

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**



LINEA INVESTIGATIVA ANTROPOMETRIA Y CRANEOMETRIA
TEMA: APLICABILIDAD DEL SISTEMA DE MEDICIÓN TRIDIMENSIONAL
DEL COMPLEJO CRÁNEOMAXILAR A PARTIR DE UNA IMAGEN
TOMOGRÁFICA COMPUTARIZADA DE RAYO DE CONO ÚNICO (CONE
BEAM)

AUTORES

GARCIA GARCIA JUAN FELIPE

MOLINA GOMEZ EDUARDO JOSE

TAVERA SALDAÑADIANA CAROLINA

OSORIO SEQUEDA ANA JULIA

BOGOTA, Noviembre 2010

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**



LINEA INVESTIGATIVA ANTROPOMETRIA Y CRANEOMETRIA
TEMA: APLICABILIDAD DEL SISTEMA DE MEDICIÓN TRIDIMENSIONAL
DEL COMPLEJO CRÁNEOMAXILAR A PARTIR DE UNA IMAGEN
TOMOGRÁFICA COMPUTARIZADA DE RAYO DE CONO ÚNICO (CONE
BEAM)

AUTORES

GARCIA GARCIA JUAN FELIPE
MOLINA GOMEZ EDUARDO JOSE
TAVERA SALDAÑADIANA CAROLINA
OSORIO SEQUEDA ANA JULIA

ASESOR CIENTIFICO:

DR. EDUARDO RODRIGUEZ ATAIDE
Od. Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

ASESORA METODOLOGICA:

DRA. PIEDAD MALAVER
Od. Ms. Biología énfasis Genética Humana

ASESOR ESTADÍSTICA

Dra. Clara López de Mesa Melo

BOGOTA, Noviembre 2010

El trabajo de grado “**APLICABILIDAD DEL SISTEMA DE MEDICIÓN TRIDIMENSIONAL DEL COMPLEJO CRÁNEOMAXILAR A PARTIR DE UNA IMAGEN TOMOGRÁFICA COMPUTARIZADA DE RAYO DE CONO ÚNICO (CONE BEAM)**” elaborado por Juan Felipe García García, Eduardo José Molina Gómez, Ana Julia Osorio Sequeda, Diana Carolina Tavera Saldaña como requisito para optar por el título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar.

Dr. Eduardo Rodríguez Ataíde
Asesor científico

Dra. Piedad Malaver Calderón
Asesora metodológica

Dra. Clara López de Mesa
Asesora estadística

Dra. Martha Lucia Caycedo
Directora Centro de Investigaciones (CICO)

Bogotá, noviembre de 2010

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **APLICABILIDAD DEL SISTEMA DE MEDICIÓN TRIDIMENSIONAL DEL COMPLEJO CRÁNEOMAXILAR A PARTIR DE UNA IMAGEN TOMOGRÁFICA COMPUTARIZADA DE RAYO DE CONO ÚNICO (CONE BEAM)** Autores: Drs. Eduardo Rodríguez Ataíde, Juan Felipe García García, Eduardo José Molina Gómez, Ana Julia Osorio Sequeda, Diana Carolina Tavera Saldaña

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

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

EDUARDO RODRIGUEZ ATAIDE
C.C 79.149.065 (Usaquén)

JUAN FELIPE GARCIA
C.C 98.595.056 (Bello)

EDUARDO JOSE MOLINA GOMEZ
C.C.94.232.225 (Zarzal)

ANA JULIA OSORIO SEQUEDA
C.C 22.867.146(Corozal)

DIANA CAROLINA TAVERA SALDAÑA
C.C 41.946.866 (Armenia)

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo.: **Eduardo Rodríguez Ataíde, Eduardo Rodríguez Ataíde, Juan Felipe García García, Eduardo José Molina Gómez, Ana Julia Osorio Sequeda, Diana Carolina Tavera Saldaña** Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **APLICABILIDAD DEL SISTEMA DE MEDICIÓN TRIDIMENSIONAL DEL COMPLEJO CRÁNEOMAXILAR A PARTIR DE UNA IMAGEN TOMOGRÁFICA COMPUTARIZADA DE RAYO DE CONO ÚNICO (CONE BEAM)** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

EDUARDO RODRIGUEZ ATAIDE
C.C 79.149.065 (Usaquén)

JUAN FELIPE GARCIA
C.C 98.595.056 (Bello)

EDUARDO JOSE MOLINA GOMEZ
C.C.94.232.225 (Zarzal)

ANA JULIA OSORIO SEQUEDA
C.C 22.867.146 (corozal)

DIANA CAROLINA TAVERA SALDAÑA
C.C 41.946.866 (Armenia)

Bogotá, noviembre de 2010

Señores:
Biblioteca
Institución Universitaria Colegios de Colombia
La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **APLICABILIDAD DEL SISTEMA DE MEDICIÓN TRIDIMENSIONAL DEL COMPLEJO CRÁNEOMAXILAR A PARTIR DE UNA IMAGEN TOMOGRÁFICA COMPUTARIZADA DE RAYO DE CONO ÚNICO (CONE BEAM)** Presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar el título de Ortodoncista y Ortopedista Maxilar; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

EDUARDO RODRIGUEZ ATAIDE
C.C 79.149.065 (Usaquén)

JUAN FELIPE GARCIA
C.C 98.595.056 (Bello)

EDUARDO JOSE MOLINA GOMEZ
C.C.94.232.225 (Zarzal)

ANA JULIA OSORIO SEQUEDA
C.C 22.867.146 (corozal)

DIANA CAROLINA TAVERA SALDAÑA
C.C 41.946.866 (Armenia)

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: APLICABILIDAD DEL SISTEMA DE MEDICIÓN TRIDIMENSIONAL DEL COMPLEJO CRÁNEOMAXILAR A PARTIR DE UNA IMAGEN TOMOGRÁFICA COMPUTARIZADA DE RAYO DE CONO ÚNICO (CONE BEAM)

AUTORES: Juan Felipe García García, Eduardo José Molina Gómez, Ana Julia Osorio Sequeda, Diana Carolina Tavera Saldaña

ASESOR CIENTÍFICO: Dr. Eduardo Rodríguez Ataíde.

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Piedad Malaver Calderón.

ASESOR ESTADÍSTICO: Dra. Clara López de Mesa.

MATERIAL ANEXO: 3 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TITULO OBTENIDO: Especialista en Ortodoncia y Ortopedia maxilar.

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Tomografía computarizada de rayo de cono único, cefalometría tridimensional, craneometría volumétrica.

TABLA DE CONTENIDO

	PÁGINA
1 ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS	11
1.1 PROBLEMA	11
1.2 FORMULACIÓN	13
1.3 JUSTIFICACIÓN	13
1.4 MARCO TEÓRICO	13
1.5 OBJETIVOS	22
1.5.1 Objetivo General	22
1.5.2 Objetivos Específicos	22
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	22
2.1 TIPO DE ESTUDIO	22
2.2 UNIDAD DE ESTUDIO	22
2.3 OBJETO DE ESTUDIO	23
2.4 MUESTREO	23
2.5 MUESTRA	23
2.6 CRITERIOS DE SELECCION	23
2.6.1 criterios de inclusión	23
2.6.2 criterios de exclusión	23
2.7 VARIABLES DE INTERES	23
2.8 PROCEDIMIENTO	26
2.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	31
2.10 IMPLICACIONES ÉTICAS	31
3. RESULTADOS	31
4. DISCUSIÓN	38
5. CONCLUSIONES	40
6. RECOMENDACIONES	41
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42
8. ANEXOS	47

INTRODUCCIÓN

El éxito del tratamiento en ortodoncia y ortopedia maxilar, al igual que en cirugía maxilofacial depende de un minucioso diagnóstico y planificación. Para ello es indispensable el uso de diferentes ayudas, como modelos, fotografías y radiografías.¹

Las radiografías de perfil son el medio sobre el cual tradicionalmente se analiza el complejo maxilo mandibular con respecto a sus bases óseas, posiciones dentales, dirección de crecimiento y biotipo. Estas son imágenes bidimensionales que se utilizan para tomar medidas lineales y angulares. En estos análisis se pueden presentar dos tipos de errores: de proyección y de identificación.¹ Los errores de proyección son causados por la representación en imágenes bidimensionales de un objeto tridimensional, en donde, los rayos X no son paralelos y se originan desde una fuente, dando como resultado imágenes distorsionadas, producidas por las distancias entre el foco, el objeto y la película.^{2, 3}

Los errores de identificación se dan por la superposición de estructuras, por ello se han incorporado imágenes más fiables, que permiten identificar estructuras óseas anatómicas reales.⁴

La tomografía computarizada de rayo de cono único (CBCT), permite usar las imágenes cráneo facial con menores márgenes de distorsión que permiten una mejor identificación de las estructuras.⁵

Estudios han demostrado que la exposición a la radiación es un 20% inferior para CBCT que para imágenes de tomografía convencional^{5,6}. Mediante este método de diagnóstico se obtiene una copia tridimensional de las estructuras craneales en un formato digital, que puede ser utilizado para evaluar la anatomía craneal, facial y dental con una mínima exposición a la radiación.^{7, 8}

En la actualidad, la obtención de imágenes diagnósticas multiplanares y en tercera dimensión nos permite contar con herramientas cada vez más precisas con múltiples beneficios.⁹

Los grandes avances en imágenes diagnósticas nos facilitan una ubicación y medición más confiables de los puntos anatómicos en estructuras óseas, comparado con los métodos radiográficos tradicionales, lo cual contribuye a

un mejor diagnóstico y planificación del tratamiento de los pacientes que van a ser sometidos a ortodoncia o cirugía maxilofacial.¹⁰

Con la tecnología CBCT todas las proyecciones radiográficas pueden ser obtenidas en menos de un minuto, logrando mayor calidad que las imágenes radiográficas bidimensionales y con base en un sola toma.⁶

Dentro de las aplicaciones clínicas de interés ortodóncico se encuentra la valoración de dientes impactados, localización del nervio dentario inferior, piso de seno maxilar, evaluación pre quirúrgica para implantes, evaluación de senos para nasales, visualización de lesiones odontogénicas, evaluación de traumas, visualización de ATM, comparación de estructuras óseas contra laterales para diagnóstico de asimetrías, fabricación de guías quirúrgicas y evaluación quirúrgica cráneo facial.^{6, 11, 12}

La incorporación de un análisis tridimensional a partir de la tomografía computarizada permitirá ubicar puntos y planos anatómicos exactos del complejo cráneo maxilar, para luego determinar su área y volumen específicos, comparando las regiones de interés de un lado con respecto al otro. También, utilizando una tecnología compatible se obtienen réplicas de las estructuras anatómicas llamadas modelos estéreo litográficos.

Existe muy poca información y estudios con respecto a este tipo de análisis tridimensional; no se dispone de criterios claros para el manejo de estas imágenes y a pesar de contar con los últimos avances tecnológicos en imagenología, se sigue pensando y midiendo de forma bidimensional en estructuras tridimensionales.

El objetivo del presente estudio fue determinar la aplicabilidad de un sistema de medición tridimensional para comparar las hemicaras y regiones anatómicas del complejo cráneo maxilar a partir de una imagen tomo gráfica computarizada de rayo de cono único, que proporcione una herramienta confiable para la medición de asimetrías estructurales

1 ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS

1.1 PROBLEMA:

El éxito del tratamiento en ortodoncia se basa en una minuciosa planificación y diagnóstico del mismo. La exploración inicial del paciente, el estudio de sus expectativas, la historia clínica son herramientas básicas para la correcta planeación del tratamiento.

El método indispensable consiste en la aplicación de técnicas radiográficas para obtener una completa integración del protocolo diagnóstico. Desde las primeras técnicas de radiodiagnóstico utilizadas en odontología, siempre se ha partido de éstas, como los métodos indispensables para cualquier intervención en la cavidad oral, y a su vez se

Logró solucionar numerosas complicaciones que no podían ser previstas anteriormente.

