

DEPARTAMENT D'ESTOMATOLOGIA

DISEÑO Y PUESTA A PUNTO DE UN MÉTODO
CEFALOMÉTRICO EN 3D PARA EL ESTUDIO DE LA
POBLACIÓN ORTODÓNCICA.

NATALIA ZAMORA MARTÍNEZ

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA
Servei de Publicacions
2011

Aquesta Tesi Doctoral va ser presentada a València el dia 7 de juliol de 2011 davant un tribunal format per:

- Dr. José Vicente Bagán Sebastián
- Dra. Leonor Muelas Fernández
- Dra. Pilar Baca García
- Dr. Juan Cobo Planas
- Dr. José Manuel Almerich Silla

Va ser dirigida per:

Dr. José Luis Gandía Franco

Dra. Vanessa Paredes Gallardo

Dra. Rosa María Cibrián Ortiz de Anda

©Copyright: Servei de Publicacions
Natalia Zamora Martínez

I.S.B.N.: 978-84-370-8218-9

Edita: Universitat de València

Servei de Publicacions

C/ Arts Gràfiques, 13 baix

46010 València

Spain

Telèfon:(0034)963864115

VNIVERSITAT
E VALÈNCIA



**DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA.
FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA.**

TESIS DOCTORAL

**DISEÑO Y PUESTA A PUNTO DE UN
MÉTODO CEFALOMÉTRICO EN 3D PARA EL
ESTUDIO DE LA POBLACIÓN
ORTODÓNICA**

**Presentada por
NATALIA ZAMORA MARTÍNEZ
LICENCIADA EN ODONTOLOGÍA**

AÑO 2011



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

**DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA. UNIDAD DOCENTE
DE ORTODONCIA Y FISIOLÓGÍA.
FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA.**

**DISEÑO Y PUESTA A PUNTO DE UN
MÉTODO CEFALOMÉTRICO EN 3D PARA EL
ESTUDIO DE LA POBLACIÓN
ORTODÓNICA
TESIS DOCTORAL**

**Presentada por
NATALIA ZAMORA MARTÍNEZ
LICENCIADA EN ODONTOLOGÍA**

**Dirigida por
DR. JOSE LUIS GANDÍA FRANCO
DRA. VANESSA PAREDES GALLARDO
DRA. ROSA CIBRIÁN ORTIZ DE ANDA**

Valencia, Enero 2011



FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA. DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA. UNIDAD DOCENTE DE ORTODONCIA Y FISIOLÓGÍA.

D. JOSE LUIS GANDÍA FRANCO, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia,

Dña. VANESSA PAREDES GALLARDO, Profesora Ayudante Doctor del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia,

Dña. ROSA CIBRIÁN ORTIZ de ANDA. Profesora Titular del Departamento de Fisiología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia,

CERTIFICAN QUE:

Dña. **NATALIA ZAMORA MARTÍNEZ**, ha realizado bajo nuestra dirección el presente trabajo titulado: “Diseño y puesta a punto de un método cefalométrico en 3D para el estudio de la población ortodóncica”, y reúne, en nuestro criterio, los requisitos y méritos suficientes para optar, mediante el mismo, al grado de *Doctor en Odontología* por la Universidad de Valencia.

Fdo. Jose Luis Gandía Franco Fdo. Vanessa Paredes Gallardo Fdo. Rosa Cibrián Ortiz de Anda

DEDICATORIAS

DEDICATORIAS Y AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Gandía por sus ideas, su apoyo, por creer en mí y darme la gran oportunidad de poder llegar a ser ortodoncista.

A la Dra. Paredes por su ayuda y dedicación en la dirección de mi trabajo.

A la Dra. Rosa Cibrián por transmitirme sus conocimientos, y por estar disponible para ayudarme siempre que lo he necesitado.

A mis compañeros de máster, Mónica, Bea, Rafa, Carlos, Bárbara, Quique, Mariu, Gloria, Fátima, Mariajo por haber tenido la suerte de poder conocerlos, de compartir una misma ilusión por nuestra profesión, por todos los momentos que hemos pasado juntos, dentro y fuera de la facultad.

Al resto de compañeros y profesores del Máster de Ortodoncia, por todos los momentos vividos y por vuestras enseñanzas, sin las cuales no habría completado mi formación como ortodoncista.

A mis amigas, por todos los momentos vividos juntas, por nuestras conversaciones, risas, lloros...por estar siempre a mi lado y animarme en todo lo que hago.

A mis padres por su dedicación, su apoyo incondicional a lo largo de todos estos años, y por el esfuerzo que realizan cada día en mi educación, porque sin ellos no habría llegado a ser la persona que soy ahora.

A mi hermano, con quien he compartido todos estos años, porque es una persona fundamental en mi vida.

A Carlos, por estar desde el primer día dispuesto a ayudarme y apoyarme en todo momento, por motivarme a que cada día tenga ganas de seguir luchando por lo que quiero, por todas las horas que nos ha privado este proyecto.

A todos los demás, que comparten o han compartido conmigo momentos de mi vida, a todos ellos, gracias.

Felicidad no es hacer lo que uno quiere,
sino querer lo que uno hace.

Jean Paul Sartre.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	12
REVISIÓN DE LA LITERATURA	18
1. DESARROLLO DE LAS TÉCNICAS TRIDIMENSIONALES	18
1.1 REPASO HISTÓRICO DEL DESARROLLO DE LAS TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS PARA LA VISUALIZACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS EN 3D.....	19
1.2 DESCRIPCIÓN DE LAS TÉCNICAS EMPLEADAS PARA LA MEDICIÓN DE LAS ESTRUCTURAS ANATÓMICAS	22
2. ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS	49
2.1 REPASO HISTÓRICO: DE LA ANTROPOMETRÍA A LA CEFALOMETRÍA	49
2.2 SELECCIÓN Y LOCALIZACIÓN DE PUNTOS CEFALOMÉTRICOS.....	52
2.4 PLANOS DE REFERENCIA.....	61
2.5 MEDICIONES CRANEALES: ÍNDICES	63
2.6 DEFINICIÓN, TIPOS E HISTORIA DE LOS ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS.....	65
2.7 PROPORCIONES FACIALES.....	74
3. CONCEPTOS GENERALES DE ANÁLISIS APLICADOS A LOS SISTEMAS TC Y CBCT	82
3.1 PRECISIÓN Y EXACTITUD.....	82
3.2 REPRODUCIBILIDAD Y FIABILIDAD	86
4. NORMA Y VARIABILIDAD DEL PACIENTE	93
4.1 TIPOS DE NORMAS.....	93
MATERIAL Y MÉTODO	98
1. MATERIAL.....	98
2. MÉTODO.....	102
2.1. PARTE 1. ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS.....	102
2.2. PARTE 2. COMPARACIÓN IMÁGENES 2D Y 3D.....	112
2.3. PARTE 3. CEFALOMETRÍA 3D SOBRE UNA MUESTRA DE POBLACIÓN.....	115

RESULTADOS.....	124
1. PARTE 1. ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS.	124
1.1 ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD DEL MÉTODO INTRAOBSERVADOR E INTEROBSERVADOR.....	124
1.2 ERROR ASOCIADO A LA LOCALIZACION Y AL MÉTODO DE MEDIDA.....	129
2. PARTE 2. COMPARACIÓN DE IMÁGENES 2D Y 3D.....	136
2.1 REPRODUCIBILIDAD DE LAS MEDIDAS PARA CADA SISTEMA	136
2.2 CORRELACIONES ENTRE LOS TRES TIPOS DE MÉTODOS.....	139
3. PARTE 3. CEFALOMETRÍA 3D SOBRE UNA MUESTRA DE POBLACIÓN	141
3.1 MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS ESTUDIADAS.	141
3.2 VALORES DE LAS MEDIDAS EN FUNCIÓN DEL SEXO.	164
3.3 VALORES DE LAS MEDIDAS EN FUNCIÓN DE LA EDAD.....	165
3.4 CORRELACIONES ENTRE VARIABLES POR ÁREAS DE ESTUDIO.....	174
DISCUSIÓN.....	178
1.PARTE 1. ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS	180
1.1 SELECCIÓN DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS Y LOCALIZACIÓN DE LOS MISMOS	180
1.2. SELECCIÓN DEL SISTEMA DE COORDENADAS	182
1.3. ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD O FIABILIDAD	182
2. PARTE 2. COMPARACIÓN IMÁGENES 2D Y 3D	188
3. PARTE 3. CEFALOMETRÍA 3D SOBRE UNA MUESTRA DE POBLACIÓN.....	192
3.1 DISEÑO DE UN ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO TRIDIMENSIONAL	192
3.2 CREACIÓN DEL ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL.....	193
3.3 APLICACIÓN DEL ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL	193
CONCLUSIONES	207
BIBLIOGRAFÍA.....	210
ANEXOS.....	230
TRABAJOS RELACIONADOS CON LA TESIS.....	283

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

La antropometría fue la primera ciencia que se ocupó de estudiar las medidas del hombre, analizando el patrón morfológico humano sirviéndose de una serie de puntos de referencia para medir el cráneo, la cara y los dientes a través de ángulos, distancias o proporciones somáticas.

Otras especialidades que surgieron para facilitar la comunicación entre los antropólogos fueron la osteometría y la somatometría, de las que derivan la craneometría y la cefalometría.

La cefalometría, etimológicamente, es el nombre que se da a las medidas obtenidas del cráneo humano generalmente a partir de las radiografías. Está basada en la localización de puntos o relieves óseos, heredados de mediciones antropométricas (craneométricas) aplicadas en cráneos adultos, que son fácilmente reconocibles, para poder medir ángulos o dimensiones lineales del cráneo y la cara. Tiene un interés importante en estomatología, sobre todo en ortodoncia ya que uno de los métodos diagnósticos más empleados en esta especialidad es el análisis cefalométrico, incluyendo el estudio de la medida y corrección de las desviaciones morfológicas de las estructuras dentofaciales.

La cefalometría radiográfica, medición de la cabeza con rayos X, consiste en aplicar las técnicas radiográficas al estudio de la cabeza humana. Permite ver lo oculto, lo no visible y es una herramienta clave tanto para la medición del cráneo, la cara, los maxilares, la posición dentaria y sus respectivas relaciones espaciales, como para establecer un diagnóstico, valorar la evolución y resultado final del tratamiento o para valorar el crecimiento y el desarrollo en la forma de la cara.

Sin embargo el análisis radiográfico cefalométrico tiene una serie de limitaciones puesto que reduce a dos dimensiones (2D) una estructura que es tridimensional (3D) y por tanto proyecta sobre una misma placa todas las estructuras. Cuando se realiza una telerradiografía de cráneo lateral,

posteroanterior o basilar se produce una superposición de las diferentes estructuras, creando dificultades a la hora de identificar y de realizar un análisis adecuado. Además, tiene una serie de limitaciones técnicas ya que las imágenes que se obtienen pueden sufrir algún tipo de magnificación o distorsión bien por errores asociados a los aparatos de rayos X o por errores de orientación de la cabeza del paciente que dependen de él mismo o del profesional que las realiza si no ha sido previamente instruido de un modo correcto en la toma de las mismas.

Los problemas anteriores se solucionaron con la aparición de la tomografía computarizada médica convencional (TC) como elemento diagnóstico que nos permitía analizar las estructuras tridimensionales en las tres dimensiones del espacio, proporcionando una imagen más real, aunque los elevados costes económicos y de reconstrucción en 3D y las altas dosis de radiación que recibían los pacientes limitaban su uso en la práctica clínica diaria.

Fruto de la búsqueda por obtener una reducción en estas dosis de radiación a las que se exponía el paciente, por lograr una elevada resolución espacial y por conseguir una reducción de los costes económicos que suponía el TC, surgió un nuevo tipo de tomografía computarizada de haz cónico (Cone Beam Computed Tomography- CBCT), también llamada imagen de haz cónico (Cone Beam Volumetric Image- CBVI), o tomografía volumétrica de haz cónico (Cone Beam Volumetric Tomography- CBVT). De este modo las dosis de radiación se consiguieron minimizar, siendo éstas más similares a las dosis recibidas al realizar las radiografías diagnósticas convencionales. Además, los cortes obtenidos son más finos que con un TC, proporcionando una mayor precisión en los tres planos del espacio. Todas estas características han aumentado la disponibilidad y accesibilidad a la realización de este registro diagnóstico.

Los sistemas modernos de CBCT aplicados a la región oral y maxilofacial, suponen una herramienta diagnóstica de gran ayuda en odontología y en

concreto en ortodoncia. Hoy en día la mayor parte de los clínicos están sustituyendo los registros radiográficos convencionales por los CBCT mientras que otros están incluyendo este tipo de imágenes en determinados casos, como aquellos que requieren cirugía ortognática o casos de impactación de algún diente, puesto que estos sistemas permiten la obtención de series de imágenes en 2D que posteriormente son reconstruidas en 3D.

La introducción de herramientas diagnósticas como el CBCT y su aplicación clínica a la imagen craneofacial en 3D es una de las materias más interesantes y más novedosas actualmente en odontología y, por ello, hace necesaria la actualización y la investigación en esta materia ya que una de las cuestiones que se plantean en el diagnóstico ortodóncico, es conocer la posibilidad de guiarse por la cefalometría 3D sin necesidad de realizar los trazados convencionales en 2D.

Para ello, el primer paso debe ser el estudio de las características y límites de este tipo de aparatos en relación a la exactitud, precisión, fiabilidad y reproducibilidad de las mediciones cefalométricas habituales en los tres planos del espacio ya que este tipo de estudios asociados a los CBCT aún no ha sido ampliamente estudiado.

Puesto que con esta nueva tecnología se han conseguido eliminar las superposiciones de estructuras que aparecían en las radiografías convencionales y que servían para definir una serie de puntos radiológicos, es absolutamente necesario el entrenamiento del clínico y su adaptación a la localización de los puntos cefalométricos que representan únicamente estructuras anatómicas y no radiológicas en cada uno de los cortes que existen en los tres planos del espacio.

Esto permitirá la selección de aquellos puntos que sean interesantes en este tipo de registros tridimensionales y la introducción de líneas y planos de referencia que permitan el estudio preciso de las diferentes estructuras

craneofaciales y de sus relaciones mediante la creación de análisis cefalométricos adecuados a la realidad tridimensional.

Puesto que la cefalometría nace en relación a la ortodoncia con tres finalidades: el estudio del crecimiento, la valoración sistematizada de la relación de las estructuras de interés para el ortodoncista y el estudio de los efectos del tratamiento, es necesario adecuar estas nuevas tecnologías a la práctica diaria y para ello es importante crear un método de análisis tridimensional, una vez seleccionados los puntos de interés, definiendo líneas y planos de referencia que nos sirvan para poder realizar todas las mediciones necesarias y que aporten nuevos datos al diagnóstico ortodóncico.

Los pacientes ortodóncicos a menudo se encuentran en diferentes estadios de desarrollo sin haber cesado su proceso de crecimiento y, por tanto, el estudio de sus dimensiones, relaciones óseas, dentarias y la estimación de los cambios durante el crecimiento futuro, deberá realizarse con relación a referencias adecuadas a cada estadio.

La gran variabilidad individual aporta una dificultad adicional a la hora de obtener resultados que nos proporcionen métodos de predicción fiables. Por ello, a la hora de estudiar un paciente concreto nos interesa poder disponer de unas referencias adecuadas como población o sexo y un conocimiento de la variación por crecimiento. Pese a que poseemos una amplia información al respecto con los análisis convencionales en proyecciones 2D, no tenemos apenas referencias de este tipo de estimaciones con los registros 3D. La dificultad de disponer de una muestra amplia que represente una determinada población radica en la ausencia de registros 3D, ya que la realización de éstos con los equipos de CBCT todavía no está estandarizada.

Por otro lado, a la hora de seleccionar la muestra es difícil definir qué se considera como ideal. En nuestro caso, para poder hallar las características cefalométricas de los pacientes a los que se les precisa un CBCT, se ha

escogido una población de pacientes maloclusivos, empleando para ello una muestra aleatoria de pacientes de diferentes rangos de edad de la Comunidad Valenciana que tenían realizado un CBCT como registro diagnóstico. De este modo se podrán observar los valores que presentan, y analizar, si estos se acercan o no a los valores convencionales de referencia de los distintos métodos cefalométricos en 2D.

Con todo ello se pretende crear una base de datos que puede servir como punto de partida y referencia para su comparación con posteriores estudios y futuras investigaciones, así como una ayuda para la consulta a la hora de diagnosticar y valorar el tratamiento de los pacientes que precisen de la realización de un CBCT.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. DESARROLLO DE LAS TÉCNICAS TRIDIMENSIONALES

El descubrimiento de los Rayos X, en 1895 por Roentgen, revolucionó la medicina y la odontología.

En los años 60 fue cuando se desarrolló el TC. Las primeras referencias que tenemos sobre el TC para su aplicación en estudios clínicos en el campo de la medicina datan 1971, introducidas por el Dr. Hounsfield basándose en los trabajos matemáticos de Cormack. Estos trabajos pioneros de Cormack y Hounsfield fueron reconocidos con el premio nobel en Medicina y Fisiología que ambos compartieron en 1979.

A partir de este momento, el TC se convirtió en una de las herramientas diagnósticas más importantes a nivel mundial. El desarrollo en 1989 del TC espiral y la introducción de detectores con múltiples cortes en 1998, aceleraron las técnicas de TC y permitieron una mayor habilidad para adquirir volúmenes de datos (Wahl et al., 2006; Lane y Harrell, 2008).

En odontología y radiología maxilofacial fue clave la introducción del CBCT en 1998 por Arai et al. en Japón y por Mozzo et al. en Italia, ya que incluía características como bajas dosis de radiación, elevada resolución espacial y bajos costes económicos.

Posteriormente, en el año 2000 el CBCT se introdujo en Estados Unidos en la Universidad de Loma Linda (Mah y Hatcher, 2004).

Pese al período inicial de limitado interés de esta tecnología y el tiempo prolongado que pasó entre el primer CBCT y su sucesor en 2002, el interés resurgió de nuevo hasta la actualidad con al menos 14 tipos diferentes de escáneres de CBCT (Cattaneo et al., 2008).

1.1 REPASO HISTÓRICO DEL DESARROLLO DE LAS TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS PARA LA VISUALIZACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS EN 3D.

Broadbent, en 1931, introdujo la cefalometría radiográfica. Utilizó su diseño del cefalostato (**Figura 1**) para analizar las estructuras craneofaciales a partir de la telerradiografía lateral de cráneo y de la telerradiografía posteroanterior y así emplearlas como herramientas clínicas y de investigación, para el estudio del crecimiento craneofacial y del tratamiento ortodóncico.

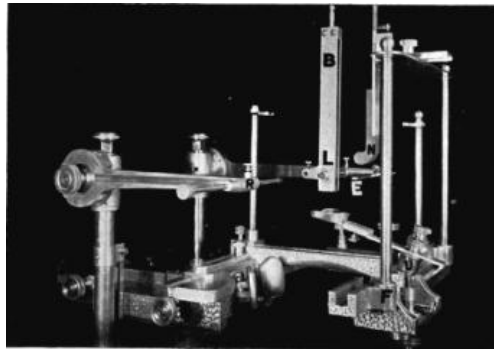


FIGURA 1. CEFALOSTATO DISEÑADO POR BROADBENT EN 1931.

Las imágenes estudiadas a partir de estas telerradiografías no representaban la realidad tridimensional anatómica, ya que las imágenes que se obtenían estaban en dos dimensiones.

Ese mismo año, Broadbent y Bolton destacaron la naturaleza tridimensional de la cefalometría radiográfica. Describieron un nuevo aparato, el Orientator, el cual pretendía reducir los errores de asociación y geométricos de las telerradiografías laterales y frontales. Se basaba en un método biplanar e incluía la producción e interpretación de dos telerradiografías tomadas simultáneamente con un par de tubos de rayos X que estaban orientados con un ángulo de 90° (**Figura 2**).

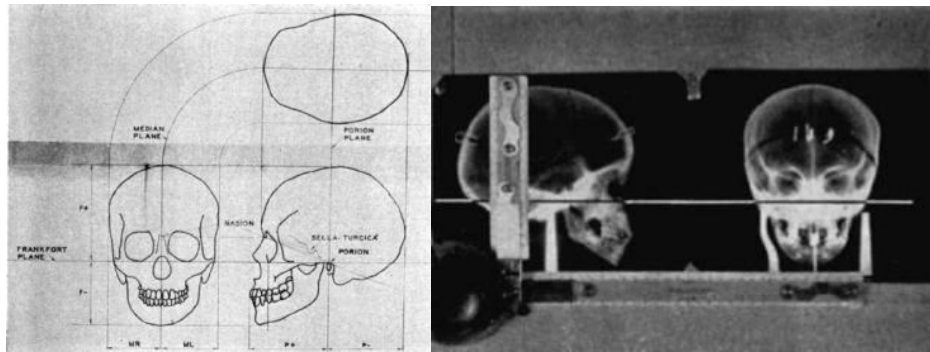


FIGURA 2. IMÁGENES BIPLANARES, BROADBENT Y BOLTON (1931), FRUTO DE LA COMBINACIÓN DE DOS TELERRADIOGRAFÍAS TOMADAS SIMULTÁNEAMENTE CON UNA PAR DE RAYOS X ORIENTADOS CON UN ÁNGULO DE 90°.

En los años 40 y 50, se comenzó a emplear la telerradiografía lateral como herramienta diagnóstica. Sin embargo Ricketts, quien sabía la importancia que tenía estudiar la anatomía humana en 3D, desarrolló entre sus trabajos un método cefalométrico con la telerradiografía posteroanterior.

Sassouni, en 1958, describió un método que correlacionaba la información de las vistas de las telerradiografías lateral y posteroanterior.

Marmary et al., en 1979, propusieron la creación de una línea media de referencia en la telerradiografía basilar que era clave para evaluar las asimetrías craneofaciales. Esta línea media surgía del estudio del foramen neural situado en la base del cráneo (**Figura 3**).

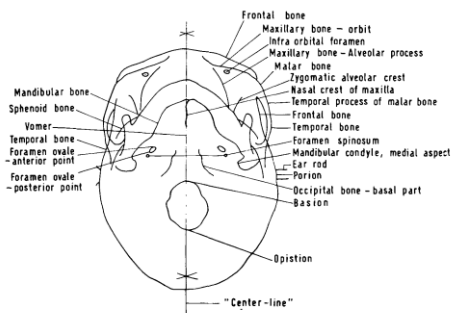


FIGURA 3. LÍNEA MEDIA DE REFERENCIA EN LA TELERRADIOGRAFÍA BASILAR PROPUESTA POR MARMARY et al. EN 1979.

Moyers y Bookstein, en 1979, describieron todos los problemas relacionados con los procedimientos cefalométricos radiográficos convencionales y propusieron tres técnicas nuevas para representar el tamaño y la forma de las estructuras.

En 1983, Baumrind fue pionero en buscar una solución para mejorar la identificación de los puntos en 3D descrita en el método biplanar de Broadbent. Gracias a su interés y a sus investigaciones, publicó artículos que ayudaron a entender la naturaleza tridimensional de los pacientes. Se basaba en la combinación de dos pares de imágenes coplanares. Así, las dos imágenes de cada par de rayos X se posicionaban en el mismo plano, eliminando muchos de los problemas técnicos que limitaban el uso del método de Broadbent (**Figura 4**).

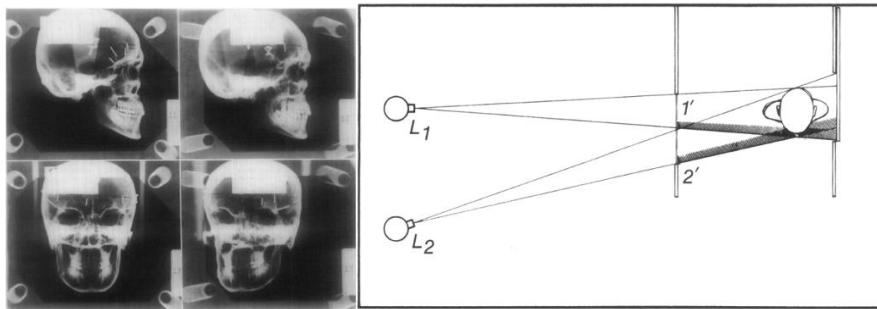


FIGURA 4. PARES DE IMÁGENES COPLANARES PROPUESTAS POR BAUMRIND EN 1983.

Ese mismo año Grayson utilizó el método multiplanar que combinaba las vistas de las telerradiografías lateral, posteroanterior y basilar para poder localizar asimetrías. Seleccionaba líneas a diferentes profundidades del complejo craneofacial en la vista lateral y así, localizaba la asimetría en las vistas posteroanterior y basilar. De este modo, era posible medir las relaciones tridimensionales entre unas estructuras anatómicas y otras.

Más tarde, en 1988, Grayson et al., propusieron una técnica similar a la de Broadbent-Bolton para realizar análisis tridimensionales. Partían de dos puntos, uno que se obtenía de la vista lateral y otro de la posteroanterior y los combinaban para obtener un punto tridimensional.

Además, estos autores ayudaron a crear una fundación en Estados Unidos que desarrollaba un análisis tridimensional preciso.

Moss, en Inglaterra, estudió la reconstrucción tridimensional de la cara y otras partes del cuerpo con el TC y técnicas de escaneo (Wahl 2006).

1.2 DESCRIPCIÓN DE LAS TÉCNICAS EMPLEADAS PARA LA MEDICIÓN DE LAS ESTRUCTURAS ANATÓMICAS

1.2.1 BIDIMENSIONALES

Aquí las imágenes captadas provienen de aparatos de rayos X. Estos aparatos constan de un posicionador de cabeza o cefalostato, un soporte para el chasis y una fuente de rayos X que debe producir un voltaje suficiente (70-90 Kv-kilovoltaje) para que penetre bien en los tejidos duros y proporcione buena definición tanto de las partes blandas como duras; una intensidad de entre 15-20 mAs-mili amperios) y un dispositivo que regule el tiempo para así poder alcanzar mayor o menor contraste.

La película de rayos X tiene un tamaño estándar en España de 18x24 cm y está contenida en un chasis que tiene pantallas intensificadoras que reducen significativamente el tiempo de exposición. Además puede tener una parrilla fija o móvil para la absorción de las radiaciones secundarias, que son las que oscurecen las imágenes. La distancia del tubo de rayos X a la placa suele ser de 1,5 metros, siendo el grado de magnificación del 4%; y la distancia desde el plano sagital medio a la película se mantiene a unos 18 cm, facilitando la compensación por magnificación. La cabeza del paciente se coloca habitualmente con el plano de Frankfurt paralelo al suelo y los dientes en máxima intercuspidad (Tejero 1992). En función de cómo se coloque el paciente podremos obtener:

- Telerradiografía lateral de cráneo.
- Telerradiografía posteroanterior de cráneo.

- Telerradiografía basal o basilar de cráneo.

1.2.1.1 LIMITACIONES DE LA RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

Mah y Hatcher (2004) revisaron las fuentes de error que eran propias de la cefalometría radiográfica tradicional e incluían:

- Error de orientación interno: está relacionado con la relación tridimensional del paciente respecto al haz central de rayos X. Es mínimo cuando la posición de la cabeza es específica y consistente.
- Error de orientación externo: relacionado con la relación espacial tridimensional o alineamiento del aparato de imagen, de estabilización del paciente y de registro de imágenes.
- Error geométrico: se refiere a la magnificación diferencial que se crea como consecuencia de la distancia entre el aparato de imagen, el registro y el objeto tridimensional. Las imágenes que estén más lejos de la película tendrán mayor magnificación.
- Error de asociación: hace referencia a la dificultad de identificar un mismo punto en dos o más proyecciones obtenidas desde diferentes puntos de vista. Cuanto más cambia el ángulo de divergencia entre las proyecciones mayor es el grado de dificultad en la localización.

Por otro lado, en su artículo de revisión, Quintero et al. (1999) también encontraron limitaciones de la radiografía convencional. En primer lugar observaron que ésta generaba una representación bidimensional de un objeto tridimensional; y cuando un objeto tridimensional es representado en dos dimensiones, las estructuras se desplazan vertical y horizontalmente de una manera proporcional a la distancia a la que se encuentra la película. En segundo lugar, observaron que con la radiografía sólo era posible obtener una imagen estática en un plano. En tercer lugar observaron que la recolección y procesamiento de los datos suele ser poco precisa. Y en cuarto lugar vieron

que aparecían errores a la hora de localizar los diferentes puntos debido a la poca definición de los perfiles, bordes y sombras y a las variaciones de posición que puede presentar el paciente.

Chen et al. (2004) vieron que los análisis cefalométricos que se realizan en 2D presuponen que existe una superposición perfecta entre los lados derecho e izquierdo con respecto al plano sagital medio. Por ello las discrepancias que existen entre ambos lados y la distorsión que se genera en las estructuras situadas en el plano sagital medio no conducen a realizar un estudio certero de las anomalías craneofaciales ni de las asimetrías faciales.

Adams et al. (2004) mostraron las limitaciones de la cefalometría en 2D, ya que a la hora de evaluar las distancias 3D con imágenes 2D se exageraba la medición real y por tanto proporcionaba una visión distorsionada del crecimiento craneofacial.

Hassan et al. (2009) comprobaron que pequeñas variaciones en la posición de la cabeza en las radiografías lateral y posteroanterior afectaban a la exactitud de las medidas lineales.

1.2.2 TRIDIMENSIONALES

Estos sistemas constan de una serie de componentes similares a los sistemas de rayos X convencionales. Un tubo de rayos X que genera radiación, un generador con energía que alimenta al tubo de rayos X, un detector que convierte la radiación de los rayos X en una señal de imagen después de que haya pasado a través del paciente y un dispositivo que conecta el tubo, el paciente y el detector entre ellos.

1.2.2.1 FUNCIONAMIENTO DEL TC Y DEL CBCT

El término genérico “tomografía” hace referencia a una técnica que proporciona imágenes de las diferentes capas de los tejidos. Estas capas o planos se

orientan de modo que forman un corte de la anatomía que se desea estudiar (Mah J, Hatcher D, 2005).

La tomografía computarizada (TC) difiere de la tradicional en el uso de un ordenador que ayuda a generar las imágenes y permite que, mediante el programa adecuado, los múltiples cortes se combinen para poder reconstruir la forma tridimensional (Mah J, Hatcher D, 2005).

A diferencia del proceso clásico de radiología donde se visualiza un sólo corte, pero donde otras capas que se encuentran en el camino de haces tapan la imagen deseada, la reconstrucción de imágenes con técnicas modernas asistidas por ordenador como la resonancia magnética, los TC de emisión de fotones simples o los TC de emisión de positrones, se basan en el uso de algoritmos matemáticos que permiten la visualización axial del cuerpo humano, sin que se produzcan superposiciones (Keeve et al., 2008).

El sistema de detección que emplean para convertir la radiación de los rayos X en una señal de imagen puede ser de varios tipos (Cattaneo PM, Melsen B, 2005; Baba et al., 2005; Miles A, 2008):

- Un sensor que puede ser a su vez un intensificador de imagen, generalmente una pantalla (fotocátodo de fósforo) acoplada a un dispositivo de acoplamiento de carga (CCD) o a un óxido de metal semiconductor complementario (CMOS). Consiste en una matriz o mosaico de pequeñas células fotoeléctricas individuales que captan señales visuales y las convierten en electrones. A menor tamaño y mayor número de células fotoeléctricas, se obtiene más información. El intensificador de imagen es un tipo de tecnología antigua que fue desarrollada para mejorar la visión de las imágenes fluoroscópicas en la sala operatoria durante la cirugía. Su principal desventaja es la distorsión en las zonas periféricas; además, el patrón de imagen

aparece como una esfera, y por tanto, las regiones situadas en las esquinas no se ven correctamente (Baba et al., 2005; Miles A, 2008).

- Un detector de panel plano (FPD o Flat Panel Display) generalmente un tipo de película delgada formada por un centellador de un material similar al cesio, generalmente ioduro de cesio (CsI) acoplada a un foto sensor que es un transistor receptor de panel plano (TFT) (Cattaneo PM Melsen B, 2005; Baba et al., 2005; Miles A, 2008).

1.2.2.1.1 TC

Evolución de los tipos de TC:

En el *TC médico convencional de un solo corte*, desde una fuente de rayos X se emitía un rayo a través del objeto hacia un paquete único de detectores. El foco y el detector estaban siempre en el plano de corte que se quería examinar y el haz electromagnético escaneaba sólo ese corte. Por tanto, el proceso de reconstrucción de imágenes era bidimensional. Con una posición estricta y predefinida del foco y del detector, la distribución de la intensidad de los haces de rayos X que pasaban a través del objeto sólo proporcionaba información de la suma de las atenuaciones que el haz había traspasado. Cada punto del objeto debía contribuir a muchas medidas independientes, para permitir el cálculo del valor de atenuación de la radiación para ese punto específico en 2D empleando la reconstrucción de la imagen. Para este sistema se requería un simple escaneado lineal o secuencial, y se obtenían cortes contiguos. La intensidad medida en el detector dependía solamente del ángulo de proyección, de la posición momentánea del sistema de medición durante el escaneado lineal y de la intensidad de la radiación no atenuada. La distribución de la capacidad de atenuación en los cortes examinados se calculaba a partir de la totalidad de las intensidades medidas. Este tipo de proceso de reconstrucción ya no se emplea en el TC. Los sistemas modernos de reconstrucción requieren el empleo de otro tipo de algoritmos como

transformaciones de Fourier o integrales (Swennen GR, Schutyser F, 2006; Miles A, 2008).

En el *TC médico moderno o helicoidal de múltiples cortes* (Miles A, 2008), introducido en 1998, se permite la adquisición de múltiples cortes simultáneamente, gracias al empleo de paquetes de detectores adyacentes. En 2004, este número de paquetes varió de 2 a 64 cortes. La fuente de rayos X es un ánodo generador de alta potencia. Rota sobre una estructura de soporte en una cámara que contiene el tubo de rayos X y un detector, mientras que el paciente se mueve a través de dicha estructura de soporte, en una camilla. Esta tecnología implica una imagen más rápida y con menor radiación. Se obtiene un escaneado secuencial y espiral. Para capturar la imagen, emplea un abanico de haz de rayos desde la fuente y guarda los datos en detectores de imagen sólidos, colocados alrededor del paciente cubriendo los 360°. El escáner realiza múltiples giros y en cada giro toma una imagen (**Figura 5**).

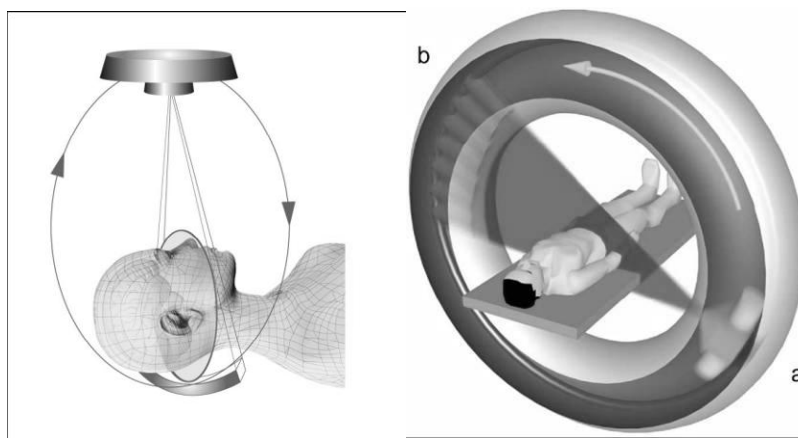


FIGURA 5. IMÁGENES DEL FUNCIONAMIENTO DE UN TC MÉDICO CONVENCIONAL.

La región de interés del paciente (ROI), como la cabeza completa o parte de ella, ha de seleccionarse. La fuente de rayos X rota alrededor de la ROI 60 veces por minuto. El sistema de detección del haz de rayos X de datos es el CCD, compuesto por CsI (Miles A, 2008).

El paciente debe ser desplazado hacia el escáner a una distancia determinada del plano Z. Esta distancia (1cm, ½ cm, o en casos donde se requiera mayor

resolución, 1mm) es la que determina el grosor de los cortes. Este tipo de adquisición de la imagen es muy preciso pero hace que el paciente se exponga a grandes dosis de rayos X (Miles A, 2008).

La imagen del paciente se puede observar en una serie de cortes en el plano axial, obtenida a partir de las imágenes que han sido capturadas como cortes apilados unos encima de otros, o desde un movimiento en espiral (Mah J, Hatcher D, 2005).

Aquí la proyección es geométrica y el algoritmo de reconstrucción corrige las distorsiones generadas mediante la segmentación, obteniendo así una visión clara del área anatómica de interés (Miles A, 2008).

La resolución de la imagen en el TC es anisotrópica y no uniforme puesto que trabaja con vóxeles anisotrópicos, cuya altura y anchura no son iguales. Aquí la posición del paciente es muy importante; la imagen se tiene que obtener directamente, no se puede reformatear ni rotar ya que si se rota se crean distorsiones. Cuando la resolución se reduce, normalmente es en la dirección craneocaudal (Z). Los datos que se adquieren son voluminosos y, por tanto, la dosis que absorbe el paciente también es elevada (Swennen GR, Schutyser F, 2006).

1.2.2.1.2 CBCT

Este sistema emplea un ánodo de baja energía dentro de un tubo fijo. Para capturar la imagen emplea un haz de rayos en forma de cono, que es más estrecho. Además, emplea una sola rotación del tubo de rayos X de 194° a 360°, tomando en cada grado una o dos imágenes alrededor de la cabeza del paciente (**Figura 6**), para adquirir directamente los datos (similar a la del aparato de ortopantomografía) en lugar de múltiples rotaciones como el TC (Cattaneo PM, Melsen B, 2005; Mah J, Hatcher D., 2005).

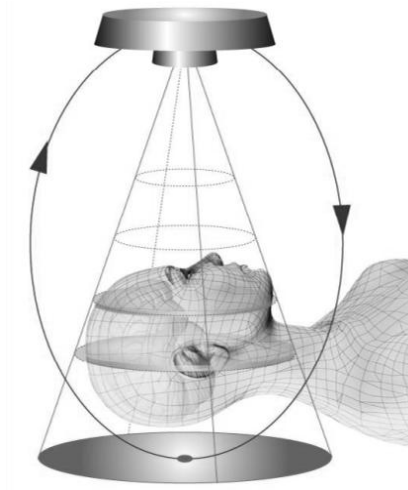


FIGURA 6. IMAGEN DEL FUNCIONAMIENTO DE UN CBCT.

Los aparatos CBCT pueden emplear como receptor un FPD simple o una pantalla de fósforo o centellador acoplado a una serie de CCD. Los FPD son los tipos de receptores más novedosos para series de área grandes en sensores sólidos. Estos paneles captan la información de modo continuo y son más eficientes. Son caros pero ofrecen algunas ventajas sobre los sistemas antiguos, incluyendo: menor distorsión, mayor escala de contraste y eliminación del deslumbramiento (Cattaneo PM, Melsen B, 2005).

En los CBCT la proyección es ortogonal. Esto indica que los haces de rayos X son paralelos entre sí. Puesto que el objeto se encuentra cercano al sensor, se produce muy poco efecto de error proyección, resultando mediciones de escala 1:1 (Mah J, Hatcher D, 2005).

El CBCT trabaja con vóxeles isotrópicos que tienen las mismas dimensiones en los tres ejes del espacio. Debido a esto, los errores de malposición del paciente durante el escaneado, pueden ser corregidos y ajustados posteriormente de manera interactiva, sin que existan problemas de distorsión (Cattaneo PM, Melsen B, 2005).

Con el CBCT se ha conseguido la reducción de la dosis efectiva de radiación absorbida por los pacientes y el tiempo de exposición (Miles A, 2008).

En definitiva, tanto el TC como el CBCT son registros dinámicos, es decir, que con un escaneo se pueden reproducir distintas imágenes desde el conjunto de datos originales (Cattaneo PM, Melsen B., 2005).

1.2.2.2 PROCESAMIENTO E INTERPRETACIÓN DE LOS DATOS

Adquisición y Conversión de imágenes escaneadas a DICOM

Un aspecto fundamental de la imagen 3D es el programa informático que se utiliza. En el mundo 3D se obtienen grandes cantidades de datos a los cuales se puede acceder solamente a través de un programa informático. Para poder ayudar al usuario a entender las grandes cantidades de datos que se obtienen, es necesario disponer de un sistema asistido por ordenador donde pueda ser sumada de forma efectiva la información de las imágenes (**Figura 7**) (Halazonetis DJ, 2005).

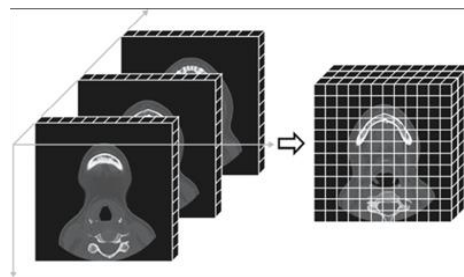


FIGURA 7. RECOPIACIÓN DE MÚLTIPLES CORTES PARA GENERAR UNA IMAGEN 3D.

Un **pixel (Figura 8)** es un cuadrado que mide entre 20 y 60 μ m. Los pixeles son pequeños componentes cuadrados que se disponen en filas y columnas. Cada pixel tiene un valor (brillo, escala de grises), que representa la densidad de los rayos X de la estructura correspondiente (Halazonetis DJ, 2005).

El tamaño del área receptora es el mismo independientemente de que resida en un aparato intraoral, una pantalla TFT, o una combinación de un aparato II y sensor sólido. Los CCDs y los CMOSs de los sensores intraorales son series de mega píxeles, lo que significa que cada uno consta de un millón de pixeles o incluso de más. Cuanto mayor es el panel plano, mayor cantidad de pixeles emplea (Miles A, 2008).

Un **vóxel (Figura 8)** es un elemento de volumen. Esto significa que si extendemos esta imagen plana a la tercera dimensión, el pixel tendrá un tercer lado. Los vóxeles son cubos que se disponen unos al lado de otros. El valor de cada cubo (brillo) también representa la densidad de la estructura anatómica correspondiente (Miles A, 2008; Halazonetis DJ, 2005).

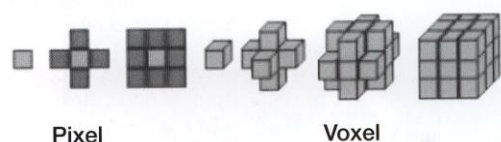


FIGURA 8. COMPARACIÓN ENTRE PÍXELES Y VÓXELES.

En el CBCT, este cubo está formado por píxeles isotrópicos, que tienen los lados iguales y con dimensiones conocidas (0,15mm a 0,60mm). En el TC el pixel es monoisotrópico, lo que significa que dos de los lados son iguales, pero el tercero (plano z) es de una anchura que varía entre 0,5mm a 1cm o incluso más (Miles A, 2008).

Cada pixel de las imágenes que pertenecen a los cortes representa un valor de radiación atenuada (m), que se mide en unidades Hounsfield (HU). Un valor HU de cero equivale al valor de la radiación de atenuación del agua, mientras que un valor de -1000 HU corresponde al valor del aire. El valor de atenuación para los distintos tejidos y sustancias del cuerpo es diferente, pero en ocasiones dos tejidos pueden presentar valores parecidos y entonces no pueden diferenciarse con el TC (Swennen GR, Schutyser F, 2006).

La escala Hounsfield empieza en el valor -1000 y termina en el 3000. De este rango numérico, solo los números enteros son los que se emplean para expresar la información de la imagen y a cada uno se le asigna un valor en la escala de grises (**Figura 9**).

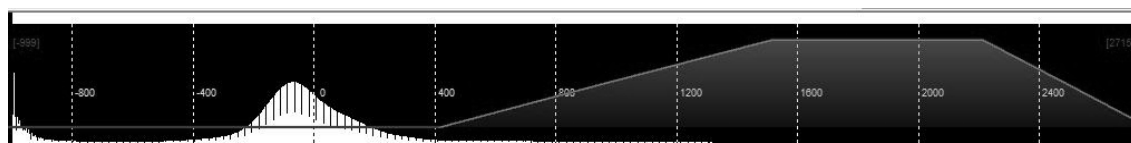


FIGURA 9. ESCALA HOUNSFIELD.

Se requieren 12 bites por cada pixel para poder abarcar los 4000 niveles posibles de grises. Sin embargo, la mayoría de escáneres de TC utilizan 16 bites por cada pixel. Los datos se almacenan en un formato creado por el Colegio Americano de Radiología y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos. Este formato estándar, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) permite que puedan intercambiarse las imágenes médicas y la información aunque provengan de aparatos y sistemas creados por distintos fabricantes (Lane C, Harrell W Jr, 2008).

Reconstrucción de imágenes

- **Segmentación:**

Puesto que ningún dispositivo ni el ojo humano pueden diferenciar los 4000 niveles aproximados de grises, después de la recolección de los datos de cada pixel en una imagen TC se realiza un proceso llamado "windowing". Los 4000 niveles de grises se visualizan en una unidad de visualización como si fueran los 256 niveles de la escala de grises de una pantalla de ordenador. Todos los valores de TC que son más elevados que el valor más alto de la ventana aparecen en blanco y todos aquellos valores que son menores que el umbral más bajo aparecen en negro (**Figura 10**) (Lane C, Harrell W Jr, 2008).



FIGURA 10. WINDOWING: LOS 4000 NIVELES DE GRISES SE VISUALIZAN EN UNA UNIDAD DE VISUALIZACIÓN COMO SI FUERAN LOS 256 NIVELES DE LA ESCALA DE GRISES.

Cuando se realiza un escaneado, el TC se encarga de obtener todo el volumen, 256 vóxeles. Si se intenta dibujar eso como un objeto, se obtiene un cubo negro en el que no es posible visualizar lo que hay dentro de él ya que el volumen está rodeado por los vóxeles exteriores (**Figura 11**). Puesto que el mundo real tiene tres dimensiones, que son las mismas dimensiones que tiene el volumen, sería necesaria una cuarta dimensión, para no tener problemas a la hora de visualizar lo que hay en el interior.

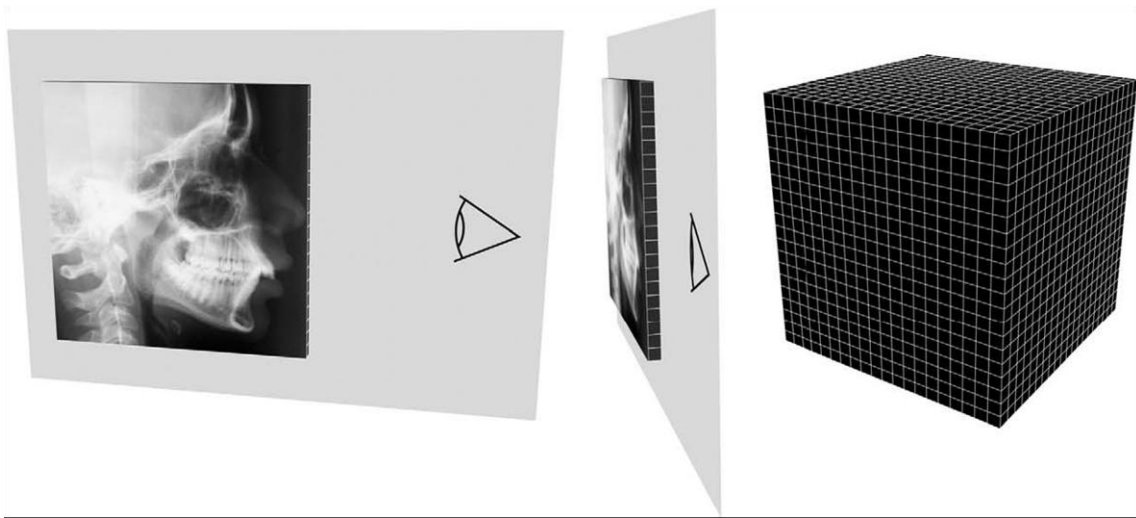


FIGURA 11. VISIÓN DE UNA PERSONA 2D EXAMINANDO UNA TELERRADIOGRAFÍA EN LA QUE SÓLO SE PUEDE VER UNA FILA DE PÍXELES.

Para poder solventar este problema y obtener los datos que son interesantes clínicamente, es necesario realizar un proceso de segmentación, en el que se deben introducir datos en el ordenador, para que separe qué vóxeles pertenecen al aire, a los tejidos blandos, al hueso o demás estructuras y cuál es el valor de brillo del vóxel que corresponde a cada estructura (Halazonetis DJ, 2005).

Empleando los dos parámetros, centro y anchura, se pueden seleccionar diferentes rangos de radiación atenuada, que permiten visualizar sustancias específicas del cuerpo humano (Halazonetis DJ, 2005).

Por otro lado, dependiendo desde dónde se observe el objeto tridimensional, sólo es posible ver ciertas partes de él ya que las demás, lógicamente, se encuentran ocultas por él mismo. El ordenador ha de calcular qué partes son visibles y dibujar solamente éstas, ya que de otra manera, los resultados que se obtienen no son los adecuados (Halazonetis DJ, 2005).

Por tanto, se deben especificar valores que dividan los vóxeles en grupos. De este modo, si no queremos que ciertos grupos sean visibles, el ordenador puede interpretarlos como si fueran transparentes.

La función de transferencia es la relación que existe entre la transparencia de los vóxeles y su valor. Se han propuesto métodos que combinan el valor del vóxel y el gradiente de magnitud (diferencia de intensidad entre los vóxeles vecinos) para poder separar las estructuras mucho mejor (Halazonetis DJ, 2005).

- **Proyección:**

Otro aspecto importante en la interpretación de los datos es que para poder dibujar un objeto en 3D, es necesario darle una serie de características que lo hagan parecer un objeto real. Normalmente un objeto en 3D existe en un espacio 3D. Sin embargo, para poder mostrarlo en una pantalla de ordenador que tiene 2D es necesario realizar una proyección (Halazonetis DJ, 2005).

Existen 2 métodos fundamentales de proyección (Halazonetis DJ, 2005):

- Proyección ortográfica, en la que el tamaño de los objetos se mantiene, independientemente a la distancia a la que se encuentren de la pantalla y donde las líneas paralelas se mantienen paralelas. Es más apropiada para representar la geometría de un objeto ya que el tamaño y la forma no varían (**Figura 12**).
- Proyección en perspectiva, en la que los resultados son similares a lo que ven nuestros ojos, donde los objetos más cercanos a la pantalla

parecen más grandes que los que están lejos y las líneas paralelas parecen converger en la distancia. Generan imágenes más naturales (Figura 12).

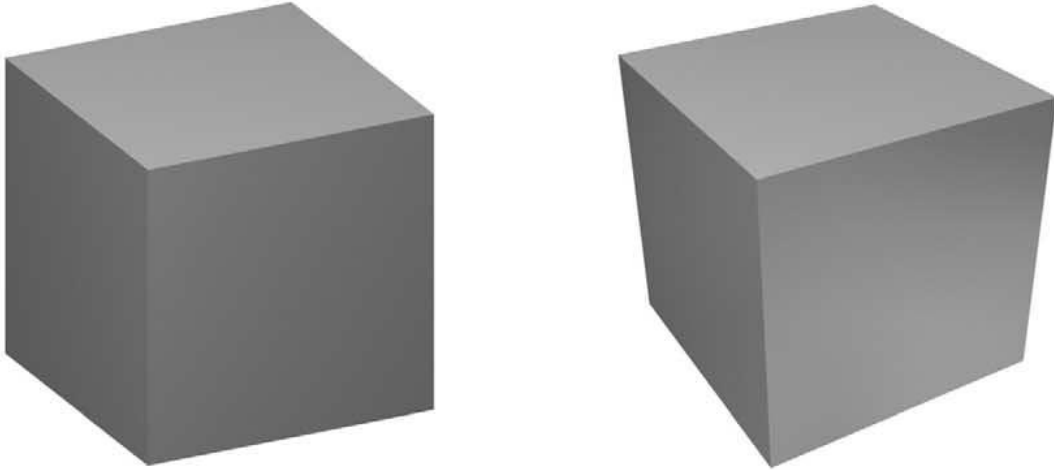


FIGURA 12. PROYECCIÓN ORTOGRÁFICA Y PROYECCIÓN EN PERSPECTIVA.

El ordenador ha de ser capaz también de dar sombreado a los objetos variando el brillo de su superficie. Por tanto, los objetos que están más perpendiculares a la dirección de la luz aparecerán con más brillo (Halazonetis DJ, 2005).

- **Gráfico de vectores:**

Una vez que se ha decidido qué vóxeles se quieren ver, se debe encontrar el modo de poder dibujarlos en la pantalla. Para ello, cada objeto 3D se subdivide en elementos más primitivos como triángulos o cuadrados. Estos elementos se describen y representan por las coordenadas de sus vértices. A esto se le denomina gráfico de vectores (Figura 13).

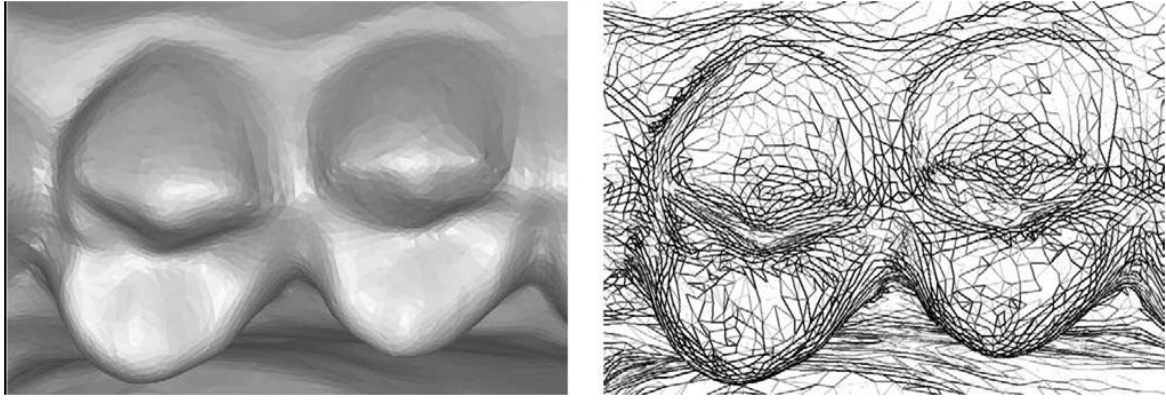


FIGURA 13. GRÁFICO DE VECTORES.

En el TC para poder transformar los datos y poder dibujar es necesario el empleo de algoritmos (Halazonetis DJ, 2005).

En resumen, la secuencia de procesamiento de la imagen, es convertir las imágenes desde el formato DICOM a un formato que permita la segmentación de las estructuras. Sólo después de la segmentación, será posible la interpretación de la gráfica en 3D del objeto volumétrico, lo que permitirá la navegación entre vóxeles de la imagen volumétrica y de los gráficos 3D mediante el zoom, la rotación y el enfoque (Cevitanes et al, 2006).

1.2.2.3 VENTAJAS Y LIMITACIONES

TC

1. *Ventajas respecto a la radiografía convencional:* Representación verdadera en 3D de los tejidos duros y blandos del cráneo, a tamaño real (1:1), sin superposiciones de las estructuras anatómicas y con una elevada fiabilidad y exactitud (Swennen GR, Schutyser F, 2006).
2. *Limitaciones respecto a la radiografía convencional:* Posicionamiento horizontal del paciente durante el escaneado que falsea la posición real de los tejidos blandos; la falta de registro de una oclusión detallada si es que hay presencia de artefactos dentro de la boca; su acceso limitado al uso rutinario, debido a los elevados costes económicos que supone; la presencia de un “gap” o hueco entre los cortes axiales que limita la calidad de la imagen; y finalmente, la exposición a altas dosis de radiación en

comparación con otros procedimientos de rayos X (Harrell et al, 2002; Hajeer et al, 2004).

Otros autores, Waitzman et al. (1992), examinaron el efecto que tenía la inclinación de la cabeza en la precisión de ocho medidas craneofaciales lineales medidas con el TC en el plano sagital y en 2D y concluyeron que cuanto más inclinación se producía de la cabeza, había mayor error en las medidas realizadas.

CBCT

1. Ventajas respecto a la radiografía convencional. Una radiografía convencional digitalizada se compone de píxeles, mientras que los sistemas CBCT generan imágenes volumétricas compuestas por vóxeles que son geoméricamente precisas, con una correcta relación anatómica y por tanto no realizan medidas distorsionadas, a diferencia de los sistemas convencionales de 2D (Cattaneo PM, Melsen B, 2005). Si se comparan las radiografías panorámicas convencionales con las reconstrucciones panorámicas obtenidas a partir del CBCT se observa que, a pesar de aportar la misma información diagnóstica, tienen una apariencia diferente. Por otro lado, con la imagen que se obtiene en el CBCT, se evitan los artefactos que aparecen siempre con la radiografía convencional, como puede ser la superposición de la columna vertebral (Cattaneo PM, Melsen B, 2005).

Moshiri et al. (2007) compararon la fiabilidad de las medidas lineales obtenidas a partir imágenes en 2D obtenidas con el CBCT y a partir de radiografías laterales de cráneo digitalizadas. Concluyeron que la mayor parte de las medidas lineales en el plano sagital - simulando proyecciones cefalométricas laterales en 2D obtenidas con el CBCT por cualquier método - eran más fiables que las obtenidas a partir de la radiografía convencional.

Kumar et al. (2008) compararon las medidas lineales y angulares tomadas tanto en proyecciones ortogonales como en perspectiva lateral (obtenidas a partir de

un CBCT- NewTom 3G), con las medidas realizadas mediante radiografías convencionales. Concluyeron que no era necesaria la realización adicional de telerradiografías laterales convencionales en los pacientes a los que se les había pedido un CBCT como herramienta diagnóstica, dado que las medidas realizadas en las proyecciones de CBCT eran similares a las realizadas en la telerradiografía lateral.

Cattaneo et al. (2008) compararon la fiabilidad de medidas angulares obtenidas con telerradiografía convencional y con proyecciones MIP (maximum intensity projection-proyección de máxima intensidad) y RaySum (proyección que simula los rayos X) de un CBCT (NewTom3G®) concluyendo que las proyecciones obtenidas a partir del CBCT podían remplazar a la radiografía convencional, puesto que no existían diferencias significativas entre las tres técnicas.

2. *Ventajas respecto a los TC.* Los CBCT son aparatos capaces de proveer resolución submilimétrica en imágenes de alta calidad diagnóstica, con tiempos cortos de escaneado (10 segundos a 70 segundos) y dosis de radiación hasta 15 veces menores a la dosis de los TC convencionales (Farman AG, Scarfe WC, 2006; Mischkowski et al., 2007).

Son capaces de representar la forma natural de los tejidos blandos debido a que el escaneado se realiza en posición sentado, los artefactos que puedan aparecer a nivel de la oclusión son menores, tienen un coste menor y un tamaño adecuado para poder hacer uso rutinario de ellos (Swennen GR, Schutyser F, 2006).

Farman y Scarfe (2006) mostraron que las mediciones cefalométricas 3D se podían realizar con el CBCT y sugirieron el uso de los escáneres de CBCT para la realización de la cefalometría 3D sin necesidad de exposición adicional innecesaria del paciente.

3. *Limitaciones:*

El valor del vóxel de un órgano depende de su posición dentro del volumen de la imagen, esto quiere decir que se producen diferentes valores de unidades hounsfield (HU) para estructuras duras y blandas similares en función del área de escaneo donde se encuentren (Miles A, 2008).

La resolución de los cortes o proyecciones en 2D procedentes del CBCT, es la misma que la de los cortes del TC convencional en el plano horizontal. En el plano vertical tienen mayor resolución los cortes del CBCT, sin embargo el contraste suele ser mayor en el TC.

El número de imágenes obtenidas (MPR-multiplanar reconstruction-reconstrucción multiplanar) que componen los datos, está determinado por el número de imágenes que se captan por segundo, por la trayectoria del arco y por la velocidad de rotación. Este número de proyecciones que se obtiene durante un escaneado puede ser fijo o variable, dependiendo de cada aparato. Una mayor cantidad de datos supone mayor información para la reconstrucción de la imagen, mayor contraste y resolución espacial, menor cantidad de ruidos u obtención de imágenes más suaves, y reducción de artefactos. Sin embargo supone mayor tiempo de escaneado, mayor dosis de radiación y mayor tiempo de reconstrucción primaria (Halazonetis DJ, 2005).

El rápido avance de este tipo de tecnología está consiguiendo que su implantación sea cada vez más aceptada en los ambientes médicos y odontológicos.

Como parece que esto no ha hecho más que empezar, probablemente dentro de pocos años sea la exploración diagnóstica de elección, seguramente con dosis menores de radiación, con una calidad inicial del registro muy superior a las actuales y con posibilidades diagnósticas mucho más efectivas mediante utilización de los programas de análisis de 3D.

En la actualidad ya podemos decir que el avance en imagen radiográfica, es bastante mayor que el que se produjo hace unos años entre la fotografía de revelado químico y la fotografía digital.

1.2.2.4 EVALUACIÓN DE LAS DOSIS DE RADIACIÓN

Uno de los aspectos más importantes para poder aceptar esta nueva tecnología en 3D es conocer con exactitud cuál es la dosis de radiación que se requiere, cuál es la exposición del paciente a esta radiación y si esta exposición a la radiación está justificada.

Por tanto, para poder evaluar los riesgos de radiación de las diferentes técnicas de imagen, han de medirse las dosis de radiación.

En algunos tipos de aparatos como las radiografías panorámicas o los sistemas CBCT en los que el tubo de rayos X gira alrededor de la cabeza del paciente, cada parte de la anatomía recibe diferente cantidad de radiación dependiendo de la localización de cada órgano respecto al centro de rotación del aparato. Además, en ocasiones no se tiene en cuenta el tamaño del tubo o la radiosensibilidad de los tejidos que se exponen a la radiación (Brooks SL, 2009).

- **CONCEPTOS DE DOSIMETRÍA**

Para poder evaluar con exactitud las dosis de radiación que recibe cada paciente, existen varios conceptos que se deben de tener en cuenta y deben de saber diferenciarse. Estos son la *dosis absorbida*, la *dosis equivalente* y la *dosis efectiva*.

La **dosis absorbida** es la energía de radiación absorbida que recibe el material atravesado por unidad de masa y se expresa en grays (Gy). Esta dosis es independiente del tipo de radiación (Silva et al., 2008).

Sin embargo, el daño biológico dependerá no solo de la energía de radiación absorbida (dosis absorbida) sino de la longitud de onda de la radiación, por lo

que para poder valorar este daño, se debe calcular la **dosis equivalente** a partir de la dosis absorbida (Silva et al., 2008).

La Comisión internacional de Protección Radiológica (ICRP) es la que define los niveles aceptables de radiación.

En 1976, la ICRP propuso el concepto de dosis efectiva equivalente (HE) para poder valorar el riesgo estimado de los efectos estocásticos debidos a una exposición del cuerpo a la radiación no uniforme y para comparar los riesgos estocásticos debidos a diferentes distribuciones de dosis. La dosis equivalente, es por tanto, la dosis resultante de ponderar la dosis absorbida media en un órgano o tejido en función del tipo de radiación que se trate. Ésta es la que se emplea para comparar los efectos de los diferentes tipos de radiación en los tejidos u órganos y se calcula en Sieverts (Sv) (Silva et al., 2008).

Éste método se propuso primero por Jacobi (1978) y más adelante se empleó por Laws y Rosenstein (1978) para determinar únicamente el riesgo somático, sobre todo en las exposiciones ocupacionales. Sin embargo, pronto se empleó también por numerosos investigadores en diversos grupos, como en pacientes, y con diversas fuentes de radiación, como en el ámbito médico y dental (Gibbs SJ, 2000).

Sin embargo, el daño inducido por la radiación también depende del órgano irradiado, por lo que más tarde, en 1990 la IRCP redefinió el concepto y lo llamó **dosis efectiva** (E), incluyendo una lista de órganos y tejidos con sus correspondientes factores de peso para así poder ampliar los datos (Gibbs SJ, 2000).

Esta dosis se calcula midiendo la dosis de radiación de cada órgano específico, ajustado a la cantidad de tejido que hay en el campo de visión (FOV) y pesado en base a la radiosensibilidad de cada órgano. Se expresa en Sieverts (Sv, mili- mSv ó micro- μ Sv). Así, la dosis efectiva de un paciente es la suma de las dosis efectivas de todos sus órganos (Brooks SL, 2009; Silva et al., 2008).

En 2007, la IRCP volvió a realizar una revisión en la cual las glándulas salivares que hasta entonces se habían considerado como parte de un órgano y por tanto no eran susceptibles de los efectos de la radiación, pasaron a considerarse de manera separada, con su propio factor de peso asociado. Este cambio hizo que se incrementara la dosis efectiva que se recibía en la región oral y maxilofacial, independientemente del tipo de examen radiográfico que se realizara (Brooks SL, 2009; Chau AC, Fung K, 2009).

A pesar de que gran parte de la información acerca de los riesgos que supone la radiación, está basada en estudios y análisis epidemiológicos realizados en pacientes tratados mediante radiación con diversas patologías y de estudios en la población japonesa de Hiroshima y Nagasaki afectada por la bomba atómica, esta información no es del todo completa para todos los niveles de dosis, ni para la curva de dosis-respuesta en el cuerpo humano (Brooks SL, 2009).

Se sabe que la tiroides es el órgano que tiene un mayor factor de peso asociado dentro de la región maxilofacial, debido sobre todo al elevado riesgo de cáncer que puede llegar a tener durante la infancia. Sin embargo, cuando se realizan imágenes radiográficas maxilo-mandibulares, las glándulas salivares pueden llegar a recibir entre 16 y 38 veces más radiación que la tiroides. Por tanto, a pesar de que su factor de peso asociado es 4 veces menor que el de la tiroides, es el órgano que más contribuye al aumento de las dosis recibidas por los pacientes (Chau AC, Fung K, 2009).

Es por ello que debido al riesgo potencial de la irradiación en el ámbito médico, la ICRP recomienda mantener unas magnitudes individuales de dosis que sigan el principio ALARA (As Low As Reasonable Achievable) (Cohnen et al., 2002; Brooks SL, 2009; De Vos et al., 2009).

En la **Tabla 1** se exponen las dosis efectivas permitidas (mSv) al año según la legislación española (RD 783/2001 de 6 de Julio. BOE nº 178).

TABLA 1. DOSIS EFECTIVAS (mSv) PERMITIDAS AL AÑO SEGÚN LA LEGISLACIÓN ESPAÑOLA.

PARTE DEL CUERPO	PERSONAL PROFESIONALMENTE EXPUESTO	ESTUDIANTES Y PERSONAS EN FORMACIÓN		MIEMBROS DEL PÚBLICO
		> 18 AÑOS	16-18 AÑOS	
CUERPO ENTERO	50*	50*	6	1
CRISTALINO	150	150	50	15
PIEL, MANOS, PIES, OTROS ORGANOS	500	500	150	50
FETO	1	1	----	-----

*Pero de forma que la dosis efectiva total en 5 años oficiales consecutivos no supere los 100 mSv

Se debe tener especial atención y preocupación cuando tratamos con niños, ya que la diferencia en sus factores de peso asociados de los diferentes órganos los hacen más susceptibles a los efectos de la radiación. Esto tiene especial interés en la ortodoncia puesto que la mayoría de los pacientes son niños.

La mayoría de las estimaciones de riesgo sobre los niños están basadas en estudios que se realizan en adultos jóvenes (Brooks SL, 2009; Chau AC, Fung K, 2009). Por tanto, considerando la dosis de radiación que este tipo de registros supone, los CBCT aún no están reconocidos como herramienta rutinaria para ellos.

La decisión de realizar un CBCT a un niño se ha de llevar a cabo, por tanto, siguiendo los criterios de conseguir la mayor información necesaria para obtener un diagnóstico adecuado (Chau AC, Fung K, 2009).

En la literatura, las dosis efectivas se suelen expresar siguiendo los criterios de la IRCP del informe de 1990 o del de 2007 (Brooks SL, 2009). Diversos

estudios han valorado y comparado las dosis de radiación que emiten los diferentes aparatos de registro.

De Vos, en su artículo de revisión de 2009 encontró 16 artículos publicados entre enero de 1988 y diciembre de 2007 relacionados con las dosis de radiación en la región oral y maxilofacial.

Silva et al. (2008) estudiaron y compararon las dosis equivalentes y efectivas de radiación de la ortopantomografía y la telerradiografía lateral de cráneo, con las dosis de algunos sistemas de CBCT (Sirona DS Plus®, New Tom DVT 9000®, i-CAT® y Somatom Sensation®) y con las de un TC convencional, concluyendo que los sistemas convencionales seguían emitiendo las dosis más bajas de radiación, seguidos por el CBCT y por último, el TC convencional. Comparando los diversos sistemas CBCT observaron que el iCAT® era el que mayor dosis emitía.

Loubele et al. (2009) compararon las dosis efectivas según la IRCP de 2007 entre tres tipos de TC y tres tipos de CBCT (Accuitomo 3D®, iCAT® y Newton 3G®) concluyendo, al igual que en el estudio de Silva et al. (2008), que los CBCT emitían menores dosis de radiación que los TC y que de los CBCT el que emitía mayores dosis era el iCAT®.

Roberts et al. (2009) estudiaron las dosis efectivas recibidas por los pacientes con el sistema CBCT (i-CAT®), llegando a las mismas conclusiones que en los estudios de Silva (2008) y Loubele (2009) al comparar las dosis emitidas por los CBCT con las de los TC. Sin embargo, vieron que las dosis de estos sistemas continuaban siendo más elevadas que las de los sistemas radiográficos convencionales.

Chau AC y Fung K (2009) compararon las dosis de tres sistemas: un TC convencional, un TC computarizado y un CBCT (iCAT®) pero en términos de dosis absorbida. Concluyeron, como en los estudios previos, que el CBCT era

el que emitía menor radiación. Por otro lado, observaron que las glándulas salivares fueron los órganos más afectados.

Gibbs J (2000) observó que en algunos pacientes ortodóncicos en los que es necesario realizar varios tipos de pruebas diagnósticas además de la telerradiografía lateral de cráneo y la ortopantomografía, como resonancias magnéticas para valorar la articulación temporomandibular, telerradiografías posteroanteriores para valorar asimetrías, series periapicales en problemas periodontales o radiografías oclusales, la suma de dosis efectivas de todas estas radiografías superaba la dosis efectiva del CBCT.

A pesar de estos datos, existen pocos estudios que comparen la radiación de todos los sistemas en la práctica ortodóncica (Silva et al., 2008; Miles A, 2008).

En la **Tabla 2** se exponen las dosis efectivas de los diferentes sistemas de registro según la IRCP de 1990 y de 2007.

TABLA 2. DOSIS EFECTIVAS DE LOS DIFERENTES SISTEMAS DE REGISTRO SEGÚN IRCP (1990/2007).

EQUIPOS	DOSIS EFECTIVAS IRCP 1990 (μSv)	DOSIS EFECTIVAS IRCP 2007 (μSv)
Radiografía oclusal digital	7	
Radiografía panorámica digital	5.5-22	
Telerradiografía lateral digital	1.6-3.4	
TC	150-2100	
CBCT FOV pequeño	48-652	
CBCT FOV grande	68-1073	
CBCT Newton® 9 segundos (s)	36.9	51.7
CBCT Newton 3G® 12 s.	44.7	58.9
CBCT iCAT® 9 s.	68.7	104.5
CBCT iCAT® 12 s.	134.8	193.4
Radiación ambiental	3 mSv/ año	

- **PRINCIPIOS BÁSICOS**

Los sistemas modernos de CBCT suponen un cambio radical en el mundo de la radiografía oral y maxilofacial. La información y obtención de imágenes 3D parece ofrecer una posible mejora en el diagnóstico y una mayor variedad de aplicaciones clínicas con una exposición de radiación significativamente menor a la de los TC convencionales (un 40% menor) aunque con dosis de radiación de 3 a 7 veces mayor a la que podría recibir un paciente durante la realización de una ortopantomografía o una serie periapical (Silva et al., 2008; Miles A, 2008; Holroyd JR, Gulson AD, 2009).

En enero de 2009 la Academia Europea de Radiología Dental y Maxilofacial (AEROMF) publicó una serie de principios básicos para el empleo de los CBCT (Holroyd JR, Gulson AD, 2009; Horner et al., 2008; María Caya Royo Gomara, 2009).

- **EQUIPAMIENTO DE LOS CBCT**

La dosis que emiten los sistemas CBCT puede variar dependiendo de la indicación y del paciente, pero debemos obtener la mayor información diagnóstica con la menor exposición posible.

Existen varios factores que influyen en la dosis de radiación que emite un sistema CBCT (Brooks S., 2009):

1. Tipo de haz; continuo o discontinuo.
2. Cantidad, tipo y forma del filtro.
3. Campo de visión (FOV): total o parcial.
4. Tiempo de escaneado.
5. Parámetros de imagen empleados (Kv, mAs).
6. Rotación de 360° o menor del tubo.

Algunos de estos factores, como el tipo de haz y el filtro, son específicos de cada aparato, mientras que otros, como el FOV, pueden ser controlados por el operador (Brooks SL, 2009).

Se puede conseguir una reducción de la dosis con un generador de rayos X ajustado y un FOV pequeño. Sin embargo, cuanto más pequeño es el FOV menor es la potencia del tubo (Holroyd JR, Gulson AD, 2009). Esto puede prolongar los tiempos de escaneado y puede tener implicaciones negativas en la calidad de la imagen (Brooks SL, 2009).

Por otro lado, para poder obtener el mayor contraste posible en el hueso, dientes y tejidos blandos, el rango de radiación estará dentro del rango de energía bajo, entre 60 y 90 Kv. Voltajes más elevados, alrededor de los 120 Kv, son los que se emplean en el TC convencional (Brooks SL, 2009).

Ballrick et al. (2008) midieron la distorsión y la resolución espacial de imágenes obtenidas en un equipo i-CAT® en sus 13 modos y encontraron que la resolución espacial era menor a mayor velocidad en el tiempo de escaneado y mayores tamaños de vóxeles.

Brown et al. (2009) compararon la exactitud de 16 medidas lineales realizadas directamente en 19 cráneos y posteriormente en imágenes escaneadas con un CBCT (i-CAT®) con diferente número de proyecciones (153, 306 y 612) concluyendo que la reducción del número de proyecciones no afecta a la exactitud dimensional de las mediciones y sin embargo proporciona menor cantidad de exposición de los pacientes a la radiación.

En la revisión realizada por De Vos (2009), se puso en evidencia que muchos de los trabajos publicados no aportaban suficiente información sobre las propiedades y parámetros de los aparatos CBCT, siendo estos datos cruciales para poder saber las dosis de radiación, la calidad de la imagen y la reproducibilidad, por lo que propuso una guía con todos estos parámetros.

A pesar de que en la actualidad existen muchos estudios al respecto, la radiación que generan los sistemas CBCT debe seguir siendo estudiada en profundidad puesto que las repercusiones que ésta puede tener sobre los individuos deben ser correctamente analizadas.

2. ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS

2.1 REPASO HISTÓRICO: DE LA ANTROPOMETRÍA A LA CEFALOMETRÍA

La ciencia que primero se ocupó de observar y medir el esqueleto y otros órganos del hombre fue la antropometría. Estudia el patrón morfológico humano, y se sirve de una serie de puntos de referencia desde los que se mide el cráneo, la cara y los dientes a través de ángulos, distancias o proporciones somáticas.

Hipócrates (460-357 a.c), pionero en la antropología, hace referencia a las diferentes formas que puede tener el cráneo, aunque no empleó medidas que definieran las características que citó (Finlay, 1980).

Durante el siglo XV es cuando empiezan a utilizarse mediciones específicas para poder comparar los cráneos y las cabezas. Fue Leonardo da Vinci (1452-1519) uno de los primeros en aplicar las mediciones craneales. Empleó líneas relacionadas con estructuras craneales específicas. Entre otras empleó una línea cercana a la línea Sella-Nasion y otra línea que era tangente al punto más inferior del ala de la nariz y al borde inferior del lóbulo de la oreja.

En 1528, Durero publicó un tratado “Vier Bücher von menschlicher proportion” sobre medidas craneales donde consideraba cuales eran las proporciones adecuadas de la morfología humana. En el tratado fue donde por primera vez se relacionó la antropometría con la estética.

En el siglo XVI, Spiegel hizo el primer intento científico y estableció cuatro líneas craneométricas. En función de sus mediciones establecía si el cráneo guardaba o no buenas proporciones.

En el siglo XVIII, con el intento de diferenciar las razas humanas, Camper (1791) en su tratado “Dissertation sur les variétés naturelles de la physionomie” estableció medidas angulares como el “triángulo de Camper” para determinar las dimensiones faciales. Está formado por una línea que desde la base de la nariz se dirige al meato auditivo externo, y por una línea tangente al perfil facial

(ángulo facial) que pasa tangente al hueso frontal y por la parte más anterior del incisivo superior, en el cráneo, o el punto de contacto entre los labios en el ser vivo. Pero este ángulo, aunque muy empleado en las esculturas griegas, no tenía en cuenta la participación de la mandíbula en la forma de la cara.

Otro autor, Deschamps, describió poco tiempo después el triángulo cefálico.

Numerosos craneólogos en esta época como Spix, Doornik, Oken, etc, propusieron métodos para el análisis de cráneos de animales y humanos.

Ya a finales del siglo XVIII, Daubenton, describió el ángulo occipital, mediante la obtención de la posición relativa del foramen magnum. Esta línea de investigación fue a su vez seguida por Sir Charles Bell, que estudió la diversidad de la morfología craneal entre los individuos de raza negra y caucásica, y por Soemmerring en 1785 y Gibson en 1909.

Posteriormente, Retzius propuso el “index cefálicus” y nos dejó las bases de los métodos de craneometría que se emplean actualmente.

No fue hasta la llegada de Barclay cuando se incorporó por primera vez la mandíbula en las medidas. Además, este autor describió dos nuevos ángulos como parámetros craneométricos.

En el siglo XIX aparecieron tres hombres relevantes en la historia de la craneología; Huxley, en 1876 describió el “ángulo facial”. Broca publicó en 1859 su primer artículo. En él describe instrumentos craneométricos, como el craneostato y define puntos y planos. Además introdujo una línea base nueva: “el plano del alveolo condíleo” que pasa a través del punto alveolar y es tangente a las superficies inferiores de los cóndilos occipitales. Fundó la sociedad de Antropología de París y fue el primer craneólogo que desarrolló una técnica precisa para poder comparar los cráneos. Topinard empleó el craneostato pero con algunas modificaciones.

En agosto de 1882, debido a la inquietud que suponía la estandarización de los distintos métodos craneométricos, se celebró un congreso antropológico en

Frankfurt- am –Maine. En este decimotercer congreso de la Sociedad Alemana de antropología es donde se describió el plano horizontal de Frankfurt.

A principios de los años 30, Hellman fue el primero que incorporó los métodos antropométricos a la ortodoncia y que más tarde sirvieron de base para la craneometría radiográfica.

Bluemenbach, en 1975, describió un método de posicionar el cráneo para poder ser medido de una manera reproducible y estandarizada. Rechazó el método de líneas y ángulos y la idea de ver la cabeza en Norma Lateralis y empleó la Norma Verticalis.

En un primer momento, la antropología física fue una disciplina de tipo descriptivo, donde se analizaban las características del ser humano y se veían las diferencias entre los grupos de diferente edad, sexo y raza y se daba importancia a las observaciones morfológicas, quedando en segundo lugar la estructura o la función.

Otra rama que surgió para facilitar la comunicación entre los antropólogos, y que consideró el papel de la función en la repercusión de las diferentes estructuras óseas del cuerpo humano, fue la osteometría. Es una ciencia descriptiva, que permite cuantificar objetivamente los huesos humanos y así estudiar los rasgos morfológicos del hombre, aplicando el método científico.

La somatometría, nos da la posibilidad de medir al ser vivo y analizar los cambios evolutivos del hombre, así como las diferencias entre razas o diferentes zonas geográficas.

De la osteometría deriva la craneometría (arte de medir cráneos de animales para describir diferencias específicas) y de la somatometría, la cefalometría (arte de medir la cabeza, incluyendo sus tejidos blandos).

La cefalometría está basada en la localización de puntos o relieves óseos, heredados de mediciones antropométricas (craneométricas) aplicadas en cráneos adultos, que son fácilmente reconocibles para poder medir ángulos o

dimensiones lineales del cráneo y la cara. Sin embargo, se diferencia de su predecesora, en que se aplica al estudio en vivo del crecimiento de la cara como fenómeno morfológico. Ninguna estructura en crecimiento es absolutamente estable y por ello ha sido necesario recurrir a estructuras de referencia, que sean las que menos se afecten por el cambio, o en las que cese antes su crecimiento local.

Debemos tener en cuenta esta serie de consideraciones, como punto de partida de cualquier aproximación crítica al valor y fiabilidad de las técnicas cefalométricas.

2.2 SELECCIÓN Y LOCALIZACIÓN DE PUNTOS CEFALOMÉTRICOS

La mayoría de los puntos proceden de la antropología física o de la anatomía comparada, en concreto de la craneología. Desafortunadamente no todos los antropólogos y otros estudiosos han empleado las mismas definiciones y puntos de referencia, y algunas son de descripción posterior o modificación de las preexistentes.

Establecer puntos de referencia antropométricos puede en ocasiones ser difícil, si tal referencia no radica en una estructura anatómica específica, y es definida en términos de “encima” o “debajo” de otras estructuras.

El número de puntos de referencia que han sido nombrados y definidos en los estudios craneométricos es bastante grande. Su terminología es casi siempre latina o griega, y se representan estandarizadamente con una o varias letras (Tejero 1992).

Según la definición de Moyers y Bookstein (1979), un punto cefalométrico puede ser anatómico o extremo.

Los **puntos anatómicos**, son puntos biológicos reales que se identifican por alguna característica de la morfología local.

Los **puntos extremos** vienen definidos como el máximo o el mínimo de alguna propiedad geométrica. Por tanto, dichos puntos no pueden localizarse si antes

no se ha fijado una orientación. Una mala colocación de la orientación horizontal puede ser debida a un error en el posicionamiento del sujeto, en la colocación de los puntos o por un crecimiento desproporcionado o asimétrico. Esto hace que todo el esquema sea susceptible de cambios, y que el error en la orientación se propague y afecte a las posiciones de todos los puntos dependientes de esta orientación. Un ejemplo lo encontramos en la mandíbula; a medida que ésta rota, la posición de todos los puntos extremos que se encuentran en esa región se altera.

Por otro lado, los puntos cefalométricos pueden ser puntos contruidos y encontrarse en una curva como el punto "Gonion", en dos curvas como el punto "Menton" o en ninguna como el punto "Porion".

Otros, pueden no ser puntos del cráneo y son intersecciones entre dos sombras como el punto "Articulare" (Williams et al. 2003).

Los puntos definidos en las imágenes 3D, no pertenecen a los mismos puntos que vienen representados en las telerradiografías laterales y posteroanteriores. En las telerradiografías, la mayoría de los puntos están definidos, como ya se ha comentado, como el punto más superior o inferior de una estructura. Un punto situado en el borde de una estructura, visto con una telerradiografía lateral, puede no corresponder con el mismo punto si se observa con una telerradiografía posteroanterior. Sin embargo, las coordenadas de los puntos de los TC están localizadas en el espacio 3D y, por tanto, pueden ser localizados indistintamente desde cualquier vista, como puntos exactos y con una misma localización anatómica (Katsumata et al. 2005).

Sin embargo, para poder localizar un punto en el espacio, es preciso que su localización esté definida para cada uno de los tres planos del espacio. (Cevidanes et al 2006, Oliveira et al 2009).

Se citan a continuación algunos de los puntos anatómicos empleados en la literatura, para la medición de diferentes parámetros y posterior realización de

análisis tridimensionales (Kitakura et al. 2000, Swennen et al. 2005, Park et al. 2006, Oliveira et al. 2009):

1. **Silla turca (S)**: punto medio anteroposteriormente de la fosa del hueso esfenoides.
2. **Nasion (N)**: punto más anterior de la sutura frontonasal.
3. **Basion (Ba)**: punto más anterior del foramen magnum.
4. **Crista Galli (Cg)**: Punto más superior de la crista galli del hueso etmoides.
5. **Porion derecho (Pod)**: punto más superior y medio del techo del conducto auditivo externo derecho.
6. **Porion izquierdo (Poi)**: punto más superior y medio del techo del conducto auditivo externo izquierdo.
7. **Punto A (A)**: punto más posterior de la curvatura del maxilar, entre la espina nasal anterior y el punto supradental.
8. **Punto B (B)**: punto más posterior de la superficie anterior de la sínfisis mandibular.
9. **Pogonion (Pg)**: punto más anterior de la sínfisis de la mandíbula.
10. **Gnathion (Gn)**: punto más anteroinferior de la sínfisis de la mandíbula.
11. **Menton (Me)**: punto más inferior de la sínfisis de la mandíbula.
12. **Espina Nasal Anterior (Ena)**: punto más anterior del proceso maxilar a la altura del suelo nasal.
13. **Espina Nasal Posterior (Enp)**: punto más posterior y medio del contorno del hueso palatino.
14. **Condilion derecho (Cdd)**: punto más superior de la cabeza del cóndilo derecho.
15. **Condilion izquierdo (Cdi)**: punto más superior de la cabeza del cóndilo izquierdo.

16. **Gonion derecho (God):** punto más posterior del borde posterior de la rama derecha. Bisectriz de las tangentes del borde posterior de la rama y del cuerpo inferior.
17. **Gonion izquierdo (Goi):** punto más posterior del borde posterior de la rama izquierda. Bisectriz de las tangentes del borde posterior de la rama y del cuerpo inferior.
18. **Maxilar o ectomolare derecho (Mxd):** cresta cigomático-alveolar derecha, el punto muestra la concavidad máxima del contorno del maxilar alrededor de los molares y el contorno inferior del proceso maxilo-cigomático derecho.
19. **Maxilar o ectomolare izquierdo (Mxi):** cresta cigomático-alveolar izquierda, el punto muestra la concavidad máxima del contorno del maxilar alrededor de los molares y el contorno inferior del proceso maxilo-cigomático izquierdo.
20. **Orbitale derecho (Ord):** punto más anterosuperior del margen infraorbitario de la órbita derecha.
21. **Orbitale izquierdo (Ori):** punto más anterosuperior del margen infraorbitario de la órbita izquierda.
22. **Supraorbitario derecho (SOOrd):** punto más anterosuperior del margen supraorbitario de la órbita derecha.
23. **Supraorbitario izquierdo (SOri):** punto más anterosuperior del margen supraorbitario de la órbita izquierda.
24. **Bucal derecho (Bcd):** punto situado en la superficie externa del arco cigomático derecho, donde el arco se hace recto y comienza a meterse hacia dentro.
25. **Bucal izquierdo (Bci):** punto situado en la superficie externa del arco cigomático izquierdo, donde el arco se hace recto y comienza a meterse hacia dentro.

26. **Punto anterior de la rama derecha (Rd):** punto más profundo del borde anterior de la rama derecha.
27. **Punto anterior de la rama izquierda (Ri):** punto más profundo del borde anterior de la rama izquierda.
28. **Borde incisal del incisivo central superior (IS):** punto más inferior del borde incisal del incisivo central.
29. **Borde incisal del incisivo central inferior (II):** punto más inferior del borde incisal del incisivo central.
30. **1º molar superior derecho (A16):** punto más posterior y medio de la superficie distal del molar derecho.
31. **1º molar superior izquierdo (A26):** punto más posterior y medio de la superficie distal del molar izquierdo.
32. **1º molar inferior derecho (B46):** punto más posterior y medio de la superficie distal del molar derecho.
33. **1º molar inferior izquierdo (B36):** punto más posterior y medio de la superficie distal del molar izquierdo.
34. **Tuberosidad derecha (Tbd):** punto más posteroinferior del contorno distal de la tuberosidad maxilar derecha.
35. **Tuberosidad izquierda (Tbi):** punto más posteroinferior del contorno distal de la tuberosidad maxilar izquierda.
36. **Sutura cigomática derecha (Fzd):** punto más anteroinferior de la sutura frontocigomática del lado derecho.
37. **Sutura cigomática izquierda (Fzi):** punto más anteroinferior de la sutura frontocigomática del lado izquierdo.
38. **Zygion derecho (Zyd):** punto más lateral del reborde externo del arco cigomático derecho.
39. **Zygion izquierdo (Zyi):** punto más lateral del reborde externo del arco cigomático izquierdo.

40. **Antegonion derecho (Agd):** punto más alto de la concavidad del borde inferior de la rama mandibular derecha en su unión con el cuerpo de la mandíbula.
41. **Antegonion izquierdo (Agi):** punto más alto de la concavidad del borde inferior de la rama mandibular izquierda en su unión con el cuerpo de la mandíbula.
42. **Glabela (GI):** Punto más prominente del hueso frontal en el plano sagital medio. Se ubica entre los arcos superciliares.
43. **Coronoides derecho (Krd):** punto más superior de la apófisis coronoides del lado derecho.
44. **Coronoides izquierdo (Kri):** punto más superior de la apófisis coronoides izquierda.
45. **Punto DB:** punto de máximo entrecruzamiento de los incisivos centrales superiores e inferiores.

2.2 SISTEMA DE COORDENADAS

Para poder localizar un punto en el espacio es preciso que se cree un sistema de coordenadas. De este modo se puede obtener la situación exacta de cada punto en cada uno de los ejes (X, Y, Z). Este sistema debe tener, por tanto, un centro u origen (0,0,0) y tres ejes que servirán para dar al punto unas coordenadas, de tal modo que para cada punto se obtienen tres valores que lo definen y sitúan.

Este origen de coordenadas se puede crear y colocar en diferentes lugares; en función de donde esté colocado, las coordenadas para cada punto se modificarán.

Richtmeier et al. (1995) y Williams et al. (2003) establecieron los ejes de coordenadas X e Y como la fila y columna de pixeles y Z como el centro del

grosor de cada corte, transformándolos más tarde en una escala métrica donde el valor de los pixeles era de 0,39mm (XY) y 1,5mm (Z).

Kitakura et al. (2000) seleccionaron un eje de coordenadas con origen en el punto Silla, estandarizando los vectores mediante una matriz de transformación para que el plano sagital medio y la línea de la base craneal coincidieran con el plano XZ y el eje X del sistema de coordenadas (**Figura 14**).

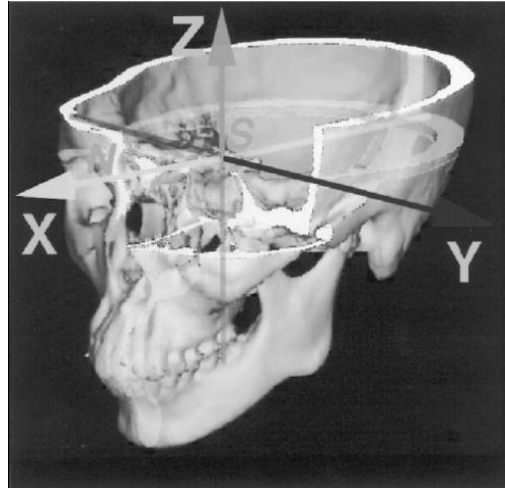


FIGURA 14. ORIGEN DE COORDENADAS EN EL PUNTO SILLA. KITAKURA, 2000.

Park et al. (2006) determinaron los ejes de coordenadas con el origen en el punto Nasion, dando valores positivos (anterior, superior e izquierda) y negativos (posterior, inferior y derecha) según las direcciones de los ejes X, Y, Z (**Figura 15**).

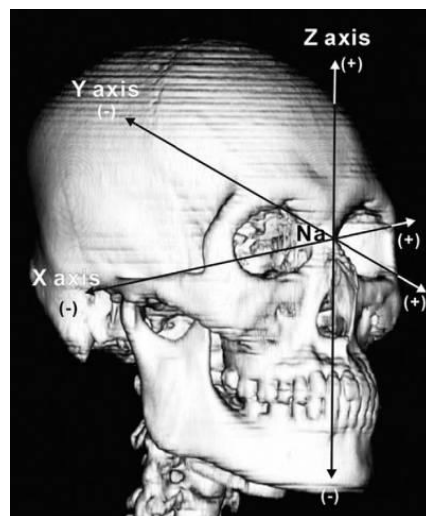


FIGURA 15. ORIGEN DE COORDENADAS EN EL PUNTO NASION. PARK et al., 2006.

Muramatsu et al. (2008) tenían definido un origen de coordenadas (0,0,0) automático, en una de las esquinas del cubo en el que estaba contenido el objeto 3D. El eje X lo determinaron paralelo a la dirección derecha-izquierda del elemento escaneado y los ejes Y, Z correspondían a las direcciones posteroanterior y superoinferior, respectivamente (**Figura 16**). Las coordenadas (X, Y, Z) se determinaron para cada vóxel y se expresaron como tamaño real (convirtiendo el nº de vóxeles a milímetros).

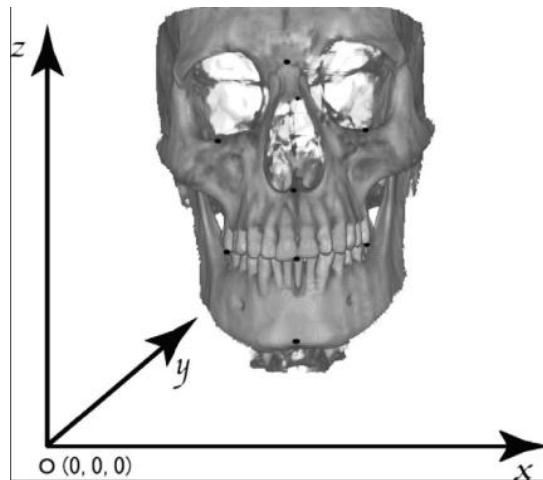


FIGURA 16. ORIGEN DE COORDENADAS DE MURAMATSU et al., 2008.

Oliveira et al. (2009) seleccionaron como origen de coordenadas la intersección de la línea transporiónica y el plano sagital medio definido por Ludlow et al. (2008) (**Figura 17**).

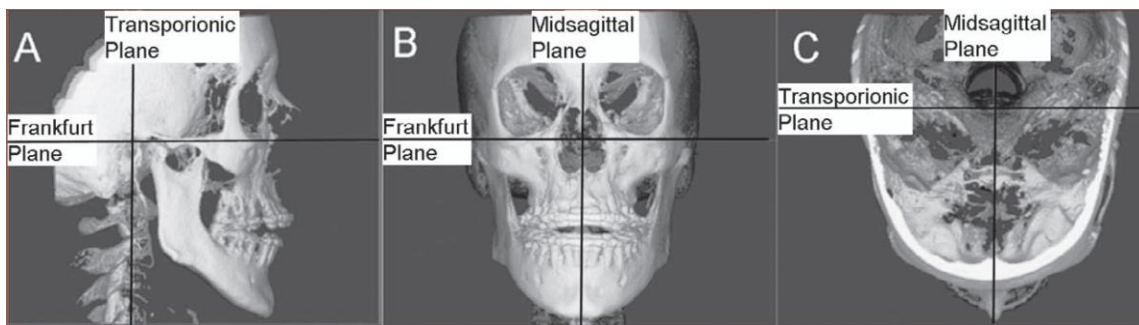


FIGURA 17. ORIGEN DE COORDENADAS DE OLIVEIRA et al., 2009.

Redmond y Cho (2009) seleccionaron el origen de coordenadas en el punto Na y establecieron el eje X, transversal, paralelo a la línea frontocigomática (Fz), el eje Y, anteroposterior, perpendicular a la línea Fz y paralelo a la línea de Frankfurt derecha (R FH) y el eje Z, vertical, perpendicular a las líneas Fz y R FH, dando valores positivos a los situados a la izquierda, posterior y superior y negativos los situados a la derecha, anterior e inferior (**Figura 18**).

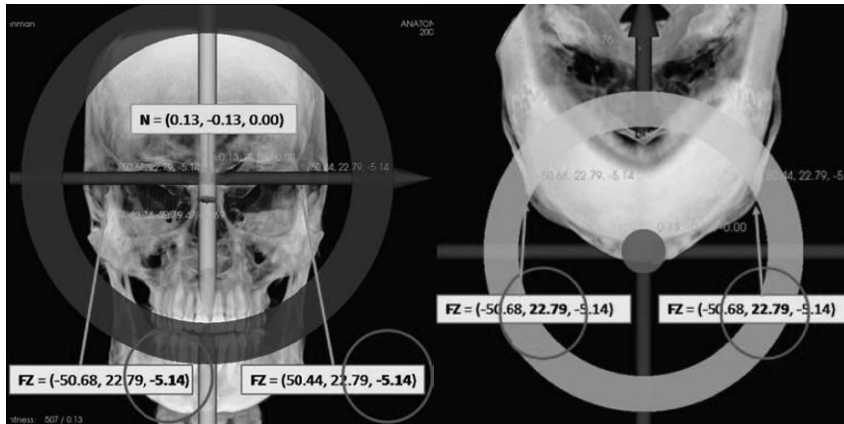


FIGURA 18. ORIGEN DE COORDENADAS EN EL PUNTO NASION. REDMOND Y CHO, 2009.

Lagravère et al. (2009) seleccionaron como origen de coordenadas un punto establecido por el software que emplearon; y definieron el eje XY como superoinferior, XZ posteroanterior y YZ derecha e izquierda (**Figura 19**).

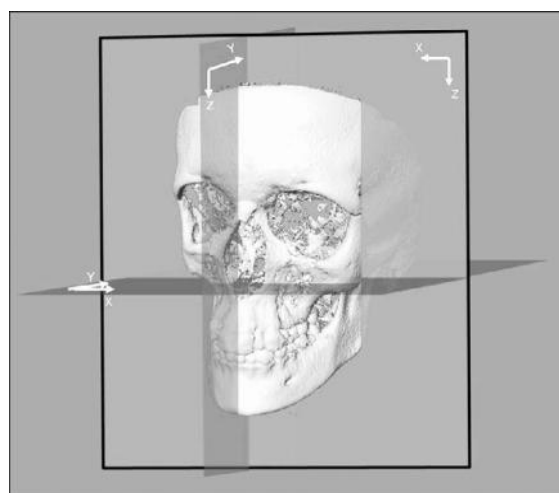


FIGURA 19. ORIGEN DE COORDENADAS DE LAGRAVÈRE et al., 2009.

2.4 PLANOS DE REFERENCIA

Para poder evaluar las características morfológicas y las variaciones de estructuras craneofaciales, se han propuesto a lo largo de la historia en la literatura, diversos planos y líneas de referencia.

En la telerradiografía convencional, los términos de línea y plano se obtenían de forma similar aún cuando corresponden a términos diferentes (Tejero, 1992). Con la aparición de los sistemas 3D, el término línea sigue estando formado por la unión de dos puntos, mientras que el término plano consiste en la unión de al menos tres puntos.

En la literatura hay descritos varios tipos de planos:

Plano de orientación: es aquel que permite encontrar en la misma posición la cabeza en las diferentes incidencias radiográficas. Es decir, este tipo de plano permitiría la comparación de diferentes radiografías puesto que situaría el cráneo en la misma posición (Tejero, 1992).

Plano de referencia: es aquel que nos sirve para hacer comparaciones al analizar medidas cefalométricas, cuando se describen estructuras óseas o dentarias, en términos angulares o lineales. El plano de referencia ideal sería aquel que tuviera unas bases anatómicas y clínicas que proporcionaran una información simple y rápida, que presentara valores más estables según la edad, sexo y raza y que permitiera la individualización correcta del crecimiento craneofacial en estudios longitudinales (Tejero, 1992).

En la literatura podemos encontrar planos de referencia clásicos como el plano de Frankfurt (De Coster, 1931; Tweed, 1946; y Downs, 1956), el plano S (Sella) –N (Nasion) (Brodie 1941 y Bjork y Steiner 1953) o N-Ba (Basion) (Huxley y Rickets) todos ellos formados por la unión de dos puntos únicamente (Tejero, 1992).

Sin embargo, para los análisis 3D se deben definir planos de referencia que estén formados por tres puntos.

En este tipo de análisis el plano sagital medio es el que se suele definir primero, y a partir de ahí se crean el resto de planos de referencia.

Ono et al. (1992) y Kitakura et al. (2000) emplearon el plano N-S-Ba como plano sagital medio de referencia.

Katsumata et al. (2005) y Maeda et al. (2006) emplearon el plano N-S-Dent (punto más superior del proceso odontoides del hueso epitrófeo) como plano sagital medio y dos perpendiculares a éste: planos horizontal (incluyendo los puntos S-N) y coronal (incluyendo el punto S).

Hwang et al. (2006) emplearon un plano sagital medio formado por los puntos Op (Opisthion)-Cg (Crista Galli)-Ena (espina nasal anterior) y un plano horizontal que pasaba por los dos Porion y por el Orbitale derecho.

Park et al. (2006) emplearon el plano perpendicular al plano horizontal creado por ellos, que pasaba por los puntos N y P (surco prequiasmático). Como plano horizontal, emplearon uno paralelo al plano de Frankfurt que pasaba por N, y el plano coronal pasando por N a ambos lados del plano sagital medio y del plano horizontal.

Kwong et al. (2006) emplearon un plano perpendicular al horizontal creado por ellos, que pasaba por Cg y CI (apófisis clinoides anteriores), un plano horizontal que pasaba por los dos Porion y por el Orbitale izquierdo, y un plano coronal perpendicular a los otros dos que incluía el Op.

Suri et al. (2008) emplearon puntos anatómicos para realizar el plano sagital medio construido, y lo definieron como la línea que mejor encajaba al unir las bisectrices entre los puntos bilaterales (forámenes neurovasculares de la base craneal, canal carotídeo, cóndilos occipitales y límites laterales del foramen magnum) y puntos únicos (centro de la Cg, eje medio de la sincondrosis esfenoccipital, Ba y Op)

Tejarima et al. (2008) emplearon un plano horizontal que pasaba por los dos Porion y por el Orbitale medio, otro perpendicular a éste que pasaba por el

Porion izquierdo y otro plano perpendicular a los anteriores que pasaba por el Orbital medio.

Kumar et al. (2008) emplearon el plano sagital medio y dos planos perpendiculares entre sí y a éste, el plano horizontal o de Frankfurt y el plano coronal o transporiónico.

Redmond y Cho (2009) emplearon el plano nasofrontocigomático (NFz) como plano craneal de referencia.

2.5 MEDICIONES CRANEALES: ÍNDICES

En todo estudio craneométrico, para poder comparar tanto individuos como grupos a fin de encontrar similitudes y/o posibles relaciones hereditarias, se requiere una técnica de medición que proporcione una evaluación tanto de la forma como de la estructura, con independencia de la talla del individuo. El procedimiento convencional, ha sido el de realizar el cálculo de una proporción, dividiendo el valor menor entre el mayor y multiplicando dicho resultado por cien, de tal modo que se obtenga un porcentaje, denominado índice (Tejero, 1992).

Los índices más frecuentes empleados en cefalometría son los siguientes:

ÍNDICE CRANEAL (proporción entre la anchura y la longitud craneales)

ÍNDICE LONGITUD-ALTURA (proporción entre la altura (Nasion-Bregma) y la longitud del cráneo)

ÍNDICE ANCHURA-ALTURA (proporción entre la altura (Nasion-Bregma) y anchura craneales)

ÍNDICE ALTURA MEDIA (proporción entre la altura (Nasion-Bregma) y la media de la longitud y la anchura). También se conoce como Índice Altura Media Basion.

ÍNDICE ALTURA MEDIA AL PORION (proporción entre la altura Porion-Bregma y la media de la longitud más la anchura)

ÍNDICE FRONTOPARIETAL (relación entre la anchura frontal mínima y la anchura craneal máxima)

ÍNDICE FACIAL TOTAL (proporción entre la altura y la anchura de la cara (anchura bicigomática)).

Los antropólogos han llegado a establecer y a utilizar un índice facial morfológico que expresa la altura de la cara en comparación con su ancho mediante una fórmula que multiplica la altura por cien y divide el resultado por la anchura. De ello resultarían tres categorías de pueblos principales (Fundación Educativa Héctor A. García):

- Euriprosopos: caracterizados por el rostro ancho y bajo, con un índice facial morfológico inferior a 84.9%. Según parece, hay un predominio de índices faciales euriprosopos entre los pueblos xantodermos o amarillos.
- Mesoprosopos: caracterizados por el rostro mediano, con un índice facial morfológico que fluctúa entre 85% y 89.9%. Según parece, hay un predominio de índices faciales mesoprosopos entre los pueblos melanodermos o negros de África y de Oceanía.
- Leptoprosopos: caracterizados por el rostro estrecho y alto, con un índice facial morfológico superior a 90%. Según parece, hay un predominio de índices faciales leptoprosopos entre los pueblos leucodermos o blancos.

Según la Clasificación de Kollmann (en Knussmann, 1988, citado en tesis doctoral, Maroto RM, 2004) todas las categorías serían: Hipercuriprosopo (hasta 79.9%), euriprosopo (80.0% a 84.9%), mesoprosopo (85.0% a 89.9%) leptoprosopo (90.0% a 94.9%) e hiperleptoprosopo (más de 95.0%).

ÍNDICE FACIAL SUPERIOR (proporción entre la altura de la cara, sin la mandíbula y la anchura facial (bicigomática))

ÍNDICE NASAL (proporción entre la anchura y la altura nasales)

ÍNDICE ORBITAL (proporción entre la altura y anchura de la órbita)

ÍNDICE MAXILOALVEOLAR (proporción entre la anchura y la longitud palatal externas)

ÍNDICE PALATAL (proporción entre la anchura y la longitud internas del paladar)

ÍNDICE GNÁTICO O ÍNDICE ALVEOLAR (relación entre las medidas que indican protrusión facial: Endobasion- longitud prostion y endobasion- longitud nasion)

MÓDULO CRANEAL (expresa en términos matemáticos el tamaño craneal al relacionar su altura, longitud y anchura)

2.6 DEFINICIÓN, TIPOS E HISTORIA DE LOS ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS

2.6.1 DEFINICIÓN

Los análisis cefalométricos consisten en el conjunto de valores que permiten el estudio de la medida y la corrección de las desviaciones morfológicas de las estructuras dentofaciales, aplicando técnicas radiográficas al estudio de la cabeza humana (Canut, 2000).

2.6.2 TIPOS DE ANÁLISIS

LINEALES: son aquellos métodos que realizan mediciones directas y miden en milímetros o proporciones comparadas. Las mediciones suelen cambiar con la edad, por lo que las normas han de estar adaptadas a ello.

ANGULARES: los ángulos expresan una proporción entre dos líneas, y por ello, los análisis angulares fueron ideados para solventar algunos inconvenientes de

los lineales; sin embargo es difícil interpretar en ángulos la desviación de la norma y decidir qué lado del ángulo se considera fijo y cuál variable.

POSICIONALES: son los métodos más sencillos de interpretar ya que informan de la cantidad y naturaleza de la desviación, en tamaño real.

McIntyre y Mossey (2003) realizaron otra descripción de los diferentes métodos cefalométricos empleados para la medición del tamaño y la forma en ortodondia:

- El **método convencional** de análisis cefalométrico, basado en la localización de puntos que se definen de manera intrínseca en la anatomía, a fin de representar la forma craneofacial. Incluye el cálculo de medidas lineales, angulares, áreas y proporciones.
- **Técnicas de límites y perfiles**, que no requieren el empleo de puntos cefalométricos para representar la forma craneofacial y sólo investigan la forma del perímetro de una estructura.

2.6.3 HISTORIA DE LOS ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS

- **ANÁLISIS POSICIONALES**

En 1917 D'Arcy Thompson describió un sistema de rejilla para estudiar el crecimiento y la forma, pero fue en 1939 cuando De Coster aplicó este diagrama en red o "Mesh diagram" para el análisis de las radiografías cefalométricas.

Este autor obtuvo su norma cefalométrica sobre una población de 365 adultos y 400 niños de diferentes edades. Utilizó como plano de referencia el plano de Frankfurt y sobre éste trazaba perpendiculares que pasaban por los puntos trago, orbitario y Nasion respectivamente. Estas perpendiculares se cruzaban con otras paralelas al plano de Frankfurt, que se obtenían a través de los puntos Nasion, Espina nasal anterior y Gnation. De este modo, se obtenían unas plantillas geométricas en las visiones frontal y lateral de la cara, que

servían como norma cefalométrica para superponer los trazados de los casos que se querían analizar.

Este diagrama fue empleado para el diagnóstico en el Forsyth Dental Center (Georgia, USA) desde 1948, puesto que mostraba simultáneamente las relaciones entre los componentes faciales, registrando tanto variaciones sagitales y verticales como disarmonías del desarrollo facial.

Las normas de los diagramas se obtuvieron de un estudio estandarizado, realizado por Moorrees et al. 1976, de telerradiografías laterales de cráneo de 46 hombres y 47 mujeres, que participaban en un estudio longitudinal de la salud y desarrollo del niño en la Universidad de Harvard. Se pudo observar que las mujeres presentaban un grado menor de prognatismo y tenían una posición ligeramente inferior del punto Sella, resultando por tanto en una mayor inclinación hacia debajo de la base craneal anterior.

En 1937, Broadbent difundió su amplio estudio cefalométrico longitudinal realizado en una muestra de 5.000 niños, pertenecientes a la Brush Foundation and Bolton Foundation and Western Reserve University of Cleveland, Ohio. Los registros se tomaban desde el primer año de vida hasta el cuarto, cada 6 meses y a partir de ahí, anualmente hasta los 18 años de edad. Realizó los trazados cefalométricos de las proporciones faciales de los niños con crecimiento normal y realizó las superposiciones en el plano de Bolton (une los puntos Basion y Bolton, localizado en el cóndilo occipital). Después trazaba una perpendicular al plano de referencia que pasara por el punto Sella, siendo el punto de intersección, el inicio para la superposición cefalométrica.

Confeccionó un esquema ilustrativo del crecimiento normal y desarrollo de la cara, que servía para la comparación de las estructuras óseas y dentales.

En 1955, Sassouni diseñó su análisis arquial. Empleó una muestra compuesta por 51 chicas y 49 chicos de entre 7 y 15 años de edad con oclusiones normales y de 102 niños de entre 11 y 13 años. Describió cuatro planos de

referencia: el plano de la base del cráneo, el plano palatino, el plano oclusal y el plano mandibular. Todos ellos confluyen en el punto O. Los resultados que obtuvo los representó en una serie de diagramas, que podían ser obtenidos si se empleaba correctamente el plano supraorbitario y el punto O.

En 1955, Coben construyó un diagrama en el que todas las distancias medidas eran paralelas o perpendiculares al plano de Frankfurt. Dibujaba este plano y una perpendicular al mismo desde el punto Basion y medía la profundidad, la altura, las proporciones, las medias absolutas y las angulares. Estudió con él una muestra formada por 47 caucásicos (25 hombres y 22 mujeres); de ellos, 42 exhibían maloclusión de clase I o una oclusión excelente.

El análisis de Enlow (1969), de la equivalencia del crecimiento, se basa en el concepto de que las partes de la cara están tan interrelacionadas que los cambios en una región producirían cambios “equivalentes” en otras áreas. La forma del complejo craneofacial se analiza mediante la comparación de medidas óseas equivalentes (no necesariamente anatómicas) eligiendo puntos y planos específicos según su significado biológico.

- **ANÁLISIS ESTADÍSTICOS**

Desde el descubrimiento de los rayos X y a partir de estudios realizados sobre pacientes eugnáticos, se han descrito numerosos análisis cefalométricos (Tejero, 1992).

El argentino Carrea (1919) describió el primer método de análisis cefalométrico sobre cinco casos. Utilizó tres planos: plano palatino (desde ENA hasta ENP), el plano oclusal (tomando la máxima intercuspidad molar e incisiva) y el plano formado por los puntos glabella y pogonion. Consideraba las oclusiones normales cuando los planos palatino y oclusal eran paralelos entre sí, y perpendiculares al otro plano de referencia.

En 1922, Simon difundió en Alemania otro análisis cefalométrico. Sus bases de diagnóstico residen en el plano de Frankfurt y una línea perpendicular a éste

que pasa por el punto suborbitario. Los casos considerados como normales eran aquellos en los que dicha perpendicular al plano de Frankfurt coincidía con el punto Gnation y con el canino maxilar.

En 1930, el noruego Andresen propuso otro análisis, empleando el plano de Camper y realizando sobre él todas las comparaciones de las estructuras faciales, tanto en el plano anteroposterior como en el vertical. De este modo, obtenía un diagrama y unos valores medios que le permitían analizar los casos clínicos y desplazar así a un segundo plano la fotografía.

Schwartz, en 1936, propuso un análisis cefalométrico basado en 27 variables. A partir de este análisis comienzan a emplearse los planos palatino, mandibular, y los puntos de referencia A y B tal y como serían posteriormente empleados en el análisis de Downs.

Este mismo año, Korkhaus, en Alemania, realiza un análisis de naturaleza descriptiva. Toma como referencia el plano de Frankfurt y fija su atención en la base del cráneo y las inclinaciones axiales de los incisivos, consideradas de gran valor diagnóstico en ortodoncia.

En 1941, Brodie, en Illinois confecciona un diagrama muy representativo y de gran valor clínico a través de medidas lineales, angulares e incluso proporciones.

Tweed, en 1946, da a conocer sus estudios, que se reducen a un triángulo formado por los planos Frankfurt, mandibular y el eje axial del incisivo inferior. Años más tarde, en 1954, modificó sus análisis dándole más importancia a la inclinación axial del incisivo inferior respecto al plano mandibular, proponiendo unos valores norma en los cuales basar la decisión de extraer o no en los diferentes casos.

En 1947, el sueco Björk crea un método cefalométrico basándose en una muestra de 322 niños de 12 años y 281 individuos de entre 21 y 23 años. Sobre cada individuo estudió 31 variables.

En 1948, Downs basó su análisis en una muestra de 20 niños y niñas con edades comprendidas entre 12 y 17 años. Su selección la realizó sobre una base de oclusión excelente y una musculatura facial armónica. En cada trazado dibuja el triángulo de Bolton (formado por la unión de los puntos N, S, Bolton). Como plano de orientación utiliza el plano de Frankfurt, analizando su validez respecto al plano S, N y al de Bolton. Además divide al cráneo en 3 partes (superior; dientes y alveolo; inferior o mandíbula) y estudia las relaciones entre los dientes, su proceso alveolar y el esqueleto facial.

En 1952 Riedel introdujo el ángulo ANB, para poder evaluar la relación anteroposterior de las bases apicales.

En 1953, Steiner publicó en USA su análisis cefalométrico. Se basó en todos los análisis existentes hasta la fecha, empleando las medidas de mayor significado clínico. Como planos de referencia empleó S-N, para analizar los cambios esqueléticos, mientras que para los dentarios lo hizo mediante la distancia de los incisivos a su línea de referencia anterior N-punto A y N-punto B.

La muestra que empleó es pequeña, 50 pacientes de oclusiones normales, proporcionando únicamente valores estándar y no estadísticos que permitieran futuras comparaciones.

En 1950, Ricketts destacó en sus estudios, puesto que vio la importancia que podía tener la predicción del crecimiento. Realizó estudios tomográficos para la correcta localización del Basion. Para determinar los cambios direccionales del crecimiento facial unió los puntos Basion-Nasion formando un plano de referencia del cráneo. El eje Y de crecimiento lo formaba la línea que unía Sella-Gnation. Por ello era difícil saber si los cambios se debían a la mandíbula o al punto Sella.

Posteriormente en 1959, realizó otro estudio sobre una muestra formada por 10 oclusiones normales y 115 maloclusiones y desde entonces, todos sus trabajos

se orientaron a analizar los cambios faciales debidos al crecimiento y aquellos otros producidos como consecuencia del tratamiento. Investigó para ello en planos y líneas de referencia que tuvieran cierta estabilidad, como pudieran ser el punto Basion o la fisura pterigomaxilar.

Su famoso análisis cefalométrico, en 1960, lo obtuvo de una muestra de casi 1.000 casos (600 niñas y 400 niños) sobre los cuales realizó 16.000 mediciones. Incluyó valores promedio, con desviaciones estándar según la edad del individuo, pues el trabajo original incluía desde los 3 hasta los 44 años de edad, siendo la edad media de 9 años. Observó que el 60% de dicha muestra presentaba una maloclusión de clase II.

Con los datos obtenidos, difundió su análisis y propuso 51 mediciones en el cefalograma lateral y 49 para la cefalometría posteroanterior.

En otro trabajo, en ese mismo año, publicó el análisis de los cambios en el crecimiento y desarrollo facial, debidos al tratamiento. Para ello empleó una muestra compuesta por un grupo control de 100 pacientes sin tratar (50 de clase I y 50 de clase II) y los comparó con 150 pacientes de clase II, divididos en 3 subgrupos, según el tratamiento recibido. Halló los resultados en forma de media, desviación estándar, error estándar e incremento anual.

Además, sobre esta misma muestra relacionó el crecimiento y los cambios causados a consecuencia del tratamiento, resaltando la necesidad de emplear la cefalometría a la hora de realizar un plan de tratamiento.

En 1969 introdujo la informática al análisis cefalométrico, con un método descrito por él.

En 1972 es cuando clasificó su análisis cefalométrico en seis campos: esquelético, óseo-dentario, dentario, estético, de la relación craneofacial y estructural interno. En esta publicación introdujo también el término de *desviación clínica*. Meses más tarde observó que algunas mediciones o parámetros, debían de ser corregidas para cada edad, sexo y grupo étnico, e

introdujo el término de *corrección biológica*. Realizaba una última corrección calculando el volumen de la cara del paciente según el índice de la raíz cúbica. En 1979, gracias al análisis computarizado se estudiaron 60.000 casos, abriendo un nuevo campo en el mundo de la ortodoncia y desarrollando el diagnóstico, pautas de tratamiento, predicciones de crecimiento a corto y largo plazo y métodos comparativos de casos con tratamiento o sin él.

En 1976, Jacobson describió una nueva medida para el diagnóstico de la disarmonía esquelética anteroposterior, el Wits appraisal. De este modo se intentó valorar las variaciones craneofaciales esqueléticas: la relación espacial anteroposterior del Nasion relativa a los maxilares, y el efecto rotacional de los maxilares relativo a los planos de referencia craneales. Además, el autor realizó una valoración entre la medición descrita por él y el ANB.

Después de todos estos hallazgos, la investigación clínica se limitó al estudio comparativo entre diferentes poblaciones empleando para ello las mediciones más habituales (Cotton, 1951; Taylor, 1966; Drummond, 1988; Choy, 1969; Nanda, 1969; Chan, 1972; Yen, 1973; García, 1975; Jacobson, 1979; Fonseca, 1978; Uesato, 1978; Davoody, 1978; Cengel, 1981; Hajjighadimi, 1981; Slaviceck, 1982; Behrents, 1985; Cooke, 1989; Park, 1989; Kapila, 1989; Argyropoulos, 1989; Bishara, 1990, Gleis, 1990; So, 1990, citados por Tejero, 1992).

Con la aparición de nuevas tecnologías tridimensionales, han sido varios los estudios que se han centrado en adecuar los análisis cefalométricos convencionales, aprovechando la visualización de las estructuras craneofaciales en tres dimensiones.

Park et al. (2006) realizaron un análisis tridimensional empleando cortes axiales de 30 pacientes con oclusión normal y cara proporcionada que no habían recibido tratamiento ortodóncico obtenidos con un TC. Establecieron una serie de puntos y hallaron su reproducibilidad, líneas y planos de referencia y

realizaron mediciones del cigomático, maxilar, mandíbula y convexidad facial, que después compararon con medias de la población coreana.

Olszewski et al. (2006 y 2007) escogieron a un voluntario para poder desarrollar el método cefalométrico de Delaire en 3D, transformándolo desde el preexistente en 2D y posteriormente comprobaron la reproducibilidad del método en 26 cráneos disecados a los que se les realizó un TC.

Tejarima et al. (2008) establecieron un análisis tridimensional esquelético y de tejidos blandos, para poder evaluar a los pacientes antes y después de someterse a un tratamiento quirúrgico de cirugía ortognática, y valorar los cambios producidos en los pacientes después del tratamiento. Además en otro trabajo, introdujeron un análisis en 4D para valorar la función estomatognática y analizar de manera dinámica y precisa simulaciones de los contactos oclusales y distancias cóndilo-fosa durante los movimientos mandibulares, combinando la tomografía computarizada en 3D de cráneo y mandíbula, un escáner láser de la superficie dental y un analizador de la posición y movimiento de la mandíbula.

Suri et al. (2008) emplearon 15 imágenes de niños tomadas con un TC para realizar un análisis tridimensional y así poder comparar las estructuras dentoalveolares y más profundas de los maxilares, en pacientes que presentaban fisura labiopalatina unilateral, e investigar si existía una asimetría significativa en las estructuras mediofaciales más profundas.

Faure et al. (2008) desarrollaron un análisis tridimensional en el que emplearon 14 puntos relacionados con los ejes neuromatriciales del crecimiento facial y describieron y reconstruyeron la anatomía dental y maxilofacial mediante tres niveles: maxilofacial, bases maxilar y mandibular y nivel dentoalveolar.

Redmond et al. (2009) describieron un análisis cefalométrico tridimensional. Analizaron a una paciente adulta, que presentaba maloclusión de clase I, determinaron una serie de puntos esqueléticos y dentales, líneas y planos de referencia y posteriormente realizaron un análisis esquelético y dental

separándolo por planos: anteroposterior, vertical y transversal, obteniendo una serie de valores para cada medición.

2.6.4 APLICACIONES DE LOS ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS 3D

Las aplicaciones de los análisis cefalométricos tridimensionales en investigación y a nivel clínico son muchas (Faure et al. 2008):

- Análisis de los casos límite con cirugía ortognática.
- Set-up quirúrgicos.
- Asimetrías faciales.
- Análisis de compensaciones dentoalveolares.
- Definición de objetivos terapéuticos.
- Set-up y análisis oclusales.
- Estudios de la evolución en antropología o estudios del crecimiento.
- Estudios de análisis facial.

2.7 PROPORCIONES FACIALES

Antes incluso que los científicos, en el Siglo IV a.c, los artistas formularon una serie de reglas de lo que consistía una cara proporcionada.

“La Divina Proporción” denominada sección áurea o medida áurea, es la división de la línea en media y extrema razón, enunciada por Euclides 300 años a.c., estudiada por Pitágoras, 400 años a.c., quien al relacionar la forma de los organismos vivos con la geometría armónica tuvo por base, precisamente, la división de la recta en media y extrema razón.

Así, los artistas griegos encontraron que la cabeza y el cuerpo de Afrodita exhibían proporciones ideales basadas en la proporción áurea. En la época romana, Vitruvio realizó una partición de la cara en tres tercios, tal y como la dividimos en la actualidad. Más tarde, durante el Renacimiento se propusieron reglas para establecer las proporciones ideales, basándose en medias, para conseguir una estética y armonía óptimas (Edler, 2001).

La literatura científica recogida a lo largo de los años, muestra que los humanos tienen una habilidad innata para discriminar entre lo que sería bonito y feo (Edler, 2001; Cellerino, 2003). Incluso los niños ponen mayor atención a las caras bonitas que a las que no lo son (Langlois, 1987).

Por otro lado, estos estándares de belleza se comparten entre las diferentes culturas. Bernstein et al. (1982) encontraron que las preferencias tanto de los individuos chinos como caucásicos eran idénticas e Iwawaki et al. (1979) mostraron que las percepciones de belleza tanto de los individuos ingleses como de los japoneses también coincidían.

Estos hallazgos indican que existe una idea innata y común en lo que constituye una cara “ideal”.

En 1920, el argentino Carrea apuntó en sus tesis doctoral “Ensayos Odontométricos” la importancia de la planimetría dento-facial. Estableció que la normalidad facial exige de un equilibrio, arquitecturalmente hablando, y por tanto, se admite la ley de las proporciones humanas en la que cada persona lleva su patrón de medida. Según él, el canon de la belleza existe para cada persona individualmente, y cuando un ser, se desarrolla con todas las proporciones de belleza exactas, entonces estaremos hablando de belleza perfecta. Siempre mantuvo el criterio de la armonía humana y artística, valorando los términos de la igualdad de la simetría y de la similitud, y para ello, se guió en la evolución del género humano, relacionando las formas en los diversos períodos de la vida, desde el nacimiento hasta la vejez. La simetría sirvió de base a sus trabajos para fundamentar la armonía de las formas, y luego halló lo que buscaba: “la verdadera ley de las proporciones aplicadas al género humano”. Ceñido al canon de la simetría, después de determinar los planos faciales en sentido sagital, frontal y horizontal, infiere que el plano sagital es fundamental en la determinación de la igualdad a ambos lados del mismo; pero al estudiar las leyes del crecimiento y desarrollo de la cara,

entendiendo por crecimiento el ordenado aumento proporcional del tamaño y por desarrollo, el agrandamiento y diferenciación en su estructura, llegó al convencimiento de que la simetría y las proporciones marchan sólidamente unidas, confirmándolo en sus trabajos de 1918, 1919, 1920 y 1922.

Con esas bases, recorriendo el famoso tratado de Luca Pacioli, y al famoso “compás de oro” que evalúa “La Divina Proporción”, Carrea empezó a determinar el plano de oclusión en las bocas humanas desdentadas. Luego encontró la proporción áurea en varias relaciones que hizo entre su radio cuerda, su triángulo mandibular externo y un lado del triángulo de Bonwill; las estudió, y las halló en varias medidas frontales y laterales del cráneo y tejidos blandos de la cara humana.

De este modo estableció que todos los puntos clave de la configuración ósea, deben guardar relaciones de distancias proporcionales e invariables entre sí. Una mandíbula normal debe responder a la triangulación geométrica: desde el punto condíleo externo derecho al izquierdo y de éstos al mentoniano hay un triángulo. Estos lados han de ser iguales. A este triángulo lo llamó triángulo equilátero mandibular externo. El lado de este triángulo equilátero mide la distancia desde el punto mentoniano al punto glabelar y a los puntos orframon (frontocigomáticos) y que desde el punto gonion al nasion existe la misma medida que la anterior (**Figura 20**).

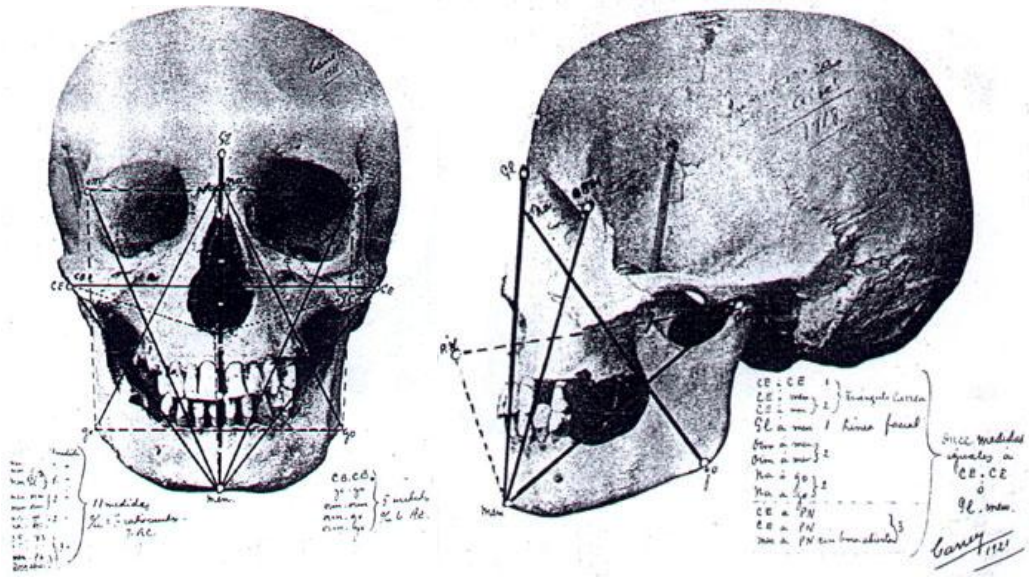


FIGURA 20. PROPORCIONES FACIALES. CARREA, 1920.

Por otro lado, el punto gonion le interesaba para la medida del ángulo de la mandíbula, y fue en su tesis donde indicó el valor determinativo de ese punto con el punto dentario de Bonwill (punto de entrecruzamiento de los cuatro incisivos centrales en su normal posición) y con el punto mentoniano, por una parte, y con el punto condíleo y el coronoide por la otra. Estos dos triángulos isósceles tienen la misma medida de base ($DB-Me = Cd-Kr$). El triángulo del cuerpo de la mandíbula del lado derecho es igual al lado izquierdo, y las alturas de ambos triángulos se encuentran en el punto medio de la base (punto dentomentoniano o DM) (Figura 21).

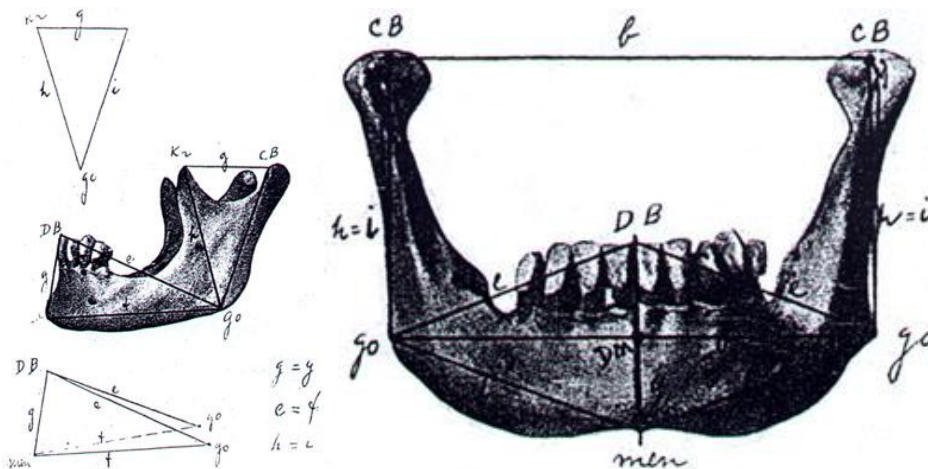


FIGURA 21. PROPORCIONES DE LA MANDÍBULA. CARREA, 1920.

Lusterman en 1963, realizó un amplio estudio sobre estética de la cara occidental, en el que evaluó un grupo de niñas de diferentes modalidades raciales de tipo caucásico, mediante mediciones cefalométricas y antropométricas concluyendo que existían diferencias entre los diversos grupos que debían de tenerse en cuenta a la hora de ser tratados ortodóncicamente.

Ricketts en 1982, en su artículo sobre el significado biológico de la divina proporción y las series de Fibonacci, explicó el significado de los números de Fibonacci (la suma de los dos últimos números siempre es igual al siguiente, siendo la serie: 0,1,1,2,3,5,8,13,21,34....) y de la sección áurea (tanto con el análisis del rectángulo, pentágono y triángulo áureos), así como las implicaciones genéticas de la espiral logarítmica (**Figura 22**).

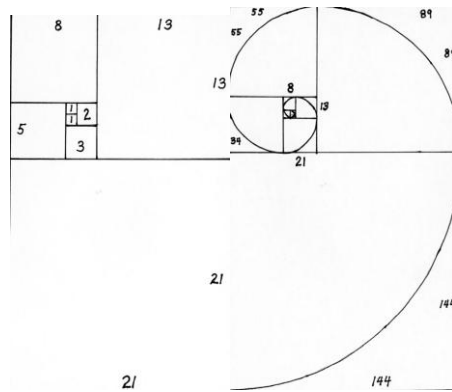


FIGURA 22. ESPIRAL LOGARÍTMICA CREADA A PARTIR DE LAS SERIES DE FIBONACCI.
RICKETTS, 1982.

Realizó un análisis facial basado en la proporción áurea, tanto para relaciones de anchura como de altura facial en los tejidos blandos. Así, encontró una relación progresiva de proporciones áureas (basadas en el número Phi: con esta proporción, si una sección de la línea es 1, la más larga tiene una relación de 1.618 veces la de la primera, mientras que la sección corta sería 0.618 veces la longitud de la primera) entre la nariz y la boca, ésta última con la anchura de los ojos, éstos a su vez con la nariz y con la anchura de la cabeza (**Figura 23**).



FIGURA 23. PROPORCIONES ÁUREAS BASADAS EN EL NÚMERO PHI 1:1,618.

Entre las relaciones verticales, la altura facial total está basada en la proporción áurea entre la distancia desde la frente al ojo y desde éste al mentón. Al contrario, también existe proporción desde el mentón a la nariz y desde ésta a la frente. Una segunda proporción áurea en la altura de la cara, se encuentra entre la distancia desde el ojo al ala de la nariz, y desde ahí a la barbilla. La proporción contraria, iría desde la barbilla a la boca y desde ésta al ojo (Figura 24).

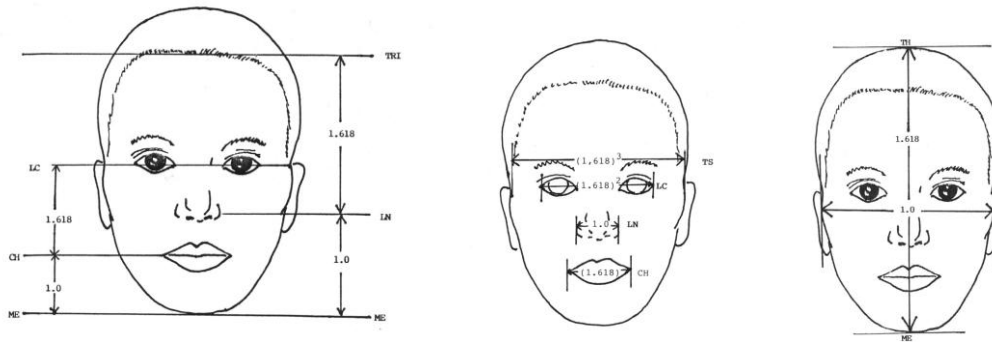


FIGURA 24. PROPORCIONES ÁUREAS EN LAS RELACIONES VERTICALES DE LA CARA.

RICKETTS, 1982.

Por otro lado, este autor, intentó buscar también dichas proporciones áureas a nivel esquelético, tanto sagital como frontalmente. Así, a nivel sagital encontró ocho proporciones áureas y a nivel frontal, tanto a nivel superior, medio e inferior. Con todo ello concluyó que la correcta proporción era esencial para la armonía y el ritmo faciales, y que los ortodoncistas debían integrar estos conceptos al tratamiento, y no solamente encajar los dientes entre sí.

Jefferson (2004) en su trabajo sobre la divina proporción y la belleza facial, describió una clasificación tanto frontal como sagital de los diferentes tipos de individuos que nos podríamos encontrar (Figura 25).

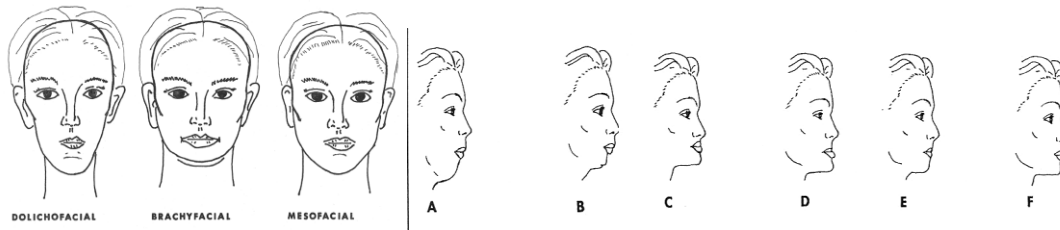


FIGURA 25. CLASIFICACIÓN DE JEFFERSON, 2004 DE LOS INDIVIDUOS A NIVEL FRONTAL Y SAGITAL.

En su artículo revisa la proporciones divinas tanto en los tejidos blandos (mostrando la máscara facial creada por Stephen Marquardt, (Figura 26)) como en los tejidos duros, con el análisis de Jeffersson o análisis arquial esquelético (Sassouni modificado) que muestra la relación antero-posterior maxilo-mandibular y la altura facial inferior (Figura 27).

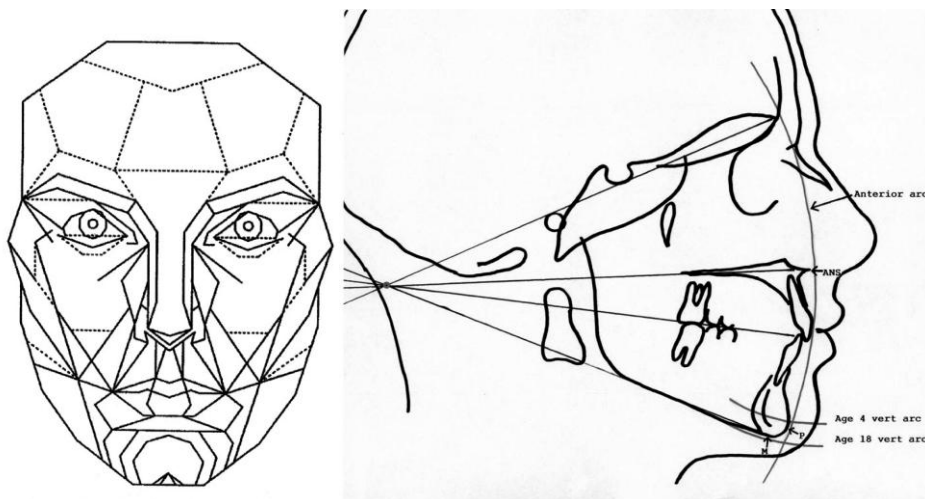


FIGURA 26. MÁSCARA FACIAL DE PROPORCIONES FACIALES EN TEJIDOS BLANDOS. STEPHEN MARQUARDT Y FIGURA 27. ANÁLISIS DE JEFFERSON EN LOS TEJIDOS DUROS.

Hönn y Göz (2007) en su artículo de revisión, determinaron hasta qué punto podía ser medida la belleza de una cara y qué herramientas existían para ello y examinaron la influencia de la simetría y otras características como la estética dental y la morfología asociada al género, en esta belleza de las caras. Concluyeron que existe una idea innata y común de lo que sería una cara ideal,

que puede cambiar según las modas, que la simetría y la normalidad son dos conceptos que juegan un papel importante en el atractivo de la cara. Encontraron que autores como Jefferson (2004) decían que la cara con normalidad era la más atractiva puesto que estaba conformada por proporciones “divinas” y esto le proporcionaba un aspecto más saludable, fuerte y fértil. Además encontraron que autores como Perrett et al. (1994) demostraron que la belleza consistía en un concepto más complejo, ya que descubrieron en un estudio que el promedio de las caras de todas las mujeres estudiadas era menos atractivo que el promedio de las caras que, por separado, eran consideradas atractivas.

Por otro lado, Hönn y Göz (2007) encontraron en su revisión que autores como Edler, Pater, Choe y Farkas en sus artículos, decían que los métodos antropométricos eran preferibles a los cefalométricos a la hora de realizar estas mediciones, ya que suponían métodos no invasivos, válidos y proporcionaban una valoración tridimensional de las estructuras estudiadas.

3. CONCEPTOS GENERALES DE ANÁLISIS APLICADOS A LOS SISTEMAS TC Y CBCT

En la actualidad, la gran mayoría de estudios realizados con los aparatos CBCT están dirigidos al análisis de distintos parámetros que comprueben que dichos CBCT son elementos adecuados para el diagnóstico, y que presentan una serie de ventajas respecto al resto de sistemas previamente comercializados. Para poder entender bien qué es lo que se está evaluando en estos estudios, se hace imprescindible diferenciar una serie apartados.

Farman y Scarfe (2006) afirmaron que la exactitud y fiabilidad de estos aparatos, en cuanto a la localización de los distintos puntos en los tejidos duros y blandos, debía ser analizada en profundidad.

Por otro lado, Lou et al. (2007) realizaron una revisión sistemática de todos los estudios que evaluaban la exactitud y fiabilidad en la localización de puntos cefalométricos empleando el TC y CBCT, concluyendo que hacían falta estudios que comprobaran estos parámetros con el CBCT.

3.1 PRECISIÓN Y EXACTITUD

- **Precisión**

Es la condición que reúne una serie de medidas de un mismo fenómeno cuando la variación entre ellas, o su dispersión, es reducida, bien se aproximen o no - todas ellas - al valor verdadero.

- **Exactitud**

En relación a la ciencia, es la cualidad que tienen las operaciones y resultados científicos cuando se ajustan a los patrones propios y se desvían mínimamente de la realidad a que se refieren (Sierra Bravo R, 1991).

Desde la aparición de los TC médicos y más recientemente los CBCT, han sido varios los estudios dirigidos a comprobar la exactitud que tienen estos aparatos

a la hora de localizar los puntos anatómicos craneofaciales y poder emplearlos, por tanto, como una herramienta más en el diagnóstico clínico diario.

EXACTITUD DE MEDIDAS LINEALES REALIZADAS ENTRE CRÁNEOS, TELERRADIOGRAFÍAS Y CBCT

Kitakura et al. (2000) analizaron la exactitud y la reproducibilidad de 25 puntos esqueléticos de un TC estudiados en 1 cráneo, y más tarde lo aplicaron en 44 pacientes para poder realizar un estudio sobre la transición relacionada con la edad de estos puntos.

Lasca el al. (2004) evaluaron la exactitud de trece medidas lineales basadas en 19 puntos anatómicos en cráneos humanos empleando el CBTC NewTom 9000®. Concluyeron que las distancias reales, medidas directamente en los cráneos, eran mayores que aquellas obtenidas en los cortes de los CBCT pero que estas diferencias eran solamente significativas en medidas lineales obtenidas en la base del cráneo, mientras que las obtenidas con el CBCT en el área dentofacial eran precisas.

Pinsky et al. (2004) concluyeron en su estudio que existía una elevada exactitud con el CBCT en las medidas digitales lineales. El mayor error lo encontraron en las medidas de altura de la mandíbula.

Kobayashi et al. (2004) midieron distancias de una muestra representativa de mandíbulas y las compararon con medidas obtenidas con el escáner de TC. Emplearon un prototipo de CBCT para los diagnósticos dentales determinando un error de 0.22mm (\pm 0.15mm) con los CBCT y de 0.36mm (\pm 0.24mm) para los TC espirales. Por tanto, encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos.

Marmulla et al. (2005) evaluaron la exactitud geométrica del mismo escáner CBCT usando un fantoma en cuadrícula y un método sofisticado matemático y obtuvieron un error de 0.13mm (\pm 0.09mm).

Hilgers et al. (2005) escogieron dimensiones lineales entre 11 lugares anatómicos, las midieron en 25 cráneos y posteriormente, las compararon con las imágenes obtenidas a partir de telerradiografías lateral, frontal y basilar, y CBCT concluyendo que las mediciones realizadas sobre los CBCT eran precisas y se acercaban más a la realidad que las de la telerradiografía convencional.

Moshiri et al. (2007) establecieron la exactitud de 9 medidas lineales realizadas directamente sobre 23 cráneos dentados, sobre telerradiografías laterales de cráneo y sobre 3 tipos de reconstrucciones 2D realizadas a partir de un escáner CBCT (i-CAT®). Los resultados de su estudio mostraron que la exactitud de las mediciones lineales fue mayor para las imágenes obtenidas a partir del CBCT en el plano sagital, que para las obtenidas en la telerradiografía convencional.

Mischkowski et al. (2007) determinaron la exactitud geométrica de imágenes obtenidas con un CBCT y las compararon con otras obtenidas a partir de un escáner multidetector lineal (MDCT). Sus resultados indicaban que las medidas en distancias lineales y volúmenes eran más precisas en los escáneres MDCT, siendo esta última preferida a la hora de medir distancias largas (> 10 cm) y objetos localizados en la periferia. No obstante, afirmaron que los aparatos CBCT proveen información satisfactoria tanto de medidas lineales como de volúmenes y que la diferencia se puede considerar como no relevante para la mayoría de aplicaciones clínicas.

Lagravère et al. (2008) evaluaron la exactitud de las coordenadas y de varias medidas lineales y angulares realizadas en CBCT (NewTom3G®), comparándolas con las mediciones realizadas con un aparato de medir coordenadas al que denominaron “gold standard”, concluyendo que la máquina NewTom3G® es capaz de generar imágenes con una realidad de 1:1.

Moerenhout et al. (2008) analizaron la exactitud tridimensional de la superficie de los tejidos blandos obtenida con un escáner CBCT (i-CAT®) reformateado con los programas de segmentación Maxilim® y Mimics®, comparándola con la de un escáner óptico y valoraron la fiabilidad de las distancias entre puntos del mismo fantoma. Comprobaron que estas medidas eran exactas si se comparaban con un escáner óptico, siendo la desviación de 1.9mm con la segmentación Maxilim® y de 1.8mm para la segmentación Mimics® y se comprobó que las distancias entre los diferentes puntos cefalométricos analizados en el fantoma eran fiables.

Periagio et al. (2008) compararon la exactitud de 20 medidas lineales realizadas con un CBCT (i-CAT®) y con el programa Dolphin 3D®, con las medidas realizadas directamente en 23 cráneos humanos con un calibrador digital. El ICC (índice de correlación intraclass) fue menor en las medidas tomadas con el CBCT que las tomadas directamente en el cráneo y el porcentaje de error fue mayor en las medidas tomadas con el CBCT. En el 90% de las mediciones, las diferencias fueron menores de 2mm por lo que concluyeron que aunque la mayor parte de las medidas tomadas con el programa eran estadísticamente diferentes a las dimensiones anatómicas, muchas de ellas podían ser consideradas clínicamente precisas para realizar los análisis craneofaciales.

Stratemann et al. (2008) determinaron la exactitud de medidas lineales usadas habitualmente en ortodoncia utilizando dos sistemas de escaneado CBCT (NewTom QR DVT 9000® y Hitachi MercuRay®). Para ello emplearon un cráneo humano en el que identificaron 32 puntos craneales y 33 mandibulares midiendo las distancias directamente con un calibrador y luego en el cráneo escaneado. Concluyeron que ambos sistemas proporcionan datos altamente precisos si se comparaban con las medidas físicas realizadas directamente sobre los cráneos, con menos del 1% de error relativo.

Berco et al. (2009) compararon la exactitud de 29 medidas lineales realizadas directamente en un cráneo, con las imágenes obtenidas a partir de un escáner CBCT (i-CAT®) con dos orientaciones diferentes. Encontraron diferencias estadísticamente significativas en 5 mediciones, aunque pudieron observar que todos estos errores estaban por debajo del tamaño de vóxel, por lo que eran clínicamente insignificantes. Por otro lado, no encontraron diferencias significativas entre las dos posiciones de escaneo del cráneo, por lo que concluyeron que la diferente orientación del mismo no afecta ni a la exactitud ni a la reproducibilidad de las mediciones.

Hassan et al. (2009) compararon la exactitud de 10 medidas lineales realizadas directamente en 8 cráneos con imágenes 3D obtenidas con un CBCT (NewTom3G®), cortes 2D obtenidos con el CBCT y telerradiografías laterales y posteroanteriores convencionales, concluyendo que tanto los cortes 2D como el volumen 3D son exactos a la hora de realizar mediciones lineales. Además concluyeron que variaciones de la posición de la cabeza del paciente durante el escaneado, no tienen influencia a la hora de valorar la exactitud en los modelos 3D.

3.2 REPRODUCIBILIDAD Y FIABILIDAD

- **Fiabilidad**

En la investigación científica designa, en general, la cualidad de una operación o un resultado que es merecedor de confianza, porque es correcto o se ajusta a la realidad (Sierra Bravo R, 1991).

- **Reproducibilidad**

De forma particular, en ingeniería, ciencia, industria y estadística, se denomina **reproducibilidad** a la capacidad de un instrumento de dar el mismo resultado en mediciones diferentes realizadas en las mismas condiciones a lo largo de periodos dilatados de tiempo. Esta cualidad debe evaluarse a largo

plazo. Ésta es la gran diferencia con precisión que debe, en cambio, ser evaluada a corto plazo.

REPRODUCIBILIDAD POSICIONAMIENTO DE PUNTOS CEFALOMÉTRICOS

En la literatura se ha podido comprobar que la identificación de los puntos cefalométricos en 2D, presenta una mayor fuente de error debido a la existencia de un patrón de error sistemático.

Este mismo error en la identificación de los puntos, se espera observar en 3D. Sin embargo, los patrones de error son diferentes ya que los problemas que existen a la hora de localizar espacialmente los puntos cefalométricos difieren entre ambos métodos (Stratemann, 2008).

Richtmeier et al. (1995) evaluaron la reproducibilidad en la localización de 35 puntos cefalométricos en cortes de 10 cráneos realizados con un TC y la exactitud de medidas lineales, concluyendo que la localización de los puntos era reproducible en los tres ejes del espacio y que la media de error hallado con respecto a medidas lineales realizadas directamente, era de 1-2mm. Estos mismos autores también indicaron que la localización de los puntos en imágenes volumétricas debía ser menos laboriosa que empleando cortes. El uso de reconstrucciones disminuía dicha complejidad, puesto que el posicionamiento de los puntos en la imagen 3D refleja de manera más precisa la biología del objeto estudiado.

Kragstov et al. (1997) evaluaron la reproducibilidad en la localización de 26 puntos en imágenes 3D, de 9 cráneos obtenidos con un TC y la compararon con la reproducibilidad de los mismos puntos en radiografías laterales de cráneo y posteroanteriores, concluyendo que los resultados obtenidos no apoyaban una mejor reproducibilidad que los métodos tradicionales.

Williams et al. (2003) evaluaron la reproducibilidad de 23 puntos mandibulares (borrosos, biológicos y contruidos) de 22 mandíbulas escaneadas con un TC, y la exactitud de medidas lineales, concluyendo que la localización de puntos

mandibulares es reproducible, sobre todo los puntos biológicos y que el 58% de las medidas lineales diferían menos de 1mm de la realidad.

