



## Original

# Distorsión en imágenes obtenidas mediante tomografía computarizada de cono

Gloria Baena, Janneth Zúñiga\* y Elizabeth Peña

Departamento de Morfología, Universidad del Valle, Cali, Colombia

### INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

#### Historia del artículo:

Recibido el 29 de diciembre de 2011

Aceptado el 27 de marzo de 2012

On-line el 15 de mayo de 2012

#### Palabras clave:

Tomografía computarizada de cono

Distorsión

Magnificación

Minimización

### R E S U M E N

**Objetivo:** Cuantificar la distorsión presente en imágenes de diferentes regiones del cráneo y la mandíbula humanos obtenidas mediante tomografía computarizada de cono.

**Metodología:** Mediante el trazo de 3 planos horizontales y 4 verticales se delimitaron 15 cuadrantes en 30 cráneos secos humanos con las mandíbulas articuladas y se colocaron en cada cuadrante alambres de acero inoxidable en los planos sagital, coronal y axial (transversal). A cada espécimen debidamente posicionado se le tomó una tomografía computarizada de cono (CBCT). Se midió la longitud de los alambres, tanto en los especímenes óseos (medida real), como en las imágenes (medida tomográfica), para compararlas entre sí. Como pruebas estadísticas se utilizaron el Coeficiente de Correlación de Concordancia (CCC) y la Media de las Diferencias.

**Resultados:** Dado que el CCC encontrado en todos los cuadrantes fue siempre mayor de 0,80, las medidas tomográficas que se hagan en estos cuadrantes pueden ser consideradas estadísticamente confiables. Sin embargo, los valores obtenidos en todas las medidas espaciales revelan que en todos los cuadrantes se presenta algún porcentaje de distorsión, siendo este de magnificación para algunos o de minimización para otros. La mayor distorsión se presentó en las medidas verticales de los cuadrantes situados en la línea mediana o próximos a ella, y el menor porcentaje en las medidas horizontales.

**Conclusión:** La distorsión presente en las diferentes regiones del cráneo y la mandíbula no es estadísticamente significativa, pero es aconsejable tenerla en cuenta para minimizar los errores que puedan presentarse en la práctica clínica.

© 2011 SECOM. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

## Distortion in cone-beam computed tomography images

### A B S T R A C T

**Objective:** To quantify the distortion in Cone-Beam Computed Tomography images of different regions of the human skull and mandible.

**Methods:** With the tracing of three horizontal and four vertical planes, fifteen quadrants were delimited in thirty dry human skulls with their articulated jaws. Stainless steel wires were placed in the sagittal, coronal and transverse (axial) planes in each of the quadrants. A

#### Keywords:

Cone-Beam Computed Tomography

Distortion

Magnification

Minification

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: janneth.z@cirugiaoralmxilo.elsevier.es (J. Zúñiga).

1130-0558/\$ – see front matter © 2011 SECOM. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.maxilo.2012.03.002>

cone-beam computerized tomography (CBCT) was taken of each correctly positioned specimen and the wire lengths were measured in the bone specimens (real measure) and in the images (tomographic measure), for comparison. The Concordance Correlation Coefficient (CCC) and the Mean Differences statistical tests were applied to the data.

**Results:** Since the CCC found for all the quadrants was always above 0.80, the tomographic measurements can be considered statistically reliable. However, the values obtained in all the spatial measurements revealed that in all the quadrants some percentage of distortion was present, being magnification for some and minification for others. The maximum distortion was present in the vertical measurements of the quadrants located in the middle line or close to it, and the minimum percentage in the horizontal measurements.

**Conclusion:** The distortion present in the different regions of the skull and mandible is not statistically significant, but it is advisable to take it into consideration to avoid errors that can occur in the clinical practice.

© 2011 SECOM. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

## Introducción

Con la Tomografía Computarizada de haz Cónico (CBCT) o Tomografía Volumétrica Digital se obtienen imágenes tridimensionales de cabeza y cuello, las cuales constituyen una ayuda diagnóstica de suma importancia cuando las imágenes radiográficas convencionales no dejan visualizar con detalle las estructuras anatómicas normales o patológicas<sup>1-3</sup>.

La existencia de cierto grado de distorsión en las imágenes obtenidas con tomografía computarizada de cono ha sido reportada<sup>4</sup>, pero es escasa la información acerca de la magnitud de esta en diferentes regiones del cráneo y de la mandíbula. La inexactitud de las medidas que se tomen en una imagen tomográfica puede conducir a la ubicación imprecisa de férulas para la colocación de implantes dentales o puede generar predicciones erróneas en procedimientos de cirugía ortognática<sup>5,6</sup>, entre otras.

Garantizar la calidad y veracidad dimensional de las imágenes tomográficas con respecto a la realidad anatómica del paciente es de suma importancia, pero no existe actualmente un consenso en la comunidad científica respecto a que tan fieles o exactas son las imágenes obtenidas mediante la tomografía computarizada de cono. En tanto algunos autores<sup>7-9</sup> y las casas que comercializan los equipos de CBCT utilizados actualmente, sostienen que la relación en estas imágenes es 1:1, es decir, que no se presenta distorsión alguna entre la imagen tomográfica y la estructura real del paciente, otros autores<sup>4,10-12</sup> admiten la posibilidad de que se presenten distorsiones que alteren la exactitud y validez de las mediciones que se hagan en las imágenes tomográficas.

