



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

**APLICACIÓN DE NUEVAS
TECNOLOGÍAS
TRIDIMENSIONALES PARA LA
PLANIFICACIÓN, DIAGNÓSTICO
Y VALORACIÓN DE LAS
NECESIDADES DE
TRATAMIENTO ORTODÓNICO
Y ORTODÓNICO-QUIRÚRGICO**

PROYECTO DE TESIS DOCTORAL

Rosa María Yáñez Vico
Sevilla, 2010

Aplicación de nuevas tecnologías tridimensionales para la
planificación, diagnóstico y valoración de las necesidades
de tratamiento ortodóncico y ortodóncico-quirúrgico.

Memoria que se presenta para optar a la obtención del
Grado de Doctor en Odontología por la Universidad de Sevilla

AUTORA

Rosa María Yáñez Vico

DIRECTORES

José Enrique Solano Reina
José Luis Gutierrez Pérez
Daniel Torres Lagares

Programa de Doctorado Actualización en Estomatología

Departamento de Estomatología

Facultad de Odontología

Universidad de Sevilla

Noviembre, 2010

D. José Enrique Solano Reina, Catedrático de Ortodoncia y Ortopedia Dentofacial de la Universidad de Sevilla, **D. José Luis Gutierrez Pérez**, Profesor Titular Vinculado de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla y **D. Daniel Torres Lagares**, Profesor Contratado Doctor de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla, CERTIFICAN:

Que el trabajo presentado por Dña. Rosa María Yáñez Vico bajo el título *“Aplicación de nuevas tecnologías tridimensionales para la planificación, diagnóstico y valoración de las necesidades de tratamiento ortodóncico y ortodóncico-quirúrgico”*, ha sido realizado bajo nuestra dirección como trabajo de investigación conducente al Título de Doctor en Odontología dentro del Programa de Doctorado que cursa el interesado.

Que el citado trabajo es original y cumple todos los requisitos éticos y formales, se ajusta con exactitud al método científico y es coherente con la trayectoria investigadora de su autor y con su proyecto de investigación .

Y para que conste, a efectos académicos, firmo el presente certificado en Sevilla el día diez de noviembre de dos mil diez.

Fdo.D. José Enrique Solano Reina

Fdo. D. José Luis Gutierrez Pérez

Fdo. D. Daniel Torres Lagares

El presente trabajo de investigación se ha podido realizar gracias a la ayuda del III Plan Propio de Investigación de la Universidad de Sevilla que, por acuerdo de la Comisión de Investigación en su reunión de fecha 28 de Noviembre de 2007, ha resuelto conceder a **D^a Rosa María Yáñez Vico** una Ayuda para la Formación de Personal Investigador propia de la Universidad de Sevilla por su proyecto “*Evaluación y desarrollo de nuevas tecnologías tridimensionales para el diagnóstico y valoración de las necesidades de tratamiento ortodóncico*” y al Grupo de Investigación CTS-523.

AGRADECIMIENTOS

Escribir los agradecimientos del presente proyecto significa haber concluido un intenso trabajo realizado gracias a la colaboración y cooperación desinteresada de todas aquellas personas que me han apoyado el tiempo que le he dedicado a la realización de este proyecto. No quiero que estas palabras sean consideradas como mera formalidad, sino que expresen el sentimiento de profundo agradecimiento a todas aquellas personas que me han ayudado y contribuido a que este proyecto se haga realidad.

*En primer lugar, agradecer al **Dr. Enrique Solano Reina**, quien me brindó la oportunidad de formarme en Ortodoncia en la Universidad de Sevilla y me introdujo en el programa de doctorado de Actualización en Estomatología, animándome y apoyándome en todo momento para la realización del presente proyecto, que debe lo mejor que pueda ofrecer a su orientación, sugerencias y estímulo que me ha mostrado con enorme generosidad e interés por el trabajo.*

*Al **Dr. José Luis Gutierrez**, quien a pesar de sus otras muchas ocupaciones y dificultades, se comprometió en sacar este proyecto adelante. Es de reconocer su increíble gestión y experiencia investigadora, gracias a las cuales puedo disfrutar de una ayuda para la Formación de Personal Investigador de la Universidad de Sevilla.*

*Es obligado citar al **Dr. Daniel Torres Lagares**, el cual ha conducido la presente investigación de una manera generosa con inmejorable disposición. Mi reconocimiento por sus valiosas observaciones y correcciones y mi agradecimiento sincero por el apoyo y colaboración en este trabajo.*

*A **Esther Sánchez Cobo** por su colaboración y paciencia mostrada con la que pude contar desde un principio y sin la cual no hubiera podido realizarse este proyecto.*

*Un agradecimiento especial al **Dr. José Liébana Ureña**, **Dra. Ana María Castillo Pérez** y **Dña. Francisca Pérez Castillo** de la Universidad de Granada a quienes considero mis maestros. Gracias por contagiarme del entusiasmo de la investigación, enseñarme lo valioso del trabajo en equipo y, en definitiva, ofrecerme vuestra valiosa amistad y apoyo incondicional. A pesar de la distancia siempre guardaréis un lugar muy especial en mi corazón.*

*Agradecer hoy y siempre a mi **padre, madre y hermano** por su cariño y comprensión, por estar siempre presentes en cada paso que doy y por su indudable esfuerzo para que todo lo que deseo se haga posible. A pesar de las distancia, me contagian de alegría para seguir adelante.*

*De igual manera, desde lo más profundo del corazón, un sincero agradecimiento a **Alex**, porque en su compañía las cosas malas se transforman en buenas. Es la luz que me ilumina. Me deslumbra su lucidez y capacidad para volcarse en todo lo que emprende. Gracias por estar a mi lado.*

*A **Celia, Alici y Mari** con las que comparto mis experiencias y me ofrecen un hombro cada vez que lo necesito. Siempre muestran interés por mi trabajo y me ayudan a verlo desde otra perspectiva. Por su apoyo y ánimo en cada etapa de mi vida.*

A todos ellos, gracias.

ÍNDICE

<u>I. INTRODUCCIÓN</u>	1
1. Métodos de estudio de la morfología craneofacial	1
1.1 Craneometría	12
1.2 Antropometría	12
1.3 Cefalometría	12
2. De las dos a las tres dimensiones	13
2.1 Primeros intentos de medición	16
2.2 Introducción a la imagen radiológica	16
2.3 Época intermedia: entre Roentgen y Broadbent	20
2.4 Introducción al cefalómetro	22
2.4.1 Técnica radiológica	25
2.4.2 Limitaciones	27
2.4.3 Estudios cefalométricos	28
2.5 Otros tipos de proyecciones	31
2.5.1 Radiografía posteroanterior	33
2.5.2 Proyección submentovertex	33
2.5.3 Imagen computarizada	37
2.6 Tomografía computarizada	41
2.6.1 Historia	42
2.6.2 Principios de funcionamiento	42
2.6.3 Tipos de escáneres	45
2.6.4 TC helicoidal	48
2.6.5 TC multicorte	49

2.6.6 Cone beam	50
2.6.7 Reconstrucción de los datos	52
2.6.8 Efectos biológicos de las TC	54
2.7 Otros métodos de captura en 3D	56
2.7.1 Cefalometría 3D	58
2.7.2 Morfoanálisis	58
2.7.3 Estereolitografía	58
2.7.4 Escáner láser 3D	59
2.7.5 Morfometría facial 3D	59
2.7.6 Ultrasonografía 3D	60
2.7.7 Esterofotogrametría	60
2.7.8 Imagen en 3D asistida por TC	60
<u>II. HIPÓTESIS DE ESTUDIO</u>	63
<u>III. OBJETIVOS</u>	66
1. Objetivo general	67
2. Objetivos específicos	67
<u>IV. MATERIAL Y MÉTODO</u>	69
1. Consideraciones éticas	70
2. Selección de pacientes	70
3. Unidades clínicas participantes	71
4. Recolección de la muestra	71
5. Determinación del tamaño muestral	73
6. Escáner de tomografías computarizadas (HHVRR)	74

7. Generación de la imagen 3D TC	74
8. Segmentación de los datos	76
9. Estudio del complejo cráneo-dento-facial	78
9.1 Planos de referencia	78
9.2 Puntos de referencia	82
9.3 Mediciones	85
10. Análisis de los datos	86
10.1 Análisis 3D multiseccional	86
10.2 Análisis estadístico	87
10.3 Error de las medidas y su análisis	88
<u>V. RESULTADOS</u>	90
1. Análisis estadístico	91
1.1 Estadística descriptiva vectores puntos de referencia	91
1.2 Estadística descriptiva mediciones angulares	96
2. Análisis 3D multiseccional	98
2.1 Análisis proporcional 3D M.S.E.	98
2.1.1 Problema transversal	98
2.1.2 Problema vertical	108
2.1.3 Problema sagital	112
2.2 Análisis angular 3D M.S.E.	119
2.2.1 Maxilar	119
2.2.2 Mandíbula	121

2.2.3 Procesos alveolares respecto a sus bases óseas	125
2.2.4 Plano oclusal	130
<u>VI. DISCUSIÓN</u>	131
<u>VII. CONCLUSIONES</u>	146
<u>VIII. BIBLIOGRAFÍA</u>	148

1. INTRODUCCIÓN

1.1 MÉTODOS DE ESTUDIO DE LA MORFOLOGÍA CRANEOFACIAL

El estudio de la morfología craneofacial, así como sus patrones de variación normal y el crecimiento de las estructuras craneofaciales se basa en la observación de la forma craneofacial, su naturaleza y variaciones dentro de la normalidad (1). Para ello se han empleado desde los inicios de su estudio diversos métodos, como son la craneometría, antropometría y cefalometría. Todos ellos se basan en la observación y medición de dichas estructuras craneofaciales.

1.1 CRANEOMETRÍA

La craneometría es una rama de la antropología física que trata del estudio y mediciones de cráneos disecados después de haber retirado los tejidos blandos. Una de los primeros estudios craneométricos se debe a Martin (2). Ya más recientemente, Howells (3) publicó un sumario de medidas esqueléticas derivadas de material óseo procedente de varias regiones geográficas del mundo.

1.2 ANTROPOMETRÍA

Los datos antropométricos se obtienen directamente sobre sujetos vivos usando toda clase de calibres, como son los tradicionales, o más recientemente, los digitales. La popularidad de la antropometría se debe, en parte, a su relativamente simple metodología y el equipamiento no costoso (4). La más amplia referencia antropométrica conocida se debe a Farkas y Munro (5) quienes obtuvieron medidas de un gran número de sujetos y construyeron medidas de referencia de la cabeza y la cara de individuos

norteamericanos (descendientes de los caucásicos de Europa Occidental) en intervalos de los 6 a los 18 años.

Los datos procedentes de los estudios antropométricos sobre individuos con deformidades del área craneofacial proporcionan resultados que complementan y precisan la descripción clínica aceptada de dicha condición (6, 7). Los estudios anteriormente mencionados indican la importancia de las mediciones antropométricas o del análisis como una herramienta útil para la comprensión de las anomalías craneofaciales. Gracias a dicha técnica se puede identificar áreas defecto que no son aparentes en un primer momento por observación cualitativa.

Las normas antropométricas de las mediciones e índices proveen de unas guías muy útiles pero no imponen normas estrictas. Los índices y las proporciones definen áreas, pero el juicio final lo debe proporcionar la experiencia y juicio clínico del especialista (cirujano y ortodoncista), valorando el conjunto del patrón morfológico del conjunto.

1.3 CEFALOMETRÍA

Desde la llegada de la radiografía cefalométrica en 1931 (8, 9), este método se ha usado ampliamente como herramienta descriptiva, analítica y diagnóstica, particularmente en ortodoncia y en investigación. Dicha técnica utiliza medidas cuantitativas obtenidas gracias a una serie de puntos de referencia. Se ha empleado para el estudio de la morfología craneofacial de los mismos sujetos a través de sus distintos períodos de crecimiento. Además ofrece una comprensión útil para ortodoncistas y cirujanos de cómo los procesos de crecimiento pueden influir en el tratamiento de nuestros pacientes (10).

Desde 1931 en adelante, se han publicado una cantidad considerable de trabajos que investigan la utilidad y la validez de los análisis radiográficos cefalométricos. La mayoría de las cefalometrías se basan en el uso de cefalogramas laterales, donde los puntos de referencia y las medidas se realizan en el plano mediosagital. Algunos estudios nos han proporcionado estándares de las variables craneofaciales (11-13). Los puntos se identifican en el film o en los trazados y se obtienen una selección de medidas lineales y angulares para producir estándares a las diferentes edades. A esto hay que añadir la reciente incorporación de la tecnología asistida por ordenador que hace posible la comparación y el seguimiento rápido de la anatomía craneofacial.

Una versión más avanzada de la cefalometría hasta ahora descrita es la reconstrucción en tres dimensiones a partir de tres proyecciones distintas de rayos X (14).

Los puntos de referencia usados para la cefalometría radiológica convencional se definen normalmente de manera manual. Sin embargo, varios autores (15, 16) han intentado automatizar el tedioso proceso del marcaje manual. Las medidas cefalométricas (manuales o automáticas) se analizan normalmente por comparación estadística con las medidas de un grupo control. Esto fue lo que hizo Hermann y cols (17, 18) en 2001 y 2004, quien anotó varios cientos de puntos de referencia en las tres proyecciones y comparó con t-test las distancias y los ángulos llevados a cabo para el estudio del labio y paladar hendido. Richtsmeier (19) realizó un análisis más completo de los puntos de referencia utilizando análisis escalado de elementos finitos (Finite Element Scaling Analysis -FESA). Otro

tipo de análisis muy amplio es el análisis de la matriz de la distancia euclídea (Euclidean Distance Matrix Analysis –EDMA- (20)) que tiene en cuenta todas las distancias entre puntos de referencia. En el año 2003, Singh y cols (21) aplicaron esta aproximación para el estudio del crecimiento craneofacial en niños con labio y paladar hendido. Para un mayor seguimiento de los cambios de forma locales, algunos autores han aplicado el modelamiento de forma estadístico (22) (también referido en la literatura como morfometría geométrica) a los puntos de referencia. Aquí hay que incluir estudios de niños con labio y paladar hendido (23), estudios de niños con diversas maloclusiones (24-26) y análisis del crecimiento mandibular (27).

Sin embargo autores como Ahlqvist y cols (28); Houston y cols (29); Kamoen y cols (30) y Singh y cols. (21) han documentado numerosas desventajas en el uso de esta cefalometría. Los datos son solamente en dos dimensiones, y las imágenes se pueden distorsionar debido a la proyección de los objetos tridimensionales en dos dimensiones. También hay que tener en cuenta los efectos diversos de magnificación. El análisis de los datos es limitado y con frecuencia inadecuado cuando se intenta describir una estructura compleja tridimensional como es el cráneo. La mayoría de los rasgos tridimensionales craneofaciales son imposibles de ser identificados con detalle en los cefalogramas tradicionales. A esto hay que añadir los errores en las mediciones debidos a la naturaleza de las imágenes. Maue-Dickson (31) subraya en un artículo de revisión las falacias que resultan de la selección de algunos puntos de referencia para interpretar y juzgar la dirección de crecimiento facial. La localización de marcadores metálicos tanto en maxilar como en mandíbula en pacientes en crecimiento ha

permitido la superposición sobre estructuras presumiblemente estables (32). Sin embargo, el ángulo goníaco medido usando radiografías laterales de cráneo demuestra una diferencia entre 5 y 7 grados, comparando con métodos craneométricos. La diferencia es estadísticamente significativa y se podría atribuirse a un error sistemático en el método radiológico, que resultaría en una magnificación del ángulo goníaco. Por ello hay que tener siempre presente la necesidad de utilizar dicha técnica con precaución y conociendo sus limitaciones.

2. DE LAS DOS A LAS TRES DIMENSIONES

2.1 PRIMEROS INTENTOS DE MEDICIÓN

Históricamente, la forma del cuerpo humano se ha medido por numerosas razones. Quizá la primera de ellas haya sido para ayudar al ser humano a "autorretratarse" a través de la escultura o la pintura. En este sentido, los antiguos Egipcios desarrollaron un sistema cuantitativo intrínseco para definir las proporciones del cuerpo humano. A este sistema se le conoce como *canon* (33). El canon se dibujaba con la cabeza, pies y piernas en perfil y el torso en visión frontal. La unidad de medición para determinar la altura de la figura, así como los niveles anatómicos intermedios como las rodillas, cadera y hombros, era la medida de $\frac{2}{3}$ de la longitud de un pie (33) (figura 1). Las líneas horizontales se dibujaban perpendiculares a la línea vertical que dividía el cuerpo por la mitad, de tal forma que el sistema quedaba establecido a modo de cuadrícula con 18 líneas horizontales y 18 líneas verticales (figura 1).

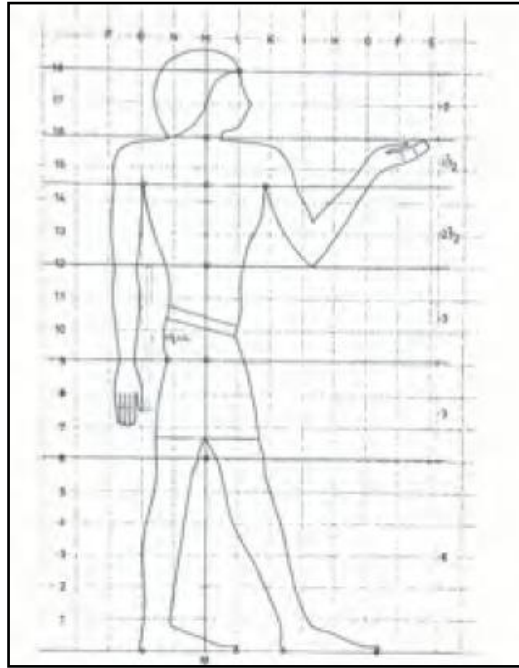


Figura 1. Canon egipcio que resultaba en una cuadrícula con 18 cuadrados (tomado de Iversen E, Shibata Y. *Canon and Proportions in Egyptian Art*. 2ª ed. Warminster, England: Aris and Phillips; 1975.)

En la 25ª dinastía se cambió este canon, de tal forma que para la estandarización de las medidas del cuerpo se utilizaba una cuadrícula con 22 líneas horizontales (y 22 cuadradas), pasando la línea 21 a través borde superior del ojo (34).

El análisis de las proporciones faciales alcanzó su punto máximo en los estudios de Leonardo da Vinci (1452-1519) y Albrecht Dürer (1471-1528). Da Vinci demostró la proyección de un sistema cuadrículas en la cara de un jinete. Dürer usó un sistema de coordenadas para demostrar diferencias entre las caras estrechas y largas y las caras anchas. Así, mostró cómo cambiando el ángulo existente entre los ejes vertical y horizontal de su sistema de coordenadas, el contorno facial podía variar de proinclinado a retroinclinado (figura 2).