Muramatsu et al. (2008) evaluaron la reproducibilidad de 19 puntos en imágenes realizadas con TC, hallando las áreas de elipses de confianza del 95% en los tres planos del espacio (XY, YZ, ZX) y para varios grosores de corte, observando que el punto Basion y los procesos coronoides, tenían el área de confianza de la elipse menor en todos los planos, lo que indicaba gran reproducibilidad.

Oliveira et al. (2009) evaluaron la reproducibilidad en la identificación de 30 puntos cefalométricos utilizando 12 CBCT prequirúrgicos. Tres observadores repitieron 3 veces su localización en los diferentes cortes sagital, coronal y axial concluyendo que el CBCT es un método excelente para la identificación de los puntos en 3D si se realiza el correcto entrenamiento y calibración de los operadores.

Lagravère et al. (2009) realizaron otro estudio en el que comparaban la fiabilidad de 44 puntos empleando 24 CBCT de pacientes relacionados con el tratamiento de expansión rápida del maxilar. Un observador repitió cinco veces las mediciones, y otros cinco las repitieron una vez, concluyendo que todos los puntos presentaban buena reproducibilidad.

Ludlow et al. (2009) compararon la reproducibilidad de 24 puntos cefalométricos en 20 pacientes a los que se les había realizado una telerradiografía convencional y un escáner CBCT (NewTom 3G®), a partir del cual obtuvieron los diferentes cortes. Los resultados mostraron que los puntos bilaterales, tenían elevada precisión si se identificaban en los cortes y que la variabilidad de 5 puntos - en los cortes - de la región mediolateral, fue mayor que en las regiones anteroposterior o craneocaudal. Concluyeron que los cortes obtenidos a partir del CBCT proporcionaban una mayor precisión que la radiografía convencional, sobre todo para puntos como el cóndilo, el punto

gonion y el punto orbitale. La existencia de mayor variabilidad en algunos puntos de la región mediolateral puede estar relacionada con la inadecuada definición de los puntos en la tercera dimensión.

Van Cauter et al. (2010) estudiaron la reproducibilidad en la localización de 10 puntos cefalométricos (biológicos y construidos) en tres cráneos a los que se les había realizado un escáner TC. Establecieron un nuevo método en el que el observador no tenía que localizar cada punto de manera manual, si no que dichos puntos eran calculados después de seleccionar la región de cada punto en un modelo triangular y donde además el cráneo se orientaba de manera estandarizada automáticamente. Concluyeron que la reproducibilidad intra e inter-observador había sido elevada para casi todas las mediciones, exceptuando los puntos orbitarios, con valores de desviación estándar de alrededor de 0.1mm.

Grauer et al. (2010) estudiaron la reproducibilidad en la localización de 28 puntos cefalométricos en 46 pacientes a los que se les había realizado una telerradiografía convencional y un escáner CBCT (i-CAT®), del que se había obtenido una proyección bidimensional. Concluyeron que no existía error sistemático a la hora de comparar las coordenadas de los puntos entre ambos sistemas, que sólo tres puntos mostraron una diferencia estadísticamente significativa (espina nasal anterior, maxilar izquierdo y punto B) y que se debía tener precaución en estudios longitudinales de un mismo individuo que tuviera ambos tipos de registro, puesto que el error de método producía diferencias clínicamente significativas.

FIABILIDAD DE MEDIDAS REALIZADAS EN TELERRADIOGRAFÍA Y CBCT

Kumar et al. (2008) compararon 12 mediciones lineales y 5 angulares realizadas sobre telerradiografías convencionales y proyecciones ortogonales y en perspectiva, obtenidas a partir de un escáner CBCT (NewTom 3G®) en 31 pacientes. Concluyeron que las mediciones de ambos sistemas son similares, pudiéndose por tanto evitar la realización de una radiografía convencional si ya se ha realizado un CBCT de paciente.

Cattaneo et al. (2008) seleccionaron 34 pacientes para realizarles una telerradiografía convencional y un CBCT (NewTom 3G®), del cual obtuvieron las proyecciones 2D: MIP (proyección de máxima intensidad) y RaySum (proyección que simula los rayos X). Realizaron sobre los diferentes registros el análisis de Björk y concluyeron que la proyección RaySum era más reproducible que la proyección MIP y que ambas proyecciones podían sustituir a las telerradiografías convencionales puesto que las mediciones realizadas no diferían entre las 3 técnicas.

Lamichane et al. (2009) compararon la reproducibilidad de medidas lineales realizadas sobre telerradiografías convencionales frontales y laterales y a partir de proyecciones ortogonales y en perspectiva de un CBCT (i-CAT®). Concluyeron que las medidas realizadas en las proyecciones ortogonales no tenían diferencias significativas con las mediciones reales del fantoma y que las mediciones realizadas en la proyección en perspectiva se correlacionaban altamente con aquellas realizadas sobre las radiografías convencionales, puesto que esta proyección permite replicar la magnificación inherente de la radiografía y, por tanto, permite el estudio y comparación con los valores normativos establecidos en ella.

Van Vlijmen et al. (2009) realizaron diversos estudios comparando las telerradiografías laterales y el CBCT. En un primer estudio seleccionaron 40 cráneos y compararon 10 medidas angulares y 4 lineales, entre las

telerradiografías laterales y las proyecciones 2D obtenidas a partir del CBCT. Encontraron una mayor reproducibilidad en las mediciones realizadas sobre las proyecciones obtenidas a partir del CBCT que en las de la telerradiografía, sin llegar a existir diferencias clínicamente relevantes. Concluyeron, por tanto, que las proyecciones 2D eran aceptables para poder realizar estudios longitudinales.

En un segundo estudio hicieron lo mismo, pero esta vez con la proyección frontal, calculando 11 medidas angulares y 5 proporciones lineales. Encontraron una diferencia estadística y clínicamente relevante entre ambos tipos de registros por lo que concluyeron que existía una influencia en el posicionamiento del paciente en el equipo a la hora de generar proyecciones 2D cuando se realiza un escáner con un CBCT.

En otro estudio seleccionaron los mismos 40 cráneos y compararon 12 medidas angulares y lineales en la telerradiografía lateral y en la reconstrucción 3D. Concluyeron que la reproducibilidad en las telerradiografías fue mayor que en las reconstrucciones 3D pero sin que esta diferencia fuera clínicamente relevante para la mayoría de las mediciones. Sin embargo, en los casos en los que se emplea una línea en 2D y un plano en 3D para realizar una medición, sí que puede existir una diferencia clínicamente relevante, por lo que los trazados 3D no serían recomendables para realizar trabajos longitudinales donde los registros iniciales se hayan registrado en 2D. En cambio, sí que servirían las mediciones realizadas de un mismo paciente que tenga registros en 3D para comparar los cambios pre y postratamiento o aquellos debidos al crecimiento.

En un cuarto estudio realizaron lo mismo que en el anterior pero comparando el CBCT con la telerradiografía frontal. Midieron 9 ángulos y 3 proporciones lineales. Encontraron diferencias clínicamente relevantes para ambos tipos de mediciones y concluyeron que no se recomendaba el empleo de las

mediciones obtenidas en 3D, cuando se quisieran realizar estudios longitudinales en los casos en los que solo existían registros previos en 2D.

En un último estudio compararon 12 mediciones lineales y 2 proporciones realizadas en los 40 cráneos, escaneados con dos sistemas de CBCT diferentes (i-CAT® e Iluma®), encontrando diferencias estadísticamente significativas y clínicamente relevantes en algunas de las medidas, por lo que concluyeron que debía de tenerse cuidado a la hora de interpretar los resultados, si éstos se habían obtenido con dos equipos diferentes.

Nalçaci et al. (2010) compararon 14 medidas angulares en 10 pacientes a los que se les había realizado una telerradiografía lateral de cráneo y un TC. Los resultados de su estudio mostraron únicamente diferencias estadísticamente significativas entre la telerradiografía lateral y el TC en dos de las 14 medidas angulares. En el resto de mediciones no se observaron diferencias entre ambos tipos de registros, concluyendo que el análisis angular 3D es un método fiable, siendo además más adecuado para el análisis y diagnóstico de casos asimétricos y complejos.

Yitschaky et al. (2011) compararon 28 medidas lineales y ángulos realizados en 10 cráneos a los que les había realizado tanto una telerradiografía lateral de cráneo como un TC. No encontraron diferencias estadísticamente significativas ni en las medidas lineales y en las proporciones, pero sí en los ángulos en los que el punto Sella estaba incluido.

4. NORMA Y VARIABILIDAD DEL PACIENTE

El concepto “normal”, del latín *normalis*, es aquello que coincide con una regla establecida. El concepto de norma estadística se introdujo en ortodoncia en los años veinte, gracias a los trabajos de Simon y Hellman.

Son numerosos los estudios que aparecen en la literatura sobre el “tipo normal” (Johnson, 1919). Parece por tanto conveniente realizar una evaluación del concepto de norma aplicado a los datos cefalométricos y considerar algunos puntos de controversia (Hixon, 1956: citado por Tejero, 1992).

4.1 TIPOS DE NORMAS.

Se pueden distinguir cuatro tipos:

- Norma anatómica: está bien ilustrada por Hellman. Este autor apunta 138 rasgos morfológicos en los dientes cuando la oclusión es normal (Angle). Esto constituye una norma ideal, que raramente se encuentra puesto que uno se conforma con el 90% del total, convirtiéndose en el tipo.

Aunque no estrictamente análogo al concepto de Hellman, se puede encontrar el concepto de tipo en el atlas de Todd sobre la clasificación del carpo. En éste se pueden encontrar una serie de radiografías que presentan normas de edad y sexo. Tras una evaluación cuidadosa se escoge una radiografía como la más característica, la más típica, y se establece un arquetipo. El método de Todd consiste en enumerar un número de indicadores de madurez osteológica.

El problema de este acercamiento es el de poder calibrar los rasgos odontológicos de Hellman u osteológicos de Todd. Puede ser que exista un número pequeño de rasgos, que supongan un elevado

porcentaje en varios individuos, y que al ser clave influyan más que otros muchos que sean menos críticos.

- Norma funcional: es la más clasificatoria. Asumimos que existe una armonía dento-facial, porque la interdigitación de los dientes trabaja para la eficacia máxima del complejo masticatorio.
- Norma estética: si existe un equilibrio anatómico y una armonía funcional entre los dientes y las bases óseas, entonces la cara irá en consecuencia.
- Norma estadística: es el método más ampliamente estudiado en la creación de normas o estándares. Se debe, por tanto, centrar la atención en el uso e interpretación de los resultados estadísticos, ya que la distinción entre descripción y evaluación de un valor o medida es esencial. Los clínicos trabajan con sujetos y cuando se intenta aplicar una norma determinada, derivada estadísticamente de grupos de individuos, se debe de prestar atención y cuidado, puesto que dichas normas se han de adaptar al paciente en concreto.

El uso de nuestras normas cefalométricas presenta ciertas limitaciones, puesto que los tamaños de las muestras de la mayoría de los estudios es demasiado pequeña para representar totalmente la variabilidad de la población

Las normas cefalométricas de que disponemos describen rasgos dentofaciales con referencia a la variabilidad en una población. El uso clínico de estas normas es apropiado para poder clasificar a cada paciente, pero nunca sustituye el juicio del profesional.

Cuestiones como si la estadística de una población puede ser aplicada a otras poblaciones, o si la muestra escogida es lo suficientemente representativa de una población, son algunas de las cuestiones que nos llevan a pensar que el concepto de norma debe ser evaluado con cuidado, e incluso interpretado de una manera conservadora, cuando se va a aplicar a un caso individual.

OBJETIVOS

OBJETIVOS

Los objetivos que nos hemos planteado en este estudio son los siguientes:

1. Definir y localizar puntos cefalométricos pertenecientes a tejidos duros del cráneo; determinando aquellos más fiables para su empleo en la elaboración de un método cefalométrico en 3D.
2. Comparar la reproducibilidad de 13 medidas cefalométricas (10 angulares y 3 lineales) medidas sobre telerradiografías laterales de cráneo y reconstrucciones 3D de dos programas informáticos de CBCT.
3. Elaborar un método cefalométrico 3D y hallar los valores cefalométricos medios de las medidas correspondientes a: patrón facial, clase esquelética, relación maxilo-mandibular, valores dentoalveolares, grado de asimetría y proporciones faciales de una muestra de pacientes que tienen realizado como registro un CBCT.

MATERIAL

MÉTODO

Y

MATERIAL Y MÉTODO

El estudio que se ha realizado fue aprobado por el comité de ética de la Universitat de València.

1. MATERIAL

- **MUESTRA**

Se recogió una muestra inicial de 122 CBCT de pacientes a los que se les había realizado un escáner de cráneo completo. De la muestra inicial se descartaron 32 CBCT debido a las siguientes causas:

- 10 Pacientes con boca abierta.
- 22 Pacientes con ausencias dentarias múltiples o asimetrías severas.

La muestra final quedó compuesta por 90 CBCT de pacientes con edades comprendidas entre los 8 y 50 años.

- **EQUIPOS DE REGISTRO**

CEFALOSTATO ORTHOPHOS PLUS DS® (Sirona Dental Systems GmbH, Germany). Presenta un tiempo de radiación de 16 segundos, para un tiempo de exposición de 0.4 segundos. El voltaje del tubo es de 73 Kv y la intensidad de 15 mAs.

CBCT i-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa).

A cada uno de los pacientes se le realizó un escáner con el equipo i-CAT®. Este aparato de tomografía de haz cónico emplea un sensor de panel plano de silicona amorfa con el que realiza la captura de los campos de visión (FOV). El campo de visión (FOV) empleado fue el modo retrato, que captura datos en

modo FOV extendido y abarca el cráneo completo, de 170 mm de altura x 230 mm de diámetro con un tiempo de escaneado de 8,9 segundos. Se colocó en modo de calidad media y resolución alta. Genera un total de 326 cortes, con un tamaño de matriz de imagen de 400x400. El tamaño de los vóxeles es de 0.4 x 0.4 x 0.4 mm. El tamaño del foco es de 0,5mm y el tamaño de su base es de 119x142cm. El voltaje del tubo es de 120 kV y su intensidad de 23.87 mAs. El tamaño de los archivos de datos que genera es de unos 35 megabytes.

- **PROGRAMAS INFORMÁTICOS EMPLEADOS**

DENTAL STUDIO NX® (Software Nemotec SL, Madrid, España). Este programa se emplea para la localización de los puntos cefalométricos y la obtención de análisis cefalométricos con las telerradiografías laterales de cráneo digitales (**Figura 26**).



FIGURA 26. VISUALIZACIÓN DE LA APLICACIÓN DE LOCALIZACIÓN DE PUNTOS Y CEFALOMETRÍA 2D. DENTAL STUDIO NX (NEMOTEC®).

BETA NEMOSTUDIO® (Software Nemotec SL, Madrid, España). Este programa, es una versión de prueba, y se emplea para visualización de los cortes y las imágenes tridimensionales que se obtienen de un CBCT. Entre sus aplicaciones, la que nos interesa para el presente estudio es la de localización de puntos cefalométricos y realización de análisis tridimensionales (Figura 27).

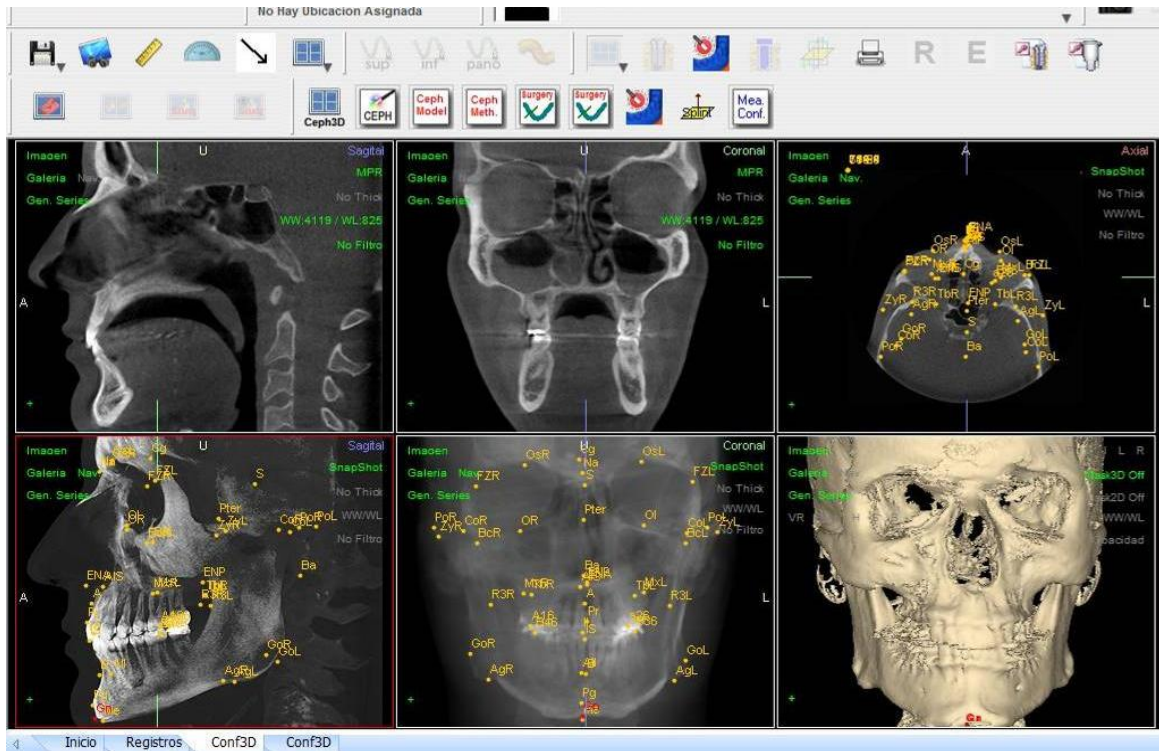


FIGURA 27. VISUALIZACIÓN DE LA APLICACIÓN DE LOCALIZACIÓN DE PUNTOS Y CEFALOMETRÍA 3D. BETA NEMOSTUDIO (NEMOTEC®).

INVIVO5® (Anatomage, San Jose, CA). Al igual que el programa anterior, este programa se emplea para visualización de los cortes y las imágenes tridimensionales que se obtienen de un CBCT. Entre sus aplicaciones, la que nos interesa para el presente estudio es la de localización de puntos cefalométricos y realización de análisis tridimensionales (**Figura 28**).

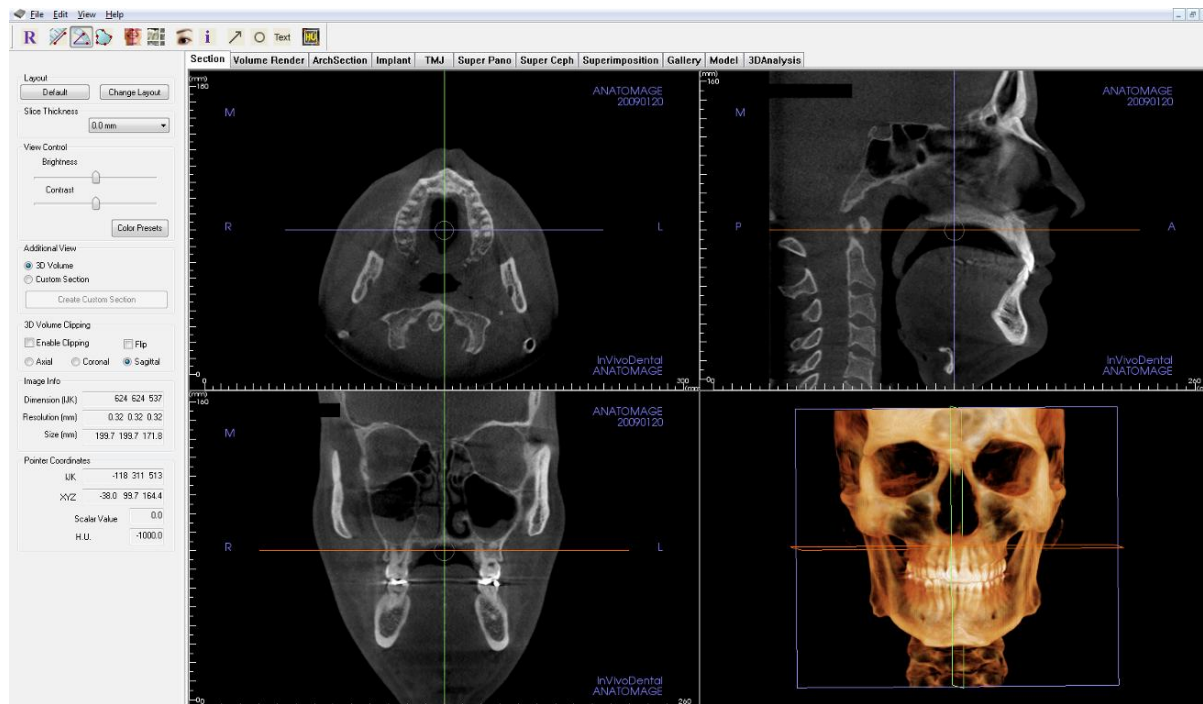


FIGURA 28. VISUALIZACIÓN DE LA APLICACIÓN DE LOCALIZACIÓN DE PUNTOS Y CEFALOMETRÍA 3D. INVIVO5 (ANATOMAGE®).

2. MÉTODO

La realización del presente estudio está dividida en tres partes claramente diferenciadas.

2.1. PARTE 1. ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS.

En la primera parte del estudio se halló la reproducibilidad a la hora de localizar los puntos cefalométricos. Para ello, se seleccionaron 15 de los 90 pacientes de la muestra global. Dichos pacientes presentaban edades comprendidas entre los 8 y los 27 años (edad media: 15.27 años \pm DS 5.34) y de ambos sexos; con un 73.4% de mujeres y un 26.6% de varones.

A estos 15 pacientes, se les había realizado un escáner con el equipo CBCT i-CAT®. Los datos brutos y los cortes obtenidos de dichos pacientes se importaron al programa informático Beta Nemostudio® donde se realizó el posproceso de las imágenes médicas, su conversión a formato DICOM y la reconstrucción tridimensional.

Se definieron y localizaron 41 puntos pertenecientes a tejidos duros del cráneo. Estos puntos los escogimos por ser habitualmente los que se emplean en ortodoncia para la localización de estructuras craneofaciales y por lo tanto, puntos que los clínicos están habituados a reconocer y localizar fácilmente. Estos puntos aparecen descritos en la **Tabla 3**.

TABLA 3. DEFINICIÓN EN LOS 3 PLANOS DEL ESPACIO DE LOS 41 PUNTOS
EMPLEADOS EN ESTE ESTUDIO.

Nombre	Definición anatómica	Vista sagital o lateral	Vista coronal o frontal	Vista axial
Silla turca (S)	Punto medio anteroposteriormente de la fosa pituitaria del hueso esfenoides	Punto medio de la anchura anteroposterior	Punto medio de la anchura lateral de la fosa, determinado anteroposteriormente por los otros dos cortes	Punto medio de la anchura anteroposterior y lateral de la fosa
Nasion (N)	Punto más anterior de la sutura frontonasal	Punto más anterior	Punto medio	Punto más anterior y medio del contorno anterior
Basion (Ba)	Punto más anterior del foramen magnum	Punto más posterior e inferior	Punto medio del foramen, determinado anteroposteriormente por los otros dos cortes	Punto más anterior del foramen
Crista Galli (Cg)	Punto más superior de la crista galli del hueso etmoides	Punto más superior	Punto medio	Punto medio, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Porion derecho (Pod)	Punto más superior y medio del techo del conducto auditivo externo derecho	Punto más superior y medio	Punto más superior	Punto medio, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Porion izquierdo (Poi)	Punto más superior y medio del techo del conducto auditivo externo izquierdo	Punto más superior y medio	Punto más superior	Punto medio, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Punto A (A)	Punto más posterior de la curvatura del maxilar, entre la espina nasal anterior y el punto supradental	Punto más posterior	Punto medio determinado anteroposteriormente por los otros dos cortes	Punto más anterior y medio

Nombre	Definición anatómica	Vista sagital o lateral	Vista coronal o frontal	Vista axial
Punto B (B)	Punto más posterior de la superficie anterior de la sínfisis mandibular	Punto más posterior	Punto medio determinado anteroposteriormente por los otros dos cortes	Punto más anterior y medio
Pogonion (Pg)	Punto más anterior de la sínfisis de la mandíbula	Punto más anterior	Punto medio	Punto más anterior y medio
Gnathion (Gn)	Punto más anteroinferior de la sínfisis de la mandíbula	Punto más anterior e inferior	Punto medio y más inferior	Punto más anterior, inferior y medio
Menton (Me)	Punto más inferior de la sínfisis de la mandíbula	Punto más inferior	Punto inferior	Punto más inferior y medio
Espina Nasal Anterior (Ena)	Punto más anterior del proceso maxilar a la altura del suelo nasal	Punto más anterior	Punto más anterior y medio	Punto más anterior y medio
Espina Nasal Posterior (Enp)	Punto más posterior y medio del contorno del hueso palatino	Punto más posterior	Punto más posterior y medio	Punto más posterior y medio
Condilion derecho (Cdd)	Punto más superior de la cabeza del cóndilo derecho	Punto más superior y posterior	Punto más superior y medio	Punto más posterior
Condilion izquierdo (Cdi)	Punto más superior de la cabeza del cóndilo izquierdo	Punto más superior y posterior	Punto más superior y medio	Punto más posterior
Gonion derecho (God)	Punto más posterior del borde posterior de la rama derecha. Bisectriz de las tangentes del borde posterior de la rama y del cuerpo inferior	Punto más posterior	Punto más posterior y medio	Punto más posterior, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Gonion izquierdo (Goi)	Punto más posterior del borde posterior de la rama izquierda. Bisectriz de las tangentes del borde posterior de la rama y del cuerpo inferior	Punto más posterior	Punto más posterior y medio	Punto más posterior, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes

Nombre	Definición anatómica	Vista sagital o lateral	Vista coronal o frontal	Vista axial
Maxilar derecho (Mxd)	Cresta cigomático-alveolar derecha, el punto muestra la concavidad máxima del contorno del maxilar alrededor de los molares y el contorno inferior del proceso maxilo-cigomático derecho	Punto medio a nivel del primer molar superior	Punto más interno de la concavidad	Punto más interior, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Maxilar izquierdo (Mxi)	Cresta cigomático-alveolar izquierda, el punto muestra la concavidad máxima del contorno del maxilar alrededor de los molares y el contorno inferior del proceso maxilo-cigomático izquierdo	Punto medio a nivel del primer molar superior	Punto más interno de la concavidad	Punto más interior, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Orbitale derecho (Ord)	Punto más anterosuperior del margen infraorbitario de la órbita derecha	Punto más anterior	Punto más superior y medio	Punto más anterior
Orbitale izquierdo (Ori)	Punto más anterosuperior del margen infraorbitario de la órbita izquierda	Punto más anterior	Punto más superior y medio	Punto más anterior
Supraorbitario derecho (SOrd)	Punto más anterosuperior del margen supraorbitario de la órbita derecha	Punto más anterior	Punto más inferior y medio	Punto más anterior
Supraorbitario izquierdo (SOri)	Punto más anterosuperior del margen supraorbitario de la órbita izquierda	Punto más anterior	Punto más inferior y medio	Punto más anterior
Bucal derecho (Bcd)	Punto situado en la superficie externa del arco cigomático derecho, donde el arco se hace recto y comienza a meterse hacia dentro	Punto más anterior	Punto medio	Punto más anterior y medio

Nombre	Definición anatómica	Vista sagital o lateral	Vista coronal o frontal	Vista axial
Bucal izquierdo (Bci)	Punto situado en la superficie externa del arco cigomático izquierdo, donde el arco se hace recto y comienza a meterse hacia dentro	Punto más anterior	Punto medio	Punto más anterior y medio
Punto anterior de la rama derecha (Rd)	Punto más profundo del borde anterior de la rama derecha	Punto más posterior y medio	Punto medio	Punto medio, determinado determinado superoinferiormente por los otros dos
Punto anterior de la rama izquierda (Ri)	Punto más profundo del borde anterior de la rama izquierda	Punto más posterior y medio	Punto medio	Punto medio, determinado determinado superoinferiormente por los otros dos
Borde incisal del incisivo central superior derecho (ISd)	Punto más inferior del borde incisal del incisivo central derecho	Punto más inferior	Punto más mesial de la anchura mesiodistal	Punto más anterior y mesial
Borde incisal del incisivo central inferior derecho (IId)	Punto más superior del borde incisal del incisivo central derecho	Punto más superior	Punto más mesial de la anchura mesiodistal	Punto más anterior y mesial
1º molar superior derecho (A16)	Punto más posterior y medio de la superficie distal del molar derecho	Punto más posterior y medio	Punto medio determinado anteroposteriormente por los otros dos cortes	Punto más posterior y medio
1º molar superior izquierdo (A26)	Punto más posterior y medio de la superficie distal del molar izquierdo	Punto más posterior y medio	Punto medio determinado anteroposteriormente por los otros dos cortes	Punto más posterior y medio
1º molar inferior derecho (B46)	Punto más posterior y medio de la superficie distal del molar derecho	Punto más posterior y medio	Punto medio determinado anteroposteriormente por los otros dos cortes	Punto más posterior y medio

Nombre	Definición anatómica	Vista sagital o lateral	Vista coronal o frontal	Vista axial
1° molar inferior izquierdo (B36)	Punto más posterior y medio de la superficie distal del molar izquierdo	Punto más posterior y medio	Punto medio determinado anteroposteriormente por los otros dos cortes	Punto más posterior y medio
Tuberosidad derecha (Tbd)	Punto más posteroinferior del contorno distal de la tuberosidad maxilar derecha	Punto más posterior e inferior	Punto más inferior y medio	Punto más posterior y medio
Tuberosidad izquierda (Tbi)	Punto más posteroinferior del contorno distal de la tuberosidad maxilar izquierda	Punto más posterior e inferior	Punto más inferior y medio	Punto más posterior y medio
Sutura frontocigomática derecha (Fzd)	Punto más anteroinferior de la sutura frontocigomática del lado derecho	Punto más anterior	Punto medio	Punto medio, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Sutura frontocigomática izquierda (Fzi)	Punto más anteroinferior de la sutura frontocigomática del lado izquierdo	Punto más anterior	Punto medio	Punto medio, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Zygion derecho (Zyd)	Punto más lateral del reborde externo del arco cigomático derecho	Punto más anteroinferior	Punto más lateral	Punto más anterior y medio determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Zygion izquierdo (Zyi)	Punto más lateral del reborde externo del arco cigomático izquierdo	Punto más anteroinferior	Punto más lateral	Punto más anterior y medio determinado superoinferiormente por los otros dos cortes
Antegonion derecho (Agd)	Punto más alto de la concavidad del borde inferior de la rama mandibular derecha en su unión con el cuerpo de la mandíbula	Punto más superior	Punto superior y medio	Punto medio, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes

Nombre	Definición anatómica	Vista sagital o lateral	Vista coronal o frontal	Vista axial
Antegonion izquierdo (Agi)	Punto más alto de la concavidad del borde inferior de la rama mandibular izquierda en su unión con el cuerpo de la mandíbula	Punto más superior	Punto superior y medio	Punto medio, determinado superoinferiormente por los otros dos cortes

La localización de las coordenadas (X, Y, Z) de cada uno de estos puntos en el espacio se ha realizado gracias a la creación de diferentes tipos de proyecciones en las vistas sagital, coronal y axial (MPR, Raysum, MIP) (Figuras 29-31) y a la reconstrucción volumétrica que se ha podido llevar a cabo una vez que se ha estandarizado el sistema de coordenadas.



FIGURA 29. PROYECCIÓN MPR (MULTIPLANAR), EN LAS VISTAS SAGITAL, CORONAL Y AXIAL.



FIGURA 30. PROYECCIÓN RAYSUM, EN LA QUE LA IMAGEN SE VE COMO UNA RADIOGRAFÍA CON SUPERPOSICIÓN DE LAS DIFERENTES ESTRUCTURAS HASTA EL PLANO DE CORTE QUE ELEGIMOS.



FIGURA 31. PROYECCIÓN MIP, QUE MUESTRA TODOS LOS PUNTOS DE MÁXIMA INTENSIDAD ÓSEA, DE LA ZONA QUE HEMOS SELECCIONADO

El programa informático ha determinado de manera automática el origen de coordenadas (0, 0, 0) en la esquina anteroinferior derecha del cubo que contiene la imagen 3D y se han definido tres ejes, X paralelo a la dirección derecha-izquierda, Y en dirección posteroanterior y Z superoinferior (**Figura 32**).

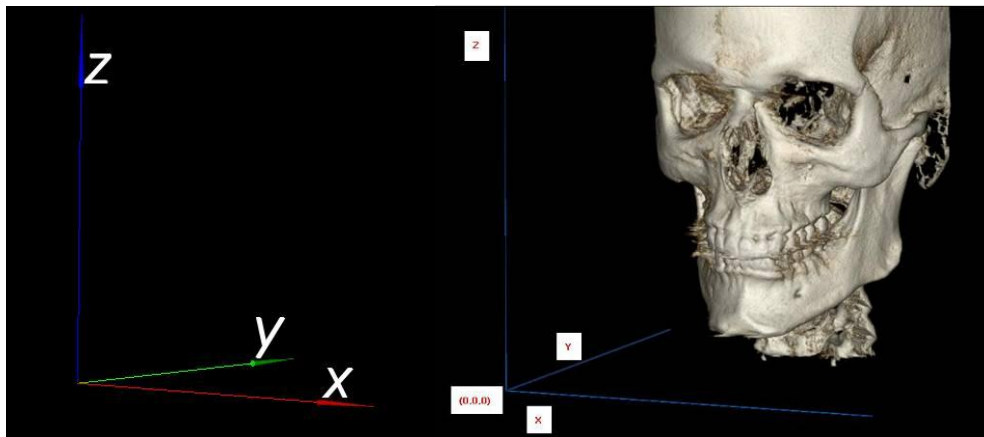


FIGURA 32. ORIGEN DE COORDENADAS (0,0,0) Y EJES DE COORDENADAS (X,Y,Z).

Con todo ello se han recogido las posiciones espaciales de cada punto, como valores numéricos en cada uno de estos ejes.

Para afinar la localización de los puntos y poder determinar sus coordenadas tridimensionales se han creado 2 ventanas en la vista sagital y otras dos en la coronal o frontal, que además se pueden ampliar a pantalla completa empleando el zoom. De este modo, en la vista sagital podemos tener activos al mismo tiempo los lados derecho e izquierdo, o dos proyecciones del mismo lado y en la coronal podemos tener activas dos proyecciones (**Figura 33**).

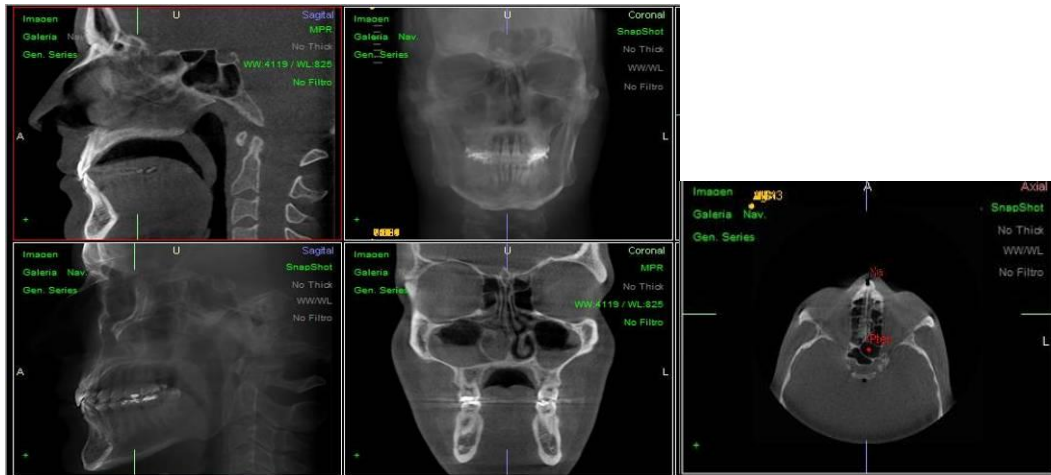


FIGURA 33. VENTANAS CREADAS EN LA VISTA SAGITAL, CORONAL Y AXIAL.

Para localizar cada punto se escoge el corte del plano más apropiado y luego se ajusta dicho punto en los otros planos para una mayor exactitud. La representación gráfica de la localización de cada uno de los puntos empleados en el presente estudio podemos encontrarla en el **ANEXO I**.

Para establecer la reproducibilidad en la colocación de dichos puntos y hallar el error intraobservador e interobservador, dos observadores formados y entrenados previamente, identificaron los 41 puntos pertenecientes a los tejidos duros de cráneo en los 15 CBCT. Cada uno de los dos observadores repitió cada una de las medidas en tres ocasiones con un intervalo de una semana entre ellas.

METODO ESTADÍSTICO

Todos los valores obtenidos en esta primera parte del trabajo se introdujeron en un fichero de datos para ser tratados con el paquete estadístico SPSS® versión 17.0 para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL).

Para hallar la reproducibilidad del método se realizó un análisis de la varianza de medidas repetidas (ANOVA) con dos factores de variación: tiempo (t1, t2, t3) y observador (Ob 1 y 2) para cada eje y para cada uno de los puntos

localizados. Las comparaciones múltiples se realizaron con el test de Bonferroni. Se calcularon los Coeficientes de Correlación Intraclass (ICC) intraobservador e interobservador por ejes de coordenadas.

Asimismo, se hallaron los errores de localización y los derivados del error del método de medida de cada uno de los puntos. Para esto último, se determinó la recta de regresión a fin de comparar los valores determinados por uno y otro observador, estimando la pendiente, la ordenada en el origen y el coeficiente de correlación de Pearson. Para considerar que las medidas de ambos observadores eran equivalentes, el intervalo de confianza de la pendiente debía contener el 1 y el intervalo de confianza de la ordenada en el origen, el cero.

Se determinó la diferencia entre proporciones estimando el intervalo de confianza de dicha diferencia.

En general las diferencias se consideraron significativas para un valor $p < 0.05$ y los intervalos de confianza (IC) se determinaron al 95%.

2.2. PARTE 2. COMPARACIÓN IMÁGENES 2D Y 3D.

Para la realización de la segunda parte del estudio, se han seleccionado 8 casos ya que de los 90 pacientes de la muestra total, únicamente estos 8 pacientes disponían en sus registros iniciales tanto de una telerradiografía lateral de cráneo como de un CBCT, realizados con un intervalo menor a 3 meses entre ellos.

La muestra quedó distribuída de la siguiente forma: un 50% de mujeres y un 50% de varones con edades comprendidas entre 8 y 30 años. (Edad media: $15.55 \pm DS 6.25$)

Las telerradiografías laterales de cráneo se tomaron con el cefalostato Orthophos Plus DS®. Los CBCT se realizaron con el equipo i-CAT®. Para la realización de esta parte se emplearon 17 puntos cefalométricos (de los anteriormente descritos en la **Tabla 3**), hallándose los valores de 10 medidas angulares y 3 medidas lineales. Estas medidas vienen descritas a continuación: Cada una de las 13 variables empleadas ha sido medida en la telerradiografía lateral (mediante Dental studio NX®) y en la reconstrucción 3D de cada CBCT (mediante Beta NemoStudio ® e InVivo5®), para comparar la reproducibilidad y la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre cada uno de los métodos, para las medidas analizadas.

MEDIDAS ANGULARES:

- SNA: ángulo entre S-N y punto A
- SNB: ángulo entre S-N y punto B
- Ángulo NS-plano palatino: ángulo entre las líneas NS y Ena-Enp
- Ángulo interincisivo: ángulo entre incisivo superior e incisivo inferior.
- Ángulo incisivo sup-NS.
- Ángulo incisivo inferior- plano mandibular (God-Gn)
- Cono facial: ángulo entre las líneas N-Pg y God-Gn.
- Deflexión craneal: ángulo entre las líneas N-Ba y Ord-Pod.

- Profundidad facial: ángulo entre las líneas N-Pg y Ord-Pod.
- Ángulo NS- plano mandibular: ángulo entre las líneas NS y God-Gn.

MEDIDAS LINEALES:

- Distancia N-Me: distancia entre los puntos N y Me.
- Distancia N-Ena: distancia entre los puntos N y Ena.
- Distancia Ena-Me: distancia entre los puntos Ena y Me.

Por un lado, la localización de los puntos en las telerradiografías laterales de cráneo, se midieron con el programa informático Dental Studio NX (Nemotec®). Por otro, los datos brutos y los cortes obtenidos de los CBCT se importaron a dos programas informáticos diferentes, Beta NemoStudio (Nemotec®) e InVivo5 (Anatomage®) donde se realizó el posproceso de las imágenes médicas y la reconstrucción tridimensional.

La localización de los puntos cefalométricos con el programa Beta NemoStudio (Nemotec®) se ha descrito previamente en la parte 1 del presente estudio.

Para poder localizar cada uno de los puntos con el programa InVivo5 (Anatomage®) se ha realizado de la siguiente manera: este programa presenta unas pestañas laterales en la parte izquierda que permiten cambiar de opción y visualizar el cráneo de forma parcial o total, navegando a través de los cortes para escoger el más adecuado para la localización de cada punto. La localización de cada uno de los puntos también la podemos ver en el **ANEXO I**.

Todas las mediciones de esta parte del estudio se realizaron por un único observador previamente entrenado y calibrado en la localización de los puntos cefalométricos, en dos ocasiones, con un intervalo de una semana entre la primera y la segunda medición.

MÉTODO ESTADÍSTICO

Se creó una hoja Excel® versión 12.0 para Windows (Microsoft Corporation), para introducir todas las variables y mediciones. Los datos se introdujeron en la versión 17.0 del paquete estadístico SPSS® para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL) para su posterior análisis. Para el cálculo de la reproducibilidad de cada uno de los sistemas se realizó una prueba T para muestras relacionadas y para hallar la fiabilidad entre los distintos tipos de sistemas se realizaron: a) un análisis de la varianza de medidas repetidas (ANOVA), mediante el ajuste para comparaciones múltiples de Bonferroni para cada una de las mediciones y b) un ANOVA mediante el ajuste para comparaciones múltiples de Scheffé para comparar todas las variables entre sí.

2.3. PARTE 3. CEFALOMETRÍA 3D SOBRE UNA MUESTRA DE POBLACIÓN.

Para la realización de la tercera y última parte del estudio se empleó la muestra final global compuesta por los 90 pacientes. Éstos, se agruparon en 3 rangos de edad (8-12 años= 34 pacientes, 13-17 años= 26 pacientes, 18-50 años= 30 pacientes). La edad media fue (18.05 años \pm DS 8.69). La distribución de la muestra queda reflejada en los **Gráficos 1-3**.

Los CBCT de los pacientes se realizaron con el equipo i-CAT®.

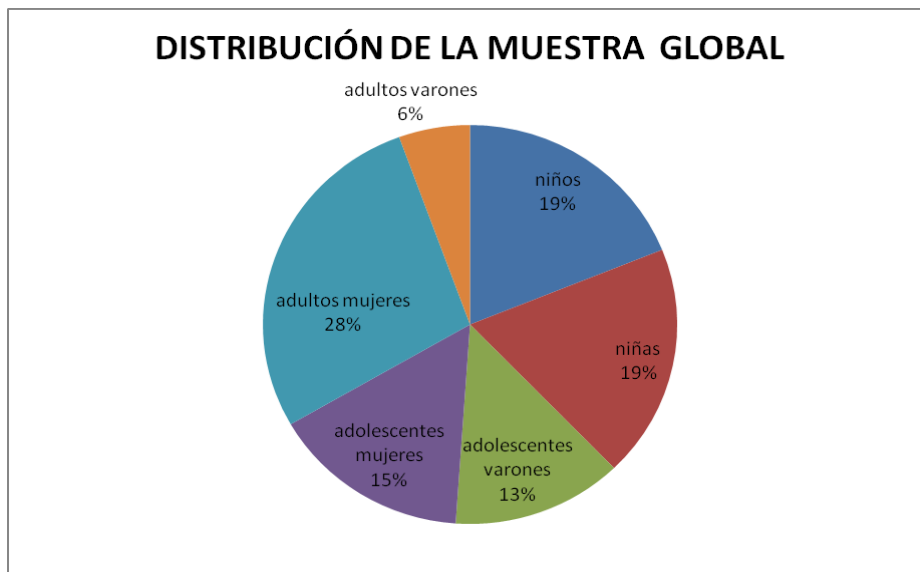
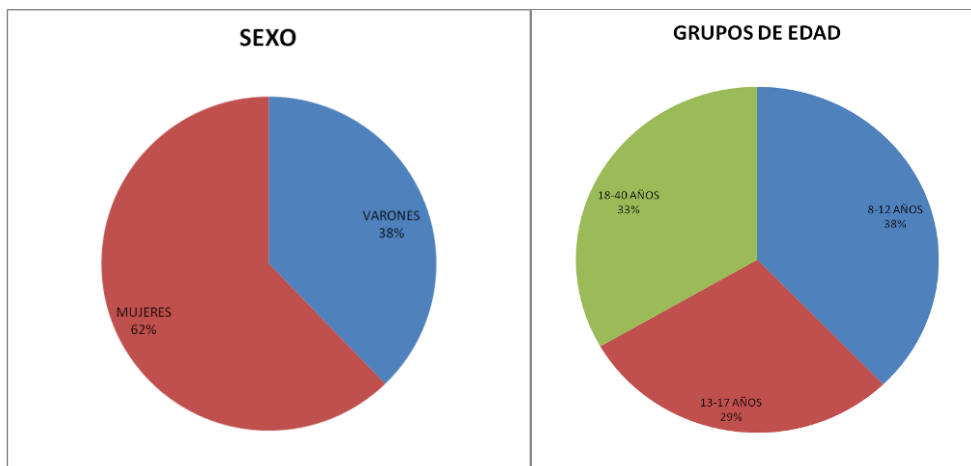


GRÁFICO 1. Distribución global de la muestra empleada en el presente estudio.



GRÁFICOS 2 Y 3. Distribución de la muestra por sexos y por grupos de edad.

Para la realización de esta tercera parte, se diseñó, en primer lugar, una cefalometría tridimensional. Antes de desarrollar la cefalometría se han definido tres planos de referencia en los tres ejes del espacio. Las imágenes de dichos planos están representadas en el **ANEXO II**:

Plano sagital medio (XZ): plano vertical anteroposterior que divide al cuerpo en dos mitades (porciones derecha e izquierda) y está definido por los puntos N, S, Ba.

Plano horizontal o transversal (XY): plano horizontal perpendicular al plano sagital medio que divide al cuerpo en mitad superior e inferior. Lo podemos obtener para cada punto.

Plano coronal o frontal (YZ): plano vertical perpendicular a los dos anteriores que va de lado a lado del cuerpo dividiéndolo en dos partes (anterior y posterior). Corta en su mitad al plano sagital medio.

Además se han incluido otra serie de planos cuyas imágenes pueden visualizarse en el **ANEXO III**:

Plano horizontal de Frankfurt: plano que pasa por los dos puntos Po y por el punto Ord.

Plano oclusal: definido por un plano que pasa por el punto medio de los dos incisivos centrales superiores e inferiores (ISm-IIIm), por el medio de las cúspides de los molares superiores e inferiores del lado derecho y el medio de los molares superiores e inferiores del lado izquierdo.

Plano Maxilar: plano que pasa por Ena y los dos puntos Mx.

Plano mandibular: definido como un plano que pasa por el punto Gn y los dos puntos Go.

Plano de la rama: Plano que pasa por los puntos R, Go y Cd de cada uno de los lados.

El siguiente paso ha sido realizar la siguiente clasificación de medidas lineales.

La representación gráfica de dichas medidas aparece en el **ANEXO IV**:

- Anchura supraorbitaria: distancia entre los puntos Sord y Sori.
- Anchura orbitaria: distancia entre los puntos Ord y Ori.
- Anchura frontocigomática: distancia ente los puntos Fzd y Fzi.
- Anchura cigomática: distancia entre los puntos Zyd y Zyi.
- Anchura Bcd-Bci: distancia entre los puntod Bcd y Bci.
- Anchura transporiónica: distancia entre los puntos Pod y Poi.
- Anchura maxilar: distancia entre los puntos Mxd y Mxi.
- Anchura Tbd y Tbi: distancia entre los puntos Tbd y Tbi.
- Anchura bicondílea: distancia entre los puntos Cdd y Cdi.
- Anchura de la rama: distancia entre los puntos Rd y Ri.
- Anchura bigonial: distancia entre los puntos God y Goi.
- Anchura antegonial: distancia entre los puntos Agd y Agi.
- Longitud de la base craneal anterior: distancia entre los puntos N-S.
- Longitud maxilar: distancia entre los puntos Ena y Enp.
- Longitud mandibular total: distancia entre los puntos Cdd- Pg y entre los puntos Cdi-Pg.
- Altura facial anterior total: distancia entre los puntos N y Me.
- Altura facial anterosuperior: distancia entre los puntos N y Ena.
- Altura facial anteroinferior: distancia entre los puntos Ena y Me.
- Altura facial posterior total: distancia entre los puntos S-God y los puntos S-Goi.
- Longitud de la rama: distancia entre los puntos Cdd-God y los puntos Cdi-Goi.

A continuación se describen todos los valores pertenecientes al análisis cefalométrico 3D en el que se ha incluido un análisis esquelético y de asimetrías, un análisis dentoalveolar y un análisis de proporción facial. La representación gráfica de dicho análisis aparece en el **ANEXO V**.

ANÁLISIS ESQUELÉTICO

DETERMINACIÓN DEL PATRÓN FACIAL

- Índice facial: $(\text{altura facial anterior total} / \text{anchura bicigomática}) * 100$
- Coeficiente de alturas faciales: $(\text{altura facial posterior total} / \text{altura facial anterior total}) * 100$.
- Plano mandibular: ángulo formado entre la longitud de la base craneal anterior y un plano que pasa por los dos puntos Go y por el punto Gn.
- Cono facial: ángulo formado por la línea N-Pg y el plano mandibular.
- Inclinación plano oclusal: ángulo formado entre la longitud de la base craneal anterior y el plano oclusal.
- DIMENSIÓN VERTICAL: Plano palatino: ángulo formado entre la longitud de la base craneal anterior y la longitud maxilar.

Altura anteroinferior.

DETERMINACIÓN DE LA CLASE ESQUELÉTICA

- ANB: ángulo formado por los puntos A-N y B.
- Wits Appraisal: distancia entre los puntos A y B medidos sobre el plano oclusal.

DETERMINACIÓN DE LA CAUSA DE LA CLASE ESQUELÉTICA

Maxilar:

- SNA: ángulo formado entre la base craneal anterior y el punto A.

Mandíbula:

- Profundidad facial: ángulo formado entre las líneas N-Pg y el plano horizontal de Frankfurt.

- Deflexión craneal: ángulo entre las líneas N-Ba y el plano horizontal de Frankfurt.
- SNB: ángulo formado entre la base craneal anterior y el punto B.
- Longitud mandibular total.
- Altura facial posterior total.

MEDIDAS TRANSVERSALES

- Anchura mandibulo-facial: altura facial anterior total/ anchura bigonial.
- Anchura frontocigomática.
- Anchura cigomática.
- Anchura maxilar.
- Anchura bicondílea.
- Anchura bigonial.

OTRAS MEDIDAS LINEALES

- Altura facial anterosuperior.
- Longitud de las ramas.

ASIMETRÍAS

- Inclínación externa de la rama: ángulo entre el plano sagital medio y los planos derecho e izquierdo de la rama (indica la inclinación de la rama respecto a la base craneal).

Diferencias entre los lados derecho e izquierdo en las siguientes medidas:

- Coordenadas de todos los puntos bilaterales con respecto al plano sagital medio o cualquiera de los planos de referencia.
- Diferencia entre los lados derecho e izquierdo: (lado derecho- lado izquierdo/ media de los dos lados) * 100= %

PROPORCIONES FACIALES

Para este apartado se añadieron a los previamente descritos en la **Tabla 3**, cuatro puntos cefalométricos que aparecen definidos en la **Tabla 4**:

TABLA 4. PUNTOS ADICIONALES EMPLEADOS PARA EL ANÁLISIS DE PROPORCIONES FACIALES.

Nombre	Definición anatómica	Vista sagital o lateral	Vista coronal o frontal	Vista axial
Glabela (Gl):	Punto más prominente del hueso frontal en el plano sagital medio. Se ubica entre los arcos superciliares.	Punto más anterior	Punto medio	Punto más anterior y medio del contorno anterior
Coronoides derecho (Krd)	Punto más superior de la apófisis coronoides del lado derecho.	Punto más superior	Punto más superior y medio	Punto medio
Coronoides izquierdo (Kri)	Punto más superior de la apófisis coronoides izquierda.	Punto más superior	Punto más superior y medio	Punto más anterior y central
Punto DB	Punto de máximo entrecruzamiento de los incisivos centrales superiores e inferiores.	Punto medio y anterior	Punto medio	Punto medio,

Con ellos y los anteriores se evaluaron las siguientes medidas:

- Distancia: GI-Me.
- Triángulo equilátero mandibular externo: (Cdd-Me, Cdi-Me, Cdd-Cdi)
- Triángulo formado por los puntos Fzd-Me-Fzi.
- Triángulo formado por los puntos God-Na-Goi.
- Triángulos de las ramas de la mandíbula: Krd-Cdd-God; Kri-Cdi-Goi.
- Triángulos del cuerpo de la mandíbula: DB-Me-God; DB-Me-Goi.

ANÁLISIS DENTOALVEOLAR

- Ángulo interincisivo: ángulo formado entre el eje longitudinal del IS y del II derechos.
- Resalte: distancia entre el borde incisal del IS y del II del lado derecho medidos sobre el plano oclusal.
- Sobremordida: distancia medida de manera perpendicular al plano oclusal entre los bordes incisales de el IS e II del lado derecho.
- Inclinación II: ángulo formado entre el eje longitudinal de II derecho y la línea N- punto B.
- Inclinación IS: ángulo formado formado entre el eje longitudinal de IS derecho y la línea N- punto A.
- NS-IS: ángulo formado entre la longitud de la base craneal anterior y el eje longitudinal del IS derecho.
- plano mandibular-II: ángulo formado entre el plano mandibular y el eje longitudinal del II derecho.

MÉTODO ESTADÍSTICO

Se creó una hoja Excel® versión 12.0 para Windows (Microsoft Corporation) para introducir todas las variables y mediciones correspondientes al análisis cefalométrico tridimensional de los 90 pacientes. Los datos se introdujeron en la versión 17.0 del paquete estadístico SPSS® para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL) para su posterior análisis. En esta parte del estudio, se hallaron las medias y las desviaciones típicas para cada una de las mediciones, y en función del sexo y de la edad.

Por último se hallaron las correlaciones, mediante los análisis de Bonferroni y Scheffé, de las variables entre sí, por áreas de estudio.

RESULTADOS

RESULTADOS

Los resultados obtenidos en este estudio los hemos dividido, para su mejor comprensión en las tres partes del estudio descritas previamente en el método.

1. PARTE 1. ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS.

Para esta primera parte del estudio, reproducibilidad en la localización de los puntos cefalométricos, se realizaron 3690 medidas en los CBCT. Como de cada medida o determinación se tiene 3 coordenadas, se procesaron un total de 11070 datos.

Así mismo, los resultados de las 1845 determinaciones realizadas por cada observador las hemos analizado considerando el valor en cada eje (X,Y,Z) de forma independiente para saber si la exactitud de localización de los distintos puntos estaba más asociada a uno u otro eje de coordenadas.

Los resultados los hemos dividido en varios apartados:

1.1 ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD DEL MÉTODO INTRAOBSERVADOR E INTEROBSERVADOR.

Se determinó el Coeficiente Correlación Intraclase (ICC) intraobservador e interobservador para cada eje de coordenadas (X, Y, Z).

El ICC intraobservador fue de: $ICC \geq 0.988$ para todos los ejes, con los valores más altos de correlación los correspondientes al eje Z ($ICC \geq 0.996$) (Tabla I).

TABLA I¹. ICC INTRA OBSERVADOR.

	EJES		Correlación intraclase(a)	IC 95%	
				Límite inferior	Límite superior
OBSERVADOR 1	EJE X	Medidas individuales	0.998(b)	0.998	0.998
		Medidas promedio	0.999(c)	0.999	0.999
	EJE Y	Medidas individuales	0.995(b)	0.994	0.995
		Medidas promedio	0.998(c)	0.998	0.998
	EJE Z	Medidas individuales	0.999(b)	0.999	0.999
		Medidas promedio	>0.999(c)	>0.999	>0.999
OBSERVADOR 2	EJE X	Medidas individuales	0.992(b)	0.991	0.993
		Medidas promedio	0.997(c)	0.997	0.998
	EJE Y	Medidas individuales	0.989(b)	0.987	0.990
		Medidas promedio	0.996(c)	0.996	0.997
	EJE Z	Medidas individuales	0.996(b)	0.996	0.997
		Medidas promedio	0.999(c)	0.998	0.999

¹ Las tablas y figuras de esta parte de resultados están enumeradas con números romanos a diferencia de las de apartados anteriores que están enumeradas con la numeración arábica

El ICC interobservador fue de: $ICC \geq 0.991$ para todos los ejes, siendo los valores más altos los correspondientes al eje Z ($ICC \geq 0.997$) (**Tabla II**).

TABLA II². ICC INTEROBSERVADOR.

EJES		Correlación intraclase(a)	IC 95%	
			Límite inferior	Límite superior
EJE X	Medidas individuales	0.994(b)	0.993	0.994
	Medidas promedio	0.997(c)	0.997	0.997
EJE Y	Medidas individuales	0.991(b)	0.990	0.992
	Medidas promedio	0.995(c)	0.995	0.996
EJE Z	Medidas individuales	0.997(b)	0.997	0.997
	Medidas promedio	0.999(c)	0.998	0.999

La **Tabla III** muestra las medias globales de los valores obtenidos de todos los puntos, el error típico de dichos valores y el intervalo de confianza del (IC) 95%. La representación se ha realizado para cada uno de los observadores (Ob 1, 2) en cada uno de los ejes de coordenadas (X, Y, Z) y en los tres tiempos de medición (t 1, 2, 3).

Las **Tablas IV y V** muestran, respectivamente, el factor de variación tiempo intraobservador (Ob 1, 2) y tiempo interobservador en los tres tiempos (t 1, 2, 3) de medición.

² Modelos de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos.

a Coeficientes de correlación intraclase de tipo A utilizando una definición de acuerdo absoluto.

b El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.

c Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

Al comparar entre sí las medidas intraobservador e interobservador se observó que únicamente se encontró diferencia estadísticamente significativa para el Ob 1 en el Eje Y entre la primera y las siguientes mediciones ($p=0.006$ y $p=0.008$, respectivamente entre t_1 y t_2 y t_1 y t_3). Las cuantías medias de estas diferencias fueron 0.459 mm de media entre t_1 y t_2 y de 0.492 mm, entre t_1 y t_3 .

TABLA III. Media global de las 3 mediciones (T 1, 2, 3) de cada observador (Ob 1, 2) en cada uno de los ejes de coordenadas (X, Y, Z).

EJES	Observador	Tiempo (mediciones)	Media (mm)	Error típico (mm)	IC 95%*	
					Límite inferior	Límite superior
EJE X	1	1	79.223	1.278	76.716	81.730
		2	79.041	1.282	76.527	81.556
		3	79.325	1.284	76.806	81.843
	2	1	79.117	1.278	76.610	81.623
		2	79.006	1.282	76.492	81.521
		3	79.000	1.284	76.482	81.519
EJE Y	1	1	67.779	1.106	65.608	69.949
		2	67.319	1.108	65.145	69.493
		3	67.287	1.106	65.116	69.457
	2	1	67.227	1.106	65.057	69.397
		2	67.015	1.108	64.841	69.189
		3	67.101	1.106	64.930	69.271
EJE Z	1	1	69.665	1.256	67.200	72.129
		2	69.671	1.256	67.207	72.135
		3	69.712	1.255	67.251	72.174
	2	1	69.471	1.256	67.006	71.935
		2	69.541	1.256	67.077	72.005
		3	69.450	1.255	66.988	71.911

TABLA IV. Factor de variación tiempo (t 1, 2, 3) intraobservador (Ob 1, 2).

EJES	Observador	(I) Tiempo (mediciones)	(J) Tiempo (mediciones)	Diferencia entre medias (I-J) (mm)	Error típico (mm)	Significación*	IC 95% para la diferencia*	
							Límite inferior	Límite superior
EJE X	1	1	2	0.182	0.223	>0.999	-0.353	0.717
			3	-0.101	0.222	>0.999	-0.633	0.430
		2	3	-0.283	0.185	0.378	-0.726	0.160
	2	1	2	0.110	0.223	>0.999	-0.425	0.645
			3	0.116	0.222	>0.999	-0.415	0.648
		2	3	0.006	0.185	>0.999	-0.437	0.449
EJE Y	1	1	2	0.459(*)	0.148	0.006*	0.105	0.814
			3	0.492(*)	0.164	0.008*	0.099	0.885
		2	3	0.032	0.107	>0.999	-0.225	0.290
	2	1	2	0.212	0.148	0.458	-0.143	0.567
			3	0.126	0.164	>0.999	-0.267	0.519
		2	3	-0.086	0.107	>0.999	-0.343	0.171
EJE Z	1	1	2	-0.007	0.101	>0.999	-0.248	0.235
			3	-0.048	0.081	>0.999	-0.242	0.146
		2	3	-0.041	0.082	>0.999	-0.239	0.157
	2	1	2	-0.070	0.101	>0.999	-0.312	0.171
			3	0.021	0.081	>0.999	-0.173	0.215
		2	3	0.091	0.082	0.807	-0.107	0.289

*Diferencia estadísticamente significativa entre las medias cuando $P < 0.05$.

TABLA V. Factor de variación tiempo (t 1, 2, 3) interobservador (Ob 1, 2).

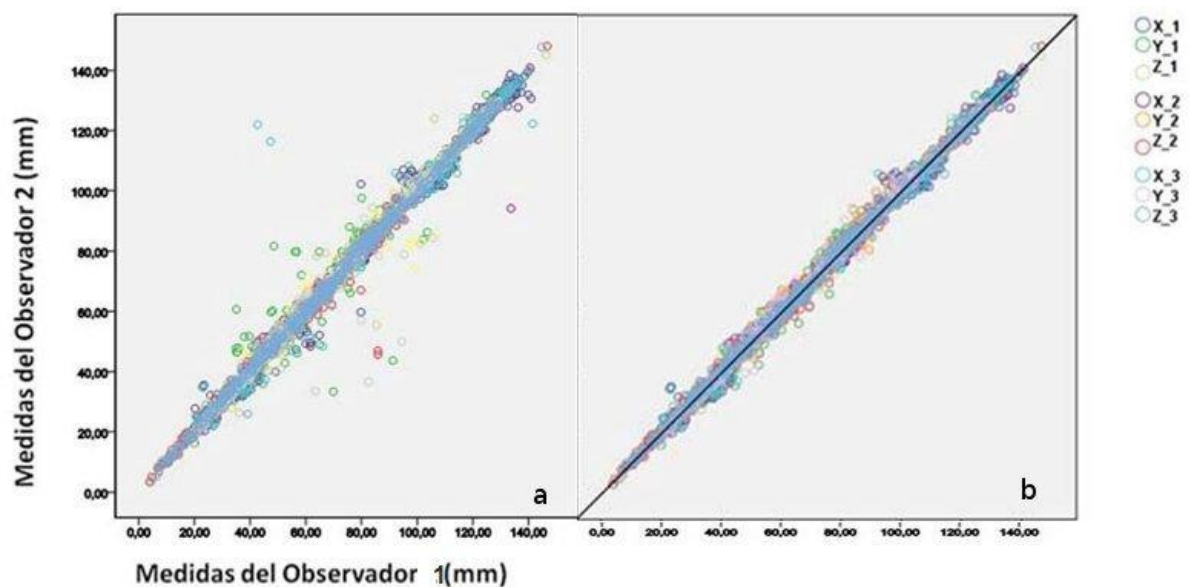
EJES	Tiempo (mediciones)	(I) Observador	(J) Observador	Diferencia entre medias (I-J) (mm)	Error típico (mm)	Significación*	IC 95% para la diferencia*	
							Límite inferior	Límite superior
EJE X	1	1	2	0.107	1.807	0.953	-3.438	3.652
	2	1	2	0.035	1.813	0.985	-3.521	3.591
	3	1	2	0.324	1.816	0.858	-3.238	3.886
EJE Y	1	1	2	0.552	1.564	0.724	-2.517	3.621
	2	1	2	0.304	1.567	0.846	-2.771	3.379
	3	1	2	0.186	1.564	0.905	-2.883	3.255
EJE Z	1	1	1	0.194	1.777	0.913	-3.292	3.680
	2	1	2	0.130	1.776	0.941	-3.354	3.615
	3	1	2	0.263	1.775	0.882	-3.219	3.744

*Diferencia estadísticamente significativa entre las medias cuando $P < 0.05$.

1.2 ERROR ASOCIADO A LA LOCALIZACION Y AL MÉTODO DE MEDIDA

En las Figuras 1a y 1b se representan los valores de las 1845 determinaciones realizadas por un observador versus las correspondientes 1845 determinaciones realizadas por el otro. Se ha representado en la misma gráfica tanto el valor de la coordenada X, Y y la Z de cada punto, por lo que el número de valores representados es de 5535. Por criterio, hemos representado la primera, segunda y tercera observación de un observador frente a las correspondientes del otro, representando en abcisas los valores obtenidos por el Ob 1 y en ordenadas los del Ob 2.

Puede observarse que sólo unas pocas determinaciones se alejan significativamente de la bisectriz que corresponde a igual determinación por cada observador. Los puntos sobre la bisectriz se tuvieron en cuenta para la determinación del error de sensibilidad del método y los puntos fuera de la bisectriz para determinar el error de localización.



Figuras 1a y 1b. Representación de los valores de las 1845 determinaciones realizadas por un observador en t1, 2 y 3 versus las correspondientes 1845 determinaciones realizadas por el otro para cada eje de coordenadas.

- **Error de localización**

Teniendo en cuenta que de cada punto cefalométrico medido se tienen 6 determinaciones, puede saberse que observación u observaciones son las responsables del alejamiento de la bisectriz, bien por ser una determinación que se aleja de las otras 5, o bien porque aunque sean similares las medidas intraobservador, son diferentes entre ambos observadores. Por tanto, para detectar estos errores de localización se consideró tanto aquella determinación que en cualquiera de los ejes se alejara más de 10 mm de la media del resto de las determinaciones como aquéllas que para el mismo punto en el mismo paciente, la media de los valores de las tres determinaciones realizadas por un observador se alejaba más de 10 mm de la media de las del otro observador.

Con estas consideraciones, 61 puntos de la **Figura la** podían ser considerados errores de localización, lo que supone un porcentaje de error del 0.55% IC95% [0.54% - 0.56%]. El primer observador presentó un porcentaje de error del 0.45% IC95% [0.44% - 0.46%] y el segundo observador del 0.65% IC95% [0.64% - 0.66%], por tanto con diferencia estadísticamente significativa entre ellos. Ahora bien, este error de localización no tuvo la misma distribución en los 3 ejes coordenados, así de las 61 determinaciones erróneas, 13 (0.11%) corresponden a error en la coordenada X, 38 (0.34%) a error en la coordenada Y y 10 (0.09%) en la coordenada Z, con diferencia estadísticamente significativa entre el porcentaje de error en Y respecto a las otras dos coordenadas. Los puntos a los que corresponden estas determinaciones de error de localización se muestran a continuación en la **Tabla VI**, en la que se muestra tanto el número (nº) de veces que ese punto ha sido determinado erróneamente, como el porcentaje (%) de error para lo que se ha tenido en cuenta que cada punto anatómico se ha medido 90 veces ya que se han realizado 3 medidas por cada observador en 15 pacientes.

TABLA VI. Número (nº) de errores y % de error de aquellos puntos que presentan error de localización.

Punto	Nº errores	% de error	Punto	Nº errores	% de error	Punto	Nº errores	% de error
A26	1	1.1%	Zyi	1	1.1%	Enp	6	6.7%
Ri	1	1.1%	Ori	1	1.1%	God	3	3.3%
Pod	1	1.1%	B	2	2.2%	Tbd	1	1.1%
Sord	9	10.0%	Cg	2	2.2%	Ord	3	3.3%
A16	1	1.1%	Agi	3	3.3%	Rd	2	2.2%
Goi	2	2.2%	Tbi	1	1.1%	Sori	11	12.2%
Zyd	7	7.8%	Mxi	1	1.1%	Mxd	2	2.2%

- **Error asociado al método de medida**

Para determinar el error asociado al método de medida, se eliminaron las 61 determinaciones anteriormente descritas. La **Figura 1b** recoge los valores considerados bien localizados. La recta de ajuste de estos puntos tiene un coeficiente de correlación de Pearson de 0.998 con una pendiente de 0.999 IC95% [0.997, 1.001] y una ordenada en el origen de 0.007 IC95% [-0.124, 0.137], mostrando que las medidas de ambos observadores son perfectamente comparables al estar incluidos el 1 y el 0 en los respectivos intervalos de confianza de la pendiente y de la ordenada en el origen.

Para analizar qué puntos presentaban menor incertidumbre en su determinación se calculó la desviación típica (DT) de cada coordenada de cada punto medido en cada paciente. La **Tabla VII** muestra el porcentaje de determinaciones con DT menores de 0.5 mm y de 2 mm, así como las DT máximas de las determinaciones realizadas en cada eje. Según estos resultados, la precisión resulta bastante similar en los 3 ejes ya que las diferencias que pueden apreciarse en el caso de considerar el porcentaje de determinaciones con DT menor o igual que 0.5 mm quedan eliminadas cuando consideramos DT menores o iguales que 2 mm.

TABLA VII. Representación del porcentaje (%) de determinaciones con desviaciones típicas (DT) menores de 0.5 mm y de 2 mm, así como las DT máximas (mm) de las determinaciones realizadas en cada eje.

EJE	% de determinaciones con DT≤0.5 (mm)		% de determinaciones con DT≤2 (mm)		DT máximas (mm)	
	Ob1	Ob2	Ob1	Ob2	Ob1	Ob2
X	50.2%	46.1%	95.3%	93.3%	4.5	6.3
Y	59.8%	57.7%	93.3%	95.4%	5.4	5.7
Z	58.5%	52.4%	95.3%	94.1%	4.1	7.1

Hemos determinado la desviación típica promedio de todas las medidas realizadas en los tres ejes y por los 2 observadores y ha sido de 1.0 mm, lo que corresponde a un error relativo promedio del 1.3%. Por debajo del 1.5% de error se situaron el 74% de las medidas en el eje X, el 76.5% de las del eje Y y el 69.7% de las medidas del eje Z. Los IC 95% mostraron que sólo había diferencia estadísticamente significativa entre el porcentaje del eje Y [74.1%, 78.8%] y el del eje Z [67.1%, 72.2%]. El intervalo del eje X se superponía con ambos [71.6%, 76.5%].

Hemos determinado así mismo, la desviación típica promedio que corresponde a cada punto anatómico estudiado, clasificándolos en cuatro regiones de interés. Los resultados aparecen a continuación en la **Tabla VIII**, pero nos hemos fijado (y representado en sombreado) en aquéllos en que en todos los ejes su DT quedaba por debajo del valor promedio que hemos comentado anteriormente igual a 1.0 mm, siendo por tanto éstos los que presentan menor error de medida.

TABLA VIII. Clasificación por regiones de interés de la desviación típica promedio (mm) que corresponde a cada punto anatómico estudiado.

	Punto	DESVIACIÓN TÍPICA PROMEDIO (mm)					
		EJE X		EJE Y		EJE Z	
		OBSERVADOR 1	OBSERVADOR 2	OBSERVADOR 1	OBSERVADOR 2	OBSERVADOR 1	OBSERVADOR 2
REGIÓN CRANEAL	N	0.49	0.23	0.29	0.34	0.50	0.47
	S	0.75	1.03	0.37	0.44	0.47	0.74
	Ba	0.69	0.88	0.63	0.39	0.52	0.46
	Cg	0.41	0.30	1.25	1.22	0.76	1.01
	Pod	0.69	0.82	0.43	0.32	0.22	0.34
	Poi	0.99	0.80	0.50	0.41	0.3	0.44
REGIÓN ORBITARIO- CIGOMÁTICA	Zyd	0.72	0.93	1.58	1.86	0.59	1.04
	Zyi	0.51	0.88	1.28	1.48	0.34	1.21
	Fzd	0.22	0.33	0.27	0.54	0.23	0.51
	Fzi	0.26	0.38	0.53	0.60	0.22	0.54
	Bcd	1.38	0.78	1.54	0.59	0.96	0.69
	Bci	1.35	0.71	1.70	0.80	0.71	0.94
	Ord	1.40	1.29	0.69	0.61	0.26	0.30
	Ori	1.13	1.17	0.57	0.60	0.30	0.28
	Sord	1.21	1.46	0.74	0.44	0.58	0.28
	Sori	0.81	1.51	0.89	0.58	0.60	0.30
REGIÓN MÁXILAR	Ena	0.81	1.11	0.40	0.91	0.29	0.3
	Enp	1.18	1.23	1.65	0.69	0.67	0.32
	Punto A	0.76	0.96	0.29	0.53	0.69	1.16
	Tbd	0.91	1.62	0.78	0.86	1.58	1.45
	Tbi	1.33	1.63	0.91	0.78	1.54	1.91
	Mxd	0.60	0.48	1.12	0.95	1.37	0.77
	Mxi	0.73	0.45	0.89	0.86	1.48	0.95
	A16	0.50	0.76	0.40	0.74	0.75	0.86
	A26	0.49	0.44	0.41	0.36	0.64	0.71
	IS	0.70	1.01	0.29	0.32	0.20	0.35
	Pg	0.32	0.08	0.15	0.31	0.50	0.84
	Gn	0.29	0.10	0.34	0.53	0.43	0.47

Resultados

		EJE X		EJE Y		EJE Z	
	Punto	OBSERVADOR 1	OBSERVADOR 2	OBSERVADOR 1	OBSERVADOR 2	OBSERVADOR 1	OBSERVADOR 2
REGIÓN MANDIBULAR	Me	0.65	0.34	0.62	0.64	0.32	0.16
	Punto B	0.65	0.91	0.15	0.30	0.65	0.92
	God	0.30	0.42	0.75	0.94	0.91	1.13
	Goi	0.38	0.57	0.65	1.28	0.81	1.32
	Agd	0.66	0.68	1.65	1.44	0.50	0.63
	Agi	0.66	0.79	1.18	1.38	0.56	0.57
	Rd	0.19	0.21	0.09	0.16	0.69	0.68
	Ri	0.20	0.45	0.09	0.20	0.70	1.00
	B36	0.56	0.54	0.45	0.59	0.77	0.88
	B46	0.38	0.70	0.21	0.53	0.95	0.92
	II	0.62	0.88	0.30	0.31	0.29	0.33
	Cdd	0.91	1.27	0.81	0.52	1.02	0.65
	Cdi	1.25	1.38	0.71	0.47	1.03	1.05

En la región craneal (Pod, Poi, N, Ba, Cg, S) los puntos con menor DT en los tres ejes del espacio fueron: N y S, Ba mientras que el Cg (eje Y) fue el de mayor DT.