El presente artículo resume el trabajo de investigación presentado para optar al título de Maestría en Ciencias Biomédicas realizado entre los años 2009 y 2011<sup>13</sup>. El objetivo del presente estudio fue determinar el porcentaje de distorsión, sea esta de magnificación o de minimización, que se presenta en imágenes de diferentes regiones del cráneo y de la mandíbula, obtenidas mediante tomografía computarizada de cono.

## Materiales y métodos

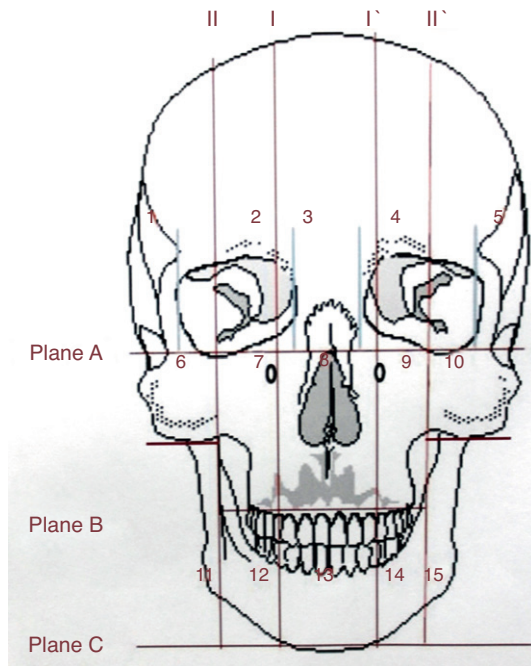
En el estudio, que es de tipo descriptivo, comparativo, de corte transversal, se utilizaron 30 cráneos y mandíbulas secos

humanos, a los cuales se les tomaron tomografías con un equipo Next Generation i-CAT® (Cone Beam 3-D Dental Imaging System). Para la selección de los especímenes óseos se tomaron como criterios de inclusión el que estuvieran en buen estado y preferiblemente con dientes.

Por tratarse de un estudio comparativo entre medidas reales y medidas tomográficas, se consideró que la prueba estadística más útil para analizar los datos era el Coeficiente de Correlación de Concordancia (CCC)<sup>14,15</sup>, en donde los valores de CCC cercanos a 1 indican que la concordancia entre las 2 medidas es máxima, es decir, que la diferencia entre ellas es cercana a (0) cero<sup>16</sup>.

En el estudio se utilizaron los mismos 30 cráneos con las mandíbulas articuladas que se prepararon en el trabajo realizado por Zúñiga<sup>17</sup> con radiografías en proyecciones panorámica y antero-posterior. En dicho trabajo se delimitaron 15 cuadrantes mediante el trazo de 3 planos horizontales A, B y C y de 4 planos verticales I, I', II y II' (fig. 1). Por tratarse en el presente caso de imágenes tridimensionales, a los cráneos que tenían colocados alambres verticales y horizontales en cada cuadrante (fig. 2), se les colocó un tercer alambre en el plano transversal o axial, el cual se extendía entre las corticales interna o lingual y externa o bucal de los huesos, tal como se ilustra en la figura 3. Se realizaron las perforaciones en los sitios del cráneo que permitían observar claramente ambas corticales, utilizando una fresa de carburo 700 de tallo largo. Inicialmente se colocó dentro de cada orificio el alambre sin cortar y se señaló con un marcador indeleble el sitio donde debía cortarse de manera que no superara los bordes más extremos de las 2 corticales; la fijación del alambre en cada orificio se realizó sellándolo por ambos extremos con cianocrilato. El corte y la colocación de los alambres fueron realizados por una de las co-investigadoras.

Para la obtención de la CBCT de cada cráneo se siguió el protocolo del equipo, especialmente en lo pertinente al posicionamiento correcto del cráneo, como se muestra en las figuras 4A y 4B. El procedimiento fue realizado siempre por la investigadora principal, en tanto que la manipulación del tomógrafo estuvo a cargo de la misma operadora experta del centro radiológico, quien ajustó el equipo a 120KVp, 5mA y 7s como tiempo de escaneo. Se siguieron las recomendaciones del manual del equipo en lo referente a emplear el modo Portrait para cefalometrías, con el fin de visualizar



**Figura 1** – El esquema muestra la ubicación de los planos horizontales A, B y C y de los planos verticales I, I', II y II' para delimitar los 15 cuadrantes en que fueron divididos el cráneo y la mandíbula.

completamente el cráneo y la mandíbula, así como ajustar el tamaño del voxel a 0,3 por permitir este una mayor resolución de la imagen y ser el más utilizado en la práctica odontológica<sup>9</sup>. El tipo de imágenes tomográficas obtenidas en diferentes pantallas se ilustra en la *figura 5 A, B*.