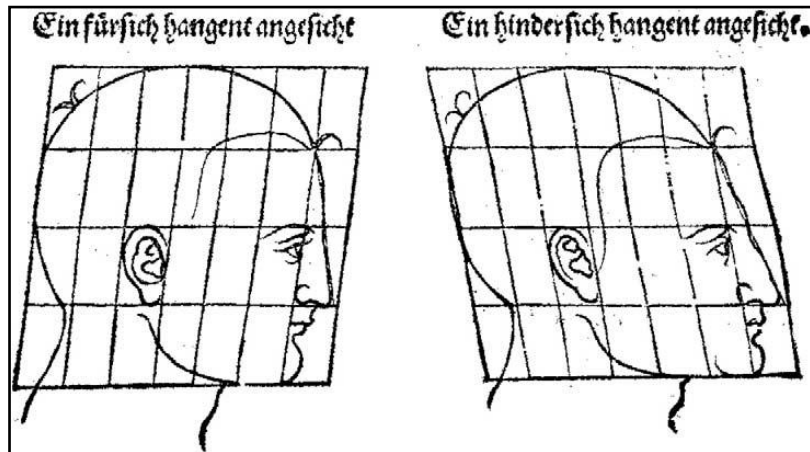


Figura 2. Demostración de Dürer de cómo un única medida angular caracteriza la configuración de los diferentes tipos faciales.

En la Grecia antigua se desarrolló el concepto de la *divina proporción*: la longitud de una línea se dividía en dos partes de tal manera que la menor de las partes dividida por la mayor de las partes es igual a la mayor de las partes dividida por el total. Para la división del total en partes desiguales fuera proporcional, la parte más pequeña tenía que relacionarse con la parte mayor de la misma manera que la parte mayor se relacionaba con el total. De otra forma, la relación del total con la parte mayor tenía que ser la misma que de la parte mayor con la parte menor (35). En la divina proporción, la parte mayor es 1,61803 veces mayor que la parte menor. A esta proporción constante se le asignó la letra griega *Phi* (inicial de Phidias Pythagoras). También se conoce como la proporción dorada o aurea. Además de tener aplicaciones matemáticas, esta proporción dorada constituye un ideal de seguimiento estético. Huntley (36) consideraba fielmente que la divina proporción representaba de manera matemática la belleza y la armonía.

En 1509, Luca Pacioli (37), publicó un trazado del perfil facial orientado en la posición natural de la cabeza y describiendo en él el *triángulo y rectángulo dorado* (figura 3).

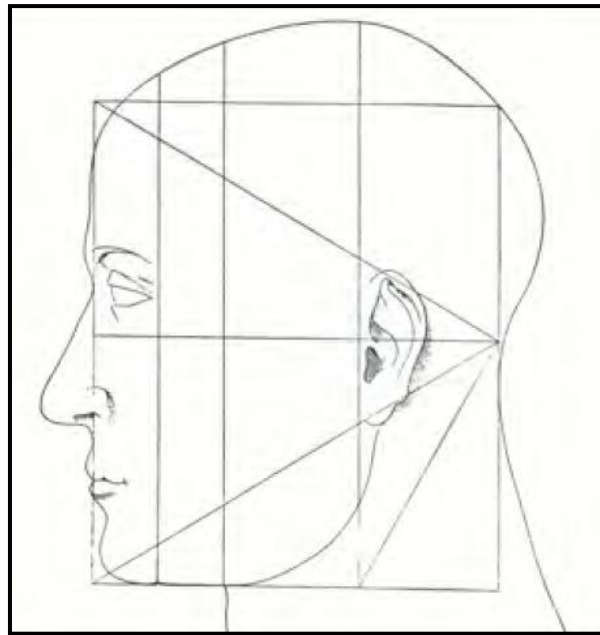


Figura 3. Presentación de la divina proporción (proporción dorada) en el perfil facial de un hombre del triángulo y rectángulo dorados según Luca Pacioli (tomado de Pacioli Fra Luca. *Divina Proportione*. Constantin Winterburg. *Die Lehre vom Goldenen Schinitt*, vol 2. Wien: Verlag Carl Greaser; 1889.)

Petrus Camper (1722-1789), médico, anatomista y pintor, abrió la puerta a los métodos antropométricos y determinación etnográfica de la forma facial. Su *linea facialis* (proyección hacia delante desde el incisivo superior tangente al hueso frontal) llegó a convertirse en medida universal para el estudio de la forma de la cara humana. Camper utilizaba también el ángulo facial (formado por el plano horizontal de referencia y la línea facial)

para realizar sus mediciones sobre cráneos humanos. Encontró que como la cara crece hacia abajo y hacia delante, el ángulo facial decrece. La llave de su metodología se basaba en orientar el cráneo en una línea horizontal de referencia que pasaba desde el meato auditivo externo al ala de la nariz (38).

En 1882 se celebró en Frankfúrt, Alemania, un congreso internacional de anatomistas y antropólogos para elegir un plano de referencia horizontal para la orientación de los cráneos. Fue Herbert Von Ihering quien sugirió el *Plano de Frankfort* para representar la orientación natural de la cabeza. Dicho plano se extiende desde el reborde superior del meato auditivo externo (*porion*) al punto más inferior del margen de la órbita. Aunque dicho plano fue aceptado, se señaló que no estaba biológicamente relacionado con el crecimiento. De hecho, es prácticamente inviable la utilización de un punto, plano, dimensión o ángulo que durante el crecimiento se relacione invariablemente con cualquier otro punto (39).

2.2 INTRODUCCIÓN A LA IMAGEN RADIOLÓGICA

En 1886, Wihlelm Conrad Röntgen (40) marcó un hito en la historia de la Física al publicar el descubrimiento de los rayos X. Sus repercusiones tocaron de manera notable los campos de la Medicina y la Tecnología.

Wihlelm Conrad Röntgen estudiaba los rayos catódicos y sus efectos en placas fotográficas y material fluorescente, como parte de la continuación de los estudios de Phillipp Lenard (41, 42). Pero dejó de emplear los tubos canónicos de Lenard y utilizó un condensador envuelto en cartón negro al que estimuló internamente con una corriente de alta tensión, en condiciones de oscuridad total en su laboratorio. El científico

quería probar que la envoltura de cartón evitaba toda filtración de luz. Sin embargo, una luz tenue, de color verduzco, irradiada por acción refleja desde su mesa de trabajo, llamó su atención; encendió una cerilla y descubrió ser una cartulina pintada con platino de cianuro de bario. El objeto producía resplandor, por lo que pudo probar que algo hasta ese momento desconocido, distinto de los rayos catódicos, excitaba la capa fluorescente.

En un principio Röntgen supuso que la luz provenía del tubo de Crookes, ya que los rayos desconocidos se hacía evidentes sólo cuando inducían en el cartón y cuando el tubo de Crookes era estimulado; es decir, esta irradiación no era espontánea y se reconocía en forma indirecta por el efecto fluorescente de la sustancia que cubría al cartón próximo al tubo. Pero al interponer su mano entre la fuente de radiación y el cartón fluorescente, vio, sorprendido, la silueta de su mano proyectada en el cartón. La silueta delineaba el contorno, pero en ella la piel era considerablemente transparente, mientras que los huesos muy opacos. Los rayos provenientes del tubo de Crookes adquirieron de súbito la extraña propiedad de atravesar ciertos tejidos, opacos para la luz visible. Como Röntgen desconocía la naturaleza de esos rayos, los denominó "rayos X" (43, 44). Al repetir el experimento para verificarlo, también notó que, interponiendo un alambre entre el tubo y la capa, se proyectaba su sombra en la pantalla fluorescente, mientras que no sucedía lo mismo con un libro ni con un trozo de madera. También pudo comparar la relativa transparencia de varios grosores de aluminio, plata, cobre, zinc, platino, y advirtió que, una lámina de plomo con un grosor de 1,5 cm se mostraba completamente opaca. Estos rayos tenían un poder de penetración nunca imaginado,

iluminando el material fluorescente ubicado en el lado opuesto. Algunos metales como el plomo, el hierro y la plata, resultaron ser menos penetrados y, por ende, prácticamente opacos (45).

Así Röntgen afirmaba que: 1) los rayos X son altamente penetrantes para la mayoría de los materiales, sin embargo, pueden ser absorbidos por materiales densos como el acero y el plomo; 2) con ciertas sustancias, los rayos X fluorescen a la luz visible cuando inciden sobre ellas; 3) las placas fotográficas son ennegrecidas por los rayos X; 4) los rayos X ionizan el aire y otros gases; 5) a diferencia de los rayos catódicos, los rayos X no son afectados por campos eléctricos o magnéticos; 6) un haz de rayos X puede producir enrojecimiento e incluso quemaduras en el cuerpo humano (40, 44, 46).

2.3 EPOCA INTERMEDIA: ENTRE ROËNTGEN Y BROADBENT

La evolución de la cefalometría está ligada de manera universal a la persona de Edward Angle y su clasificación de la maloclusión. El esquema básico para relacionar los maxilares entre sí es la intercuspidación de los primeros molares permanentes, que es lo que caracteriza los distintos tipos de maloclusión. El tratamiento estaba determinado de la misma manera por esta clasificación diagnóstica (47).

En 1915, van Loon, realizó un avance conceptual. Él estipuló que para un completo diagnóstico y plan de tratamiento se requería determinar de manera tridimensional la relación entre la dentición y la cara (48, 49) y no continuar con el análisis de modelos de escayola tal y como se estaba haciendo hasta entonces, recortándolos de tal manera que el plano oclusal quedaba paralelo a las superficies superior e inferior de los modelos. Por

ello, el método que desarrolló van Loon permitía el estudio de la dentición y la cara por separado así como de la relación existente entre ambas. El procedimiento consistía en realizar una impresión parcial de la frente, nariz y labio superior y de las superficies labiales de los incisivos centrales superiores, las cuales se unían a los modelos de estudio realizados en escayola (figura 4).

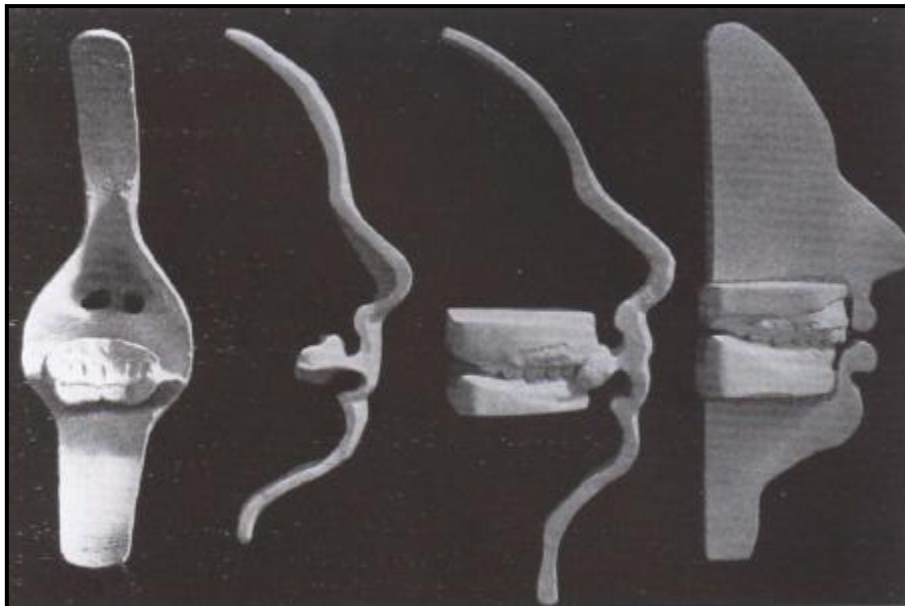


Figura 4. Impresión parcial de la cara, manteniendo los labios abiertos durante la impresión. El modelo superior se unía a esta impresión para poder realizar la llave en la que la dentición se insertara de modo preciso en la máscara facial (tomado de Moorrees CFA. Cefalometrie en orthodontie. Ned Tijdschr Tandhk 1988; 95:461-7.).

La máscara facial contenía a la dentición y estaba inserta en el "*cubus craniophorus*", un dispositivo usado por los antropólogos para estudiar el cráneo orientándolo en la posición natural de la cabeza, a través de los

puntos de referencia *orbitale* y el plano de Frankfort. Van Loon orientaba la cabeza del paciente en un espacio tridimensional en posición natural de la cabeza. Esto lo conseguía colocando el “*cubus craniophorus*” sobre la cabeza del paciente, manteniéndolo lo más horizontal posible y colocando unas guías calibradas sobre el plano horizontal de referencia Frankfort, mientras el paciente mantenía la cabeza en posición natural. Así podía transferir la cabeza del paciente sobre los modelos de escayola de la dentición con la misma orientación de la cara y de los modelos en el “*cubus craniophorus*” (figura 5).

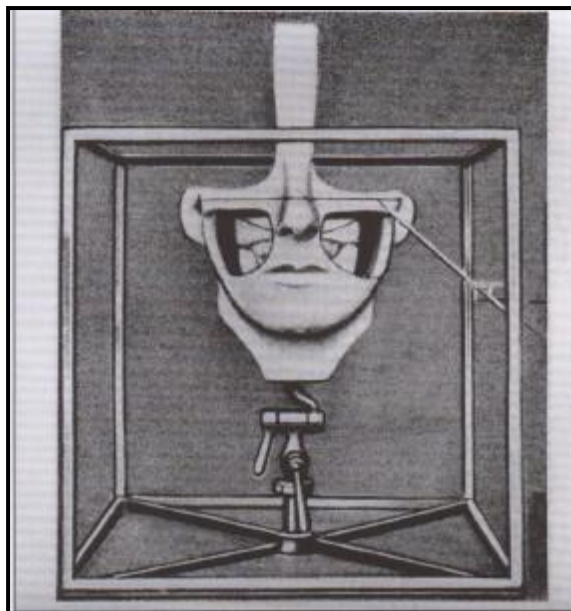


Figura 5. Máscara facial con los modelos dentales en una correcta relación tridimensional para el diagnóstico de la maloclusión. La cara está orientada en posición natural de la cabeza en el “*cubus craniophorus*” (tomado de Moorrees CFA. Cefalometrie en orthodontie. Ned Tijdschr Tandhsk 1988; 95:461-7.).

En 1922, Simon (50) desarrolló un procedimiento que eliminaba el “*cubus craniophorus*”, pero que necesitaba la ayuda de un arco facial con pins calibrados para registrar el plano horizontal de Frankfort. La dentición

se enmarcaba en un sistema tridimensional relativo al plano de Frankfort, al plano mediosagital y al plano orbital perpendicular al plano horizontal. En una cara ortognática dentro de la norma, el plano orbital cortaba la cúspide de la corona de los caninos superiores. La superficie posterior de los modelos de escayola tenían que ser perpendiculares al plano mediosagital de la cabeza, mientras que los bordes laterales de los modelos dentales representaban el plano orbital.

En el mismo año, Pacini (51) introdujo un método de radiografía de cabeza estandarizada. Esto supuso un gran avance en cefalometría, así como en la cuantificación y mediación del crecimiento y desarrollo craneofacial. El método era bastante primitivo y necesitaba de una distancia muy amplia entre el aparato de rayos X y la película, así como la inmovilización de la cabeza del sujeto para que quedara orientada paralela a la película.

2.4 INTRODUCCIÓN AL CEFALÓMETRO

Afortunadamente, en 1931 se produjo un gran cambio en la cefalometría gracias a Broadbent (8) en Estados Unidos y a Hofrath (52) en Alemania. Ambos publicaron simultáneamente en el *Angle Orthodontist* y en el *Fortschritte der Orthodontie*, respectivamente, métodos para obtener radiografías de cabeza de forma estandarizada. Este desarrollo permitió a los ortodoncistas adentrarse en el campo de la cefalometría (mediciones de la cabeza), ya que hasta ese momento ejercían prácticamente su monopolio los anatomistas y antropólogos realizando estudios craneométricos, particularmente durante el siglo XIX. El empleo de la radiación X podía superar las limitaciones propias de la craneometría y de la antropometría,

ya que permitía obtener distintas medidas sobre un mismo individuo, pudiendo registrar modificaciones debidas al crecimiento y desarrollo. Además, se podían combinar las ventajas de la craneometría y de la antropometría gracias a que, por medio de la radiografía, era posible observar las estructuras óseas a través de los tejidos blandos que las recubren, lo que no se podía obtener con la medición de cráneos secos típicos de la craneometría.

Sin embargo, la medición directa, basada en radiografías, tenía el inconveniente de que en ella participaban numerosas variables que hacían de la impresión radiográfica un instrumento muy impreciso de medición. Por este motivo fue tan importante el desarrollo de un instrumento que permitiera colocar la cabeza con una orientación precisa que permitiera tomar radiografías para poder realizar mediciones posteriores fiables, sobrepasando los inconvenientes de la medición radiográfica directa.

El principio de la radiografía de cabeza estandarizada (telerradiografía) se basaba en la distancia constante del foco de rayos X al objeto (originalmente 5 pies en Estados Unidos y 5 metros en Europa) y, preferiblemente, en la distancia constante del objeto a la película radiográfica. Cuando ésta última se cambiaba, por ejemplo en niños en crecimiento en los que lógicamente iba variando la anchura de la cabeza, la distancia actual entre la película y el plano sagital medio tenía que quedar registrada y grabada en cada exposición, o bien se debía calibrar con una regla que se suspendía en el plano sagital medio.

El "cefalómetro" de Broadbent (53) proporcionaba esta información en ambas mediciones debido a la capacidad de reconocer y registrar la

distancia de la película al plano mediosagital y la distancia de la película a las olivas auriculares obtenidas en *norma frontalis*, con la escala de Vernier a 0,1 mm. Debido a este diseño, Broadbent insistía en que se llamara "cefalómetro" en vez de "cefalostato". El factor de distorsión quedaba grabado en cada radiografía, lo que es particularmente importante en el caso de que se trate de una serie de individuos en los que se quiera analizar, por ejemplo, los incrementos de crecimiento a lo largo del tiempo durante el tratamiento ortodóncico. Como alternativa, la distancia de la película al plano sagital medio se podía fijar a 9 cm.

2.4.1 Técnica radiológica

Para posicionar al paciente en el cefalostato se usan las olivas ajustables que se colocan en ambos meatos auditivos externos. El paciente normalmente se encuentra de pie y en posición natural de la cabeza (figura 6).

El plano mediosagital del paciente es vertical y perpendicular al haz de rayos X. De la misma manera, es paralelo a la película radiográfica, la cual también es perpendicular al haz de rayos X. El plano de Frankfort (une el borde superior del meato auditivo externo y el agujero infraorbitario) se orienta paralelo al suelo. La proyección posteroanterior provee información adicional a la radiografía lateral. Se usa particularmente en casos quirúrgicos y de evaluación de crecimiento asimétrico. El equipamiento material básico para realizar ambas proyecciones es el mismo, pero en la proyección posteroanterior el paciente se rota 90°, por ejemplo, de cara a la película.