En la región orbitario-cigomática (SOrd, SOri, Fzd, Fzi, Bcd, Bci, Zyd, Zyi, Ord, Ori) los puntos que presentaron menor DT fueron el Fzd y el Fzi y los de mayor DT fueron el Zyd, Zyi y Bci (eje Y) y los puntos Ord, Ori, Sord y Sori (eje X).

En la región maxilar (Ena, Enp, A, Tbd, Tbi, Mxd, Mxi, A16, A26, IS) los puntos de menor DT fueron A16, A26, IS, Ena y A, mientras que los de mayor DT fueron Tbd, Tbi (eje X y Z), Enp (eje X y Y), Mxd y Mxi (eje Z).

En la región mandibular (Cod, Coi, Agd, Agi, God, Goi, Rd, Ri, B, Pg, Gn, Me, B36, B46, II) los puntos con menor DT fueron Pg, Gn, Me, B, Rd, Ri, B36, B46 y II mientras que los puntos con más DT fueron Agd, Agi (eje Y) Cdd, Cdi (eje X) y God, Goi (en el eje Z).

1.3 SELECCIÓN DE PUNTOS DE MAYOR INTERÉS

Si se tienen en cuenta los resultados de los errores de localización y de medida podemos indicar que de los 41 puntos anatómicos estudiados los más adecuados para que sirvan de base a estudio cefalométricos, dada su mejor reproducibilidad, son los que mostramos agrupados por regiones de interés en la **Tabla IX**.

TABLA IX. Agrupación de los puntos con mejor reproducibilidad con la DT que presentan.

DESVIACIÓN TÍPICA (mm)				
	Punto	EJE X	EJE Y	EJE Z
REGIÓN CRANEAL	N	0.36	0.32	0.49
	S	0.89	0.41	0.61
	Ba	0.79	0.51	0.49
	Poi	0.9	0.46	0.37
REGIÓN ORBITARIO-CIGOMÁTICA	Fzd	0.28	0.41	0.37
	Fzi	0.32	0.57	0.38
REGIÓN MAXILAR	A	0.86	0.41	0.93
	Ena	0.96	0.66	0.30
	IS	0.86	0.31	0.28
REGIÓN MANDIBULAR	Pg	0.16	0.23	0.67
	Gn	0.15	0.44	0.45
	Me	0.50	0.63	0.24
	B36	0.55	0.52	0.83
	B46	0.54	0.37	0.94
	II	0.75	0.31	0.31

2. PARTE 2. COMPARACIÓN DE IMÁGENES 2D Y 3D

2.1 REPRODUCIBILIDAD DE LAS MEDIDAS PARA CADA SISTEMA

En la **Tabla X** queda reflejada la reproducibilidad intraobservador (Ob 1) entre la primera y segunda medición (t1 y t2) para cada uno de los métodos (telerradiografía lateral de cráneo-Dental Studio NX®, CBCT-Beta NemoStudio® y CBCT-InVivo 5®), evaluando tanto las medias como las desviaciones típicas, las correlaciones entre la primera y segunda observación y su significación. Para el cálculo de la reproducibilidad de cada uno de los métodos se realizó una prueba T para muestras relacionadas.

Para las mediciones hechas sobre Dental Studio NX®, se puede observar diferencia estadísticamente significativa en el ángulo del plano mandibular, en el que al hallar la diferencia entre ambas mediciones, la diferencia máxima ha sido de 3.60° lo que supone un error máximo relativo del 11.25%, así como en el cono facial, con una diferencia máxima de 3.60° que supone un error máximo relativo del 5.5%. En las mediciones realizadas con el Beta NemoStudio®, se encuentra diferencia exclusivamente para la distancia N-Ena, con una diferencia máxima entre mediciones de 2.5 mm, lo que supone un 5% de error máximo relativo en esta medición. Por último, en las mediciones realizadas con el InVivo5®, se encuentra diferencia estadísticamente significativa para el cono facial (diferencia máxima: 3.48°), lo que supone un 5.3% de error máximo relativo; y para la distancia Ena-Me (diferencia máxima: 5.78 mm) lo que supone un 8.8% de error máximo relativo.

Las **Figuras II y III** representan los valores medios y las desviaciones típicas de cada una de las medidas de los tres métodos estudiados.

TABLA X. REPRODUCIBILIDAD INTRA OBSERVADOR ENTRE LA PRIMERA Y SEGUNDA MEDICIÓN PARA CADA UNO DE LOS MÉTODOS.

	DENTAL STUDIO NX®				Beta NemoStudio®				InVivo5®			
	Media	DT	Correlación 1ª y 2ª medición	P valor	Media	DT	Correlación 1ª y 2ª medición	P valor	Media	DT	Correlación 1ª y 2ª medición	P valor
SNA	83.36°	5.24	0.990	0.782	83.08°	4.22	0.932	0.314	82.13°	3.9	0.881	0.625
SNB	80.68°	6.91	0.994	0.697	80.29°	6.07	0.979	0.450	79.49°	5.87	0.964	0.723
ANGULO NS- PLANO PALATINO	7.53°	6.25	0.939	0.822	7.02°	6.20	0.976	0.198	8.08°	7.31	0.990	0.292
ANGULO NS- PLANO MANDIBULAR	31.98°	6.62	0.983	0.013*	32.57°	6.35	0.951	0.322	33.71°	5.76	0.935	0.087
ANGULO INTERINCISIVO	133.10°	9.24	0.940	0.479	134.50°	11.34	0.987	0.637	131.80°	10.51	0.899	0.943
ANGULO NS- INCISIVO SUP	100.80°	8.27	0.915	0.497	100.80°	8.95	0.969	0.184	101.70°	8.63	0.955	0.425
ANGULO INC INF- PLANO MANDIBULAR	92.51°	8.93	0.953	0.281	91.92°	8.02	0.953	0.703	92.37°	8.85	0.863	0.200
CONO FACIAL	65.43°	6.34	0.983	0.022*	64.81°	5.69	0.979	0.190	66.15°	6.17	0.976	0.037*
DEFLEXIÓN CRANEAL	29.84°	2.35	0.509	0.547	30.00°	2.30	0.985	0.783	30.17°	1.37	0.796	0.076
PROFUNDIDAD FACIAL	91.36°	5.15	0.872	0.542	90.73°	5.32	0.976	0.586	89.02°	4.60	0.498	0.115
Distancia N-Me	114.7mm	8.16	0.989	0.598	115.2mm	10.56	0.997	0.263	115.7mm	11.38	0.995	0.055
Distancia N-Ena	51.18mm	3.13	0.802	0.519	50.36mm	3.69	0.972	0.003*	51.95mm	4.17	0.681	0.695
Distancia Ena- Me	66.36mm	6.79	0.915	6.790	67.08mm	6.70	0.997	0.340	65.46mm	6.92	0.960	0.028*

*Existe una diferencia estadísticamente significativa para P valor de la media ≤ 0.05 .

FIGURA II. Valores de las medias (en ° y mm) de las mediciones de cada uno de los 3 métodos.

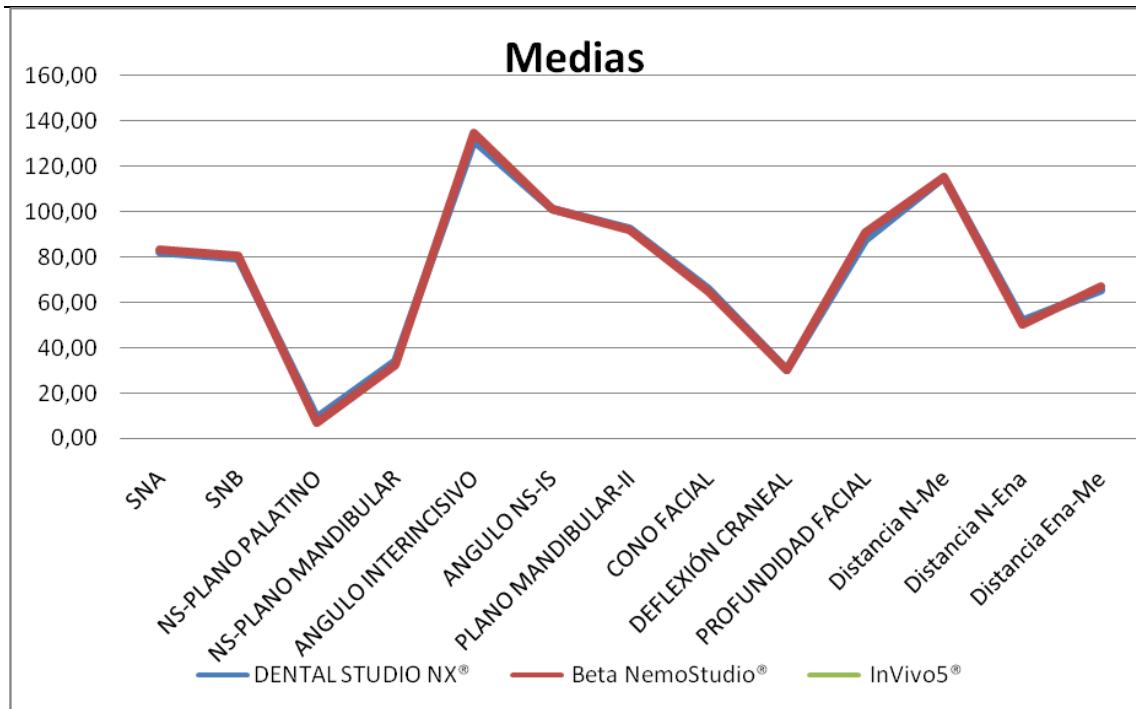
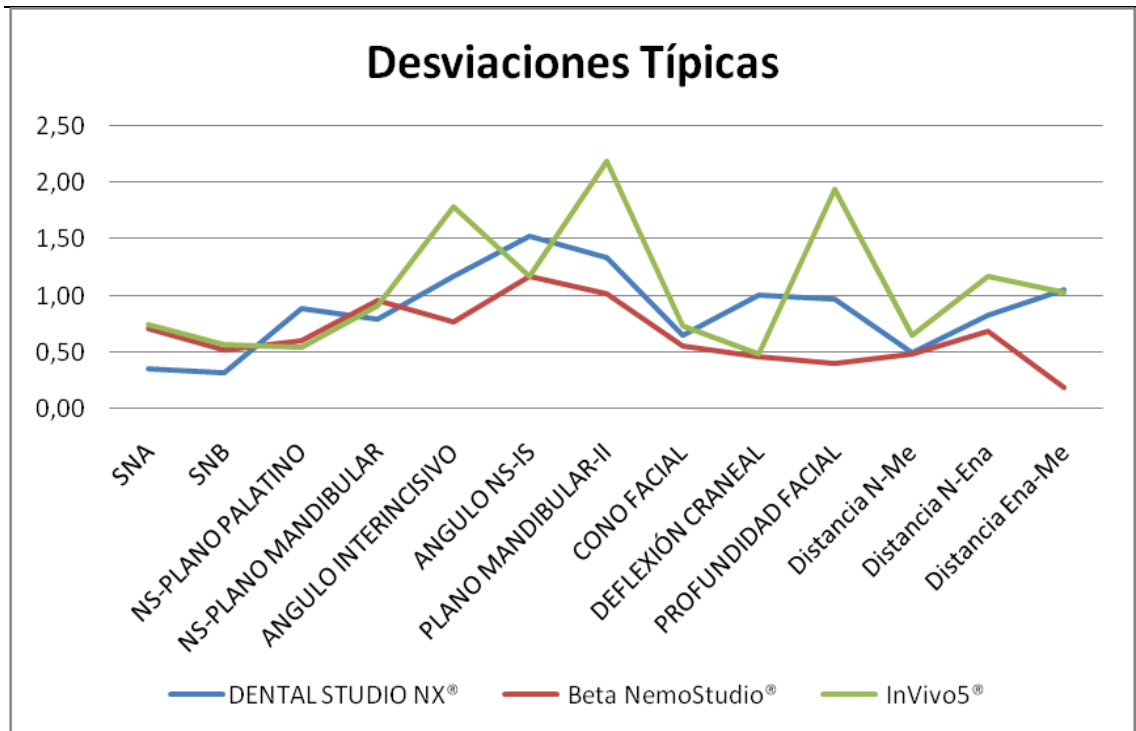


FIGURA III. Desviaciones típicas (en ° y mm) de las mediciones de cada uno de los 3 métodos.



2.2 CORRELACIONES ENTRE LOS TRES TIPOS DE MÉTODOS

La **Tabla XI** muestra las comparaciones entre los tres tipos de métodos. Puede observarse que la significación de las diferentes medidas entre los tres métodos son mayores a $p \geq 0.650$.

TABLA XI. Comparación entre los tres tipos de métodos.

Medida	(I) Tipo	(J) Tipo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Valor P
SNA	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	0.27500°	2.24546	0.993
		InVivo5®	1.22375°	2.24546	0.863
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	0.94875°	2.24546	0.915
SNB	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	0.38125°	3.14926	0.993
		InVivo5®	1.18000°	3.14926	0.932
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	0.79875°	3.14926	0.968
Angulo NS-Plano Palatino	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	0.51250°	3.30267	0.988
		InVivo5®	-0.54875°	3.30267	0.986
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	-1.06125°	3.30267	0.950
Angulo NS-Plano Mandibular	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	-0.59375°	3.12667	0.982
		InVivo5®	-1.73000°	3.12667	0.859
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	-1.13625°	3.12667	0.936
Angulo Interincisivo	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	-1.46250°	5.19933	0.961
		InVivo5®	1.27750°	5.19933	0.970
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	2.74000°	5.19933	0.871

Resultados

(continuación Tabla XI)

Medida	(I) Tipo	(J) Tipo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Significación
Angulo Inclinación Incisivo superior- NS	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	0.068750°	4.31088	>0.999
		InVivo5®	-0.90000°	4.31088	0.978
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	-0.96875°	4.31088	0.975
Angulo Incisivo Inferior- Plano Mandibular	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	0.58750°	4.30435	0.991
		InVivo5®	0.14125°	4.30435	0.999
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	-0.44625°	4.30435	0.995
Cono Facial	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	0.62500°	3.03655	0.979
		InVivo5®	-0.72250°	3.03655	0.972
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	-1.34750°	3.03655	0.907
Deflexión Craneal	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	-0.16250°	1.02769	0.988
		InVivo5®	-0.33375°	1.02769	0.949
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	-0.17125°	1.02769	0.986
Profundidad Facial	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	0.62500°	2.51701	0.970
		InVivo5®	2.34125°	2.51701	0.654
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	1.71625°	2.51701	0.795
Distancia N-Me	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	-0.48125mm	5.06312	0.995
		InVivo5®	-0.98125mm	5.06312	0.981
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	-0.50000mm	5.06312	0.995
Distancia N-Ena	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	0.81250mm	1.84284	0.908
		InVivo5®	-0.77000mm	1.84284	0.917
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	-1.58250mm	1.84284	0.696
Distancia Ena-Me	Dental Studio NX®	Beta NemoStudio®	-0.71875mm	3.40104	0.978
		InVivo5®	0.89250mm	3.40104	0.966
	Beta NemoStudio®	InVivo5®	1.61125mm	3.40104	0.894

*Diferencia estadísticamente significativa para P valor ≤0.05.

3. PARTE 3. CEFALOMETRÍA 3D SOBRE UNA MUESTRA DE POBLACIÓN

Sobre los 90 pacientes de la muestra, se ha realizado un estudio estadístico descriptivo para cada una de las mediciones cefalométricas, estudiando asimismo su posible dependencia con la edad y el sexo. Los resultados obtenidos se han dividido en varios apartados. En primer lugar se han reflejado los resultados obtenidos en el global de la muestra distribuidos por áreas de interés; en segundo lugar, se han analizado los resultados en función del sexo y la edad, de aquellas medidas que tienen relación con dichas variables y en tercer lugar, se han reflejado los resultados de las correlaciones que existen entre diversas variables, según el área de interés.

3.1 MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS ESTUDIADAS.

En la **Tabla XII** se muestran las medias y desviaciones típicas globales para todo el conjunto de pacientes en sus respectivas áreas de análisis. Los valores con * indican que dicha medida difiere en función de la edad. Los valores con + indican que dicha medida difiere en función del sexo.

TABLA XII. Medias y DT global de la muestra de pacientes estudiada.

	MEDIA GLOBAL	DESVIACIÓN TÍPICA GLOBAL
PATRÓN FACIAL		
Índice Facial	82.61%	5.26
Coficiente de alturas	61.03%	3.98
Cono Facial**	67.87°	4.81
Ángulo Plano oclusal	7.11°	5.39
Ángulo Plano mandibular	30.23°	7.16

Resultados

DIMENSIÓN VERTICAL	MEDIA GLOBAL	DESVIACIÓN TÍPICA GLOBAL
Inclinación plano palatino*	1.59°	3.27
Altura facial posterior dcha	69.57mm	4.86
Altura facial posterior izda	70.25mm	4.75
Altura facial anteroinferior **	59.42mm	6.60
Altura facial anterior total **	105.03mm	8.48
CLASE ESQUELÉTICA		
ANB	2.99°	2.24
Wits appraisal	2.24mm	3.14
CAUSA CL ESQUELÉTICA		
Longitud de la base craneal anterior **	65.89mm	3.67
Longitud maxilar *	48.78mm	4.95
SNA	79.95°	4.11
Profundidad facial	87.41°	4.09
Deflexión craneal	29.29°	3.02
SNB *	76.96°	3.76
Longitud mandibular total izquierda **	112.89mm	9.23
Longitud mandibular total derecha **	114.07mm	8.99
MEDIDAS TRANSVERSALES		
Anchura mandíbulo-facial	82.65%	5.01
Anchura frontocigomática **	93.40mm	3.56
Anchura cigomática +	99.74mm	9.31
Anchura maxilar +	57.09mm	3.84
Anchura bicondílea *	98.90mm	9.84
Anchura bigonial **	88.70mm	5.87
OTRAS MEDIDAS LINEALES		
Altura facial anterosuperior *	50.00mm	5.02
Longitud de la rama derecha **	53.28mm	6.05
Longitud de la rama izquierda **	51.34mm	5.87
ASIMETRÍAS		
Plano Sagital medio- InclRd	9.76mm	4.88
Plano Sagital medio- InclRi	7.46mm	4.79
Plano Sagital medio-Agd	42.15mm	4.60
Plano Sagital medio-Agi *	40.19mm	4.12
Plano Sagital medio-Bcd **	43.83mm	2.98
Plano Sagital medio-Bci *	41.78mm	3.16

	MEDIA GLOBAL	DESVIACIÓN TÍPICA GLOBAL
Plano Sagital medio-Cdd *	49.48mm	6.00
Plano Sagital medio-Cdi *	49.99mm	5.35
Plano Sagital medio-Fzd **	47.08mm	2.39
Plano Sagital medio-Fzi **	46.12mm	2.32
Plano Sagital medio-God *	48.31mm	6.81
Plano Sagital medio-Goi **	42.81mm	4.43
Plano Sagital medio-Mxd *	29.43mm	3.03
Plano Sagital medio-Mxi *	27.76mm	3.01
Plano Sagital medio-Ord	26.90mm	3.51
Plano Sagital medio-Ori	30.08mm	3.81
Plano Sagital medio-Rd *	40.43mm	3.22
Plano Sagital medio-Ri **	38.51mm	3.10
Plano Sagital medio-Sord	21.38mm	5.46
Plano Sagital medio-Sori	20.84mm	4.70
Plano Sagital medio-Tbd	25.82mm	5.87
Plano Sagital medio-Tbi	23.87mm	6.40
Plano Sagital medio-Zyd **	55.17mm	3.84
Plano Sagital medio-Zyi **	53.05mm	4.10
Plano Sagital medio-Pod **	57.07mm	5.09
Plano Sagital medio-Poi *	52.99mm	5.04
PROPORCION FACIAL		
Distancia GI-Me	118.67mm	7.93
Cdd-Me **	114.65mm	9.61
Cdi-Me **	113.18mm	9.71
Fzd-Me **	117.12mm	8.86
Fzi-Me **	116.75mm	8.53
Na-God **	116.27mm	7.96
Na-Goi *	115.81mm	7.89
Fzd-God **	94.02mm	8.38
Fzi-Goi **	93.97mm	8.41
DB-Me	39.82mm	4.52
DB-God	81.63mm	6.96
DB-Goi	81.58mm	7.14
God-Me	85.40mm	9.58
Goi-Me	85.30mm	10.10
Cdd-Krd	35.78mm	4.70
Cdi-Kri	36.94mm	4.68
Krd-God	49.00mm	6.44
Kri-Goi	49.86mm	5.76

ÁREAS	MEDIA GLOBAL	DESVIACIÓN TÍPICA GLOBAL
Área Cdd-Me-Cdi	5073.87 mm ²	794.00
Área Na-God-Goi	4771.50 mm ²	656.65
Área Fzd-Fzi-Me	5003.17 mm ²	594.83
Área God-Me-DB	1537.31 mm ²	244.77
Área Goi-Me-DB	1525.81 mm ²	275.93
Área Cdi-Kri-Goi	845.91 mm ²	137.97
Área Cdd-Krd-God	816.82 mm ²	168.00
DENTOALVEOLAR		
Angulo II-Plano Mandibular	88.86°	10.27
Inclinacion II	22.40°	6.69
Inclinacion IS **	22.03°	8.67
Angulo SN-IS *	99.49°	8.62
Angulo interincisivo	132.01°	17.46
Resalte	4.12mm	2.19
Sobremordida	2.34mm	2.35

A la hora de clasificar la muestra según los valores del Índice facial según Kollmann (1988) los individuos quedarían divididos en: Hipercuriprosopos (hasta 79.9%), euriprosopos (80.0 a 84.9%), mesoprosopos (85.0 a 89.9%), leptoprosopos (90.0 a 94.9%) e hiperleptoprosopos (más de 95.0%) (Figura IV).

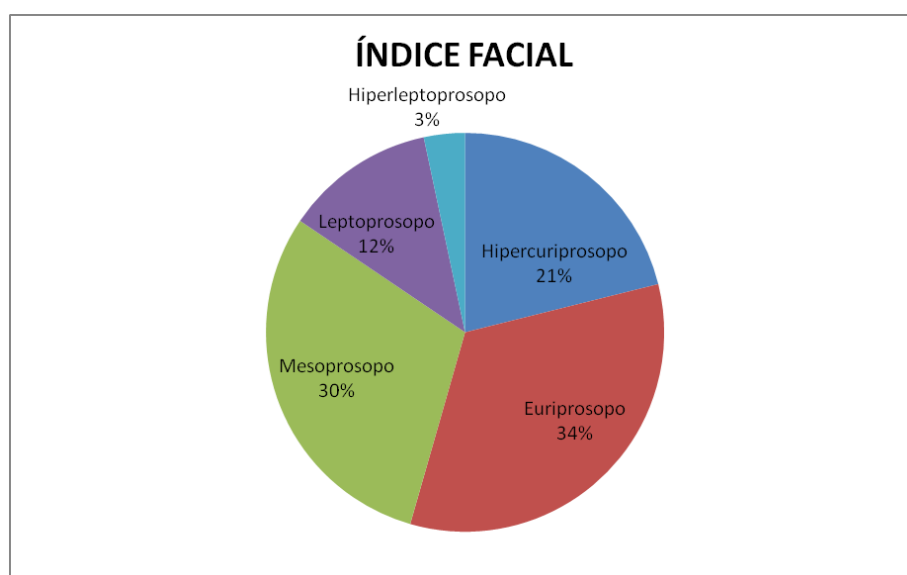


FIGURA IV. Clasificación de la muestra según el índice facial. KOLLMANN (1988).

Por otro lado, hemos escogido el coeficiente de alturas descrito por Jarabak (1972) (proporción entre la altura facial anterior y posterior) para clasificar al total de nuestra muestra en pacientes braquifaciales (>63%), mesofaciales (61%±2) y dolicofaciales (<59%) (**Figura V**).

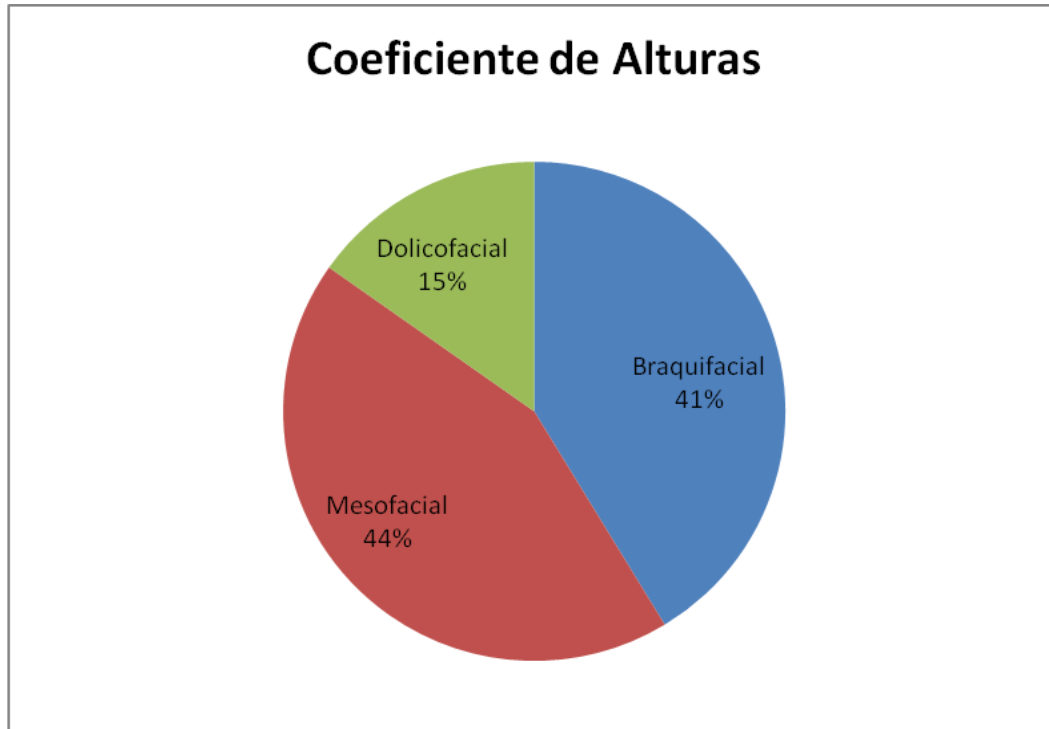


FIGURA V. Clasificación de la muestra en función al coeficiente de alturas faciales. JARABAK.1972.

El plano mandibular es también un buen indicador del patrón facial. De este modo, según el estudio de Jacobson (1976), los individuos mesofaciales tendrían valores de (hombres: $30^{\circ}\pm 5$; mujeres: $29.4^{\circ}\pm 6$). Por encima de dicho valor los individuos presentan un patrón dolicofacial y por debajo, braquifacial (**Figura VI**).

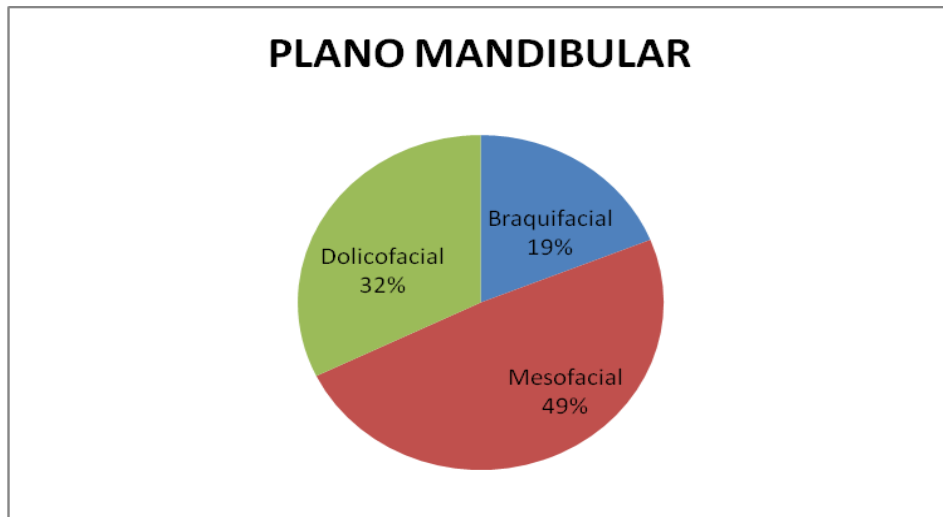
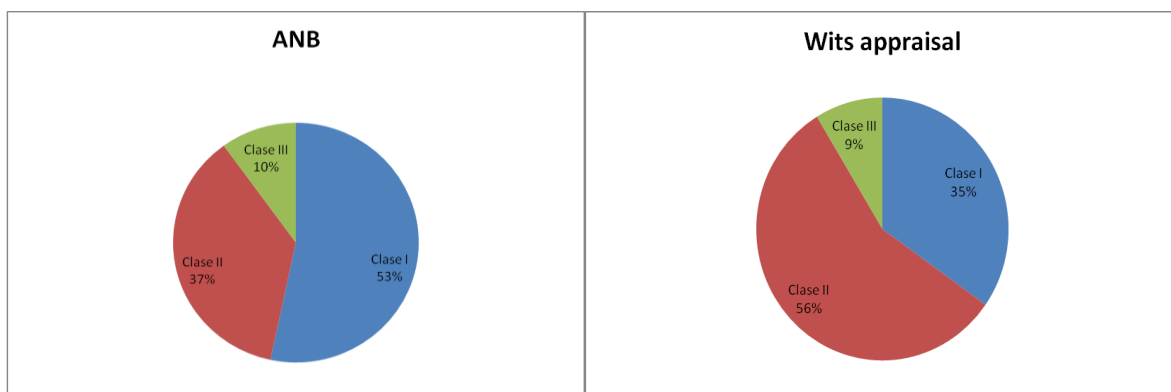


FIGURA VI. Clasificación de la muestra según el ángulo plano mandibular. JACOBSON (1976).

Para determinar la clase esquelética de la población estudiada, se han hallado los valores medios del ANB y del Wits appraisal. Según estas dos mediciones empleadas en el presente estudio, los valores medios del ANB son: $2.99 \pm DS 2.24^\circ$; y del Wits appraisal: $2.24 \pm DS 3.14$ mm.

En cuanto al ANB descrito por Riedel (1952) tendríamos: Clase I ($2^\circ \pm 2$), Clase II ($>4^\circ$), Clase III ($<0^\circ$). En relación al Wits appraisal (Jacobson, 1976) tendríamos la siguiente distribución: Clase I (-1mm:hombres; 0mm: mujeres), Clase II (> -1 : hombres y < 0 : mujeres), Clase III (< -1 : hombres; <0 : mujeres).

La clasificación de la Clase de Angle quedaría distribuída de la siguiente manera (Figuras VII-VIII).



FIGURAS VII Y VIII. Clasificación de la muestra según el ANB y el Wits appraisal.

Por otro lado, con el análisis propuesto se han podido hallar y establecer los valores (en vista frontal y axial) de cada uno de los puntos bilaterales respecto del plano sagital medio. En la **Tabla XIII** observamos las relaciones entre ambos lados, de tal manera que cuanto más se acerque el porcentaje a 0%, más simetría existirá entre los puntos de ambos lados. Los valores también se han representado en la **Figura IX**.

TABLA XIII. Representación de la asimetría de los puntos bilaterales de la muestra total de la población estudiada. Vd: Valor lado derecho; Vi: Valor lado izquierdo; Vm: Valor medio.

ASIMETRÍAS	$(Vd-Vi/Vm)*100$
Agd /Agi	4.74%
Bcd/ Bci	4.96%
Cod/Coi	9.51%
Fzd/Fzi	2.04%
God/Goi	12.06%
Mxd/Mxi	5.86%
Ord/Ori	-11.16%
Rd/Ri	4.85%
SOrd/SOri	2.51%
Tbd/Tbi	7.83%
Zyd/Zyi	3.91%
Pod/Poi	7.41%

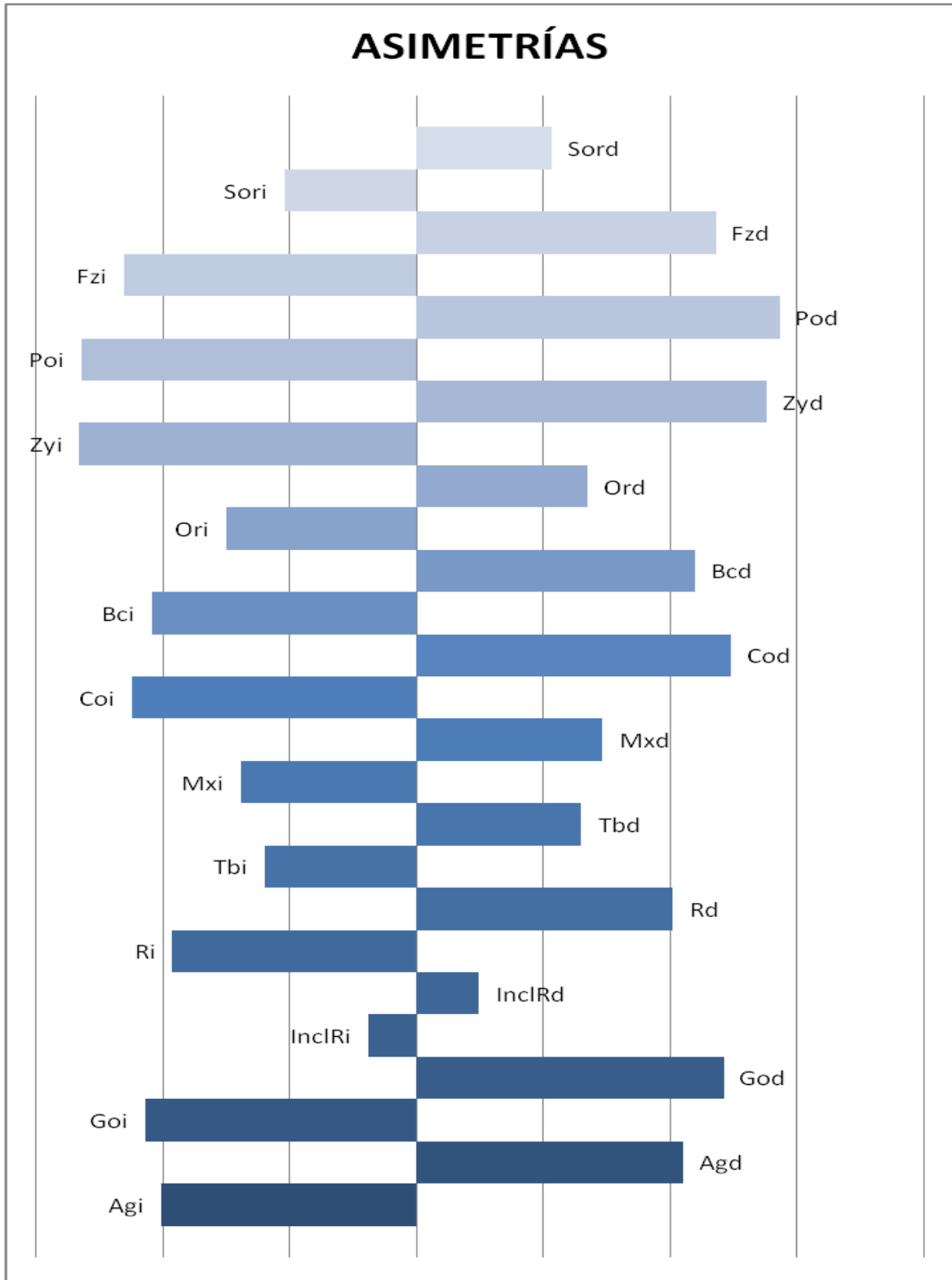


FIGURA IX. Representación gráfica de los puntos bilaterales respecto de la línea central (que correspondería a la posición del plano sagital medio).

También se han hallado los valores entre diferentes puntos para poder establecer las proporciones faciales de los diferentes individuos; con ellas además se han calculado áreas.

En primer lugar se han hallado los valores del triángulo equilátero mandibular externo (Carrea, 1920) formado por los puntos condíleo derecho, izquierdo y mentoniano. Los valores medios de cada uno de los lados del triángulo obtenidos en el presente estudio son Cdd-Me= 114.65mm; Cdi-Me= 113.18mm; Cdd-Cdi= 98.90mm. El área media de dicho triángulo es= 5073.87 mm².

Para analizar los datos de dicho triángulo, hemos determinado el ángulo Cdd-Me-Cdi. Hemos dividido el ángulo inferior de dicho triángulo en dos semiángulos. Para calcular cada uno de los semiángulos se ha trazado el plano sagital medio. Este plano sagital medio corta a la distancia Cdd-Cdi, en un punto al que hemos denominado punto condíleo medio (Cdm). Posteriormente, se ha trazado una línea desde Cdm hasta Me. De este modo se han obtenido los semiángulos: (Cdd-Me/Cdm-Me y Cdi-Me/ Cdm-Me), calculando el arcoseno (arcsen). Si el patrón corresponde a un triángulo equilátero de igual distancia entre los 3 lados, el ángulo de cada lado debería ser 30° y el total 60°. En nuestra muestra la distribución de ángulos derecho e izquierdo son las que reflejan las Figuras X y XI.

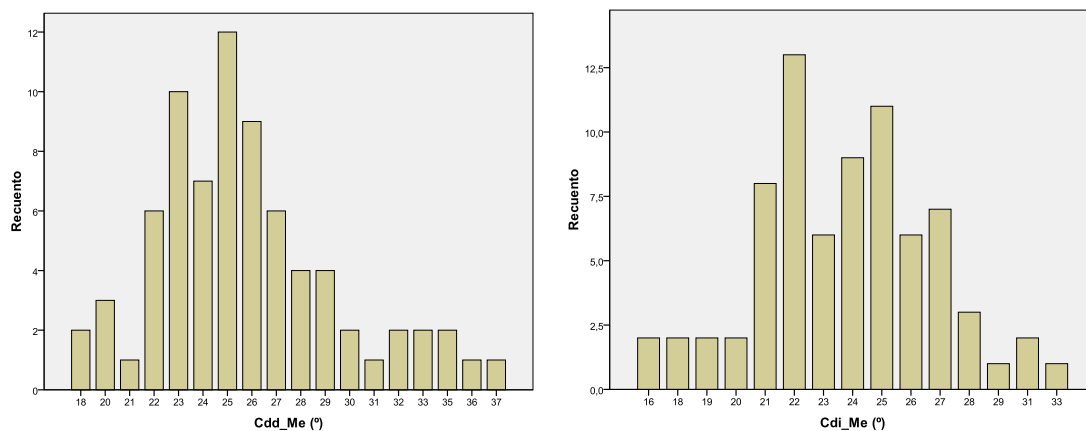


FIGURA X. Valores ángulo plano sagital medio y Cdd-Me. **FIGURA XI.** Valores ángulo plano sagital medio y Cdi-Me.

Solamente unos pocos casos se acercan al patrón de 30° pero es importante también evaluar la simetría en cada paciente entre ambos ángulos. La **Figura XII** representa dicha simetría.

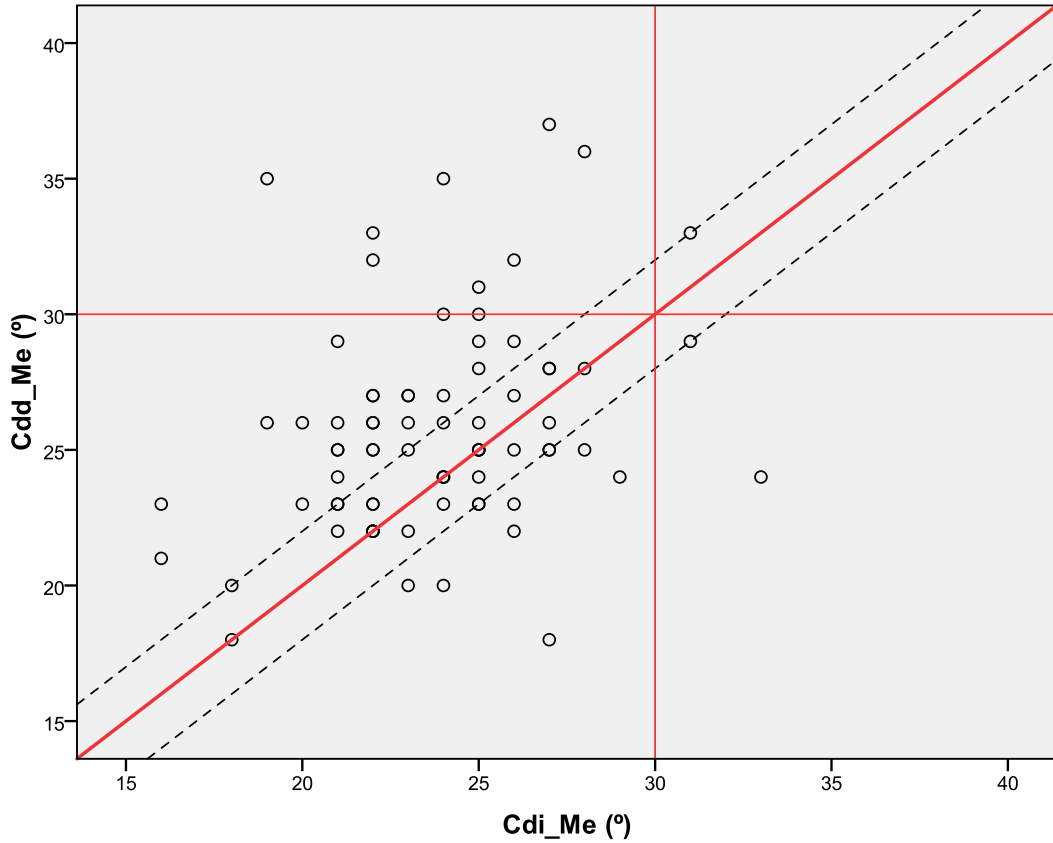


FIGURA XII. Simetría de ángulos para cada paciente. La diagonal en rojo representa simetría perfecta entre ambos ángulos y las líneas de puntos engloban aquellos pacientes cuya discrepancia de ángulos entre el lado derecho e izquierdo es menor o igual a 4° . Están marcadas también en rojo las rectas, perpendiculares entre sí, correspondientes a un semiángulo de 30° .

Puede observarse que con este criterio el 69.33% de los pacientes podían considerarse simétricos. De estos pacientes que consideramos simétricos, hemos analizado el valor del ángulo Cdd-Me-Cdi. La distribución queda representada en la **Figura XIII**, en el que puede observarse que la mayoría de la muestra corresponde a un patrón con un triángulo mandibular externo de tipo isósceles. Únicamente el 11.5% de la muestra correspondería a un patrón formado por una triángulo equilátero mandibular externo.

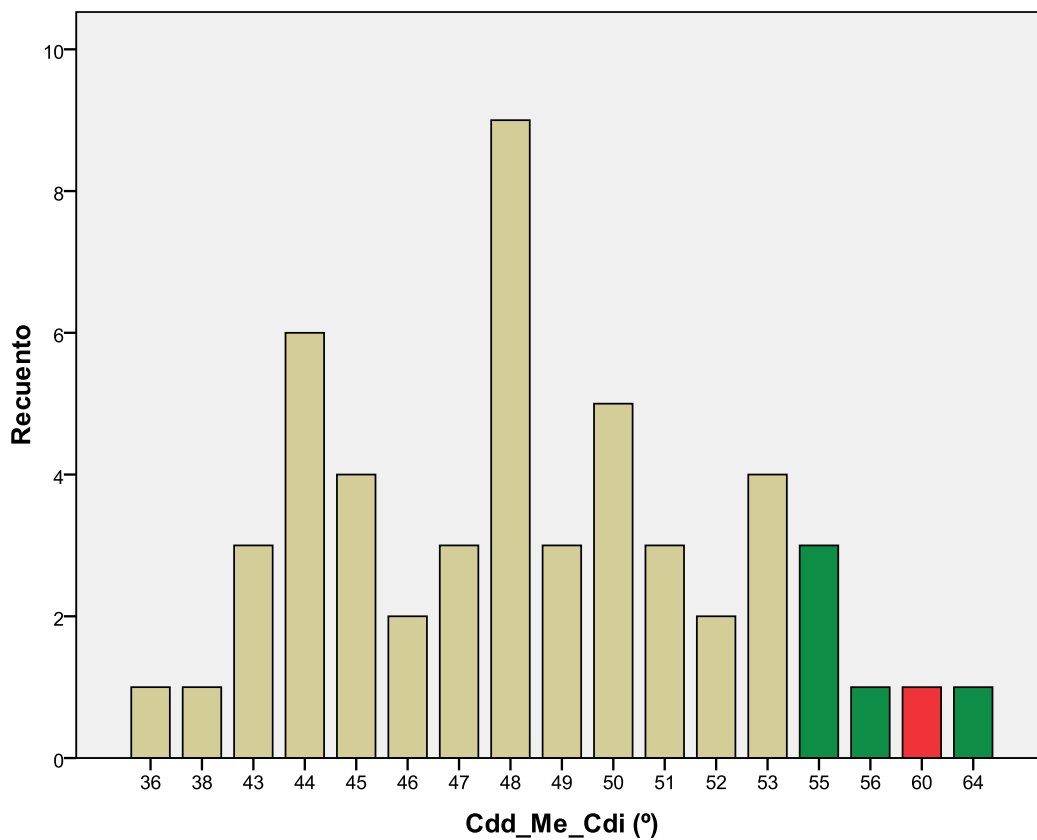


FIGURA XIII. Distribución del ángulo Cdd-Me-Cdi de los pacientes simétricos. Recuento en (%).
Valor del ángulo en °.

Resultados

En segundo lugar, los valores medios encontrados en el presente estudio de la distancia desde el punto mentoniano al punto glabelar y a los puntos frontocigomáticos y desde el punto gonion al nasion son: GI-Me= 118.67 mm; Fzd-Me=117.12 mm; Fzi-Me= 116.75 mm; Na-God= 116.27 mm; Na-Goi= 115.81 mm. Las áreas medias halladas del presente estudio son Na-God-Goi= 4771.5 mm²; Fzd-Fzi-Me= 5003.17 mm².

En la **Figura XIV** están representados los valores (en mm) de las distancias Fzd-Me; Fzi-Me; God-N; Goi-N; Cdd-Me y Cdi-Me. El 66.66% de los casos estudiados presentan una máxima diferencia de 5 mm entre los lados derecho e izquierdo.

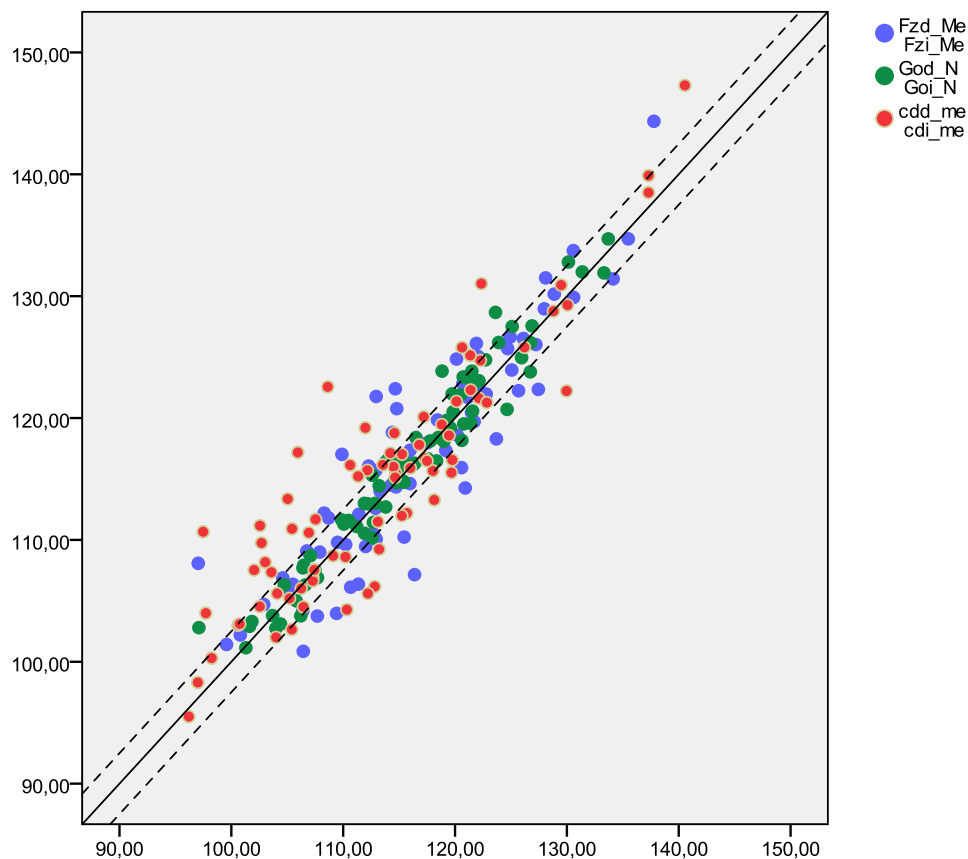


FIGURA XIV. Distribución de las distancias Fzd-Me; Fzi-Me; God-N; Goi-N y Cdd-Me; Cdi-Me de todos los pacientes. Las rectas discontinuas engloban aquellos puntos que presentan una máxima diferencia de 5mm entre los lados derecho e izquierdo

Para cada una de las distancias se han calculado todas las posibles relaciones, valorando la cercanía o alejamiento respecto al valor 1. Es decir, lo que se pretende es ver si todas las distancias vistas hasta ahora, de proporción facial, son iguales entre sí. Los resultados se pueden observar en la **Figura XV**.

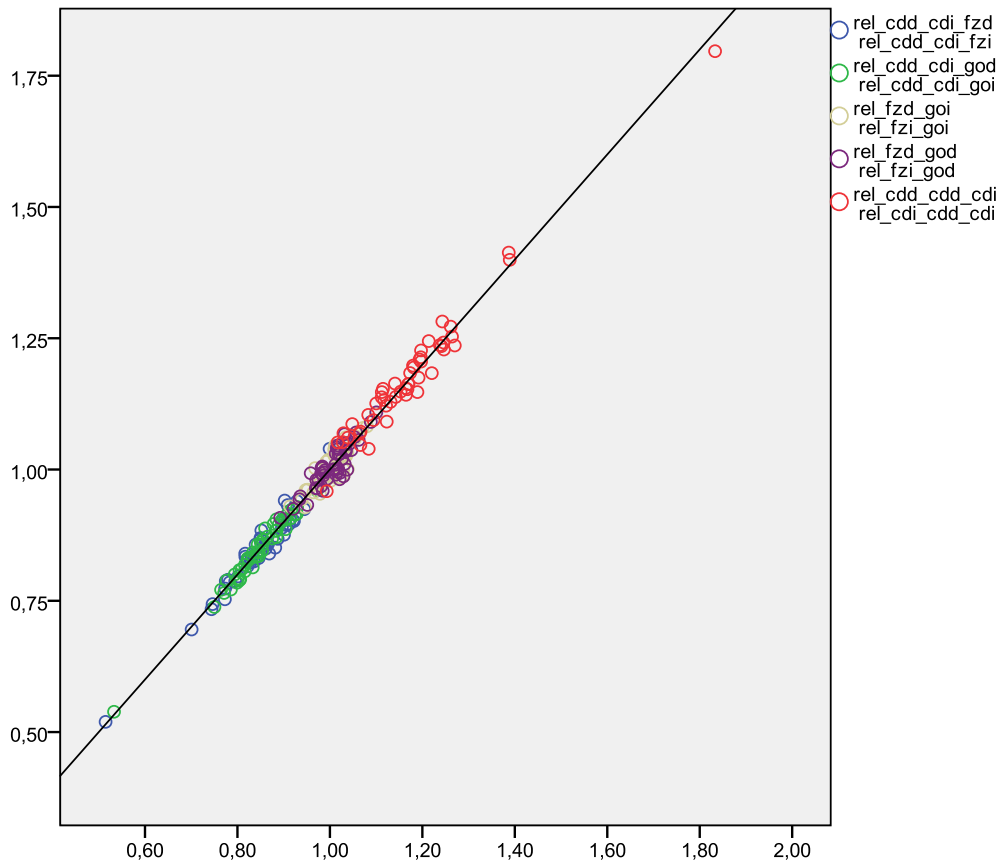


FIGURA XV. Distribución de las relaciones entre las diferentes distancias de todos los pacientes. El color azul representa la relación entre Cdd-Cdi y Fzd-Me; y entre Cdd-Cdi y Fzi-Me, el color verde representa la relación entre Cdd-Cdi y God-N; y entre Cdd-Cdi y Goi-N, el color amarillo representa la relación entre Fzd-Me y Goi-N; y entre Fzi-Me y Goi-N, el color morado representa la relación entre Fzd-Me y God-N; y entre Fzi-Me y God-N y el color rojo representa la relación entre Cdd-Cdi y Cdd-Me; y entre Cdd-Cdi y Cdi-Me

En la **Figura XVI**, están representadas las relaciones de las distancias anteriores respecto de la distancia GI-Me.

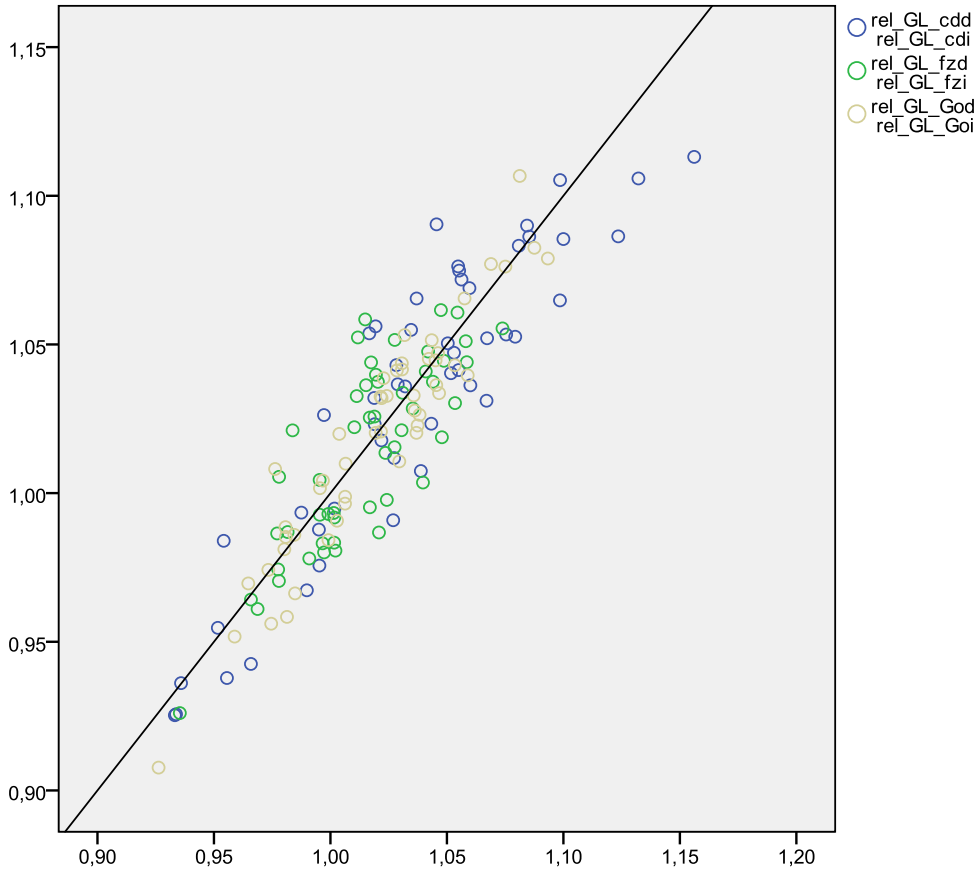


FIGURA XVI. Distribución de las relaciones entre las diferentes distancias de todos los pacientes. El color azul representa la relación entre GI-Me y Cdd-Me y entre GI-Me y Cdi-Me; el color verde representa la relación entre GI-Me y Fzd-Me y entre GI-Me y Fzi-Me; el color amarillo representa la relación entre GI-Me y God-N; y entre GI-Me y Goi-N.

En la **Tabla XIV** está calculado para cada relación, el valor mínimo, el máximo y la media. Se puede observar que la única relación peor es la que corresponde a Cdd-Cdi con el resto, pero el resto de relaciones presentan valores cercanos al 1.

TABLA XIV. Valor mínimo, máximo y media de cada una de las relaciones entre distancias.

Relación variables	Mínimo	Máximo	Media
Cdd-Cdi _Fzd-Me	0.52	1.04	0.844
Cdd-Cdi _Fzi-Me	0.51	1.00	0.845
Cdd-Cdi_God-N	0.54	1.02	0.848
Cdd-Cdi_Goi-N	0.53	1.02	0.849
Fzd-Me_Goi-N	0.93	1.11	1.007
Fzi-Me_Goi-N	0.91	1.10	1.006
Fzd-Me_God-N	0.91	1.11	1.006
Fzi-Me_God-N	0.89	1.10	1.005
GI_Cdd-Cdi	1.01	1.93	1.212
GI-Me_Cdd-Me	0.93	1.11	1.032
GI-Me_Cdi-Me	0.93	1.16	1.036
GI-Me_Fzd-Me	0.93	1.06	1.014
GI-Me_Fzi-Me	0.94	1.07	1.015
GI-Me_God-N	0.91	1.11	1.019
GI-Me_Goi-N	0.93	1.09	1.020
Coi-Me_Cdd-Cdi	0.96	1.80	1.175
Cod-Me_Cdd-Cdi	0.99	1.83	1.171
Cdd-Cdi	0.96	1.04	1.004

En tercer lugar, los valores medios obtenidos en el presente estudio de cada uno de los lados de los cuatro triángulos de la mandíbula son: DB-God= 81.63 mm; DB-Goi= 81.58 mm; Me-God= 85.40 mm; Me-Goi= 85.30 mm; God-Krd= 49.00 mm; Goi-Kri= 49.86 mm; God-Cod= 53.28 mm; Goi-Coi= 51.34 mm. Los valores de los lados que forman las bases de los triángulos de la mandíbula son: cuerpo: DB-Me=39.82 mm; ramas: Cdd-Krd= 35.78 mm; Cdi-Kri= 36.94 mm. Las áreas de los triángulos son God-Me-DB= 1537.31 mm²; Goi-Me-DB= 1525.81 mm²; Cod-Krd-God= 816.12 mm²; Coi-Kri-Goi= 845.91 mm².

Resultados

Si analizamos los lados de los cuatro triángulos comparándolos a cada uno con su opuesto (lado izquierdo/lado derecho: Cdd_Krd - Cdi_Kri; Krd_God - Kri_Goi; Cdd_God - Cdi_Goi; DB_God - DB_Goi; God_Me - Goi_Me; lado superior/inferior: DB_God - God_Me; DB_Goi - Goi_Me) de todas las distancias que forman cada triángulo, obtenemos siete variables. En la **Tabla XV** se puede observar cómo de todas ellas, las que no presentan diferencia estadísticamente significativa son (marcadas en gris): DB_God - DB_Goi y God_Me - Goi_Me, es decir, los lados de los triángulos del cuerpo de la mandíbula.

TABLA. XV. PRUEBA DE MUESTRAS RELACIONADAS ENTRE LAS RELACIONES DE LOS TRIÁNGULOS DE LA MANDÍBULA.

	Diferencias relacionadas					P valor
				IC 95%		
	Media (mm)	DT (mm)	Error típico de la media (mm)	Limite Inferior	Limite Superior	
Cdd_Krd - Cdi_Kri	-1.16080	2.21683	0.25598	-1.67085	-0.65075	0.000*
Krd_God - Kri_Goi	-0.86080	2.40336	0.27752	-1.41376	-0.30784	0.003*
Cdd_God - Cdi_Goi	1.93853	3.04302	0.35138	1.23840	2.63867	0.000*
DB_God - DB_Goi	0.05213	3.00129	0.34656	-0.63840	0.74267	0.881
God_Me - Goi_Me	0.10240	5.55138	0.64102	-1.17486	1.37966	0.874
DB_God - God_Me	-3.77387	10.50069	1.21252	-6.18986	-1.35788	0.003*
DB_Goi - Goi_Me	-3.72360	10.80370	1.24750	-6.20931	-1.23789	0.004*

*Diferencia estadísticamente significativa para P valor ≤ 0.05 .

En la **Figura XVII** se puede ver la distribución de la comparación de los lados derecho e izquierdo de los diferentes triángulos.

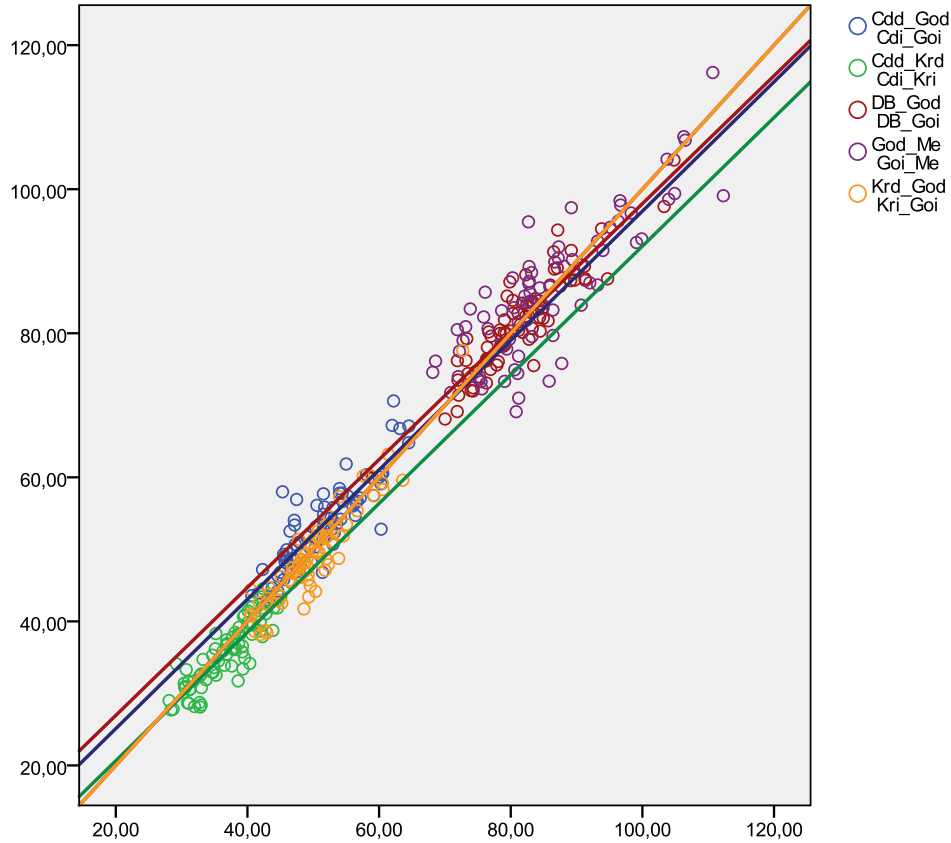


FIGURA XVII. Distribución de la comparación (en mm) entre los diferentes lados de los triángulos de todos los pacientes. En el eje de abscisas están representados los valores del lado derecho y en el ordenadas los del lado izquierdo.

En la **Tabla XVI** se muestran todas las relaciones (9 relaciones) existentes entre los lados de los cuatro triángulos. Para cada una de las distancias se han calculado todas las posibles relaciones, valorando la cercanía o alejamiento respecto al valor 1, para ver si todas las distancias son iguales entre sí. Podemos ver representado en gris oscuro las relaciones más simétricas (DB_Go y Go_Me), que corresponderían a los lados de los triángulos del cuerpo de la mandíbula y en gris claro las más asimétricas (R_Kri_Cdi_DB_Me y R_Krd_Cdd_DB_Me), que corresponderían a la base de los triángulos del cuerpo de la mandíbula y a las bases de los triángulos de las ramas mandibulares de cada lado.

TABLA XVI. Análisis de las nueve relaciones entre todos los lados que forman los triángulos de la mandíbula. R_Kr_Cd= relación entre Kri-Cdi y Krd-Cdd; R_Kr_Go= relación entre Kri-Goi y Krd-God; R_Cd_Go= relación entre Cdi-Goi y Cdd-God; R_DB_Go= relación entre DB-Goi y DB-God; R_Go_Me= relación entre Goi-Me y God-Me; R_DB_Goi_Me= relación entre DB-Goi y Goi-Me; R_DB_God_Me= relación entre DB-God y God-Me; R_Kri_Cdi_DB_Me= relación entre Kri-Cdi y DB-Me; R_Krd_Cdd_DB_Me= relación entre Krd-Cdd y DB-Me.

			Mínimo	Máximo	IC 95%	
	Media	DT			Inferior	Superior
R_Kr_Cd	1 .03505	0 .06578	0 .86	1 .22	1 .0199	1 .0502
R_Kr_Go	1 .02054	0 .0511	0 .91	1 .16	1 .0088	1 .0323
R_Cd_Go	0 .96506	0 .05472	0 .78	1 .14	0 .9525	0 .9776
R_DB_Go	0 .99987	0 .03608	0 .92	1 .11	0 .9916	1 .0082
R_Go_Me	1 .00037	0 .06759	0 .87	1 .17	0 .9848	1 .0159
R_DB_Goi_Me	0 .96692	0 .12328	0 .74	1 .26	0 .9386	0 .9953
R_DB_God_Me	0 .96575	0 .12388	0 .73	1 .27	0 .9372	0 .9943
R_Kri_Cdi_DB_Me	0 .93543	0 .1269	0 .71	1 .27	0 .9062	0 .9646
R_Krd_Cdd_DB_Me	0 .90576	0 .12368	0 .66	1 .19	0 .8773	0 .9342

Si representamos los valores del intervalo de confianza (IC) 95% de la tabla XVII (**Figura XVIII**), podemos observar cómo las mejores relaciones (aquellas que incluyen el 1 en su intervalo) son DB_Go y Go_Me. De aquellas que no incluyen el 1 en su intervalo, las más cercanas a dicho valor, tanto por arriba como por abajo, serían: Kr_Go, Kr_Cd y Cd_Go. Las más alejadas del 1 o con mayor diferencia en el intervalo serían: R_Kri_Cdi_DB_Me y R_Krd_Cdd_DB_Me.

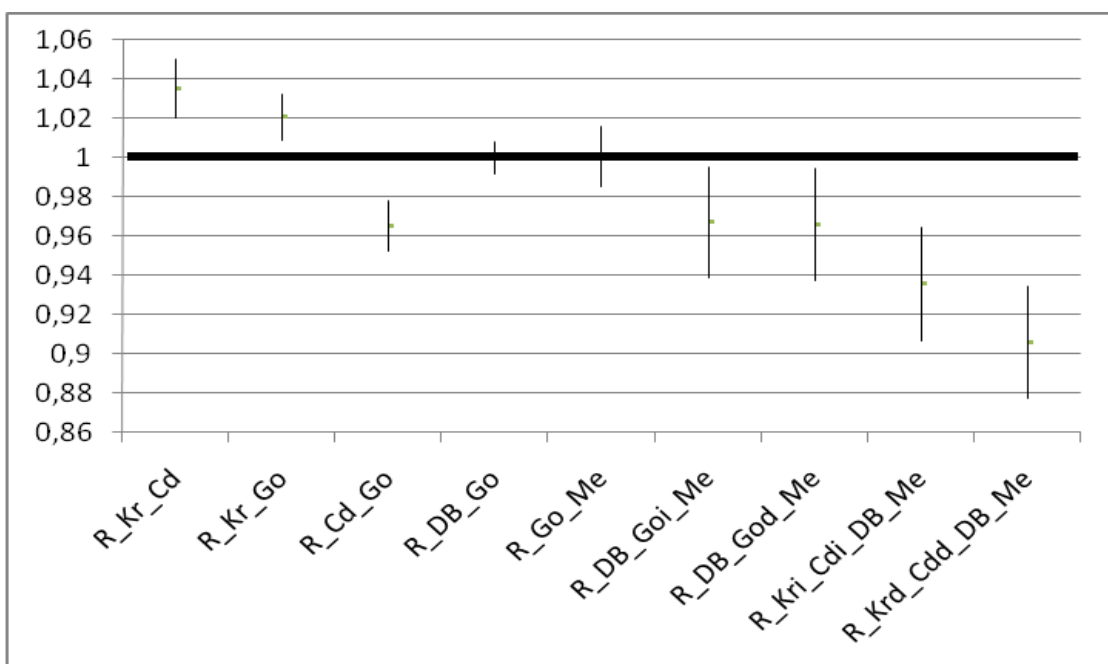


FIGURA XVIII. Límites inferior y superior del IC 95% para la diferencia de las 9 relaciones entre los lados de los triángulos.

En la **Figura XIX**, se puede observar el porcentaje de pacientes que presentaría para cada una de las relaciones entre los diferentes lados, simetría (relación entre los lados 1:1) o asimetría (relación entre los lados diferente). Para las relaciones entre los lados: R_Kr_Cd; R_Kr_Go; R_Cd_Go; R_DB_Go; R_Go_Me, la mayor parte de los pacientes presenta simetría, con porcentajes que superan el 80%; mientras que para las relaciones: R_DB_Goi_Me; R_DB_God_Me; R_Kri_Cdi_DB_Me; R_Krd_Cdd_DB_Me, la mitad de los pacientes presentarían simetría de ambos lados de los triángulos del cuerpo de la mandíbula y de las bases de dichos triángulos entre sí, mientras que la otra mitad de los pacientes presentarían diferencias entre dichos lados.

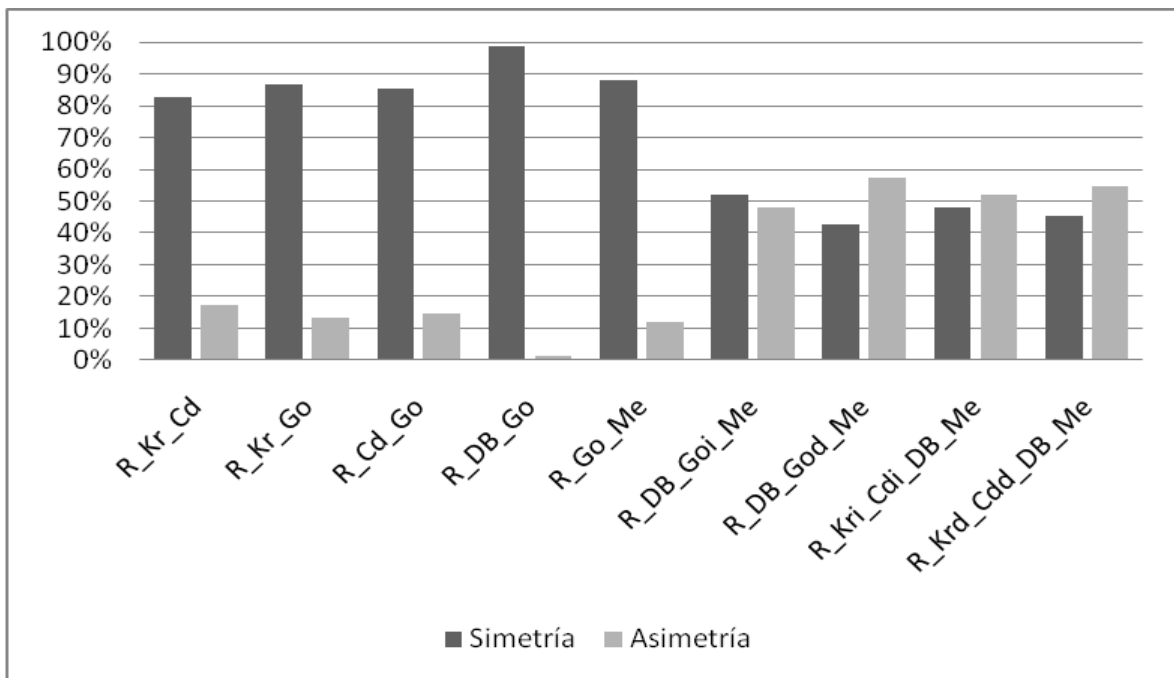


FIGURA XIX. Porcentaje de pacientes con simetría o asimetría entre las relaciones de los triángulos. R_Kr_Cd= relación entre Kri-Cdi y Krd-Cdd; R_Kr_Go= relación entre Kri-Goi y Krd-God; R_Cd_Go= relación entre Cdi-Goi y Cdd-God; R_DB_Go= relación entre DB-Goi y DB-God; R_Go_Me= relación entre Goi-Me y God-Me; R_DB_Goi_Me= relación entre DB-Goi y Goi-Me; R_DB_God_Me= relación entre DB-God y God-Me; R_Kri_Cdi_DB_Me= relación entre Kri-Cdi y DB-Me; R_Krd_Cdd_DB_Me= relación entre Krd-Cdd y DB-Me.

Si dividimos al total de los pacientes analizados, según el grado de simetría o asimetría entre las nueve relaciones, valorando otra vez el grado de cercanía o alejamiento al valor 1, que significaría que existe simetría entre ambos lados, observamos en la **Figura XX** cómo para las relaciones entre todos los lados de los cuatro triángulos de la mandíbula (ramas: Krd-Cdd-God/ Kri-Cdi-Goi; cuerpo: DB-Me-God/ DB-Me-Goi), un 20% de pacientes presenta simetría perfecta (todos los lados iguales, dentro del rango establecido) el 43% presenta una asimetría de grado 1 (con 2 ó 3 lados diferentes), el 33% de los pacientes presenta asimetría de grado 2 (con 4 ó 5 lados diferentes), el 4% de la población presentaría una asimetría de grado 3 (con 6 ó 7 lados diferentes) y ningún paciente estaría dentro de la asimetría total (con diferencia en 8 o los 9 lados).