Una de las herramientas usadas en ortodoncia y ortopedia maxilar como apoyo, es la radiografía de perfil y al realizar las mediciones de esta obtenemos una céfalometría cuyo objetivo es interpretar la expresión geométrica de la anatomía craneana, y además es utilizada para describir la morfología o crecimiento, diagnosticar anomalías, predecir relaciones futuras, planificar el tratamiento, o evaluar sus resultados ¹⁵

Las imágenes bidimensionales usadas actualmente como método diagnóstico presentan desventajas importantes, (distorsión y superposición de estructuras anatómicas) por lo cual se hizo necesario desarrollar técnicas más precisas para el estudio tridimensional de la boca y maxilares.

La tomografía computarizada de rayo de cono ha permitido usar las imágenes craneo faciales con menores márgenes de distorsión y magnificación. Este método de diagnóstico obtiene una copia tridimensional de las estructuras craneales en un formato digital volumétrico, que puede ser utilizado para evaluar la anatomía craneal, facial y dental con una mínima exposición a la radiación.

Teniendo en cuenta los grandes avances de la imagenología, hoy en día podemos obtener una ubicación y medición más confiable de los puntos anatómicos en estas estructuras óseas, a comparación de los métodos

radiográficos tradicionales, lo cual contribuye a un mejor diagnóstico y planificación del tratamiento de los pacientes que van a ser sometidos a ortodoncia y cirugía ortognática.

La larga espera de la incorporación de la tercera dimensión a nuestros records radiográficos es ahora una realidad. El futuro en imágenes tridimensionales ortodónticas promete ser la ayuda diagnóstica de rutina para todos los profesionales de la especialidad.

El paso más importante en la era de la imagenología es precisamente entender que la incorporación de estas nuevas herramientas diagnósticas nos llevan a pensar y analizar más allá de lo que normalmente estamos acostumbrados a observar, el simple hecho de obtener una imagen tridimensional que antes no teníamos, nos abre la mente en busca de nuevas formas de análisis que incorporen las tres dimensiones del espacio.

Con la tecnología CBCT todas las proyecciones radiográficas pueden ser obtenidas en menos de un minuto, logrando mayor calidad que las imágenes radiográficas bidimensionales y con base en un sola toma.³ Dentro de las aplicaciones clínicas de interés ortodóntico se encuentra la valoración de dientes impactados, localización del nervio dentario inferior, piso de seno maxilar, evaluación pre quirúrgica para implantes, evaluación de senos para nasales, visualización de lesiones odontogénicas, evaluación de traumas, visualización de ATM, comparación de estructuras óseas contra laterales para diagnóstico de asimetrías, fabricación de guías quirúrgicas y evaluación quirúrgica cráneo facial.^{3,5}

La incorporación de un análisis tridimensional a partir de la tomografía computarizada permitirá ubicar puntos y planos anatómicos exactos en el tercio medio, para luego determinar su área y volumen específicos dentro del complejo cráneo facial, para de esta forma comparar regiones de un lado con respecto al otro. También.

Existe muy poca información y estudios con respecto a este tipo de análisis tridimensional; no se dispone de criterios claros para el manejo de estas imágenes y a pesar de contar con los últimos avances tecnológicos en imagenología, observamos que la utilización de este tipo de imágenes en 3era dimensión en la mayoría de los análisis tridimensionales se siguen midiendo de forma lineal y angular; es decir de la misma forma bidimensional que siempre lo

hemos hecho, tenemos la tecnología pero seguimos pensando y midiendo en 2D.

1.2 FORMULACIÓN

¿Cuáles son los puntos anatómicos y planos de referencia del complejo cráneo maxilar en una imagen tomo gráfica, que nos permita obtener un sistema de análisis y medición tridimensional?

1.3 JUSTIFICACIÓN

Este trabajo es continuación de la línea de investigación Antropométrica y Cráneometría asesorada por el Doctor Eduardo Rodríguez al grupo de sexto semestre, quienes han investigado dicho procedimiento sobre la mandíbula.

Se basa en la necesidad de mostrar una alternativa en el diagnóstico y planificación de tratamiento ortodóncico y quirúrgico teniendo en cuenta las desventajas y limitaciones que presentan las radiografías bidimensionales.

Este estudio es importante porque permitirá ubicar puntos y planos anatómicos exactos en la estructura ósea maxilar, para determinar su área específica dentro del complejo cráneo facial y así determinar las diferencias inter e intra operador, obteniendo de esta forma un diagnóstico confiable y real de la situación de cada paciente, en el caso de asimetrías faciales evidentes, macrognatismos o micrognatismos maxilares.

Existe muy poca información y estudios con respecto al tema. No hay elementos claros de diagnóstico para el manejo de estas imágenes y a pesar de contar con los últimos avances tecnológicos en imagenología se sigue pensando y midiendo de forma bidimensional en estructuras tridimensionales

1.4 MARCO TEÓRICO

W. K. Röntgen en 1895 descubrió los Rayos X, definidos como ondas electromagnéticas con una longitud de onda menor de 10 Angstroms y una frecuencia inferior a $3 \cdot 10^{16}$ con la capacidad de atravesar la materia,

transmitiendo parte de esa energía ionizando átomos perdiendo parte de su energía . Gracias a esa atenuación energética de la fuente de radiación, pueden obtenerse imágenes del cuerpo atravesado ^{16, 17}

La imagen que se obtiene es registrada en la radiografía, la cual es una representación bidimensional de un objeto tridimensional. Para ello se debe reconstruir y estudiar una imagen tridimensional exacta de las estructuras anatómicas bajo estudio, a partir de una o más de esas imágenes bidimensionales (radiografías) para así darle la utilidad a una radiografía. ¹⁸

Los principios geométricos de la proyección describen el efecto del tamaño del punto focal y de su posición en relación con el objeto y la película los cuales influyen sobre la calidad de la imagen resultante ²²

Para obtener de forma óptima, es decir una imagen clara, nítida bien definida con buena resolución, los rayos X emanan de un punto focal en el anticátodo de un tubo de rayos X, se originan desde todos los puntos del anticátodo real y se irradian en todas direcciones. Algunos rayos de cada una de esas fuentes punto formes tocarán de forma tangencial los bordes. Puesto que tales rayos se originan desde puntos diferentes y viajan en línea recta, sus proyecciones en la película no corresponderán exactamente al mismo punto. Como resultado, la imagen del borde no es nítida y definida, sino amplia y borrosa. La zona amplia y borrosa se conoce como penumbra. La borrosidad causa una pérdida de claridad de la imagen, al reducir la nitidez y la resolución. Existen tres métodos para minimizar los efectos perjudiciales y mejorar la calidad de las radiografías ²³

Una de las ayudas radiográficas más usadas por décadas en la especialidad ortodoncia es la proyección lateral del cráneo o radiografía de perfil. Los ortodoncistas la usan para evaluar el crecimiento facial, y en cirugía oral y odontología protésica proporciona registros antes y después del tratamiento ²³, sobre ella se realiza un calco céfalo métrico o céfalometría que fue definida por en 1998 por Moyers como una técnica radiográfica para obtener una imagen de la cabeza humana en un esquema geométrico medible ²²

Además se usa para observar alteraciones en el cráneo y los huesos faciales en busca de datos de traumatismo, enfermedad o anomalías del desarrollo. Esta proyección revela los tejidos blandos nasofaríngeos, los senos paranasales y el paladar duro y otras estructuras anatómicas inherentes a cara y cuello antes y después del tratamiento ²³

Pero se ha observado a través del tiempo que presenta algunas desventajas como lo son errores de proyección, distorsión e identificación de puntos ²⁴

Los errores de proyección son causados por la representación en imágenes bidimensionales de un objeto tridimensional. Los rayos X de cono único no son paralelos y se originan desde una fuente dando como resultado que la radiografía tenga elongaciones producidas por las distancias entre los focos, el objeto y la película ^{23, 32}

La mala alineación del céfalostato y la rotación de la cabeza del paciente en el céfalostato en cualquier plano también induce a errores de proyección ^{33, 34}

La distorsión que consiste en aumento del tamaño de la imagen en la película, son causa de la divergencia de los fotones del haz de rayos X, la distorsión del tamaño de la imagen también va depender de distancia entre el punto focal, la película y el objeto-película. Para ello, con el fin de minimizar la distorsión de la forma es aconsejable alinear con cuidado el tubo, el objeto y la película ²³

La tecnología avanza y busca nuevas herramientas para la solución de los problemas que presentan las imágenes de rayos X por lo cual aparece en 1967 la tomografía computarizada, desarrollada por el Dr. Godfrey Hounsfield la cual desde ese momento también ha sufrido cambios y ha evolucionado de 5 generaciones.

La primera fue una generación de scanner donde las imágenes eran obtenidas por cortes con una fuente de radiación y un detector simple.

La segunda generación incorporó los scan con la desventaja de que estos detectores no fueron continuos, ni abarcan el del objeto completo.

La tercera generación por el avance en la tecnología utiliza detectores largos que redujeron la necesidad de que el rayo de luz se trasladara alrededor del objeto para ser medidos y fueron mejor conocidos como los “fan-beam” CTs.

En la cuarta generación se desarrolló una fuente de radiación móvil y un detector de anillado. Esto significa que las modificaciones a los ángulos de la fuente de radiación tenían que ser tomados en cuenta y había mayor dispersión de radiación.

Finalmente, los scanner de quinta y sexta generación se introducen con el fin de reducir los artefactos de movimiento y esparcimiento. Como en las dos generaciones previas, el detector es inmóvil y el haz de electrones es barrido por una franja tungsteno ánodo. La radiación es producida en el punto donde el haz golpea el ánodo y resulta en una fuente de rayos-x que rota alrededor del paciente con componentes de no translación o partes movibles. La proyección de los rayos-x es tan rápida que incluso los latidos del corazón de una persona pueden ser capturados. Esto ha llevado a algunos clínicos a considerarlo como un aparato de 4d capturado de movimiento.²⁴

TOMÓGRAFIA COMPUTARIZADA DE RAYO ÚNICO DE CONO (CBCT)

Las tomografías computarizadas de rayo de cono único son diseñadas para superar algunas de las limitaciones de los aparatos convencionales CT. El objeto a ser evaluado es capturado con la caída de las fuentes de radiación en el detector bidimensional. Esta simple diferencia permite una rotación individual de la fuente de radiación para capturar toda la región de interés, comparado con los aparatos CT convencionales donde múltiples pedazos son amontonados para obtener una imagen completa. El rayo de luz también produce un rayo más enfocado y considerablemente menos dispersión de la radiación comparado con los aparatos CT convencionales en forma de abanico. Esto aumenta significativamente la utilización de rayos-x y reduce la capacidad de los tubos de rayos-x requeridos para el escaneo volumétrico. Se ha reportado que el total de radiación es de aproximadamente un 20% del Cts. convencional y equivalente a una exposición radiográfica peri apical de toda la boca.

La innovación de estos componentes es significativa y permite que el CBCT sea menos costoso y pequeño. Además, la cámara de exposición es hecha a la medida y reduce la cantidad de radiación. Las imágenes son comparativas a las CTs convencional y pueden ser mostradas como una vista total de la cabeza, como la vista del cráneo o componentes regionales.

Diferentes sistemas de CBCT

Hay actualmente cuatro sistemas principales proveedores en el mercado mundial:

- NewTom 3G (Quantitative radiology, Verona, Italy).
- I-CAT (imaging sciences International, Hatfield, USA)
- CB Mercury Ray (Hitachi Medical Corporation, Tokyo, Japan).
- 3D Accuitomo (J Morita Mfg Corp, Kyoto, Japan).

I-CAT

El sistema i-CAT de Cone beam tridimensional de imagen es desarrollado por Imaging Sciences International (Imaging Sciences, Hatfield, USA) . La imagen tridimensional es capturada con el paciente sentado derecho como en cualquier maquina estándar OPT y el tiempo de scan varia de 20 a 40 segundos.

En los prototipos iniciales, solo la región maxila-mandibular podía ser reflejada, pero con los nuevos mejoramientos y modificaciones, los creadores ahora aseguran que un campo de vista de 20 x 25 cm puede ser obtenido. Esto es suficiente para capturar una imagen facial estándar equivalente al encefalograma tridimensional lateral.

Los creadores aseguran que el novedoso detector panel plano de silicón amorfo no distorsiona la imagen, y da una 12-bit escala de grises y una resolución de pixeles de 0.125mm. El panel plano proporciona un buen contraste y una larga vida del panel, de esa manera hace mejores imágenes clínicas mientras que tiene buenos costos.