La medición de los alambres en las imágenes tomográficas fue realizada por la investigadora principal, previa instrucción sobre el uso del software impartida en el Centro Radiológico y estandarización con la experta, la co-investigadora. Este último proceso se realizó calculando el Coeficiente de Correlación de Pearson ( $r$ ) con las medidas obtenidas en cada sesión, y se repitió hasta lograr que el coeficiente fuera cercano a 1 y la correlación inter-observador fuera superior al 98%.

Con el propósito de detectar los problemas o dificultades que pudieran presentarse para la toma de las medidas en las imágenes tomográficas con las diferentes pantallas provistas por el software y para incrementar la precisión de las mismas, se realizó un estudio preliminar con una muestra del 20% (6) de los especímenes. Los resultados obtenidos permitieron realizar los ajustes necesarios al proceso.

Las mediciones en las imágenes tomográficas fueron hechas empleando el software i-Cat Vision provisto por el equipo. Para las medidas verticales y horizontales en los cuadrantes 1 a 5, se ajustó la imagen en la Vista Panorámica de la Pantalla de Vista Preliminar y para los cuadrantes 6 a 15 se ajustó la Vista de Mapa Panorámico en la Pantalla de Planeación de Implantes. Para las medidas transversales o axiales, se utilizó la pantalla de Planeación de Implantes en la Vista de Corte Transversal.

Los datos fueron registrados en el mismo formato de la Hoja de Cálculo en Excel que fue diseñada especialmente para el



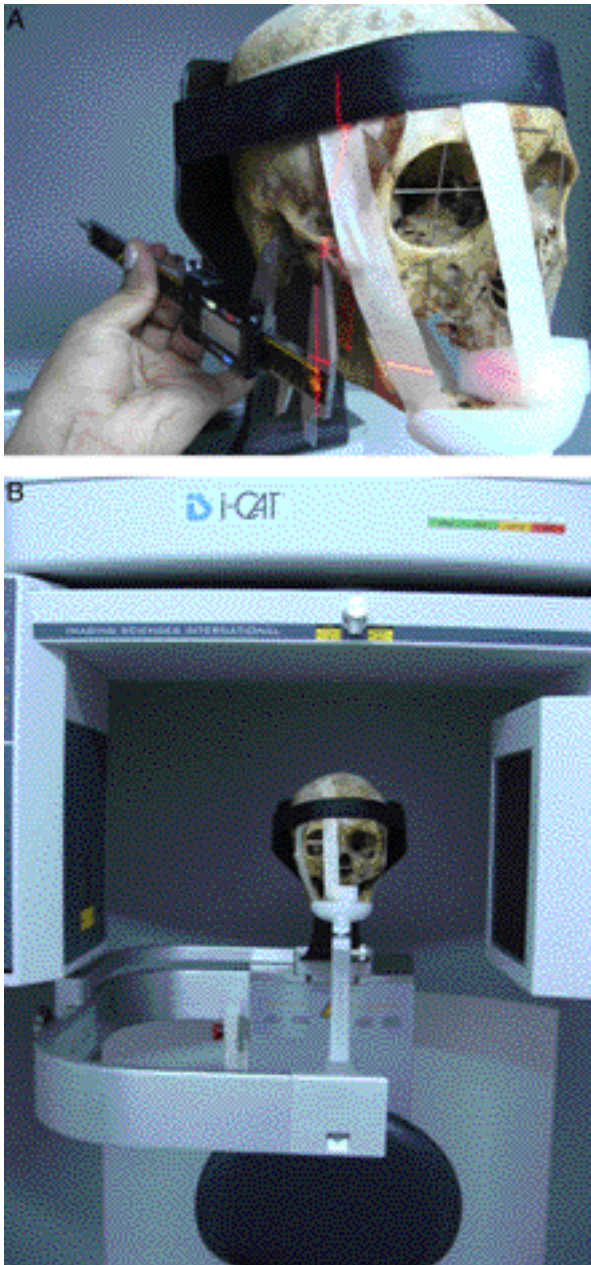
**Figura 2** – Vista frontal del cráneo y la mandíbula humanos secos, para mostrar la ubicación de los alambres de acero en cada uno de los 15 cuadrantes. Se aprecia claramente la posición horizontal y vertical de los alambres.

estudio de Zúñiga<sup>17</sup>, con la salvedad de que se le añadieron las parejas de valores real y tomográfico para las medidas axiales o transversales.

Las medidas tomadas a las imágenes de los alambres colocados en cada plano espacial, en cada uno de los cuadrantes



**Figura 3** – Segmento de mandíbula donde se aprecian 2 orificios perforados en ella y la colocación entre los mismos del alambre de acero, el cual se extiende transversal o axialmente entre las corticales interna o lingual y externa o bucal.