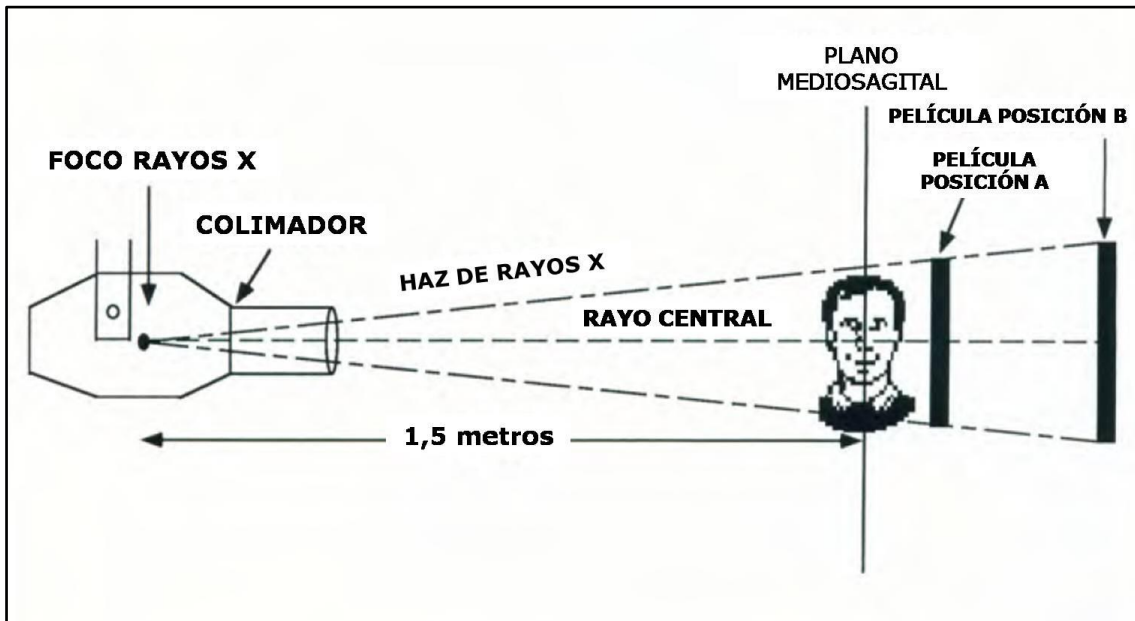


Figura 6. Relación entre el foco de rayos X, paciente y película radiográfica para radiografía lateral. Debido a que el haz de rayos X es divergente, la magnificación de la imagen será menor cuando la película se coloque en la posición A que en la posición B. Modificado de Jacobson A, Jacobson RL, editors. Radiographic Cephalometry: from basis to 3D imaging. 2ª ed. Chicago: Quintessence Publishing; 2006).

2.4.2 Limitaciones

Las telerradiografías colapsan una estructura en tres dimensiones en un plano bidimensional. Con ello ocurren principalmente dos tipos de errores: errores de proyección y errores de identificación.

Los errores de proyección tienen lugar debido a la imperfección de las magnificaciones causadas por las distintas distancias entre el foco, los objetos de interés (puntos de referencia) y el receptor de imagen.

Debido a que los fotones de rayos X emanan del foco de manera divergente, siempre existe cierta cantidad de magnificación inherente al

método utilizado. El grado de magnificación se encuentra determinado por la relación distancia entre la fuente de rayos X y el objeto-distancia entre la fuente y la película. Para minimizar esta magnificación, la distancia de la fuente de rayos X al plano mediosagital de la cabeza del paciente debe ser de 1,5m. Esto asegura que los fotones de rayos X viajen a través del objeto a analizar y de la película lo más paralelamente posible, para reducir la magnificación.

Sin embargo, existe todavía magnificación en la mayoría de las estructuras orales y craneofaciales que oscila de cero, en los objetos cercanos a la película y al centro exacto del cono de haz de rayos, hasta 24% en las regiones más lejanas como las olivas auriculares. Además, esta magnificación no es constante para todos los posibles planos radiográficos sagitales del paciente (54, 55). De esta forma, las estructuras que se localicen más cerca de la película radiográfica sufrirán menos magnificación que se localizan en el plano mediosagital y a su vez, éstas sufrirán menos magnificación que las que se localizan más cerca del haz de rayos X. De tal forma que, si el haz penetra en un paciente de lado derecho a izquierdo, la imagen del lado derecho será mayor que la del lado izquierdo (figura 7) (56).

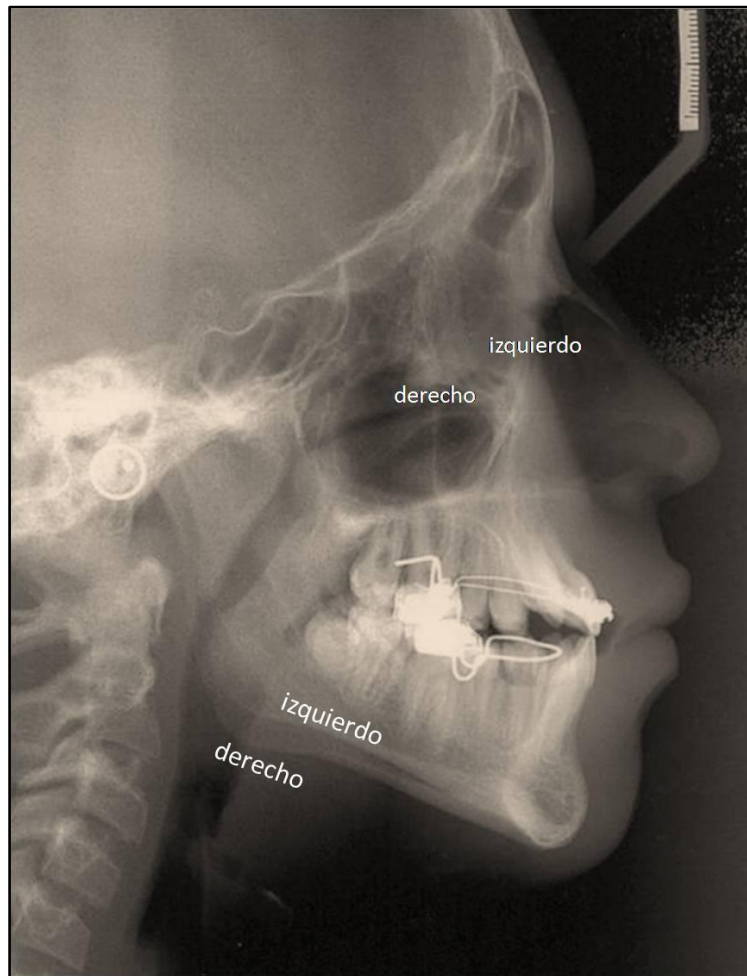


Figura 7. Radiografía lateral en la que se muestra la magnificación entre las estructuras del lado derecho e izquierdo. En este caso, el lado izquierdo del paciente se ha colocado más cerca de la película radiológica, penetrando el haz de rayos de derecha a izquierda.

Por otra parte, también existen errores en la proyección que resultan de las desviaciones de la geometría de la proyección estándar y del incorrecto alineamiento del cefalostato por rotaciones de la cabeza de los pacientes en cualquier plano (57, 58).

Los errores en la identificación se deben a la variabilidad en localizar los diversos puntos de referencia. Varios factores como la calidad de la

imagen radiográfica, la precisión de la definición del punto de referencia y la reproductibilidad de la localización del punto de referencia así como la variabilidad inherente al operador permitirían que los cambios burdos se observaran claramente, mientras que los cambios sutiles permanecerían imperceptibles (59, 60).

2.4.3 Estudios cefalométricos

Como consecuencia, comenzaron a surgir estudios que determinaron varias medidas cefalométricas. Así, mientras que Broadbent utilizaba el triángulo de Bolton (12), Brodie (61) y Björk (62) se concentraron en Silla-Nasion y en la base anterior del cráneo.

Después de la invención de la radiografía cefalométrica, Lucien de Coster (63) fue el primero en publicar un análisis basado en las relaciones proporcionales de la cara conforme a los principios que se usaban en épocas antiguas. Siguiendo a D'Arcy Wentworth Thompson (64), de Coster utilizaba las distorsiones de un sistema cartesiano de coordenadas para retratar las diferencias en la localización de puntos de referencia comparándolos con la norma (65).

Entre los problemas más difíciles de la época de la cefalometría, se encuentra el de su valor e interpretación clínica. En este sentido, investigadores como Margolis (66), Thurow (67) realizan valiosas aportaciones. En 1948, Downs (68) desarrolló en la Universidad de Illinois su análisis, que se basaba en proporciones esqueléticas y dentales de 25 adolescentes no tratados con oclusión ideal. Durante esos años Tweed y sus discípulos comenzaron a hacer extracciones y, conforme a la posición basal del incisivo inferior, determinaron el análisis cefalométrico de Tweed

(69-71). Steiner desarrolló su análisis en la década de 1950 (72, 73). Las medidas iniciales para establecer sus estándares las elaboró basándose en una única actriz de Hollywood. Este análisis es considerado como el primero en cefalometría de la época moderna, por dos razones: 1) se establecen medidas que se pueden relacionar con un patrón facial; 2) ofrece guías específicas para el plan de tratamiento.

Por su parte, y de manera casi simultánea, Sassouni (74, 75) fue el primero en enfatizar en las relaciones verticales y horizontales.

Wylie (76) dividió el plano de Frankfort en componentes lineales, método ampliado después por Coben (77, 78), midiendo desde el punto Basion. La descripción del perfil originada en SAN-SNB fue desarrollada por Riedel (79) en el análisis North Western. Otros autores como Harvold (80) se ocuparon únicamente de describir la desarmonía entre los maxilares.

Ricketts (81) también supuso un gran avance en cefalometría gracias a el análisis de superposiciones, para evaluar los cambios ortopédicos y dentales, como el comportamiento durante el proceso. Además introdujo el concepto de predicción del crecimiento y plan de tratamiento, con el término "objetivo visual de tratamiento".

De esta manera, a partir de la década de 1960, se produjo una mayor profundización en la ciencia de la cefalometría, ya sea empleando nuevos instrumentos como ordenadores (análisis computarizados); ya sea aplicando nuevos análisis o ya existentes; ya sea mediante la elaboración de ciertos procedimientos como la cirugía ortognática (82, 83). A ello se suma el empleo de imágenes digitales y análisis tridimensionales, que comienzan a ser utilizados en la aplicación de la cefalometría.

En España Cervera (84), Olmos (85), Alió (86) y Solano (87), entre otros, han descrito sus análisis.

2.5 OTROS TIPOS DE PROYECCIONES

2.5.1 Radiografía posteroanterior

La proyección posteroanterior se denomina así porque el rayo pasa en una dirección posteroanterior a través del cráneo. Esta proyección se emplea para examinar la existencia de enfermedad, traumatismo o anomalías en el desarrollo del cráneo. Además, ofrece una buena visualización de las estructuras faciales, incluyendo los senos frontal y etmoidal, la fosa nasal y las órbitas. También proporciona un buen registro para detectar cambios progresivos en las dimensiones mediolaterales del cráneo, incluyendo el crecimiento asimétrico (88).

En lo referente a cefalometría, las radiografías frontales se usan mucho para el estudio de las asimetrías craneofaciales (89-93). Sin embargo es muy difícil realizar sobre dicha proyección medidas de la asimetría debido a que se pueden provocar errores por mínimas rotaciones de la cabeza en el cefalostato y, por lo tanto, que la línea mediosagital del cráneo no se sitúe perpendicular a los rayos X. Esta situación se torna más compleja cuando lo que se pretende es la medición en grados de asimetría en sujetos con severas alteraciones en las estructuras básicas, ya que encontrar una correcta línea de referencia es difícil en estos casos. Incluso se asume al realizar la radiografía posteroanterior que el eje transporiónico (entre ambos meatos auditivos externos) es perpendicular a la línea mediosagital del cráneo, lo cual no es cierto en todos los casos.

Las principales limitaciones de las radiografías posteroanteriores incluyen la dificultad de reproducir la postura de la cabeza, la superposición de las estructuras o la pobre calidad radiográfica de la imagen que dificulta la identificación de los puntos de referencia (59, 94, 95). Autores como Moyers (96) o Schimd (92) evalúan la asimetría a través de la superposición de los lados derecho e izquierdo, con medidas horizontales y verticales o con el análisis del diagrama frontal de Mesh. Moyers (96) superpone los lados derecho e izquierdo después de rotar un lado sobre el otro a través del eje vertical que pasa por la cresta galli para evaluar la asimetría mandibular. Schimd (92) diseñó dos sistemas de superposición de lados opuestos: el primero incluía áreas de la mandíbula (entre menton, gonion o antegonion y articulare), craneal superior y craneomandibular; el segundo se restringía al área mandibular. Demostró que el grado de simetría con el primer sistema de superposición podría ser el resultado del desplazamiento mandibular con o sin asimetría estructural, mientras que observó que con el segundo sistema registraba la asimetría estructural.

Se pueden encontrar numerosos estudios que investigan la fiabilidad de la cefalometría frontal (97-101). Existen básicamente dos tipos de errores en las proyecciones posteroanteriores: aquellos relacionados con el método cefalométrico (distancia película-objeto, rotación de la cabeza); y los factores de variabilidad inherentes (variación en la localización de los puntos de referencia, error en la identificación de los puntos de referencia debido a la claridad de sus correspondientes estructuras anatómicas).

Las orejas asimétricas, tanto vertical como posteriormente, pueden afectar a la localización de la línea media ya que provocaría al alinear la

cabeza en el cefalostato una rotación de la misma, conduciendo en último término a una malinterpretación de la asimetría (102). Normalmente los errores cefalométricos procedentes de la proyección de una cabeza tridimensional en una película radiográfica bidimensional no se consideran. En este sentido Chidiac y cols (103) evaluaron dichos errores. Para el uso clínico el rango de error lo consideraron leve. El nivel de la distorsión cefalométrica decrece gradualmente cuanto más cerca se encuentren las estructuras a la película. También varía según los diferentes planos; la anchura mandibular (AG-GA) era de 4,42% y la de la anchura maxilar (J-J) de 1.83%, colocándose la película a 13 cm del plano transporiónico. Este hecho sugiere que el diagnóstico de la discrepancia entre anchura maxilar y mandibular exagera la diferencia en aproximadamente 2,5% el valor de AG-GA.

Por tanto, la fiabilidad de los análisis sobre radiografías frontales se cuestiona principalmente porque: la asimetría es un rasgo característico de las cabezas humanas; la línea media, que es el origen de las medidas, no se puede identificar de manera fácil en muchos casos; el alineamiento de la cabeza usando un cefalostato convencional cuando las orejas son asimétricas provoca una rotación de la cabeza y, por tanto, una distorsión artificial de las características faciales.

Es decisivo para este tipo de registros localizar de manera precisa la línea media facial del paciente, ya que es el origen del análisis. De manera ideal, si la cabeza se encuentra en su posición natural, la línea media se podría trazar perpendicular a la horizontal verdadera. La línea media facial se traza normalmente por Cr-ANS, y, sobretodo por la variabilidad del punto

nasion en la proyección posteroanterior, es por lo que la línea media facial se desvía de la verdadera.

Se ha investigado la validez de las medidas realizadas sobre radiografías frontales comparándolas con las medidas realizadas sobre cráneos (97, 103, 104) y por referencia cruzada con los puntos de referencia de telerradiografías (105, 106). Los resultados en estudios para la precisión de los puntos de referencia (94, 107, 108) sugieren que deberían utilizarse para los análisis cefalométricos aquellos puntos de referencia con la menor cantidad de variación (<1,5mm). El rango de error es variable. El error para ANS y la localización horizontal de Cr fue menos de 1mm pero fue de alrededor de 2mm para la localización vertical de Cr (108) (tabla 1 y 2).

	X*	X**	Y*	Y**
Cr	0,52	---	2,07	---
ANS	0,25	1,12	0,37	0,62
Me	0,69	0,42	0,20	1,08
J*/M*	0,77	0,7	0,93	0,54
AG	0,42	0,83	0,39	0,64

Tabla 1. Errores (en mm) intraexaminador por puntos de referencia en dirección horizontal (x) y vertical (y).*: tomado de Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. Angle Orthod 1994;64:447-454. **: tomado de El-Mangoury EH, Shaheen SI, Mostafa YA. Landmark identification in computerized posterior-anterior cephalometrics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;91:57-61

	X*	Y*
Cr	0,67	2,17
ANS	0,45	1,20
Me	0,96	0,72
J/M	2,69	3.06
AG	0,64	0,64

Tabla 2. Errores (en mm) interexaminador por puntos de referencia en dirección horizontal (x) y vertical (y). *: tomado de Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. Angle Orthod 1994;64:447-54.

A la luz de los resultados mostrados en la tabla anterior hay que ser críticos en la evaluación tanto de la altura facial inferior (menton) como de la anchura del maxilar y mandíbula (jugale, antegonion).

2.5.2 Proyección submentovertex

La proyección submentovertex (SMV) o axial es de un valor inigualable para la visualización de las estructuras de la base craneal. A pesar de sus beneficios inherentes se usa mucho menos en la práctica clínica que la telerradiografía o la radiografía frontal. Una de sus principales aplicaciones cefalométricas es la evaluación de la asimetría esquelética.

Berger (109) fue el primero en sugerir el uso de la proyección SMV en cefalometría para la evaluación de la asimetría. Para ello utilizaba como línea de referencia aquella que pasaba a través de cresta galli, cresta

frontales, vómer, tubérculo del atlas, proceso odontoides y cresta interior del occipital, pero no validó su reproductibilidad ni validez.

Gilbert (110) investigó la precisión de la proyección submentovertex con una película orientada paralela al plano horizontal de Frankfort. Los factores de anchura eran altamente reproducibles, pero encontró errores significativos en las determinaciones de longitud. No propuso ningún análisis cefalométrico definitivo.