Una crítica temprana del sistema fue la distorsión de los tejidos faciales producidos por el descanso de la quijada cuando el paciente fue posicionado

en el aparato. Este feed back le ha permitido a la compañía mejorar la posición del paciente en el aparato y no muchos problemas surgieron en las últimas versiones del sistema.

Dentro de las aplicaciones clínicas de interés ortodóncico con la tecnología CBCT todas las radiografías posibles pueden ser tomadas en menos de 1 minuto. Los ortodoncistas ahora tienen la calidad de diagnóstico de radiografías periapicales, panorámicas, encefalogramas y oclusales y series de TMJ a su disposición, junto con vistas que no pueden ser producidas por máquinas de radiografías convencionales como vistas axiales, y encefalogramas separados por los lados derechos e izquierdos. Un número de aplicaciones clínicas han sido reportadas en la literatura.²⁴

Aunque la tecnología cone beam está disponible para proporcionar imágenes volumétricas tridimensionales con menos de 4 veces radiación que una máquina CT convencional, el resultado efectivo de la radiación depende de las configuraciones usadas (kVp y mA). El uso de mas inferior y/o colimación son una de las formas de reducir la cantidad de radiación que el paciente recibe, pero al mismo tiempo puede producir una imagen con baja calidad que al usar configuraciones superiores. Los dosis de exposición efectiva del paciente desde una máquina CBCT ha sido reportada de ser tan baja 45 uSv como alta 650 uSv. Como referencia, la exposición publicada para una serie análoga de boca ha sido reportada como 150 uSv; para una radiografía panorámica análoga como 4 uSv y una vuelta desde París hasta Tokio adiciona 139 uSv de dosis efectiva para cada pasajero.²⁵

Dentro de las aplicaciones clínicas de interés ortodóncico encontramos valoración de impactaciones, localización de nervio dentario inferior, seno de maxilar, evaluación pre quirúrgica para implantes, evaluación de senos paranasales, visualización de lesiones odontogénicas, evaluación de traumas, visualización de ATM, fabricación de guías quirúrgicas y evaluación quirúrgica Cráneo facial^{36, 37}

Gracias a que la tomografía de rayo de cono provee una imagen clara de estructuras de alto contraste, es extremadamente útil para la evaluación ósea

26,38

El CBCT es excelente para obtener imágenes de estructuras de tejidos duros y la mayoría de los componentes de los tejidos blandos. Sin embargo, no tiene la habilidad de mapear exactamente la estructura del músculo y sus adyacencias. Estas estructuras intrincadas tendrán que ser reflejadas usando imágenes de resonancias magnéticas convencionales (MRI), la cual no predisponga al paciente a la exposición a la radiación.³⁰

Los procedimientos actuales para el diagnóstico y plan tratamiento incluye la recolección clínica y montaje de la historia dental y medica del paciente, como notas del examen clínico, radiografías, fotos, modelos, y otros exámenes diagnósticos que ayudaran a producir una imagen mental del paciente, tales registros contiene vacios de información, la falta de perspectiva tridimensional, ofrece una información funcional limitada. Con frecuencia los clínicos deben retornar a paciente para determinar las posiciones tales como la posición mandibular y el movimiento, estos factores colocan límites en el uso de registros diagnósticos, requiriendo al clínico hacer suposiciones para llenar estos vacios y las perspectivas faltantes, estas suposiciones pueden llevar a erros que conducen a resultados de tratamientos menos predecibles.

La morfología y el crecimiento del esqueleto cráneo facial en humanos ha sido ampliamente descrito usando la radiografía céfalométrica, la cual requiere la identificación de registros específicos y el cálculo de diversa variables lineales y angulares sin embargo existen dos tipos de errores que ocurre: errores de proyección y de identificación,²⁵

Los errores de proyección son causados debido a que la película de la cabeza es una representación bidimensional (2D) de un objeto tridimensional (3D) los errores de identificación son los errores de identificar los registros específicos en las películas de la cabeza y son considerados por muchos investigadores como la mayor fuente de errores en céfalometria^{34, 35, 49}. Algunos factores están involucrados e incluyen la calidad de la imagen, la precisión en la definición del registro, la reproductibilidad de la ubicación del registro, el operador, el proceso de registro

En años recientes la tomografía computarizada ha provisto la reconstrucción en 3D del esqueleto cráneo facial desde cortes axiales permitiendo métodos para evaluar todas la estructuras internas^{30, 41}

Un aumento en la aplicación de datos 3D esperada con el uso de nuevas herramientas para rediseñar céfalometrias e incorporar avances de campos relacionados como la morfometría geométrica). Los métodos de morfometría geométrica han sido ampliamente aplicados a la primatología ⁵¹, variación humana y paleo antropología ⁵². Actualmente las imágenes nuevas y las tecnologías de detención han sido introducidas a la ortodoncia que provee imágenes 3D del esqueleto cráneo facial, tejidos blandos y dentición, incluye registros de posición y movimiento mandibular. Ellos proveen mucha y mas información que los registros disponibles actualmente. Estas ventajas incluyen la 3D, resolución mayor, y también información funcional. Idealmente, toda la anatomía esencial, funcional, y registros información fisiológica, en el paciente son requeridas para construir un modelo más exacto del paciente, y para visualizar las expectativas del paciente ⁵⁰

El progreso en las técnicas de imagenología, especialmente en la tomografía computarizada y la toma de resonancia magnética, permite obtener imágenes sin la superposición de estructuras, las imágenes 3D pueden ser reconstruidas interactivamente por el proceso de datos desde los scanner de la tomografía axial. Las imágenes 3D permiten la evaluación topográfica de las deformidades dentó maxilofaciales. La mayoría de los proceso de reconstrucción 3D requiere software hardware de un computados de alta velocidad; sin embargo solamente los centros radiológico o las universidades clínicas modernas son capaces de integrar estos nuevos métodos el tratamiento ortodoncico puede ser una parte de la simulación del tratamiento en un modelo 3D. En los últimos 10 años nosotros hemos evaluado la integración de céfalo metria 3D y los modelos de cráneo 3D individuales durante el diagnostico ortodoncico y quirúrgico y la planificación del tratamiento.

La constancia previene cualquier error de re identificación durante la evaluación céfalométrica 3D,

Graber en 1995, ha notado críticamente que las técnicas radiográficas convencionales muestran un 50% menos de la estructura anatómica real. Las aplicaciones de imagen 3D incluye diagnostico inicial y supe imposiciones para evaluar el crecimiento, cambios de tratamiento y estabilidad. Las imágenes 3D CBT muestran la inclinación radicular dental y torque posiciones de dientes

impactados y supernumerario, espesor y morfología del hueso en sitios para Minimplante, y sitios de osteotomía en planificación quirúrgica. Hallazgos tales como reabsorción, crecimiento hiperplásico, desplazamiento, anomalías de forma de los cóndilos mandibulares, y diferencias morfo entre lado derecho e izq. enfatizados en valor de diagnóstico en adquisiciones de CTB. Además las relaciones de los tejidos blandos y la vía aérea pueden ser evaluadas en la 3 dimensiones ⁵⁴

PUNTOS CEFALOMÉTRICOS: son una referencia topográfica que representa una estructura o zona cráneo facial. Se utiliza para localizar y cuantificar dimensiones anatómicas; suelen estar localizadas en las zonas externas de los huesos cráneo faciales, en estructuras óseas internas, o por su carácter descriptivo se obtienen por relación geométrica (intersección de planos) o por selección visual

PLANO CEFALOMÈTRICO: es una abstracción geométrica, formada por dos o más puntos céfalo métrico, que representan una estructura anatómica o una entidad funcional.

LÌNEA CEFALOMÈTRICA: Es una línea recta formada por la unión de dos puntos céfalo métricos, se suele emplear como referencia, sin que represente necesariamente una zona anatómica.

En complejo cráneo maxilar se determinaron: la zona ósea orbitaria, correspondiente a toda la superficie ósea ubicada por encima del plano de Frankfort hasta el plano supra orbitario, la zona ósea basal superior , correspondiente a toda superficie ósea ubicada por debajo de este, hasta el plano bi espinal y la zona dentó alveolar desde el plano bi espinal hasta abajo, de esta forma se obtuvieron cuatro regiones óseas cráneo maxilares de cada lado, quedando conformadas de la siguiente manera: Región (I) Orbitaria, Región (II) basal superior , región (III) dentó alveolar, Región (IV) cuerpo completo

Cada una de las regiones óseas cráneo maxilares derecha e izquierda, se analizaron tomando en cuenta el área superficial (mm²) y volumen (mm³) estableciendo la comparación porcentual entre cada una de la re

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

Determinar la aplicabilidad del sistema de medición tridimensional para comparar las hemicaras y estructuras anatómicas que componen el complejo cráneo maxilar a partir de una imagen tomo gráfica computarizada de rayo de cono único en un paciente y en cráneo seco.

1.5.2 Objetivos Específicos

- Diseñar un sistema de medición tridimensional del complejo cráneo maxilar a partir de una tomografía de rayo de cono único.
- Determinar las diferencias inter operador e intra operador en la localización de puntos y la medición de áreas y volúmenes en el cráneo seco y en el paciente.
- Evaluar la capacidad del método para identificar las asimetrías, comparando las áreas y volúmenes obtenidos bilateralmente tanto en el cráneo seco como en el paciente.
- Evaluar las variaciones de las mediciones en cada región tanto en área como volumen

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Analítico

2.2 UNIDAD DE ESTUDIO

Complejo cráneo maxilar

2.3 OBJETO DE ESTUDIO

-Imagen tomo gráfica de rayo de cono único tomadas en un paciente y en un cráneo

2.4 MUESTREO

-No aplicable.

2.5 MUESTRA

1. Imagen tomo gráfica de rayo de cono único tomadas en el complejo cráneo maxilar de un paciente y un cráneo seco único (Cone Beam). Las tomografías se tomaron con un tomógrafo de rayo de cono (i-CAT®) con sensor Flat Panel. Para la toma del cráneo y del paciente fueron posicionados en el tomógrafo, verificando el paralelismo del plano de Frankfort con respecto al piso y ubicando la línea media facial perpendicular al piso.

2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.6.1 Criterios de inclusión

Imagen de rayo de cono único del complejo cráneo maxilar de un paciente y de un cráneo seco. El cráneo fue facilitado por una ortodoncista y la tomografía por parte de uno de los investigadores la cual ya había sido empleada en investigaciones pasadas.

Se definieron los siguientes criterios de selección

2.6.2 Criterios de exclusión.

Tomografía de paciente sin alteraciones cráneo faciales evidentes, que el paciente no hubiera sido sometido a cirugía ortognática, igualmente que la tomografía cumpliera con la calidad requerida y autorizara el uso de sus imágenes.

2.7 VARIABLES DE INTERÉS

Se desarrollaron a lo largo de estudio. (Área y Volumen).