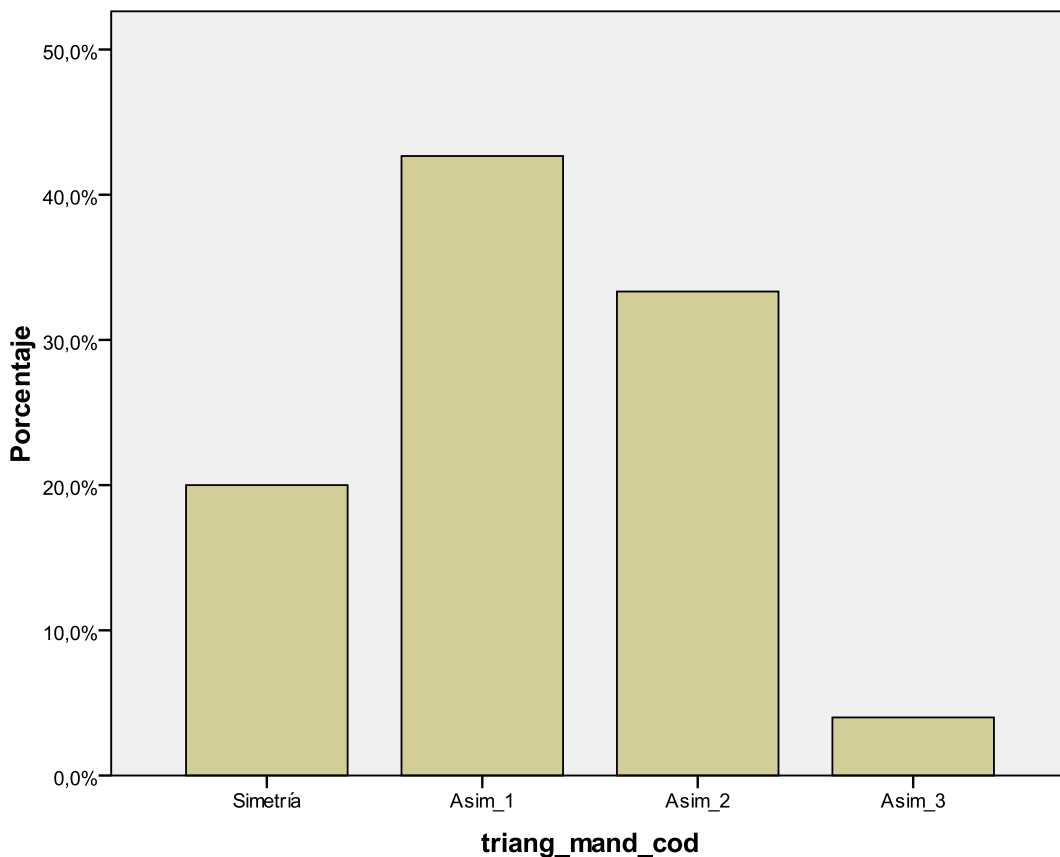


FIGURA XX. Clasificación de la muestra de pacientes según niveles de simetría- asimetría de todas las relaciones. Codificación: Simetría= relación desde 0.9 a 1.09; asimetría grado 1 (hasta 1.25), grado 2 (hasta 1.5), grado 3 (hasta 1.75) y total (= 2).

Resultados

Si se analizan únicamente las relaciones entre las bases de los triángulos de las ramas y del cuerpo (bases ramas: Cdd-Krd; Cdi-Kri; base cuerpo: DB-Me), podemos observar en la **Figura XXI** que el 34% de los pacientes presentan las bases iguales (simetría), el 12% de los pacientes presentan una asimetría de grado 1, el 48% una asimetría grado 2 y el 6% de los pacientes una asimetría grado 3. No hay ningún paciente que presente una asimetría total, sin relación entre las bases de los triángulos.

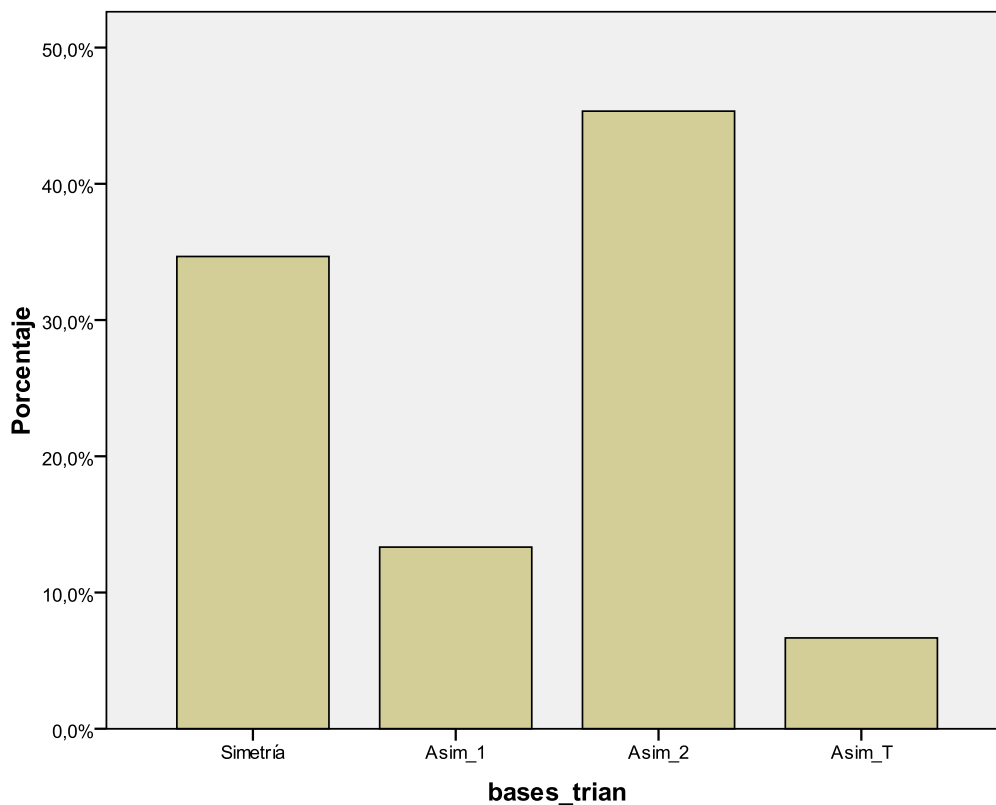


FIGURA XXI. Clasificación de la muestra de pacientes según niveles de simetría- asimetría de las relaciones de las bases de los triángulos. $R_{Kri_Cdi_DB_Me}$ = relación entre Kri-Cdi y DB-Me; $R_{Krd_Cdd_DB_Me}$ = relación entre Krd-Cdd y DB-Me. Codificación: Simetría= relación desde 0.9 a 1.09; asimetría grado 1 (hasta 1.25), grado 2 (hasta 1.5), grado 3 (hasta 1.75) y total (= 2).

Por otro lado, al analizar las relaciones entre los dos triángulos del cuerpo mandibular (cuerpo: DB-Goi y DB-God; Me-Goi y Me-God; DB-Goi y Me-Goi; DB-God y Me-God), encontramos en nuestra muestra, tal y como se aprecia en la **Figura XXII**, que el 35% de los pacientes presentan simetría (con todos los lados de dichos triángulos iguales entre sí), el 18% presentan una asimetría grado 1, el 42% una asimetría grado 2 y un 5% una asimetría grado 3. No hay ningún paciente que presente una asimetría total, sin relación entre los lados de los triángulos del cuerpo mandibular.

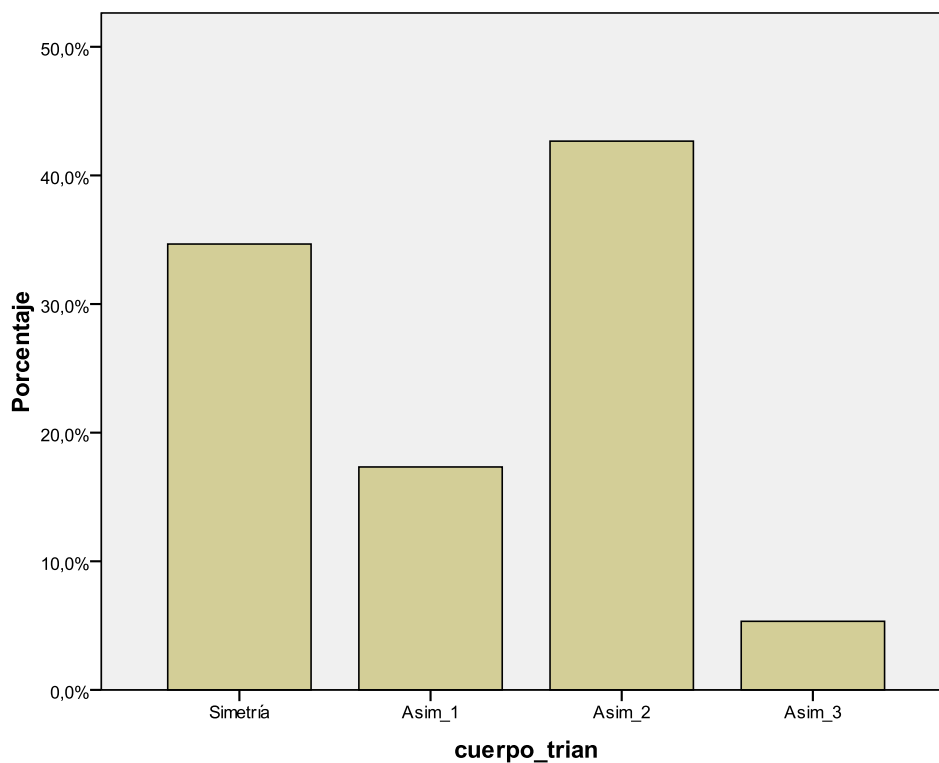


FIGURA XXII. Clasificación de la muestra de pacientes según niveles de simetría- asimetría de las relaciones de los triángulos del cuerpo de la mandíbula. R_DB_Go= relación entre DB-Goi y DB-God; R_Go_Me= relación entre Goi-Me y God-Me; R_DB_Goi_Me= relación entre DB-Goi y Goi-Me; R_DB_God_Me= relación entre DB-God y God-Me. Codificación: Simetría= relación desde 0.9 a 1.09; asimetría grado 1(hasta 1,25), grado 2 (hasta 1,5), grado 3 (hasta 1,75) y total (= 2).

3.2 VALORES DE LAS MEDIDAS EN FUNCIÓN DEL SEXO.

En la **Tabla XVII** se muestran la media y la desviación típica de las variables que varían en función del sexo, divididas en varones y mujeres.

TABLA XVII. MEDIAS Y DT GLOBAL DE LAS MEDIDAS QUE VARÍAN EN FUNCIÓN AL SEXO.

PATRÓN FACIAL	Varones		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
DIMENSIÓN VERTICAL				
Altura facial anteroinferior	66,27mm	6,83	59,44mm	9,10
Altura facial anterior total	115,68mm	9,37	107,51mm	10,51
CAUSA CL ESQUELÉTICA				
Longitud de la base craneal anterior	67,28mm	4,36	65,25mm	3,43
Longitud mandibular total izquierda	118,52mm	9,90	111,49mm	8,89
Longitud mandibular total derecha	119,56mm	11,13	112,29mm	7,83
MEDIDAS TRANSVERSALES				
Anchura frontocigomática	95,69mm	4,90	92,39mm	4,30
Anchura cigomática	103,70mm	10,30	98,21mm	10,29
Anchura maxilar	59,35mm	3,82	55,82mm	3,76
Anchura bigonial	91,87mm	8,57	87,25mm	6,28
OTRAS MEDIDAS LINEALES				
Longitud de la rama derecha	54,31mm	6,48	51,48mm	5,06
Longitud de la rama izquierda	53,13mm	6,04	50,33mm	4,91
ASIMETRÍAS				
Plano Sagital medio-Bcd	45,23mm	3,55	43,27mm	2,66
Plano Sagital medio-Cdd	52,60mm	6,72	48,15mm	5,18
Plano Sagital medio-Rd	42,00mm	3,58	39,58mm	2,84
Plano Sagital medio-Ri	39,78mm	3,34	38,09mm	2,70
Plano Sagital medio-Pod	58,77mm	6,11	56,16mm	4,34

PROPORCION FACIAL	Varones		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
Cod-Me	119,57mm	11,42	111,500mm	9,33
Codi-Me	119,18mm	9,97	111,414mm	8,65
Fzd-Me	121,76mm	10,00	114,892mm	9,87
Fzi-Me	121,49mm	9,23	114,676mm	10,14
Na-God	119,60mm	8,92	114,162mm	7,59
Na-Goi	119,67mm	8,84	113,873mm	7,41
Fzd-God	95,04mm	7,73	91,998mm	6,95
Fzi-Goi	95,72mm	7,43	92,931mm	6,90
DENTOALVEOLAR				
Inclinación IS	23,56°	7,14	21,506°	9,38

3.3 VALORES DE LAS MEDIDAS EN FUNCIÓN DE LA EDAD.

En la **Tabla XVIII** se pueden observar las medias y desviaciones típicas de las diferentes medidas, dependientes de la edad, divididas en los tres rangos de edad establecidos.

TABLA XVIII. MEDIAS Y DT GLOBAL DE LAS MEDIDAS QUE VARÍAN EN FUNCIÓN A LA EDAD.

PATRÓN FACIAL	8-12 años		13-17 años		18-50 años	
	Media	DT	Media	DT	Media	DT
Cono Facial	66,77°	4,30	68,59°	5,00	70,15°	4,76
DIMENSIÓN VERTICAL						
Inclinación plano palatino	3,67°	2,33	3,66°	3,67	4,61°	3,73
Altura facial anteroinferior	58,13mm	10,40	62,61mm	6,43	64,99mm	6,29
Altura facial anterior total	103,45mm	10,96	113,04mm	7,61	114,51mm	7,71

Resultados

CAUSA CLASE ESQUELÉTICA	8-12 años		13-17 años		18-50 años	
	Media	DT	Media	DT	Media	DT
Longitud de la base craneal anterior	63,15mm	2,41	67,17mm	3,89	67,02mm	3,31
Longitud maxilar	46,14mm	3,67	49,20mm	5,55	51,50mm	4,08
SNB	75,63°	3,56	78,42°	3,53	77,11°	3,94
Longitud mandibular total izquierda	105,75mm	7,09	116,30mm	7,18	117,91mm	8,21
Longitud mandibular total derecha	107,66mm	7,66	117,47mm	8,52	118,03mm	7,05
MEDIDAS TRANSVERSALES						
Anchura frontocigomática	90,11mm	3,04	94,14mm	3,52	95,95mm	4,14
Anchura bicondílea	95,38mm	8,02	99,60mm	7,65	103,11mm	12,53
Anchura bigonial	83,62mm	4,68	89,10mm	6,47	92,90mm	6,03
OTRAS MEDIDAS LINEALES						
Altura facial anterosuperior	47,23mm	2,90	52,71mm	7,02	50,60mm	3,11
Longitud de la rama derecha	47,83mm	3,64	53,59mm	4,38	55,53mm	5,17
Longitud de la rama izquierda	46,72mm	3,28	52,20mm	4,70	53,74mm	4,93
ASIMETRÍAS						
Plano Sagital medio-Agi	37,53mm	3,32	41,36mm	3,51	42,04mm	3,36
Plano Sagital medio-Bcd	42,76mm	3,06	43,68mm	3,00	45,22mm	2,44
Plano Sagital medio-Bci	39,94mm	2,66	42,45mm	2,71	42,98mm	3,20
Plano Sagital medio-Ri	36,64mm	2,51	38,88mm	2,71	40,18mm	2,58
Plano Sagital medio-Zyd	52,30mm	2,94	55,88mm	3,08	57,75mm	3,23
Plano Sagital medio-Zyi	49,43mm	2,65	53,67mm	2,61	56,46mm	3,31
Plano Sagital medio-Pod	55,21mm	4,52	58,71mm	4,88	57,88mm	4,77
Plano Sagital medio-Poi	50,56mm	5,42	53,34mm	4,51	54,89mm	3,88
PROPORCION FACIAL						
Cdd-Me	107,33mm	7,78	118,25mm	8,37	119,60mm	9,42
Cdi-Me	104,72mm	6,83	117,16mm	6,93	119,27mm	10,15
Fzd-Me	109,78mm	10,20	119,51mm	8,20	122,65mm	7,20

	8-12 años		13-17 años		18-50 años	
	Media	DT	Media	DT	Media	DT
Fzi-Me	108,81mm	9,99	119,51mm	6,59	122,69mm	7,41
Na-God	109,37mm	5,25	118,15mm	5,21	123,83mm	5,65
Na-Goi	108,78mm	5,20	118,06mm	4,90	123,06mm	5,67
Fzd-God	87,35mm	4,87	96,53mm	8,81	100,41mm	3,78
Fzi-Goi	87,56mm	4,91	96,35mm	8,79	100,16mm	4,96
DENTOALVEOLAR						
Inclinación IS	24,23°	7,54	23,82°	8,74	18,01°	8,81
Ángulo SN-IS	100,76°	7,71	101,99°	8,00	95,41°	8,83

En los siguientes gráficos **-Figuras (A-AI)-** queda reflejada la influencia de la edad y del sexo, para las diferentes variables. Los gráficos se han obtenido a partir de la realización del estadístico de Scheffé.

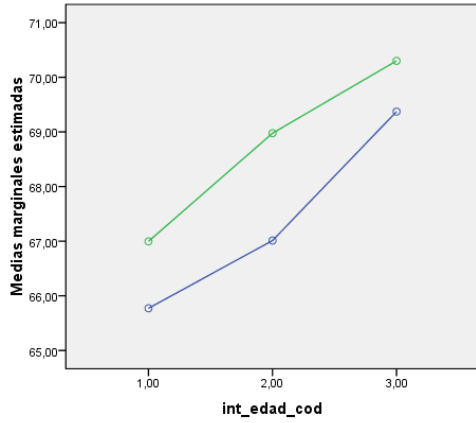
La línea azul hace referencia a los varones, mientras que la línea verde hace referencia a las mujeres. Los números 1, 2 y 3 hacen referencia a cada rango de edad, siendo: 1= 8-12 años; 2= 13-17 años; y 3= 18-50 años.

Los gráficos que presentan líneas continuas ascendentes indican que para dicho valor se produce un aumento progresivo a medida que la edad aumenta. Es el caso de: A-E,I-N,P-Z,AB-AI.

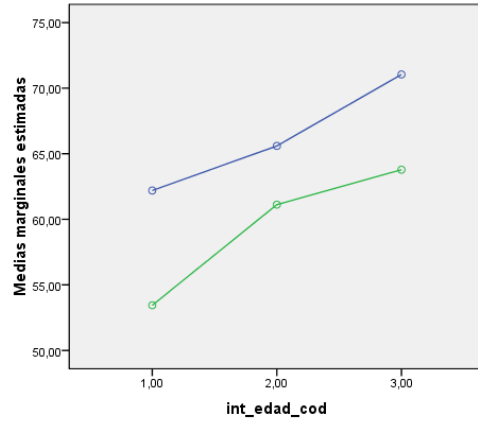
Los gráficos en los que aparece una línea ascendente que más tarde se estabiliza, indican que dicho valor presenta un aumento grande hasta la edad adolescente, y a partir de ella se produce una estabilización con un aumento menor de dicha medida hasta la edad adulta. Es el caso de: C-E,I-M,Q,S,U,V,Y,AA,AC,AD,AG.

Los gráficos en los que aparece una línea ascendente y descendente, indican que dicho valor aumenta hasta la edad adolescente, para luego disminuir a medida que los individuos avanzan a la edad adulta. Es el caso de: F-H, O,P,AB

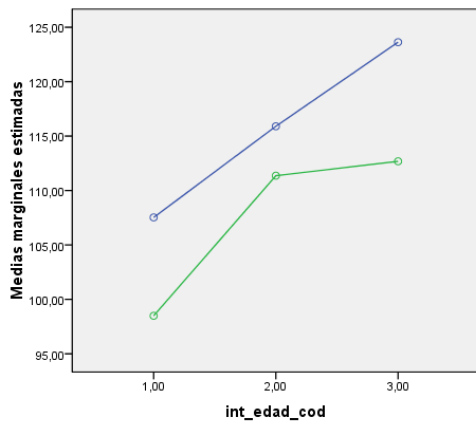
Resultados



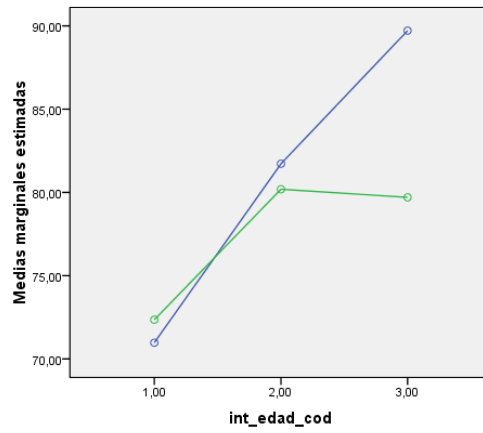
A. CONO FACIAL



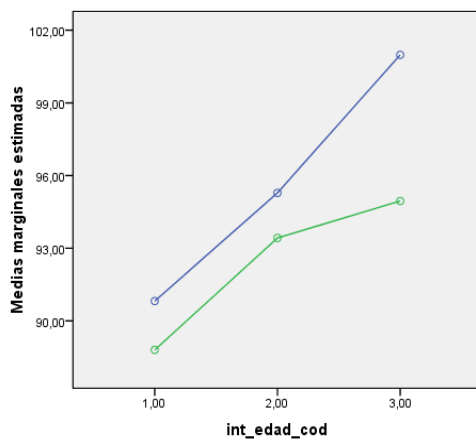
B. ALTURA FACIAL INFERIOR



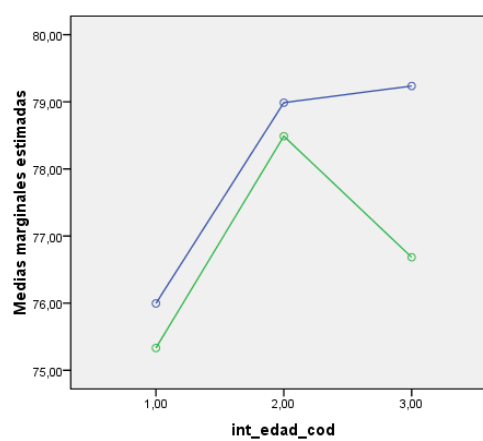
C. ALTURA FACIAL ANTERIOR TOTAL



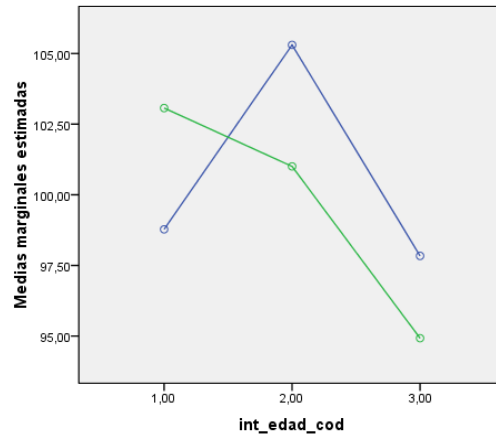
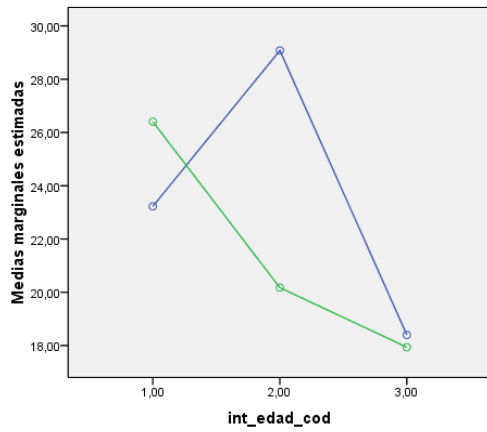
D. ALTURA FACIAL POSTERIOR



E. ANCHURA CIGOMÁTICA

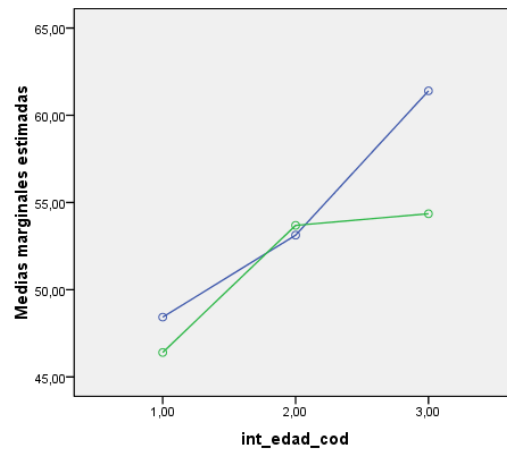
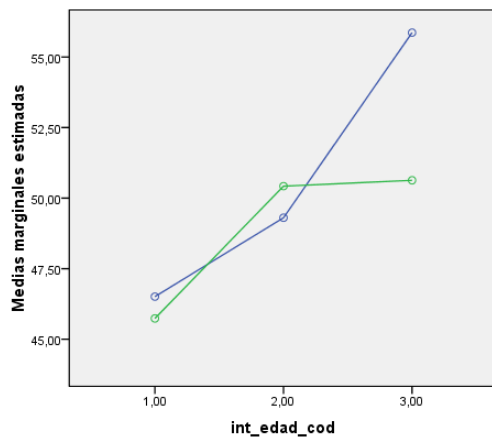


F. SNB



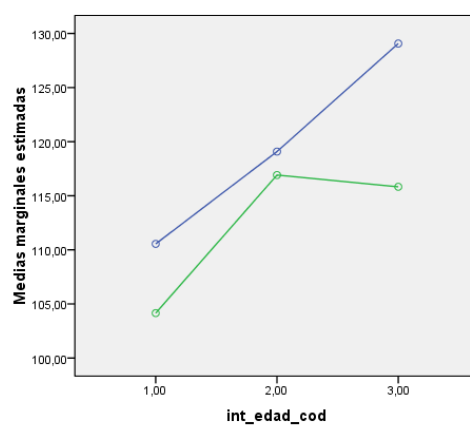
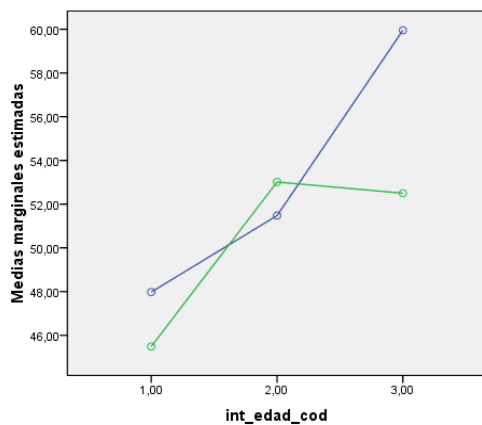
G. INCLINACIÓN INCISIVO SUPERIOR

H. ÁNGULO SN- INCISIVO SUPERIOR



I. LONGITUD MAXILAR

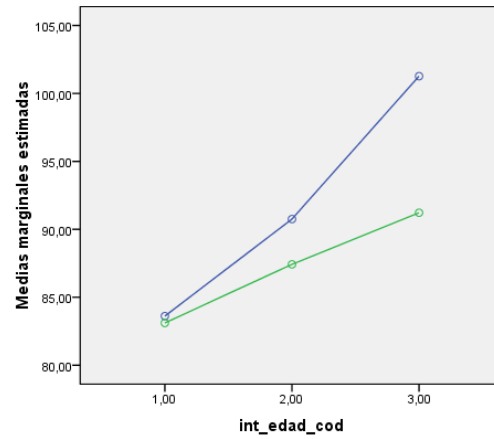
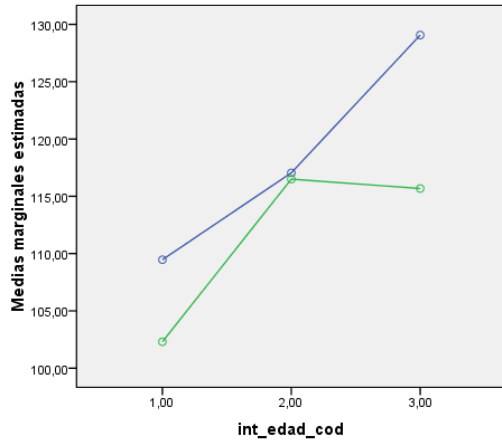
J. LONGITUD RAMA DERECHA



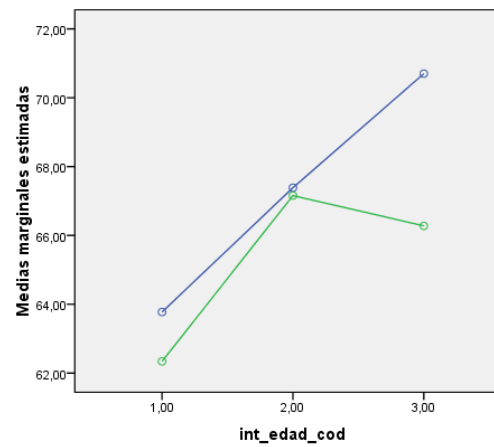
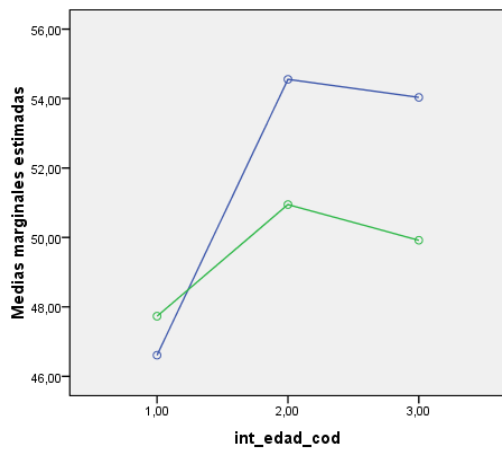
K. LONGITUD RAMA IZQUIERDA

L. LONGITUD MANDIBULAR TOTAL DERECHA

Resultados

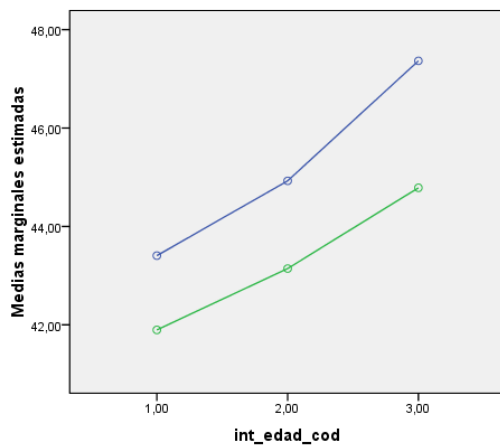
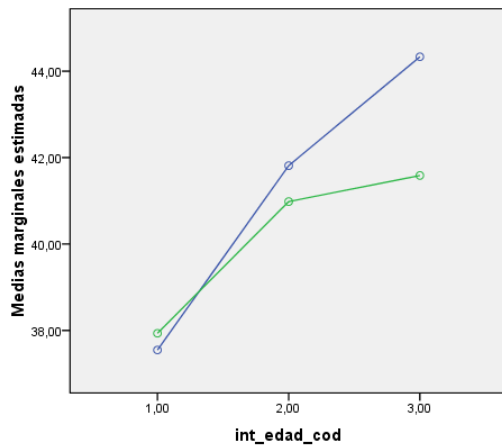


M. LONGITUD MANDIBULAR TOTAL IZQUIERDA N. ANCHURA BIGONIAL



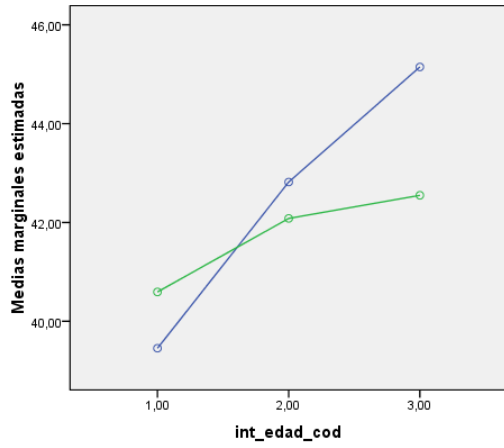
O. ALTURA FACIAL ANTEROSUPERIOR

P. LONGITUD BASE CRANEAL ANTERIOR

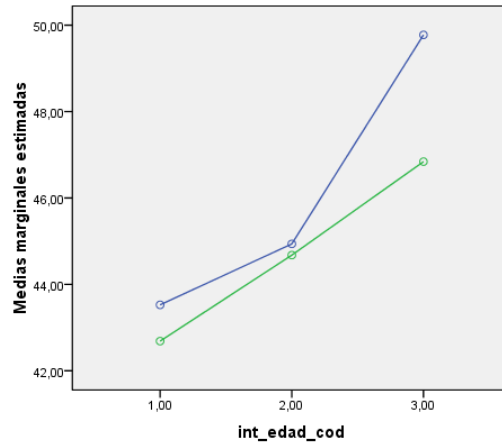


Q. PLANO SAGITAL MEDIO-Agi

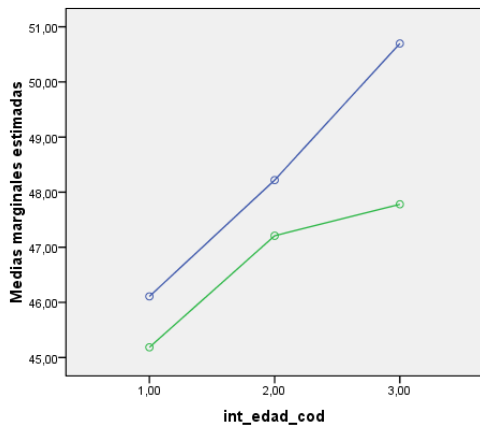
R. PLANO SAGITAL MEDIO-Bcd



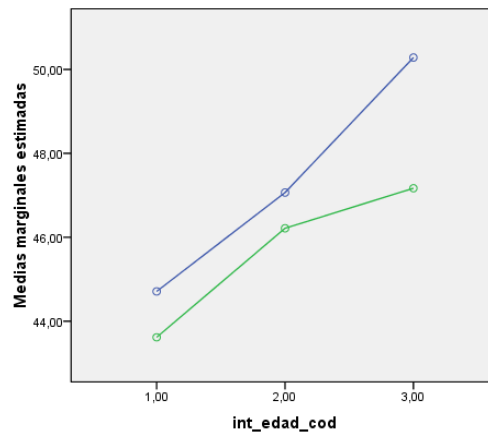
S. PLANO SAGITAL MEDIO-Bci



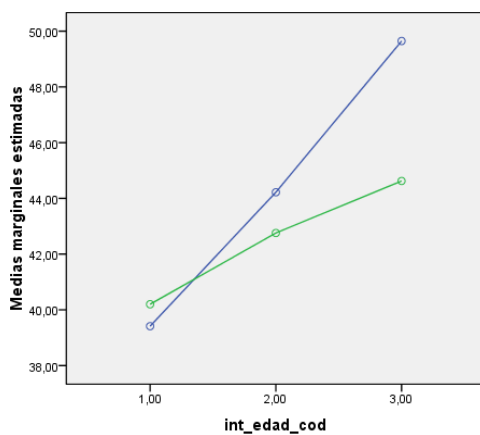
T. PLANO SAGITAL MEDIO-Cdi



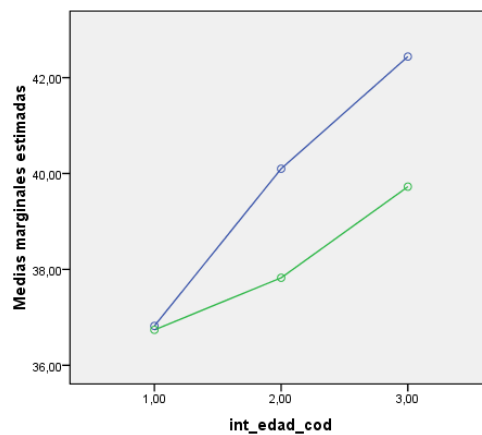
U. PLANO SAGITAL MEDIO-Fzd



V. PLANO SAGITAL MEDIO-Fzi

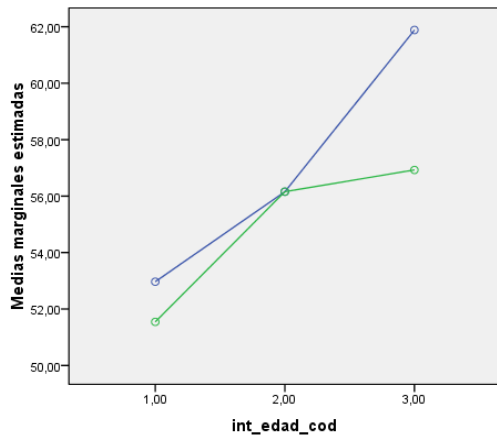


W. PLANO SAGITAL MEDIO-Goi

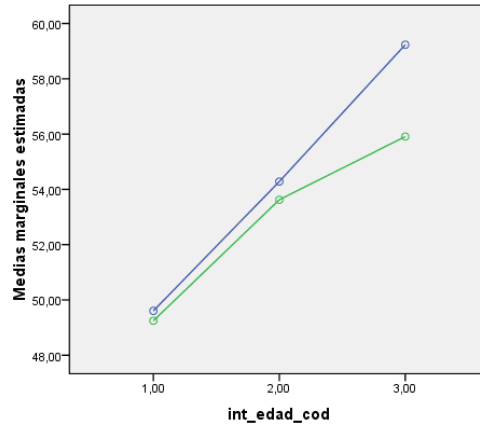


X. PLANO SAGITAL MEDIO-Ri

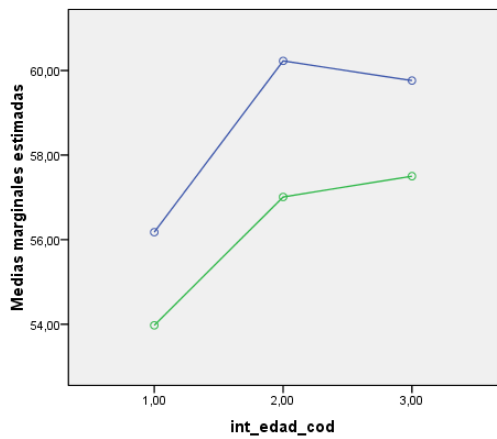
Resultados



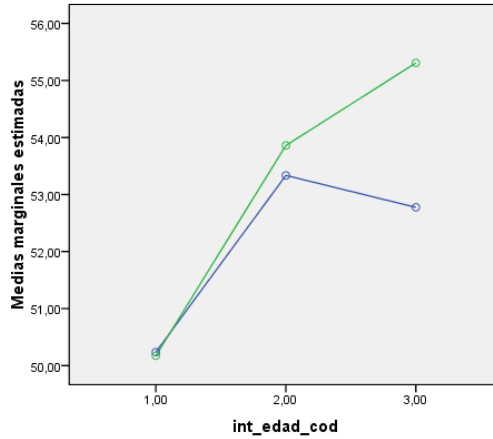
Y. PLANO SAGITAL MEDIO-Zyd



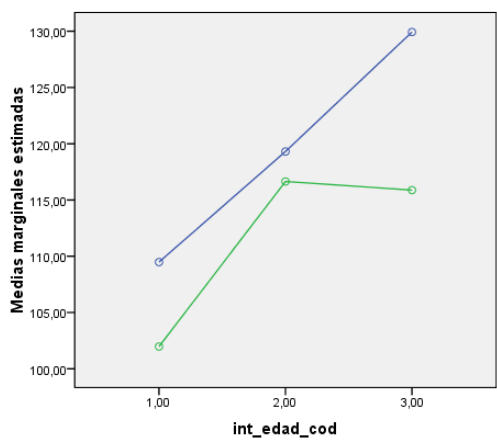
Z. PLANO SAGITAL MEDIO-Zyi



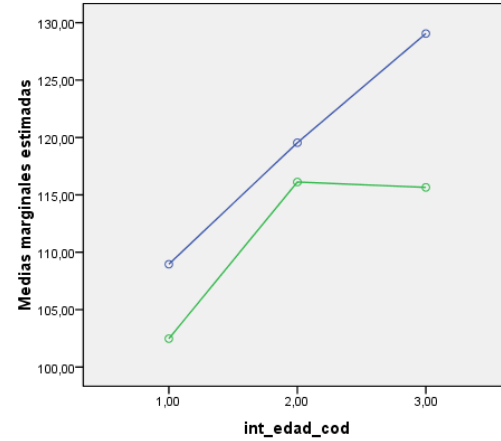
AA. PLANO SAGITAL MEDIO-Pod



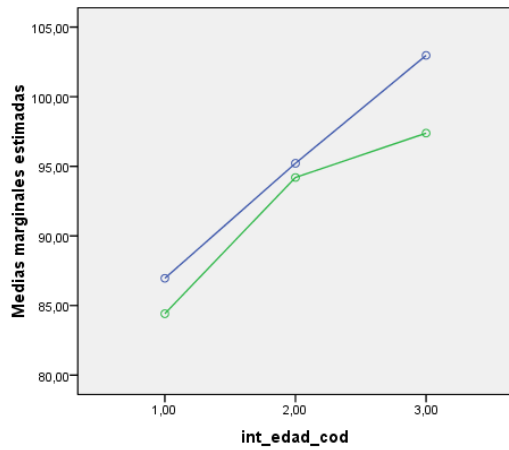
AB. PLANO SAGITAL MEDIO-Poi



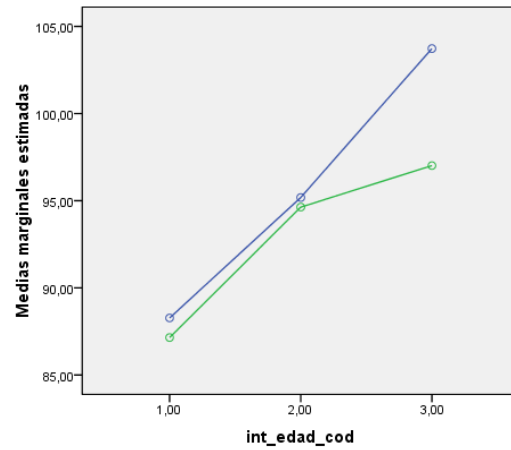
AC. Distancia Me-Cod



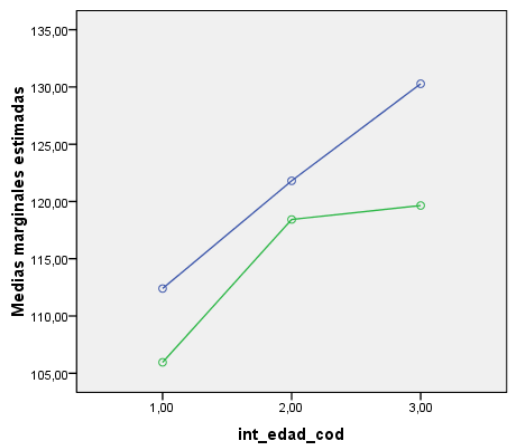
AD. Distancia Me-Coi



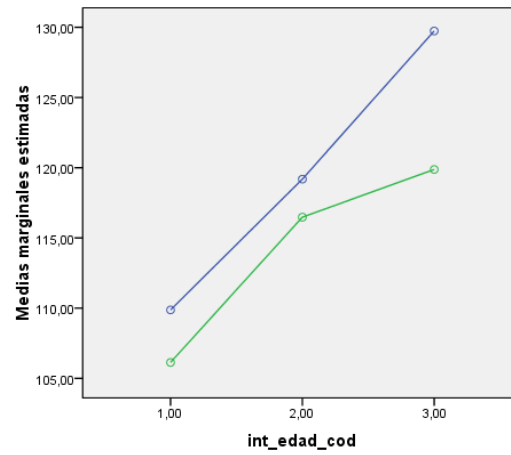
AE. Distancia Fzd-God



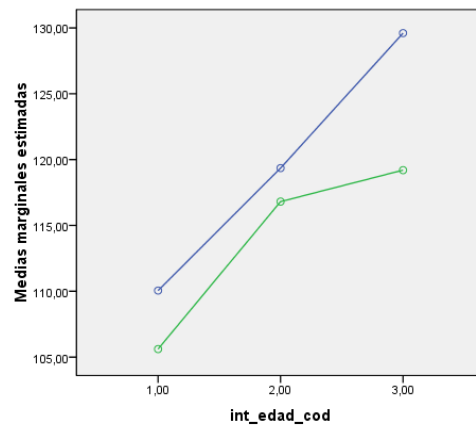
AF. Distancia Fzi-Goi



AG. Distancia Me-Fzi



AH. Distancia Na-God



AI. Distancia Na-Goi

3.4 CORRELACIONES ENTRE VARIABLES POR ÁREAS DE ESTUDIO.

Los valores de las correlaciones que existen entre las diversas medidas analizadas en el presente estudio quedan reflejados en las **Tablas XIX- XXI**.

TABLA XIX. CORRELACIONES VALORES PATRÓN FACIAL.

	Altura facial anteroinferior	Altura facial anterior total	Cono facial	Inclinación plano palatino	Plano oclusal	Plano mandibular
Altura facial anterior total	0.924**					
Cono facial	-0.287**	-0.211*				
Inclinación plano palatino	0.255*	0.253*	-0.031			
Plano oclusal	0.037	0.031	-0.316**	-0.032		
Plano mandibular	0.446**	0.436**	-0.356**	0.054	0.042	
Altura facial posterior	0.305**	0.474**	0.361**	0.155	-0.490**	0.256*
Coficiente de alturas	-0.481**	-0.344**	0.471**	-0.033	-0.507**	-0.132
Indice facial	-0.842**	-0.841**	0.154	-0.157	-0.056	-0.556**
Anchura frontocigomática	0.470**	0.559**	-0.002	0.169	-0.067	-0.073
Sobremordida	-0.194	-0.104	0.361**	0.083	0.04	-0.397**
Longitud rama dcha	0.417**	0.558**	0.318**	0.204	-0.385**	-0.063
Longitud rama izda	0.477**	0.577**	0.185	0.222*	-0.246*	-0.122
Altura facial anterosuperior	0.267*	0.449**	-0.019	0.177	0.091	0.12
Anchura cigomática	0.251*	0.217	-0.108	-0.041	0.284*	-0.447**
Anchura bicondílea	0.131	0.278**	0.147	0.179	-0.134	0.179
Anchura maxilar	0.352**	0.347**	-0.147	0.101	0.307**	-0.125
Anchura bigonial	0.499**	0.619**	-0.008	0.194	-0.159	0.032

(continuación tabla XIX)

	Altura facial posterior	Coefficiente alturas	Indice facial	Anchura frontocigomática	Sobremordida	Longitud rama dcha
Coefficiente de alturas	0.642**					
Indice facial	-0.262*	0.500**				
Anchura frontocigomática	0.409**	-0.023	-0.097			
Sobremordida	-0.003	0.074	0.151	0.090		
Longitud rama dcha	0.703**	0.261*	-0.270*	0.619**	0.105	
Longitud rama izda	0.558**	0.098	-0.286**	0.642**	0.155	0.850**
Altura facial anterosuperior	0.317**	0.002	-0.271**	0.322**	0.148	0.317**
Anchura cigomática	-0.355**	-0.530**	-0.043	0.455**	0.140	0.124
Anchura bicondílea	0.479**	0.270**	-0.134	0.279**	0.066	0.411**
Anchura maxilar	-0.081	-0.350**	-0.155	0.439**	0.149	0.142
Anchura bigonial	0.517**	0.059	-0.291**	0.682**	0.087	0.617**

	Longitud rama izda	Altura facial anterosuperior	Anchura cigomática	Anchura bicondílea	Anchura maxilar
Altura facial anterosuperior	0.258*				
Anchura cigomática	0.238*	0.110			
Anchura bicondílea	0.401**	0.249*	-0.124		
Anchura maxilar	0.260*	0.072	0.524**	0.035	
Anchura bigonial	0.581**	0.382**	0.307**	0.453**	0.254*

** . La correlación es significativa al nivel 0.01 (bilateral).

* . La correlación es significante al nivel 0.05 (bilateral).

TABLA XX. CORRELACIONES VALORES CLASE ESQUELÉTICA.

	ANB	Wits	Deflexión craneal	Profundidad facial	SNA	SNB
Wits	0.268*					
Deflexión craneal	0.126	0.112				
Profundidad facial	0.139	0.05	0.130			
SNA	0.308**	0.007	-0.191	0.012		
SNB	-0.343**	-0.166	-0.270*	-0.078	0.788**	
Resalte	0.215	0.071	-0.026	-0.05	-0.005	-0.144
Longitud maxilar	-0.129	-0.127	-0.045	0.088	0.245*	0.326**
Longitud mandibular izda	-0.397**	-0.178	-0.05	-0.071	0.252*	0.506**
Longitud mandibular dcha	-0.401**	-.225*	-0.062	-0.19	0.192	0.449**
Longitud base craneal anterior	-0.220*	-0.135	-0.148	-0.098	0.06	0.199

	Resalte	Longitud maxilar	Longitud mandibular izda	Longitud mandibular dcha
Longitud maxilar	-0.086			
Longitud mandibular izda	-0.102	0.502**		
Longitud mandibular dcha	0.008	0.455**	0.906**	
Longitud base craneal anterior	0	0.504**	0.615**	0.637**

** . La correlación es significativa al nivel 0.01 (bilateral).

* . La correlación es significante al nivel 0.05 (bilateral).

TABLA XXI. CORRELACIONES VALORES ANÁLISIS DENTOALVEOLAR.

	Angulo II-plano mandibular	Inclinación II	Inclinación IS	Angulo SN-IS	Angulo interincisivo	Resalte
Inclinación II	0.064					
Inclinación IS	0.150	0.302**				
Angulo SN-IS	0.096	0.402**	0.822**			
Angulo interincisivo	0.011	-0.555**	-0.523**	-0.492**		
Resalte	-0.113	-0.119	0.269*	0.303**	-0.152	
Sobremordida	0.065	-0.065	-0.042	0.003	-0.071	0.195

** . La correlación es significativa al nivel 0.01 (bilateral).

* . La correlación es significante al nivel 0.05 (bilateral).

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Los pacientes seleccionados para el presente estudio fueron pacientes que presentaban maloclusiones óseas y dentarias además de alguna alteración adicional (agenesias, presencia de dientes supernumerarios, presencia de dientes incluidos...), por lo que estaba justificada la realización de un CBCT. No se han estudiado pacientes ideales puesto que éstos representan únicamente el 5,6% de la población escolar con características muy concretas que distan de los pacientes con maloclusiones dentarias (Martínez Miñana, 1981) y además, hoy en día no está justificada la realización de este tipo de pruebas diagnósticas a todos los individuos sistemáticamente.

En la población escogida para nuestro estudio, se han realizado tres grupos de edad, entre los 8 y los 50 años, siendo la distribución por edades muy similar. Sin embargo, el porcentaje de mujeres ha sido mayor al de varones (62% total de mujeres frente a un 38% de total de varones); sobre todo en la edad adulta (28% de mujeres frente a un 6% de varones).

DISEÑO DEL ESTUDIO

El estudio que hemos realizado lo hemos dividido en todo momento en tres partes bien diferenciadas para su mejor comprensión, puesto que es un estudio largo y complejo.

En primer lugar, la muestra de pacientes empleada en cada uno de las tres partes es diferente en número: 15 pacientes, 8 pacientes y 90 pacientes, puesto que ésta difiere en función del objetivo planteado para cada parte respectivamente.

Y en segundo lugar porque el material empleado en cada parte varía puesto que para la primera parte se ha empleado únicamente el programa informático Beta NemoStudio (Nemotec®), donde se ha hallado la reproducibilidad en la

localización de los puntos cefalométricos en los tres planos del espacio; para la segunda parte se han empleado tres tipos diferentes de programas: Nemotec Dental Studio NX (Nemotec®), Beta NemoStudio (Nemotec®) e InVivo5 (Anatomage®), el primero para radiografía convencional y los otros dos para CBCT, donde se han hallado las correlaciones de las medidas lineales y angulares entre los tres métodos; y para la tercera parte se han empleado los programas informáticos Beta NemoStudio (Nemotec®) e InVivo5 (Anatomage®) para CBCT, para diseñar y aplicar una cefalometría 3D a la muestra de pacientes.

A pesar de esto, todos los CBCT de los pacientes de nuestro estudio se han realizado con el mismo equipo: i-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa). Las imágenes recogidas con este equipo son aptas y válidas ya que diversos autores han comprobado que este aparato presenta exactitud en las mediciones que realiza desde el punto de vista clínico y tiene una resolución aceptable (Ballrick et al, 2008).

Ahora bien, a pesar haber dividido el trabajo en partes diferentes, todas ellas presentan una relación estrecha, puesto que es necesario haber definido previamente los puntos cefalométricos para cada uno de los planos del espacio, haber comprobado la reproducibilidad que presentan dichos puntos a la hora de localizarlos en los registros 3D y saber si existe o no correlación a la hora de realizar mediciones entre los programas informáticos convencionales (2D) y los programas 3D para ver si dichas mediciones pueden o no ser comparables. Sin todos estos datos previos no se podría obtener una medición ni una clasificación fiable de la muestra estudiada.

1.PARTE 1. ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS

La localización de los puntos cefalométricos con los sistemas actuales tridimensionales (3D) difiere de su localización en la telerradiografía convencional. Determinar cuáles de estos puntos empleados habitualmente en la cefalometría bidimensional (2D) pueden ser interesantes desde el punto de vista de fiabilidad y reproducibilidad para la cefalometría 3D y saber cuáles de ellos se deben descartar por la dificultad en su localización ha sido uno de los retos en nuestro trabajo al igual que el de otros estudios como el de Kitakura et al. (2000), Muramatsu et al. (2008) y Oliveira et al. (2009).

1.1 SELECCIÓN DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS Y LOCALIZACIÓN DE LOS MISMOS

En nuestro estudio se han localizado 41 puntos pertenecientes a tejidos duros del cráneo. Estos puntos los hemos escogido por ser los que habitualmente se emplean en ortodoncia para la localización de estructuras craneofaciales y por tanto puntos que los clínicos están habituados a reconocer y localizar fácilmente.

Todos los puntos seleccionados pertenecen a estructuras anatómicas, descartándose puntos habituales que representan líneas generadas por las superposiciones presentes en las telerradiografías convencionales. En los sistemas de TC y CBCT no se producen superposiciones de estructuras (Swennen y Schutyser 2006 y Cattaneo et al. 2008) y por tanto, los puntos basados en ellas pierden interés en este tipo de registros.

Cuando se localiza un punto en una telerradiografía en 2D, el clínico debe marcarlo en una vista sagital (X) o en una vista coronal (Y) pero sin necesidad de ajustarlo verticalmente (Z) (Kragsskov et al. 1997) lo que inducía a pensar que había menor error de localización. Para poder localizarlo en las imágenes 3D, se debe establecer una definición y una protocolización, de modo que se

elijan determinados cortes en las visiones sagital coronal y axial donde mejor se observe cada punto concreto (Kitakura et al. 2000, Oliveira et al. 2009).

Se entiende que la localización de los puntos en 3D es algo más compleja y requiere de un mayor tiempo para su localización; en primer lugar, debido a que se precisa un entrenamiento previo por parte del profesional para familiarizarse con los diferentes cortes que se le presentan y en segundo lugar porque para la localización de cada punto se necesita una primera localización en uno de los planos y un posterior ajuste en los otros dos planos restantes. De este modo es como se podrá obtener la localización del punto en el espacio y mostrar la localización exacta de la estructura a la que representa (Oliveira et al. 2009).

No obstante, aunque para ajustar dichos puntos son más precisos los cortes ya que la vista 3D es una proyección de las imágenes y por tanto no representa superficies reales (Oliveira et al. 2009), se ha podido comprobar que las medidas lineales realizadas en estas imágenes 3D son exactas (Hassan et al. 2009).

Hay que tener en cuenta que este mayor tiempo de trabajo en un primer momento debido a la necesidad de aprendizaje del clínico y a su familiarización con este tipo de tecnología, es recompensado posteriormente puesto que se van a conseguir una serie de beneficios que ayudarán a la realización de un análisis mucho más preciso y detallado.

Además, pese a que en un primer momento la localización de los puntos cefalométricos en 3D puede resultar más laboriosa que la localización en 2D con telerradiografías digitales, se ha podido comprobar que con el adecuado aprendizaje es posible reducir este tiempo de trabajo.

Por tanto, la localización en 3D con los programas informáticos para los equipos de CBCT actuales no supone mucho más esfuerzo que el trazado manual de una telerradiografía convencional asemejándose al tiempo

empleado y asegurándonos la obtención de una mayor cantidad de información, imposible de conseguir con los sistemas convencionales de radiología en 2D.

El registro tridimensional surgido en la actualidad es muy útil sobre todo para poder localizar de manera exacta los puntos bilaterales y los puntos transversales que se observan mejor desde el plano coronal. De este modo es posible estudiar y analizar con mayor profundidad y precisión las asimetrías dentofaciales, los problemas a nivel transversal de las bases óseas de los maxilares así como el tamaño de las estructuras que se quieren estudiar.

1.2. SELECCIÓN DEL SISTEMA DE COORDENADAS

La elección del sistema de coordenadas de nuestro trabajo coincide tan sólo con el escogido en el estudio de Muramatsu et al. (2008). Ambos presentan un centro de coordenadas (0,0,0) automático, establecido por el propio programa informático, en una de las esquinas del cubo en el que estaba contenido el objeto 3D. El eje X quedaría determinado paralelo a la dirección derecha-izquierda del elemento escaneado y los ejes Y y Z corresponderían a las direcciones posteroanterior y superoinferior, respectivamente.

Todos los demás trabajos (Richtmeier et al. 1995; Kitakura et al. 2000; Williams et al. 2003; Park et al. 2006; Oliveira et al. 2009; Redmond y Cho 2009; Lagravère et al. 2009) presentan sistemas de coordenadas diferentes.

Por otro lado, las coordenadas (X,Y,Z) obtenidas de cada uno de los puntos se determinaron para cada voxel y más tarde se expresaron como tamaño real (convirtiendo el nº de vóxeles a milímetros).

1.3. ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD O FIABILIDAD

Si analizamos los resultados obtenidos por los dos observadores, encontramos que únicamente hubo diferencia estadísticamente significativa para el primer observador (Ob 1) para el eje Y en su primera medición (t1) con respecto a las

dos siguientes (t2 y t3), si bien la diferencia promedio no alcanzaba los 0.5 mm entre las determinaciones. Sin embargo, no existe diferencia estadísticamente significativa entre la segunda y tercera medición (t2 y t3) para este observador en ninguno de los ejes. El segundo observador no obtuvo diferencia estadísticamente significativa para ningún eje, en ninguna de las mediciones (t1, t2 y t3).

Dado que únicamente la diferencia afecta a la primera determinación de uno de los dos observadores y en sólo uno de los ejes, el eje Y, que como hemos indicado en resultados es el que presenta mayor error de localización y que la magnitud de la diferencia es pequeña, este resultado puede interpretarse tanto como que se ha producido un proceso de aprendizaje en la localización de los puntos en el eje Y en las dos últimas mediciones, como que se ha dado una situación fortuita asociada al proceso de medida.

Nuestros resultados, son similares a los obtenidos por Park et al. (2006) quienes no encontraron diferencias estadísticamente significativas intraobservador entre las medidas realizadas en cinco ocasiones sobre 19 puntos; o a los de Kumar et al. (2007) sobre 14 puntos en tres mediciones, a pesar de lo indicado respecto al eje Y.

Por otro lado, los elevados ICC intraobservador e interobservador para cada eje de coordenadas indican un alto grado de reproducibilidad en la localización de los puntos cefalométricos con el previo proceso de aprendizaje por parte de los observadores.

En este sentido, nuestros resultados coinciden con los de Oliveira et al. (2009) quienes encontraron un ICC ≥ 0.9 para el 85% de las mediciones intraobservador y para el 65.5% de las mediciones interobservador. El mejor ICC lo obtuvieron, al igual que nosotros, en el eje Z (93.3%). En su trabajo sólo el 1% de las mediciones intraobservador y el 3% de las mediciones interobservador tuvieron un ICC < 0.45 .

Igualmente, coincidimos con los resultados de Lagravère et al. (2009) que obtuvieron un ICC > 0.97 para las mediciones intraobservador y un ICC > 0.92

para las mediciones interobservador y con los de Park et al. (2006) quienes concluyeron que la reproducibilidad de todos sus puntos era alta ya que se constató una buena localización de los mismos en los tres ejes del espacio.

ERROR ASOCIADO A LA LOCALIZACIÓN Y AL MÉTODO DE MEDIDA

a-ERROR DE LOCALIZACIÓN

Tal y como puede observarse en los resultados obtenidos en el presente estudio, de los 41 puntos cefalométricos medidos, 20 de ellos no han presentado error de localización en ninguna de las 90 medidas efectuadas de cada uno (N, S, Ba, Poi, A, Ena, Pg, Gn, Me, Fzd, Fzi, B36, B46 IS II, Bcd, Bci, Cod, Coi, Agd). Ello implica que son puntos que pueden utilizarse con mucha seguridad a la hora de localizar su posición.

Por otro lado de los 21 puntos restantes, 9 puntos sólo tuvieron 1 fallo de localización (A16, A26, Ri, Pod, Zyi, Ori, Tbd, Tbi, Mxi); 5 tuvieron 2 fallos (Goi, B, Cg, Rd, Mxd); 3 tuvieron 3 fallos (Agi, God, Ord). Sin embargo, 4 puntos, SOri, SOrd, Zyd y Enp, con más de 6 fallos en su determinación, corresponderían a puntos que no deberían utilizarse como base para trazar cefalometrías, puntos en los que sería necesario un mayor entrenamiento de localización si se quisieran utilizar en un análisis.

b- ERROR ASOCIADO AL MÉTODO DE MEDIDA

Se determinó la desviación típica promedio de los puntos bien localizados para hallar el error asociado al método de medida de cada punto anatómico estudiado. Se encontró que para los puntos N, S, Ba, Pod, Poi, A, Ena, Rd, Ri, Pg, B, Gn, Me, Fzd, Fzi, A16, A26, B36, B46, IS, II en todos los ejes su desviación típica quedaba por debajo del valor promedio de desviación típica que hemos comentado anteriormente igual a 1.0 mm, siendo por tanto éstos los que presentan menor error de medida.

c- SELECCIÓN DE PUNTOS DE MAYOR REPRODUCIBILIDAD

Si se unifican y se consideran puntos que no sólo no han presentado ningún error de localización sino que también han sido los que menor desviación típica han tenido, los puntos N, S, Ba, Poi, A, Ena, Fzd, Fzi, Pg, Me, Gn, B36, B46, IS, II han sido los más reproducibles entre los observadores. Estos se pueden considerar como puntos reproducibles para poder ser empleados en los análisis cefalométricos tridimensionales.

Si analizamos estos puntos por regiones de interés podemos indicar que:

La región craneal fue la de mayor reproducibilidad para todos sus ejes. Los clínicos suelen estar habituados a identificar estos puntos en la cefalometría convencional, sobre todo N, S y Ba y por tanto esto podría explicar su elevada reproducibilidad. Sin embargo, el punto Cg, que no suele emplearse tanto, es por ello el menos reproducible de esta región. No obstante, comparado con otros puntos de otras regiones, es un punto altamente reproducible.

En la región orbitario-cigomática también se encontró elevada reproducibilidad de los puntos pertenecientes a las suturas frontocigomáticas. Cabe destacar que aquellos puntos con mayor margen de error fueron los dos puntos supraorbitarios, lo que puede indicar su difícil localización en aquellos CBCT que no abarcan el cráneo completo.

De la región maxilar los puntos de mayor reproducibilidad fueron los primeros molares superiores, el incisivo superior, la espina nasal anterior y el punto A. Sin embargo, puntos como los maxilares (o ectomolares) o las tuberosidades retromolares fueron los que tuvieron mayor margen de error. La dificultad de localización de dichos puntos de esta región puede estar causada por la falta de práctica que se tiene a la hora de identificarlos, puesto que estos puntos no se emplean habitualmente en la cefalometría lateral en 2D.

De la región mandibular puntos como Gn, Me, Pg y el punto B localizados en la sínfisis de la mandíbula obtuvieron los valores más altos de reproducibilidad para todos los ejes. Sin embargo puntos como los cóndilos, los puntos Gonion o los antegoniales obtuvieron menor reproducibilidad.

Nuestros resultados difieren a los del estudio que realizaron Kragsskov et al. (1997) donde evaluaron la reproducibilidad de 26 puntos en imágenes 3D obtenidas con TC. En su estudio encontraron diferencias estadísticamente significativas interobservador en los puntos Pg y orbitale izquierdo ($P < 0.03$).

Nuestros resultados tampoco coinciden totalmente con los de Oliveira et al. (2009) ya que en su estudio, los dos puntos cefalométricos que presentaron una reproducibilidad baja fueron: la coordenada Y de la rama mandibular derecha e izquierda y la coordenada Z del cóndilo derecho e izquierdo. En nuestro estudio se encontró también baja reproducibilidad en el cóndilo derecho pero en la coordenada X.

Los resultados de Lagravère et al. (2009) tampoco coinciden con los nuestros puesto que muestran mayores diferencias en el eje X se corresponden con los puntos porion izquierdo (0.84) y derecho (0.90) y orbitale izquierdo (0.83) y derecho (0.80).

Sin embargo, nuestros resultados sí que coinciden con los del estudio de Muramatsu et al. (2007) que evaluaron la reproducibilidad de 19 puntos en imágenes realizadas con TC observando que el punto Basion tenía el área de confianza de la elipse menor en todos los planos, lo que indicaba gran reproducibilidad de dicho punto.

Richtmeier et al. (1995) en su estudio hallaron menor reproducibilidad en la fisura pterigopalatina, foramen oval, foramen occipitocondilar, opistion y muescas yugulares. El punto intradentale superior es el que mayor error generaba en los ejes X e Y. La fosa pterigopalatina, las muescas yugulares y el punto hamulus pterigoides son los que presentaron mayor error en el eje Z.

Estos datos, no obstante, no son comparables con los de nuestro estudio puesto que no se han empleado los mismos puntos.

En el estudio de Williams et al. (2003) encontraron que los puntos con mayor diferencia estadísticamente significativa fueron los puntos contruidos como el Gonion, el borde alveolar encima del foramen magno y puntos borrosos como el punto más superoanterior de la rama y la unión del borde alveolar con la rama. En nuestro estudio también hemos hallado valores de menor reproducibilidad en los puntos Gonion para el eje Z. En su estudio encontraron que el error en el eje Z fue mayor que en los otros dos ejes, sobre todo para los puntos localizados en la rama. Por otro lado, vieron que errores que se producían en el eje Z estaban en parte asociados a errores en el eje Y de los mismos puntos. Los puntos más reproducibles fueron los biológicos como el foramen mentoniano y mandibular y el proceso coronoides.

Igual que en nuestro estudio, Suri et al. (2008) demostraron una elevada reproducibilidad del método de análisis. Ellos encontraron la mayor reproducibilidad para el punto Zygion y la menor reproducibilidad para el punto Porion. Sin embargo, en nuestro estudio, el punto Zygion derecho en el eje Z y el Porion derecho en el eje X son de los puntos que han tenido mayor dispersión en sus respectivas regiones.

En general, cabe señalar que con independencia de lo comentado anteriormente, la localización de puntos con esta técnica de imagen muestra que por debajo del 1.5% de error relativo se localizó el 74% de las medidas en el eje X, el 76.5% de las medidas en el eje Y y el 69.7% de las medidas en el eje Z. Esto indica una elevada reproducibilidad en la localización de todos los puntos y por tanto ofrece un gran interés para su aplicación clínica en análisis cefalométricos tridimensionales.

A la hora de analizar los resultados, cabe esperar una mayor reproducibilidad en el plano sagital, puesto que los clínicos están entrenados en la localización

en telerradiografías laterales de cráneo convencionales en 2D. Sin embargo, la calibración y el entrenamiento de los observadores hacen que éstos sean capaces de localizar con elevada reproducibilidad los puntos en cada uno de los tres ejes de espacio.

2. PARTE 2. COMPARACIÓN IMÁGENES 2D Y 3D

Para poder realizar este apartado del estudio se emplearon registros de pacientes que tuvieran ya realizados tanto una telerradiografía lateral como un CBCT por diversos motivos. Otros estudios emplean cráneos secos para poder realizar las mediciones, ya que no está justificada la irradiación de pacientes si no es estrictamente necesaria. Sin embargo, y a pesar de que ciertos estudios afirman que los tejidos blandos distorsionarían las mediciones (Van Vlijmen et al. 2009), es necesario realizar las mismas con todos los tejidos incluidos, para poder comprobar de una manera más exacta y que se acerque más a la realidad clínica diaria en cuanto a medición de nuestros pacientes se refiere. El inconveniente de realizar un estudio de estas características radica en que no está justificado irradiar a pacientes reales a propósito y es por ello que la muestra de nuestro estudio en este apartado quedó reducida únicamente a ocho pacientes.

Debido a que son pocos los estudios que comparan los valores cefalométricos obtenidos en la telerradiografía lateral de cráneo y en la proyección tridimensional, nos planteamos el poder comprobar si las medidas angulares y lineales de reconstrucciones 3D obtenidas a partir de un CBCT son iguales a las imágenes 2D obtenidas en la telerradiografía lateral y comparar si existen diferencias entre dos programas informáticos diferentes de CBCT a la hora de realizar las mediciones.

En este caso, para determinar la reproducibilidad de las mediciones entre los tres tipos de métodos así como para hallar el error intraobservador, un único

observador ha repetido todas las mediciones en dos ocasiones. Consideramos que es suficiente hacerlo en dos ocasiones y no en más, ya que las mediciones adicionales no aportan ninguna información relevante adicional (Van Vlijmen et al. 2009).

Por otro lado, creemos que los posibles errores sistemáticos realizados por un observador serán siempre los mismos para los tres métodos. Consideramos, al igual que Van Vlijmen et al. 2009, que si se combinaran las mediciones de más observadores podrían conducir a errores a la hora de valorar la variabilidad real de las medidas.

En general, la reproducibilidad entre la primera y segunda medición, tanto para las medidas lineales como angulares realizadas en cada uno de los tres métodos ha sido elevada. Se han obtenido unos valores de correlación, ICC > 0,86, excepto para la deflexión craneal y la distancia N-Ena medidas en los programas Nemostudio NX® (2D) y en InVivo5® (3D) y para la profundidad facial medida en el programa InVivo5® (3D).

Únicamente ha habido diferencia estadísticamente significativa entre la primera y segunda medición para el ángulo SN-plano mandibular y para el cono facial medidos en el programa Nemostudio NX® (2D), para la distancia N-Ena medida con el programa Beta NemoStudio® (3D) y para el cono facial y la distancia Ena-Me medida con el programa InVivo5® (3D).

Para estas medidas se ha encontrado un error sistemático y no aleatorio, entre la primera y segunda medición, dando valores más grandes en una medición respecto a la otra. Es por ello que dichas mediciones aparecen con diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, en todos los casos el error relativo determinado de la máxima discrepancia no ha superado al error de método, ya que todas las mediciones realizadas estarían dentro de la propia variabilidad del método (obtenida al dividir la desviación estándar entre la media de cada valor).

Al analizar las correlaciones de cada una de las variables de los tres métodos no se ha encontrado ninguna medida angular ni lineal con diferencia estadísticamente significativa, aunque vemos que la profundidad facial, presenta la peor correlación entre los tres métodos (entre Nemostudio NX® (2D) e InVivo® (3D) y entre Beta NemoStudio® (3D) e InVivo5® (3D)) lo que implica que hay más diferencia entre los valores de esta medida en los tres métodos.

A diferencia de nuestro estudio, Van Vlijmen et al. (2009) encontraron diferencias estadísticamente significativas en algunas medidas que habían sido medidas tanto en la telerradiografía lateral como en el CBCT, ángulos SN-plano mandibular y SNB. Por otro lado, al igual que nosotros, la diferencia entre la mayoría de las medidas, fue menor que la desviación típica de la variable medida, por lo que afirmaban que aunque la reproducibilidad de las medidas en las telerradiografía lateral era mayor que en las reconstrucciones 3D esta diferencia no llegaba a ser clínicamente significativa. En los casos en los que se empleaba una línea en 2D y un plano en 3D para realizar una medición, observaron que puede existir una diferencia clínicamente relevante, por lo que los trazados 3D no serían recomendables para realizar trabajos longitudinales donde los registros iniciales se hayan registrado en 2D, en cambio, sí que servirían las mediciones realizadas de un mismo paciente que tenga registros en 3D para comparar los cambios pre y post-tratamiento o aquellos debidos al crecimiento.

Por otro lado, a diferencia de nuestro estudio donde no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las medidas realizadas en los dos tipos de equipos CBCT, los mismos autores (Van Vlijmen et al. 2010) al comparar las mediciones entre dos tipos de CBCT (Iluma® y i-CAT®) concluyeron que la reproducibilidad de las mediciones de las reconstrucciones 3D en el Iluma® era más elevada que en el i-CAT®, encontrando además

diferencias estadísticamente significativas entre algunas medidas angulares, aunque únicamente dos de ellas presentaron además diferencias clínicamente relevantes.

En el estudio de Nalçaci et al. (2010), donde compararon 14 medidas angulares entre la telerradiografía lateral y el TC, únicamente encontraron diferencia estadísticamente significativa para dos medidas, incisivo superior-N puntoA e incisivo superior-NS. Sin embargo, en nuestro estudio, no encontramos dicha diferencia para el ángulo incisivo superior-NS. Tal y como en nuestro estudio, estos autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas en el SNA, SNB, NS-plano palatino y en el ángulo incisivo inferior-plano mandibular. Concluyeron que el análisis angular en 3D era un método fiable, como el método tradicional 2D, siendo además más apropiado para el diagnóstico de casos ortodóncicos con anomalías complejas.

Otro estudio, de Yitschaky et al. (2011) en el que compararon medidas angulares, lineales y ratios entre la telerradiografía lateral y el TC, no encontraron diferencias estadísticamente significativas, excepto en algunas medidas como el Wits appraisal u otras que incluían el punto Sella (debido a las diferencias en su localización entre ambos registros). Igual que en nuestro estudio, no encontraron diferencias estadísticamente significativas para las distancias N-Me ni Ena-Me. Concluyeron que es posible emplear la mayor parte de los valores establecidos en 2D para las mediciones 3D en la mayoría de las medidas, ya que las diferencias entre ambos sistemas eran pequeñas.

3. PARTE 3. CEFALOMETRÍA 3D SOBRE UNA MUESTRA DE POBLACIÓN.

En primer lugar, con los puntos cefalométricos definidos se ha procedido al diseño de un análisis cefalométrico tridimensional, creando para ello planos y líneas de referencia y dividiendo dicho análisis por áreas de interés. En segundo lugar, se ha aplicado el análisis 3D sobre una muestra de población, sobre la cuál se han obtenido una serie de valores y se han determinado una serie de correlaciones, entre variables, en función del sexo y de la edad.

3.1 DISEÑO DE UN ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO TRIDIMENSIONAL

DEFINICIÓN DEL PLANO SAGITAL MEDIO

En primer lugar se ha definido un plano vertical de referencia basado en la anatomía de la base craneal, el plano sagital medio. Este tipo de procedimiento difiere de los análisis cefalométricos convencionales ya que en estos últimos, la referencia horizontal es la primera que se determina.

Este plano sagital medio lo hemos definido como un plano vertical que pasa por los puntos N, S y Ba, puntos habituales que pertenecen a estructuras craneales relativamente estables y sobre los cuales se ha podido comprobar en la primera parte de este estudio que existe una elevada reproducibilidad. La definición de este plano es necesaria para posteriormente poder evaluar las asimetrías faciales, aunque pueda ser complicada su evaluación en casos de deformidades craneales severas. Son muchos los estudios que toman el plano sagital medio como referencia como los de Ono et al. (1992), Kitakura et al. (2000). Katsumata et al. (2005), Maeda et al. (2006) aunque algunos emplean en lugar del Ba, el punto Dent (punto más superior del proceso odontoides del hueso epistrófeo) como tercer punto de referencia.

