA, este análisis reporta como grupo menos discrepante a MIX, en tanto SAG y EXT muestran mayores discrepancias en sus diferencias de proporciones.

## DISCUSIÓN

Una nueva generación de tomógrafos exclusivos para la imagenología craneofacial, apareció hace más de diez años, equipos con excelente resolución, menor dosis de radiación y menor requerimiento de espacio; son los equipos de Tomografía Computarizada de haz de cono o Cone Beam (CBCT).

Desde que esta tecnología fue introducida el desafío actual para los clínicos es poder entender e interpretar la imagen 3D.

Una característica esencial de la técnica de CBCT utilizada en este estudio, es que a pesar del método de examen que se utilice, pueden ser sintetizadas diferentes reconstrucciones a partir de los datos de volumen.

El presente estudio se enfocó en evaluar la concordancia entre las medidas lineales en las reconstrucciones laterales de cráneo completo y hemicráneo derecho e izquierdo originadas a partir de la información del CBCT.

Hasta ahora las limitaciones y los problemas asociados con la radiografía cefalométrica son bien conocidos. Las medidas en las películas, como todas las medidas, involucran error, el cual puede caer en dos principales categorías: errores de proyección y errores de identificación. Los de proyección son el resultado de que la película nos da una imagen bidimensional de un objeto tridimensional. Los errores de identificación involucra el proceso de identificación de los puntos en las películas.

Mientras que las radiografías cefalométricas convencionales tienen una magnificación entre las estructuras derechas e izquierdas, las reconstrucciones laterales originadas a partir de CBCT se mantienen uniformes, ya que la resolución del voxel es isotrópica (es igual en sus tres dimensiones); esta característica del voxel hace que las imágenes originadas de la CBCT tengan una relación 1:1.

La isotropía del voxel en CBCT además, permite la reorientación del conjunto de datos volumétricos, de modo que la posición del paciente pueda ser realineada en dado caso que éste haya sido mal ubicado al momento del estudio. Esto a diferencia de los errores de posicionamiento que se ven en las radiografías cefalométricas convencionales, ya sea por mal posicionamiento del cefalostato o del paciente dentro del cefalostato.

Los errores de identificación de puntos en las radiografías cefalométricas convencionales, también se producen en las reconstrucciones laterales originadas a partir de CBCT.

En este estudio, en las reconstrucciones laterales de cráneo que simulan una telerradiografía lateral convencional, los puntos cefalométricos que presentaron mayor dificultad de localización fueron: porion, orbitario, basion, gonion, punto A, primeros molares, espina nasal anterior y posterior. En la mayoría ocasionada por el traslape de estructuras que están superpuestas en esos puntos de interés.

Los problemas en la identificación de puntos cefalométricos en las reconstrucciones laterales de cada hemicráneo se localizaron principalmente en los puntos: basion, espina nasal anterior y punto A. Esto ocasionado principalmente por pérdida de la definición de la imagen al necesitar de diferentes cambios de contraste para su localización.

Este estudio no se pudo comparar con investigaciones similares ya que no fueron encontradas en la bibliografía.

Los principales hallazgos encontrados en el presente estudio son:

- Existe gran concordancia de las medidas lineales en las reconstrucciones laterales de cráneo respecto de las de los hemicráneos que involucran solo puntos anatómicos localizados en el plano medio sagital, esto parece ser lógico ya que son estructuras que se localizan en la línea media y por lo tanto, no son bilaterales, por lo que no generan imágenes dobles en la reconstrucción, facilitando con esto su identificación.

Tomando en cuenta que las imágenes son obtenidas de CBCT y por ende no presentan distorsión ni magnificación, estas mediciones presentan gran exactitud y precisión y por lo tanto son confiables en el área clínica.

- Existe poca concordancia entre las medidas lineales en las reconstrucciones laterales de cráneo respecto de las de los hemicráneos que involucran solo puntos anatómicos parasagitales (externos). Dentro de la causa posible se encuentra el error en la identificación de puntos, provocado, ya sea por la falta de definición en la imagen, lo que se produce al tener que cambiar constantemente el contraste para la localización de varios puntos cefalométricos, o bien por intentar identificar un punto promedio dentro de un doble contorno.