Se tomaron: Puntos Anatómicos cráneo maxilares de referencia tanto en la hemi cara derecha e izquierda, planos de referencia, y regiones óseas mandibulares derecha e izquierda. (Tabla 1). Y se describieron dichas variables, en cuanto a definición, operacionalización, escala de medida, categorización e instrumento. (Tabla 2)

PUNTOS ANATÓMICOS CRANEOMAXILARES DE REFERENCIA DER / IZQ	PUNTOS ANATOMICOS UNICOS	PLANOS DE REFERENCIA	REGIONES ÓSEAS MAXILARES DER / IZQ
Supra orbitario, (So)	Nasion (Na)	Plano de Frankfort (FH)	(I) Frankfurt superior
Orbitario (Or)	Espina nasal anterior (ENA)	Plano medio de referencia (PMR),	(II) Frankfurt inferior
Zigomático (Zg)	Espina nasal posterior (ENP),	Plano bi espinal (ENA-ENP)	(III) orbitaria
Porion (Po)	Crista galli (Cr)		(IV) Basal Superior
	Silla turca (S)		(V) Dentó alveolar
			(VI) Cuerpo completo

Tabla 1 Puntos Anatómicos cráneo maxilares de referencia tanto en la hemi cara derecha e izquierda, planos de referencia, y regiones óseas mandibulares derecha e izquierda

VARIABLE	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	ESCALA DE MEDIDA	CATEGORIZACIÓN	INSTRUMENTO
PUNTOS ANATOMICOS DERECHOS E IZQUIERDOS					
SUPRAORBITARIO (So)	Punto más superior de la cavidad orbitaria		Continua	Cualitativa	Observación directa
ORBITARIO (Or)	Situado en el punto más inferior de la orbita		continua	Cualitativa	Observación directa
ZIGOMATICO(Zg)	Punto céfalo métrico y anatómica parte más prominente del arco cigomático		Continua	Cualitativa	Observación directa
PORION (Po)	Punto anatómico, localizado en la parte más posterior superior del conducto auditivo externo,		Continua	cualitativa	Observación directa
PUNTOS ANATOMICOS ÚNICOS					
NASION (Na)	Punto que se localiza en la parte anterior de la sutura fronto nasal.		Continua	cualitativa	Observación directa
ESPINA NASAL ANTERIOR (ENA)	Es la parte más anterior y superior de la silueta del maxilar superior		Continua	Cualitativa	Observación directa
ESPINA NASAL POSTERIOR (ENP)	Situado en el límite posterior de la silueta del maxilar superior		Continua	Cualitativa	Observación directa
CRISTA GALLI (Cr)			Continua	Cualitativa	Observación directa
SILLA TURCA (S)	Punto medio de la fosa pituitaria		Continua	cualitativa	Observación directa

REGIONES ANATOMICAS					
FRANFURT SUPERIOR	Correspondiente ala toda la superficie ósea ubicada arriba del plano de Frankfurt hasta 2mm arriba del plano supra orbitario	milímetros	continua	cualitativa	tomografía
FRANFURT INFERIOR	Correspondiente ala toda la superficie ósea ubicada debajo del plano de Frankfurt hasta el plano bi espinal	milímetros	continua	cualitativa	tomografía
REGION ORBITARIA	correspondiente a toda la superficie ósea ubicada por encima del plano de Frankfort hasta el plano supra orbitario	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Tomografía
REGION BASAL SUPERIOR	correspondiente a toda superficie ósea ubicada por debajo de este, hasta el plano bi espinal	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Tomografía
REGION DENTOALVEOLAR	desde el plano bi espinal hasta abajo	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Tomografía
PLANOS DE REFERENCIA					
PLANO MEDIO DE REFERENCIA(PMR)	Formado por los puntos silla (S) crista galli(Cr) ,nasion (N) y espina nasal anterior(ENA)	milímetros	Continua	Cuantitativa	Tomografía
PLANO BIESPINAL (ENA-ENP)	Plano formado por los puntos espinal nasal anterior (ENA)y espina nasal posterior(ENP	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Tomografía
PLANO DE FRANFORT (FH)	Plano referencia formado por los puntos Porion(Po) y orbital(Or)	Milímetros	Continua	Cuantitativa	Tomografía

Tabla 2 se describen las variables, en cuanto a definición, operacionalización, escala de medada, categorización e instrumento.

2.8 PROCEDIMIENTO

El estudio se realizo en 2 etapas: una prueba piloto y trabajo de campo

Prueba piloto: Se utilizaron como modelos de estudio un cráneo seco (Foto 1). Humano y un paciente en los cuales se obtuvo una tomografía en donde se ubicaron puntos anatómicos de referencia definidos en las variables de estudio,



Foto 1 Craneo seco

1. Se definieron las siguientes variables de estudio: **Puntos anatómicos del complejo cráneo maxilar de referencia derechos e izquierdos:** Supra orbitario, (So) Orbitario (Or); Zigomático (Zg), Canto externo, Porion (Po)
2. **Puntos anatómicos únicos:** Nasion (Na), Espina nasal anterior (ENA), Espina nasal posterior (ENP), Crista galli (Cr), Silla turca (S)
3. **Regiones anatómicas:** (I) Frankfurt superior, (II) Frankfurt inferior (III) Orbitaria, (IV) Basal Superior, (V), Dentó alveolar, (VI) Cuerpo completo.
4. **Planos de referencia:** Frankfort (FH), Plano medio de referencia (PMR), Plano bi espinal (ENA-ENP)

Las mediciones fueron realizadas mediante un software especializado en el manejo de las imágenes tomo gráficas (ICAT VISION), sobre las imágenes obtenidas mediante la tomografía de rayo de cono único. Este proceso se llevo a cabo por un grupo de seis observadores, conformado por cuatro residentes del posgrado de Ortodoncia y Ortopedia maxilar del Colegio Odontológico Colombiano, el director científico de la tesis y un radiólogo experto en este tipo de examen. Posteriormente se tomo el índice de Kappa para determinar la

concordancia en la ubicación y medición de los puntos inter e intra observador en las imágenes tomográficas.

2. Trabajo de campo.

Se ubicaron los puntos anatómicos sobre la tomografía posteriormente se trazaron los planos de referencia para definir las regiones Frankfurt superior, Frankfurt inferior, orbital, basal superior, dentó-alveolar y cuerpo completo. A continuación, se compararon las medidas y las áreas obtenidas entre los hemimaxilares para determinar la diferencia en área y volumen inter operador e intra operador en las imágenes del cráneo seco y del paciente.

Procedimiento de edición de maxilar cráneo seco

El proceso de edición comienza con la recopilación de los archivos de la tomografía del cráneo seco en formato DICOM. Las 515 imágenes generadas en dicho formato son enviadas a 3D Doctor donde se realiza un ajuste de tamaño de voxel de 0.25mm. En 3D Doctor el proceso se subdivide en dos etapas fundamentales:

1. Aislar el tercio medio de la cara en 12 secciones con la generación del sólido en 3D Doctor. Estas secciones se generan con los puntos Supra orbitario (So), Nasion (Na), Orbitario (Or), Zigomático (Zg), Porion (Po), Espina nasal anterior (ENA), Espina nasal posterior (ENP), Crista galli (Cr) y Silla turca (S). Estos puntos fueron ubicados de acuerdo a los criterios anatómicos y geométricos definidos por los investigadores, los cuales a su vez generan los planos Medio (ENA-ENP-Cr), Frankfort (Po-Or), alveolar (ENA), basal (Or-ENA) y orbital (So). (tabla 3)

Secciones	Delimitación
Maxilar derecho e izquierdo	Plano medio
Frankfort superior derecho e izquierdo	Plano Frankfort hasta la parte superior del maxilar
Frankfort inferior derecho e izquierdo	Plano Frankfort hasta la parte inferior del maxilar
Basal derecha e izquierda	Plano basal hasta Plano orbital
Orbital derecha e izquierda	Plano orbital hasta supraorbitarios
Alveolar derecha e izquierda	Plano alveolar hasta parte inferior del maxilar

Tabla 3 secciones y delimitación de las zonas a evaluar en el cráneo

2. Una vez dividido el tercio medio de la cara se tomaron medidas del área superficial y el volumen de cada una de las secciones generadas en el punto 2.

Para el procedimiento de toma de datos con los 4 observadores. Se realizaron 4 tomas de datos cada una con su respectiva réplica, se inicio con cada persona desde el paso Número 2. Las medidas se registraron en un instrumento de recolección de datos diseñado para este propósito. Finalmente los datos se sometieron a análisis estadístico con SPSS 16.0 para Windows en el Departamento de estadística de la institución universitaria Colegios de Colombia UNICOC. Este software permitió observar el comportamiento inter operador e intra operador para cada caso.

Procedimiento de edición de maxilar paciente

El proceso de edición comienza con la recopilación de los archivos de la tomografía del paciente en formato DICOM. Las 551 imágenes generadas en dicho formato son enviadas a 3D Doctor donde se realiza un ajuste de tamaño de voxel de 0.4mm. En 3D Doctor el proceso se subdivide en tres etapas fundamentales:

1. Aislar los tejidos blandos de los tejidos duros a través de la herramienta auto segmento y la edición de fronteras en cada una de las imágenes DICOM (los

tejidos blandos presentan una resolución de pantalla diferente a los tejidos duros).

2. Aislar el tercio medio de la cara en 12 secciones con la generación del sólido en 3D Doctor. Estas secciones se generan con los puntos Supra orbitario (So), Nasion (Na), Orbitario (Or), Zigomático (Zg), Porion (Po), Espina nasal anterior (ENA), Espina nasal posterior (ENP), Crista galli (Cr) y Silla turca (S). Estos puntos fueron ubicados de acuerdo a los criterios anatómicos y geométricos definidos por los investigadores, los cuales a su vez generan los planos Medio (ENA-ENP-Cr), Frankfort (Po-Or), alveolar (ENA), basal (Or-ENA) y orbital (So). (Tabla 4)

Secciones	Delimitación
Maxilar derecho e izquierdo	Plano medio
Frankfort superior derecho e izquierdo	Plano Frankfort hasta la parte superior del maxilar
Frankfort inferior derecho e izquierdo	Plano Frankfort hasta la parte inferior del maxilar
Basal derecha e izquierda	Plano basal hasta Plano orbital
Orbital derecha e izquierda	Plano orbital hasta supra orbitarios
Alveolar derecha e izquierda	Plano alveolar hasta parte inferior del maxilar

Tabla 4 secciones y delimitación de las zonas a evaluar en el paciente

3. Una vez dividido el tercio medio de la cara se tomaron medidas del área superficial y el volumen de cada una de las secciones generadas en el punto 2. El procedimiento de toma de datos con los 4 observadores fue igual al utilizado en el cráneo seco

2.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Las medidas se registraron en un instrumento de recolección de datos, para someterlos a análisis estadístico con el programa SPSS 18 se hicieron las pruebas: T Student, T de Bonferroni, análisis de varianza anova y correlación intra clase, en el Departamento de estadística de la Institución Universitaria Colegios de Colombia UNICOC. Permitiendo observar el comportamiento inter operador e intra operador para cada caso

2.10 CONSIDERACIONES ÉTICAS

De acuerdo a la resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud el tipo de riesgo fue calificado: Sin Riesgo

El cráneo fue facilitado por un ortodoncista y ha sido utilizado en diferentes investigaciones y la tomografía fue facilitada por uno de los investigadores previo consentimiento.

3. RESULTADOS

Los hallazgos encontrados en la investigación mostraron que: no hay diferencia estadísticamente significativa en la ubicación de los puntos de referencia tomo gráficos en las diferentes mediciones en la evaluación inter observadores ni en la comparación intra observadores. ($p > 0,9$) (Tabla 5)

ANOVA					
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	Sig.
Comparación % Derecho izquierdo P1	Inter-grupos	.000	4	.000	
	Intra-grupos	.000	5	.000	
	Total	.000	9		
Comparación % Derecho izquierdo P2	Inter-grupos	.000	4	.000	1.000
	Intra-grupos	.000	5	.000	
	Total	.000	9		
Comparación % Dercho izquierdo P3	Inter-grupos	.000	4	.000	
	Intra-grupos	.000	5	.000	
	Total	.000	9		
Comparación % Ddercho izquierdo P4	Inter-grupos	.000	4	.000	1.000
	Intra-grupos	.000	5	.000	
	Total	.000	9		

Tabla 5 .significancia estadística en mediciones inter e intra observadores

Aunque las medidas no son comparables entre el paciente y el cráneo seco se compararon las diferencias y se convirtieron en porcentajes, encontrando que hay pequeñas diferencias y variaciones en las mediciones.