El empleo de estos tres puntos como referencia es adecuado ya que los ortodoncistas están familiarizados con su localización (Muramatsu et al. 2008).

3.2 CREACIÓN DEL ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL

Para la creación de nuestro análisis tridimensional seleccionamos en un primer momento a un varón adulto que presentaba una oclusión de clase I, sin apiñamiento, con líneas medias centradas y un patrón de cara mesofacial. En este análisis se ha incluido la valoración del patrón facial, la clase esquelética, las asimetrías, otras medidas del maxilar y la mandíbula, un análisis dentoalveolar y un análisis de proporciones faciales.

En otro estudio similar que también analizaba a una paciente adulta que presentaba maloclusión de clase I, Redmond et al. (2009) describieron una serie de puntos esqueléticos y dentales, líneas y planos de referencia y posteriormente realizaron un análisis esquelético y dental pero separando los planos anteroposterior, vertical y transversal y obteniendo así, una serie de valores para cada medición.

3.3 APLICACIÓN DEL ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL

El análisis 3D diseñado por nosotros lo hemos aplicado posteriormente a una muestra total compuesta por 90 pacientes pertenecientes a la población valenciana, con edades comprendidas entre los 8 y los 50 años de edad, que tenían realizado un CBCT como prueba diagnóstica por diversos motivos.

Sobre esta muestra de pacientes se ha realizado un estudio cefalométrico descriptivo con la cefalometría previamente creada.

Como se ha podido comprobar previamente, los valores habituales que se emplean en la cefalometría 2D convencional pueden ser extrapolados a la cefalometría 3D, por lo que no es necesaria la creación de nuevas normas ni nuevos patrones de medición. Los valores angulares y lineales empleados hasta la fecha son perfectamente válidos para poder ser aplicados a nuestros pacientes que precisen un CBCT. Ahora bien, la cefalometría 3D nos lleva a una nueva dimensión, y podemos evaluar características difíciles de medir

hasta ahora, como son las asimetrías o las proporciones faciales, que como hemos podido comprobar en el presente estudio, son más fácilmente medibles en 3D.

Pensamos que la mejor manera de catalogar una cara se debe basar en el mayor número de medidas posibles que indiquen el tipo facial. El elegir solo una medida puede llevar fácilmente al error pues es absolutamente falso que un simple valor tenga un significado de certeza a la hora de ver, por ejemplo, el patrón facial. La elección de sólo dos medidas también puede imposibilitar la determinación de un rasgo pues, con frecuencia, son incluso valores contrapuestos.

Es por ello que nos inclinamos en nuestro análisis estudiar diversas variables para cada una de las áreas, manejadas por distintos autores, para enmarcar de una manera muy fiable el tipo facial.

a- PATRÓN FACIAL

Los antropólogos han llegado a establecer y a utilizar un Índice Facial morfológico que expresa la altura de la cara en comparación con su ancho mediante una fórmula que multiplica la altura por cien y divide el resultado por la anchura. De ello resultarían tres categorías de pueblos principales (Fundación Educativa Héctor A. García).

De este modo, en función del Índice Facial calculado para nuestra muestra de población, la mayor parte de los individuos de la muestra pertenecen al grupo de los euriprosopos (34%) y de los mesoprosopos (30%), siendo el porcentaje de leptoprosopos del 12%.

Según otra medida, el Coeficiente de Alturas Faciales de Jarabak, un 41% de nuestra muestra presenta un patrón braquifacial, un 44% mesofacial y un 15%

dolicofacial, lo que correspondería a unos valores de forma de cara similares a los observados según el Índice Facial.

Si analizamos la muestra en función de los valores obtenidos con el ángulo del plano mandibular, el porcentaje de individuos braquifaciales es de 19%, el de individuos mesofaciales es de 49% y el de dolicofaciales de 32%. Según estos porcentajes obtenidos, la mayor parte de la muestra seguiría teniendo un patrón de cara mesofacial, mientras que el porcentaje de caras braquifaciales y dolicofaciales se invierte respecto de los resultados obtenidos en los otros dos índices.

De los valores pertenecientes al patrón facial, el cono facial y la inclinación del plano palatino son las dos medidas que presentan una correlación con la edad, aumentando a medida que aumenta la misma.

Por otro lado, las alturas faciales anteroinferior y anterior total varían en función de la edad, pero también del sexo, aumentando a medida que la edad aumenta, y siendo siempre mayores en los varones que en las mujeres.

b- CLASE ESQUELÉTICA

Un dato interesante encontrado en el presente estudio en referencia a las medidas que informan de la clase esquelética es que el ANB y el Wits appraisal, indican porcentajes sobre la clase esquelética diferentes. De este modo, según el ANB tendríamos un 53% de clases I, un 37% de clases II y un 10% de clases III; mientras que según el Wits tendríamos un 35% de clases I, un 56% de clases II y un 9% de clases III, es decir, menos clases I y III y más clases II. Creemos que estas diferencias aparecen ya que en la primera medida influye la posición de la base craneal anterior y la rotación de los maxilares, mientras que en la segunda únicamente tiene influencia el plano oclusal, y por tanto se elimina la influencia de las variaciones anatómicas de la base craneal

en la relación anteroposterior de las bases óseas, tal y como afirmaron Jacobson (1976) o Bishara (1983).

Jacobson (1976) observó que cuando se relacionaban los maxilares con los planos de referencia craneales, se podían introducir incongruencias, consecuencia de las variaciones de la fisonomía craneofacial. Entre dichas diferencias se encontraba la posición anteroposterior del punto Nasion respecto a los maxilares y el efecto rotacional de los maxilares respecto de las estructuras craneales de referencia. De este modo explicó que un ANB elevado en un individuo con oclusión excelente, podía ser causado por una posición adelantada de los maxilares con respecto al Nasion y/o por una rotación horaria de los maxilares en relación con la base craneal anterior. En estos casos se observaban diferencias entre ambas medidas, dando valores, por ejemplo de clase II con el ANB y valores de clase I con el Wits. Por otro lado, según este autor, se podía establecer si el ANB era fiable o no, en función del valor obtenido en la medición del plano mandibular, ya que la medición del ángulo SNA (del que depende el ANB) sería fiable únicamente si el plano mandibular es normal. Un plano mandibular aumentado indicaría un patrón divergente y en muchos de estos casos la base craneal anterior presenta una inclinación hacia arriba, lo que reduce el ángulo SNA y proporciona una información menos fiable. De igual manera, el mismo ángulo del plano mandibular elevado podría ser indicador de una rotación horaria de los maxilares, e incrementaría el ángulo ANB.

Paralelamente, el valor del Wits appraisal puede verse afectado por la inclinación del plano oclusal (Rotberg, 1980; Iwasaki, 2002). Por ello, diversos autores han recomendado el uso conjunto del ANB y del Wits, para el diagnóstico de las discrepancias anteroposteriores (Rotberg, 1980; Jacobson, 1976; Bishara, 1983).

En nuestro estudio, de los 90 pacientes, en 45 de ellos existe una discrepancia entre el ANB y el Wits, es decir, en el 50% de los casos, ambas mediciones no coinciden. El ANB diagnostica más pacientes con clase I y menos pacientes con clase II. Por el contrario, el número de clases III diagnosticadas es muy similar entre el ANB y el Wits.

Si comprobamos el patrón facial de los pacientes en los cuales no coincide el diagnóstico de la clase ósea, atendiendo a los valores respecto al plano mandibular, observamos que de esos 45, 16 pacientes presentan un patrón dolicofacial (36%), 22 un patrón mesofacial (49%) y 7 un patrón braquifacial (15%). Estos datos indican que, en nuestro estudio, un porcentaje elevado de individuos, a pesar de tener un patrón mesofacial, con un ángulo del plano mandibular dentro de los valores normales, también presentan discrepancias entre los dos índices.

Nuestros resultados no muestran ninguna correlación del Wits ni del ANB con la edad, al contrario de Bishara (1983) quien si encuentra correlación entre el ANB y la edad pero no con el Wits. En su estudio observa una disminución del ANB con la edad. Las diferencias de nuestros resultados y los de Bishara (1983) pueden radicar en la selección de la muestra y en la forma de realización del estudio, ya que Bishara (1983) realizó un estudio longitudinal con múltiples registros de cada individuo a lo largo de su crecimiento.

Sin embargo, un dato interesante que Bishara encontró y que nosotros también hemos encontrado, es que a pesar que el ANB y el Wits presentan correlación entre ellos, esta correlación no es muy elevada. Los valores de correlación encontrados por Bishara entre ambas medidas fueron de $r=0.627$ en varones y de $r=0.598$ en mujeres. Los valores de correlación encontrados en el presente estudio han sido aún menores, de $r=0,268$. Dos autores citados por Bishara en su estudio, Horowitz y Hixon, afirmaban que los coeficientes de correlación menores a $r=0.7$ o $r=0.8$ tienen poco valor predictivo cuando se aplican a un

individuo. Un coeficiente de correlación de $r=0.7$ significa, por tanto, que menos de la mitad de la variación total puede ser eliminada en la predicción.

Otros autores (Rotberg, 1980; Del Santo 2006) también afirmaron que, puesto que el ANB y el Wits evaluaban la misma discrepancia esquelética, debían, en teoría tener una elevada correlación. Sin embargo en la realidad, la correlación entre ambas no es tan fuerte como se espera, lo que sugiere cierta debilidad, en al menos una de ellas.

Debido al hecho de que la correlación entre el ANB y el Wits no es tan elevada como cabría esperar y debido al hecho de que en una medida influye la posición de las bases óseas respecto de la base craneal anterior, mientras que en la otra no y que ambas medidas se complementan entre sí, tanto uno como el otro deben incluirse también en los análisis cefalométricos 3D ya que ambos son necesarios para poder, a partir de los valores obtenidos, realizar un diagnóstico más preciso de la relación maxilo-mandibular de la base ósea y necesarios para poder individualizar cada caso concreto.

c- CAUSA DE CLASE ESQUELÉTICA

Dentro de este apartado, se ha comprobado en el presente estudio que las medidas de la longitud del maxilar y el ángulo SNB varían en función de la edad del individuo. La primera aumenta progresivamente a medida que la edad aumenta, mientras que el ángulo SNB aumenta desde la edad infantil a la edad adolescente, para quedar estable, incluso disminuyendo ligeramente en la edad adulta. Este último hallazgo, puede explicar, en parte, los resultados obtenidos por Bishara (1983) de disminución de ANB con el aumento de la edad, puesto que al depender dicho ángulo, de los ángulos SNA y SNB, el aumento del SNB con la edad, es indicador de un crecimiento mandibular, sobre todo durante el periodo de la adolescencia, lo que produciría una disminución, también en nuestro estudio del ANB con la edad, a pesar de que nosotros no hayamos encontrado una correlación clara en dicha medida.

En el presente estudio también se ha comprobado que tanto la longitud de la base craneal como las longitudes totales mandibulares de ambos lados varían en función de la edad y en función del sexo, comportándose ambas medidas del mismo modo. Existe un gran aumento desde la edad infantil a la adolescente, y desde ahí hasta la edad adulta, el aumento es ligero. Dichos valores son más elevados en los varones que en las mujeres.

d- MEDIDAS TRANSVERSALES

Se ha encontrado que la anchura bicondílea, la anchura frontocigomática y la anchura bigonial varían en función de la edad, la primera aumenta progresivamente a medida que la edad aumenta mientras de las otras dos presentan su mayor aumento desde la edad infantil a la adolescente, para más tarde presentar un crecimiento menor.

Por otro lado las anchuras frontocigomática y bigonial, así como la anchura maxilar y la anchura cigomática presentan diferencias en función del sexo, teniendo valores más elevados en varones que en mujeres.

e- OTRAS MEDIDAS LINEALES

La altura facial anterosuperior total varía en función de la edad, teniendo su máximo valor en la edad adolescente, para disminuir más tarde en la edad adulta.

Los valores de las longitudes de las ramas de ambos lados de la mandíbula presentan una relación con la edad, con un aumento mayor desde la edad infantil a la edad adolescente y en función del sexo, obteniendo valores más elevados en varones.

f- ASIMETRÍAS

Analizando la posición entre los puntos bilaterales respecto al plano sagital medio creado y analizando la relación que existe entre los diferentes puntos bilaterales, hemos podido comprobar en nuestro estudio que en la muestra de población estudiada, los cóndilos, los puntos gonion y los puntos orbitarios serían los puntos que presentan una mayor asimetría. Las zonas más simétricas corresponderían a las suturas frontocigomáticas y a los puntos supraorbitarios.

g- PROPORCIÓN FACIAL

Los valores obtenidos en el presente estudio de proporción facial, basados en ciertas proporciones de Carrea (1920), los hemos analizado de la siguiente manera:

En primer lugar tendríamos que la mandíbula debe responder a la triangulación geométrica. Carrea (1920) denominó triángulo equilátero mandibular externo al triángulo formado por los puntos condíleo derecho, izquierdo y mentoniano. En el presente estudio se han hallado los valores de dicho triángulo. Para ello, creemos que si el patrón corresponde a un triángulo equilátero de igual distancia entre los 3 lados, el ángulo de cada lado debería ser 60° . En el presente estudio hemos dividido el ángulo inferior en dos semiángulos. Para que se cumplieran las proporciones de Carrea, cada uno de ellos debería medir 30° . En nuestra muestra de pacientes, solamente unos pocos casos se acercan al patrón de 30° pero es importante también evaluar la simetría en cada paciente entre ambos ángulos y según este criterio el 69,33% de los pacientes pueden considerarse simétricos. De estos pacientes que consideramos simétricos, al analizar el valor del ángulo Cdd-Me-Cdi se ha encontrado que la mayoría de la muestra corresponde a un patrón con un triángulo mandibular externo de tipo isósceles. Únicamente el 11.5% de los pacientes corresponde a un patrón formado por un triángulo equilátero mandibular externo.

En segundo lugar, según Carrea (1920) cada uno de los lados de este triángulo equilátero ha de medir lo mismo que la distancia desde el punto mentoniano al punto glabellar, que los lados del triángulo formado por los puntos frontocigomáticos (derecho e izquierdo) y el punto mentón; y que los lados del triángulo formado por los puntos gonion (derecho e izquierdo) y nasion.

Se han analizado las relaciones encontradas entre la distancia desde el punto mentoniano al punto glabellar (GI-Me) y a los puntos frontocigomáticos (Fzd-Me; Fzi-Me) y desde los puntos gonion derecho e izquierdo al nasion (God-N; Goi-N) para ver si todas estas distancias más las que forman el triángulo mandibular externo (Cdd-Cdi; Cdd-Me y Cdi-Me), tal y como apuntaba Carrea (1920), son iguales entre sí.

Los resultados de nuestro estudio muestran que la única relación peor es la que corresponde a Cdd-Cdi con el resto de distancias, ya el resto de relaciones presentan valores cercanos al 1, lo que indica que dichas distancias son similares entre sí. Por tanto, para casi todas las distancias, menos para la anchura bicondílea (Cdd-Cdi) se cumplen los criterios de Carrea (1920).

En tercer lugar, según este mismo autor, los dos triángulos isósceles obtenidos en la mandíbula (Go-Me-DB y Co-Kr-Go) han de tener la misma medida de base, es decir que DB-Me ha de ser igual a Cd-Kr. Además el triángulo del cuerpo de la mandíbula del lado derecho ha de ser igual al lado izquierdo.

En el presente estudio se han establecido todas las relaciones existentes entre los lados de los cuatro triángulos de la mandíbula, con un total de 9 relaciones. Las relaciones más simétricas son las relaciones entre DB-God y DB-Goi y entre God-Me y Goi-Me, que corresponderían a los lados de los triángulos del cuerpo de la mandíbula y las más asimétricas las relaciones entre Kri-Cdi y DB-Me y entre Krd-Cdd y DB-Me, que corresponderían a la base de los triángulos del cuerpo de la mandíbula y a las bases de los triángulos de las ramas mandibulares de cada lado.

Para las relaciones entre los lados Kri-Cdi y Krd-Cdd; Kri-Goi y Krd-God; Cdi-Goi y Cdd-God; DB-Goi y DB-God; Goi-Me y God-Me, la mayor parte de los

pacientes presenta simetría, con porcentajes que superan el 80%; mientras que para las relaciones: DB-Goi y Goi-Me; DB-God y God-Me; Kri-Cdi y DB-Me; Krd-Cdd y DB-Me, la mitad de los pacientes presentarían simetría de ambos lados de los triángulos del cuerpo de la mandíbula y de las bases de dichos triángulos entre sí, mientras que la otra mitad de los pacientes presentarían diferencias entre dichos lados.

Según el grado de simetría o asimetría entre las nueve relaciones, se ha encontrado cómo para las relaciones entre todos los lados de los cuatro triángulos de la mandíbula, un 20% de pacientes presenta simetría perfecta (todos los lados iguales, dentro del rango establecido) el 43% presenta una asimetría de grado 1 (con 2 ó 3 lados diferentes), el 33% de los pacientes presenta asimetría de grado 2 (con 4 ó 5 lados diferentes), el 4% de la población presentaría una asimetría de grado 3 (con 6 ó 7 lados diferentes) y ningún paciente estaría dentro de la asimetría total (con diferencia en 8 o los 9 lados).

Al analizar las relaciones entre las bases del cuerpo y de las ramas de la mandíbula (Kri-Cdi y DB-Me; Krd-Cdd y DB-Me) que, según apuntaba Carrea (1920), debían ser iguales, se ha encontrado que el 34% de los pacientes presentan las bases iguales (simetría), el 12% de los pacientes presentan una asimetría de grado 1, el 48% una asimetría grado 2 y el 6% de los pacientes una asimetría grado 3. No hay ningún paciente haya presentado una asimetría total, sin relación entre las bases de los triángulos.

Por último, al analizar las relaciones entre los lados de los dos triángulos del cuerpo mandibular (DB-Goi y DB-God; Goi-Me y God-Me; DB-Goi y Goi-Me; DB-God y God-Me), que según Carrea (1920), debían de ser iguales entre sí, se ha encontrado en nuestra muestra, que el 35% de los pacientes presentan simetría (con todos los lados de dichos triángulos iguales entre sí), el 18% presentan una asimetría grado 1, el 42% una asimetría grado 2 y un 5% una

asimetría grado 3 sin que ningún paciente haya presentado una asimetría total, sin relación entre los lados de los triángulos del cuerpo de la mandíbula.

A la hora de realizar las mediciones de las proporciones faciales, Hönn y Göz (2007) en su artículo de revisión encontraron que autores como Edler, Pater, Choe y Farkas en sus artículos decían que los métodos antropométricos eran preferibles a los cefalométricos ya que suponían métodos no invasivos, válidos y proporcionaban una valoración tridimensional de las estructuras estudiadas. Sin embargo, con la aparición de los sistemas CBCT y debido a su elevada precisión, puesto que en la actualidad se ha comprobado que prácticamente todos los aparatos de CBCT comercializados son capaces de proporcionar imágenes que se corresponden con la realidad (1:1) y, por tanto, aparatos capaces de localizar con exactitud los puntos cefalométricos (Kitakura et al., 2000; Kobayashi et al., 2004; Lascalea et al., 2004; Marmulla et al., 2005; Pinsky et al., 2006; Mischkowski et al., 2007; Stratemann et al., 2008; Periagio et al., 2008; Moerenhout et al., 2008 y Lagravère et al., 2009), es posible con un solo registro evaluar también las proporciones faciales de nuestros pacientes, sin necesidad de recurrir a mediciones directamente sobre el paciente.

Todos los valores medios de las diferentes proporciones faciales, hallados en el presente estudio, podrían emplearse como plantilla sobre la cual basar el estudio de cada individuo y, de este modo, poder observar cuánto se acerca o aleja de la normalidad o media de la población cada paciente concreto.

h- DENTOALVEOLAR

En el presente estudio se ha encontrado que únicamente las medidas que tienen relación con el incisivo superior presentan una correlación en función de la edad como son el ángulo incisivo superior con línea SN y la inclinación del incisivo superior. La primera se mantiene estable hasta la edad adolescente para disminuir en la edad adulta, mientras que la segunda disminuye

progresivamente desde la edad infantil a la edad adulta. La inclinación del incisivo superior también varía en función del sexo, siendo el valor ligeramente más elevado en los varones.

El presente estudio que se ha realizado es un estudio pionero, puesto que existen en la actualidad muy pocos estudios similares que apliquen la cefalometría 3D para un grupo de pacientes.

Otros autores como Kitakura et al. (2000), Park et al. (2006) y Tejarima et al. (2008) han realizado y aplicado diferentes métodos tridimensionales de cefalometría, aunque en todos los casos empleando el TC convencional y no el CBCT.

Dos de estos autores emplearon la localización espacial de los puntos cefalométricos para crear una serie de patrones de crecimiento y valores medios de población. Así, Kitakura et al. (2000) realizaron TC en 44 casos de pacientes con edades comprendidas entre los 5 y los 26 años de edad y crearon una serie de gráficos visuales que mostraban la influencia de la transición de la edad en el desplazamiento de los puntos cefalométricos. Por otro lado, Tejarima et al. (2008) también emplearon las coordenadas de los puntos sobre una muestra de 10 mujeres voluntarias a las que se les realizó un TC, para establecer unos valores medios y unas desviaciones estándar de la población y sobre estos, analizar a los pacientes asimétricos.

Sin embargo, Park et al. (2006), al igual que nuestro estudio, emplearon medidas lineales y angulares pero sobre una muestra de 16 varones y 14 mujeres adultas a los que realizaron un TC y compararon los valores medios obtenidos, con los valores medios que tenían establecidos para su población.

En el presente estudio nos hemos centrado principalmente en hallar la localización de los puntos cefalométricos en los tejidos duros y en desarrollar y aplicar un método cefalométrico tridimensional sobre estas estructuras

craneofaciales. No es objeto de nuestro estudio el comparar los resultados de cada una de las mediciones con estudios previos, como lo han hecho otros autores como Park et al. (2006) en su población, ya que el grupo de población empleado en el presente estudio, no pertenece a una población de individuos voluntarios que presenten una oclusión ideal, sino que la muestra la hemos obtenido de pacientes que ya tenían realizado un CBCT por motivos varios, y por ello, no podemos considerar que sea una muestra representativa de una población concreta, como puede ser la Comunidad Valenciana o la población española. Se trata, por tanto, de un estudio piloto y los valores obtenidos en el presente estudio pueden servir de guía para estudios posteriores en los que sería interesante conseguir una muestra más amplia y variada y/o una muestra con grupos de población con oclusión óptima para así poder establecer una serie de normas que se puedan aplicar a la población general que demanda tratamiento ortodóncico. Ahora bien, ese tipo de estudios únicamente podrán realizarse en un futuro, ya que hoy día no está justificada la radiación para todos los individuos, si éstos no necesitan por alguna causa concreta la realización de esta prueba diagnóstica.

En definitiva, para poder estudiar el crecimiento humano y determinar una serie de normas cefalométricas válidas en nuestra población, es importante aprender a utilizar esta nueva tecnología y estar familiarizado con la visualización de los registros y con la localización de los puntos cefalométricos en las tres dimensiones del espacio. El CBCT, como nuevo registro diagnóstico, nos abre las puertas para poder ampliar nuestros estudios de investigación en odontología y en ortodoncia, despertando el interés científico de expertos en la materia que hasta ahora únicamente se habían dedicado a realizar trabajos dentro de un ámbito que era y es principalmente clínico.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

Las conclusiones para la primera parte de nuestro estudio son las siguientes:

1. La reproducibilidad tridimensional de los puntos cefalométricos es elevada en los tres ejes del espacio tanto en las mediciones intraobservador como interobservador, con la mejor frecuencia en el eje Z.
2. Existe diferencia estadísticamente significativa para el primer observador entre su primera medición y las dos siguientes en el eje Y.
3. Los puntos más reproducibles en los tres ejes del espacio son: N, S, Ba, Poi, punto A, Ena, Fzd, Fzi, Pg, Me, Gn, B36, B46, IS e II mientras que los puntos con mayor error de localización fueron: SOrd, SOri, Zyd y Enp.

Las conclusiones para la segunda parte de nuestro estudio son las siguientes:

1. No existen diferencias estadísticamente significativas para las medidas angulares y lineales entre las mediciones realizadas sobre la telerradiografía lateral de cráneo y los CBCT, siendo los índices de correlación entre los diferentes métodos muy elevados.
2. No existen diferencias estadísticamente significativas para las medidas angulares y lineales entre las mediciones realizadas sobre los dos programas informáticos de CBCT (Beta NemoStudio® e InVivo5®), siendo los índices de correlación entre ambos métodos muy elevados.

Conclusiones

Las conclusiones para la tercera parte de nuestro estudio son las siguientes:

1. Se ha establecido un plano vertical de referencia basado en la anatomía de la base craneal, un plano sagital medio, definido por puntos que presentaron elevada reproducibilidad y que representan estructuras estables de la base craneal: N, S y Ba y otros dos planos perpendiculares al plano de referencia y perpendiculares entre sí: coronal y horizontal.
2. Se ha diseñado un método cefalométrico tridimensional dividido por áreas de interés que incluye un análisis esquelético, de asimetrías, de proporciones faciales y dentoalveolar. Se han hallado los valores cefalométricos medios de cada una de las mediciones descritas sobre una muestra de pacientes, dividida por grupos de edad.
3. De la muestra de pacientes estudiada se han establecido, además, correlaciones de las diferentes medidas cefalométricas en función del sexo, en función de la edad y en función de las diferentes áreas estudiadas.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

ARAI Y, TAMMISALO E, IWAI K, HASHIMOTO K, SHINODA K (1999) Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillof Radiology*. 28:245-8.

ADAMS GL, GANSKY SA, MILLER AJ, HARRELL WE, HATCHER DC (2004) Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 126:397-409.

BABA R, KONNO Y, UEDA K, IKEDA S (2002) Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph*. 26(3):153-8.

BALLRICK JW, PALOMO JM, RUCH E, AMBERMAN BD, HANS M (2008) Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 134(4):573-82.

BAUMRIND S, MOFFIT F, CURRY S (1983) Three-dimension X-ray stereometry from pair coplanar images. A progress report. *Am J Orthod*. 84: 292-312.

BAUMRIND S, MOFFIT F, CURRY S (1983) The geometry of three dimensional measurement from paired coplanar x-ray images. *Am J Orthod*. 84:313-22.

BERCO M, RIGALI Jr BH, MINER RM, DeLUCA S, ANDERSON NK, WILLD LA (2009) Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 20.136:17.e1-9.

BERNSTEIN IH, LIN TD, MCCLELLAN P (1982) Cross vs within-racial judgments of attractiveness. *Percept Psychophys*. 32:495–503.

BISHARA SE, FAHL JA, PETERSON LC (1983) Longitudinal changes in the ANB angle and Wits appraisal: clinical implications. *Am J Orthod*. 84:133-9.

BRINER A, URZUA R (2007) Cone Beam: Sistema Accuitomo 3DX, Morita. *Anuario sociedad de radiología oral y maxilofacial de Chile*. vol.10 n°1.

BROADBENT BH (1931) A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod*. 1:45-66.

BROADBENT BH (1937) The face of the normal child. *Angle Orthod*. 7:183-207.

BROADBENT BH (1937) Bolton standards and techniques in orthodontic practice. *Angle Orthod*. 7:209-33.

BROOKS SL (2009) CBCT dosimetry: orthodontic considerations. *Seminars in Orthodontics*. 15(1):14-8.

BROWN AA, SCARFE WC, SCHEETZ JP, SILVEIRA AM, FARMAN AG (2009) Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod*. 79:150–7.

Bibliografía

CANUT BRUSOLA JA (2000) Ortodoncia clínica y terapéutica. Ed. Masson.

CARREA JU (1920) Ensayos odontométricos. Tesis doctoral. Universidad de Buenos Aires. Argentina.

CATTANEO PM, BLOCH CB, CALMAR D, HJORTSHØJ M, MELSEN B (2008) Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 134:798-802.

CATTANEO PM, MELSEN B (2008) The use of cone-beam computed tomography in an orthodontic department in between research and daily clinic. *World J Orthod.* 9(3):269-82.

CELLERINO A (2003) Psychobiology of facial attractiveness. *J Endocrinol Invest.* 26:45–8.

CEVIDANES LH, STYNER MA, PROFFIT WR (2006) Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 129(5):611-8.

CHAU AC, FUNG K (2009) Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 107(4):559-65.

CHEN YJ, CHEN SK, YAO JC, CHANG HF (2004) The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod.* 74:155-61.

COBEN SE (1969) the integration of facial skeletal variants. Am J Orthod. 41(6):453-68.

COHNEN M, KEMPER J, MOBES O, PAWELZIK J, MODDER U (2002) Radiation dose in dental radiology. Eur Radiol. 12:634-7.

DE COSTER L (1939) The network method on orthodontic diagnosis. Angle Orthod. 9(1): 3-14.

DE VOS W, CASSELMAN J, SWENNEN GR (2009) Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg. 38(6):609-25.

DEL SANTO M JR (2006) Influence of occlusal plane inclination on ANB and Wits assessments of anteroposterior jaw relationships. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 129(5):641-8.

DOWNS (1952) The role of cephalometrics in orthodontic case analysis and diagnosis. Am J Orthod. 38:162-82.

EDLER RJ (2001) Background considerations to facial aesthetics. J Orthod. 28:159-68.

ENLOW DH, MOYERS RE, HUNTER WS, McNAMARA JA (1969) A procedure for the analysis of intrinsic facial form and growth. 56:6-23.

ENLOW DH (1975) Handbook of facial growth. Philadelphia: WB Saunders.

Bibliografía

FARMAN AG, SCARFE WC (2006) Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 130(2):257-65.

FAURE J, OUEISS A, MARCHAL-SIXOU C, BRAGA J, TREIL J (2008) Céphalométrie tridimensionnelle: applications en clinique et en reserche. *Orthod Fr.* 79:13-30.

FINLAY LM (1980) Craniometry and cephalometry: a history prior to the advent of radiography. *Angle Orthod.* 50:312-21.

FUNDACIÓN EDUCATIVA HÉCTOR A. GARCÍA. Disponible en el url: http://www.proyectoshogar.com/Enciclopedia/Razas_3.htm.

GIBBS SJ (2000) Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 90:538-45.

GRAUER D, CEVIDANES L, STYNER MA, HEULFED I, HARMON ET E, ZHUF H, PROFFIT WR (2010) Accuracy and landmark error calculation using cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Angle Orthod.* 80:286-94.

GRAYSON BH, McCARTHY JG, BOOKSTEIN F (1983) Analysis of craniofacial asymmetry by multiplane cephalometry. *Am J Orthod.* 84:217-24.

GRAYSON BH, CUTTING C, BOOKSTEIN F, KIM H, McCARTHY JG (1988) The three-dimensional cephalogram: Theory, technique, and clinical application. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 94:327-37

GRIBEL BF, GRIBEL MN, MANZI FR, BROOKS SL, MCNAMARA JR. JA (2011) From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment. *Angle Orthod.* 81:5-12.

HAJEER MY, MILLETT DT, AYOUB AF, SIEBERT JP (2004) Applications of 3D imaging in orthodontics: Part I. *J Orthod.* 31(1):62-70.

HALAZONETIS DJ (2005) From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 127(5):627-37.

HARRELL WE JR, HATCHER DC, BOLT RL (2002) In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 122(3):325-30.

HASSAN B, STELT P, SANDERINK G (2009) Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod.* 31:129-34.

HOLROYD JR, GULSON AD (2009) The radiation protection implications of the use of cone beam computed tomography in dentistry. What you need to know. Health Protection Agency. Chilton, Didcot, Oxfordshire. July.

HORNER K, ISLAM M, FLYGARE L, TSIKLAKIS K, WHAITES E (2009) Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus

guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofac Radiol.* 38:187–95.

HÖNN M, GÖZ G (2007) Das faziale Schönheitsideal. *J Orofac Orthop.* 68:6-16.

HWANG HS, HWANG CH, LEE KH, KANG BC (2006) Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 130(6):779-85.

IWASAKI H, ISHIKAWA H, CHOWDHURY L, NAKAMURA S, IIDA J (2002) Properties of the ANB angle and the Wits appraisal in the skeletal estimation of Angle's Class III patients. *Eur J Orthod.* 24(5):477-83.

IWAWAKI S, EYSENCK HJ, GOTZ KO (1979) A new visual aesthetic sensitivity test [VAST]: II. Cross-cultural comparison between England and Japan. *Percept Mot Skills.* 49:859-62.

JACOBI W (1978) The concept of effective dose- a proposal for the combination of organ doses. *Radiation and Environmental Physics.* 12:101-9.

JACOBSON A (1976) Application of "Wits" appraisal. *Am J Orthod.* 70:179-89.

JARABAK JR, FIZZELL JA (1972) Technique and treatment with light wire edgewise appliance. Ed. St. Louis: Mosby.

JEFFERSON (2004) Facial beauty. Establishing a universal standard. *Int J Orthod.* 15(1):9-22.

KATSUMATA A, FUJISHITA M, MAEDA M, ARIJI Y, ARIJI E, LANGLAIS RP (2005) 3D-CT evaluation of facial asymmetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 99:212-20.

KEEVE E, KUSCH J, HEY J, RITTER L (2008) *Fundamentals of Cone-beam Volumetric Imaging Technology*. In: *Cone-beam Volumetric Imaging in Dental, Oral and Maxillofacial Medicine*. Quintessence Books.

KITAURA H, YONETSU K, KITAMORI H, KOBAYASHI K, NAKAMURA T (2000) Standardization of 3-D CT measurements for length and angles by matrix transformation in the 3-D coordinate system. *Cleft Palate Craniofac J.* 37:349-56.

KOBAYASHI K, SHIMODA S, NAKAGAWA Y, YAMAMOTO A (2004) Accuracy measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19(2):228-31.

KRAGSKOV J, BOSCH C, GYLDENSTED C, SINDET-PEDERSEN S (1997) Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J.* 34:111-6.

KUMAR V, LUDLOW JB, MOL A, CEVIDANES L (2007) Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol.* 36:263-9.

Bibliografía

KUMAR V, LUDLOW J, SOARES CEVIDANES LH, MOL A (2008) In Vivo Comparison of Conventional and Cone Beam CT Synthesized Cephalograms. *Angle Orthod.* 78(5):873-9.

KWON TG, PARK HS, RYOO HM, LEE SH (2006) A comparison of craniofacial morphology in patients with and without facial asymmetry—a three-dimensional analysis with computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 35(1):43-8.

KWONG JC, PALOMO JM, LANDERS MA, FIGUEROA A, HANS MG (2008) Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 133(2):317-27.

LAGRAVÈRE MO, MAJOR PW (2005) Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 128(5):657-60.

LAGRAVÈRE MO, CAREY J, TOOGOOD RW, MAJOR PW (2008) Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images, *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 134:112-6.

LAGRAVÈRE MO, GORDON JM, GUEDES IH, FLORES-MIR C, CAREY JP, GISEON H, MAJOR PW (2009) Reliability of traditional cephalometric landmarks as seen in three-dimensional analysis in maxillary expansion treatments. *Angle Orthod.* 79:1047-56.

LAMICHANE M, ANDERSON NK, RIGALI PH, SELDIN EB, WILLE LA (2009) Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 136(2):156.e1-6.

LANE C, HARRELL W JR (2008) Completing the 3-dimensional picture. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 133:612-20.

LANGLOIS JH, ROGGMAN LA, CASEY RJ (1987) Infant preferences for attractive faces: Rudiments of stereotype?. *Dev Psychol.* 23:363-9.

LASCALA CA, PANELLA J, MARQUES MM (2004) Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol.* 33:291-4.

LAWS P W, ROSENSTEIN M (1978) A somatic dose index for diagnostic radiology. *Health Physics.* 35:629-42.

LOU L, LAGRAVÈRE MO, COMPTON S, MAJOR PW, FLORES-MIR C (2007) Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 104(3):402-11.

LOUBELE M, BOGAERTS R, VAN DIJCK E, PAUWELS R, VANHEUSDEN S, SUETENS P, MARCHAL G, SANDERINK G, JACOBS R (2009) Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol.* 71(3):461-8.

LUDLOW JB, GUBLER M, CEVIDANES L, MOLD A (2009) Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 136:312.e1-10.

Bibliografía

MAEDA M, KATSUMATA A, ARIJI Y, MURAMATSU A, YOSHIDA K, GOTO S, KURITA K, ARIJI E (2006) CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 102:382-90.

MASTER 3D DENTAL IMAGING. User Manual (May 2008) E-WOO Technology Company limited.

McINTYRE GT, MOSSEY PA (2003) Size and shape measurement in contemporary cephalometrics. *Eur J Orthod.* 25:231-42.

MAH J, HATCHER D (2004) Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 126(3):308-9.

MAH J, HATCHER D (2005) Diagnóstico por imagen craneofacial en ortodoncia. Capítulo 2. En: Grabber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL, editors. *Orthodontics: current principles and techniques.* St Louis: Elsevier; p.71-100.

MARMARY Y, ZILKERMAN Y, MIRSKY Y (1979) Use of foramina spinosa to determine skull midlines. *Angle Orthod.* 49: 263-8.

MARMULLA R, WÖRTCHE R, MÜHLING J, HASSFELD S (2005) Geometric accuracy of the NewTom9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 34(1):28-31.

MAROTO RM (2004) Antropología de las poblaciones femeninas medievales del alto Ebro y alto Duero. Tesis doctoral. Universidad de Granada.

MARTINEZ MIÑANA P (1983) Análisis cefalométrico de las maloclusiones dentarias en la población valenciana. Tesis doctoral. Universidad de Valencia.

MILES A (2008) Color atlas of cone beam volumetric imaging for dental applications. Quintessence Publishing Co, Inc.

MISCHKOWSKI RA, PULSFORT R, RITTER L, NEUGEBAUER J, BROCHHAGEN HG, KEEVE E, ZÖLLER JE (2007) Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 104(4):551-9.

MOERENHOUT BA, GELAUDE F, SWENNEN GR, CASSELMAN JW, VAN DER SLOTEN J, MOMMAERTS MY (2008) Accuracy and repeatability of cone-beam computed tomography (CBCT) measurements used in the determination of facial indices in the laboratory setup. J Craniomaxillofac Surg. 22:1-6.

MOORREES FA, VAN VENROOIJ ME, LEBRET LM, GLATKY CB, KENT, JR. R, REED RB (1976) New norms for the Mesh diagram analysis. Am J Orthod. 69(1): 57-71.

MOSHIRI M, SCARFE WC, HILGERS ML, SCHEETZ JP, SILVEIRA AM, FARMAN AG (2007) Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 132(4):550-60.

MOYERS RE, BOOKSTEIN FL (1979) The inappropriateness of conventional cephalometrics. Am J Orthod. 75(6):599-617.

Bibliografía

MOZZO P, PROCACCI C, TACCONI A, MARTINI PT, ANDREIS IA (1998) A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 8(9):1558-64.

MURAMATSU A, NAWA H, KIMURA M, YOSHIDA K, MAEDA M, KATSUMATA A, ARIJI E, GOTO S (2008) Reproducibility of Maxillofacial Anatomic Landmarks on 3-Dimensional Computed Tomographic Images Determined with the 95% Confidence Ellipse Method. *Angle Orthod.* 78(3):396-402.

NALÇACI R, OZTÜRK F, SÖKÜCÜ O (2010) A comparison of two-dimensional radiography and three-dimensional computed tomography in angular cephalometric measurements. *Dentomaxillofac Radiol.* 39:100-6.

OLIVEIRA AE, CEVIDANES LH, PHILLIPS C, MOTTA A, BURKE B, TYNDALL D (2009) Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 107(2):256-65.

OLSZEWSKI R, COSNARD G, MACQ B, MAHY P, REYCHLER H (2006) 3D CT-based cephalometric analysis: 3D cephalometric theoretical concept and software. *Neuroradiology.* 48(11):853-62.

OLSZEWSKI R, ZECH F, COSNARD G, NICOLAS V, MACQ B, REYCHLER H (2007) Three-dimensional computed tomography cephalometric craniofacial analysis: experimental validation in vitro. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 36(9): 828-33.

ONO I, OHURA T, NARUMI E, KAWASHIMA K, MATSUNO I, NAKAMURA S (1992) Three-dimensional analysis of craniofacial bones using computed tomography. *J Craniomaxillofac Surg.* 20:49-60.

PARK SH, YU HS, KIM KD, LEE KJ, BAIK HS (2006) A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 129(5):600.e23-34.

PERIAGO DR, SCARFE WC, MOSHIRI M, SCHEETZ JP, SILVEIRA AM, FARMAN AG (2008) Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod.* 78(3):387-95.

PERRETT DI, MAY KA, YOSHIKAWA S (1994) Facial shape and judgements of female attractiveness. *Nature.* 368:239-42.

PINSKY HM, DYDA S, PINSKY RW, MISCH KA, SARMENT DP (2006) Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 35(6):410-6.

QUINTERO JC, TROSIEN A, HATCHER D, KAPILA S (1999) Craniofacial imaging in orthodontics: Historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod.* 69(6):491-506.

REDMOND Y CHO (2009) The cutting edge. *J Clin Orthod.* 53(4):235-51.

RICHTSMEIER JT, PAIK CH, ELFERT PC, COLE TM, DAHLMAN HR (1995) Precision, repeatability, and validation of the localization of cranial landmarks using computed tomography scans. *Cleft Palate Craniofac J.* 32:217-27.

Bibliografía

RICKETTS RM (1950) Facial and denture changes during orthodontics treatment as analyse from temporomandibular joint. 41:435-41.

RICKETTS RM (1960) Cefalometric analysis and synthesis. Angle Orthod. 31(3):141-56.

RICKETTS RM (1960) The influence of orthodontic treatment on facial growth and development. Angle Orthod. 30:103-33.

RICKETTS RM (1960) Cephalometric Synthesis. Am J orthod. 46:648-73.

RICKETTS RM (1969) The evolution of diagnosis to computerized cephalometrics. Am J Orthod. 55:795-803.

RICKETTS RM (1972) An overview of computerized cephalometrics. Am J Orthod. 61:1-28.

RICKETTS RM (1981) Perspectives in the clinical application of cephalometrics. Angle Orthod. 51(2):115-50.

RICKETTS RM (1982) The biologic significance of the divine proportion and Fibonacci series. Am J Orthod. 81(5):351-70.

RIEDEL (1952) The relation of maxillary structures to cranium in malocclusion and in normal occlusion. Angle Orthod. 51:115-49.

RIEDEL RA (1957) An analysis of dentofacial relationships, Am J Orthod. 43: 103-19.

ROBERTS JA, DRAGE NA, DAVIES J, THOMAS DW (2009) Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. Br J Radiol. 82(973):35-40.

ROTBURG S, FRIED N, KANE J, SHAPIRO E (1980) Predicting the "Wits" appraisal from the ANB angle. Am J Orthod. 77(6):636-42.

ROYO GOMARA MC (2009) Principios básicos sobre el uso de la CT dental de haz cónico. AEROMF. January.

SASSOUNI V (1958) Archial analysis in three dimensions. Am J Orthod. 44:433-63.

SIERRA BRAVO R (1991) Diccionario práctico de estadística. Madrid. Ed. Paraninfo. p.469.

SILVA MA, WOLF U, HEINICKE F, BUMANN A, VISSER H, HIRSCH E (2008) Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: A radiation dose evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 133(5):640.e1-5.

STEINER CC (1953) Cephalometrics for you and me. Am J Orthod. 39:729-55.

STRATEMANN SA, HUANG JC, MAKI K, MILLER AJ, HATCHER DC (2008) Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. Dentomaxillofac Radiol. 37(2):80-93.

Bibliografía

SURI S, UTREJA A, KHANDELWAL N, MAGO SK (2008) Craniofacial computerized tomography analysis of the midface of patients with repaired complete unilateral cleft lip and palate. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 134:418-29.

SWENNEN GR, SCHUTYSER F, HAUSAMEN JE (2005) Three-dimensional cephalometry. A color atlas and manual. Springer.

SWENNEN GR, SCHUTYSER F (2006) Three-dimensional cephalometry: Spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 130(3):410-6.

TEJERO A (1992) Antropometría cefalométrica de la población infantil y adolescente de Valencia. Tesis doctoral. Universidad de Valencia.

TERAJIMA M, YANAGITA N, OZEKI, K, HOSHINO Y, MORI N, GOTO TK, TOKUMORI K, AOKI Y, NAKASIMA A (2008) Three-dimensional analysis system for orthognathic surgery patients with jaw deformities, *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 134:100-11.

TERAJIMA M, ENDO M, AOKI Y, YUUDA K, HAYASAKI H, GOTO TK, TOKUMORI K, NAKASIMA A (2008) Four-dimensional analysis of stomatognathic function. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 134:276-87.

TWEED CH (1969) The diagnostic facial triangle in the control of treatment objectives. *Am J Orthod.* 55(5):651-67.

VAN CAUTER S, OKKERSE W, BRIJS G, DE BEULE M , BRAEM M, VERHEGGHE B (2010) A new method for improved standardisation in three-dimensional computed tomography cephalometry. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 13(1):59-69.

VAN VLIJMEN OJ, BERGÉ SJ, BRONKHORST EM, SWENNEN GR, KATSAROS C, KUIJPERS-JAGTMAN AM (2009) A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional frontal radiographs of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 38(7):773-8.

VAN VLIJMEN OJ, BERGÉ SJ, SWENNEN GR, BRONKHORST EM, KATSAROS C, KUIJPERS-JAGTMAN AM (2009) Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. *J Oral Maxillofac Surg*. 67(1):92-7.

VAN VLIJMEN OJ, MAAL TJ, BERGÉ SJ, BRONKHORST EM, KATSAROS C, KUIJPERS-JAGTMAN AM (2009) A comparison between two-dimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. *Eur J Oral Sci*. 117(3):300-5.

VAN VLIJMEN OJ, MAAL T, BERGÉ SJ, BRONKHORST EM, KATSAROS C, KUIJPERS-JAGTMAN AM (2010) A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 39(2):156-60.

VAN VLIJMEN OJ, RANGEL FA, BERGÉ SJ, BRONKHORST EM, BECKING AG, KUIJPERS-JAGTMAN AM (2010) Measurements on 3D models of human

Bibliografía

skulls derived from two different cone beam CT scanners. Clin Oral Investig. Jul 17 [Epub ahead of print].

WAHL N (2006) Orthodontics in 3 millennia. Chapter 7: Facial analysis before the advent of the cephalometer. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 129(2):293-8.

WAHL N (2006) Orthodontics in 3 millennia. Chapter 8: The cephalometer takes its place in the orthodontic armamentarium. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 129:574-80.

WAITZMAN AA, POSNICK JC, ARMSTRONG DC, PRON GE (1992) Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: part II. Normal values and growth trends. Cleft Palate Craniofac J. 29:118-28.

WILLIAMS FL, RICHTSMEIER JT (2003) Comparison of mandibular landmarks from computed tomography and 3D digitizer data. Clin Anat. 16:494-500.

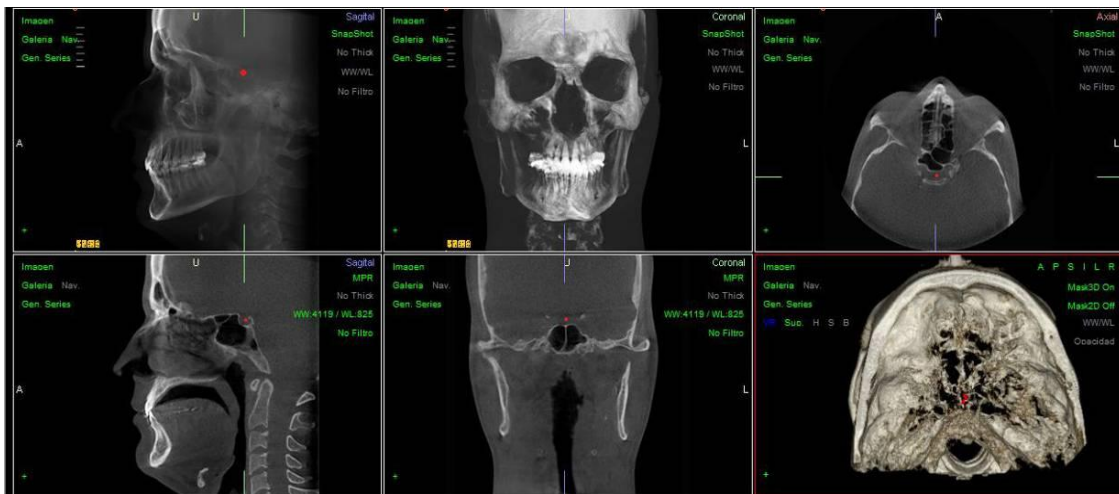
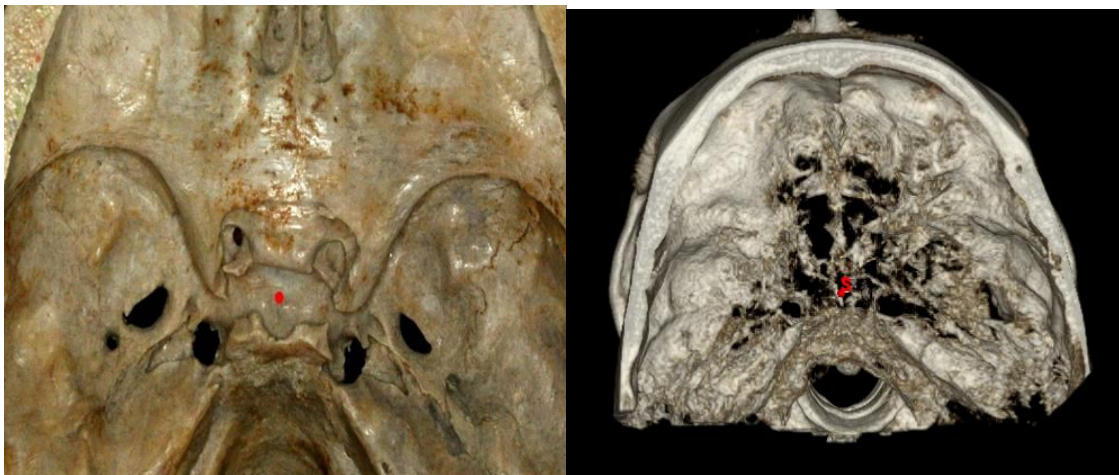
YITSCHAKY O, MEIR REDLICH M, ABED Y, FAERMAN M, CASAP N, HILLER N (2011) Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images. Angle Orthod. 81:13-18.

ANEXOS

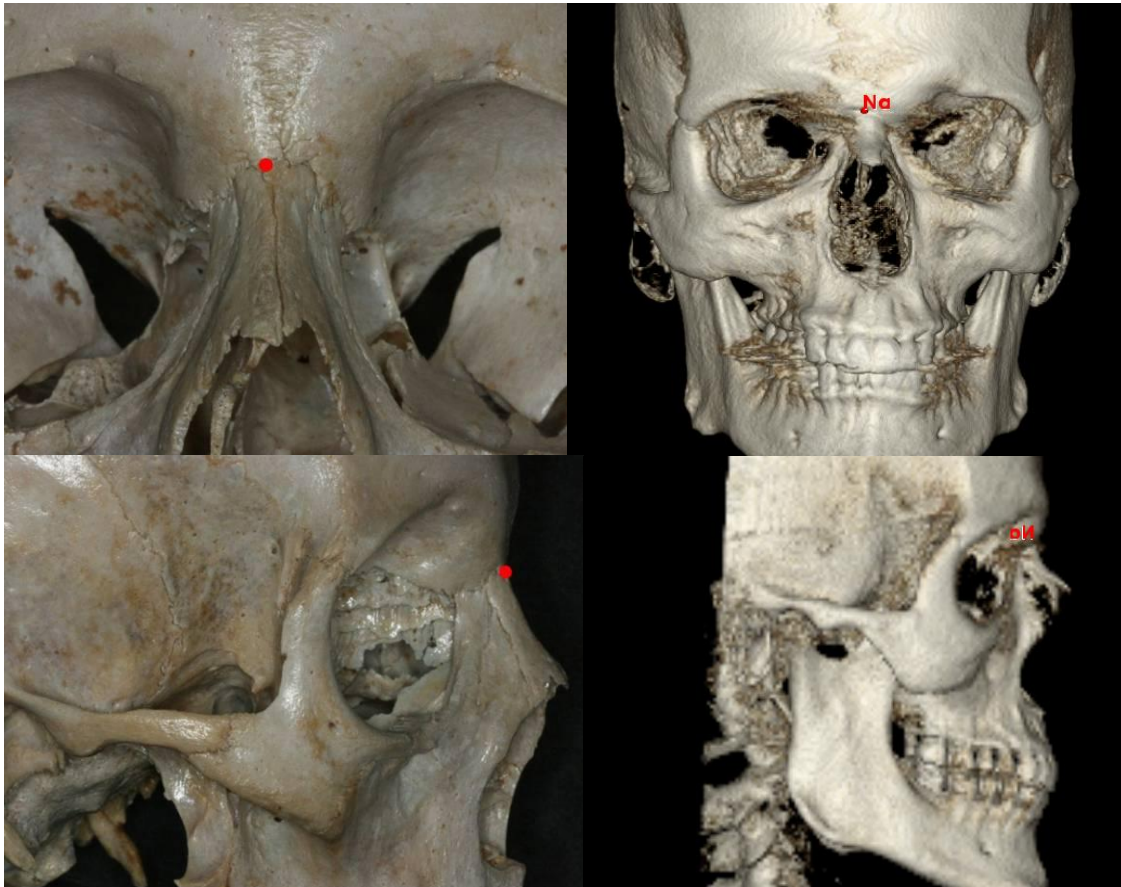
ANEXOS

ANEXO I. LOCALIZACIÓN DE LOS PUNTOS CEFALOMÉTRICOS.

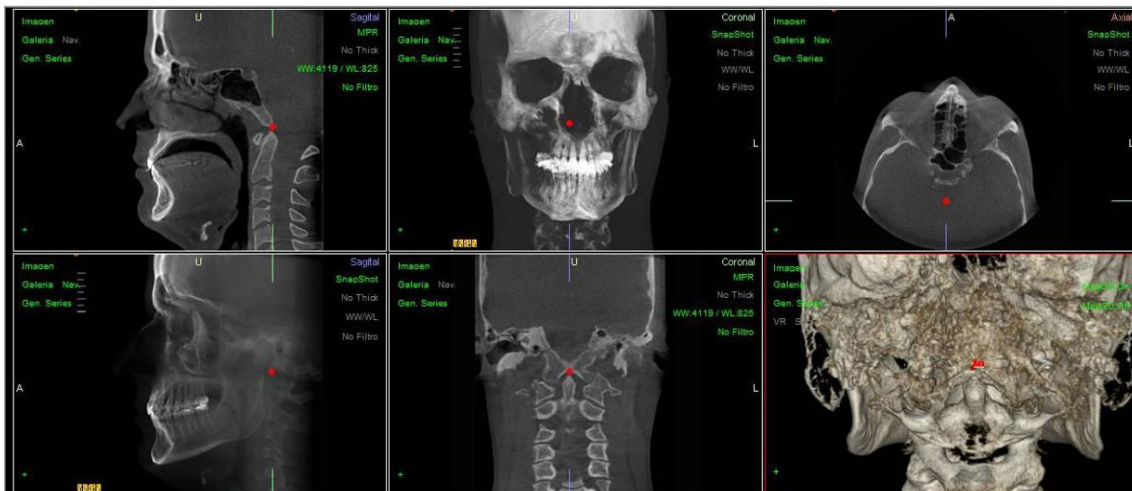
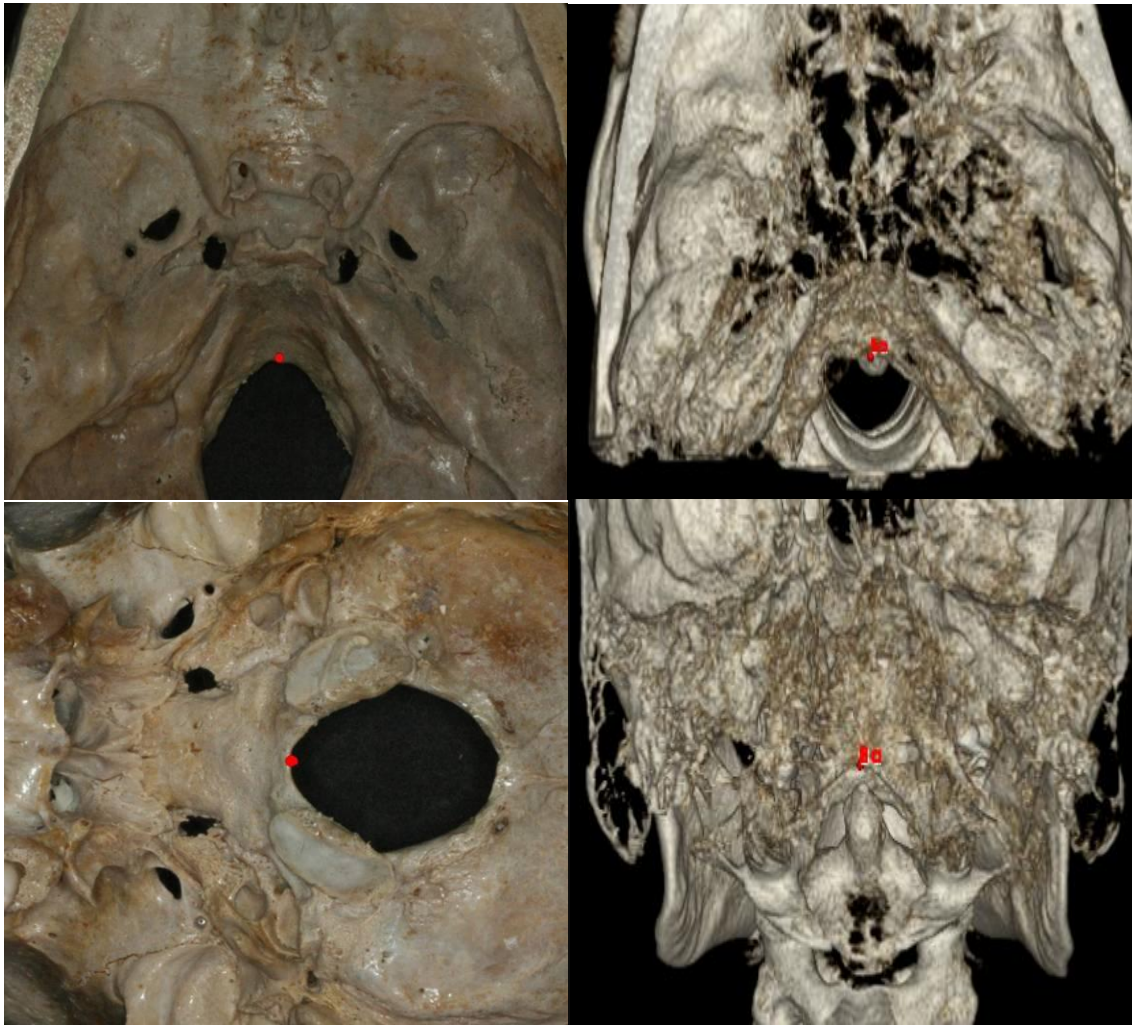
1. Silla turca (S)



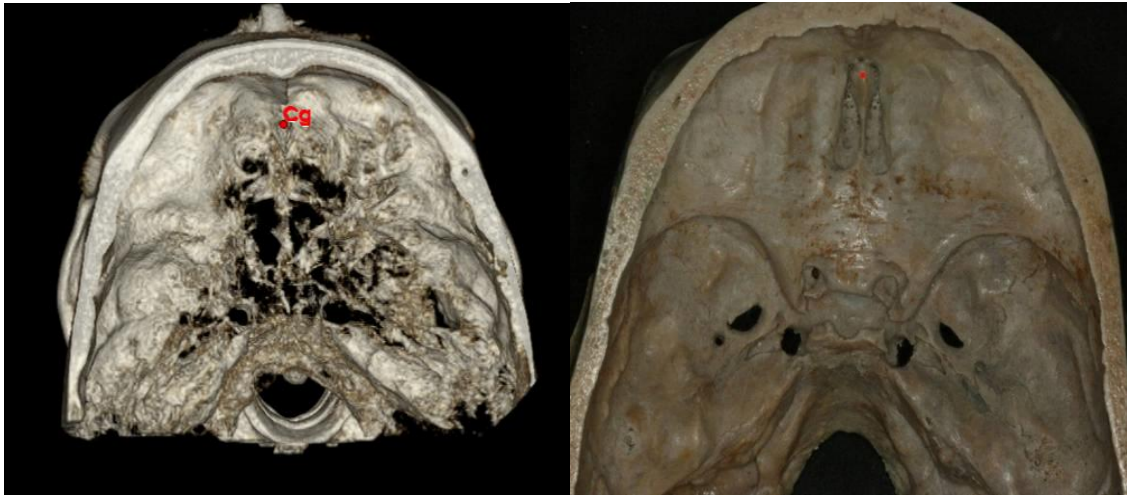
2. Nasion (N)



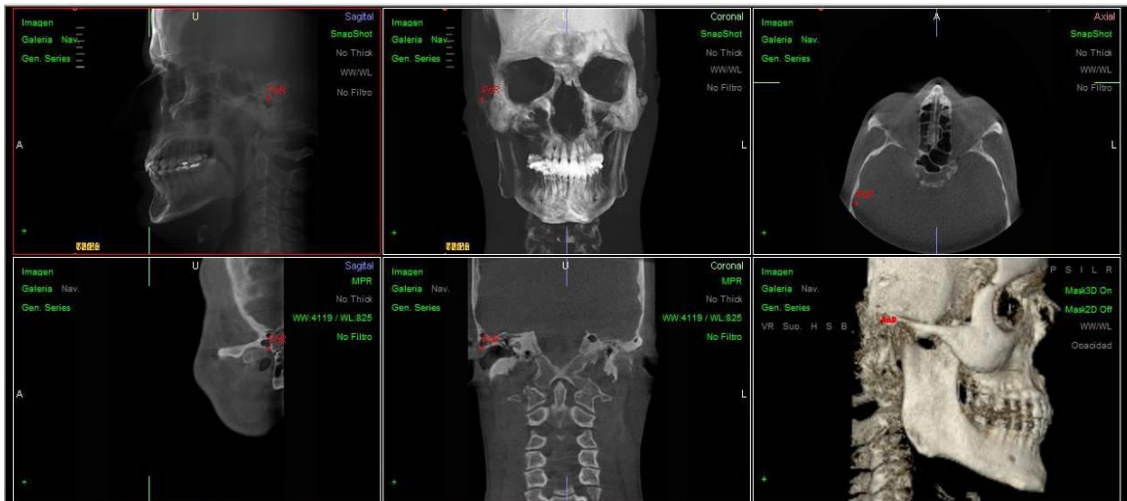
3. Basion (Ba)



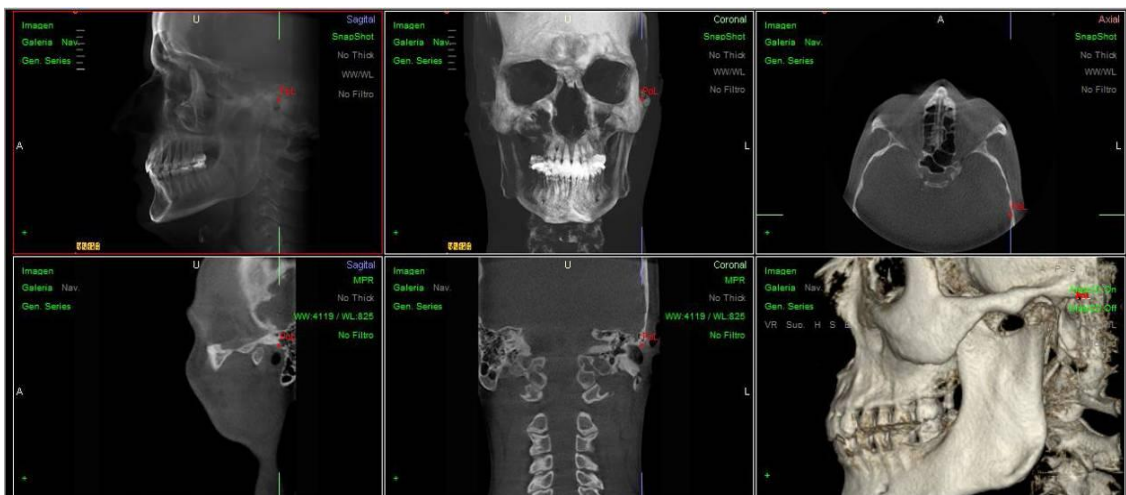
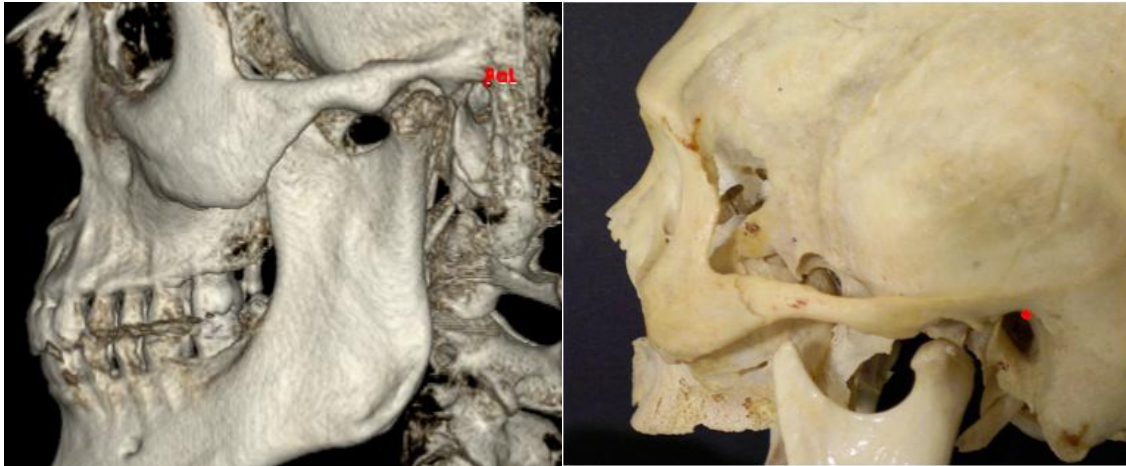
4. Crista Galli (Cg)



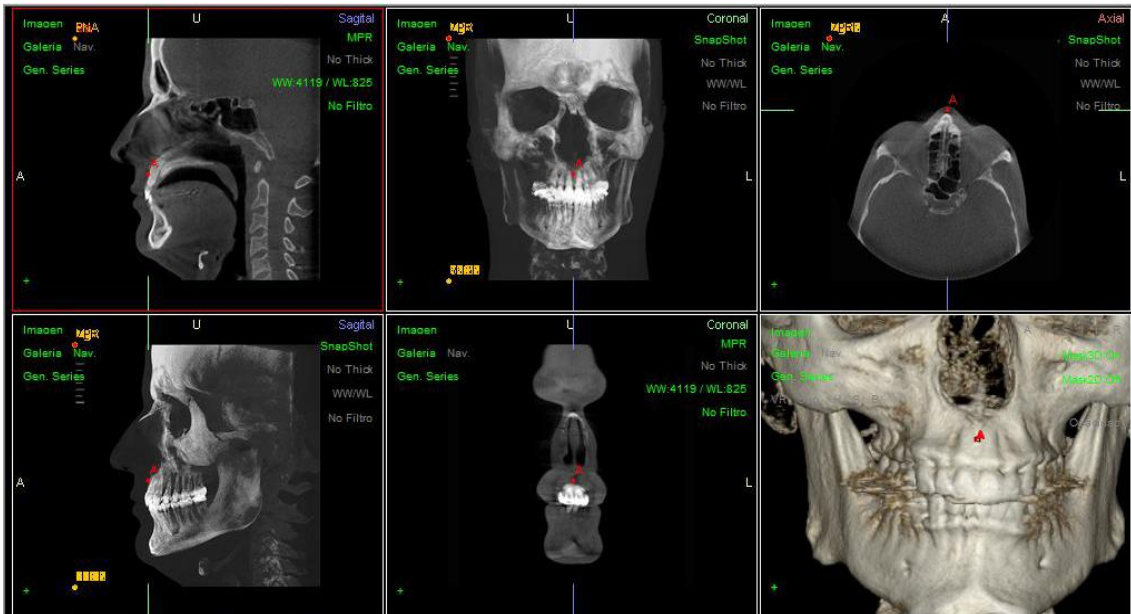
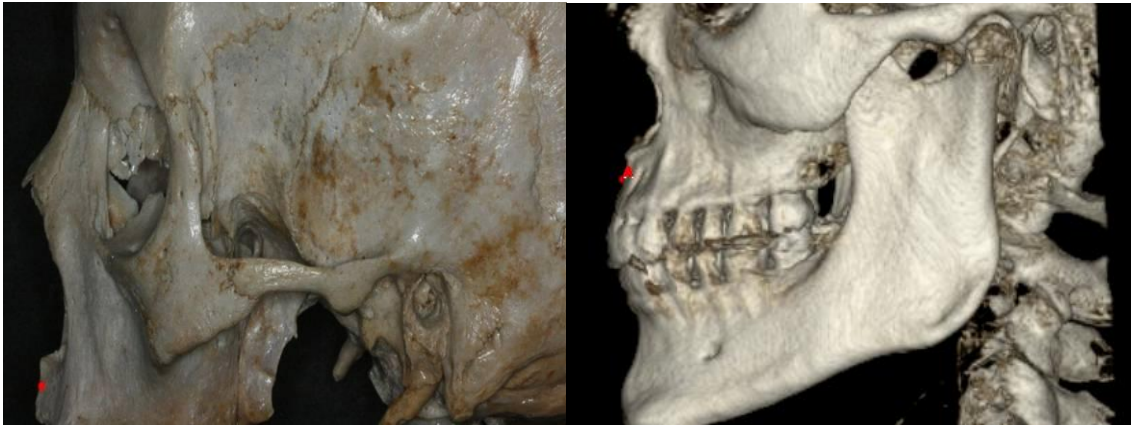
5. Porion derecho (Pod)



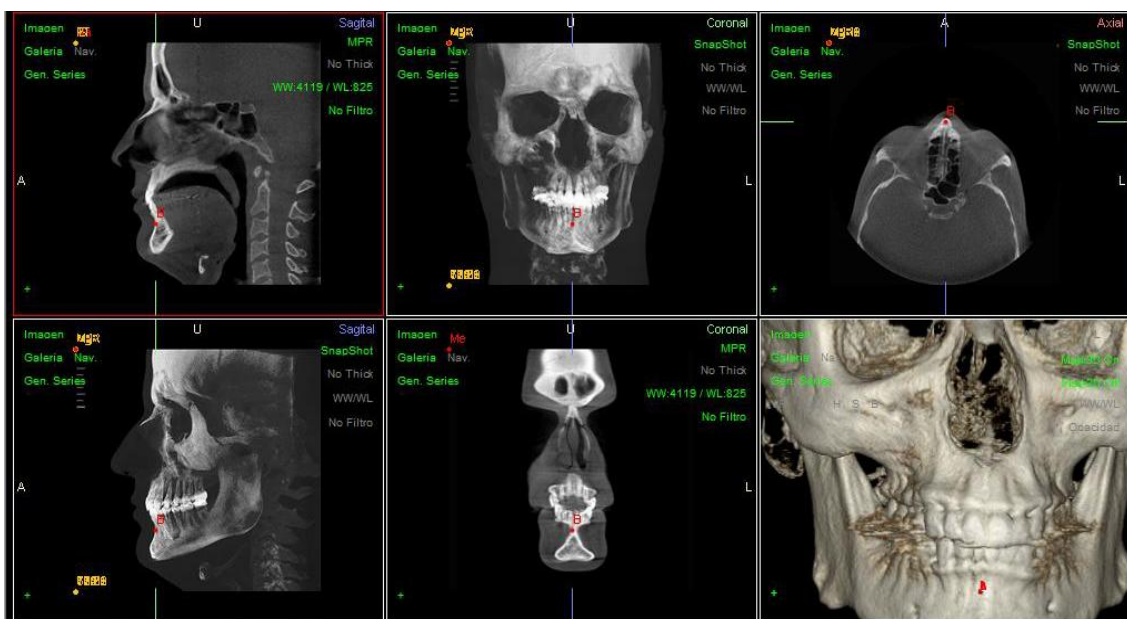
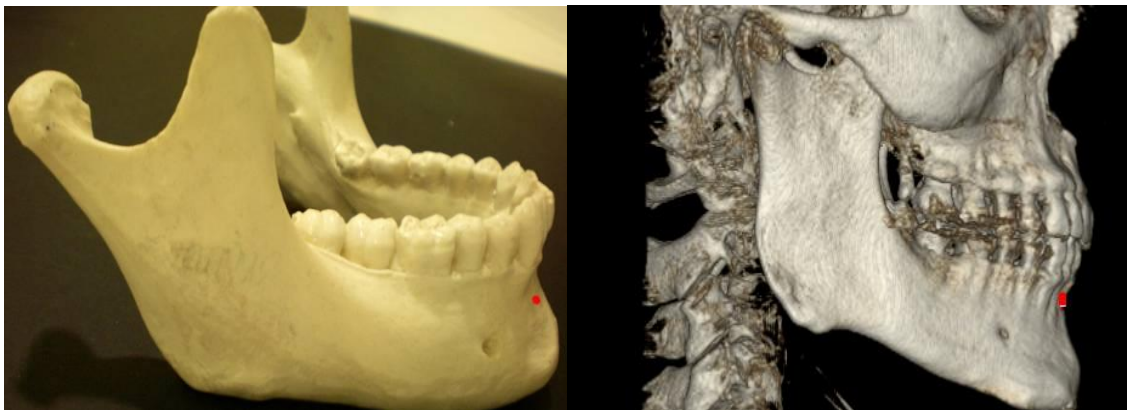
6. Porion izquierdo (Poi)



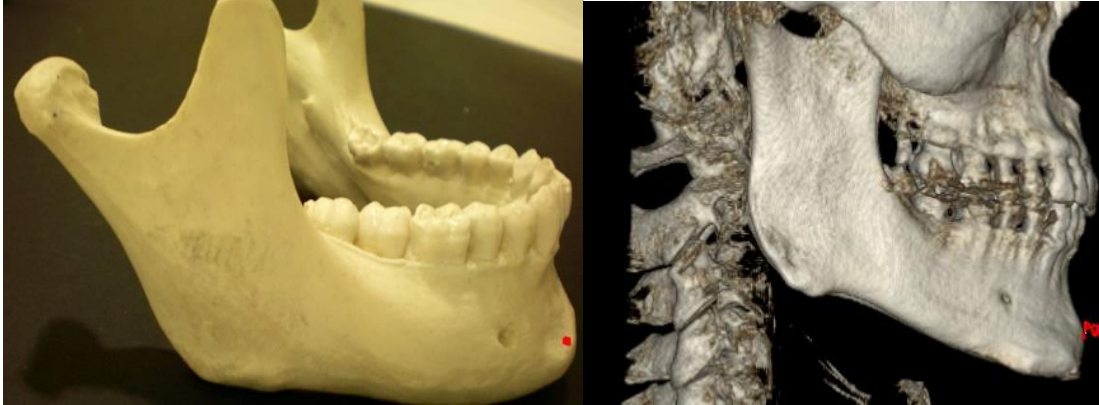
7. Punto A (A)