**Figura 4 – A. Se muestra la manera cómo se posicionaron el cráneo y la mandíbula en el soporte del tomógrafo de cono. Las luces permiten la correcta alineación, en este caso de las piezas óseas. B. Colocación definitiva del cráneo y la mandíbula en el tomógrafo, ajustada al protocolo que viene con el equipo.**

de los 30 cráneos, fueron comparadas con las medidas reales tomadas a los alambres colocados en los cráneos. Del análisis univariado realizado se estimó la media como medida de tendencia central, con su respectivo intervalo de confianza del 95%, determinando sus Límites Superior e Inferior y las medidas de variabilidad como la desviación estándar. Igualmente, se calculó en milímetros y en porcentajes el promedio de las diferencias encontradas en cada cuadrante. Con estos datos se calculó el CCC para determinar la distorsión existente entre la

medida real y la tomográfica, donde un valor negativo indica minimización y un valor positivo indica magnificación. Los valores de CCC entre 0 y 0,10 fueron considerados muy bajos, entre 0,11 y 0,39 bajos, entre 0,40 y 0,79 moderados, los iguales o mayores a 0,80 altos y los superiores a 0,90 muy altos<sup>16</sup>. Solo los valores de CCC cuyos intervalos de confianza tuvieron un límite inferior igual o mayor a 0,80 fueron considerados como altos o muy altos y las medidas tomadas en los cuadrantes que presentaran dichos valores fueron consideradas como confiables.

## Resultados

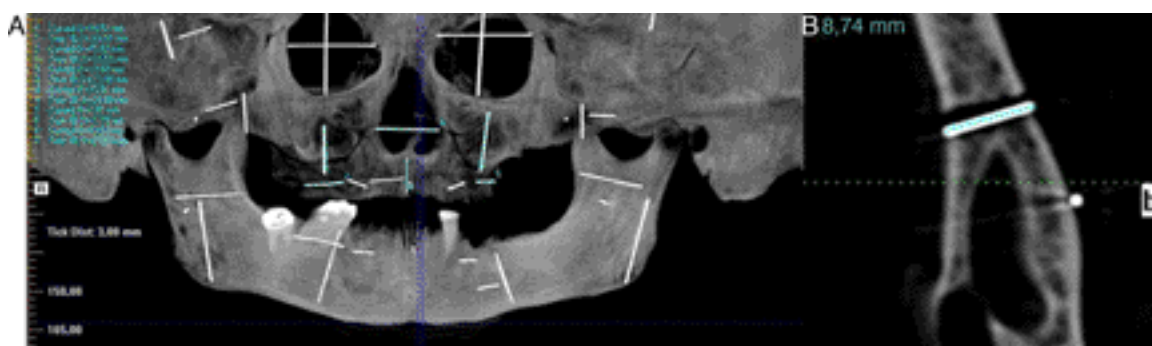
A continuación se presenta el reporte estadístico de una medida, aclarando que todas fueron confiables; todos los resultados están consignados en las tablas 1-3.

**Medida vertical cuadrante 1:** el CCC es de 0,9916, con un intervalo de confianza (ICccc) entre 0,9858 y 0,9975, lo cual indica que la concordancia es muy alta y la media de las diferencias entre las medidas tomográficas y las reales ( $\delta$ ) es confiable, con un valor promedio de -0,41 mm y un intervalo de confianza de 95% de -0,58 mm a -0,24 mm. En este cuadrante la medida tomográfica es menor que la real, lo cual representa un porcentaje de minimización del 2,40%, con límites minimizados inferior de 3,41% y superior de 1,39%.

## Discusión

La tomografía de cono, específicamente el equipo de Next Generation i-CAT<sup>®</sup> CBCT (Cone Beam 3-D Dental Imaging System), brinda imágenes de cabeza y cuello con alta resolución espacial y baja dosis de radiación para el paciente. Tanto las casas fabricantes como algunos autores afirman que se pueden obtener imágenes 1:1 con respecto a la estructura real tomografiada<sup>7,8</sup>. Esta afirmación fue confirmada por Hilgers et al.<sup>9</sup>, quienes reportaron que la i-CAT Cone Beam Computed Tomography (CBCT) les permitió tomar medidas muy precisas en las articulaciones temporomandibulares de 25 cráneos. Igualmente, Lagravère et al.<sup>18</sup> reportan haber encontrado máxima precisión en las medidas angulares y lineales tomadas a imágenes de 10 marcadores colocados sobre mandíbulas sintéticas, obtenidas con un equipo NewTom 3G CBCT.

No obstante lo reportado en estos estudios, en el presente trabajo se encontró que las medidas obtenidas de los referentes anatómo-tomográficos (alambres) colocados en cada uno de los planos espaciales, en cada uno de los 15 cuadrantes del cráneo analizados, siempre presentaron diferencias entre los valores tomográficos y los valores reales. Algo similar reportaron Lascalet al.<sup>4</sup> en un estudio donde obtuvieron tomografías de cono de cráneos secos a los cuales se les había colocado un material radiopaco en diferentes sitios anatómicos. Comparando las mediciones de este material, hechas con calibrador electrónico, con las medidas del mismo tomadas de las imágenes tomográficas, encontraron que las medidas reales siempre fueron de mayor magnitud, sin que las diferencias fueran estadísticamente significativas, con excepción de las mediciones hechas en la base del cráneo que fueron significativamente menores que lo real. Por su parte, Baumgaertel et al.<sup>19</sup>, en un estudio realizado con 30 cráneos



**Figura 5 – A, B. Imágenes tomográficas de cono vistas en pantalla de Planeación de Implantes; A) en Vista de Mapa Panorámico y B) en Vista de Corte Transversal. Se pueden observar las imágenes de los alambres colocados en los 3 planos espaciales en los diferentes cuadrantes en que fueron divididos el cráneo y la mandíbula. En la parte superior izquierda aparecen las medidas tomadas a las imágenes de estos alambres.**

humanos a los cuales les midieron la longitud de los dientes y compararon estas medidas con las tomadas a los mismos en imágenes de CBCT, reportaron que las medidas tomográficas fueron más pequeñas que las reales, sin ser estos valores estadísticamente significativos.