En la comparación de las áreas superficiales de las siguientes regiones del maxilar: *Frankfurt Superior, Frankfurt Inferior, Región Basal, Región Alveolar y Región Orbital Derechas e Izquierdas* tanto en el cráneo seco como en el paciente se encontró mayor área del lado izquierdo que del derecho, encontrándose diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$) (Figura 1)

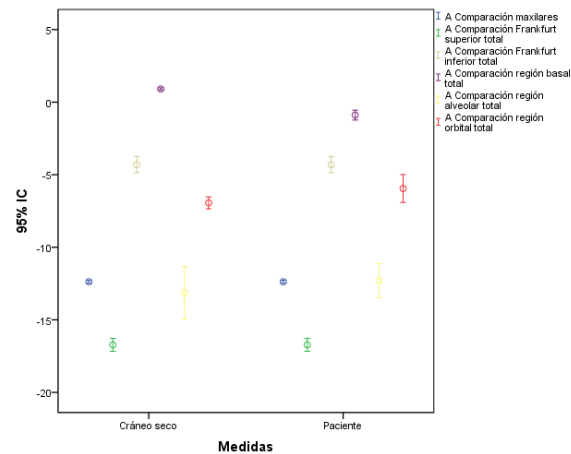


Figura 1. Comparación porcentual de las mediciones de las áreas del tercio medio en cráneo seco y paciente

En cuanto a la comparación de los volúmenes de las siguientes regiones del maxilar: *Frankfurt inferior, región alveolar y región orbital derechas e izquierdas* tanto en el cráneo como el paciente se encontró mayor volumen del lado izquierdo que del derecho, excepto en la *Región Basal* encontrándose mayor volumen en el lado derecho que en el izquierdo siendo estadísticamente significativo ($p < 0.001$) (Figura 2)

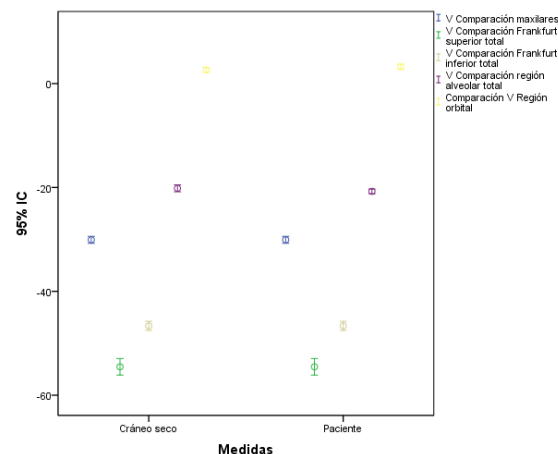


Figura 2. Comparación porcentual de las mediciones del volumen del tercio medio en cráneo seco y paciente

Las comparaciones de las áreas y de los volúmenes entre hemi-maxilares muestran una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$) siendo de mayor

tamaño el maxilar izquierdo tanto en cráneo seco como en el paciente (Figura 3 y 4)

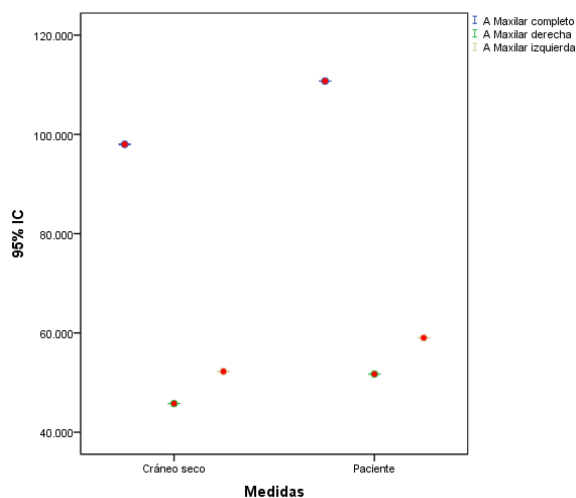


Figura 3. Comparación de las mediciones de área del maxilar del tercio medio en cráneo seco y paciente.

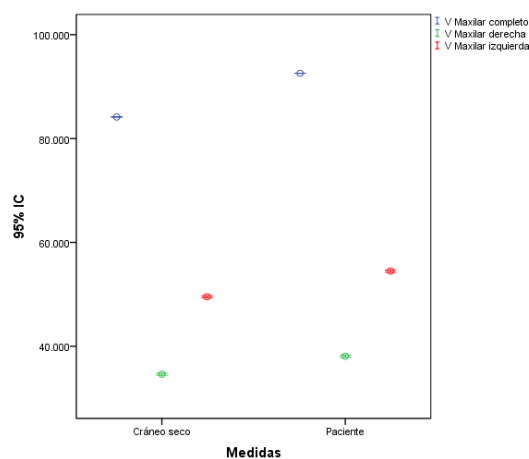


Figura 4. Comparación de las mediciones del volumen del maxilar del tercio medio en cráneo seco y paciente

Las comparaciones del área y del volumen entre las regiones *Frankfurt Superior derecha e izquierda* muestran una diferencia estadísticamente significativa $p < 0.001$ siendo mayor la *región Frankfurt izquierda* tanto en el cráneo seco como en el paciente (figura 5 y 6).

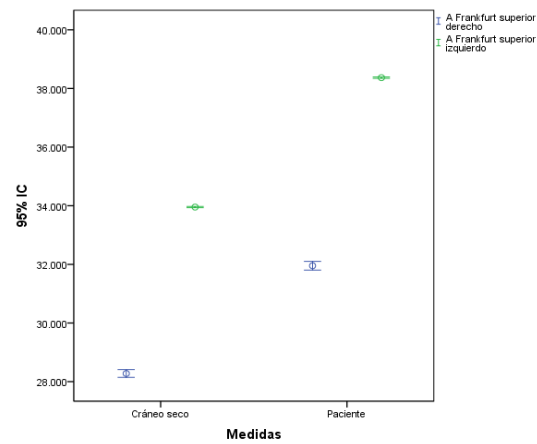


Figura 5. Comparaciones de las mediciones de área Frankfurt superior izquierdo y derecho del tercio medio en cráneo seco y paciente

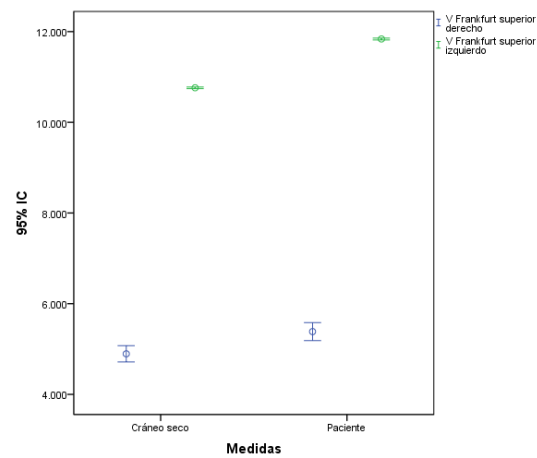


Figura 6. Comparación de las mediciones de volumen de las regiones Frankfurt Superior izquierda y derecha del tercio medio en cráneo seco y paciente

Las comparaciones de las áreas y los volúmenes de la *Región Frankfurt Inferior* muestran una diferencia estadísticamente significativa $p < 0.001$ siendo mayor el lado izquierdo tanto en el cráneo seco como en el paciente (fig 7y 8).

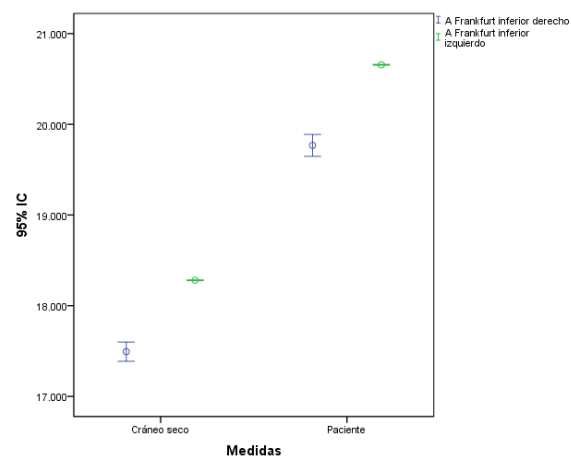


Figura 7. Comparación de las mediciones de área Frankfurt inferior izquierdo y derecho del tercio medio en cráneo seco y paciente

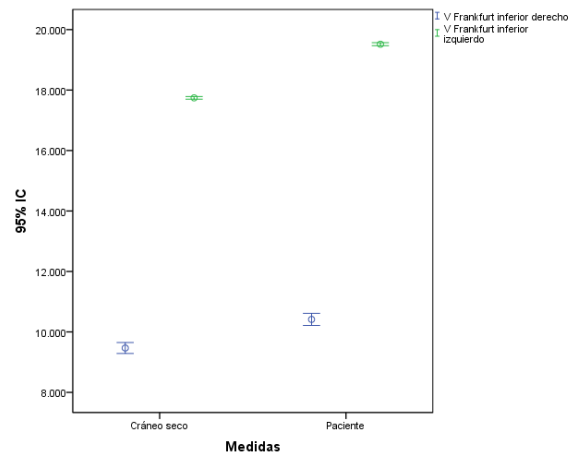


Figura 8. Comparación de las mediciones de volumen Frankfurt inferior izquierdo y derecho del tercio medio en cráneo seco y paciente

La comparación de las áreas de las *regiones Basal derecha e izquierda*, muestra una diferencia estadísticamente significativa $p < 0.001$ siendo mayor la *región Basal izquierda* en el paciente y el cráneo seco presentó mayor área en el lado derecho (figura 9).

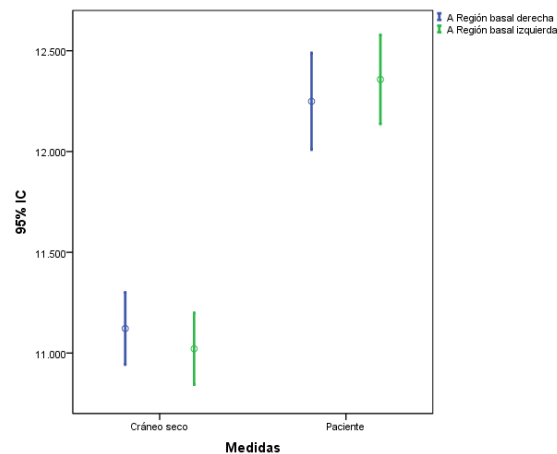


Figura 9. Comparación de las áreas de la Región Basal izquierda y derecha del tercio medio en cráneo seco y paciente.

La comparación de los volúmenes derecho e izquierdo de la *Región Basal* muestra una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$) siendo mayor el lado derecho tanto en el cráneo seco como en el paciente (figura 10)

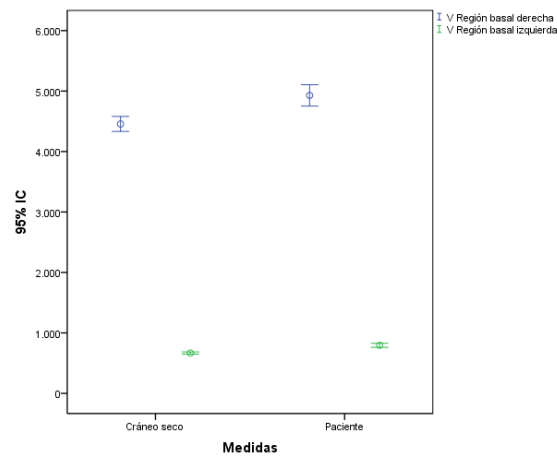


Figura 10 Comparación de las mediciones de los volúmenes de las Regiones basal izquierda y derecha del tercio medio en cráneo seco y paciente

La comparación de las áreas y de los volúmenes derecho e izquierdo de la *Región Basal* muestra una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$) siendo mayor el lado derecho tanto en el cráneo seco como en el paciente (figura 11)

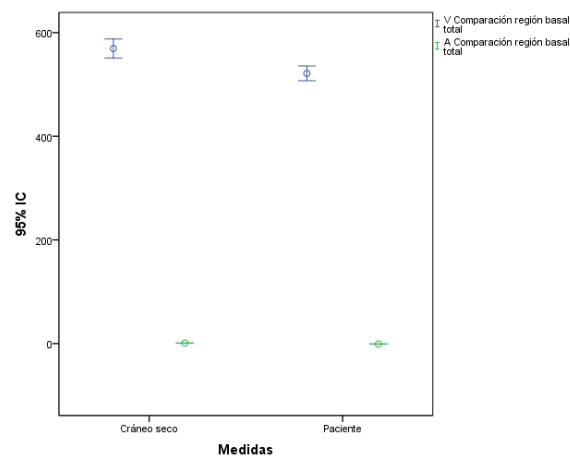


Figura 11. Comparación porcentual de las mediciones del volumen y área de la región basal en cráneo seco y paciente

Las comparaciones en área y volumen de la *región alveolar* muestran una diferencia estadísticamente significativa $p < 0.001$ siendo mayor la *región alveolar izquierda* tanto en el cráneo seco como en el paciente (figura 12 y 13)