Para la evaluación de la asimetría, este tipo de proyección es potencialmente más útil que la proyección posteroanterior. La proyección SMV permite la utilización de puntos de referencia anatómicos sobre la base craneal, alejados de los huesos faciales, para la determinación del eje mediosagital. Pearson y Woo (111) encontraron un grado de simetría excepcional en el hueso esfenoides. Marmary y cols (112) mostraron como línea media fiable y exacta a la perpendicular que pasaba por el foramen espinoso. El trabajo de Moss y Salentijn (113) soportaba la elección del foramen espinoso como punto de referencia para la construcción del eje de referencia mediosagital debido a la estabilidad y homogeneidad de la localización del foramen basal. Ritucci y Burnstone (114) utilizaron estos puntos de referencia de la base craneal y desarrollaron un sistema cefalométrico para la evaluación de la asimetría del complejo craneofacial. Demostraron su reproductibilidad en una muestra de once cráneos disecados con denticiones adultas intactas con mínimas discrepancias oclusales. Pero fueron Forsberg y cols (115) (figura 8) y Grayson y cols (116) los primeros en publicar un sistema para analizar radiografías SMV usando un método multiplano de trazado esquelético de la base craneal, mitad de la cara y

parte inferior de la cara. Esta técnica permitía calcular la asimetría de la base craneal, el complejo cigomaxilar y la mandíbula. Todos los puntos de referencia anatómicos se medían en relación a un sistema de coordenadas desarrollado desde el foramen espinoso, el punto más reproducible de la base craneal.

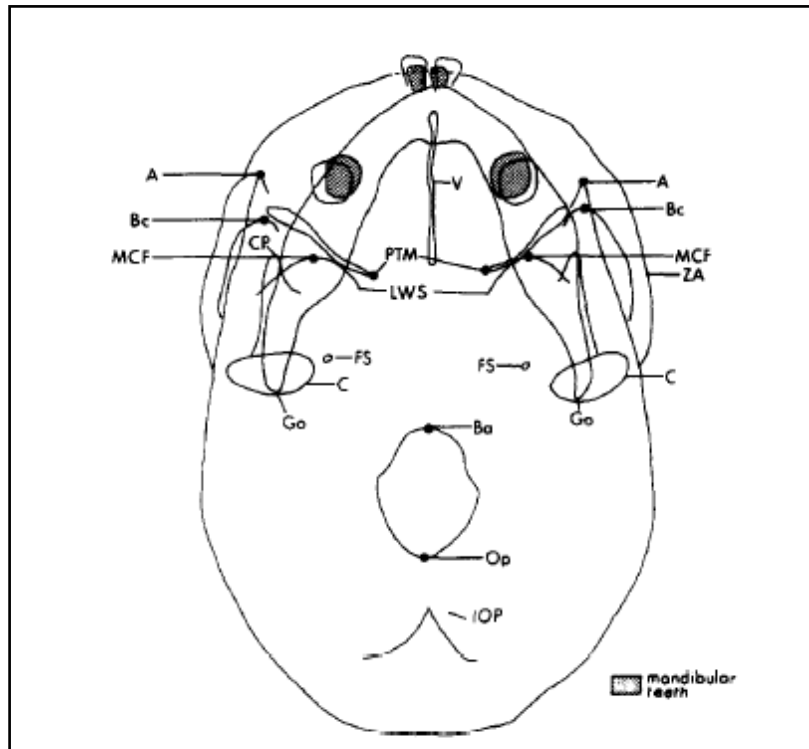


Figura 8. Estructuras visibles en la proyección submentovertex (Tomado de: Forsberg CT, Burnstone CJ, Hanley KJ. Diagnosis and treatment planning of skeletal asymmetry with the submental-vertical radiograph. *Am J Orthod* 1984;85:224-37.), siendo: A, angulare; Bc, buccale; MCF, fosa craneal media; PTM, fisura pterigomaxilar; LWS, ala menor del esfenoides; ZA, arco zigomático; V, vómer; CP, proceso coronoide; C, cóndilo; Go, gonion; FS, foramen espinoso; Ba, basión; Op, opistion; IOP, protuberancia interna del occipital.

Los primeros en desarrollar estándares cefalométricos para evaluar el rango normal de asimetría en la población con radiografías SMV fueron Lew

y cols (117) y Arnold y cols (118). Éstos últimos encontraron que la mayoría de los pacientes mostraban asimetría en al menos uno de los puntos de referencia en aproximadamente dos desviaciones estándar. Existían además fuertes asociaciones de asimetría entre los puntos de referencia, encontrándose los más altos valores de coeficiente de correlación positiva entre puntos relacionados regional o geoméricamente. Los puntos de referencia no se identificaban con igual precisión y la mayoría del error total del análisis se asociaba a la identificación de los puntos de referencia.

Williamson y cols (119) estudiaron los errores de identificación en radiografías SMV. Encontraron discrepancias más amplias existentes entre los valores x,y del punto pogonion (hasta 3,79 mm) que de otros puntos de referencia. Esto lo explicaban por las características anatómicas y la orientación de esos puntos de referencia relativos al sistema de coordenadas cartesianas usado para localizar esos puntos. Además existía una tendencia a la superposición de las tablas interna y externa del hueso frontal y de la dentición sobre la región anterior de la sínfisis mandibular. Esta cantidad de superposición está altamente influenciada por la posición de la cabeza. La posición ideal de la cabeza para las radiografías SMV sería aquella en la que el rayo X central es perpendicular al plano de Frankfort; sin embargo, existirían limitaciones en sujetos con movilidad reducida del cuello. Lysell y Peterson (120) sugirieron que los efectos de proyección serían mínimos si el ángulo mandibular se proyectaba inmediatamente anterior al cóndilo. Los errores intra e interexaminador muestran poca fiabilidad de los polos condilares, especialmente en la dirección vertical, y del punto condilar posterior en la dirección horizontal. Por ello los autores

(119) exponen su precaución a la hora de interpretar y utilizar las medidas que involucren a dichos puntos y en controlar la posición adecuada de la cabeza, ya que se provocan numerosos errores por dicho motivo.

2.5.3 Imagen computarizada (digital)

La introducción del cefalostato por Broadbent puso de relieve una filosofía en la que se utilizaban radiografías laterales y frontales para definir la forma craneofacial. Pero esto era difícil de conseguir y producía medidas menos precisas que los valores anatómicos reales. Esta propuesta depende de la identificación del mismo punto en ambas radiografías y usar la geometría para calcular la posición tridimensional. La principal limitación que se encuentra en este sentido es la inexactitud de la correspondencia de la localización del punto de referencia en las dos radiografías. Los puntos que no son visibles en ambas radiografías no se pueden usar. Además, estas imágenes no proveen información acerca de las relaciones anatómicas en el plano coronal (121).

La introducción de la imagen digital en Odontología ha generado nuevas iniciativas de investigación cuyo propósito es impulsar el potencial diagnóstico de la radiografía a través del procesamiento de la imagen. Algunas de estas iniciativas han resultado en valiosas aplicaciones que incrementan la utilidad diagnóstica. Algunos estudios (122-124) han comparado medidas y superposiciones sobre radiografías analógicas con aquellas que son digitales y revelan que las diferencias en las medidas entre los cefalogramas originales y las digitales son estadísticamente significativas pero clínicamente aceptables. La cefalometría sobre radiografías digitales puede ser mejor o comparable en la identificación de los puntos de

referencia a la radiografía convencional, pero las imágenes digitales también adolecen de las limitaciones de los cefalogramas convencionales, incluyendo la magnificación, distorsión y superposición de estructuras anatómicas.

La superposición cefalométrica y el análisis de formas son otras de las maneras que se utilizan para el seguimiento de los resultados del tratamiento ortodóncico (125). Los diferentes métodos de superposición tienen diferentes grados de precisión. El uso de un método de superposición menos preciso puede causar resultados inexactos que conduzcan a un inadecuado resultado quirúrgico o progreso en el tratamiento (126). Por otra parte, la precisión de la superposición se asocia consistentemente con la experiencia del examinador, sin importar qué método use éste (127). La identificación de los puntos de referencia sigue siendo el método más popular para el diagnóstico y planificación del tratamiento entre los ortodontistas.

2.6 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

2.6.1 Historia

La TC tiene sus raíces en la primera mitad del siglo XX. En 1917, el matemático austríaco Johann Radon (1887-1956) describió una fórmula matemática rigurosa para la reconstrucción de un objeto desde sus proyecciones. Aunque el trabajo de Radon se vio envuelto en la Primera Guerra Mundial, los problemas de la reconstrucción de la imagen llevaron a Ronald N. Bracewell (1956), en el campo de la astronomía, y a William J. Oldendorf (1961), neurólogo americano frustrado por las limitaciones de las imágenes de rayos X, a diseñar un aparato electrónico que superara las

limitaciones técnicas y tecnológicas existentes (128). A finales de la década de 1950, Allen McLeod Cormack (físico) propuso que si era suficiente una imagen de rayos X tomada desde varios ángulos, se podía calcular mediante coeficientes matemáticos de una matriz. A estos coeficientes se les podrían asignar diferentes tonos de una escala de grises para poder construir la estructura interna o la anatomía de un objeto o cuerpo. Sus primeros estudios condujeron a reconstruir cuantitativamente imágenes seccionales procedentes de proyecciones radiológicas de una manera matemática precisa (129).

A finales de la década de 1960, el científico británico Godfrey Hounsfield desarrolló de modo independiente sus ideas de que con un número de mediciones radiológicas se podría usar para reconstruir la estructura interna del cuerpo mediante técnicas matemáticas. Concluyó que mediante técnicas tomográficas cuantitativas se conseguiría 100 veces medidas más precisas que con los métodos radiológicos convencionales. Su realización motivó la construcción y prueba de diversos prototipos de escáneres en el *Central Research Laboratories of Elector-Musical Instruments Ltd.* (EMI).

Todos los avances y esfuerzos anteriores desembocaron en la construcción del primer escáner clínico de TC de cabeza, llamado el escáner de cerebro EMI, el cual se instaló en el *Atkinson Morleys Hospital*, Wimbledon, Inglaterra, en 1971. Tanto a Cormack y Hounsfield se les concedió el Premio Nobel en Medicina (Cormack, 1979 (130); Hounsfield, 1980 (131)). Con la exitosa introducción de dicho escáner en el área clínica, a principios de 1980 se produjo el comienzo de un desarrollo y

comercialización explosivo de escáneres TC que aumentaba los datos publicados.

Un importante avance en la tecnología de la TC llegó de la mano de Herman y Liu (132), quienes introdujeron en 1977 las reconstrucciones tridimensionales a partir de los datos de las capas axiales. Esto eliminó la necesidad de intentar asimilar mentalmente imágenes tridimensionales a partir de datos en dos dimensiones (tanto cefalogramas convencionales como escáneres axiales TC). A veces esto se tornaba inadecuado o incluso imposible.

En 1988 Abbott (133) publicó la fiabilidad y precisión de este tipo de técnica de reconstrucción. Se podía cuantificar la totalidad del complejo craneofacial en tres dimensiones gracias a dicha técnica. Numerosos estudios la han utilizado para diferentes propósitos. Proudman (134) y Holten (135) cuantificaron la morfología craneofacial del síndrome de Crouzon y de Apert, respectivamente, gracias a ella. En ambos estudios, se necesitaban referencias normativas tridimensionales para la comparación con la muestra a estudio. Para este propósito se utilizaron referencias experimentales derivadas de un número limitado de sujetos vivos y de cráneos disecados. Las referencias normativas se necesitaban para caracterizar las estructuras anormales y cuantificar la magnitud de la desviación de la normalidad. Waitzman y cols (136) proporcionó datos de referencia procedentes de escáneres de TC, pero únicamente se usaron imágenes en dos dimensiones y se seleccionaba solamente una pequeña parte de la región craneofacial. La información generada era insuficiente en términos de número de puntos de referencia usados y las imágenes

generadas no eran todavía capaces de proporcionar una imagen exacta del esqueleto craneofacial. En la actualidad, se carece todavía de estándares normativos en tres dimensiones para las distintas variables craneofaciales obtenidos con muestras amplias.

Con la TC tridimensional se puede procesar la totalidad del complejo craneofacial y analizarlo con precisión. Esta tecnología ha proporcionado nuevas herramientas para la investigación médica y ha llegado a ser una de las más ampliamente usadas en los métodos de diagnóstico por imagen hoy en día. La TC provee la capacidad de visualizar los tejidos de interés en capas secuenciales sin el problema de la superposición de estructuras que interfieran en la visualización o distorsionen dichos tejidos.

2.6.2 Principios de funcionamiento

La obtención de imágenes en un TC se realiza a través de un tubo de rayos X. En los estudios radiográficos con la técnica convencional, la región del paciente de objeto de estudio que es tridimensional queda proyectada en la película como una imagen bidimensional. Por este motivo no tiene la nitidez deseable, ya que existe una superposición de las estructuras anatómicas de esta región.

En la tomografía lineal convencional, los rayos X realizan un barrido de todo el grosor del cuerpo, consiguiéndose la imagen deseada por el movimiento conjunto del foco de rayos X y de la placa, que borra y desdibuja los planos inferiores y superiores al plano deseado. La cantidad de radiación que recibe el paciente en este estudio, es grande y la nitidez de la imagen se resiente por las imágenes de barrido. La obtención de imágenes en el equipo de TC viene dada por un tubo emisor de un haz de

rayos X que está enfrentado con suma precisión a una columna de detectores. Ambos, es decir el bloque tubo-detectores, se moverán sincrónicamente para ir girando siempre enfrentados y de esta forma se obtendrán las distintas proyecciones del objeto (137) (figura 9).

Cada detector tendrá un canal por el cual enviará las señales recibidas de cada uno de los detectores en cada proyección, y a partir de ellas reconstruye la imagen, pero siempre quedarán archivadas en la memoria del ordenador o en el disco magnético de donde podrán ser extraídas siempre que se desee.

Por tanto los detectores convierten la señal de radiación en una señal electrónica de respuesta o "señal analógica" (sí o no, es decir, hay pulso o no hay pulso) que a su vez se convierte en "señal digital" por medio de una conversión analógico-digital (si hay señal se obtiene como resultado 1 y si no hay señal el resultado es 0).

Este proceso de conversión lo realiza el computador para poder así trabajar con las medidas recibidas en un sistema binario, que es el que utilizan los ordenadores (137, 138).

La imagen reconstruida puede ser almacenada pudiendo visualizarla cada vez que se desee. También puede ser impresa en una placa convencional a través de una impresora láser conectada al monitor de visualización.

La forma exacta en la que se produce la imagen en TC es muy complicada y requiere conocimientos de física, ingeniería e informática. Los principios básicos, no obstante, pueden explicarse con facilidad si se elige el equipo más simple, compuesto por un haz de rayos X finamente colimado y un único detector.

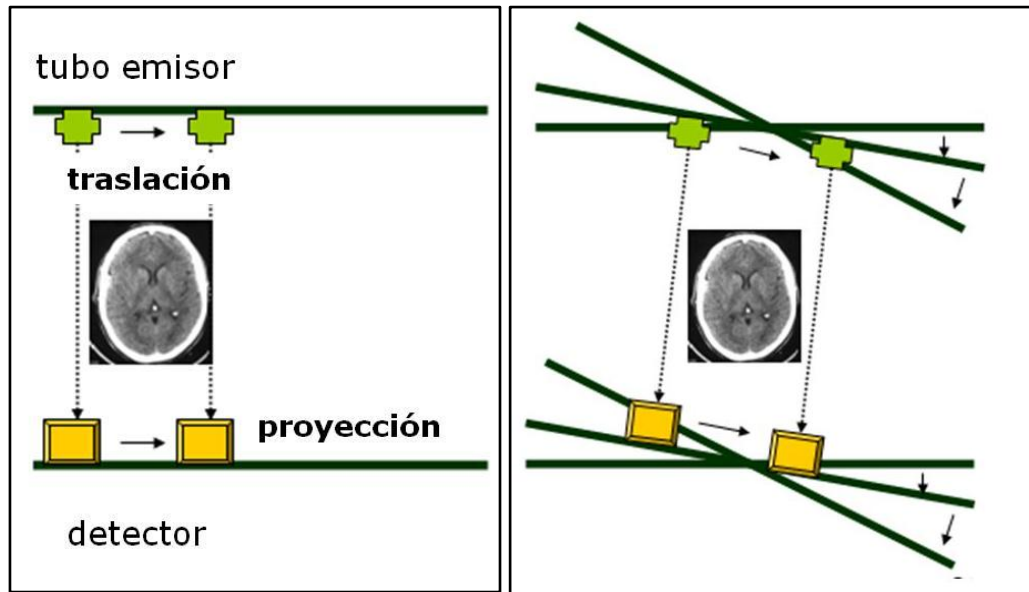


Figura 9. Principio de funcionamiento de la tomografía lineal convencional. La fuente de rayos X y el detector están conectados de forma que tiene un movimiento sincrónico. Cuando el conjunto fuente de rayos X-detector realiza un barrido o traslación a través del paciente, las estructuras internas del sujeto atenúan el haz en función de la densidad y del número atómico de los tejidos de la zona. La intensidad de radiación se detecta en función de este patrón y se crea un perfil de intensidades o proyección.

Al final de un barrido, el conjunto fuente-detector gira y comienza un segundo barrido. Durante este barrido, la señal del detector vuelve a ser proporcional a la atenuación del haz provocada por las estructuras atómicas internas, y se obtiene una segunda proyección.

Si se repite muchas veces el proceso se obtendrán una gran cantidad de proyecciones. Esas proyecciones no se visualizan, sino que se almacenan de forma numérica en el ordenador.

El procesado de los datos que realiza el ordenador supone la superposición efectiva de cada proyección para reconstruir la estructura anatómica correspondiente a ese corte (138, 139).

2.6.3 Tipos de escáneres

El número de barridos está limitado por el tiempo que dura la exploración y por la dosis de radiación que recibe el paciente. Cuanto mayor sea el número de barridos exploratorios que efectúe el sistema, mayor será el número de datos que enviará al ordenador y por lo tanto se reproducirá con mayor fidelidad la imagen. Por otra parte, cuanto más rápida sea la exploración, menos posibilidad de movimientos del paciente existirá, y esto producirá menos artefactos (falsas imágenes) del paciente. Por lo tanto es necesario buscar la relación más adecuada entre el mínimo tiempo de exploración y la menor dosis de radiación, que nos permita obtener la cantidad de proyecciones necesarias para que el ordenador reconstruya una imagen con calidad suficiente.

La evolución de la TC ha sido tan impresionante, que la inclusión de los nuevos avances tecnológicos en estos equipos originó la necesidad de hacer una división que agrupara a los exploradores por sus características comunes. Así se empezó a hablar de las generaciones de TC, que se basan fundamentalmente en las diferencias del método de recolección y almacenamiento de los datos y en el número de detectores. O lo que es lo mismo: en el tiempo que se tarda en realizar un corte. De forma que en 1972 el tiempo empleado en cada exploración era de 5 minutos pasó a 2 segundos en 1977, y actualmente duran del orden de milisegundos. Según el tipo de rotaciones del tubo alrededor del paciente se clasifican las diferentes generaciones de escáneres. La 1ª y 2ª generación ya no se usan,

ya que el tiempo de exploración para la obtención de imágenes daba una mala definición radiográfica. En la actualidad se utilizan escáneres de 3ª, 4ª, 5ª y 6ª generación que obtienen imágenes en tiempos que oscilan en los 2-4 segundos y cuya calidad diagnóstica es alta (139).