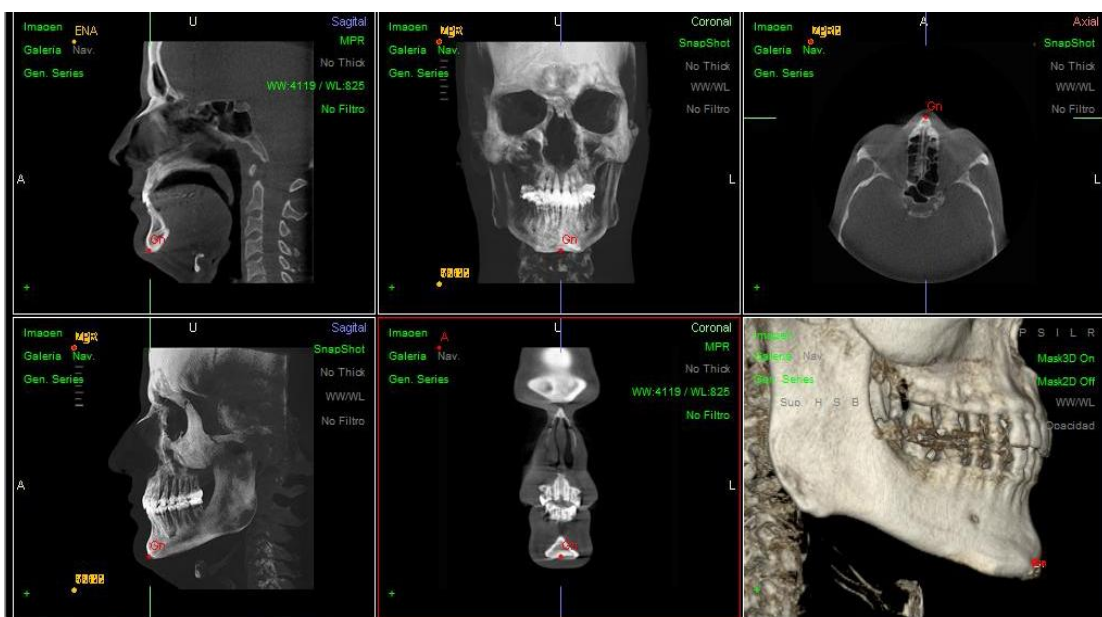
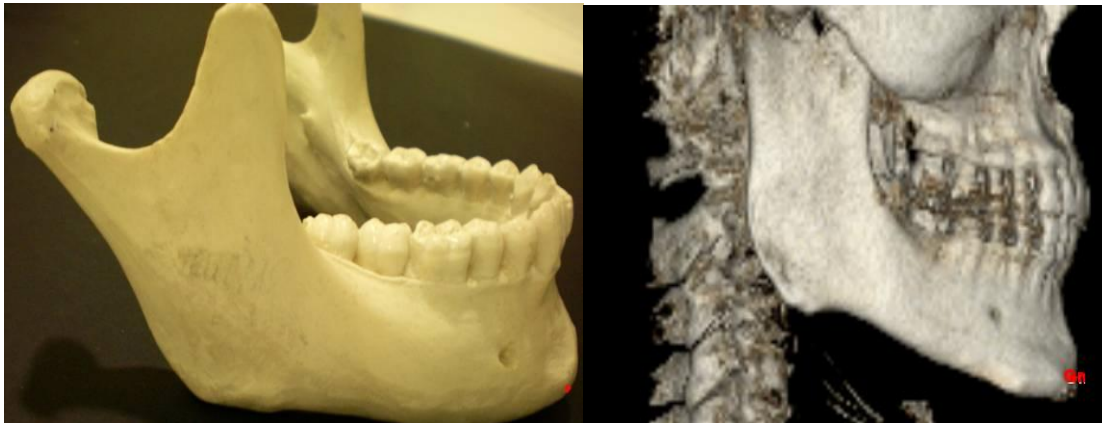
8. Punto B (B)



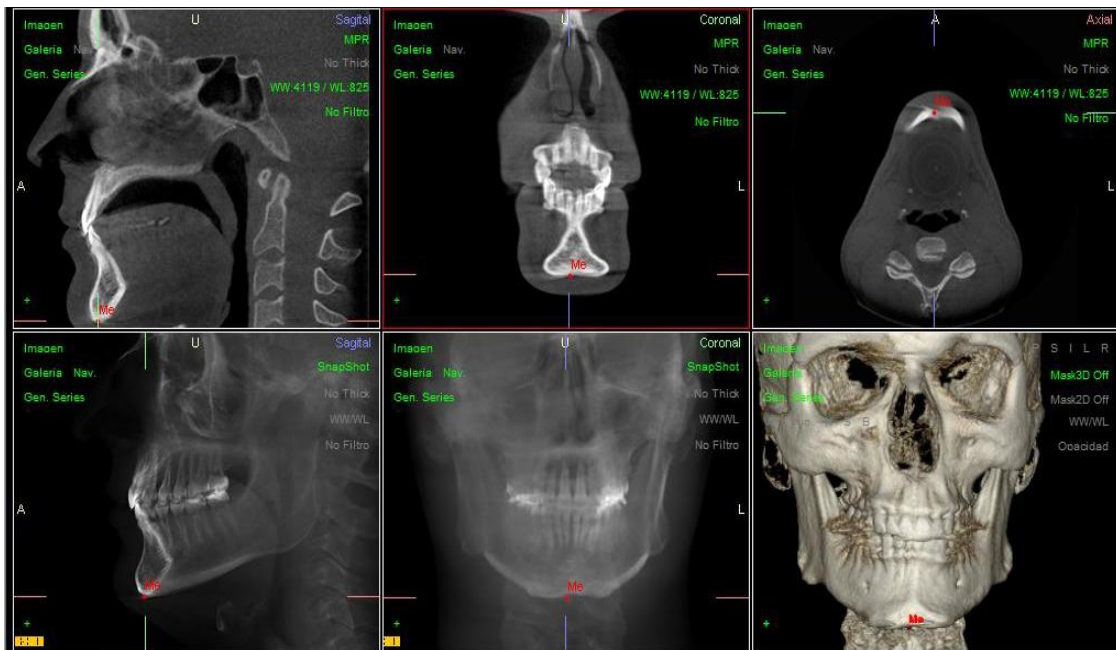
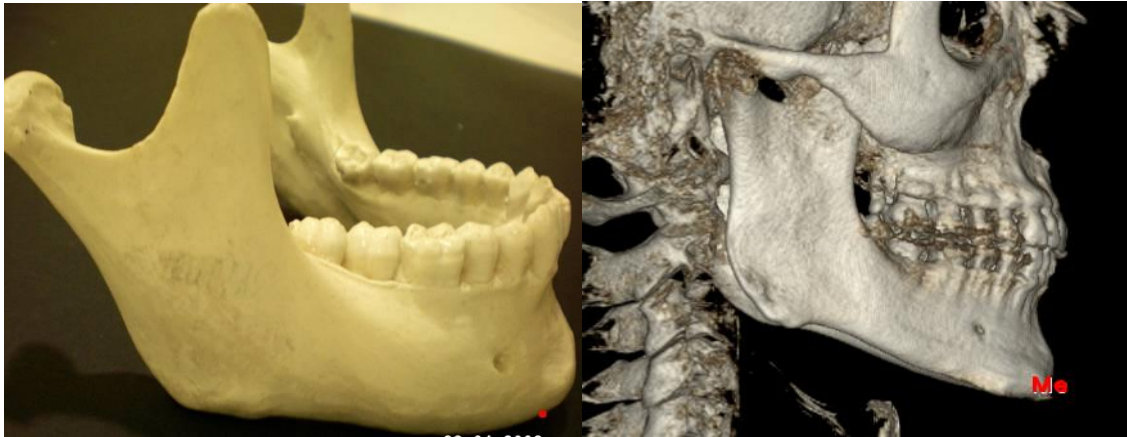
9. Pogonion (Pg)



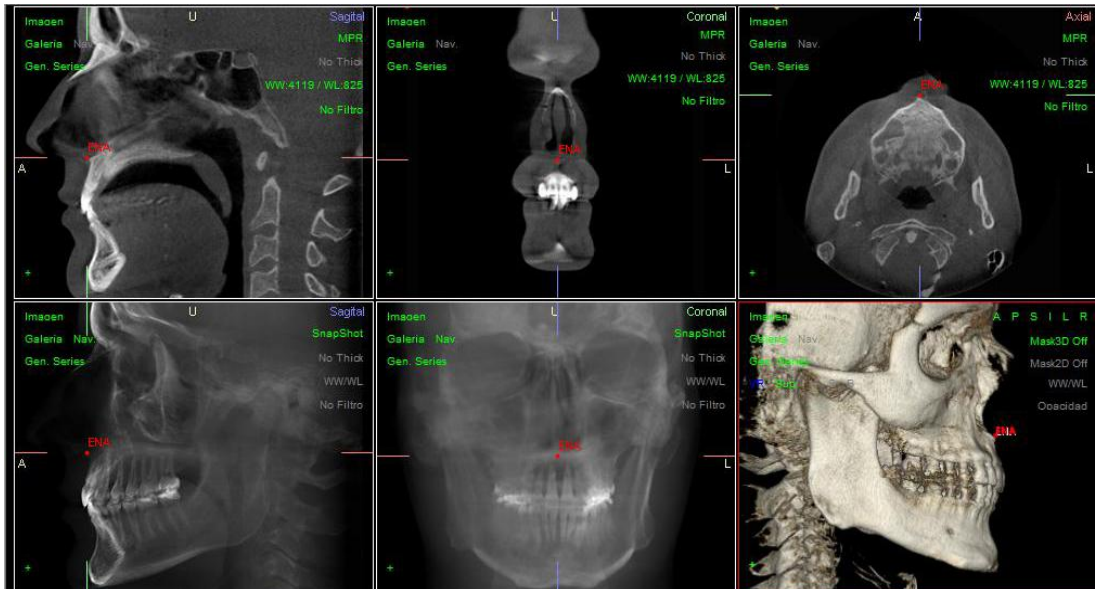
10. Gnathion (Gn)



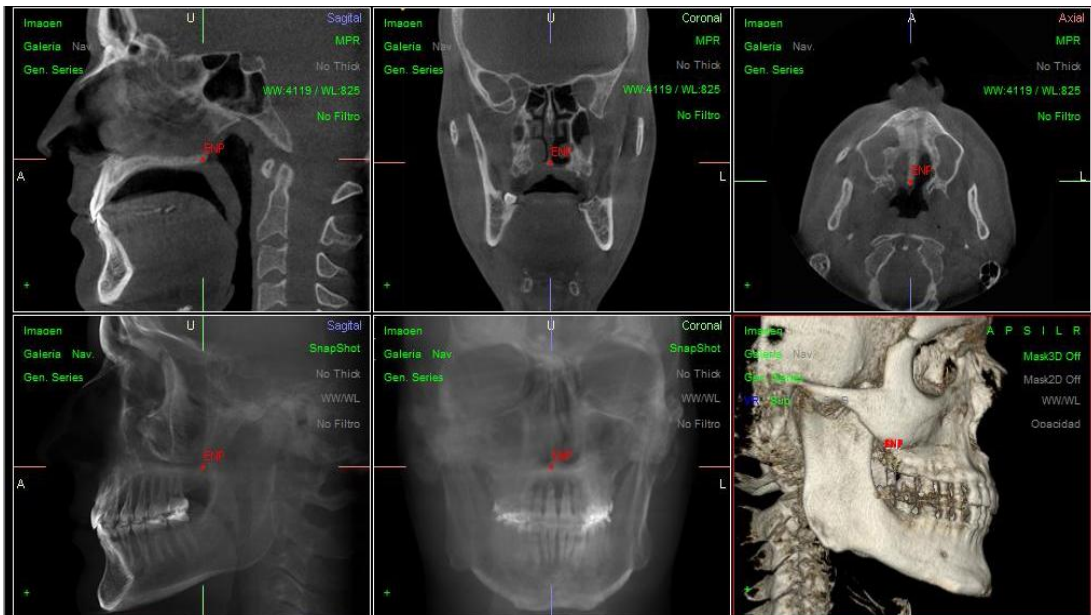
11. Menton (Me)



12. Espina Nasal Anterior (Ena)



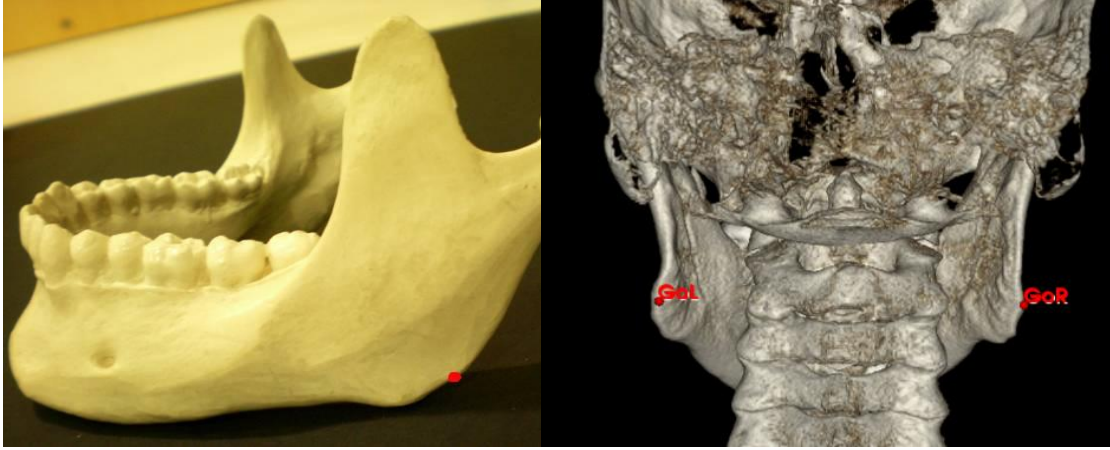
13. Espina Nasal Posterior (Enp)



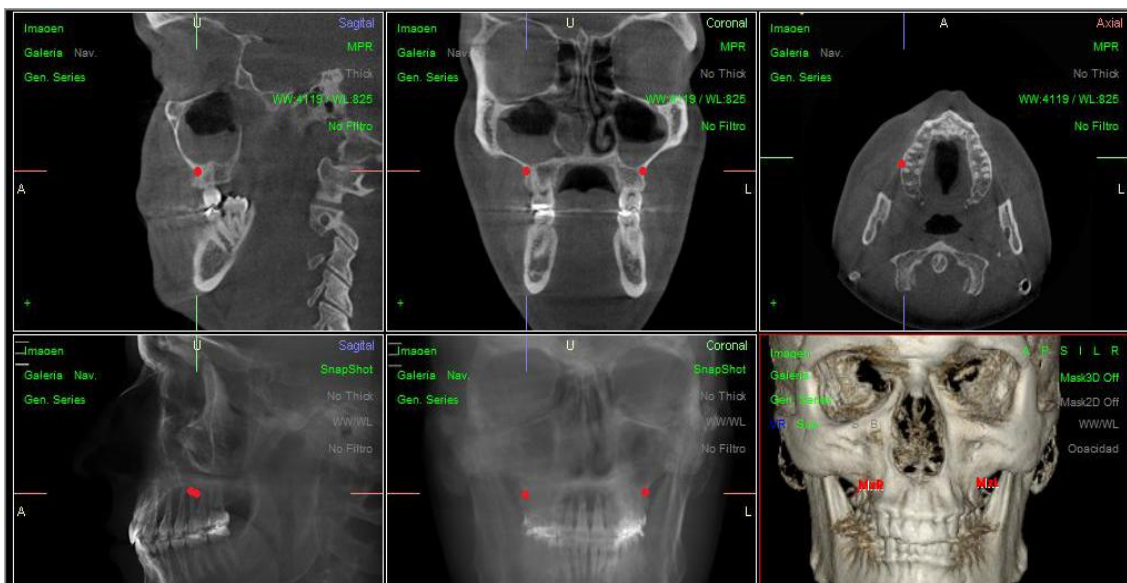
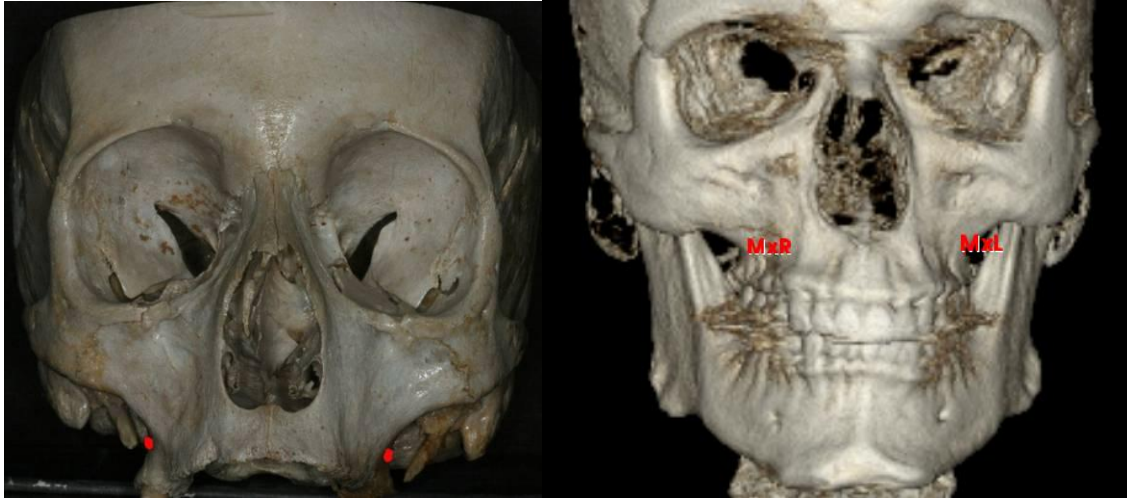
14 y 15. Condillon derecho e izquierdo (Cdd-Cdi)



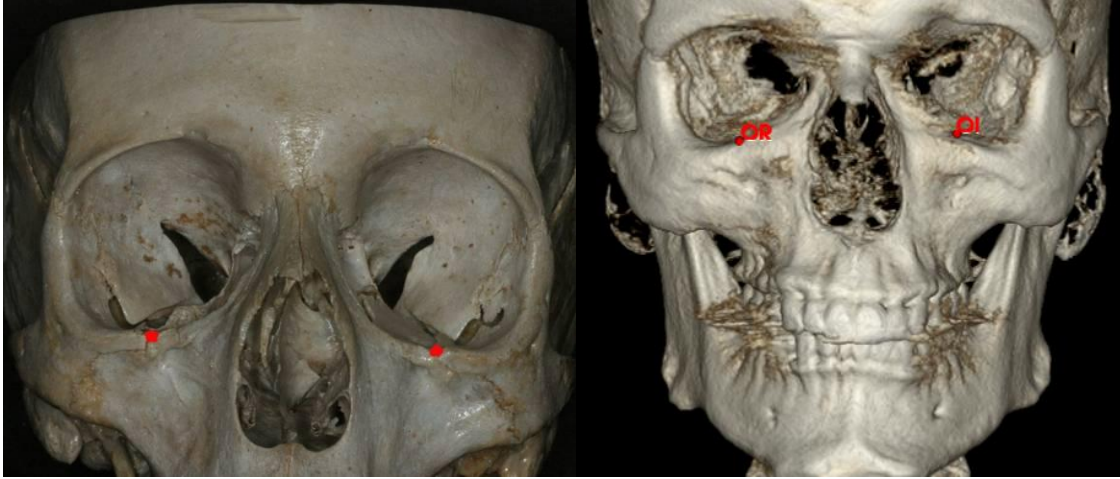
16 y 17. Gonion derecho e izquierdo (God-Goi)



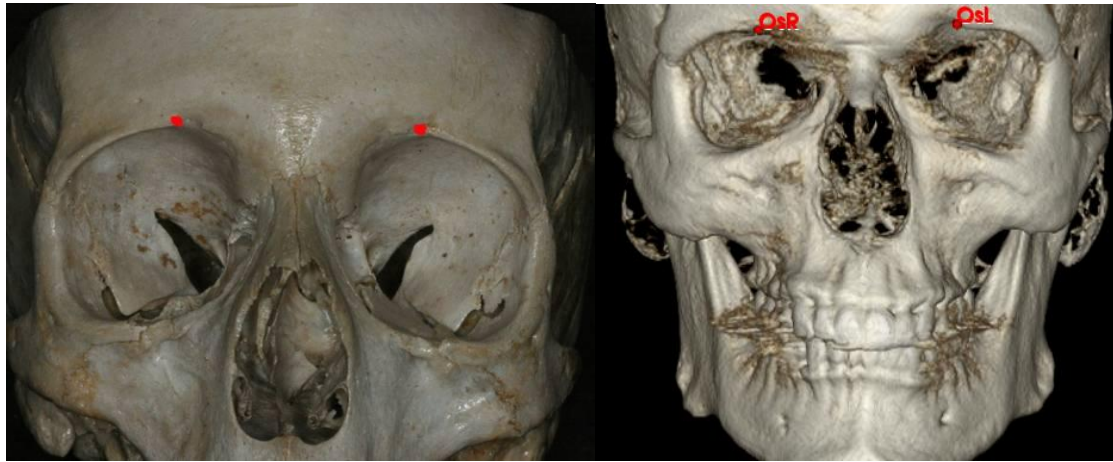
18 y 19. Maxilar o ectomolares derecho e izquierdo (Mxd-Mxi)



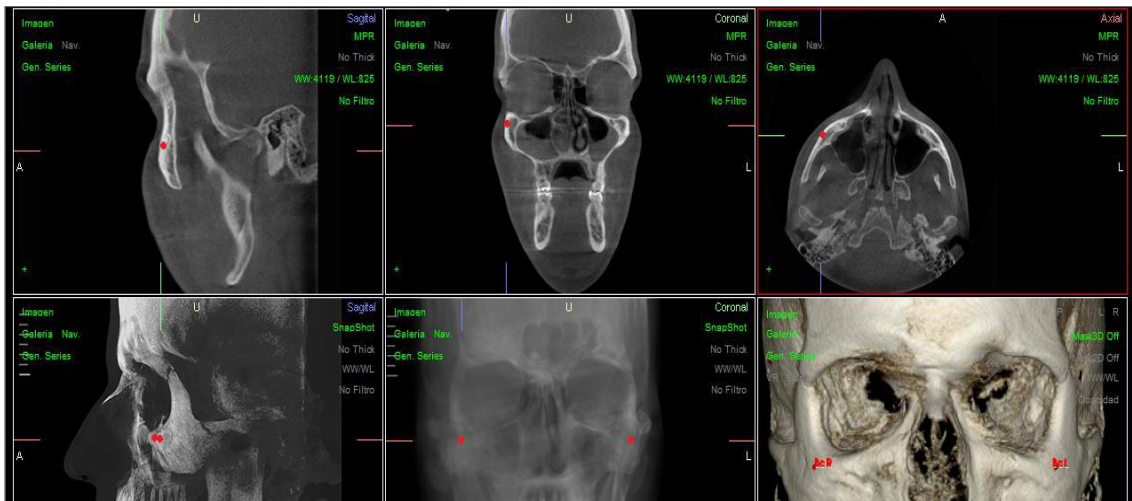
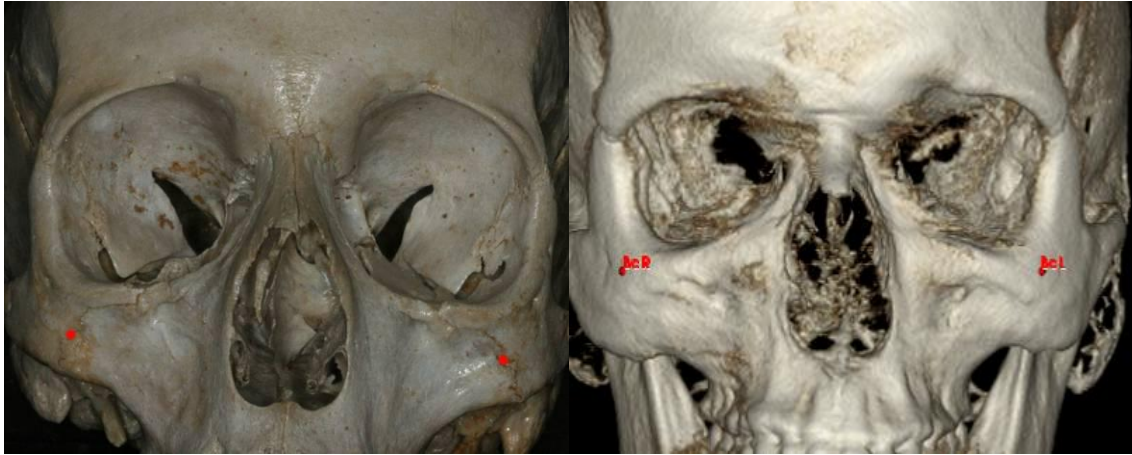
20 y 21. Orbitales derecho e izquierdo (Ord-Ori)



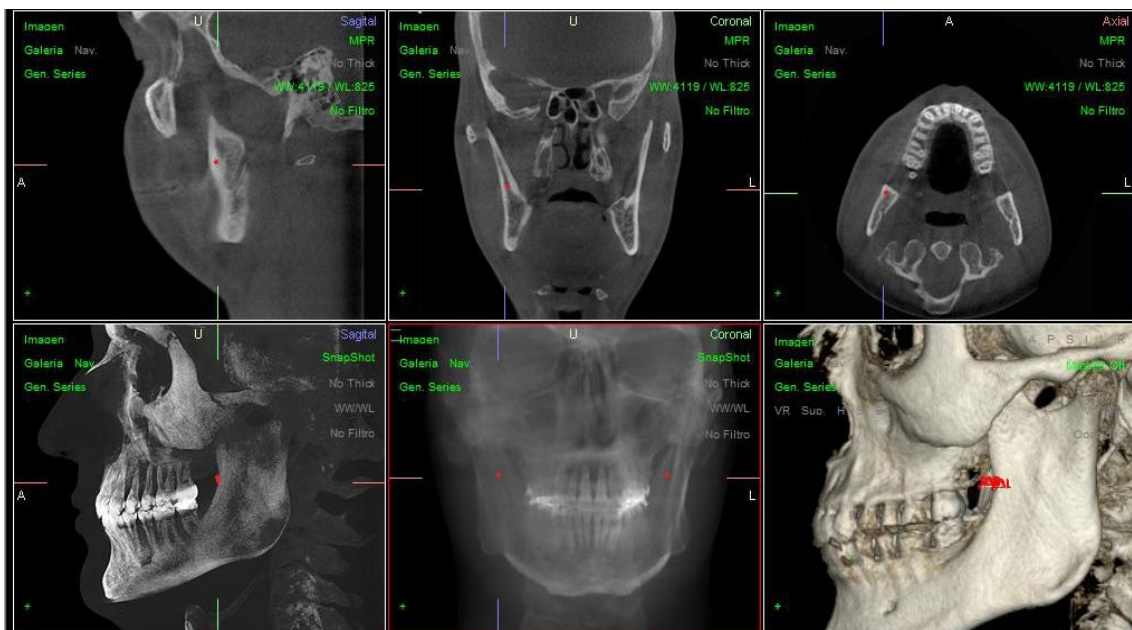
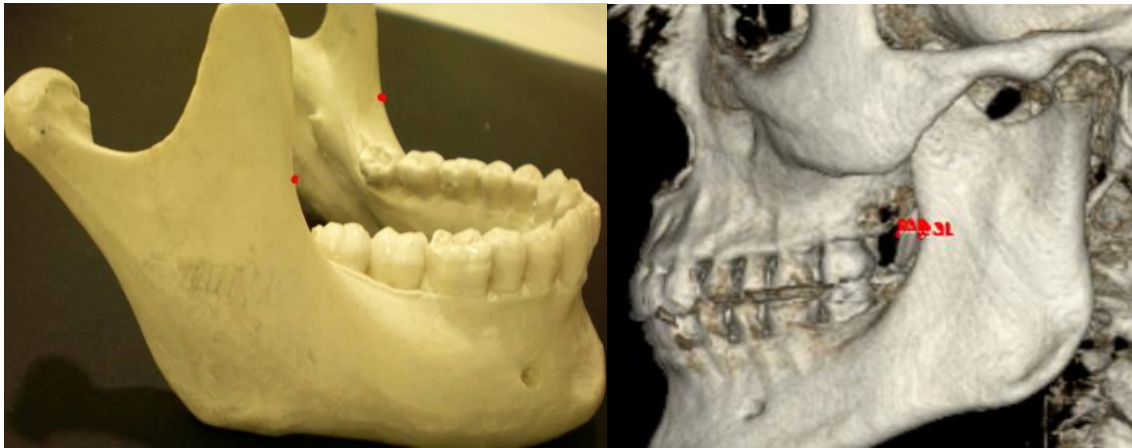
22 y 23. Supraorbitario derecho e izquierdo (SOrd-SOri)



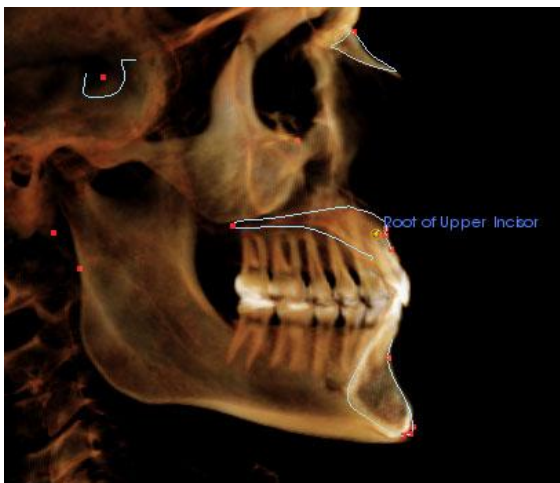
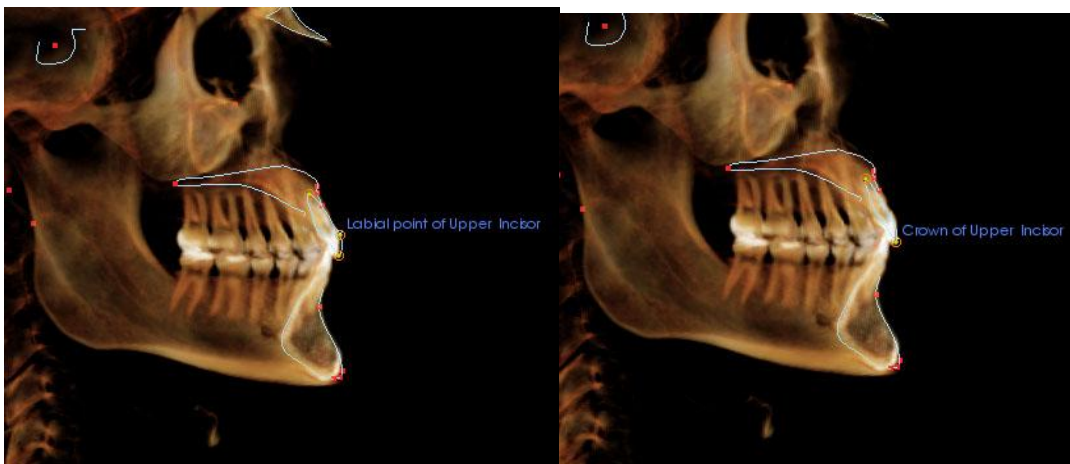
24 y 25. Bucal derecho e izquierdo (Bcd-Bci)



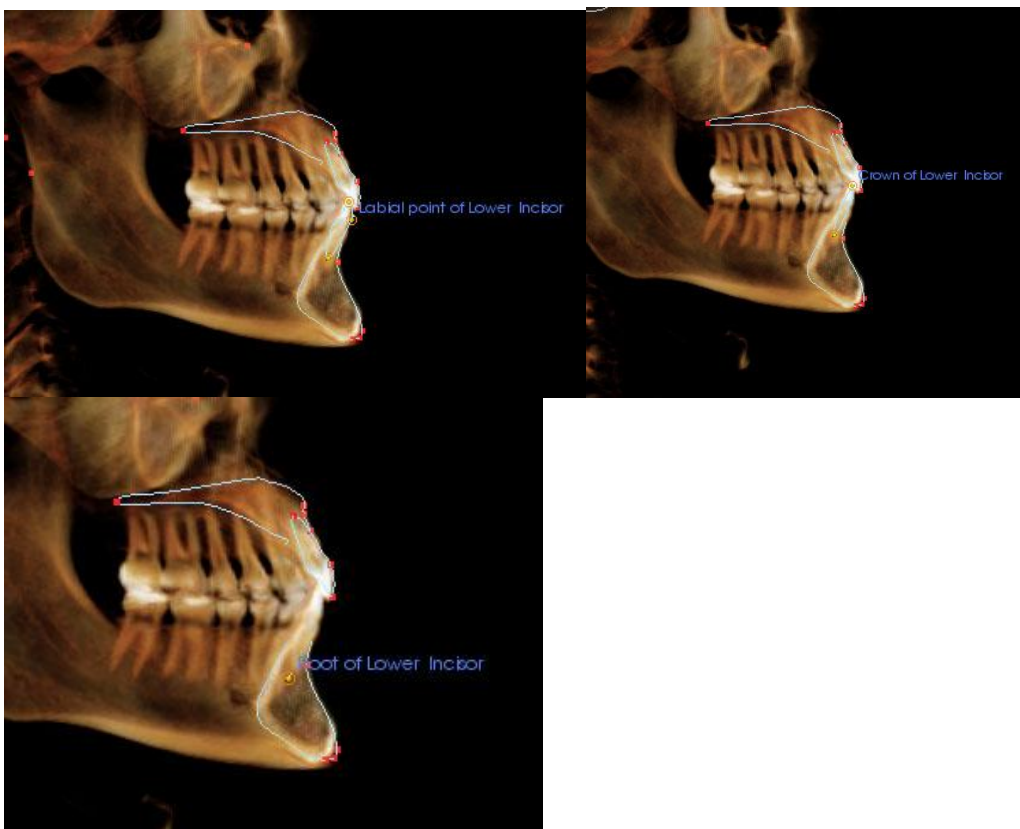
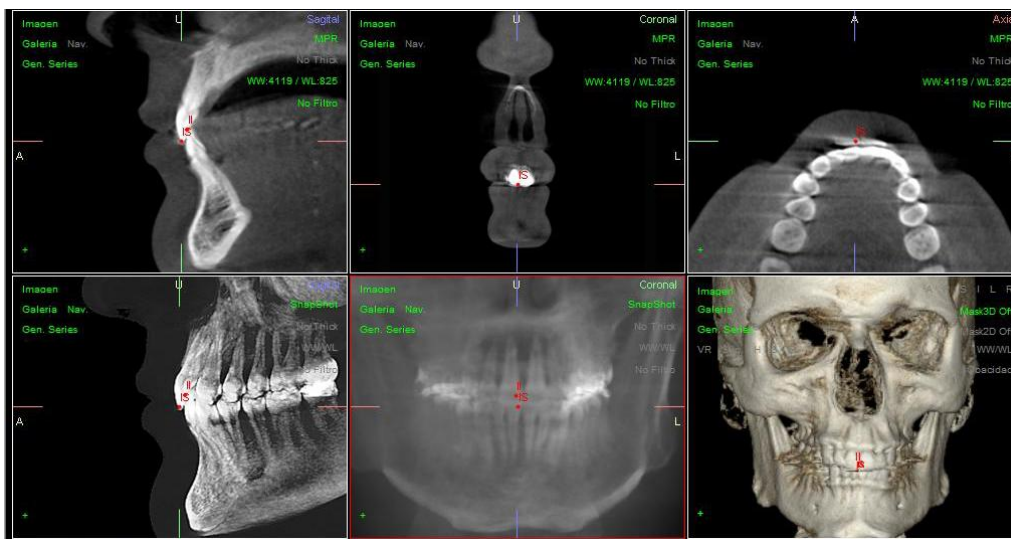
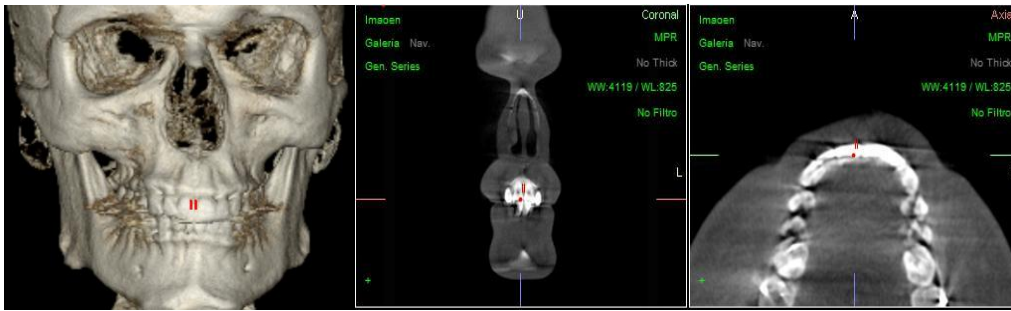
26 y 27. Punto anterior de la rama derecha e izquierda (Rd-Ri)



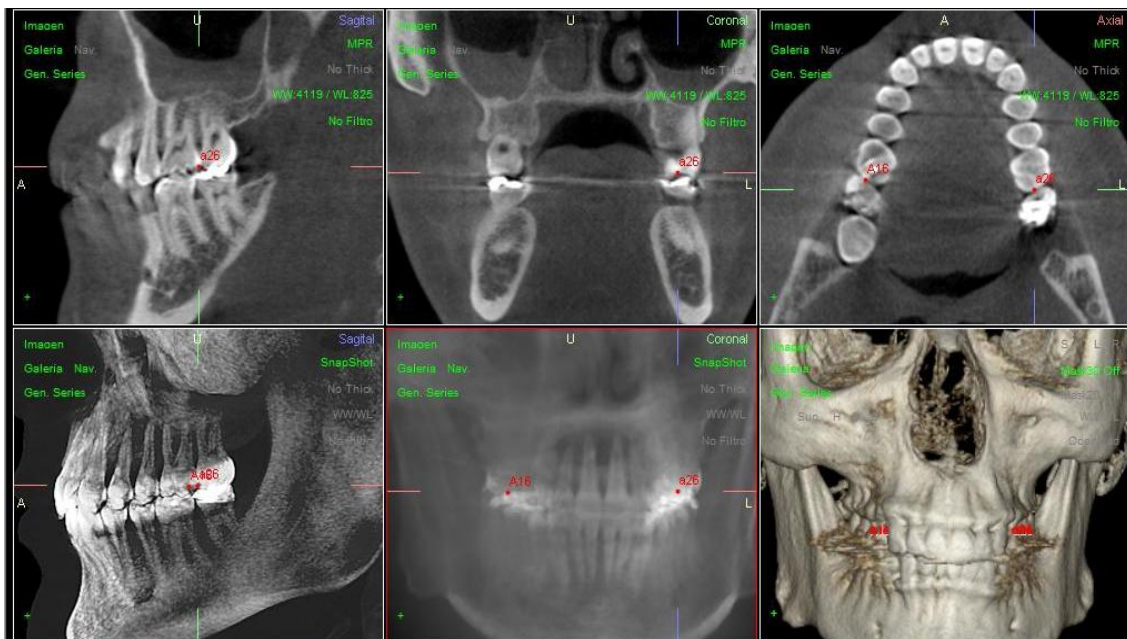
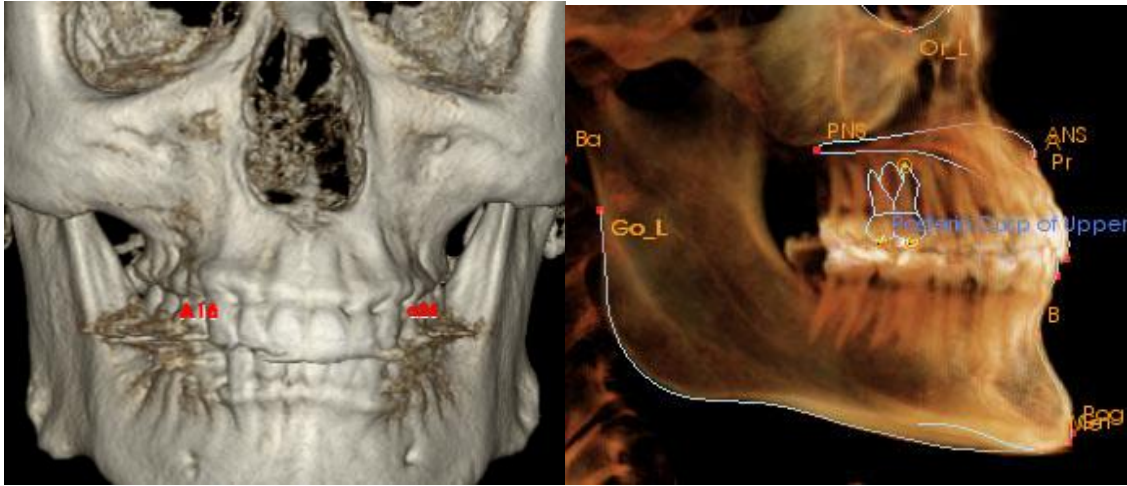
28. Incisivo central superior derecho (ISd)



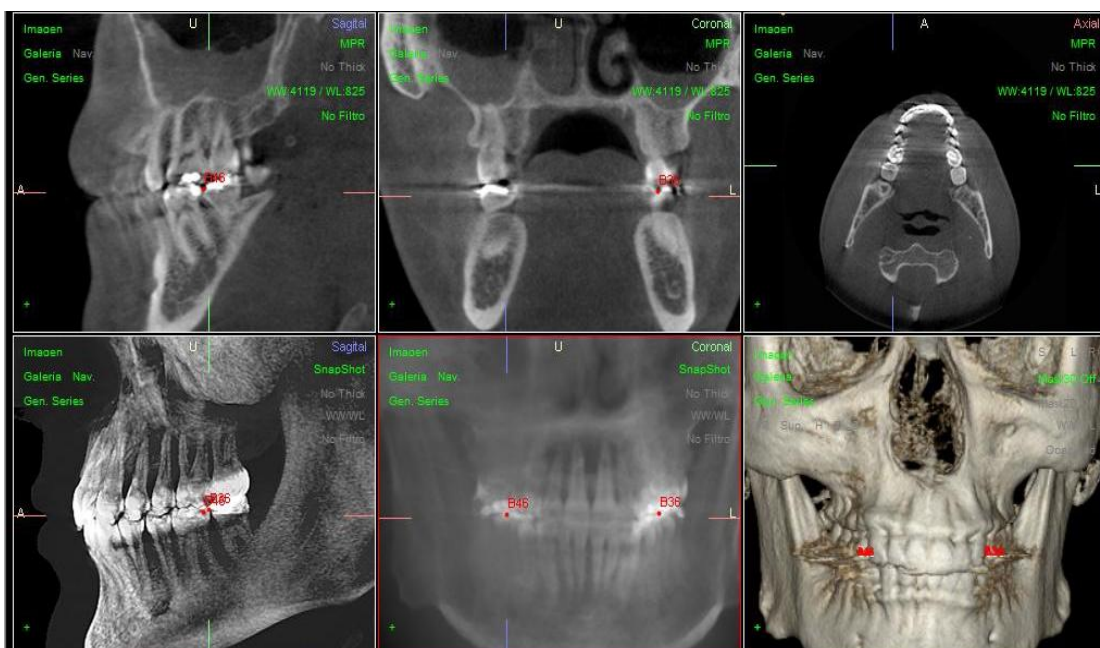
29. Incisivo central inferior derecho (Ild)



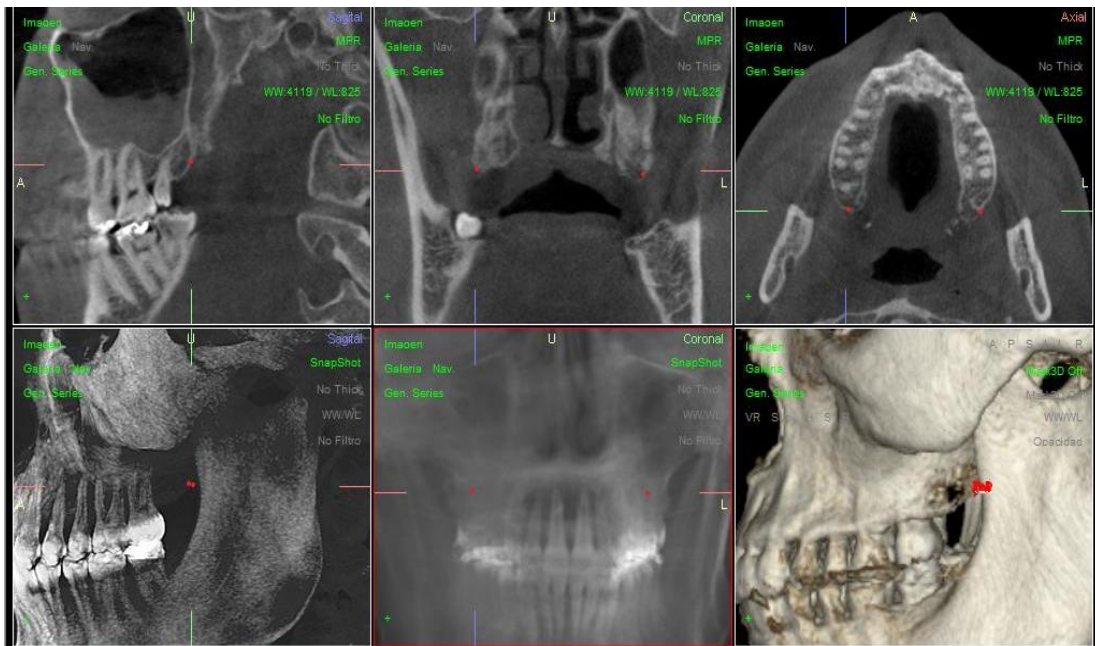
30 y 31. 1º molar superior derecho e izquierdo (A16-A26)



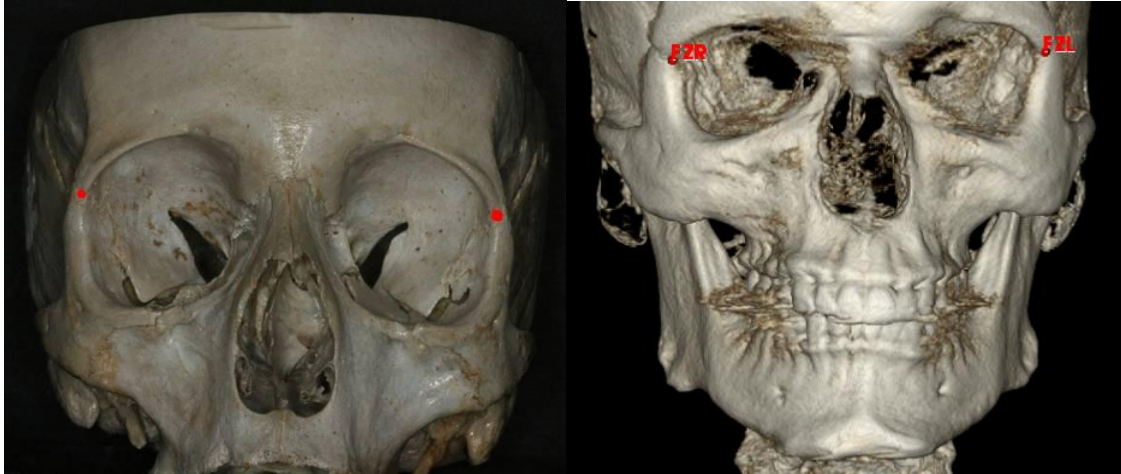
32 y 33. 1º molar inferior derecho e izquierdo (B46-B36)



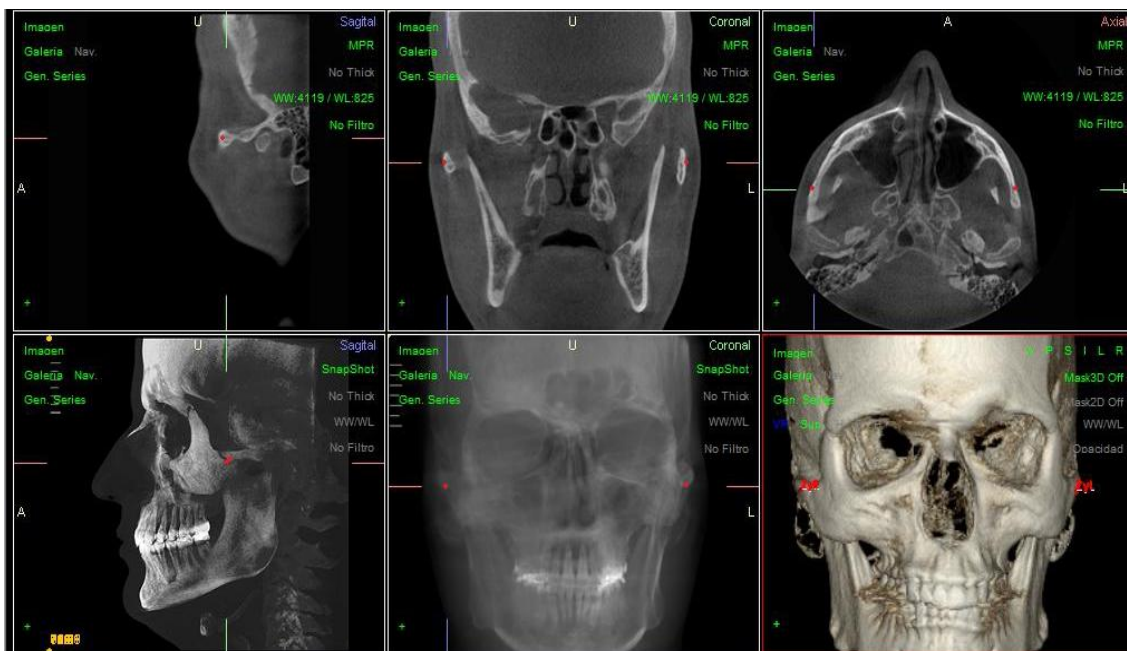
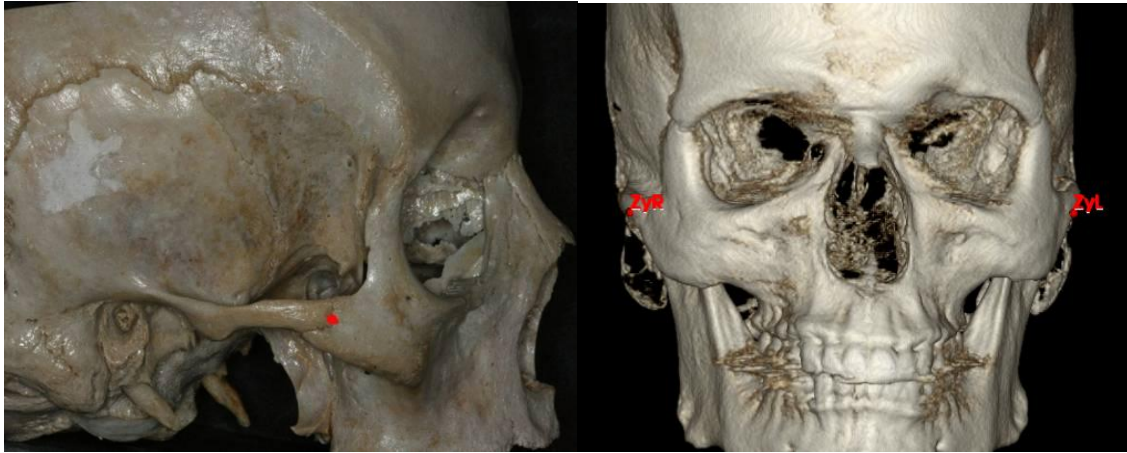
34 y 35. Tuberosidad derecha e izquierda (Tbd-Tbi)



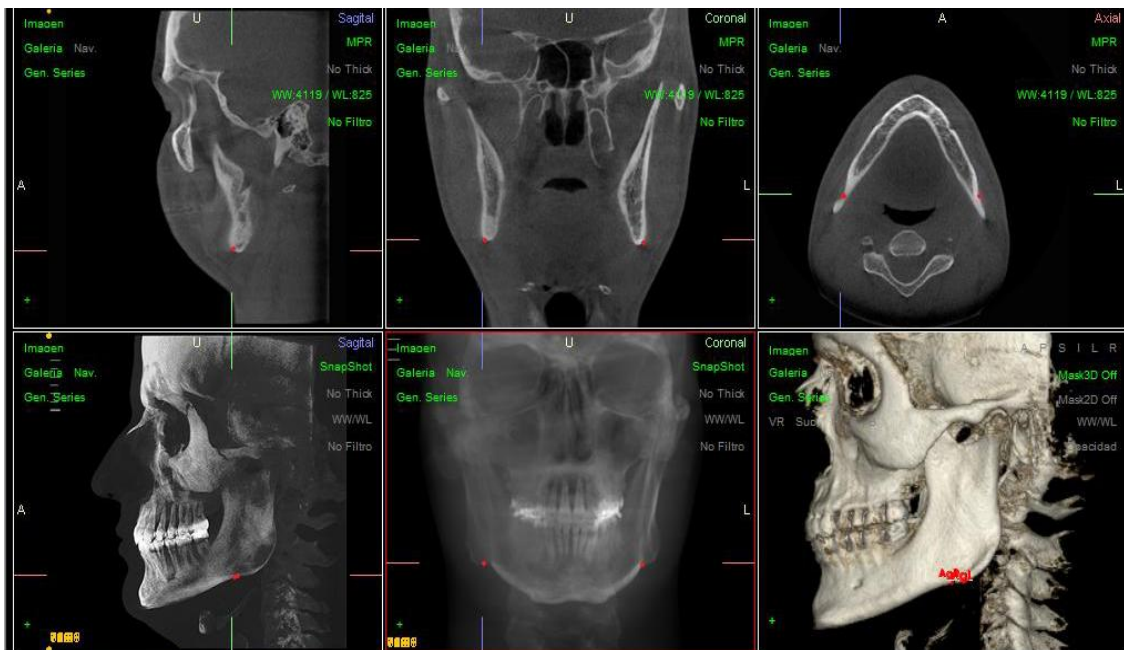
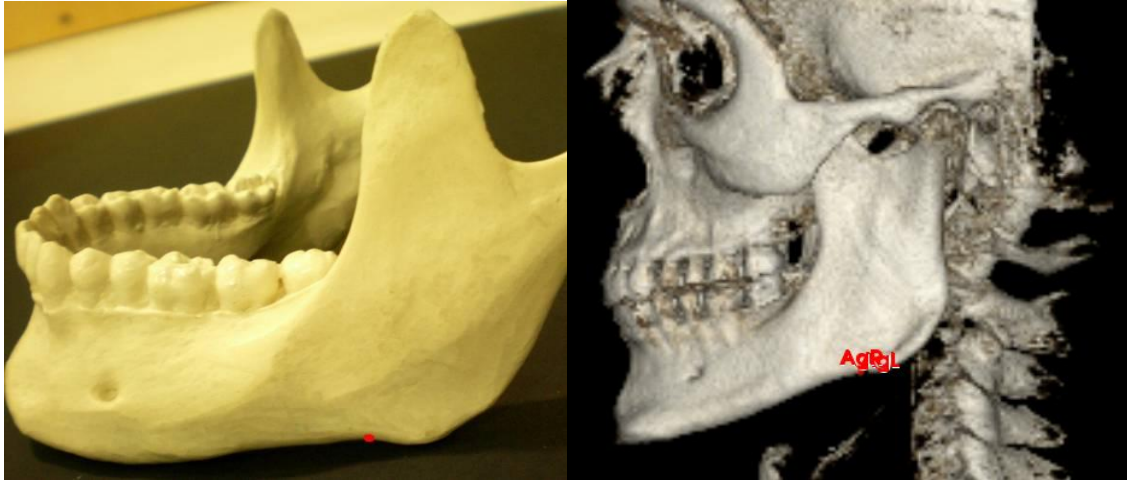
36 y 37. Sutura cigomática derecha e izquierda (Fzd- Fzi)



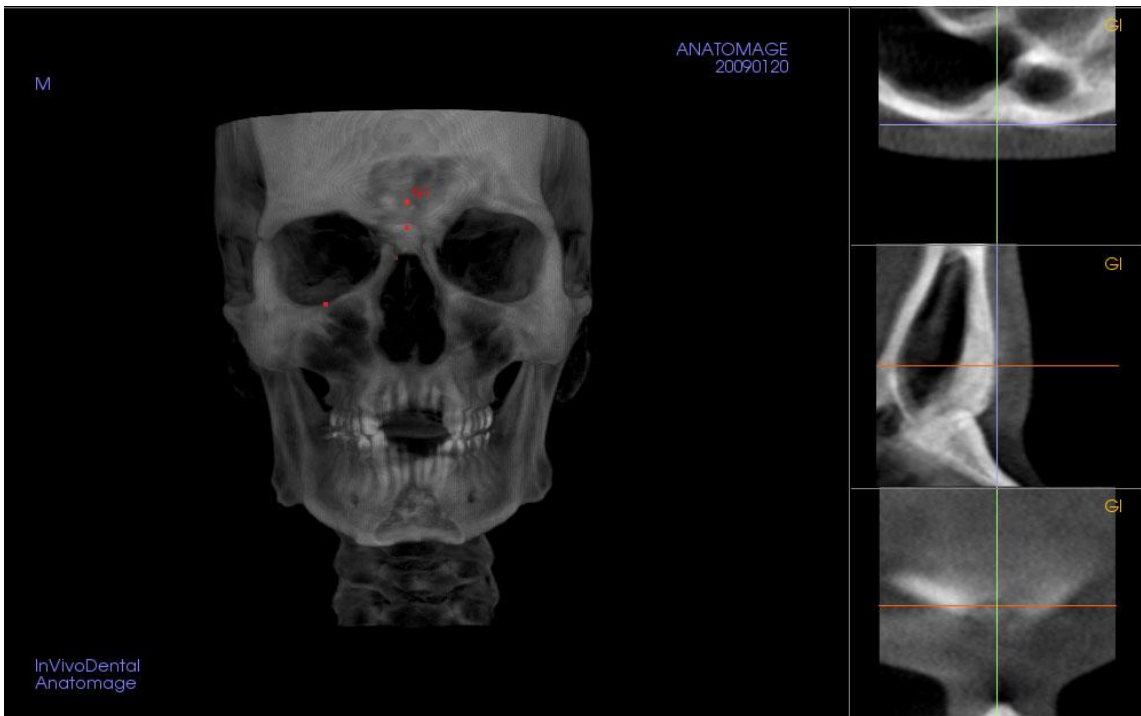
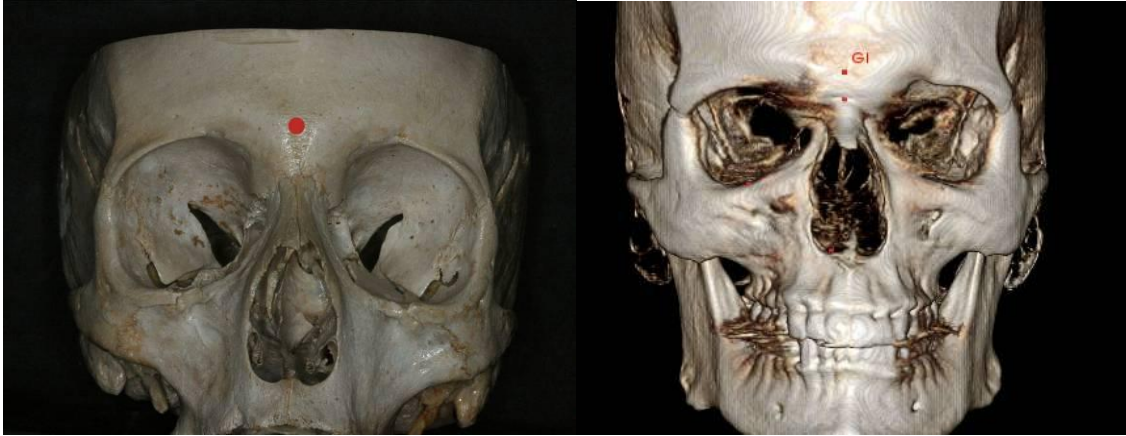
38 y 39. Zygion derecho e izquierdo (Zyd-Zyi)



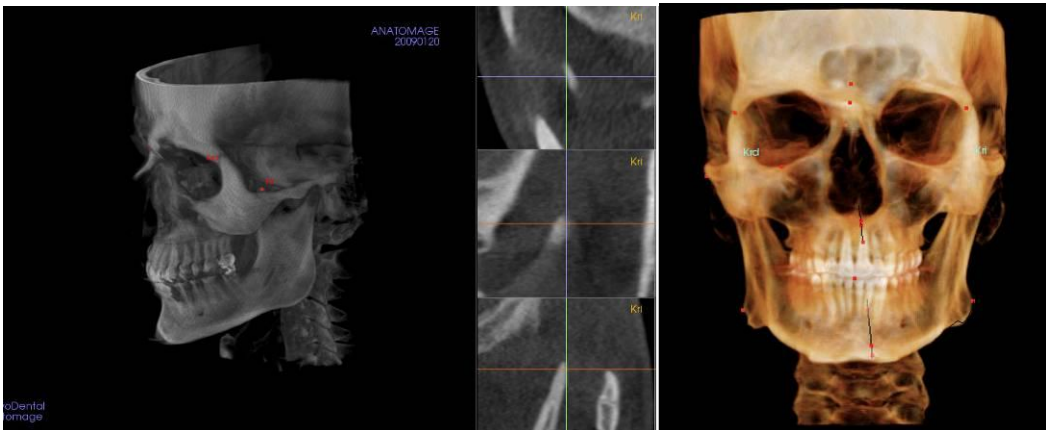
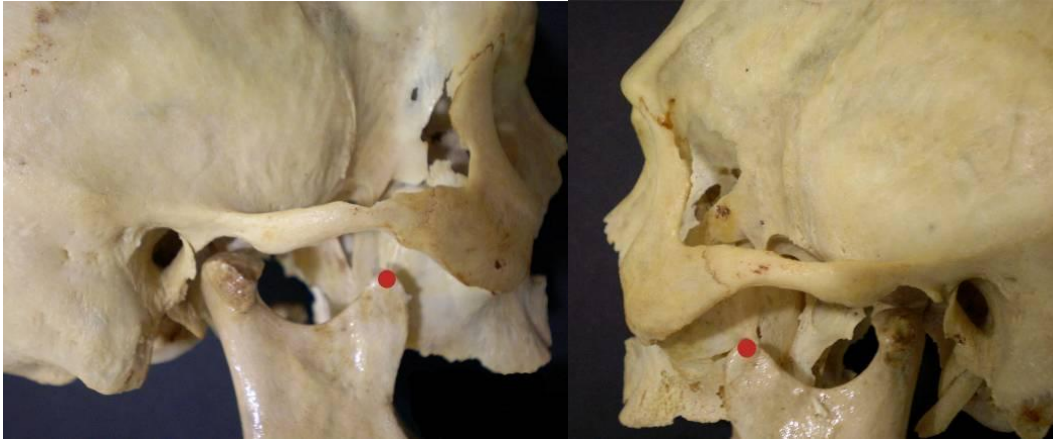
40 y 41. Antegonion derecho e izquierdo (Agd-Agi)



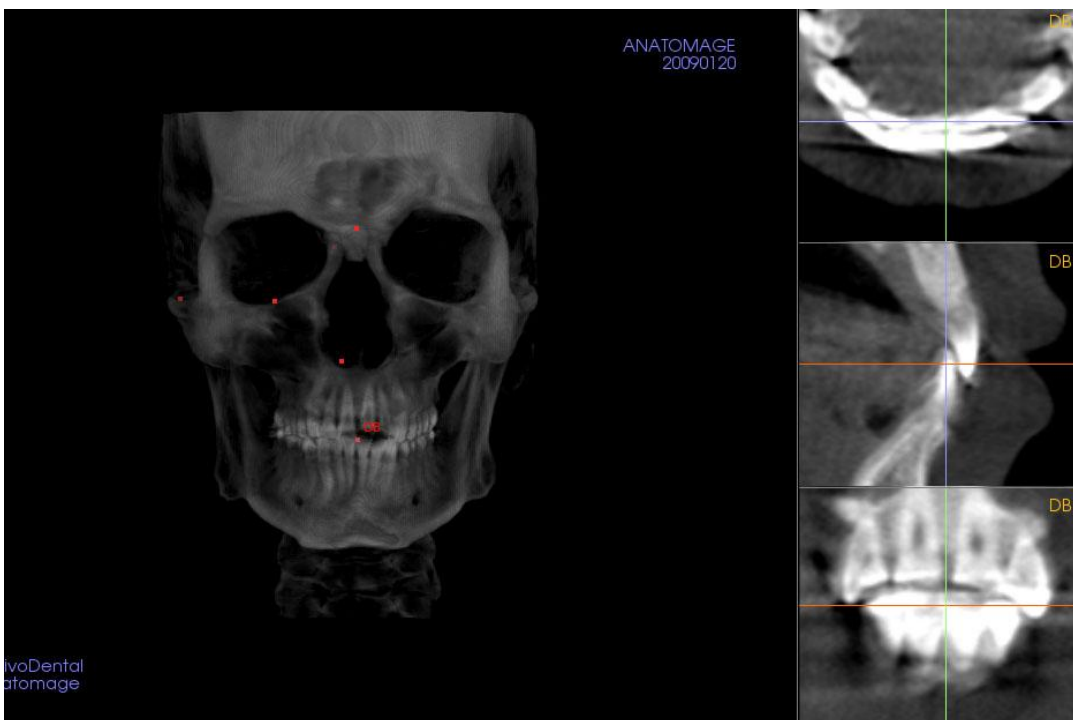
42. Glabella (GI)



43 y 44. Coronoides derecho e izquierdo (Krd-Kri)



45. Punto DB

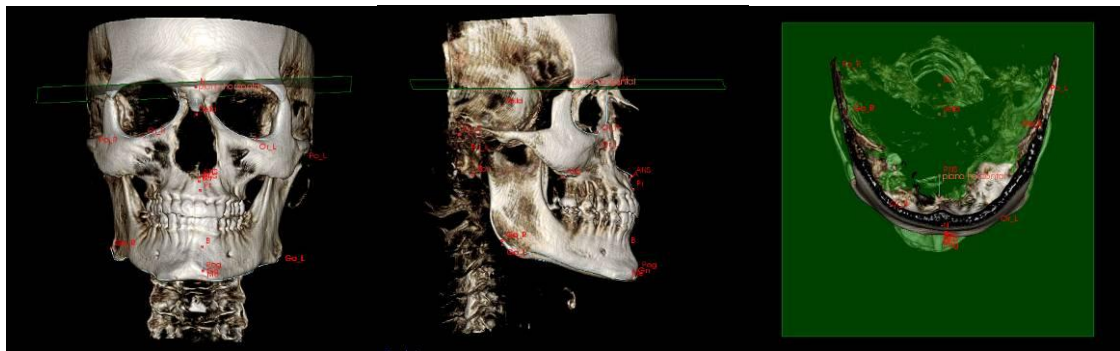


ANEXO II. PLANOS DE REFERENCIA

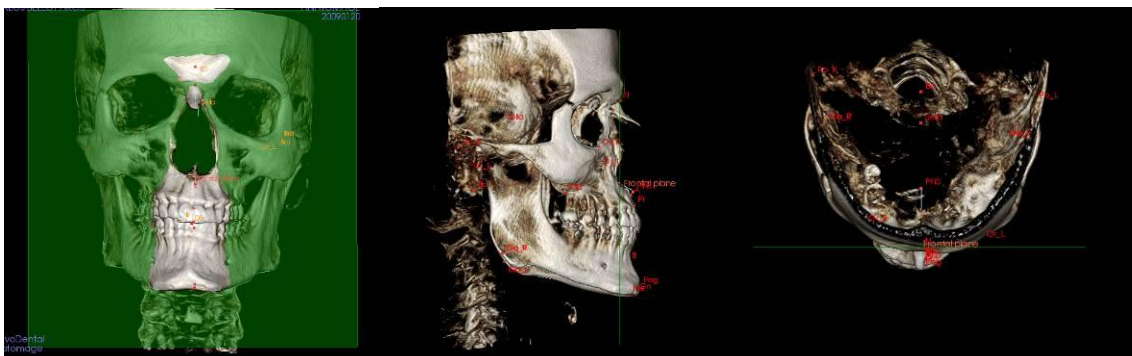
- Plano Sagital Medio (XZ)



- Plano horizontal o transversal (XY)

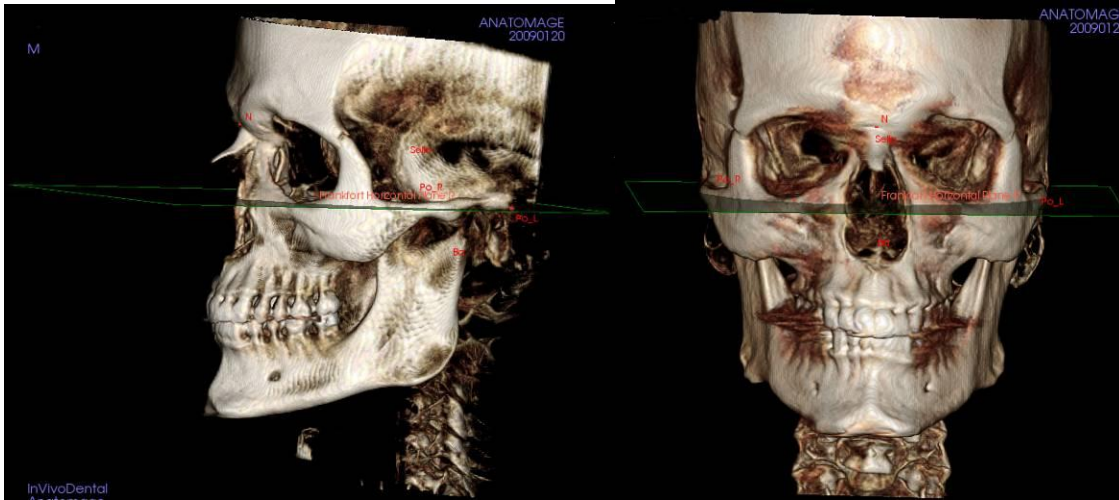


- Plano coronal o frontal (YZ)