Ya que las medidas lineales de las reconstrucciones laterales de cráneo completo presentan diferencias respecto de las medidas realizadas en las reconstrucciones laterales del hemicráneo derecho e izquierdo, es pertinente enfatizar que, para la valoración de estructuras bilaterales, las mediciones obtenidas de las reconstrucciones que simulan la telerradiografía lateral convencional son poco confiables y precisas. Haciéndose notar, que hubo diferencias aún cuando en estas reconstrucciones no se producen problemas proyectacionales como en la radiografía convencional, esto obedece simplemente a que el paciente es asimétrico.

- Existe poca concordancia entre las medidas lineales en las reconstrucciones laterales de cráneo respecto de las de los hemicráneos que involucran puntos localizados en ambos planos; es decir, plano medio sagital y parasagital. Estas medidas resultaron ser poco confiables seguramente porque involucran puntos parasagitales unidos a puntos que mostraron precisión (puntos de plano sagital), compensando de alguna manera las variaciones que estos presentan.

De esto podemos concluir que, la utilización de las reconstrucciones laterales que simulan la telerradiografía lateral convencional se consideran confiables en aquellas medidas lineales que involucren solo puntos cefalométricos ubicados en el plano medio sagital, no así para los puntos ubicados en el plano parasagital y mixto (sagital y parasagital).

Para poder obtener estos resultados, se tuvo que realizar la metodología previamente descrita, presentado ciertas limitaciones que se relacionan con:

- 1.- La ubicación de múltiples medidas en una misma serie, donde el máximo permitido es de nueve por reconstrucción para este software.
- 2.- El área de visualización es reducida en pantalla para este software.
- 3.- La ubicación de diversos puntos que requieren de diferentes contrastes en pantalla, lo que hace perder definición en la imagen.

Este trabajo demostró la versatilidad de trabajar con un volumen de información a partir del cual podemos efectuar múltiples reconstrucciones según necesidad (es posible efectuar reconstrucciones multiplanares de ATM's, maxilares, panorámicas, cavidades perinasales, vía área, etc., a partir de un CBCT de cráneo completo); con la radiología convencional la información es siempre parcial, limitada y habitualmente con una mayor dosis de radiación para los pacientes, que en el caso de ortodoncia por lo general son niños.

## CONCLUSIONES

En el presente estudio se evaluó la concordancia existente en medidas lineales de reconstrucciones laterales de cráneo y hemicráneos originadas a partir de Tomografía Computarizada Cone Beam.

Se compararon las medidas lineales de las reconstrucciones laterales de cráneo que simulan la telerradiografía lateral convencional respecto de las medidas de las reconstrucciones laterales de cada hemicráneo en un mismo paciente. En donde se pudo concluir que existe poca concordancia entre éstas.

Las medidas obtenidas de las reconstrucciones laterales de cráneo que simulan la telerradiografía lateral convencional son confiables en las reconstrucciones laterales que involucran solo puntos ubicados en el plano medio sagital.

Las medidas lineales de los puntos ubicados solo en el plano medio sagital presentaron gran concordancia. Mientras que las medidas lineales que involucran puntos parasagitales (externos) y mixtos (sagitales y parasagitales) presentaron poca concordancia.

La realización de este estudio presentó varias limitaciones, las principales se relacionan con: la ubicación de múltiples medidas en una misma serie cuando el software solo permite un máximo de nueve por reconstrucción, el área de visualización del software en el equipo que es reducida y finalmente con la ubicación de diversos puntos ya que requieren de diferente contraste en pantalla, lo que hace perder definición de la imagen.

Antes de que la Tomografía Computarizada Cone Beam pueda ser utilizada de forma rutinaria en la práctica odontológica debe superar ciertos obstáculos, tales como:

- Establecer una guía de indicación para aquellos pacientes que se benefician de la información que esta técnica brinda, que justifique un mayor costo y dosis de radiación.
- Hacer investigaciones que determinen que las medidas obtenidas de las reconstrucciones 2D son confiables y superan la información que brinda la radiografía convencional.
- Validar el desarrollo de un software de análisis tridimensional.