2.6.4 TC helicoidal

Gracias a los importantes avances del *hardware* en estos años, se ha logrado un nuevo método de tomografía computarizada (TC), el TAC helicoidal (TCH), que aprovecha el giro continuo de detectores y tubo productor de rayos X con el movimiento continuo de la mesa de estudio. El conjunto de todos estos movimientos hace que la resultante sea una espiral o hélice. Con esta forma de estudio se consigue que el tiempo útil sea el 100%, mejorando considerablemente el tiempo de exploración.

El TC espiral o helicoidal se utiliza desde 1989, siendo un instrumento de diagnóstico nuevo y de mejores prestaciones que los anteriores. El término "espiral" hace referencia al movimiento aparente del tubo de rayos X durante el examen. Con esta técnica es posible obtener mejores imágenes de estructuras anatómicas implicadas en los movimientos respiratorios, resultando muy adecuada en el estudio del tórax, abdomen y pelvis, aunque también nos permite obtener imágenes de otras regiones del cuerpo en las que no existen problemas de movimiento como son la cabeza, la columna y las extremidades. Los actuales equipos de TAC helicoidal se llaman **TAC multidetector**. La adquisición Helicoidal, implica tener que manejar una gran cantidad de datos, hecho que fue solucionado con nuevas computadoras, cada vez más rápidas, y con la utilización de disco duros, también de gran capacidad de almacenamiento. Fue necesario elaborar nuevos algoritmos de reconstrucción ya que ahora la adquisición, no se

hace con la camilla parada, sino que ésta está en continuo movimiento. Los algoritmos tienen que ser capaces de reconstruir las imágenes en los distintos planos, como si la camilla estuviese parada (140).

2.6.5 TC helicoidal multicorte

A finales de los años 90, se produce una mejora en la TAC helicoidal surgiendo la **Tomografía Computada Helicoidal Multicorte**, donde el tiempo de exploración ya se había reducido a 0,5 seg. Se rediseñaron los generadores de Rayos X, los Tubos de Rayos X, y las placas electrónicas que están en la parte móvil. Por otro lado se desarrollaron equipos con varias matrices de detectores para producir varios cortes al mismo tiempo en que antes se producía uno solo (los detectores Matriciales permitían la adquisición simultánea de 4 cortes por giro) Habiendo llegado a una importante frontera tecnológica (el giro de 0,5 seg. así lo parecía) era obvio que las mejoras iban a venir por el lado de adquirir más rápido antes que reducir aún más el tiempo de adquisición. Es cuando comienzan a surgir equipos que realizan 8 y 16 cortes simultáneos. Y actualmente ya se habla de 32 y 64 cortes por giro. Es obvio que esta tecnología ha revolucionado el diagnóstico por imagen ya que las ventajas introducidas son enormes.

Inicialmente, estos equipos tenían dos coronas de detectores situadas en paralelo para adquirir datos simultáneamente durante una sola rotación del sistema de exploración, dividiéndose el haz de rayos X en dos haces iguales por los colimadores pre-detectores de cada corona. Estos sistemas han ido evolucionando rápidamente, de forma que, hoy existen en el mercado equipos de TAC multicorte que poseen hasta 32 o más coronas de detectores dispuestas en paralelo. Las coronas de detectores pueden estar

diseñadas con detectores de igual anchura o con detectores de anchura variable (asimétricos) y un colimador después del paciente que define la anchura del corte. En estos equipos, la señal de cada detector está conectada a un amplificador electrónico controlado por el ordenador, llamado **sistema de adquisición de datos (DAS)**, que selecciona combinaciones de detectores para modificar los grosores de los cortes.

Los cortes más anchos para un mismo miliamperaje tienen mejor contraste, ya que la señal detectada es mayor, pero tiene menos resolución espacial por el aumento del tamaño del vóxel. También se puede analizar un volumen de tejido más grande con el mismo contraste y un menor mA.

Algunos equipos de TAC multicorte para compensar la pérdida de resolución espacial usan colimadores de detectores adicionales, pero tienen el inconveniente de desaprovechar rayos X, teniendo que aumentar el mA para conseguir la misma intensidad de señal. Por tanto, aumentará la dosis de radiación al paciente. A estos equipos se les denomina **equipos de TAC multicorte de alta resolución**.

Entre los parámetros que hay que determinar en la exploración de TC multicorte están el **factor de desplazamiento del haz** y el **factor de desplazamiento del corte (pitch)**.

El **factor de desplazamiento del haz** relaciona el movimiento de la camilla del paciente por cada revolución de 360° por la anchura del haz de RX. Por ejemplo, con una matriz de 16 coronas de detectores de 1,25 mm de anchura cada uno, cuando usemos todos los detectores la anchura del haz sería 20 mm, si el movimiento de la camilla es de 20 mm, el factor de desplazamiento del haz es de 1,0.

$$\text{factor de desplazamiento del haz} = \frac{\text{movimiento del paciente}/360^\circ}{\text{anchura del haz}}$$

El factor de desplazamiento del corte o pitch del TC helicoidal es el movimiento del paciente cada 360° dividido por el grosor del corte.

$$\text{pitch} = \frac{\text{movimiento de la mesa en mm por gir (360}^\circ\text{)}}{\text{grosor de corte (mm)}}$$

El pitch determina la separación de las espirales, de tal manera que a 10mm de desplazamiento de la mesa por segundo, si cada giro dura un segundo, y el grosor de corte fuese de 10mm correspondería un pitch 1 ; o dicho de otro modo, el índice de pitch sería 1:1.

Cuanto mayor es el valor del pitch, más estiradas estarían las espirales, mayor sería su cobertura, menor la radiación del paciente, pero menor sería la calidad de las imágenes obtenidas (138, 139).

2.6.6 Cone-beam

Los escáneres tipo cone-beam (CBCT) son una tecnología reciente y todavía poco utilizada, aunque su uso se está incrementando exponencialmente. Aunque el primer prototipo clínico de escáner CBCT se adaptó para aplicaciones angiográficas en 1982, la emergencia de este tipo de escáneres se ha retrasado más de una década (140). La llegada al mercado de estos escáneres en los últimos años ha sido, en parte, facilitada de modo paralelo por los avances en la tecnología de detector de panel plano, que mejora la potencia de la computadora, y por el relativamente bajo requerimiento de potencia de los tubos de rayos x utilizados en el CBCT. Estos avances han permitido que los escáneres de CBCT sean lo suficientemente "*baratos*" y compactos para su uso en las consultas de

odontología, para aplicaciones de cabeza y cuello y dentales. Estos sistemas se distinguen por el uso de la geometría cónica de haz de rayos x y por algoritmos de reconstrucción 3D.

En este tipo de sistemas de haz cónico, el cono de rayos x forma una geometría cónica entre la fuente y el detector. Esto contrasta con la geometría del haz convencional, en el que el colimador restringe prácticamente al cono de rayos X hacia una geometría 2D (figura 10).

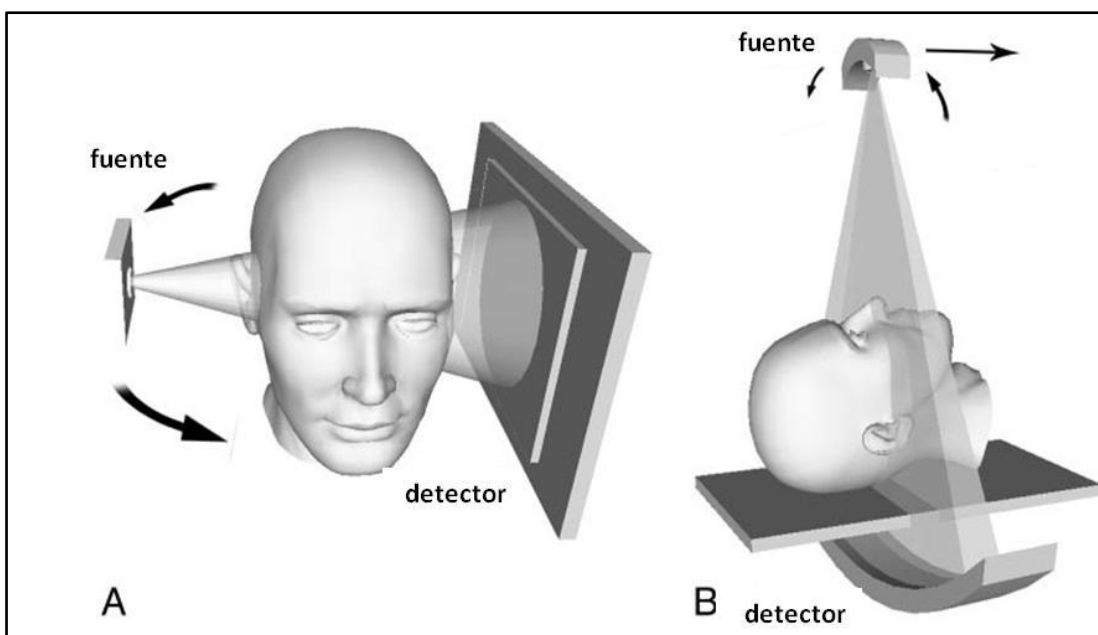


Figura 10. Descripción de las geometrías de adquisición TC. A, geometría cone-beam diseñada en un sistema compacto para que el paciente se coloque de pie. B, geometría convencional del haz de rayos como los que usan los TC multicapas con el paciente colocado en posición supina. Modificado de Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. Am J Neuroradiol 2009;30:1088-95.

La aplicación de esta tecnología de haz de cono ha permitido el desarrollo de una nueva generación comercial de sistemas de adquisición volumétrica de imágenes dentofaciales como NewTom (9000, 3G) (AR srl,

Verona, Italy), 3D Accuitomo (J. Morita, Kyoto, Japan), iCat (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) y CB Mercuray (Hitachi Medical Corporation, Osaka, Japan). Estos dos últimos escanean al paciente en posición vertical, por lo que se mantiene la forma natural de los tejidos blandos. Las imágenes generadas se almacenan de manera convencional, usando DICOM 3.0 como formato de imagen médico.

La principal ventaja de estos recientes sistemas es la reducida exposición a la radiación (141, 142) en comparación con los sistemas convencionales. Además se reducen artefactos a nivel de la oclusión y se incrementa el acceso para la práctica rutinaria en las consultas odontológicas ya que son lo suficientemente compactos para ser instalados en las clínicas de práctica privada. Pero también adolecen de limitaciones. Entre ellas, la principal es el volumen de escaneado y la dependencia posicional de la imagen en una estructura que se encuentre en el campo de *visión* del escáner. El NewTom 3G, iCat y el CB Mercury son escáneres recientes y en los que el volumen escaneado no incluye el calvarium o la totalidad de las orejas. El 3D Accuitomo y el NewTom9000 tienen volúmenes de escaneado todavía menores e insuficientes para cualquier método cefalométrico (143, 144, 145).

2.6.7 Reconstrucción de los datos

Después del almacenaje de los datos por el ordenador del TC, la imagen se reconstruye en una mediante diversas reconstrucciones algorítmicas. La función de la reconstrucción algorítmica es para calcular el coeficiente de atenuación lineal en cada voxel en una capa y después asignar un número de TC a cada voxel. Los números de TC se relacionan

con los coeficientes de atenuación pero se normalizan de tal manera que números de TC (también se llaman número Hounsfield) de -1000 representan el aire, 0 representa el agua y +1000 representa el hueso. A los números CT se les asigna niveles de gris y se representan en un monitor de video. El operador determina la relación entre los números de TC, los 256 niveles de gris disponibles en la mayoría de los monitores y el contraste y densidad de la imagen.

Las imágenes del TC se deben visualizar en la misma orientación en la que se adquirieron los datos, esto es, perpendicular al plano del escáner. De manera adicional, si se adquieren múltiples capas de TC, los datos se pueden reconstruir para representar la intensidad y el volumen de las estructuras del objeto escaneado. Estos análisis se pueden desarrollar en capas tal y como originalmente se adquirieron o en formatos en dos dimensiones o en tres dimensiones.

Los formatos en dos y tres dimensiones aportan datos muy específicos en la imagen de una estructura que corre más o menos paralela al plano original del escáner. Por ejemplo, el suelo de la órbita es casi paralelo al plano axial del escáner. Por este motivo, las fracturas en el suelo de la órbita se visualizan difícilmente con imágenes axiales únicamente (figura 11). En este caso, se debe re-escanear la órbita a lo largo del plano coronal o reconstruir en formatos en dos y tres dimensiones. Además, los formatos en tres dimensiones permiten la representación y medidas de las superficies y volúmenes de hueso. No todos los datos originales se representan en una única reconstrucción tridimensional. Por ejemplo, el

hueso y el tejido blando no se pueden distinguir del otro en una única reconstrucción 3D.

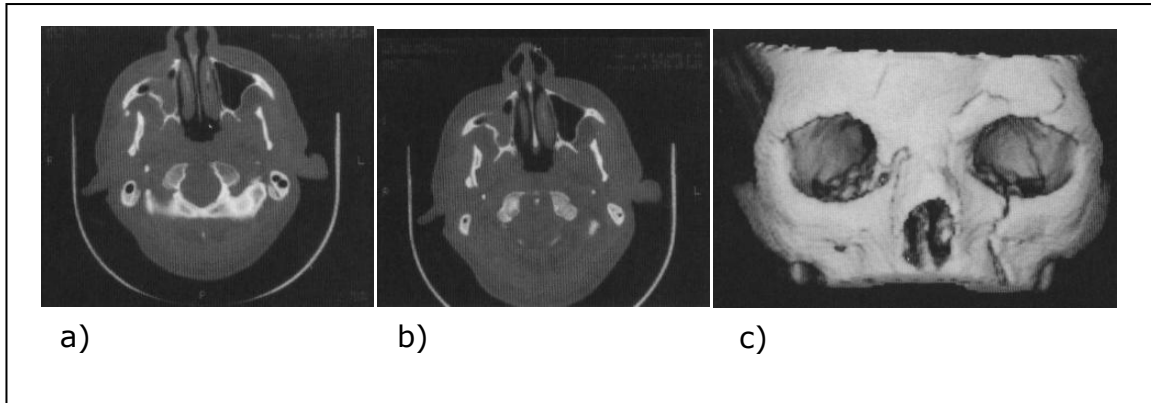


Figura 11. Paciente con un trauma facial que fue escaneado en el plano axial. a) y b) muestran dos capas de la región del suelo orbital. La evaluación de la integridad del suelo de la órbita es difícil porque la estructura es prácticamente paralela al plano del escáner. c) vista frontal del cráneo del mismo paciente, originalmente escaneado en el plano axial y reconstruido en tres dimensiones. Tomado de Matteson SR, Deahl ST, Alder ME, Nummikoski PV. *Advanced Imaging Methods. Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7:346-95.

2.6.8 Efectos biológicos de la tomografía computarizada

De manera similar a la radiografía intraoral, la tomografía computarizada usa un cono colimado de rayos X. El principal riesgo, por tanto, de cabeza y cuello con el uso de tomografías computarizadas es la carcinogénesis. La mayor diferencia en los efectos biológicos es la magnitud de la dosis. En general, la exposición a la radiación de un escáner multicoros de TC es mayor que la toma de radiografías de la misma área. Edwards (137) publicó datos facilitados por estudios radiográficos en los que la exposición típica de una telerradiografía variaba de 105-240mR, comparado con la exposición de 2000-5000mR de un TC de cabeza. Sin

embargo, la amplia variación en dosis y volumen del tejido irradiado entre diversas situaciones clínicas sugieren que los riesgos debieran ser mejor comparados entre situaciones específicas de imagen que entre las distintas tecnologías.

La dosis de radiación de un TC es proporcional a los mAs y para los escáneres no helicoidales, también es proporcional al número de capas que se adquieren e inversamente proporcional al grosor de las capas. Son varios los autores que han comparado dosis y/o riesgos para los estudios típicos de TC (60, 146-150). Debido a las diferentes variables, anteriormente descritas, que pueden afectar a la dosis que recibe un paciente, las comparaciones de dosis entre la radiografía y el TC debiera hacerse caso por caso, como se ilustra en el estudio de Kassebaum y colegas (149).

Estos investigadores comparan las dosis de varios tejidos procedentes de TC y tomografías lineales en seis escenarios diferentes de pacientes. Su trabajo ilustra la dificultad en la comparación de dosis procedentes de diferentes tomografías lineales. Los autores encuentran, en general, una mayor dosis procedente de los exámenes con TC que con tomografías lineales. Esto ocurre porque con las tomografías lineales la evaluación de múltiples sitios requiere la administración de radiación adicional, mientras que con los TC la dosis es esencialmente la misma, independientemente del número de sitios examinados. Por ejemplo, para el ejemplo propuesto anteriormente con el trauma de órbita (figura 11) sería aceptable la utilización de tomografías computarizadas.

La dosis efectiva de un TC de cabeza es 1110xSv (151) comparado con la dosis efectiva de una serie periapical que es de 84xSv (152) y la de una radiografía de cráneo que es de 220xSV (152).

2.7 OTROS MÉTODOS DE CAPTURA DE DATOS EN TRES DIMENSIONES

2.7.1 Cefalometría 3D

La cefalometría 3D se basa en técnicas manuales que resumen los datos 3D a partir de dos proyecciones biortogonales, como una teleradiografía y una radiografía posteroanterior (125, 153, 154). Los principales inconvenientes de esta técnica son la exposición del paciente a la radiación, la dificultad de localizar de manera precisa algunos de los puntos de referencia en las dos radiografías biortogonales, la falta de evaluación del contorno de los tejidos blandos y el gran consumo de tiempo por la naturaleza del procedimiento.

2.7.2 Morfoanálisis

El morfoanálisis obtiene registros tridimensionales usando fotografías, radiografías y los modelos de estudio del paciente. Según Rabey (155) los principales beneficios del morfoanálisis en cirugía ortognática son la validez analítica, la validez estadística, la precisión y la comunicación. El equipamiento, sin embargo, es extremadamente elaborado y caro. La técnica consume mucho tiempo y no es muy práctica para el uso diario.

2.7.3 Estereolitografía

La estereolitografía es un método de producción de un modelo orgánico basado en los escáneres TC que posibilitan la representación de

complejas estructuras anatómicas en tres dimensiones (156). Los inconvenientes de dicha técnica son: la necesidad de operadores experimentados y hábiles para obtener los modelos en 3D precisos; el costo del proceso; la exposición del paciente a la radiación de los escáneres; y la no producción de tejidos blandos (157).