Dado que el Coeficiente de CCC encontrado en todos los cuadrantes fue siempre mayor de 0,80, al igual que los límites inferior y superior de sus intervalos de confianza, se puede afirmar que todas las medidas tomográficas que se hagan en estos cuadrantes pueden ser consideradas estadísticamente confiables. Sin embargo, los valores obtenidos para todas las medidas espaciales revelan que en todos los cuadrantes se presenta algún porcentaje de distorsión, como lo indican los valores de la media de las diferencias que es siempre diferente a cero. Aunque dichas diferencias no sean estadísticamente significativas, es importante conocerlas y tenerlas en cuenta como soporte para minimizar errores que puedan presentarse

en la práctica clínica. Baumgaertel et al.<sup>19</sup> afirman que estas mínimas diferencias pueden deberse a un error sistemático del método de medición con el software que trae el equipo, debido a que las distancias medidas corresponden realmente a la longitud de los voxels que integran la imagen tomográfica del objeto y no a la longitud real del mismo dentro de esta imagen. Algo similar afirman de Menezes et al.<sup>20</sup>, quienes consideran que el problema de la distorsión se da cuando el límite entre 2 tejidos se encuentra en la mitad de un voxel, lo cual puede dificultar la visualización clara de las estructuras ahí presentes.

Otra razón por la cual puede darse esta distorsión en el presente estudio, es la asociada con la asimetría que normalmente se presenta en las estructuras anatómicas de los distintos cuadrantes delimitados en el cráneo y la mandíbula y la manera como inciden en ellas los rayos  $x^{12,18}$ . Al respecto, Ludlow et al.<sup>11</sup>

**Tabla 1 – Medidas verticales en tomografía de cono**

Cuadrante	Intervalo de confianza			Límites de diferencia			Límites de diferencia			Confiable
	CCC			mm			%			
	Superior	Media	Inferior	Superior	Media	Inferior	Superior	Media	Inferior	
1	0,9975	0,9916	0,9858	-0,24	-0,41	-0,58	1,39	2,40	3,41	Sí
2	0,9823	0,9437	0,9051	0,18	-0,08	-0,34	0,53	0,22	0,97	Sí
3	0,9817	0,9552	0,9288	-0,93	-1,23	-1,53	5,44	7,21	8,99	Sí
4	0,9801	0,9312	0,8823	0,06	-0,20	-0,46	0,18	0,56	1,31	Sí
5	0,9960	0,9870	0,9780	-0,34	-0,56	-0,78	2,06	3,41	4,76	Sí
6	0,9884	0,9586	0,9288	0,08	-0,17	-0,43	0,77	1,72	4,22	Sí
7	0,9811	0,9444	0,9078	-0,70	-1,08	-1,46	2,92	4,49	6,06	Sí
8	0,9970	0,9898	0,9826	-0,14	-0,27	-0,39	1,23	2,30	3,38	Sí
9	0,9781	0,9401	0,9022	-0,86	-1,22	-1,58	3,48	4,94	6,40	Sí
10	0,9966	0,9879	0,9793	-0,11	-0,24	-0,36	1,09	2,36	3,64	Sí
11	0,9978	0,9933	0,9888	0,02	-0,21	-0,44	0,08	0,88	1,83	Sí
12	0,9928	0,9803	0,9678	-0,67	-0,88	-1,09	4,43	5,81	7,19	Sí
13	0,9959	0,9876	0,9793	-0,22	-0,49	-0,77	1,11	2,53	3,95	Sí
14	0,9956	0,9844	0,9732	-0,16	-0,41	-0,65	1,05	2,68	4,30	Sí
15	0,9984	0,9944	0,9904	-0,06	-0,23	-0,39	0,27	0,98	1,68	Sí

Los valores negativos indican minimización y los valores positivos indican magnificación. El término Confiable se refiere a que existe poca distorsión en ese cuadrante. CCC: Coeficiente de Correlación de Concordancia; mm: milímetros.