Ya que esta tecnología es nueva y no se ha empezado a utilizar como una herramienta común, este estudio pretendió hacer uso de la ventaja que nos brinda la CBCT al permitir reconstrucciones laterales, ya que pensamos que así será más fácilmente aceptada por los clínicos, ya que las imágenes pueden ser sintetizadas similares a las imágenes a las que los clínicos están familiarizados.

Es por eso que mientras nuevos métodos de evaluación 3D están bajo desarrollo, en este estudio se sugiere que estas reconstrucciones laterales originadas a partir de CBCT pueden ser utilizadas para ser un medio de transición de los análisis 2D a 3D.

Un aspecto importante que se debe recalcar es que estas reconstrucciones laterales originadas a partir de CBCT, pueden ser el comienzo en la utilización de cefalometrías tridimensionales.

## SUGERENCIAS

- Se sugiere realizar un estudio con las mismas características que el presente aumentando el tamaño de la muestra.
- Realizar el mismo estudio y evaluarlo con más examinadores, con el objeto de poder observar las diferencias interobservadores.
- Realizar un estudio con características similares a éste pero utilizando un software de análisis cefalométrico convencional y no medir directamente del sistema CBCT i-CAT; con el fin de empezar a utilizar las imágenes originadas a partir de CBCT en la práctica ortodóncica.
- Utilizar medidas lineales que tengan trascendencia en el área clínica, para observar los posibles cambios que existan al utilizar reconstrucciones laterales de cada hemicráneo, desplazando la utilización de cefalogramas laterales convencionales.
- Realizar un estudio de características similares pero aplicando medidas angulares, para observar si existen diferencias significativas entre reconstrucciones laterales que simulan a telerradiografías laterales convencionales y reconstrucciones de cada hemicráneo.
- Combinar cefalometría lateral y frontal obtenida a partir de volúmenes de información para apuntar a la cefalometría tridimensional.

## RESUMEN

El presente trabajo busca evaluar la concordancia existente entre las mediciones lineales en reconstrucciones laterales de cráneo y hemicráneos originados a partir de exámenes de macizo facial de CBCT.

El estudio consta de 11 pacientes que se obtuvieron de una base de datos; a cada paciente se le realizó nueve reconstrucciones laterales, tres que simulan a la telerradiografía lateral convencional ya que involucra ambos lados del paciente, otras para el hemicráneo derecho e izquierdo respectivamente. El sistema CBCT utilizado para la obtención de los estudios, así como el software para la realización de mediciones fue el i-CAT Next Generation. Para cada tipo de reconstrucción lateral se utilizaron 18 variables, involucrando puntos anatómicos localizados en el plano medio sagital, parasagital y mixto.

Los valores de las medidas lineales realizadas a partir de las reconstrucciones laterales del hemicráneo derecho e izquierdo mostraron discrepancias respecto de las reconstrucciones laterales que simulan la telerradiografía lateral convencional, presentando gran concordancia los puntos ubicados solo en el plano medio sagital, lo que sugiere que son confiables, no así, las medidas lineales que involucran solo puntos parasagitales y puntos mixtos (sagitales y parasagitales), ya que en estos hubo poca concordancia en las reconstrucciones que simulan la telerradiografía lateral convencional respecto de las reconstrucciones de cada hemicráneo, concluyendo que éstas no son confiables, sobretodo si el paciente presenta asimetría marcada.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Farman, A.; Scarfe, W. (2006): Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 130(2):357-65.
2. Caillouel, B. (2002): A quantitative analysis of the difference between right and left facing lateral cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 121(3):329.
3. Halazonetis, D. (2005): From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 127(5):627-37.
4. Chien, P.; Parks, E.; Eraso, F. y cols. (2009): Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography *in vivo*. *Dentomaxillofacial Radiology.* 38:262-73.
5. Adams, G.; Gansky, S.; Miller, A. y cols. (2004): Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 126(4):397-09.
6. Cohen, J. (2005): Comparing digital and conventional cephalometric radiographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 128:157-60.
7. Ross, L.; Munn, M. (2005): Comparing digital serial cephalogram images for growth or treatment changes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 128:161-2.
8. Lagravere, M.; Major, P. (2005): Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 128:657-60.
9. Adams, G.; Hatcher, D.; Miller A. (2002): Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 122(1):117
10. Cziraki, S.; Pharoah, M.; Lawrence, H. y cols. (2002): The reproducibility and accuracy of cephalometric analysis using different digital imaging modalities and image compression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 122(1):118-9.
11. Demura, N.; Tsurusako, Y.; Segami, N. (2002): Characteristics of digital cephalograms and film/screen cephalograms: a comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 122(1):119.
12. Kumar, V.; Ludlow, JB.; Mol, A. y cols. (2007) Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofacial Radiology.* 36:263-69.
13. Jacquet, W.; Nyssen, E.; Bottenberg, P. y cols. (2010): Novel information theory based method for superimposition of lateral head radiographs and cone beam computed tomography images. *Dentomaxillofacial Radiology.* 39:191-8.