2.7.4 Escáner láser 3D

Las técnicas de escaneado láser son un método poco invasivo de captura en 3D. Se ha usado para las inspecciones clínicas de resultados y recaídas quirúrgicas (158). Los datos que se obtienen (aproximadamente 20.000 coordenadas de la superficie facial) se almacenan en un ordenador. Las principales desventajas de esta técnica son: la lentitud del método, ya que lleva alrededor de 10 segundos escanear la cara, lo que hace muy probable que genere alguna distorsión; la necesidad de que el paciente mantenga los ojos cerrados durante el escaneado; la incapacidad para captar la textura de los tejidos blandos, lo que conlleva una gran dificultad para la identificación de los puntos de referencia ya que dependen del color de la superficie.

2.7.5 Morfometría facial 3D

Este sistema consta de un dispositivo con dos cámaras que captan al sujeto en tiempo real para el reconocimiento de los marcadores colocados sobre el paciente. Poseen de un software para la reconstrucción en 3D de los puntos de referencia en un sistema de referencia de coordenadas x, y, z (159-161). Es un método que consume mucho tiempo ya que los rasgos faciales no pueden variar durante el procedimiento de localización de los puntos de referencia. Aunque se ha usado mucho para estudiar los cambios

faciales, este sistema no se puede usar como herramienta para planificación del tratamiento en 3D o como medio de comunicación para la cirugía ortognática.

2.7.6 Ultrasonografía 3D

Esta técnica utiliza un reflejo de la imagen y la transforma en información digital (162). Las ondas del ultrasonido no visualizan el hueso o pasan a través del aire, lo cual actúa como una barrera absoluta durante la emisión y la reflexión. Por ello se necesita una sonda de contacto específico para generar los datos en tres dimensiones. Este sistema proporciona los datos 3D a partir de los puntos de referencia escogidos, pero no produce imagen en 3D. El movimiento de la cabeza o leves cambios en los tejidos blandos pueden causar errores y distorsión en sus posiciones espaciales.

2.7.7 Estereofotogrametría

Thompson (163) define la estereofotogrametría como la ciencia o el arte de obtener medidas fiables por medio de las fotografías. Se utilizan dos cámaras que obtienen los rasgos de las superficie de la cara por medio de la triangulación. Se pueden aumentar el número de cámaras para incrementar la cantidad de medidas 3D sobre la superficie del modelo. La fotografías se deben tomar simultáneamente para reducir la imprecisión debida al movimiento.

Recientemente, con la incorporación de la tecnología digital se pueden utilizar fotografías para medir los cambios faciales producidos con medidas en tres dimensiones, gracias a complejos algoritmos.

2.7.8 Imagen 3D asistida por TC

En la mitad de la década de los 80, se introdujo la tomografía computarizada para el modelamiento de las estructuras del cráneo en tres dimensiones para su uso en cirugía maxilofacial (164). Las principales desventajas de esta técnica son: elevada dosis de radiación; limitada resolución de los tejidos blandos debido al grosor de capa (normalmente 5 mm); y presencia de artefactos creados por objetos metálicos como pueden ser restauraciones de amalgama o aparatología fija ortodóncica.

Los datos que produce un TC convencional son una serie de imágenes que representan capas axiales y que se suelen visualizar como imágenes convencionales en 2D.

En una radiografía convencional digitalizada la imagen se compone de píxeles, que son pequeños elementos cuadrados dispuestos en filas y columnas. Cada píxel posee un valor de brillo y color que representa la densidad de los rayos X al atravesar la correspondiente estructura. Pero al extender una imagen plana en una tercera dimensión, se consigue volumen. La imagen volumétrica se compone de voxeles, los cuales se configuran como pequeños cubos, dispuestos próximos los unos a los otros (figura 12). De manera parecida a las imágenes planas, los valores de brillo de cada cubo representan la densidad de la correspondiente estructura anatómica. Esto conlleva que podamos visualizar los datos, por ejemplo de la cabeza humana, no capa a capa, sino como una estructura completa en 3D que podemos mover y examinar desde cualquier ángulo. También podemos medir dicha estructura como un cefalograma en 2D convencional y anular aquellas regiones que no son de nuestro interés.

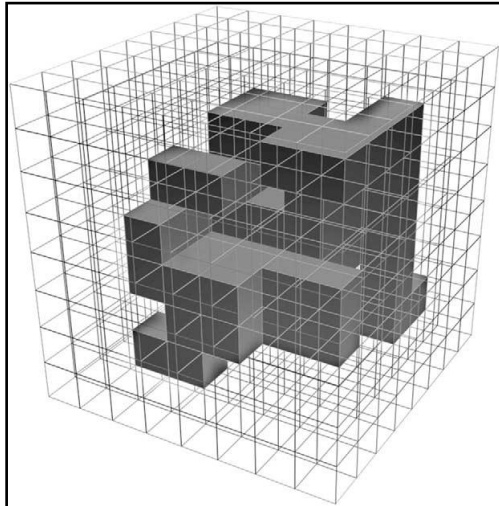


Figura 12. Volumen compuesto de voxeles, algunos de ellos se muestran transparentes para mostrar el objeto de su interior (tomado de Halozenetis D. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005;127:627-37.)

II. HIPÓTESIS DE ESTUDIO

El análisis teórico anterior, basado en una amplia y exhaustiva revisión bibliográfica, es el fundamento para plantear los objetivos e hipótesis del proyecto de investigación propuesto.

La radiografía cefalométrica es un método muy importante de utilidad tanto para clínicos como para investigadores del crecimiento facial. La mayoría de los análisis cefalométricos existentes se basan en el uso de radiografías laterales y posteroanteriores. Sin embargo, este tipo de análisis cefalométricos convencionales tienen diversas limitaciones (165, 166). En la radiografía lateral es difícil determinar diferencias entre lado derecho e izquierdo debido a la superposición de imágenes y por la diferente magnificación de ambos. Además, no se pueden detectar deformidades en el área medifacial. En la radiografía posteroanterior y basilar, las imágenes se pueden distorsionar por la posición de la cabeza durante el procesamiento de la imagen. Además, la interpretación de estas imágenes se torna compleja debido a la superposición de las estructuras craneales. La cefalometría convencional requiere de múltiples mediciones de ángulos para evaluar la dirección de movimiento de un punto de referencia. A pesar de ello, es dificultoso determinar lo que ocurre en el complejo craneo-dento-facial midiendo únicamente una serie de ángulos proyectados en películas radiográficas en 2D. Además, la cefalometría convencional 2D proyecta las estructuras en 3D en 2D. Por ello, es difícil comparar directamente longitudes y ángulos para la evaluación de los efectos del tratamiento y para la planificación del tratamiento. Pero quizá el punto más importante a nivel clínico sea, sin embargo, encontrar diferencias o cambios en los diferentes exámenes y determinar el plan de tratamiento quirúrgico para el tratamiento de la deformidad del complejo craneo-dento-facial.

La introducción de la tomografía computarizada helicoidal multicorte en el campo médico mejoró significativamente los TC convencionales tanto en la capacidad de disminuir los artefactos como en la generación de imágenes con cortes y secciones más finas (167). A nuestro entender, estos rasgos característicos de la TC helicoidal multicorte podrían mejorar la precisión de las imágenes 3D reconstruídas del complejo craneo-dento-facial. Además, esperamos que la estandarización de los puntos cefalométricos transformándolos en una matriz de un sistema de coordenadas 3D con planos de referencia estables y fiables en su localización sobre imágenes TC-3D del esqueleto craneofacial proporcione un sistema de mediciones fiables y comparable en el tiempo.

Por tanto, la hipótesis de nuestro estudio es la siguiente:

"El análisis tridimensional es esencial para la evaluación precisa de la morfología craneofacial. El uso de la TC 3D permite generar modelos tridimensionales precisos y útiles para el desarrollo de métodos de estudio de las relaciones esqueléticas y dentales del complejo craneo-dento-facial, de aplicación en el diagnóstico clínico y en el tratamiento de pacientes ortodóncicos y/o ortodóncico-quirúrgicos, proporcionando determinaciones precisas de longitudes y angulaciones reales en el sistema de coordenadas 3D".

III.OBJETIVOS

1. OBJETIVO GENERAL

Contribuir a la mejora en la evaluación, planificación y diagnóstico de pacientes candidatos a tratamiento ortodóncico y/o tratamiento combinado ortodóncico-quirúrgico mediante el desarrollo de un sistema basado en mediciones sobre modelos en tres dimensiones generados a partir de TC.

2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

I. Desarrollar un análisis cefalométrico 3D sobre modelos tridimensionales a partir de TC de utilidad clínica

II. Evaluar las características morfológicas de las estructuras craneofaciales en las tres dimensiones del espacio

III. Cuantificar y obtener mediciones reales de una muestra adulta española sobre el análisis cefalométrico 3D desarrollado

IV. Presentar un análisis cefalométrico fiable y preciso en cuanto a su error

V. Utilización de planos de referencia estables y precisos que proporcionen las características apropiadas para la comparación

VI. Presentación de un método de análisis y planificación que sea adecuado para su uso en pacientes con síndromes de afectación craneofacial

VI. Aportar datos que ayuden a realizar un diagnóstico fiable y predictivo para el tratamiento ortodóncico-quirúrgico de pacientes con deformidades faciales

VII. Presentar un método de evaluación de las asimetrías faciales.

VIII. Participar en la mejora y comprensión de la naturaleza tridimensional de las relaciones y compensaciones del complejo craneodento-facial

IV. MATERIAL Y MÉTODO

1. CONSIDERACIONES ÉTICAS

El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla aprobó el presente proyecto con fecha 28 de octubre de 2009. Para la realización de la presente investigación se han seguido los principios éticos para la investigación médica sobre sujetos humanos que dicta la Declaración de Helsinki. Los sujetos muestra fueron informados del estudio y dieron su consentimiento para ello. De la misma manera, los datos han sido tratados con absoluta confidencialidad. Los métodos de recopilación y almacenamiento de registros están sometidos a la Ley Orgánica de Protección de Datos de Carácter Personal. La investigadora codificó los datos para su estudio y almacenaje, de tal manera que ninguna persona pudiera acceder al origen de la misma, siendo precisamente los datos personales de los sujetos carentes de interés en el análisis.

2. SELECCIÓN DE PACIENTES

Los sujetos estudio son pacientes seleccionados retrospectivamente diagnosticados en el Servicio de Cirugía Maxilofacial del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla a los que se les realizaron pruebas diagnósticas entre las que se incluían el análisis mediante TC por condiciones distintas a la corrección mediante cirugía ortognática de deformidades maxilofaciales, entendiendo éstas últimas como síndromes maloclusivos con grave componente esquelético.

Los criterios de inclusión utilizados en este grupo son:

- Extensión mínima del TC desde el mentón a los huesos nasales
- Primeros molares e incisivos centrales presentes

Los criterios de exclusión considerados en este grupo son:

- Calidad insuficiente de los registros diagnósticos
- No aceptación por parte del paciente del consentimiento para la inclusión en nuestro estudio
- Presencia de deformidad facial

3. UNIDADES CLÍNICAS PARTICIPANTES

En la realización del presente trabajo ha sido indispensable y de inestimable utilidad y ayuda la cooperación recibida por la Unidad Clínica de Gestión de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Virgen del Rocío (Sevilla), que nos refería a los pacientes muestra; así como la Unidad Clínica de Gestión de Radiodiagnóstico del Hospital Virgen del Rocío (Sevilla) que facilitó la logística y adquisición de las imágenes DICOM 3.0. Además la Fundación Alcalá ha desempeñado un papel fundamental en la generación y mejora del software utilizado.

4. RECOLECCIÓN DE LA MUESTRA

La autora registró tantos pacientes como le eran referidos de la Unidad de Gestión Clínica de Cirugía Maxilofacial del Hospital Virgen del Rocío (Sevilla). Además, revisó las citas, las solicitudes de TC y TC realizados durante el período de recogida de datos. Una vez realizado el TC, la investigadora lo revisaba, valorando o no la posible inclusión en el estudio. Si este procedimiento resultaba satisfactorio para la inclusión, se contactaba con el paciente o bien por teléfono o bien por carta para explicar la naturaleza del estudio y solicitar su consentimiento informado de inclusión en el mismo.

El siguiente organigrama resume todo el proceso de la colección de la muestra (figura 13).

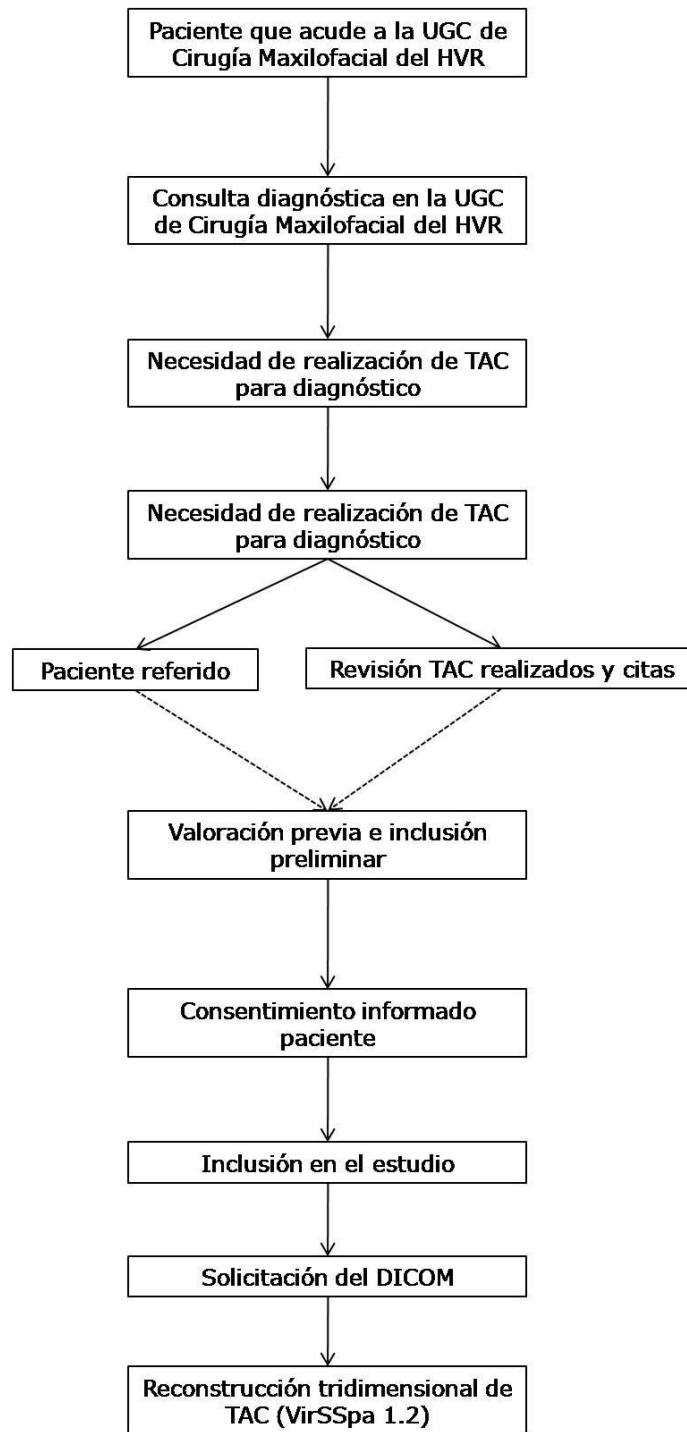


Figura 13. Organigrama

De esta forma, se consiguieron un total de 62 pacientes.

5. DETERMINACIÓN DEL TAMAÑO MUESTRAL

Es imprescindible en cualquier estudio de investigación la determinación del tamaño muestral necesario para la ejecución del mismo en la fase de diseño. El no realizar dicho proceso puede llevarnos a realizar el estudio sin el número adecuado de pacientes, con lo cual no podremos ser precisos al estimar los parámetros y además no encontraremos diferencias significativas si en realidad existieran.

Nuestro estudio trata de determinar parámetros, pretendiendo hacer inferencias a valores poblacionales a partir de una muestra mediante la estimación de medias en medidas cuantitativas. Por tanto, habrá que calcular:

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 \cdot S^2}{d^2}$$

en donde:

- Z_{α} es el coeficiente resultante del nivel de confianza o seguridad ($1 - \alpha$) prefijado. En nuestro estudio hemos realizado los cálculos para una seguridad del 95%, lo que nos da como resultado 1.96
- d es la precisión que se desea ($2 * d$ es la amplitud del intervalo de confianza). Para nuestro estudio hemos determinado una precisión de 0,2 mm
- S^2 es la varianza de la distribución de la variable cuantitativa que se supone que existe en la población, que para nuestro estudio es 0,8 (valor máximo del conjunto de las variables).

Así, al realizar todos estos cálculos nos da como resultado 61,465 pacientes.

6. ESCÁNER DE TOMOGRAFÍAS COMPUTARIZADAS, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO DE SEVILLA (ESPAÑA)

Para la realización de la presente investigación se ha utilizado un escáner multicorte helicoidal LightSpeed de General Electric Healthcare (Chalfont, Reino Unido) que genera imágenes a 120kV y a 120mA. El grosor de las capas fue de 0.625mm. El tiempo de exposición fue de 8 segundos.

Todos los datos de las TC se almacenaron en formatos DICOM 3.0 (figura 14).

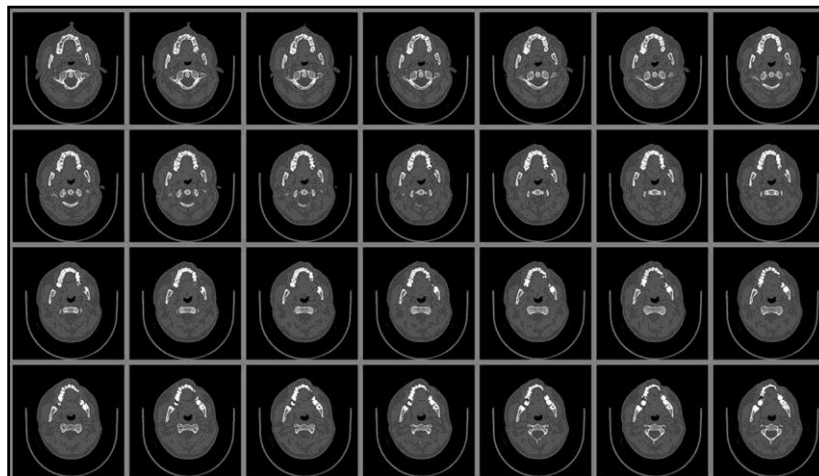


Figura 14. Imágenes de TAC de un paciente en formato DICOM 3.0.

Los datos DICOM 3.0 de los pacientes seleccionados se transfirieron a dos discos duros de almacenamiento de 80 y 150 GB respectivamente, custodiados por la investigadora.

7. GENERACIÓN DE LA IMAGEN 3D TC

Los avances en la industria microelectrónica han facilitado avances concomitantes en el procesamiento de la imagen, visualización y análisis, particularmente en áreas biomédicas y científicas (128). Este desarrollo en tecnología informática se ha acompañado de nuevos softwares que provean de las herramientas necesarias para potenciar los nuevos avances.