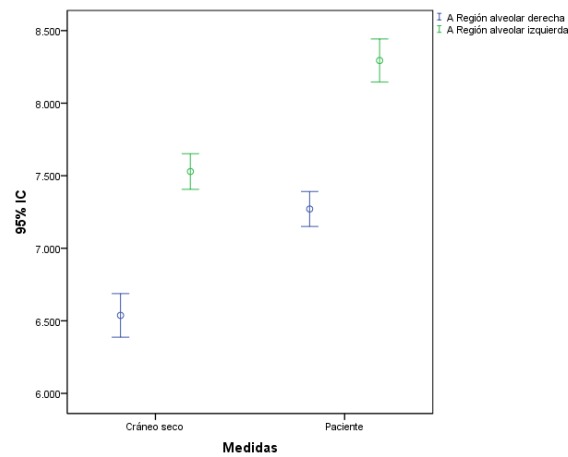


Figura 12. Comparación de las mediciones de área región alveolar izquierda y derecho del tercio medio en cráneo seco y paciente

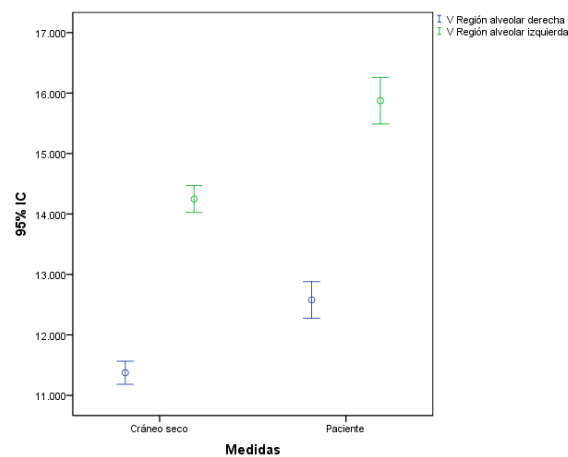


Figura 13. Comparación de los volúmenes de la Región alveolar izquierda y derecha del tercio medio en cráneo seco y paciente

La comparación de las áreas de la *Región Orbital* muestran una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$) siendo mayor la *Región Orbital izquierda* tanto en el cráneo seco como en el paciente y en cuanto al volumen muestra una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$) entre los lados siendo de mayor volumen el lado derecho (figuras 14 y 15)

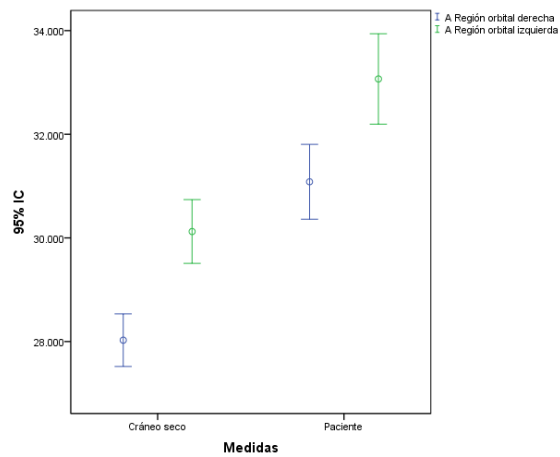


Figura 14. Comparación de las áreas de la Región Orbital izquierda y derecha del tercio medio en cráneo seco y paciente

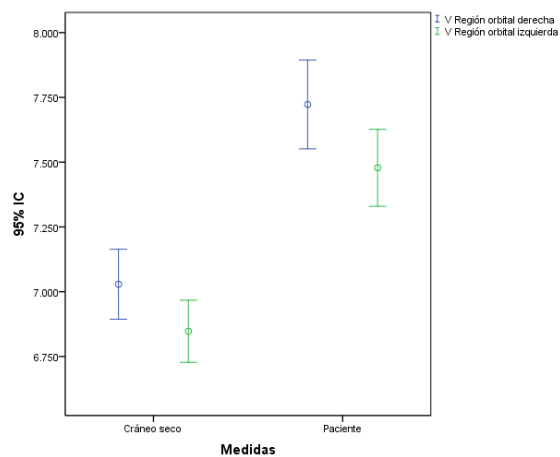


Figura 15. Comparación de los volúmenes de la Región Orbital izquierda y derecha del tercio medio en cráneo seco y paciente

4. DISCUSIÓN

Fuhrmann en el 2002 ¹⁸ Integrò la cefalometria tridimensional y modelos de cirugía 3D con modelos de cráneo esterolitogràficos para el diagnóstico y plan de tratamiento ortodòncico quirùrgico. Estos permiten una verificación de la viabilidad de la movilización y colocación de segmentos óseos y una mayor precisión del diagnóstico y plan de tratamiento, lo que se corrobora en este estudio para el diagnóstico de asimetrías dentó maxilofaciales con un nuevo sistema de división por regiones.

Esto coincide con los trabajos previos de esta línea de investigación que validan la CBCT como un método confiable por su alta precisión y mínima

distorsión, siempre y cuando de utilicen adecuadamente los programas especiales para la medición de imágenes tridimensionales.

Badawi-Fayad y col. (2007) ¹⁹ utilizaron muestras de cinco grupos regionales humanos para analizar la forma cráneo facial usando imágenes de súper imposición 3D para establecer un modelo de referencia y validarlo en la tomografía computarizada. Confirman la alta exactitud de medidas hechas en scanner de CT y la importancia de la morfometría geométrica, la cual provee una caracterización exacta de toda la forma cráneo facial y su variación con la población

En el presente estudio se utilizaron puntos anatómicos de uso común en céfalometría bidimensional y nuevos planos de referencia para poder realizar las comparaciones del lado derecho e izquierdo por regiones que permiten identificar con mayor exactitud dónde se presentan asimetrías.

Periago y col. (2008) ²⁰ compararon la exactitud de medidas lineales hechas en la Tomografía computarizada CONE BEAM, derivadas de imágenes volumétricas con las medidas reales de 23 cráneos humanos. Sospecharon que sobre pacientes pueden presentarse limitaciones que reducen la calidad de la imagen debido a la interferencia de los tejidos blandos, artefactos metálicos, movimiento del paciente y protocolo de escaneo.

Para la aplicación clínica se sospechó que se presentarían numerosas limitaciones como reducción en la calidad de la imagen. En el presente estudio por medio del programa 3D Doctor se retiraron los tejidos blandos en la tomografía para evitar distorsiones, se obtuvo una buena calidad de la imagen pero se necesitaron equipos más potentes y se aumentó el tiempo del procesamiento de la información por parte de asesores expertos en dichos programas.

Rodríguez y col. (2009) ²¹ establecieron un sistema de medición tridimensional para comparar las dos hemi arcadas mandibulares con base a una Tomografía de Rayo Cono Único (CONE BEAM). Demostraron que a partir de los datos de una CBCT se puede realizar un análisis tridimensional empleando variables de medición como: volumen y área superficial de regiones predeterminadas.

El presente trabajo continúa con esta línea de investigación definiendo parámetros novedosos para evaluar el complejo cráneo maxilar.

Este método permite realizar un análisis tridimensional de la región ósea de interés en forma independiente, permite utilizar referencias esqueléticas del complejo cráneo maxilar y/o referencias dentales para poder comparar las dos hemicaras y las diversas subregiones del tercio medio de la cara.

5. CONCLUSIONES

El presente sistema de medición tridimensional es útil y preciso para comparar las hemicaras y estructuras anatómicas que componen el complejo cráneo maxilar a partir de una imagen tomográfica computarizada de rayo de cono único en pacientes y en cráneos secos.

La subdivisión del complejo cráneo maxilar por regiones anatómicas y funcionales permite determinar con mayor precisión las zonas afectadas en caso de asimetrías y realizar un análisis tridimensional de la región ósea de interés en forma independiente.

Los programas de ingeniería digitales utilizados como el **3D Doctor®** facilitan la localización consistente de los puntos de referencia con precisión y alta reproducibilidad, pero exigen equipos muy potentes y ayuda técnica especializada.

El nuevo método utilizado evidenció las asimetrías del área y de los volúmenes de todas las regiones cráneo maxilares propuestas, tanto en el cráneo seco como en el paciente.

Las diferencias inter operador e intra operador de la localización de puntos y la medición de áreas y volúmenes en el cráneo seco y en el paciente fueron estadísticamente no significativas.

En las mediciones de las muestras utilizadas (cráneo seco y paciente) comparando el lado derecho con el izquierdo, se observaron diferencias estadísticamente significativas tanto en las áreas como en los volúmenes en todas las regiones estudiadas.

6. RECOMENDACIONES

Se sugiere aplicar este método en futuras investigaciones con una muestra significativa de pacientes reales, para evaluar el grado de variabilidad según edad y género y proponer nuevos estándares craneométricos tridimensionales. Se propone utilizar este método para análisis comparativos pre y postquirúrgicos o para evaluar resultados de tratamientos de ortopedia maxilar.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Latarjet, M. Anatomía humana. 4a edición Buenos Aires. Médica Panamericana. 2006.
2. Testut L. y col. Compendio de Anatomía Descriptiva. 22º edición. Cap. 1. Editor. Masón. México D.F. 2004.
3. Figun M. Anatomía Odontológica Funcional y Aplicada. 2º edición. Editor. El ateneo. México. D.F. 2002.
4. Redmond R. Huang J. Bumann A, Mah J. The cutting Edge. Three-Dimensional Radiographic Analysis in orthodontics. JCO 2005; Vol. 39: 421-428.
5. C. H. Kau and S. Richmond. Current Products and Practice Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. JCO 2005; Vol. 32:282–293.
6. Ballrick J W, Palomo M J, Ruch E, Amberman B, Hans M. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. AJODO 2008 october; vol. 134, 4 : 573-582
7. Villamizar, C. Arévalo, T. Bernal, D. Silva, P. Vivas, T. concordancia de las medidas cefalométricas obtenidas entre la tomografía volumétrica de rayo de cono único y la radiografía extraoral posteroanterior. (Tesis de grado) .Bogotá. Cundinamarca: Unicoc; 2009.
8. Hajeer M. Y. Millet D.T. Ayoub A.F. Siebert J.P. 3D imaging applications Orthodontics Parte II. JCO 2004; Vol. 31: 154-162.
9. Heiland M, Habermann CR, Schmelze R. Indications and limitations of intraoperative navigation in maxillofacial surgery. JOMI 2004; 62:1059-63.
10. Danforth R A, Du I and Mah J, “3-D volume imaging for dentistry: a new dimension”, J Calif Dent Assoc 2003 vol 31:817–823.
11. Uribe G. Fundamentos de odontología ortodoncia teoría y clínica. 1ª edición Capítulo 2 evaluación de fotografías y radiografías. Corporación para investigaciones biológicas Medellín Colombia 2004
12. Simmos G. calculo y geometría analítica. Ecuaciones diferenciales con aplicaciones y notas históricas. 2ª ed. McGraw Hill Interamericana. Madrid 1993

13. Aboudara C, Nielsen I, Huang J, Maki K, Miller J, Hatcher D. Comparison of airway space with conventional lateral headfilms and 3-dimensional reconstruction from cone-beam computed tomography. *AJDO* 2009 April vol. 135;4: 468-479
14. Swennen G.R.J, Schutysen F., Hausamen J.E, Three-Dimensional Cephalometry. A Color Atlas and Manual. ISBN-10 3-540-25440-4 Springer Verlag Berlin Heidelberg New York. Berlin Heidelberg 2006.
15. Faruk Ayhan Basciftci, Hasan Hüsnü Korkmaz, Serdar Üsümez, and Oguz Eraslan. Biomechanical evaluation of chin cup treatment with various force vectors. *AJODO* 2008; vol 134: 773-781.
16. Adams, G. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *AJODO* 2004 ;vol. 126: 397-409
17. Block MS, Kent JN. Trabajos de medicina.iespana.es/cavidades.htm Maxillary Sinus Bone Grafting. *Atlas Oral Maxillofacial Clin North Am* 1994;2:63-76
18. Fuhrmann, R . Three-Dimensional Cephalometry and 3D Skull models in orthodontics/ surgical diagnosis and treatment planning (*Semin orthod* 2002; 8: 17-22)
19. Badawi-Fayad, J; alain cabanis, E. Theree-dimensional Procrustes analysis of modern human craniofacial form, *Anat Rec*, 2007; 290:268-277.
20. Periago D. linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using and orthodontic volumetric rendering program. *angle ortho* 2008.may ;78 (3):387-95
21. Rodríguez E, Argotte E, Borbely P, Fernández N, Pedraza R, Reyes .diseño de un método cefalométrico tridimensional mandibular a partir de una tomografía computarizada volumétrica de rayo de cono unicoc. (tesis de grado). Bogotá. Cundinamarca: Unicoc; 2009.
22. Moyers RE, Bookstein FL, Hunter WS. Analysis of the craniofacial skeleton: Cephalometrics. In: Moyers RE, editor. *Handbook of orthodontics*. Chicago: Yearbook; 1988. 247-309.
23. Goaz-wood. *Diagnostico Radiográfico*. 2ª edición. Pg.229-230 Editor. Mosby. Buenos Aires. 2000.