14. Duarte, H.; Vieck, R.; Siqueira, D. y cols. (2009): Effect of image compression of digital lateral cephalograms on the reproducibility of cephalometric points. *Dentomaxillofacial Radiology*. 38:393-400.
15. Varghese, S.; Kailasam, V.; Padmanabhan, S. y cols. (2010): Evaluation of the accuracy of linear measurements on spiral computed tomography-derived three-dimensional images and its comparison with digital cephalometric radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 39:216-23.
16. Moshiri, M.; Scarfe, W.; Hilgers, M. y cols. (2007): Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 132(4):550-60.
17. Bianchi, A.; Muyldermans, L.; Martino, M. y cols. (2010): Facial soft tissue esthetic predictions: Validation in craniomaxillofacial surgery with cone beam computed tomography data. *J Oral Maxillofac Surg*. 68:1471-79.
18. Zamora, M. Carlos. (2004), Historia de la cefalometría. En: Compendio de cefalometría; Análisis clínico y práctico. Colombia: Amolca, pp.1-6.
19. Aristeguieta, E. Ricardo. (1994), Importancia de la cefalometría. En: Diagnóstico cefalométrico simplificado. Venezuela: Amolca, pp. 11-46.
20. Jacobson, Alexander. (1995), The significance of Radiographic Cephalometry. En: Radiographic Cephalometry; From basics to Videoimaging. Alabama: Quintessence books, pp. 1-53, 255-60.
21. Link: [http://www.osteoplac.com/homenaje\\_roth/ponentes/grendene01.htm](http://www.osteoplac.com/homenaje_roth/ponentes/grendene01.htm)
22. Link: <http://www.marcilan.com/cbct-basics/>
23. Zöllner, Joachim; Neugebauer, Jörg. (2008), Fundamentals of Cone-beam Volumetric Imaging Technology. En: Cone-beam Volumetric Imaging in Dental, Oral and Maxillofacial Medicine; Fundamentals, Diagnostics and Treatment Planning. Germany: Quintessence books, pp. 3-35,97-111.
24. Urzúa, N. Ricardo. (2005), Telerradiografía – Tomografía convencional de los maxilares. En: Técnicas radiográficas dentales y Maxilofaciales, Aplicaciones. Amolca, pp. 181-220, 235-308.
25. Hofer, Matthias. (2005), Manual práctico de TC, Introducción a la TC. pp. 6-17
26. Águila, Juan. (1996), Validación y precisión en la identificación de los puntos cefalométricos. En: Manual de Cefalometría. Venezuela: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C. A, pp. 1-62.
27. Quirós, Oscar. (2003), Diagnóstico cefalométrico. En: Ortodoncia Nueva Generación. Venezuela: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C. A, pp. 82-112.
28. Interlandi, S. Análisis cefalométricos. En: Ortodoncia Bases para la iniciación. Artes médicas, pp. 400-02, 551-58.
29. La Luce, Mauro. (2002), Los puntos cefalométricos, los planos y los puntos de construcción geométrica. En: Terapias Ortodónticas. Venezuela: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C. A, pp. 15-27.