**Tabla 2 – Medidas horizontales en tomografía de cono**

Cuadrante	Intervalo de confianza			Límites de diferencia			Límites de diferencia			Confiable
	CCC			mm			%			
	Superior	Media	Inferior	Superior	Media	Inferior	Superior	Media	Inferior	
1	0,9983	0,9940	0,9897	0,12	-0,03	-0,19	0,87	0,24	1,35	Sí
2	0,9800	0,9334	0,8868	0,14	-0,10	-0,35	0,37	0,27	0,92	Sí
3	0,9916	0,9757	0,9598	-0,20	-0,70	-1,20	0,96	3,35	5,74	Sí
4	0,9730	0,9111	0,8491	-0,01	-0,27	-0,54	0,02	0,72	1,42	Sí
5	0,9993	0,9972	0,9952	0,21	0,11	0,00	1,50	0,76	0,03	Sí
6	0,9950	0,9857	0,9764	-0,16	-0,26	-0,36	1,69	2,72	3,74	Sí
7	0,9777	0,9285	0,8792	0,22	-0,17	-0,56	1,63	1,27	4,17	Sí
8	0,9824	0,9414	0,9003	-0,04	-0,26	-0,49	0,15	1,04	1,92	Sí
9	0,9626	0,8862	0,8099	0,12	-0,35	-0,83	1,00	2,87	6,74	Sí
10	0,9739	0,9125	0,8511	0,38	0,01	-0,35	4,13	0,15	3,83	Sí
11	0,9922	0,9746	0,9570	0,80	0,43	0,06	3,92	2,11	0,29	Sí
12	0,9875	0,9553	0,9230	0,40	0,0013	-0,41	2,70	0,01	2,72	Sí
13	0,9977	0,9922	0,9866	-0,04	-0,20	-0,37	0,26	1,49	2,73	Sí
14	0,9958	0,9845	0,9732	-0,03	-0,33	-0,63	0,19	2,04	3,88	Sí
15	0,9864	0,9564	0,9264	0,95	0,49	0,02	4,48	2,29	0,10	Sí

Los valores negativos indican minimización y los valores positivos indican magnificación. El término Confiable se refiere a que existe poca distorsión en ese cuadrante. CCC: Coeficiente de Correlación de Concordancia; mm: milímetros.

encuentran una pequeña diferencia entre las mediciones hechas con un medidor electrónico de los alambres colocados en 28 cráneos en diferentes puntos anatómicos utilizados en ortodoncia (medida real) y las mediciones de estos alambres en las imágenes tomográficas. Los autores asocian esta discrepancia con la asimetría anatómica de las estructuras óseas, lo cual concuerda con lo encontrado en la actual investigación, especialmente para los cuadrantes 7 y 9, donde se hizo evidente que, a pesar de la experiencia del operador del software, se dificultó la toma de las medidas en la imagen tomográfica debido a la difícil observación de los alambres; al parecer, esto debido

a la falta de homogeneidad en las estructuras anatómicas de dichas regiones. Adicionalmente, en el presente estudio se comprobó que se requiere adecuado conocimiento del operador para manipular el software i-CAT Vision y usar adecuadamente sus herramientas con el fin de obtener medidas altamente precisas. Esto es consecuente con lo reportado por Ludlow et al.<sup>11</sup>, quienes manifiestan que no es posible tomar medidas lineales en forma precisa sin recurrir al uso de las herramientas suministradas por el software del equipo tomográfico.

Al analizar la distorsión de las medidas tomadas en los 3 planos espaciales, se encuentra que todas son confiables en

**Tabla 3 – Medidas transversales en tomografía de cono**

Cuadrante	Intervalo de confianza			Límites de diferencia			Límites de diferencia			Confiable
	CCC			mm			%			
	Superior	Media	Inferior	Superior	Media	Inferior	Superior	Media	Inferior	
1	0,9952	0,9871	0,9790	0,24	0,12	0,00	6,14	3,07	0,00	Sí
2	0,9973	0,9905	0,9837	0,35	0,23	0,11	5,29	3,46	1,63	Sí
3	0,9985	0,9945	0,9904	0,15	0,03	-0,10	1,72	0,30	1,13	Sí
4	0,9981	0,9932	0,9883	0,18	0,07	-0,03	2,60	1,04	0,52	Sí
5	0,9873	0,9602	0,9331	0,37	0,25	0,13	9,61	6,48	3,35	Sí
6	0,9760	0,9246	0,8732	0,12	0,01	-0,11	3,78	0,22	3,35	Sí
7	0,9988	0,9957	0,9927	0,14	0,05	-0,03	1,50	0,59	0,32	Sí
8	0,9967	0,9897	0,9827	0,27	0,19	0,10	3,84	2,63	1,41	Sí
9	0,9959	0,9847	0,9736	0,22	0,04	-0,15	2,36	0,37	1,62	Sí
10	0,9904	0,9652	0,9399	0,11	0,01	-0,09	3,35	0,38	2,59	Sí
11	0,9928	0,9767	0,9607	0,35	0,25	0,15	7,26	5,20	3,13	Sí
12	0,9923	0,9749	0,9574	0,32	0,20	0,08	3,62	2,28	0,94	Sí
13	0,9812	0,9378	0,8944	0,51	0,31	0,11	7,33	4,48	1,64	Sí
14	0,9890	0,9644	0,9399	0,37	0,26	0,15	4,22	2,96	1,69	Sí
15	0,9961	0,9863	0,9766	0,29	0,19	0,09	5,66	3,71	1,75	Sí

Los valores negativos indican minimización y los valores positivos magnificación. El término Confiable se refiere a que existe poca distorsión en ese cuadrante. CCC: Coeficiente de Correlación de Concordancia; mm: milímetros.

todos los cuadrantes, con un intervalo de confianza del 95%. En todos ellos, el porcentaje de la media de las diferencias para las medidas verticales es negativo, lo que indica que siempre existe algún porcentaje de minimización, siendo los cuadrantes 3, 12, 9, 7 y 5 los que presentan mayor distorsión que, en orden de mayor a menor, tienen valores de 7,21, 5,81, 4,94, 4,49 y 3,41%, respectivamente; el cuadrante 2 presentó la menor distorsión (0,22%).