24. C. H. Kau and S. Richmond. Current Products and Practice Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *Journal of Orthodontics*, 2005 32: 282–293.
25. Baumrind S, Frantz TC. 1971. The reliability of head film measurements: I, landmark identification. *Am J Orthod* 60:111–127
26. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6(Suppl 1):31–6.
27. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, et al., “A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results”, *Eur Radiol* (1998); 8: pp. 1,558–1,564.)
28. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillof Radiol* 2004; 33(2):83–6.
29. Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12(3):634–7.
30. Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J* 2003; 19(2):67–75.
31. Moshiri, M. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:550-60.
32. Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: Part II. Normal values and growth trends. *Cleft Palate Craniofac J*. 1992; 29:118–128.
33. Brodie AG. Cephalometric roentgenology: history, technique and uses. *J Oral Surg* 1949; 7:185-98.
34. Hixon EH. The norm concept and cephalometrics. *Am J Orthod* 1956; 42:898-919.
35. Mitgaard J, Bjork A, Linder-Aronson S. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurement of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod* 1974; 44:56-61.

36. Heiland M, Habermann CR, Schmelze R. Indications and limitations of intraoperative navigation in maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62:1059-63.
37. Danforth R A, Du I and Mah J, "3-D volume imaging for dentistry: a new dimension", *J Calif Dent Assoc* (2003); 31: pp.817–823.
38. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31(2):126–30.
39. William C. Scarfe, Allan G. Farman, Predag Sukovic. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice *J Can Dent Assoc* 2006; 72(1):75–80
40. Vannier MW, Marsh JL, Warren JO. Three-dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. *Radiol* 1984; 150:179-85.
41. Maki K, Miller AJ, Okano T, Shibasaki Y. A three-dimensional, quantitative computed tomographic study of changes in distribution of bone mineralization in the developing human mandible. *Arch Oral Biol* 2001; 46:667-78.
42. Quantitative computed tomography (QCT) study. *Eur J Orthod* 2001; 23:217-32.
43. Hatcher DC, McEvoy SP, Mah RT, Faulkner MG. Distribution of local and general stresses in the stomatognathic system. In: McNeill C, editor. *Science and practice of occlusion*. Chicago: Quintessence; 1997. 259-70.
44. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33:285-90.
45. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:257-65.
46. Power G, Breckon J, Sherriff M, McDonald F. Dolphin imaging software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005; 34:619-26.
47. Moorrees CFA, and Kean MR: Natural Head Position, a basic consideration in the interpretation of cephalometric radiographs, *Am J Phys Anthropol* 1956 16:213-234

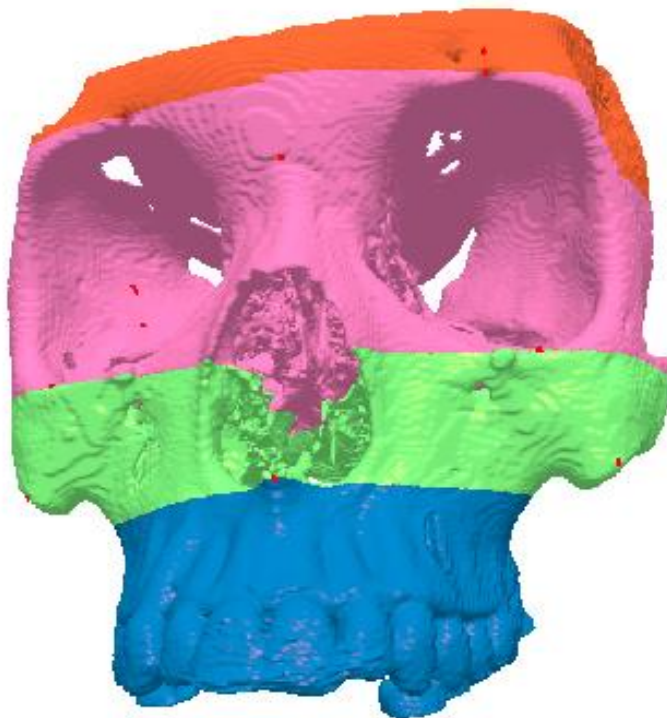
48. Bjork A, Solow B. 1962. Measurements on radiographs. *J Dent Res* 41:672–683.
49. Math, J; 2002. Predictive orthodontics: a new paradigm in computer-assisted treatment planning and therapy, seminars in orthodontics, vol 8 N° 1 (March), 2002: p: 1.)
50. O'Higgins P. 2000. The study of morphological variation in the hominid fossil record: biology, landmarks and geometry. *J Anat* 197:103–120
52. Ponce de León M, Zollikofer C. 2001. Neanderthal cranial ontogeny and its implications for late hominid diversity. *Nature* 412:534–538.
53. Hennessy RJ, Stringer CB. 2002. Geometric morphometric study of the regional variation of modern human craniofacial form. *Am J Phys Anthropol* 117:37–48.
54. Cevdanes, Lucia; profit W. Image analisys and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Rthod dentofacial orthop* 2006; 129:611-8)

ANEXO 1 INSTRUMENTO PARA RECOLECCION DE DATOS

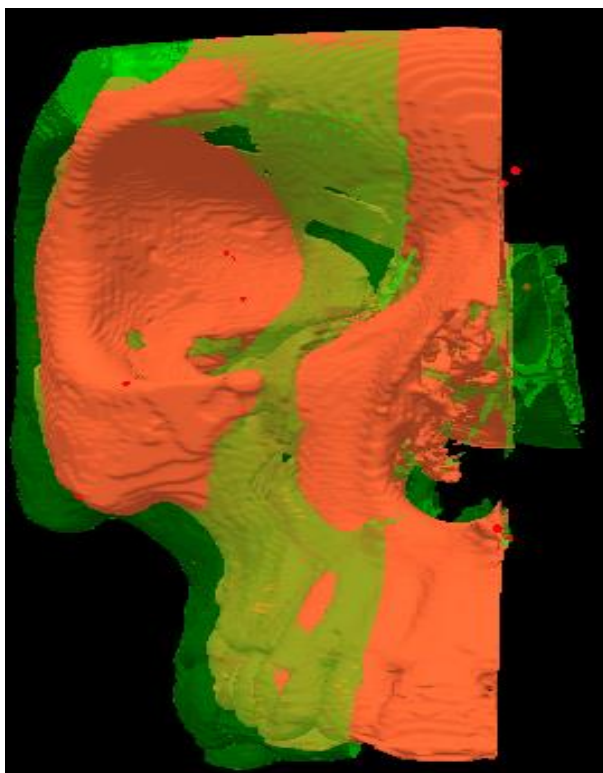
	Referencia
	Eduardo
	Felipe
	Ana Julia
	Carolina

ÁREAS SUPERFICIALES, VOLUMENES GENERADOS Y COMPARACIÓN				
n		Región	Area Superficial Total (mm²)	Volúmen Total (mm³)
1	1	MAXILAR COMPLETO	110745.905	92567.68538
2	1	MAXILAR DERECHA	51782.48595	37644.21567
3	1	MAXILAR IZQUIERDA	58963.41904	54923.46971
4	1	COMPARACIÓN MAXILARES	13.76%	34.61%
5	1	FRANKFURT SUPERIOR DERECHO	32266.01187	5796.178081
6	1	FRANKFURT SUPERIOR IZQUIERDO	38318.068	11878.95288
7	1	COMPARACIÓN FRANKFURT SUPERIOR TOTAL	17.85%	56.33%
8	1	FRANKFURT INFERIOR DERECHO	19516.48112	10828.48988
9	1	FRANKFURT INFERIOR IZQUIERDO	20645.37532	19620.42788
10	1	COMPARACIÓN FRANKFURT INFERIOR TOTAL	6.18%	49.29%
11	1	REGIÓN BASAL DERECHA	12303.69032	4997.151153
12	1	REGIÓN BASAL IZQUIERDA	12380.07224	840.0194245
13	1	COMPARACIÓN REGIÓN BASAL TOTAL	0.62%	83.19%
14	1	REGIÓN ALVEOLAR DERECHA	7282.234161	12899.92761
15	1	REGIÓN ALVEOLAR IZQUIERDA	8338.774835	16409.66577
16	1	COMPARACIÓN REGIÓN ALVEOLAR TOTAL	12.67%	21.39%
17	1	REGIÓN ORBITAL DERECHA	30505.49282	8002.875209
18	1	REGIÓN ORBITAL IZQUIERDA	32676.67441	7779.553297
19	1	COMPARACIÓN REGIÓN ORBITAL TOTAL	6.64%	2.79%
32	2	MAXILAR COMPLETO	110745.905	92567.68538
33	2	MAXILAR DERECHA	51782.48595	37644.21567
34	2	MAXILAR IZQUIERDA	58963.41904	54923.46971
35	2	COMPARACIÓN MAXILARES	13.76%	34.61%
36	2	FRANKFURT SUPERIOR DERECHO	32266.01187	5796.178081
37	2	FRANKFURT SUPERIOR IZQUIERDO	38318.068	11878.95288
38	2	COMPARACIÓN FRANKFURT SUPERIOR TOTAL	17.85%	56.33%
39	2	FRANKFURT INFERIOR DERECHO	19516.48112	10828.48988
40	2	FRANKFURT INFERIOR IZQUIERDO	20645.37532	19620.42788
41	2	COMPARACIÓN FRANKFURT INFERIOR TOTAL	6.18%	49.29%
42	2	REGIÓN BASAL DERECHA	11990	4535.795
43	2	REGIÓN BASAL IZQUIERDA	12185.35	704.89
44	2	COMPARACIÓN REGIÓN BASAL TOTAL	1.00%	92.93%
45	2	REGIÓN ALVEOLAR DERECHA	6985.55	12198.25
46	2	REGIÓN ALVEOLAR IZQUIERDA	8172.153	15339.84269
47	2	COMPARACIÓN REGIÓN ALVEOLAR TOTAL	15.97%	23.23%
48	2	REGIÓN ORBITAL DERECHA	29602.16416	7824.26
49	2	REGIÓN ORBITAL IZQUIERDA	31515	7492.742509
50	2	COMPARACIÓN REGIÓN ORBITAL TOTAL	6.68%	3.72%