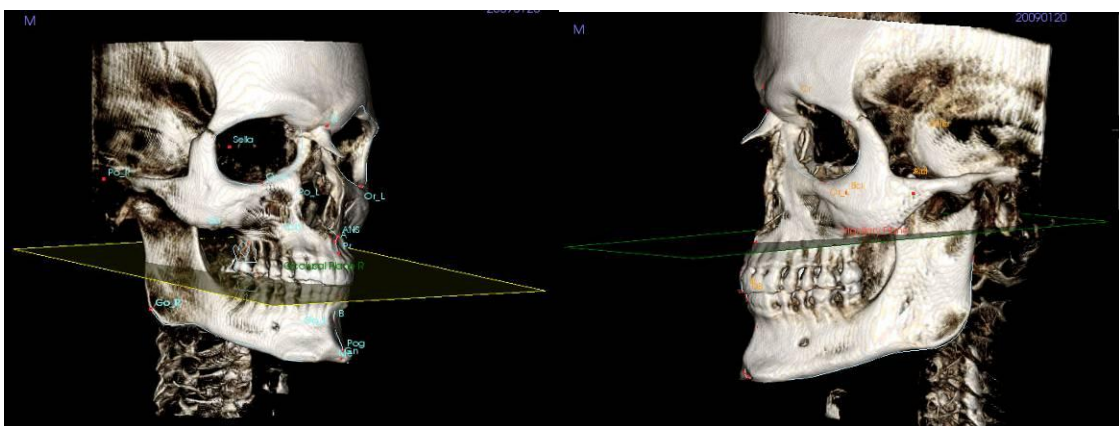


ANEXO III. PLANOS AUXILIARES DE REFERENCIA

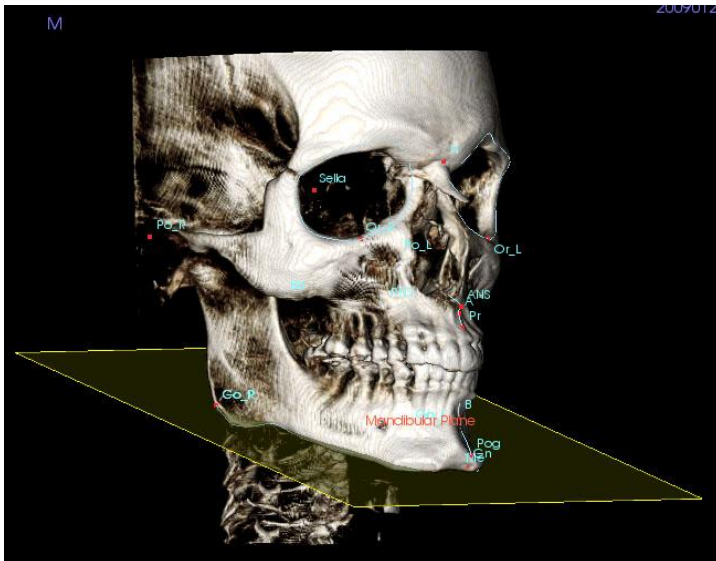
- Plano de Frankfurt



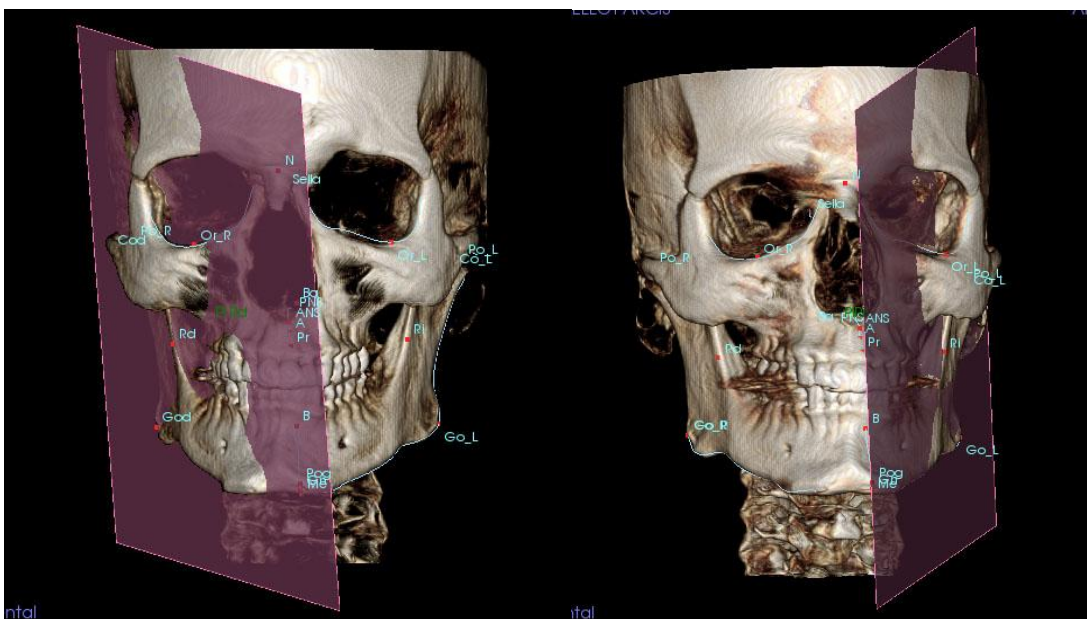
- Plano oclusal Plano maxilar



- Plano mandibular

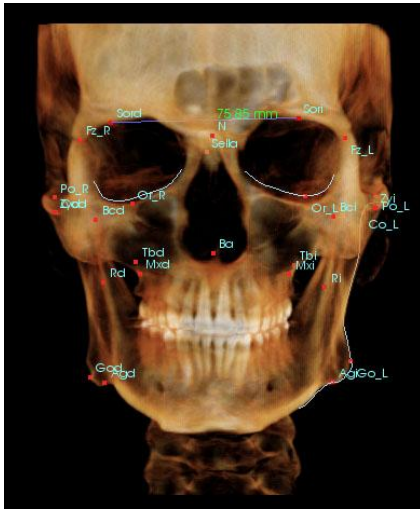


- Plano de la rama

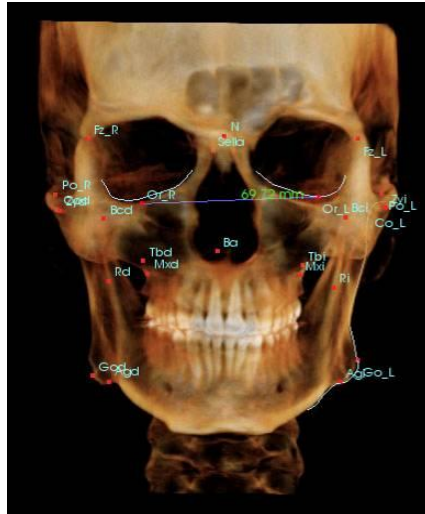


ANEXO IV- DISTANCIAS LINEALES DE REFERENCIA

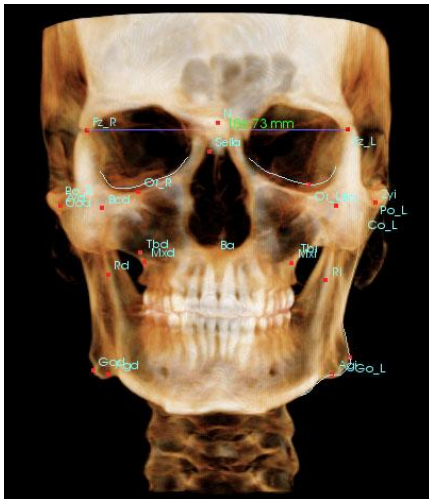
Anchura supraorbitaria



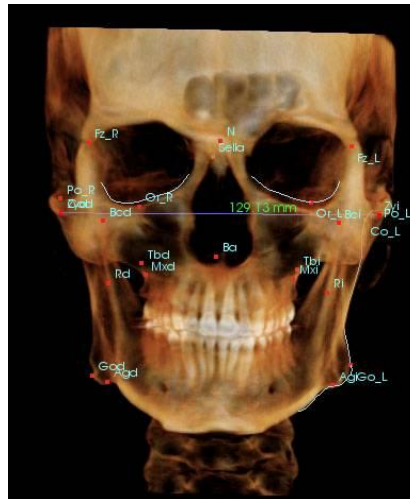
Anchura orbitaria



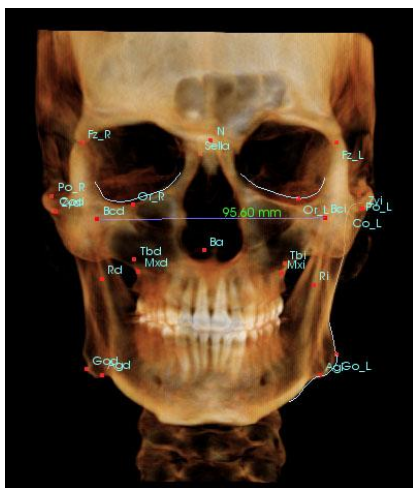
Anchura frontocigomática



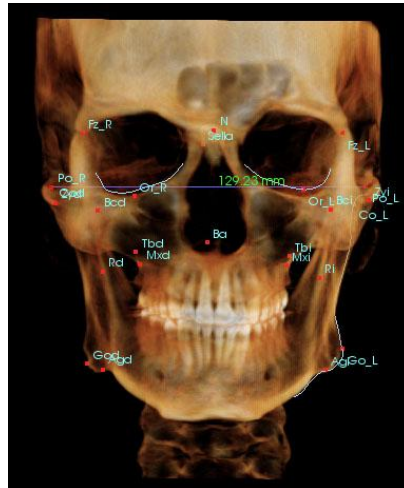
Anchura cigomática



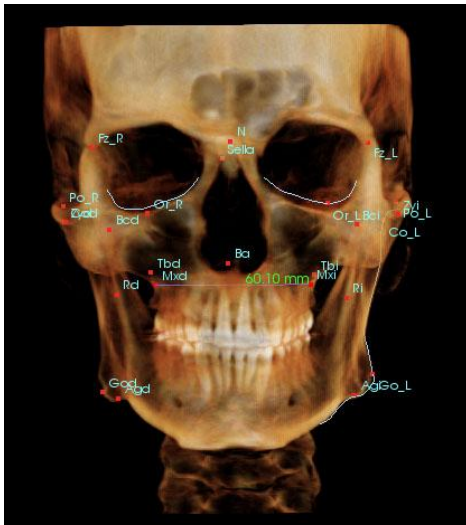
Anchura Bcd-Bci



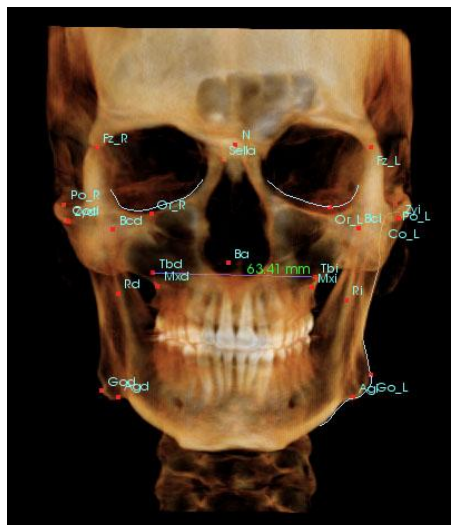
Anchura transporiónica



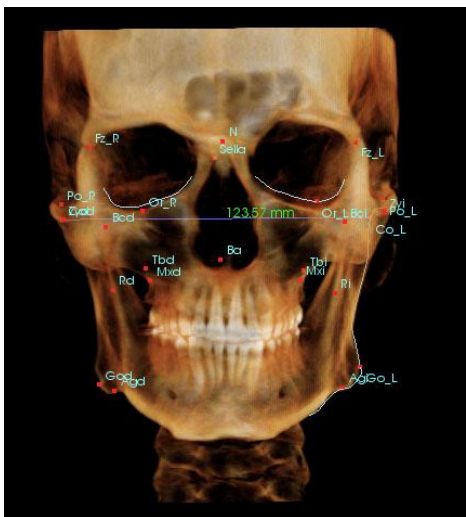
Anchura maxilar



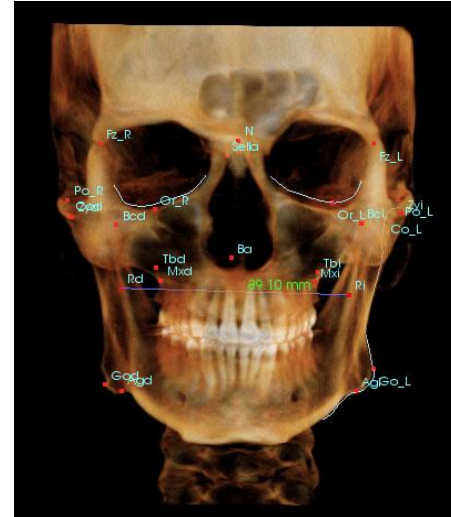
Anchura Tbd-Tbi



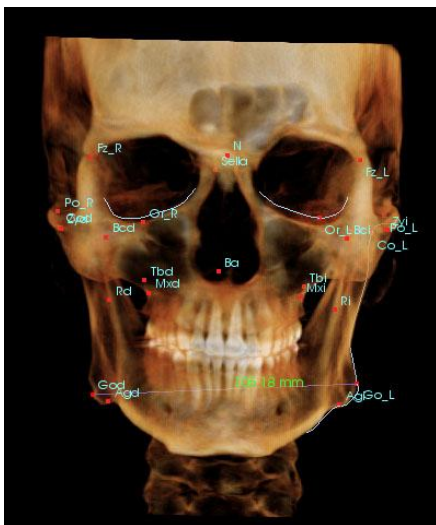
Anchura bicondílea



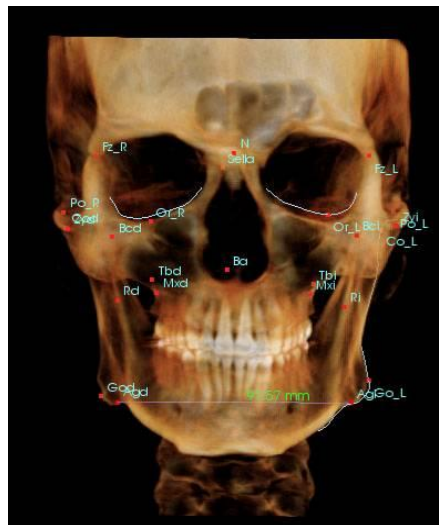
Anchura ramas



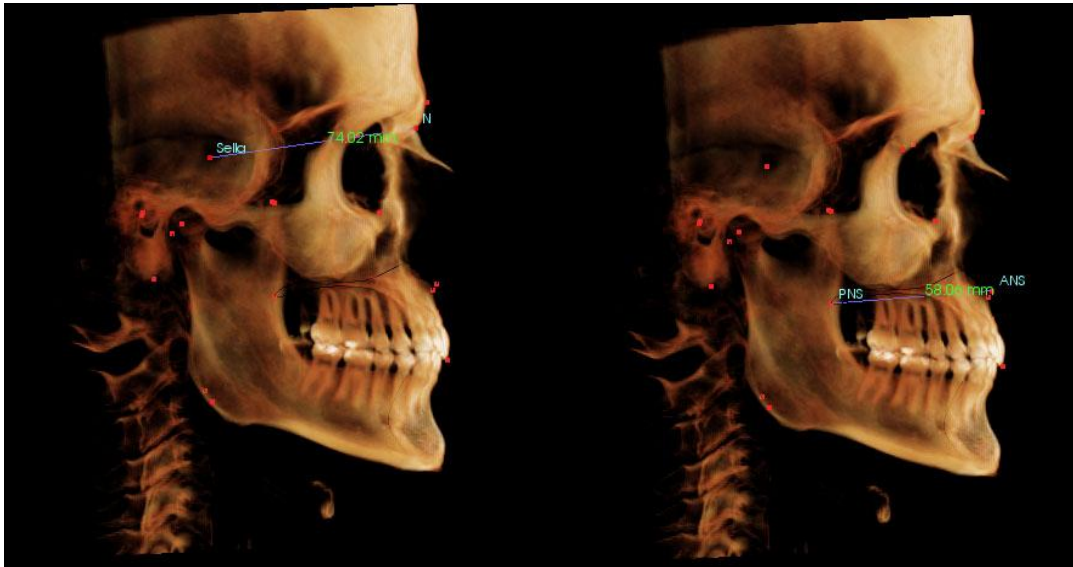
Anchura bigonial



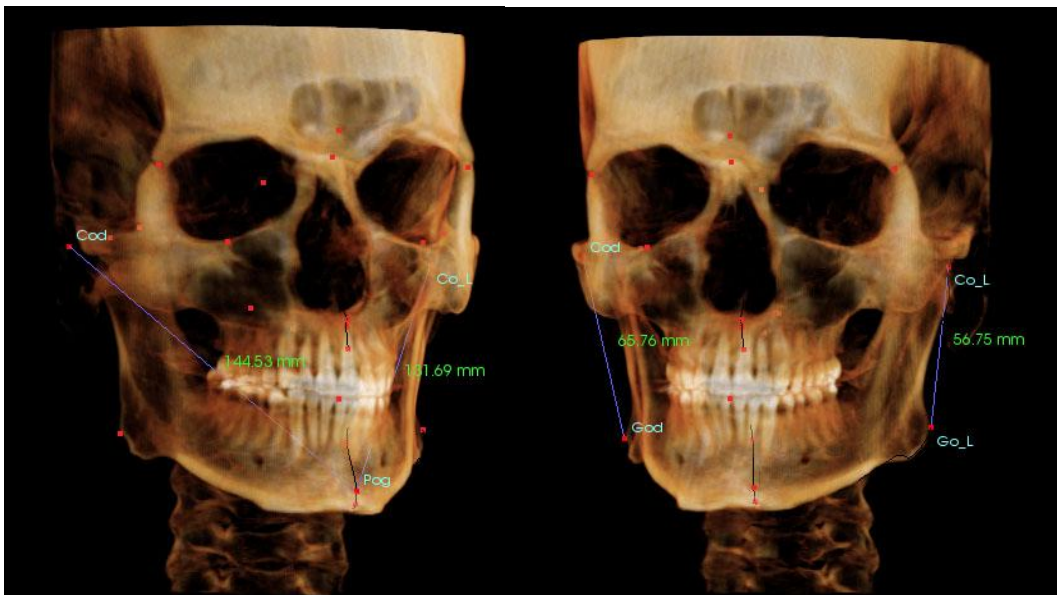
Anchura antegonial



Longitud base craneal anterior Longitud maxilar

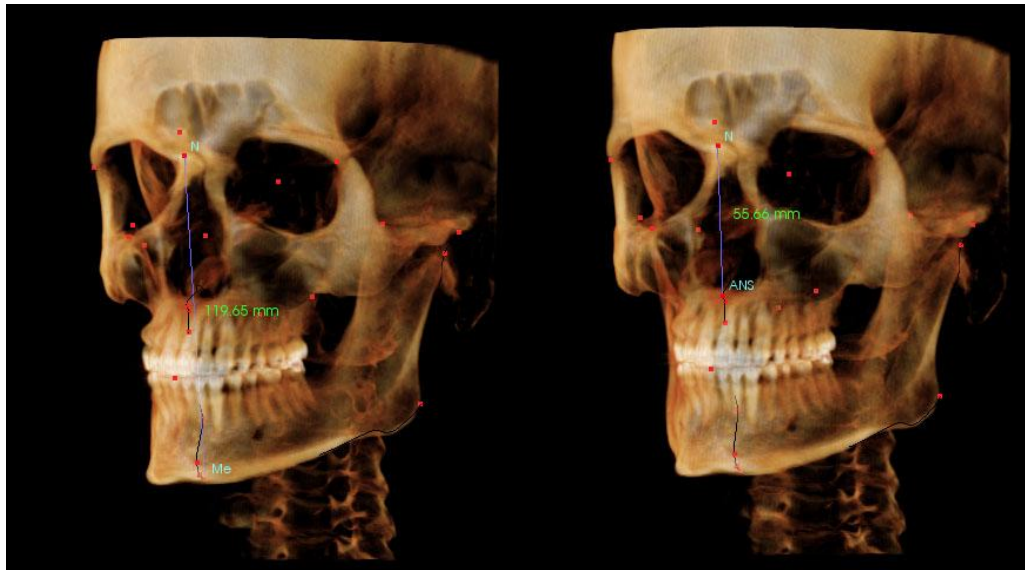


Longitud mandibular total Longitud de la rama



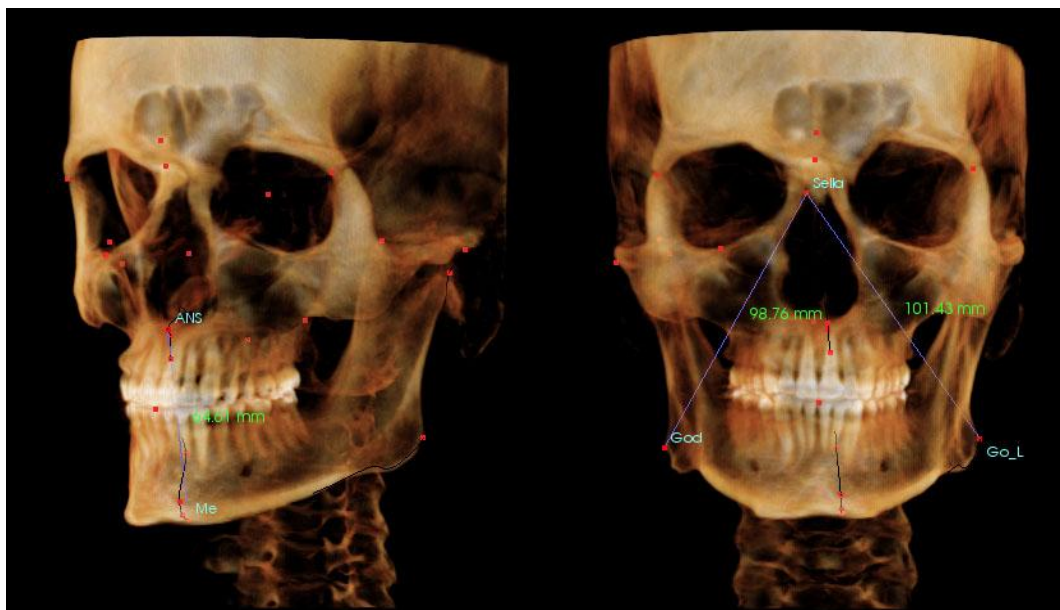
Altura facial anterior total

Altura facial anterosuperior



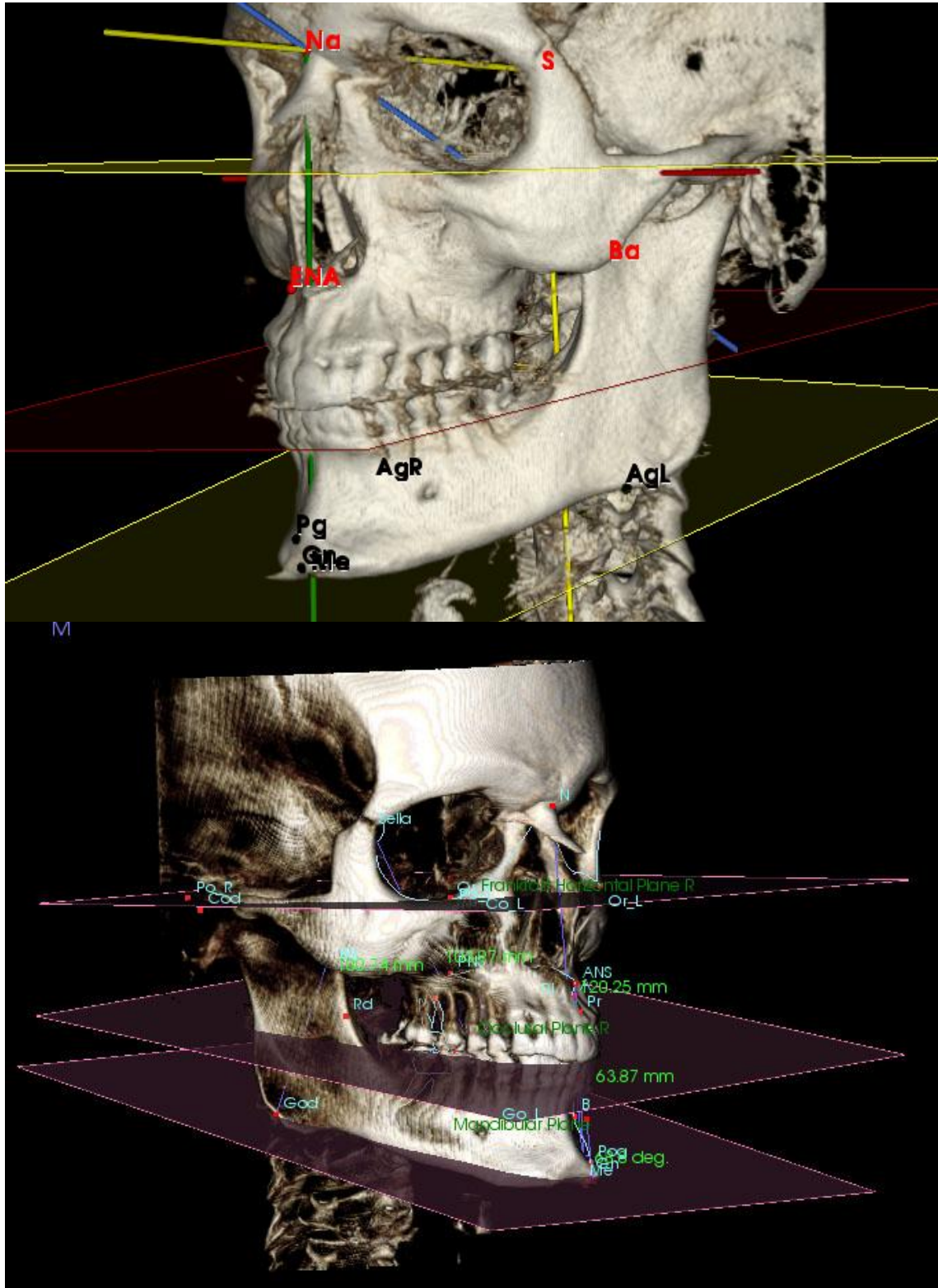
Altura facial anteroinferior

Altura facial posterior total

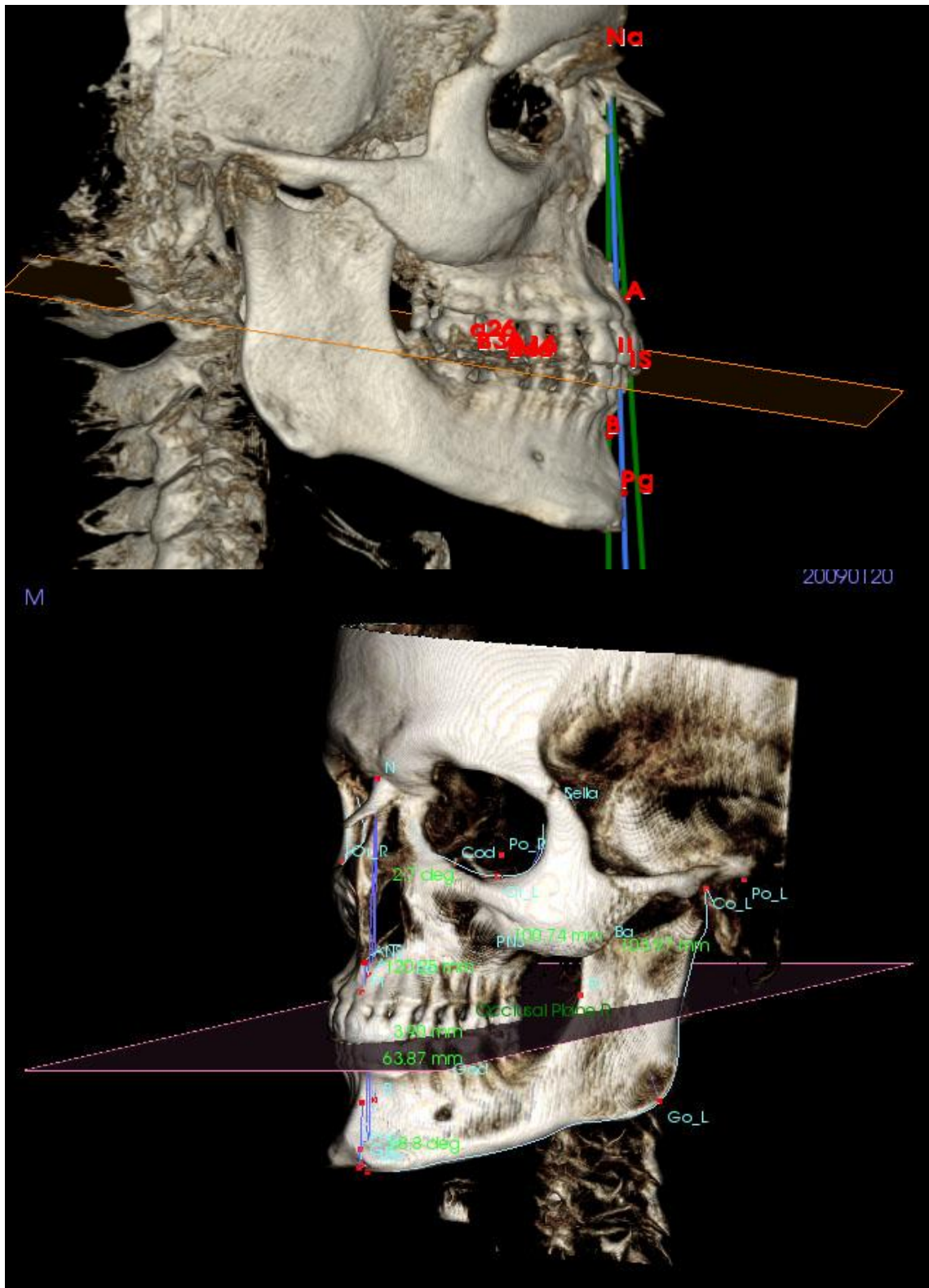


ANEXO V. ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO 3D

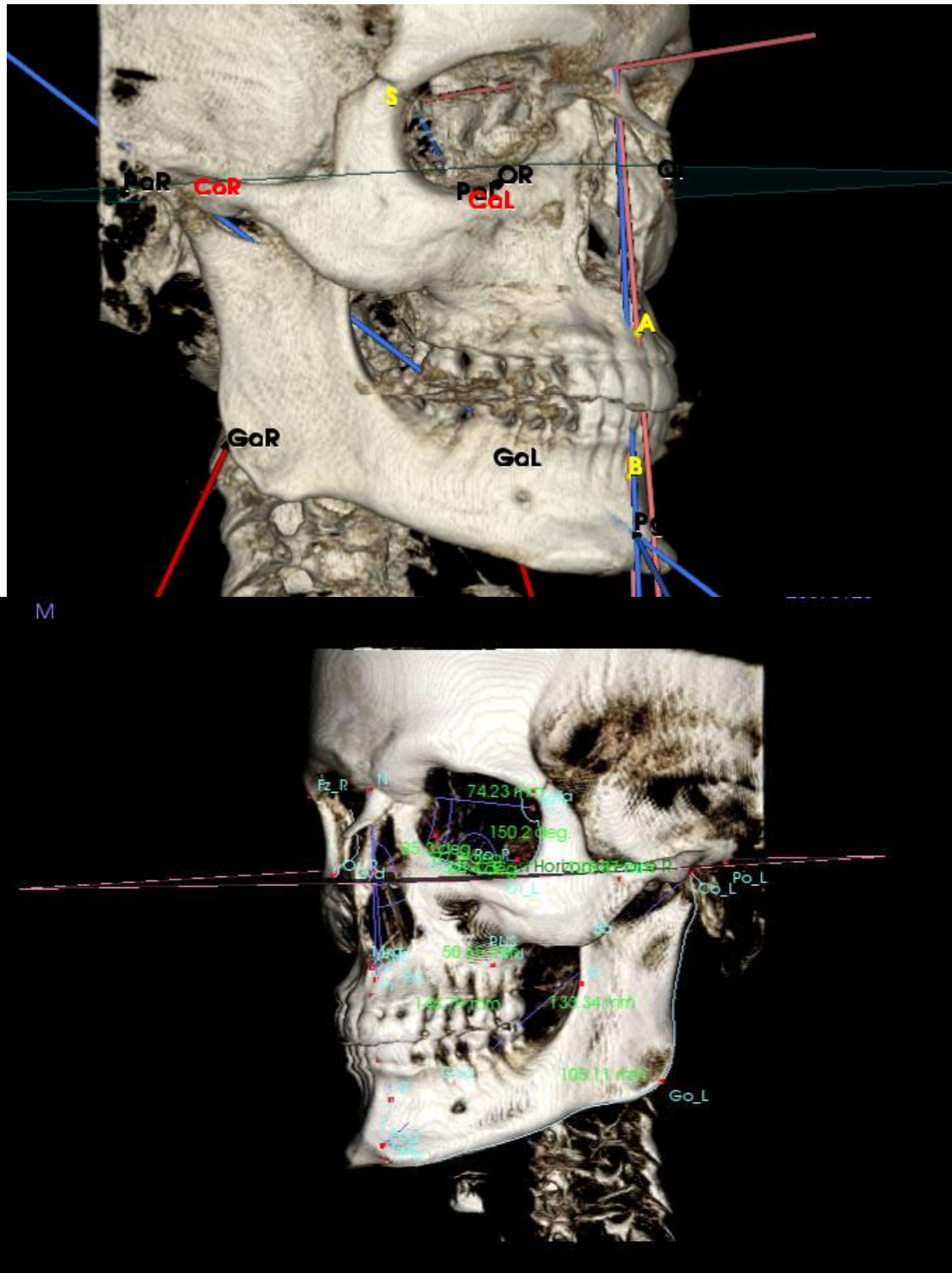
1. PATRÓN FACIAL



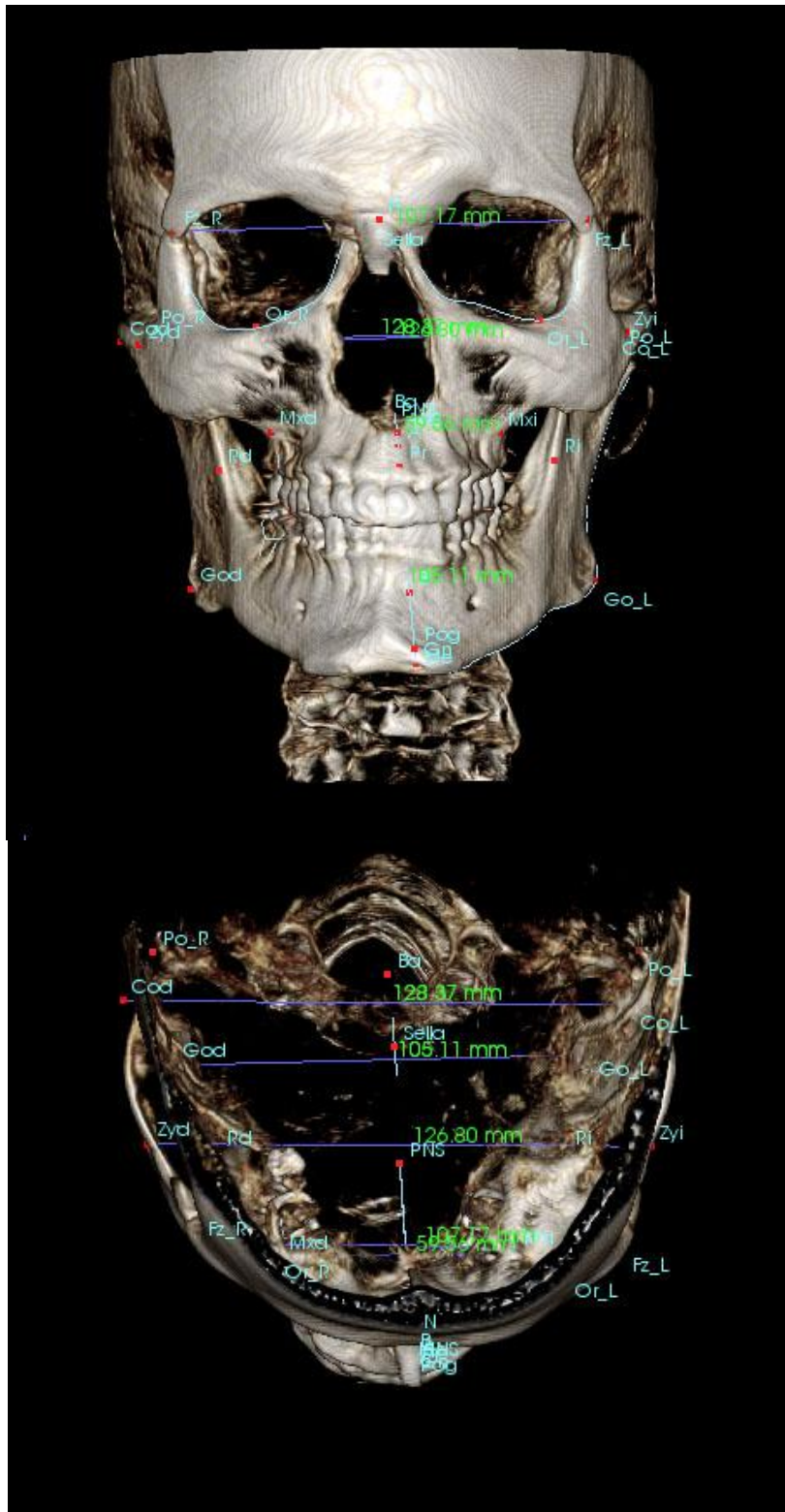
2. CLASE ESQUELÉTICA



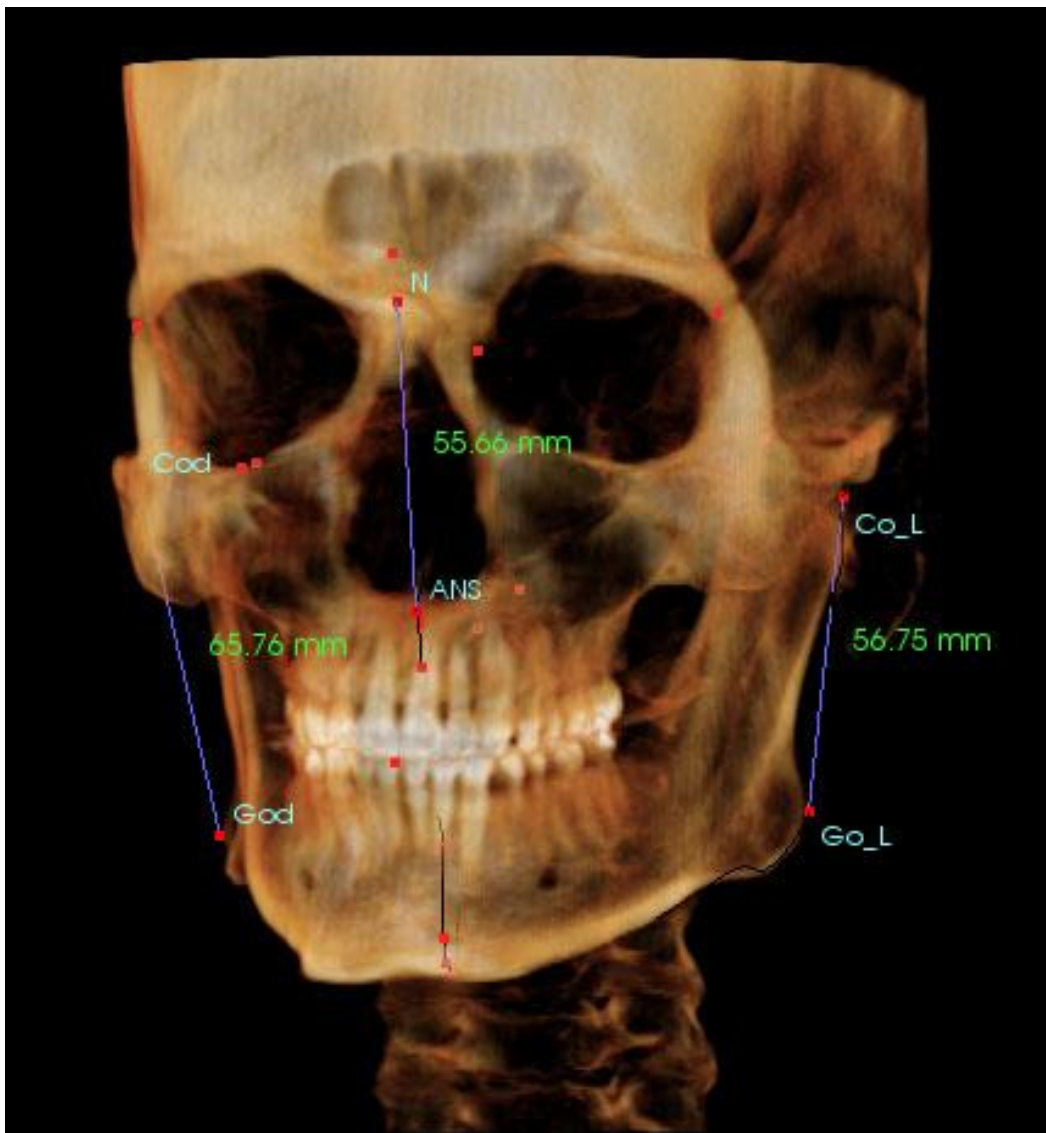
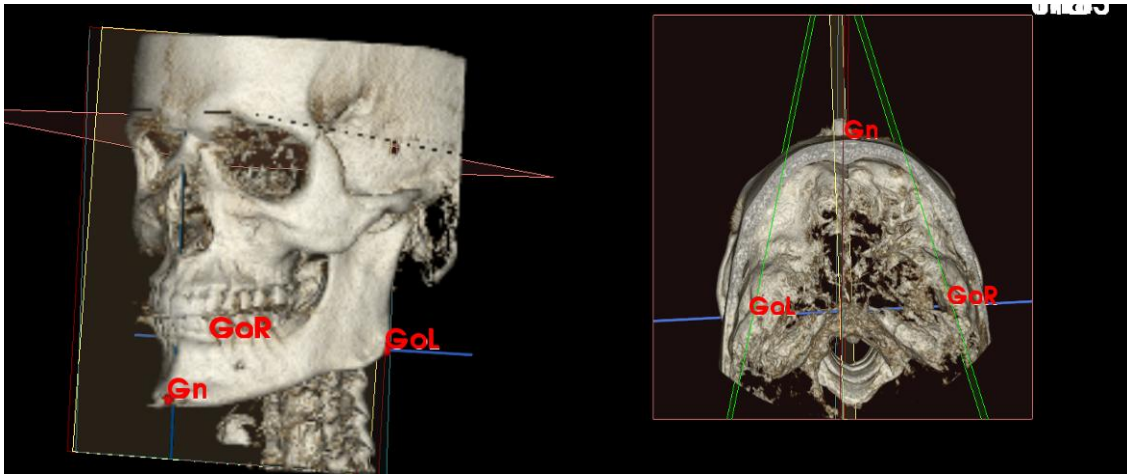
3. CAUSA DE LA CLASE ESQUELÉTICA



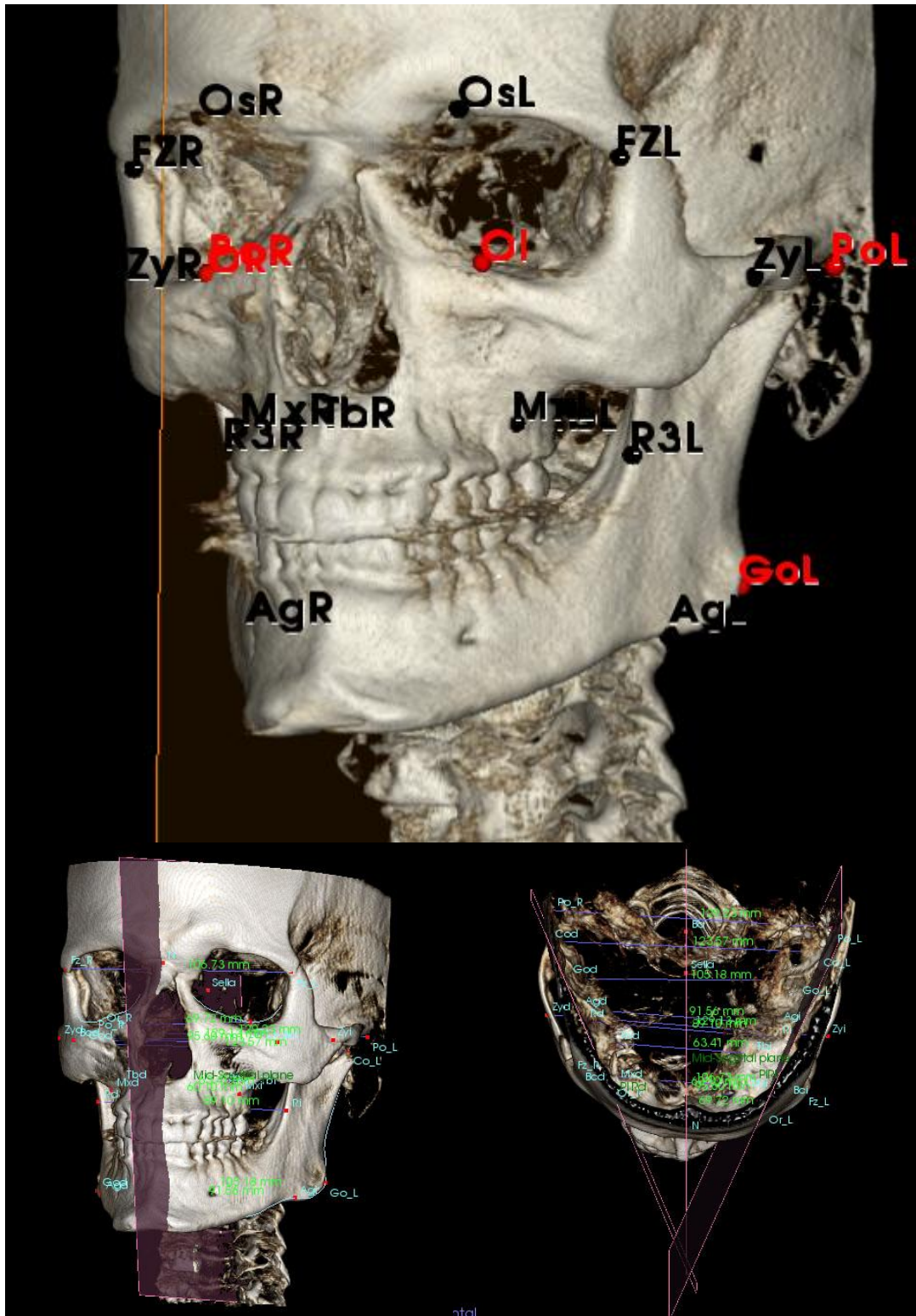
4. MEDIDAS TRANSVERSALES

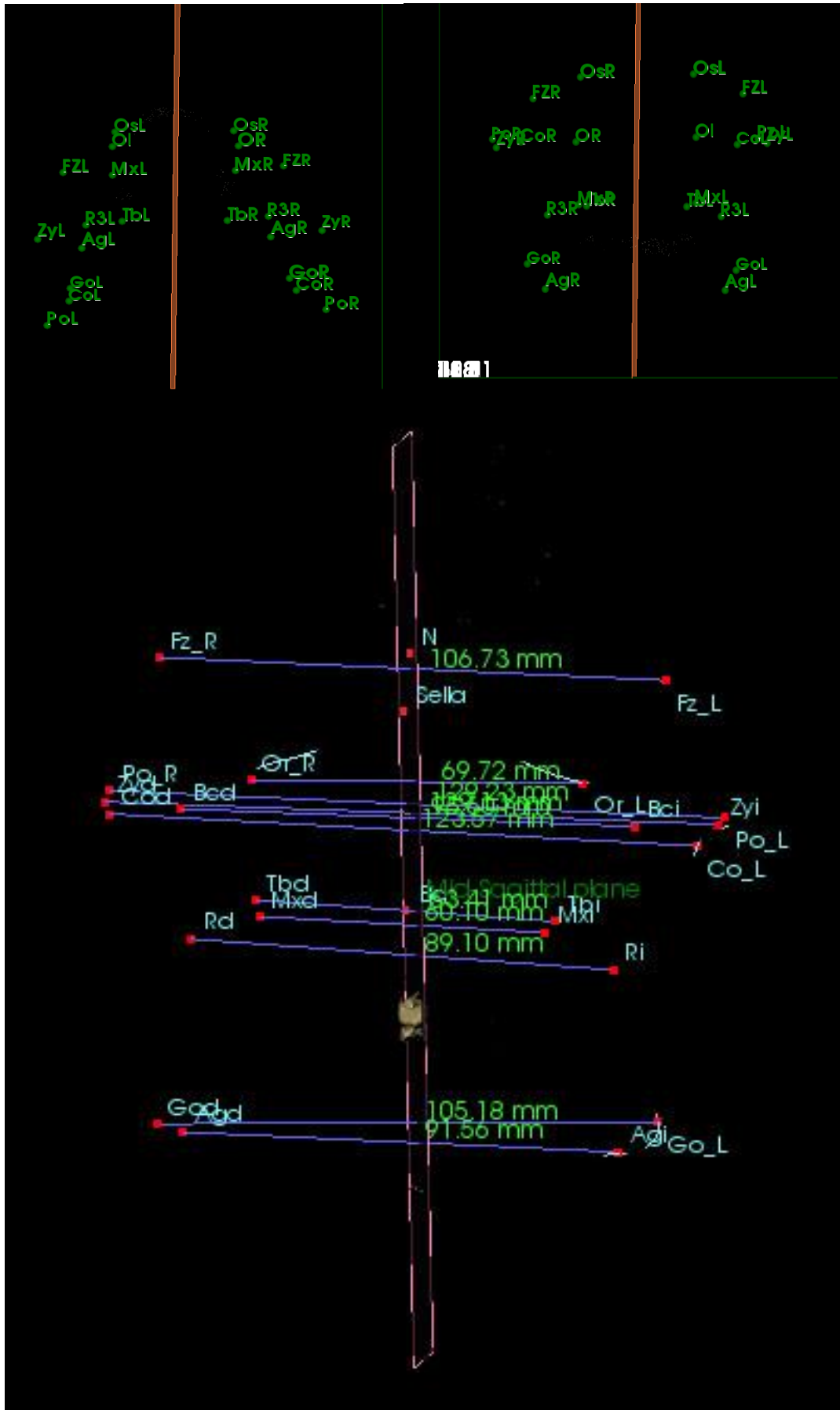


4. OTRAS MEDIDAS LINEALES

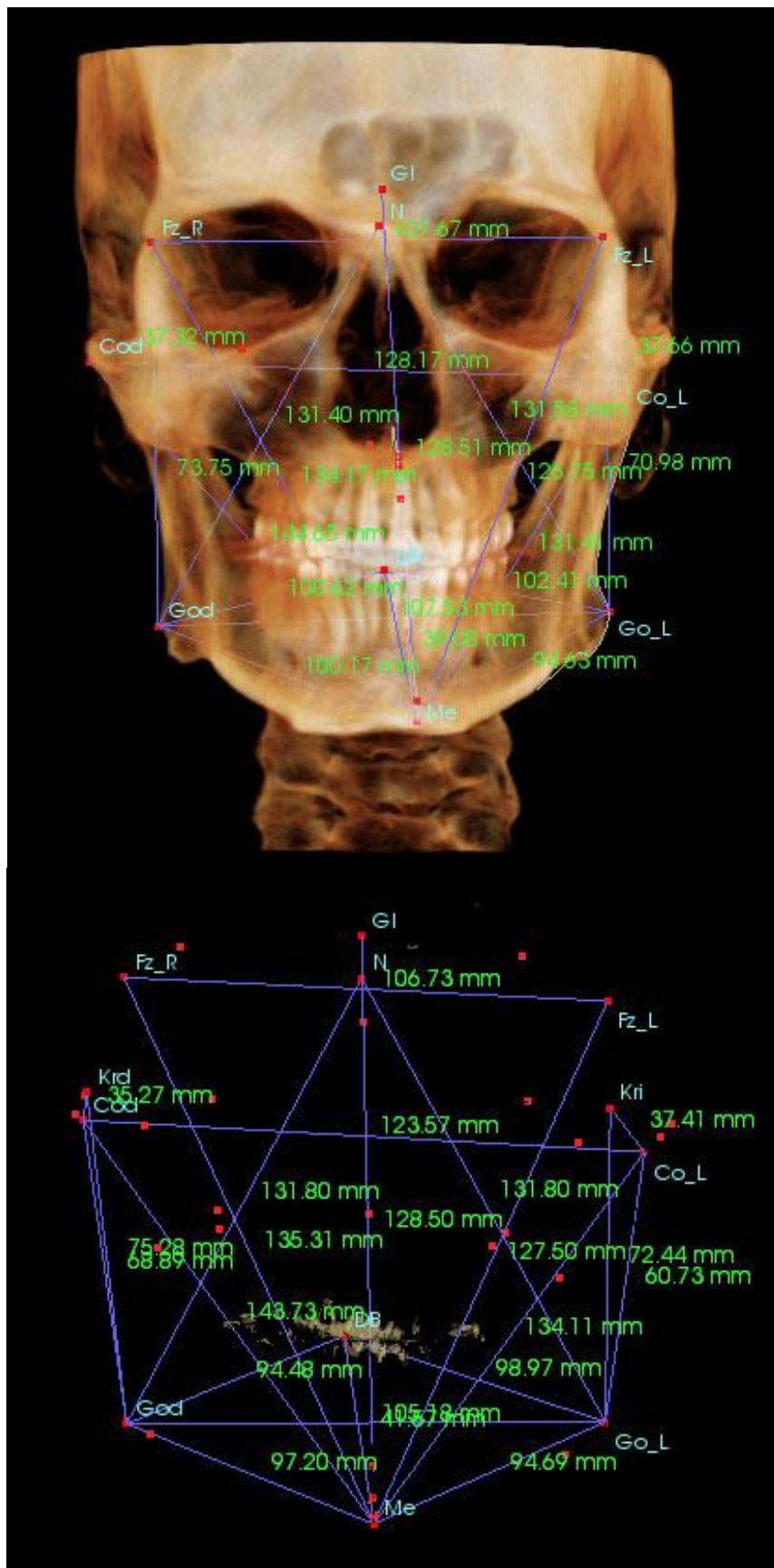


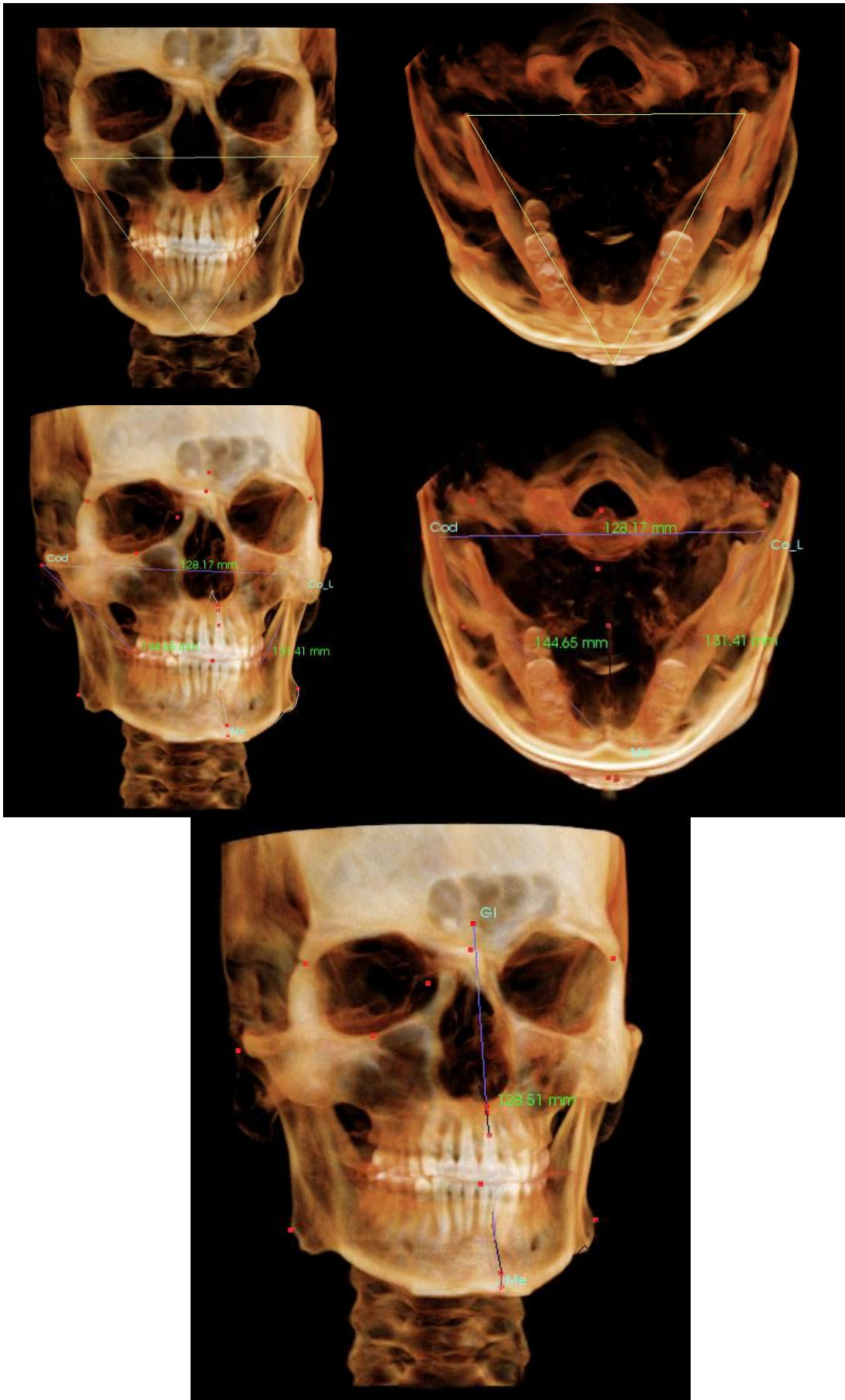
6. ASIMETRÍAS

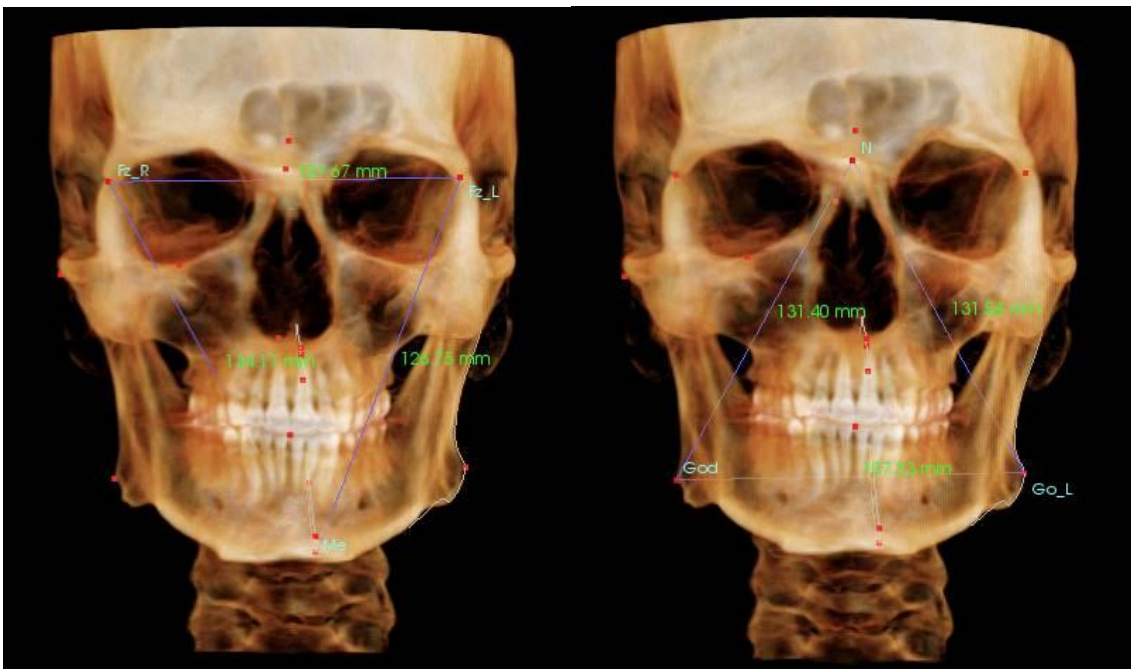
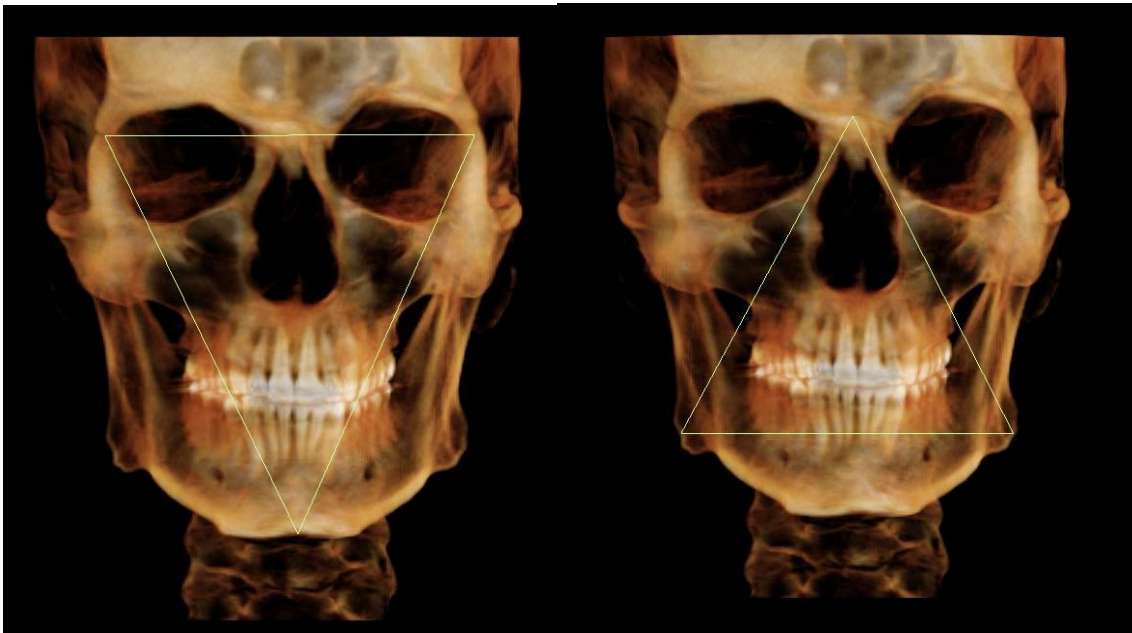


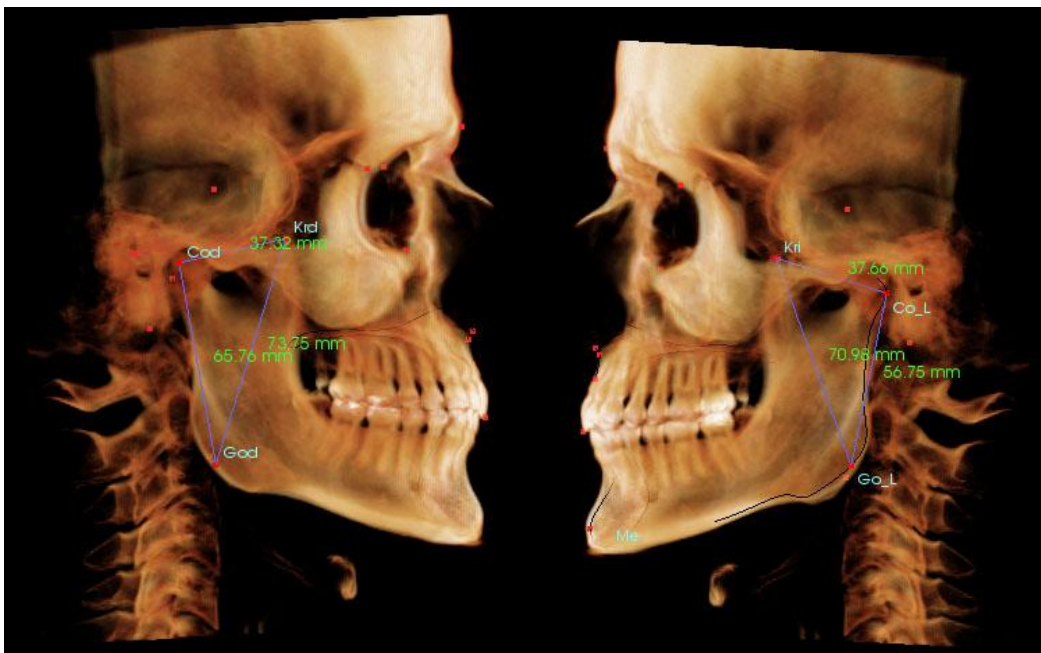
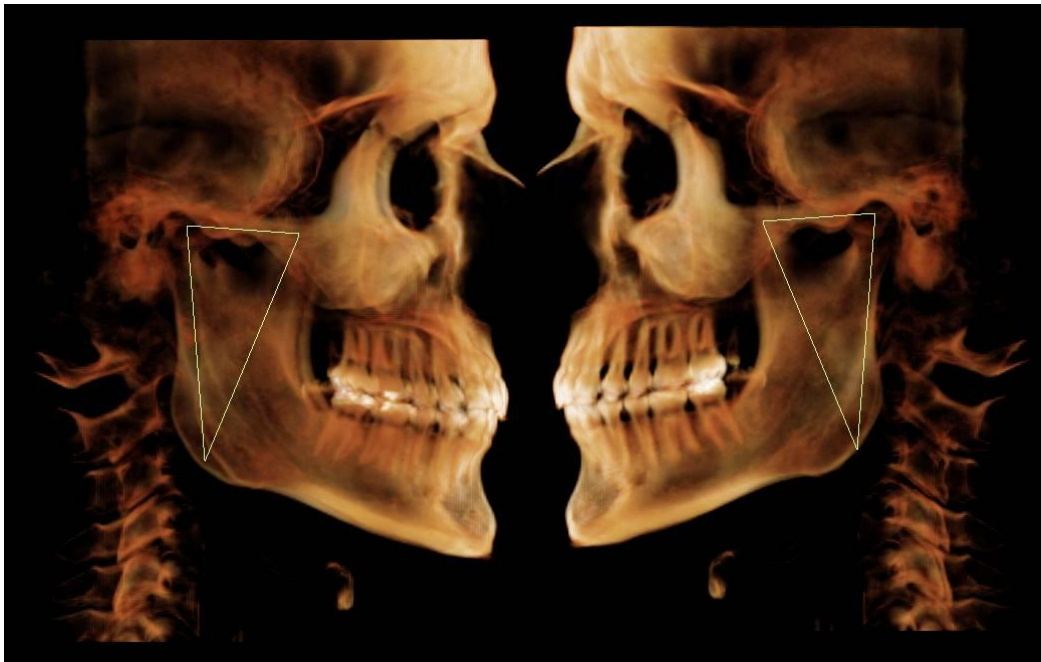


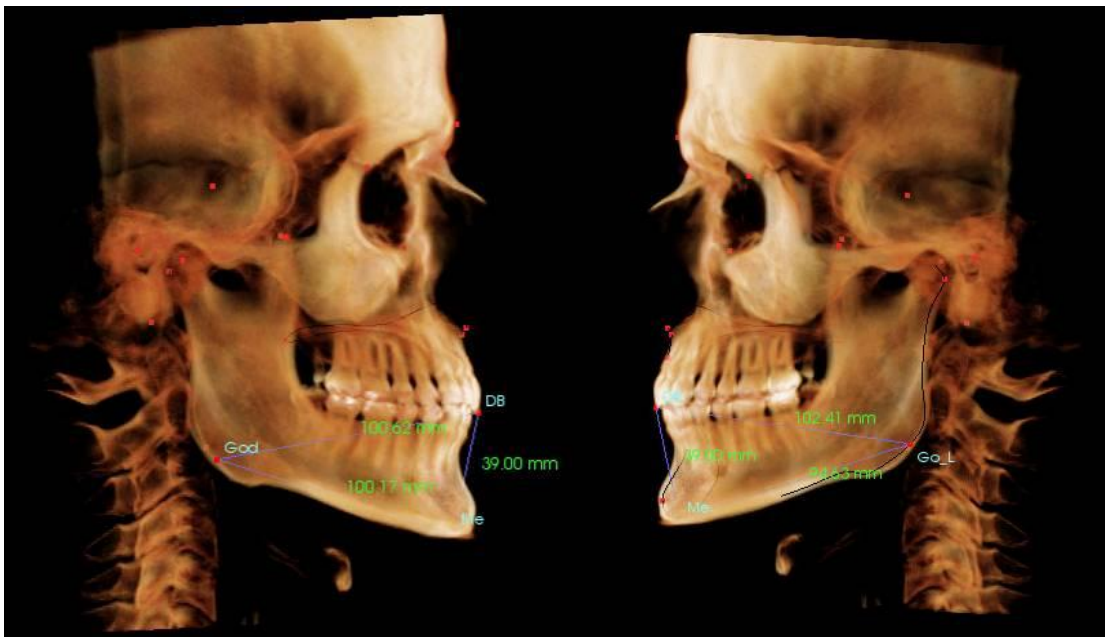
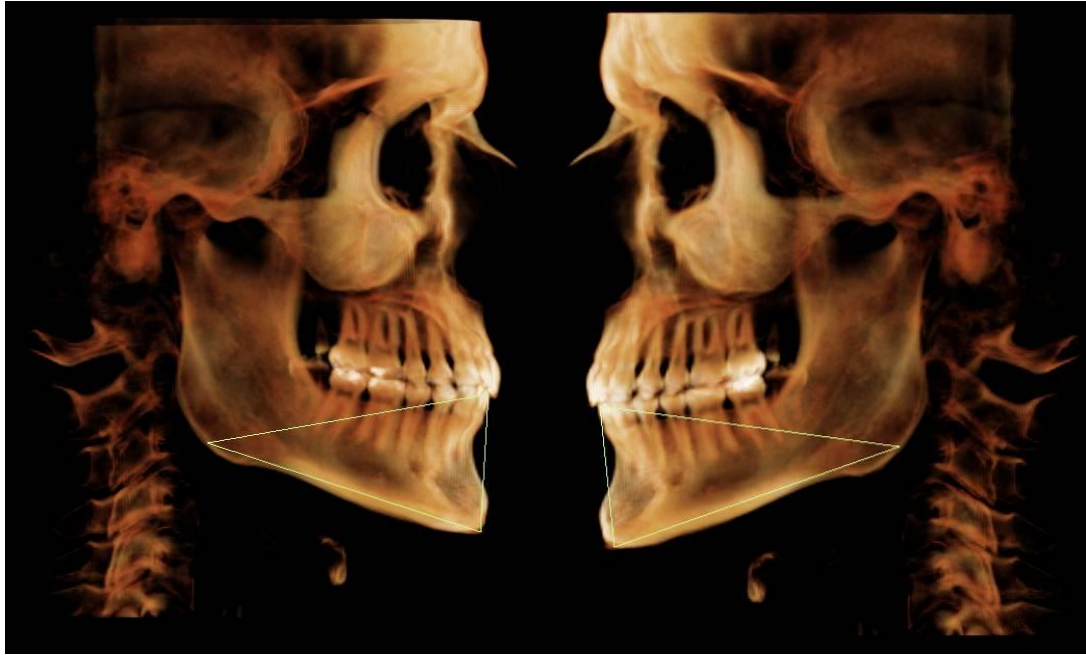
7. PROPORCIÓN FACIAL





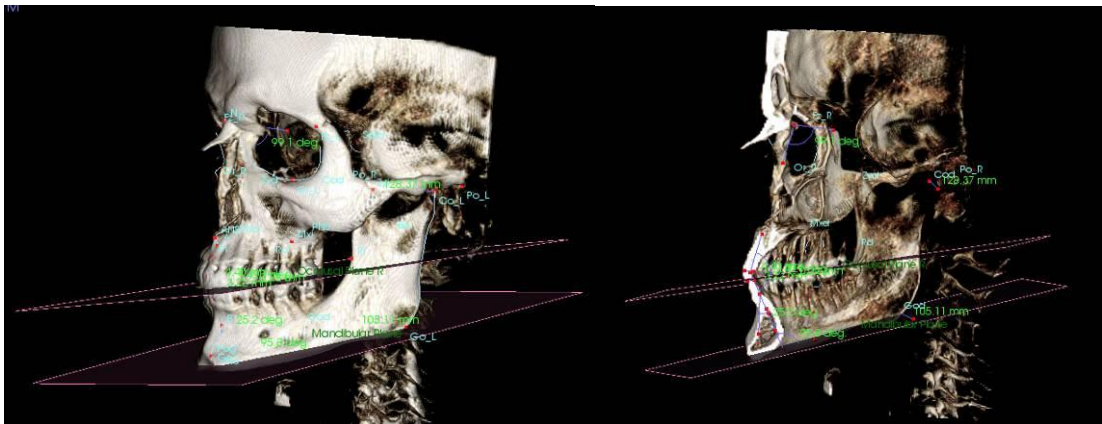
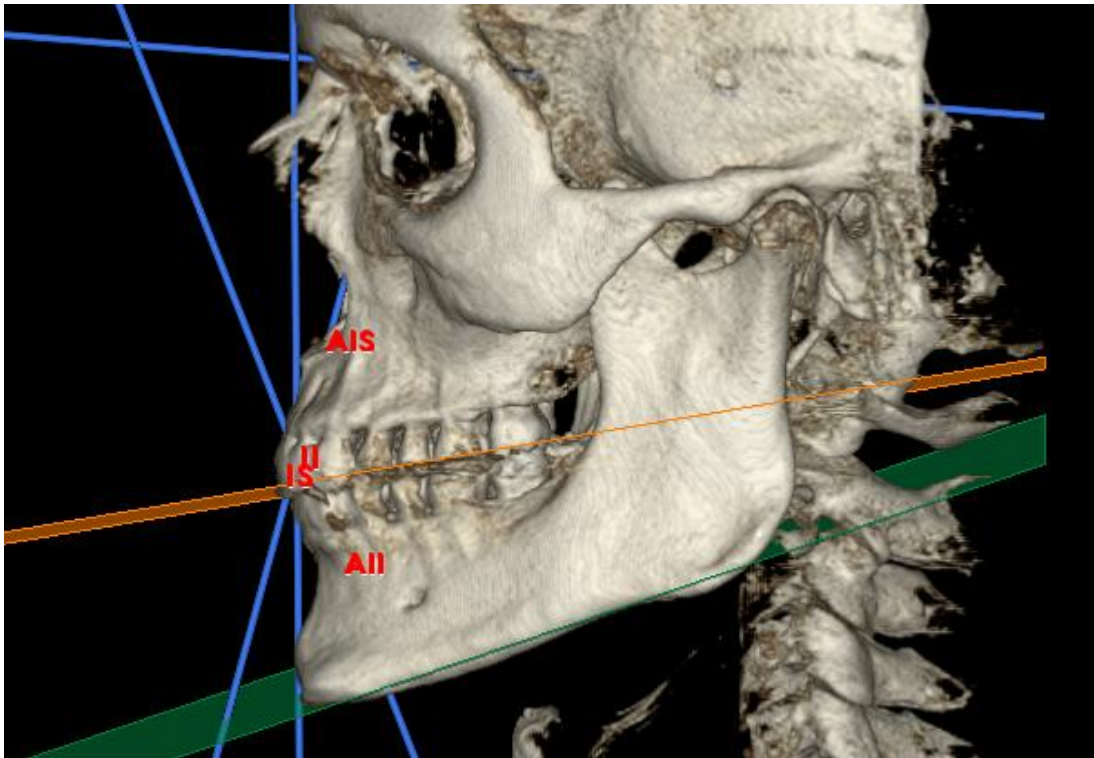








8. ANÁLISIS DENTOALVEOLAR



TRABAJOS RELACIONADOS CON LA TESIS

TRABAJOS RELACIONADOS CON LA TESIS

COMUNICACIONES ORALES

- “Desarrollo y aplicación de un nuevo método cefalométrico en 3D: Reproducibilidad en la localización espacial de puntos cefalométricos en tejidos duros con los sistemas actuales CBCT”.
I Reunión Odontológica de Levante y XXXVII Reunión Anual del Centro de Estudios Odontoestomatológicos. Alicante, Junio 2009.
- “Reproducibilidad en la localización espacial de puntos cefalométricos en tejidos duros y desarrollo de un método cefalométrico en 3D con los sistemas actuales CBCT”.
56ª Reunión de la Sociedad Española de Ortodoncia. Murcia, Junio 2010.
- “Estudio comparativo de las medidas cefalométricas obtenidas a partir de imágenes convencionales en 2D y reconstrucciones en 3D de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).
57ª Reunión de la Sociedad Española de Ortodoncia. Barcelona, Junio 2011.

PUBLICACIONES

- Zamora N, Paredes V, Cibrián R, Gandia JL. Evaluación de las dosis de radiación con los sistemas de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) en ortodoncia. Rev Esp Ortod. 2011; 41:17-22.
- Zamora N, Paredes V, Cibrián R, Gandia JL. Funcionamiento del TC médico y del CBCT en odontología. ¿Qué debemos saber? Rev Esp Ortod. 2011; 41:31-7.
- Zamora N, Paredes V, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL. Which are the most reproducible cephalometric landmarks when undertaking a three-

dimensional (3D) cephalometric analysis? Orthod Craniof Research.
(Pendiente aceptación)

- Zamora N, Paredes V, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL. A comparative study of cephalometric measurements on 3D reconstructed images obtained from cone beam computed tomography (CBCT) and on 2D images obtained from conventional lateral cephalometric radiographs (LCR). Angle Orthod. Epub 7 April 2011.

PÓSTERS

- “Medición de las proporciones faciales en pacientes ortodóncicos con la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)”. Zamora N, Faus N, Paredes V, Gandia JL.
57ª Reunión de la Sociedad Española de Ortodoncia. Barcelona, Junio 2011.
- “Estudio de la correlación entre el ANB y el Wits appraisal medidos sobre la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)”. Zamora N, Paredes V, Cibrián R, Gandia JL. 57ª Reunión de la Sociedad Española de Ortodoncia. Barcelona, Junio 2011.
- “¿Cuáles son los puntos cefalométricos más reproducibles en el análisis cefalométrico en 3D con la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)? PARTE I”. Dalmau E, Zamora N, Paredes V, Gandia JL.
57ª Reunión de la Sociedad Española de Ortodoncia. Barcelona, Junio 2011.
- “Descripción de los planos de referencia empleados en los análisis 3D con la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT). PARTE II”.
Gaastra C, Zamora N, Paredes V, Gandia JL.
57ª Reunión de la Sociedad Española de Ortodoncia. Barcelona, Junio 2011.