En las medidas horizontales el porcentaje de la media de las diferencias en 11 de los 15 cuadrantes resultó negativo (minimización), siendo los cuadrantes 3, 9, 6 y 14 los de mayor porcentaje, con valores de 3,35, 2,87, 2,72 y 2,04%, respectivamente. Los cuadrantes 15, 11 y 5 presentaron un porcentaje positivo, lo que indica que existe en ellos magnificación, con valores de 2,29, 2,11 y 0,76%, respectivamente. Las medidas horizontales comparadas con las medidas verticales y transversales fueron las de menor distorsión, dato que contradice lo reportado por Hassan et al.<sup>21</sup>, quienes encontraron mayor precisión en las medidas tomadas en el plano axial o transversal. En su estudio, los autores compararon la precisión de las imágenes obtenidas con 5 equipos diferentes de CBCT (Next Generation i-CAT, NewTom 3G, Galileos 3D, Scanora 3D y 3D AccuiTomo-xyz) para detectar fracturas verticales en raíces dentales, y en todos ellos las medidas axiales fueron más precisas que las sagitales y coronales.

En las medidas transversales o axiales, el porcentaje de la media de las diferencias en todos los cuadrantes fue positivo, es decir, de magnificación, siendo este mayor en los cuadrantes 5, 11, 13, 15, 2 y 1, con valores de 6,48, 5,20, 4,48, 3,71, 3,46 y 3,07%, respectivamente. Los valores más bajos se encontraron en los cuadrantes 6, 3, 9 y 10 (0,22, 0,30, 0,37 y 0,38%, respectivamente).

El cuadrante 3 presentó la mayor distorsión, tanto para las medidas verticales (7,21% de minimización) como horizontales (3,35% de minimización). Es de destacar que este cuadrante se encuentra en la región anterior-mediana del cráneo, lo cual concuerda con lo reportado por de Menezes et al.<sup>20</sup>, quienes usando el software i-CAT Vision midieron el espesor de las placas de hueso bucal y lingual de 12 mandíbulas humanas con dientes permanentes, encontrando que las medidas tomadas en la parte anterior presentaban mayor distorsión que las tomadas en la parte posterior del hueso. Igualmente, Legravère et al.<sup>18</sup> con mandíbulas sintéticas y Frazao et al.<sup>12</sup> con cráneos secos, reportaron que en imágenes obtenidas con tomografía computarizada de cono las medidas que cruzaban la línea mediana presentaban los valores más altos de distorsión. El cuadrante 12 fue el que presentó la menor distorsión en todos los planos espaciales, con un porcentaje para la media de las diferencias de 0,01% para las medidas horizontales, distorsión que puede ser considerada prácticamente inexistente; este valor también fue reportado por Marmulla et al.<sup>22</sup>.

En cuanto a la distorsión presente en las diferentes regiones del cráneo y de la mandíbula, esta no fue homogénea, lo cual concuerda con lo afirmado por Eggers et al.<sup>23</sup>, quienes encuentran que el error geométrico (no concordancia entre la imagen obtenida por CBCT y el objeto de estudio) es más bajo en el centro del volumen de la imagen tomográfica y más alto en los márgenes de esta.

Finalmente, teniendo en cuenta lo referido por Kobayashi et al.<sup>24</sup> y por Quiryne et al.<sup>25</sup>, con respecto a que 1 mm de distorsión es considerado en clínica odontológica como el mínimo valor permitido para no generar injurias al paciente cuando se realizan procedimientos clínico-quirúrgicos, el actual estudio presentó porcentajes de distorsión entre 4,48 y 7,21%. Aunque estos valores estén por debajo de lo considerado como permitido, existen implantes dentales en los cuales la diferencia de longitud puede ser de solo 0,25 mm, lo que demuestra que se requiere de alta precisión en las mediciones hechas en estas regiones para evitar lesionar estructuras anatómicas del paciente que vaya a ser sometido a este tipo de procedimiento. En cuanto a los cuadrantes 3 y 5 que están ubicados en el tercio superior del cráneo, donde convencionalmente no se colocan implantes dentales, la alta precisión en las mediciones tomadas en ellos es importante para especialistas que las requieran con fines de diagnóstico y tratamiento por trauma, patologías y síndromes, entre otras.

## Conclusiones

Aunque los porcentajes de distorsión no son estadísticamente significativos, esta distorsión puede tener importante relevancia en la práctica clínica, puesto que a las medidas tomográficas se les deberán aplicar porcentajes de corrección entre 0,01 y 7,21%.