En este sentido, se ha utilizado el software de realidad virtual para la planificación y optimización de la intervención quirúrgica, VirSSPA, cuyo desarrollo está siendo financiado por la Consejería de Salud de la Junta de Andalucía y cofinanciado por la Unión Europea (FEDER).

El objetivo principal de VirSSPA es la creación de modelos tridimensionales de pacientes a partir de datos reales obtenidos mediante captaciones digitales. La aplicación permite trabajar con captaciones digitales en formato compatible con la norma estándar internacional DICOM 3.0, que es la más usada para el almacenamiento de imágenes digitales en el campo de la informática médica. En el campo de la radiología digital, la norma DICOM 3.0 es usada por la mayoría de fabricantes de escáneres para la transmisión de las imágenes, resultado de exploraciones tipo tomografía axial computerizada o resonancia magnética. En ambos casos, el resultado de la exploración es una secuencia de imágenes que permiten visualizar los órganos internos a partir de secciones en dos dimensiones equidistantes entre sí.

El software ofrece diferentes herramientas de creación y manipulación de los datos del paciente que permiten la creación de representaciones 3D de estructuras internas o externas del paciente. También ofrece diferentes herramientas de segmentación que permiten

seleccionar de forma fácil las estructuras que se desean reconstruir. Además, VirSSPA ofrece herramientas de visualización y manipulación de los modelos 3D generados, tales como obtención de medidas lineales o superficiales, visualización de secciones del modelo por un plano cualquiera, simplificación de polígonos.

8. SEGMENTACIÓN DE LOS DATOS

Para convertir los datos en formato DICOM 3.0 en imágenes tridimensionales a través de VirSSPA se utilizó un ordenador personal (Intel® Core™ Duo CPU, HP, España) de la Universidad de Sevilla basado en el sistema Windows XP (Microsoft Corporation, EEUU).

De manera previa y totalmente indispensable para la reconstrucción de los modelos 3D es necesario segmentar los datos. Antes de explicar el proceso de segmentación, vamos a definir unos conceptos de utilidad:

- **Sección DICOM:** Es una matriz de puntos 2D (píxeles) que contiene los datos de la exploración del paciente en un determinado plano del espacio 3D. Cada uno de estos puntos lleva asociado un valor de propiedad. Habitualmente, la visualización de una sección se realiza asignando a cada píxel un color gris de intensidad relativa al valor de propiedad (en función de un valor máximo y un valor mínimo). De esta manera, los valores próximos al valor mínimo se representan muy oscuros (intensidad baja), mientras que los valores próximos al máximo se representan muy claros (intensidad alta).
- **Captación 3D:** Es una estructura de datos formada por todas las secciones DICOM, apiladas ordenadamente en el espacio.

- **Vóxel:** La unión de los píxeles de secciones contiguas genera vóxeles (que son como píxeles en 3 dimensiones). El vóxel es por tanto la unidad mínima de volumen que contiene información.

- **Valor de propiedad:** Es el valor asignado a cada uno de los vóxeles. Habitualmente es un valor numérico que representa una propiedad seleccionada desde el escáner con el que se realizó la exploración. Así, por ejemplo en TAC, el valor de propiedad representa la densidad del tejido.

La segmentación consiste en seleccionar los vóxeles que queremos visualizar en el modelo 3D. Para ello es necesario definir los umbrales de segmentación, que son aquellos vóxeles cuyo valor se encuentra entre un valor máximo y mínimo. Además, de modo complementario a esta selección se visualiza al mismo tiempo el DICOM, ya que los píxeles que cumplan los umbrales de segmentación aparecen marcados de color verde (figura 15). Una vez que verificamos que todas las estructuras que nos interesan están seleccionadas, se procede a la aplicación en el software de los valores umbral.

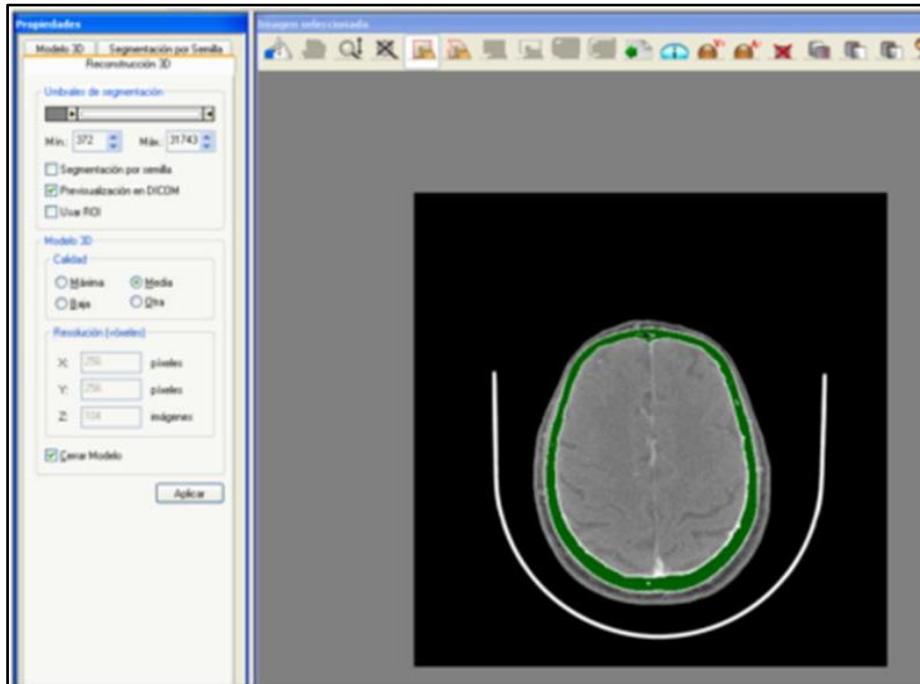


Figura 15. Segmentación del archivo.

9. ESTUDIO DEL COMPLEJO CRÁNEO-DENTO-FACIAL

9.1 PLANOS DE REFERENCIA

Para estandarizar la orientación de la imagen tridimensional se establecieron unos puntos de referencia fiables en su localización y adecuados para nuestro propósito basándonos en evidencia científica reciente (168). Dichos puntos son:

- ELSA: punto medio entre ambos forámenes espinosos (figura 16 y 17).
- SLEAM (derecho/izquierdo): punto bilateral localizado en el borde supero-lateral del meato auditivo externo.
- MDFM: punto medio dorsal del foramen magnum.

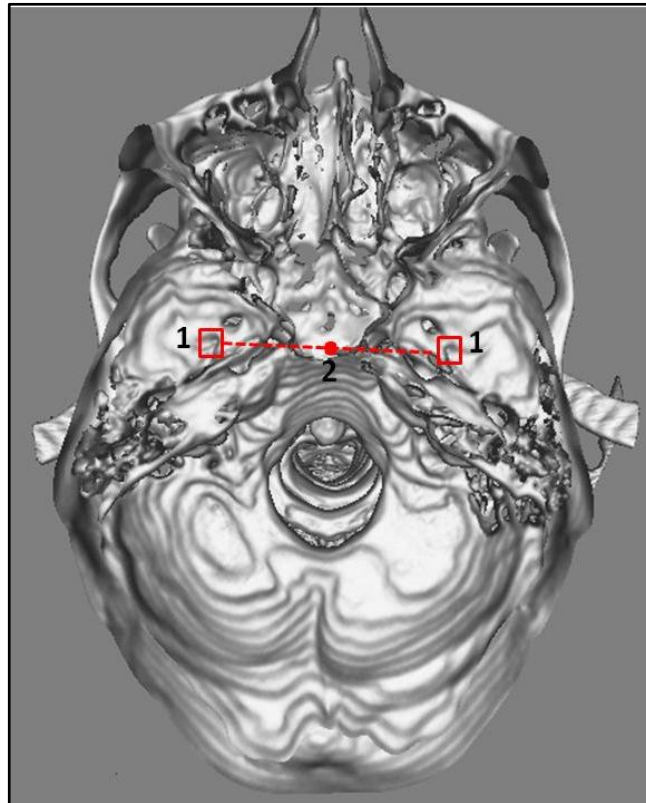


Figura 16. Localización del punto ELSA en el modelo reconstruido en 3D.
1. Forámen espinoso. 2. ELSA: punto medio entre ambos forámenes espinosos.

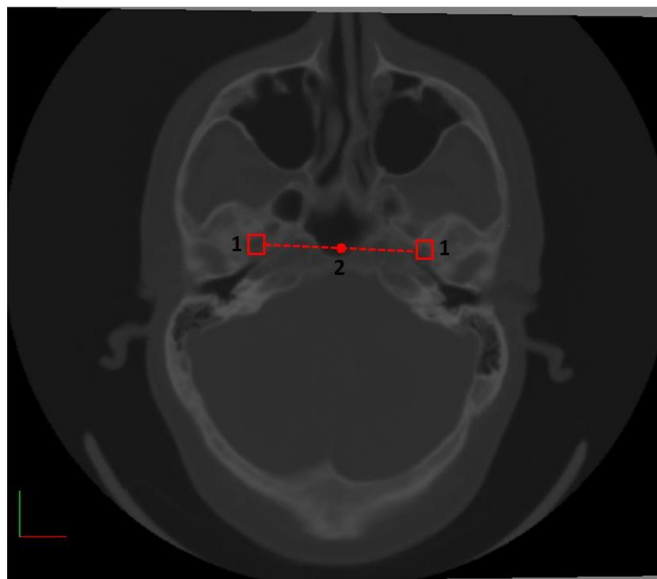


Figura 17. Localización del punto ELSA en el modelo reconstruido en 3D.
1. Forámen espinoso. 2. ELSA: punto medio entre ambos forámenes espinosos.

Las imágenes proporcionadas por TC nos permiten visualizar estructuras craneofaciales que no son posibles en la cefalometría convencional en 2D. En concreto, se pueden visualizar las estructuras de la base craneal, incluyendo los forámenes, en detalle. Debido a que el crecimiento de la base craneal se ha completado prácticamente en edades de tratamiento ortodóncico, los puntos de referencia localizados aquí son de especial interés para determinar cambios.

Estos puntos de referencia determinan un sistema de referencia estandarizado localizado en el área de la base craneal. Este sistema de planos de referencia es útil para eliminar factores como el posicionamiento del paciente en la toma de la imagen. Así, como plano horizontal (xy) de referencia tomamos un plano en el modelo 3D que una SLEAM bilateral y ELSA. El plano de referencia sagital (yz) se define perpendicular al plano horizontal y pasa por los puntos ELSA y MDFM. El plano coronal (zx) de referencia contiene al punto MDFM y es perpendicular al plano sagital y horizontal (figura 18 y 19).

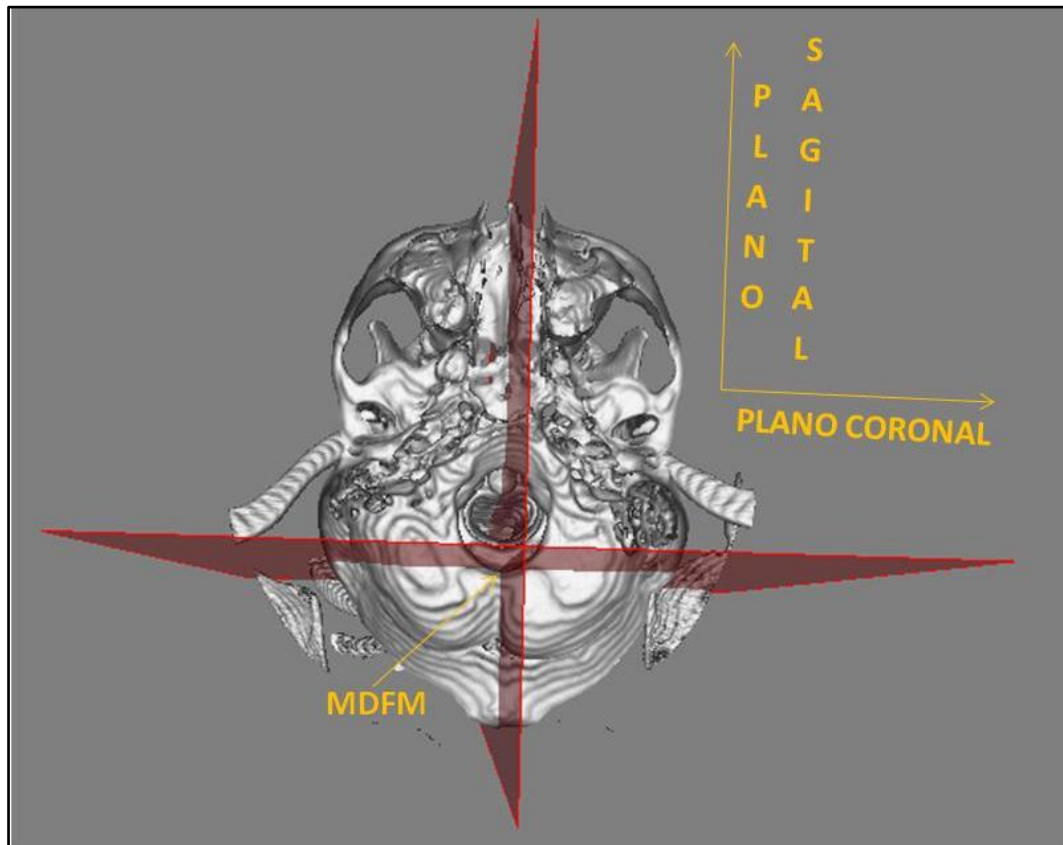


Figura 18. Vista superoinferior del modelo en 3D con corte horizontal hecho a nivel del plano horizontal de referencia y donde se puede observar el punto MDFM y la perpendicularidad de los planos sagital y coronal.

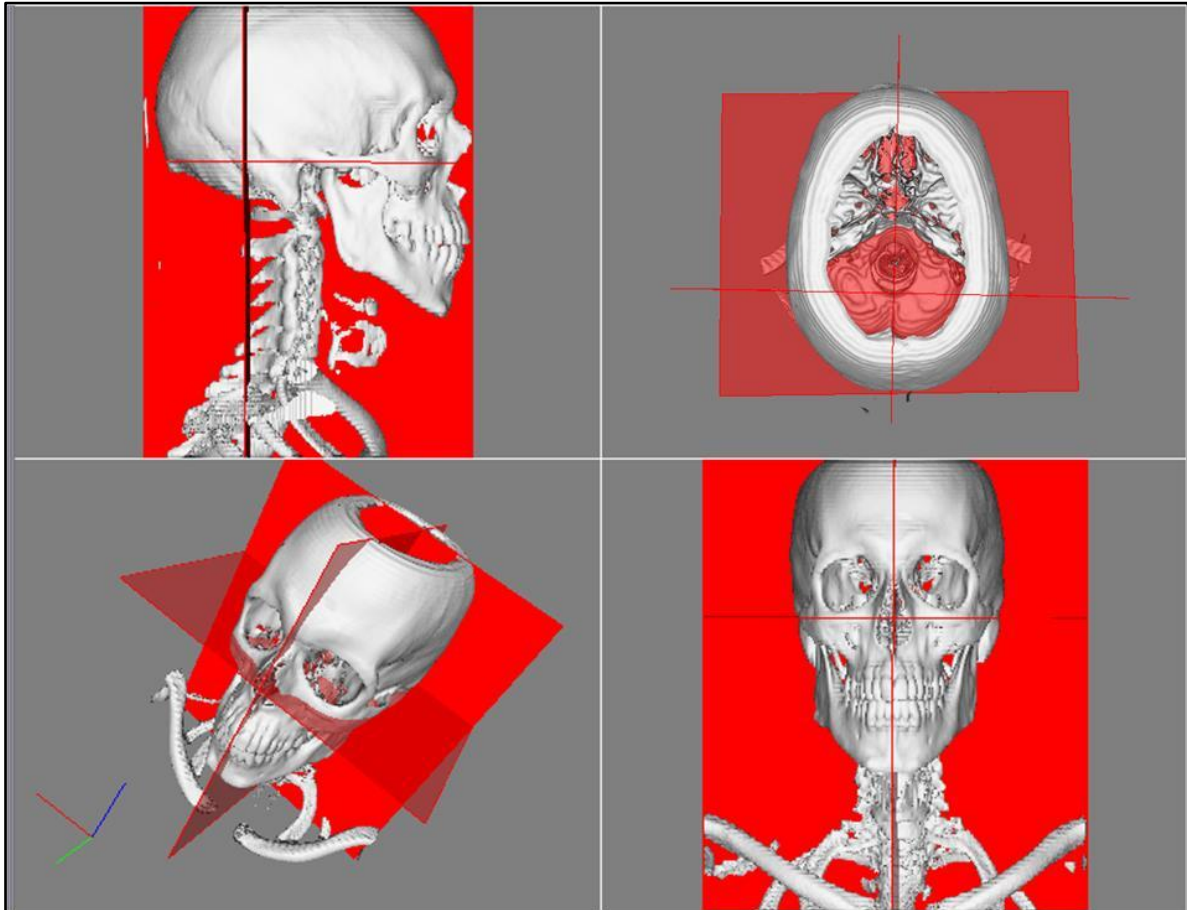


Figura 19. Vista de perfil, coronal en perspectiva y de frente de los planos de referencia utilizados: eje yz, eje zx, eje xz.

9.2 PUNTOS DE REFERENCIA

Los puntos anatómicos a analizar sobre los modelos creados en 3D son los siguientes:

Menton (M): punto más inferior de la mandíbula a nivel del plano sagital medio de la sínfisis.

Pogonion (Pg): punto más anterior y medio de la mandíbula sobre la superficie externa de la sínfisis mandibular.

Orbitario (Or): punto de unión entre el reborde orbitario externo y el reborde orbitario inferior.

Porion (Po): punto superoexterno del conducto auditivo externo.

Gonion (Go): punto más central y posteroinferior de la mandíbula a nivel del vértice del ángulo goníaco.

Gonion lateral (Go_{lat}): punto más lateral del área goníaca.

Gonion posterior (Go_{post}): punto más posterior del área goníaca.

Gonion inferior (Go_{inf}): punto más inferior del área goníaca.

Cóndilo (Co): punto más central y posterosuperior de la cabeza condilar.

Cóndilo superior (Co_{sup}): punto más superior de la cabeza del cóndilo.

Cóndilo lateral (Co_{lat}): punto más lateral de la cabeza del cóndilo.

Cóndilo posterior (Co_{post}): punto más posterior de la cabeza del cóndilo.

Espina nasal anterior (Ans): punto más anterior de la espina nasal anterior del maxilar superior.

Espina nasal posterior (Pns): punto más posterior y medio del contorno del hueso del paladar.

Proceso coronoides (Cop): punto más superior del proceso coronoides.

Nasion (N): punto más anterior de la sutura frontonasal en el plano medio.