30. Velarde, Y. Juan Carlos. (2002). Atlas de aparatología funcional y Aparatología auxiliar. Lima, Perú. pp. 22-39.
31. Vellini, F. Flavio. (2002), Cefalometría clínica. En: Ortodoncia y Planificación clínica. Artes médicas, pp. 312-330.
32. Gregoret Jorge. (1997), Cefalometría estática. En: Ortodoncia y Cirugía Ortognática, diagnóstico y planificación. Barcelona: Espaxs, pp. 121-145, 190-98.
33. Gröndahl, K.; Ekestubbe, A. & Gröndahl H-G. (1996), Conventional tomography. En: Radiography in Oral Endosseous Prosthetics. Göteborg, Sweden: Branemark System, pp. 41-46.
34. Perez, C.; Vasconcellos, O. (2010): Imagens em 2D e 3D geradas pela TC Cone-Beam e radiografias convencionais: igual a mais confiável?. Dental Press Orthod. 15 (5):40-1.
35. Estrela, C.; Valladares, J. y cols. (2010): Medidas lineares dos estágios de desenvolvimento da denticao permanente humana usando Tomografia Computadorizada de Feixe Conico: um estudo preliminar. Dental Press Orthod. 15 (5):44-78.







## Anexo 2 Tabla de registro de medidas lineales "KW"

Paciente	Factor	1 S-ENA	2 S-N	3 S-Gn	4 Ba-ENA	5 S-ENP	6 Ba-Gn	7 Po-Msup	8 Po-Or	9 Po-Ptm	10 Ar-Or	11 Ar-Minf	12 Ar-Ptm	13 Po-ENA	14 S-Msup	15 Ar-Ptm	16 Pt-A	17 Go-Blup	18 Ba-Minf
1	C	76.62	63.18	116.45	87.02	44.68	104.17	72.65	70.03	31.67	62.58	65.24	29.70	86.51	70.06	53.03	57.58	74.49	69.00
2	C	73.38	63.73	129.87	87.95	47.34	120.92	83.40	74.51	33.06	63.92	72.36	31.99	90.70	78.33	57.42	63.19	70.81	86.72
3	C	76.71	64.14	133.41	90.68	42.43	104.03	78.72	71.70	34.23	59.13	69.12	30.10	95.32	70.87	55.41	61.32	72.09	75.00
4	C	80.12	64.07	129.47	93.21	46.70	102.29	84.87	73.29	39.60	65.05	71.07	34.63	95.34	78.18	54.88	60.67	74.84	67.86
5	C	72.30	63.13	125.69	83.66	44.57	98.78	74.84	73.20	36.18	65.12	65.12	32.51	87.22	71.84	56.54	57.88	71.60	66.46
6	C	78.36	62.80	116.32	91.64	45.89	103.09	76.71	76.51	39.41	70.51	65.49	37.70	93.03	72.31	55.55	56.97	75.05	66.44
7	C	80.40	65.30	134.23	95.04	45.36	105.78	78.41	74.47	37.20	68.94	69.54	33.41	95.37	73.41	56.58	57.12	80.84	76.38
8	C	79.23	64.51	110.15	94.94	42.62	95.96	86.54	73.73	36.51	70.87	67.49	35.78	85.02	80.04	55.82	58.16	79.87	69.74
9	C	75.94	63.96	124.28	83.34	46.38	110.27	78.96	68.67	34.40	63.66	78.36	32.48	72.80	77.52	52.59	58.80	79.78	79.78
10	C	60.65	53.81	115.96	80.65	39.03	106.85	75.36	70.15	36.56	64.91	69.90	34.60	76.57	68.06	47.42	46.05	62.30	73.97
11	C	72.92	56.36	99.98	86.85	41.19	97.54	73.03	70.80	33.62	62.14	61.19	29.38	88.59	67.65	52.83	57.52	79.28	65.10