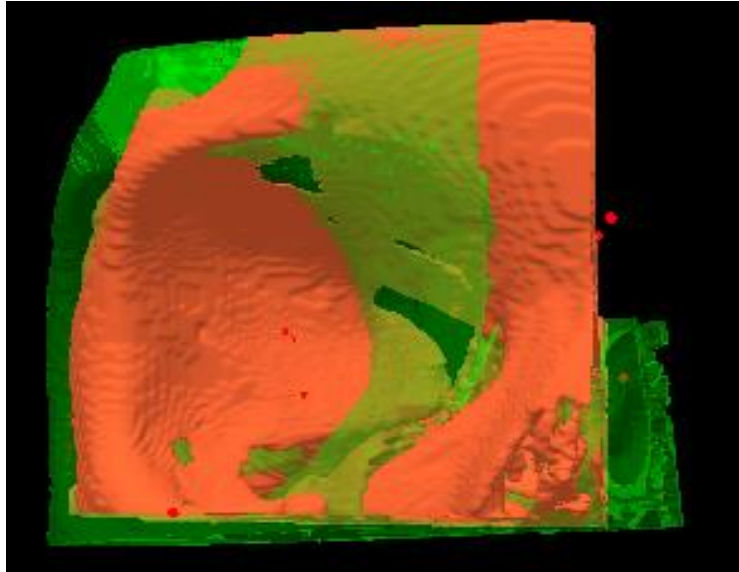
ANEXO 2 IMÁGENES 3D COMPLEJO CRANEO MAXILAR



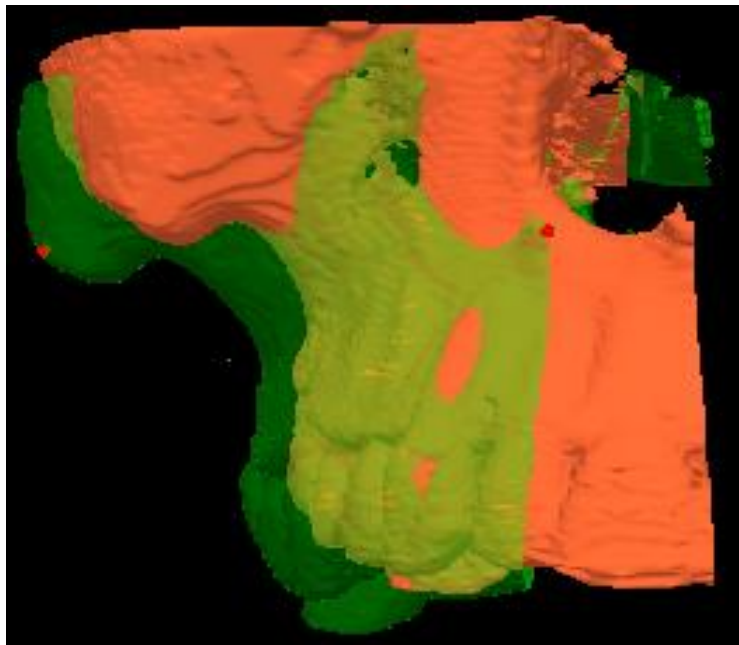
Complejo craneomaxilar



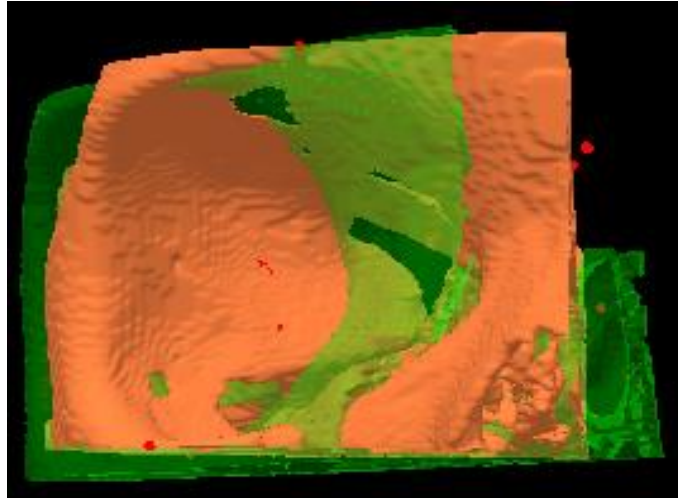
Complejo craneomaxilar Derecho e izquierdo



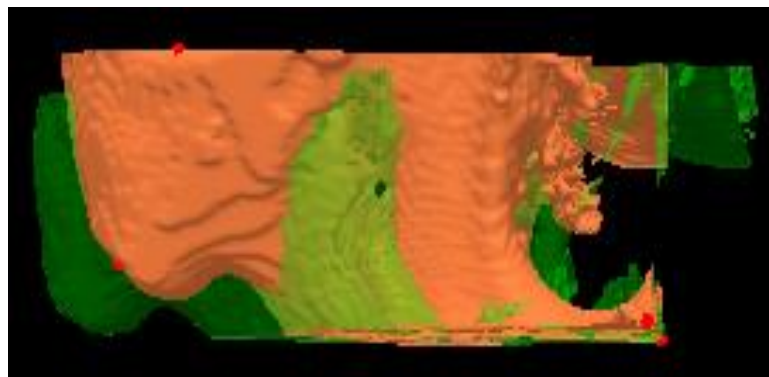
Región Frankfurt superior derecho e izquierdo



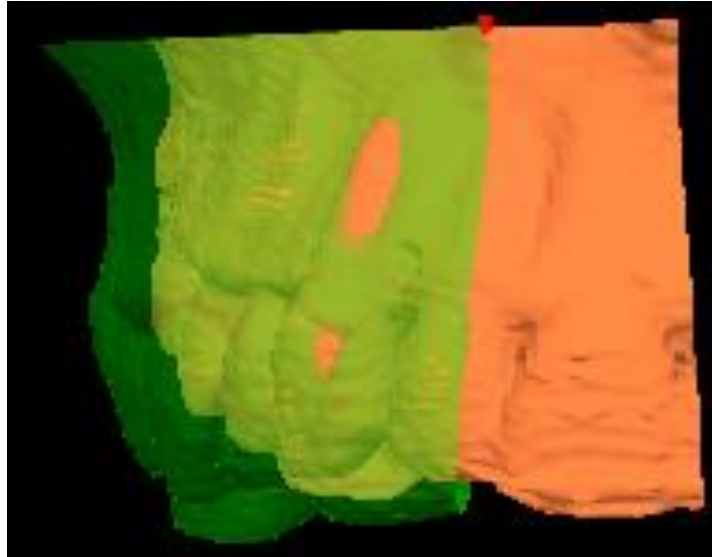
Región Frankfurt inferior derecho e izquierdo



Región orbital derecha e izquierda



Región basal izquierda y derecha



Región alveolar derecha e izquierdo

ANEXO 3 TABLAS ESTADISTICAS

ANOVA

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	Sig.
Comparación	Inter-grupos	,000	4	,000	.
% Derecho	Intra-grupos	,000	5	,000	
izquierdo P1	Total	,000	9		
Comparación	Inter-grupos	,000	4	,000	1,000
% Derecho	Intra-grupos	,000	5	,000	
izquierdo P2	Total	,000	9		
Comparación	Inter-grupos	,000	4	,000	.
% Derecho	Intra-grupos	,000	5	,000	
izquierdo P3	Total	,000	9		
Comparación	Inter-grupos	,000	4	,000	1,000
% Derecho	Intra-grupos	,000	5	,000	
izquierdo P4	Total	,000	9		

p>0.9 Significancia estadística en mediciones inter e intraobservadores

Comparación de valores promedio de los observadores

		N	Media	Desviación típica	Intervalo de confianza para la media al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Comparación 1	1	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
% Derecho	2	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
izquierdo P1	3	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
	4	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
	5	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
Total		10	-44,81	,000	-44,81	-44,81
Comparación 1	1	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
% Derecho	2	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
izquierdo P2	3	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
	4	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
	5	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
Total		10	-48,50	,000	-48,50	-48,50
Comparación 1	1	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
% Derecho	2	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
izquierdo P3	3	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
	4	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
	5	2	-44,81	,000	-44,81	-44,81
Total		10	-44,81	,000	-44,81	-44,81
Comparación 1	1	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
% Derecho	2	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
izquierdo P4	3	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
	4	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
	5	2	-48,50	,000	-48,50	-48,50
Total		10	-48,50	,000	-48,50	-48,50

Comparación de valores promedio de los observadores

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
Comparación 1		22	28,0	152,1	32,4	-39,4	95,5	-51,2	494,9
% Derecho	2	22	32,5	166,4	35,5	-41,3	106,3	-51,2	544,3
izquierdo P1	3	22	33,3	169,7	36,2	-42,0	108,5	-51,2	558,8
	4	22	33,8	166,8	35,6	-40,1	107,8	-51,2	546,1
	5	22	32,5	166,6	35,5	-41,3	106,4	-51,2	544,3
Total		110	32,0	161,4	15,4	1,5	62,5	-51,2	558,8
Comparación 1		22	30,6	162,2	34,6	-41,3	102,5	-57,9	559,7
% Derecho	2	22	33,0	170,9	36,4	-42,7	108,8	-57,9	614,4
izquierdo P2	3	22	33,0	171,0	36,5	-42,8	108,9	-57,9	614,9
	4	22	32,9	170,4	36,3	-42,6	108,5	-57,9	611,5
	5	22	32,6	169,3	36,1	-42,5	107,7	-57,9	604,7
Total		110	32,4	165,7	15,8	1,1	63,7	-57,9	614,9
Comparación 1		22	28,0	152,1	32,4	-39,4	95,5	-51,2	494,9
% Derecho	2	22	30,3	159,5	34,0	-40,4	101,0	-51,2	544,3
izquierdo P3	3	22	30,8	161,8	34,5	-40,9	102,6	-51,2	558,8
	4	22	30,9	159,6	34,0	-39,8	101,7	-51,2	546,1
	5	22	30,3	159,5	34,0	-40,4	101,0	-51,2	544,3
Total		110	30,1	155,6	14,8	,7	59,5	-51,2	558,8
Comparación 1		22	33,3	171,4	36,5	-42,7	109,3	-57,9	559,7
% Derecho	2	22	35,7	179,6	38,3	-44,0	115,3	-57,9	614,4
izquierdo P4	3	22	35,7	179,7	38,3	-44,0	115,4	-57,9	614,9
	4	22	35,6	179,2	38,2	-43,9	115,0	-57,9	611,5
	5	22	35,2	178,2	38,0	-43,8	114,2	-57,9	604,7
Total		110	35,1	174,4	16,6	2,1	68,0	-57,9	614,9

Prueba de muestras relacionadas

	Diferencias relacionadas				t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación	Error típ. de	95% Intervalo de confianza para			

			típ.	la media	la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	A	-	68,4489670	21,6454639	-1112,9232450	-1014,9923625	-	9	,000
	Frankfurt	1063,9578038					49,154		
	inferior								
	derecho -								
	A								
	Frankfurt								
	inferior								
	izquierdo								
Par 2	A	-612,1222755	39,3804503	12,4531918	-640,2933526	-583,9511984	-	9	,000
	Frankfurt						49,154		
	inferior								
	derecho -								
	A								
	Frankfurt								
	inferior								
	izquierdo								
Par 3	A	-	68,4489670	21,6454639	-1112,9232450	-1014,9923625	-	9	,000
	Frankfurt	1063,9578038					49,154		
	inferior								
	derecho -								
	A								
	Frankfurt								
	inferior								
	izquierdo								
Par 4	A	-612,1222755	39,3804503	12,4531918	-640,2933526	-583,9511984	-	9	,000
	Frankfurt						49,154		
	inferior								
	derecho -								
	A								
	Frankfurt								
	inferior								
	izquierdo								

Comparación de las diferencia de las mediciones entre izquierdo y derecho en Área y Volumen

AREA		Diferencias relacionadas				Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	95% Intervalo de confianza para la diferencia		
				Inferior	Superior	
Par 1	A Maxilar derecha - A Maxilar izquierda	-6465	113	-6518	-6412	,000
Par 2	A Frankfurt superior derecho - A Frankfurt superior izquierdo	-5678	330	-5833	-5523	,000
Par 3	A Frankfurt inferior derecho - A Frankfurt inferior izquierdo	-787	218	-889	-685	,000
Par 4	A Región basal derecha - A Región basal izquierda	101	18	92	109	,000
Par 5	A Región alveolar derecha - A Región alveolar izquierda	-992	298	-1131	-852	,000
Par 6	A Región orbital derecha - A Región orbital izquierda VOLUMEN	-2096	330	-2251	-1942	,000
Par 7	V Maxilar derecha - V Maxilar izquierda	- 14904	825	-15290	-14518	,000
Par 8	V Frankfurt superior derecho - V Frankfurt superior izquierdo	-5867	346	-6029	-5705	,000
Par 9	V Frankfurt inferior derecho - V Frankfurt inferior izquierdo	-8276	291	-8413	-8140	,000
Par 10	V Región basal derecha - V Región basal izquierda	3789	250	3673	3906	,000
Par 11	V Región alveolar derecha - V Región alveolar izquierda	-2873	235	-2983	-2763	,000
Par 12	V Región orbital derecha - V Región orbital izquierda	182	69	149	214	,000