En términos generales, las medidas horizontales, sean de magnificación o de minimización, presentan menos distorsión que las verticales que se minimizan y las transversales que se magnifican.

Debido a que el cuerpo humano posee reparos anatómicos únicos y asimétricos, la tarea de tratar de estandarizar procesos que brinden un acercamiento casi exacto a la anatomía real resulta muy compleja, por no decir imposible.

El conocimiento y uso eficiente de las herramientas del software que viene con el tomógrafo computarizado de cono es esencial para obtener medidas de gran precisión. Se hace, por lo tanto, imprescindible que el personal del área de la salud que utilice las imágenes tomográficas reciba una adecuada capacitación sobre el manejo de dichas herramientas, con el fin de que logre estandarizarse para obtener datos más confiables y exactos.

Este manuscrito es el resultado del trabajo de investigación de Gloria Baena para optar al título de Maestría en Ciencias Biomédicas, el cual fue sustentado en la Universidad del Valle y presentado en la modalidad de ponencia con resultados preliminares en el XVII Congreso Panamericano de Anatomía en el 2010 en Temuco - Chile.

## Responsabilidades éticas

**Protección de personas y animales.** Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

**Confidencialidad de los datos.** Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

**Derecho a la privacidad y consentimiento informado.** Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

### Conflictos de intereses

Las autoras declaran no tener ningún conflicto de intereses.

### Agradecimientos

Agradecemos al Centro de Diagnóstico Radiológico Maxilofacial (DIAGRAMAX) que brindó todo el apoyo requerido para la realización de esta investigación.

### BIBLIOGRAFÍA

- Lenguas AL, Ortega R, Samara G, López MA. Tomografía computarizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. *Cient Dent*. 2010;7:147-59.
- Lee JK, Sagel SS, Stanley RJ, Heinken JP. Body TC con correlation RM. Madrid: Marbán Libros; 2007. p. 1-28.
- Scarfe WC, Farman AG. What is cone beam CT and how does it work? *Dent Clin N Am*. 2008;52:707-30.
- Lascale CA, Panella J, Marques MM. Analisis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-New-Tom). *DentomaxillofacRadiol*. 2004;33:291-4.
- Kamburoglu K, Kilic C, Özen T, Yüksel SP. Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: A cadaveric study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107:e34-42.
- Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic miniimplants with guides fabricated on models replicated with cone beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131: S82-9.
- Bourgeois M, Sikorski P, Tailor S. Cone beam volumetric tomography. *Oral Health Canada's Leading Dental Journal* [edición electrónica]. 2007 [consultado 13 Nov 2011]; [aprox. 5 pág.]. Disponible en: <http://www.oralhealthgroup.com/news/cone-beam-volumetric-tomography/1000213674/>.
- Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman D, Hans MG. Imagen distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134:573-82.
- Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;128:803-11.
- Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:S109-19.
- Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG, Hill C, et al. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;113:534-42.
- Frazao GB, Nadler GM, Campos FD, McNamara JA, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometric and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod*. 2011;81:28-31.
- Baena-Caldas GP. Cuantificación de la distorsión (magnificación o minimización) de imágenes de cráneo y mandíbula obtenidas mediante tomografía computarizada de cono. [trabajo de investigación para Maestría en Ciencias Biomédicas]. Cali, Colombia: Universidad del Valle; 2011.
- Crawford S, Kosinski A, Lin H, Williamson J, Barnhart H. Computer programs for the concordance correlation coefficient. *Comput Methods Programs Biomed*. 2007;88:62-74.
- Steichen T, Cox N. A note on the concordance correlation coefficient. *The Stata Journal*. 2002;2:183-9.
- Lin LL. A note on the concordance correlation coefficient. *Biometrics*. 2000;56:324-5.
- Zuñiga-Prado JR. Cuantificación de la distorsión (magnificación o minimización) de imágenes radiográficas convencionales craneofaciales. [trabajo de investigación para la Maestría en Ciencias Básicas Médicas]. Cali, Colombia: Universidad del Valle; 2009.
- Lagravère MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three-dimensional accuracy of measurements made in software on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134:112-6.
- Baumgaertel S, Martin PJ, Palomo L, Hans MG. Realibility and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:19-28.
- De Menezes CC, Janson G, De Silveira MC, Cambiaghi L, Garib DG. Reproducibility of bone plate thickness measurements with cone-beam computed tomography using different image acquisition protocols. *Dental Press J Ortho*. 2010;15:143-9.
- Hassan B, Metska ME, Ozok AR, Stelt PV, Wesselink PR. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *J Endod*. 2010;36:126-9.
- Marmulla R, Wörtche R, Mühling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2005;34:28-31.
- Eggers G, Senoo H, Kane G, Mühling J. The accuracy of image guided surgery based on cone beam computer tomography image data. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107:e41-8.
- Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:228-31.
- Quirynen M, Mraiwa N, Van Steenberghe D, Jacobs R. Morphology and dimensions of the mandibular jaw bone in the interforaminal region in patients requiring implants in the distal areas. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14:280-5.