1	D	77.95	62.71	117.12	89.70	45.35	104.48	76.81	72.08	36.89	65.48	64.98	28.67	88.92	71.87	53.43	52.37	72.44	71.47
2	D	73.64	62.88	130.01	88.86	46.68	120.92	82.92	70.60	35.41	62.10	82.36	30.17	87.47	79.23	55.84	62.80	69.91	87.48
3	D	77.60	65.57	111.46	90.97	41.86	104.26	81.25	72.89	36.40	62.78	68.44	30.00	93.36	70.43	56.00	61.08	71.26	74.39
4	D	77.33	64.49	118.86	90.50	48.57	102.22	77.38	73.62	34.36	70.01	72.75	33.60	85.52	80.21	53.53	59.43	72.16	75.35
5	D	70.15	62.65	115.82	85.81	45.61	98.00	78.05	75.74	37.97	66.71	65.04	31.24	94.50	72.04	56.00	58.69	71.20	66.41
6	D	77.42	62.43	116.49	91.70	44.79	103.26	77.75	76.20	39.59	69.35	65.24	37.11	91.78	71.83	53.38	60.82	76.51	69.64
7	D	80.37	66.49	124.14	94.84	45.93	106.33	76.99	73.52	35.75	69.42	69.25	33.57	92.96	73.44	59.41	56.41	78.01	75.90
8	D	80.08	65.40	112.22	94.71	42.95	100.13	90.01	74.33	37.37	69.24	67.68	35.54	96.10	81.38	54.61	58.16	76.64	64.62
9	D	75.44	62.73	123.35	82.96	46.26	108.64	79.70	69.18	35.26	64.24	78.14	33.81	86.70	78.26	52.64	61.10	70.83	80.14
10	D	62.94	53.88	116.70	75.78	39.59	106.57	75.02	75.27	41.51	68.07	71.23	36.26	82.24	68.56	48.47	47.25	58.74	74.01
11	D	73.32	56.58	100.51	87.10	42.27	87.18	78.34	72.62	37.80	59.49	59.02	26.76	90.46	68.47	50.05	55.97	80.13	64.05
1	I	75.67	64.76	115.82	85.20	44.93	103.78	77.05	71.42	35.51	65.21	64.98	28.86	89.07	70.29	54.29	56.93	75.01	69.37
2	I	75.54	63.92	129.74	86.43	48.58	119.88	83.11	70.67	35.71	63.69	81.20	31.36	88.15	78.59	57.80	65.20	70.22	85.12
3	I	76.99	64.89	112.62	88.50	42.64	106.52	85.26	74.45	36.38	65.41	70.61	30.15	94.56	71.92	59.27	60.52	71.26	75.83
4	I	78.80	63.82	118.86	90.66	45.18	101.82	81.80	74.72	36.01	69.49	70.89	33.62	96.72	76.69	58.61	60.99	76.14	71.98
5	I	72.30	61.56	115.76	86.41	44.34	97.88	76.98	74.39	36.45	68.96	65.12	32.54	89.57	70.86	58.67	60.30	72.80	69.84
6	I	77.32	60.63	116.52	90.46	45.43	104.42	77.07	75.32	38.83	70.14	66.41	38.22	94.40	73.06	50.11	61.74	73.68	70.37
7	I	81.71	64.48	114.27	95.43	45.75	105.92	78.51	77.20	37.80	72.84	69.45	33.94	95.61	72.79	55.68	56.88	79.98	73.96
8	I	78.89	63.30	109.75	92.70	43.69	98.31	83.49	72.11	35.02	62.19	54.73	27.73	89.75	78.69	54.03	54.23	77.63	60.30
9	I	74.55	62.65	122.88	81.59	46.98	110.58	80.58	71.45	35.84	65.12	78.82	32.56	86.76	77.47	53.33	59.61	69.64	81.04
10	I	58.62	53.68	116.14	70.85	37.90	105.47	74.37	72.25	36.51	65.31	66.86	33.27	75.02	68.99	46.30	47.64	63.19	71.10
11	I	73.69	56.75	100.44	85.92	40.93	86.70	78.82	73.88	38.00	62.65	61.08	27.54	94.21	67.72	50.41	56.69	81.36	64.23