Maxilar (Mx): punto de máxima concavidad en el contorno del maxilar alrededor de los molares y del contorno inferior del proceso cigomáticomaxilar.

Mandibular (Mb): punto de máxima concavidad en el contorno del cuerpo mandibular alrededor de los molares.

Cigomático (C): punto más lateral donde el proceso cigomático es más ancho.

Bucal (B): punto de la superficie externa del arco cigomático donde el arco gira medialmente y hacia atrás.

Rama (R): punto más posterior del borde anterior de la rama.

Punto A (A): punto de máxima concavidad en la línea media del proceso alveolar maxilar.

Punto B (B): punto de máxima concavidad en la línea media del proceso alveolar de la mandíbula.

Molar superior (M_s): punto más central de la cavidad pulpar de los primeros molares superiores.

Molar inferior (M_i): punto más central de la cavidad pulpar de los primeros molares inferiores.

Canino superior (C_s): punto más central de la cavidad pulpar de los caninos superiores.

Canino inferior (C_i): punto más central de la cavidad pulpar de los caninos inferiores.

Incisivo superior (I_s): punto de contacto entre ambos incisivos centrales superiores a nivel del punto más central de la cavidad pulpar de los mismos.

Incisivo inferior (Ii): punto de contacto entre ambos incisivos centrales inferiores a nivel del punto más central de la cavidad pulpar de los mismos.

En todos aquellos puntos que sean bilaterales:

Derecho (D): lado derecho del paciente.

Izquierdo (I): lado izquierdo del paciente.

Los puntos x , y , z son puntos variables que dependen del punto a medir. Es el punto que surge de trazar una perpendicular desde el plano de referencia horizontal, sagital y coronal respectivamente (x , y , z) al punto que se pretenda medir (p.e. punto A al punto Z sería desde el punto A se traza una perpendicular al plano de referencia coronal zx , el punto donde corta esa perpendicular en el plano de referencia sería el punto z).

9.3 MEDICIONES

Las medidas de cada área anatómica se dividen en tres grupos:

- a) Distancias. Representan la medida entre puntos de referencia que se sitúan específicamente sobre la superficie externa ósea o de la unidad anatómica.
- b) Dimensiones. Representan la medida entre puntos de referencia los cuales no se sitúan sobre la superficie externa ósea pero representan el tamaño óseo total (p.e. anchura o longitud).
- c) Ángulos. Representan la forma de la unidad anatómica. Los ángulos se pueden medir de dos formas: ángulo entre tres puntos o ángulo entre dos líneas (cuatro puntos).

Las distancias en milímetros entre cada uno de los puntos anatómicos anteriormente definidos a los tres planos se miden directamente sobre el modelo generado 3D, gracias a las herramientas de medición del software. Dichas mediciones se definen como dx , dy y dz , siendo estos puntos los elementos del vector 3D.

Los cálculos se hacen determinando la distancia d_{ij} , entre dos puntos de referencia cuyas posiciones son especificadas por los vectores $x_i = (x_i, y_i, z_i)$ y $x_j = (x_j, y_j, z_j)$. La distancia, d_{ij} , es la magnitud de la diferencia del vector entre los puntos:

$$d_{ij} = |x_i - x_j|; \text{ que es } d_{ij} = \sqrt{[(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2 + (z_i - z_j)^2]}$$

El ángulo, q , entre dos vectores definidos por tres puntos x_i , x_j , x_k se calcula desde el producto escalar de la diferencia de los vectores (que es, los vectores $(x_i - x_j)$ y $(x_k - x_j)$):

$$\cos(q) = \frac{(x_i - x_j) \cdot (x_k - x_j)}{|x_i - x_j| |x_k - x_j|}$$

De manera similar a lo anterior, la angulación entre dos vectores especificadas por los puntos x_i , x_j , x_k , y x_l (esto es los vectores $(x_j - x_i)$ y $(x_l - x_k)$) se calcula:

$$\cos(q) = \frac{(x_j - x_i) \cdot (x_l - x_k)}{|x_j - x_i| |x_l - x_k|}$$

10. ANÁLISIS DE LOS DATOS

10.1 ANÁLISIS 3D MULTISECUENCIAL

El análisis del conjunto de los datos obtenidos con finalidad clínica se torna complejo. Por ello, se ha realizado una agrupación de puntos y variables con el fin último de presentar un análisis cefalométrico 3D de utilidad clínica para el diagnóstico del paciente ortodóncico. Se presenta un análisis resumido, de uso convencional, y una ampliación del mismo con finalidad de planificación ortodóncico-quirúrgica en pacientes con grandes deformidades del complejo cráneo-dento-facial.

El análisis de los datos se organiza, por tanto, en base al problema transversal, vertical y sagital del paciente gracias a las mediciones realizadas sobre los modelos tridimensionales.

10.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El presente trabajo de investigación se realizó bajo el esquema de estudio transversal prospectivo.

Los datos obtenidos se analizaron usando el software SPSS 14.0 para Windows (LEAD Technologies, USA). Debido a la intencionalidad de la investigación de realizar un análisis cefalométrico de utilidad en el diagnóstico de pacientes ortodóncico y ortodóncico-quirúrgicos, se realizó un análisis univariable de los datos que consistió en el análisis descriptivo de las variables cuantitativas, obteniendo la media, desviaciones estándar, error estándar y rango, con un intervalo de confianza del 95%. Además, para comprobar la normalidad de la muestra se realizó el test de Kolmogorov-Smirnov. Se realizó también una división entre hombres y mujeres a los que en el análisis bivariado se les realizó el test-t de Student para muestras independientes con $p < 0.05$.

10.3 ERROR DE LAS MEDIDAS Y SU ANÁLISIS

El error en las mediciones puede ser sistemático o aleatorio. Los errores sistemáticos surgen de la limitación en el material y métodos usado, conduciendo a una sobre- o sub-estimación (p.e. factores de magnificación de la imagen o medidas realizadas por distintos observadores).

El error aleatorio es accidental y puede resultar, por ejemplo, en los estudios cefalométricos por la variación de la posición de los pacientes o la variación de la densidad de la película radiográfica. Quizás la mayor fuente de error en los estudios morfométricos sea la dificultad de identificar un punto de referencia o la imprecisión en su definición.

Un método razonable para detectar errores sistemáticos es el test-t para muestras pareadas que analiza las diferencias entre dos determinaciones en base a una comparación pareada. Es un test muy sensitivo que esencialmente prueba si la diferencia de las medias es diferente de cero de manera significativa.

Los errores aleatorios son importantes porque son añadidos a la variabilidad natural de la muestra. Una medida del error aleatorio es S_d , desviación estándar de las diferencias entre repeticiones. S_d^2 representa la varianza de las diferencias entre repeticiones. La varianza de la diferencia entre dos medidas es el doble que de una sola medida. El error de la varianza de una determinación única, Se^2 , se puede estimar como la mitad de S_d^2 .

$$\text{Así, } Se^2 = S_d^2 / 2 \text{ , por lo que } Se = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2N}}$$

Esta es la fórmula propuesta por Dahlberg en 1940 para estimar la desviación de una única determinación. También se refiere al error técnico de la medición. El término Se^2 se refiere al error de la varianza.

En este estudio se realizaron determinaciones repetidas en todos los sujetos con un intervalo de un mes para evaluar la reproductibilidad de la determinación de los puntos y la fiabilidad de las variables derivadas de esos puntos de referencia. Debido a razones éticas y de exposición de radiación, fue imposible volver a escanear a los pacientes. Por ello, las dobles determinaciones se basaron en el mismo TC del paciente, con la reconstrucción 3D y los puntos de referencia retrazados como mínimo con un mes de diferencia. Este intervalo de tiempo asegura no poder identificar los puntos con pistas específicas de cada individuo y que puedan influir en la relocalización.

V. RESULTADOS

1. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

1.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA VECTORES PUNTOS DE REFERENCIA

	Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
				Estadístico	Error típico	
MENTON						
x	4	8,65	12,65	10,531	0,149	1,173
y	0,24	0,06	0,3	0,161	0,009	0,074
z	4,76	9,3	14,06	13,924	0,171	1,350
POGONION						
x	3,42	7,12	10,54	9,259	0,134	1,052
y	0,05	0,21	0,26	0,231	0,002	0,014
z	3,64	11,31	14,95	14,838	0,128	1,006
ORBITARIO D						
x	0,04	0,45	0,49	0,476	0,002	0,012
y	0,48	3,2	3,68	3,307	0,015	0,120
z	1,48	11,45	12,93	12,630	0,062	0,491
ORBITARIO I						
x	0,05	0,44	0,49	0,470	0,002	0,015
y	0,12	3,28	3,4	3,328	0,004	0,033
z	2,38	11,45	13,83	12,730	0,061	0,481
PORION D						
x	0,1	0	0,1	0,019	0,003	0,027
y	0,16	5,73	5,89	5,782	0,006	0,045
z	0,1	3,79	3,89	3,844	0,004	0,029
PORION I						
x	0,1	0	0,1	0,034	0,004	0,034
y	0,55	5,43	5,98	5,772	0,012	0,091
z	0,1	3,79	3,89	3,842	0,003	0,027
GONION D						
x	0,94	6,97	7,91	7,167	0,030	0,235
y	0,76	5,11	5,87	5,402	0,027	0,209
z	0,17	7,7	7,87	7,766	0,006	0,044
GONION I						
x	0,94	6,97	7,91	7,162	0,030	0,236
y	0,64	5,34	5,98	5,553	0,015	0,119
z	0,14	7,59	7,73	7,625	0,006	0,046

	Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
				Estadístico	Error típico	
GONION LAT D						
x	0,06	6,9	6,96	6,915	0,002	0,018
y	0,24	5,51	5,75	5,592	0,007	0,057
z	0,13	7,61	7,74	7,671	0,005	0,038
GONION LAT I						
x	0,07	6,73	6,8	6,761	0,003	0,023
y	0,14	5,55	5,69	5,615	0,006	0,046
z	0,19	7,34	7,53	7,454	0,007	0,056
GONION POST D						
x	0,29	6,92	7,21	7,085	0,010	0,076
y	0,23	5,32	5,55	5,419	0,008	0,063
z	0,31	7	7,31	5,958	0,011	0,087
GONION POST I						
x	0,09	6,72	6,81	6,773	0,004	0,028
y	0,14	5,48	5,62	5,533	0,006	0,047
z	0,17	7,18	7,35	5,906	0,006	0,049
CONDILO D						
x	0,09	0,78	0,87	0,821	0,003	0,025
y	0,16	5,73	5,89	5,791	0,006	0,048
z	0,07	5,17	5,24	5,209	0,003	0,025
CONDILO I						
x	0,12	0,77	0,89	0,824	0,005	0,037
y	0,26	5,73	5,99	5,879	0,009	0,073
z	0,16	5,19	5,35	5,271	0,007	0,052
CONDILO SUP D						
x	0,06	0,27	0,33	0,305	0,002	0,019
y	0,16	5,73	5,89	5,791	0,006	0,047
z	0,06	5,27	5,33	5,296	0,002	0,019
CONDILO SUP I						
x	0,09	0,23	0,32	0,267	0,003	0,026
y	0,26	5,73	5,99	5,879	0,009	0,073
z	0,07	5,33	5,4	5,365	0,003	0,023
CONDILO LAT D						
x	0,09	0,55	0,64	0,594	0,003	0,027
y	1,24	6,08	7,32	6,602	0,044	0,347
z	0,06	5,27	5,33	5,297	0,003	0,022
CONDILO LAT I						
x	0,07	0,54	0,61	0,576	0,003	0,021
y	0,31	7	7,31	7,162	0,009	0,069
z	0,07	5,33	5,4	5,366	0,003	0,022

	Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
				Estadístico	Error típico	
CONDILO POST D						
x	0,07	1,16	1,23	1,196	0,002	0,019
y	0,16	5,73	5,89	5,791	0,006	0,047
z	0,14	5,19	5,33	5,251	0,005	0,037
CONDILO POST I						
x	0,07	1,16	1,23	1,202	0,002	0,019
y	0,26	5,73	5,99	5,879	0,009	0,073
z	0,1	5,19	5,29	5,252	0,004	0,035
ANS						
x	0,45	3,1	3,55	3,408	0,016	0,130
y	0,03	0	0,03	0,003	0,001	0,007
z	1,05	11,89	12,94	12,472	0,037	0,293
PNS						
x	0,54	3	3,54	3,311	0,016	0,125
y	0,16	0,01	0,17	0,073	0,005	0,042
z	0,54	6,06	6,6	6,302	0,020	0,159
COP D						
x	0,76	1	1,76	1,312	0,030	0,236
y	0,55	5,03	5,58	5,281	0,019	0,153
z	1,31	7,79	9,1	8,671	0,047	0,367
COP I						
x	0,67	1	1,67	1,180	0,016	0,128
y	1,81	4,07	5,88	4,664	0,069	0,545
z	1,46	7,53	8,99	8,641	0,047	0,372
N						
x	1,59	2,59	4,18	3,284	0,059	0,465
y	0	0	0	0,000	0,000	0,000
z	5,41	8,18	13,59	14,285	0,208	1,641
MX D						
x	1,01	3,08	4,09	3,651	0,040	0,315
y	1,52	3,17	4,69	3,921	0,059	0,465
z	2,07	10,82	12,89	11,338	0,047	0,368
MX I						
x	1,8	3,03	4,83	3,866	0,062	0,486
y	0,95	3,07	4,02	3,625	0,038	0,297
z	1,91	11,04	12,95	11,587	0,057	0,450
MB D						
x	1,1	6,75	7,85	7,234	0,042	0,328
y	0,32	3,59	3,91	3,684	0,010	0,079
z	1,91	11,04	12,95	11,580	0,057	0,448

		Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
					Estadístico	Error típico	
MB I							
	x	0,97	6,13	7,1	6,845	0,022	0,170
	y	0,82	3,09	3,91	3,564	0,028	0,218
	z	1,97	11,04	13,01	12,305	0,050	0,396
CD							
	x	0,44	0,07	0,51	0,298	0,015	0,115
	y	0,67	8	8,67	8,283	0,021	0,166
	z	1,82	7,17	8,99	8,053	0,075	0,594
CI							
	x	0,47	0,07	0,54	0,284	0,014	0,114
	y	1,4	7,52	8,92	8,293	0,035	0,274
	z	1,82	7,17	8,99	7,830	0,052	0,411
BD							
	x	0,27	0,04	0,31	0,219	0,010	0,076
	y	0,82	4,07	4,89	4,575	0,023	0,178
	z	0,983	11,13	12,113	11,510	0,030	0,238
BI							
	x	0,32	0,11	0,43	0,228	0,009	0,074
	y	0,66	4,23	4,89	4,636	0,017	0,131
	z	0,74	11,13	11,87	11,455	0,024	0,193
RD							
	x	2,09	4	6,09	4,730	0,082	0,644
	y	0,68	6,23	6,91	6,643	0,021	0,169
	z	0,64	7,98	8,62	8,398	0,025	0,197
RI							
	x	0,68	4,29	4,97	4,698	0,024	0,191
	y	1	6,98	7,98	7,339	0,034	0,269
	z	1,09	8,23	9,32	8,839	0,041	0,324
A							
	x	0,98	1,97	2,95	2,388	0,030	0,239
	y	0,02	0	0,02	0,001	0,000	0,004
	z	1,01	13,97	14,98	14,128	0,040	0,312
B							
	x	0,85	8	8,85	8,300	0,030	0,239
	y	0,01	0	0,01	0,000	0,000	0,001
	z	1,01	12,97	13,98	13,877	0,039	0,310
MSD							
	x	1,29	4,65	5,94	5,254	0,045	0,351
	y	0,86	1,12	1,98	1,581	0,030	0,236
	z	0,89	8,09	8,98	8,393	0,037	0,292
MSI							
	x	0,91	4,07	4,98	4,581	0,036	0,287
	y	0,86	1,08	1,94	1,564	0,033	0,261
	z	0,97	8,01	8,98	8,293	0,038	0,296

		Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
					Estadístico	Error típico	
MI D							
	x	0,87	5,12	5,99	5,696	0,036	0,284
	y	0,89	3	3,89	3,434	0,037	0,288
	z	0,78	8	8,78	8,329	0,026	0,205
MII							
	x	0,62	5,05	5,67	5,346	0,021	0,168
	y	0,94	3,01	3,95	3,103	0,023	0,180
	z	0,99	7	7,99	8,395	0,033	0,259
CSD							
	x	0,77	4,22	4,99	4,632	0,030	0,233
	y	0,9	1,09	1,99	1,571	0,031	0,248
	z	1,2	10,11	11,31	10,709	0,041	0,322
CSI							
	x	1,08	4,11	5,19	4,523	0,042	0,331
	y	0,98	1	1,98	1,471	0,038	0,298
	z	0,92	9,04	9,96	10,722	0,039	0,311
CID							
	x	0,84	6,11	6,95	6,542	0,035	0,275
	y	1,04	1	2,04	1,471	0,029	0,224
	z	1,19	10,78	11,97	11,259	0,038	0,298
CII							
	x	0,8	5,98	6,78	6,157	0,022	0,177
	y	0,88	1	1,88	1,468	0,033	0,256
	z	0,79	9,1	9,89	11,134	0,029	0,231
IS							
	x	0,98	5,01	5,99	5,431	0,033	0,262
	y	0,02	0,1	0,12	0,105	0,001	0,008
	z	1,7	12,23	13,93	13,054	0,068	0,534
II							
	x	1,096	5,9	6,996	6,572	0,045	0,351
	y	0,01	0	0,01	0,001	0,000	0,003
	z	0,99	14	14,99	12,684	0,039	0,305

1.2 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA MEDICIONES ANGULARES

	Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
				Estadístico	Error típico	
MAXILAR						
<i>basculamiento</i>	4	88	92	90,234	0,150	1,179
<i>rotación</i>	1,6	0	1,6	0,445	0,060	0,473
<i>divergencia</i>	7	3	10	6,426	0,174	3,371
MANDÍBULA						
<i>basculamiento</i>	3,5	88,5	92	90,311	0,143	1,128
<i>rotación</i>	1,5	0	1,5	0,332	0,050	0,397
<i>divergencia</i>	6	25	31	26,845	0,195	3,539
INCLINACIÓN FRONTAL DE LA RAMA						
<i>derecha</i>	6	77	83	80,061	0,183	1,440
<i>izquierda</i>	7	77	84	80,418	0,210	1,651
<i>diferencial</i>	10,5	-5,5	5	-0,156	0,277	2,178
INCLINACIÓN LATERAL DE LA RAMA						
<i>derecha</i>	4	84	88	86,145	0,133	1,050
<i>izquierda</i>	5	83	88	86,119	0,136	1,071
<i>diferencial</i>	6,5	-3,5	3	0,026	0,187	1,473
ÁNGULO MANDIBULAR						
<i>derecho</i>	19	120	139	124,548	0,479	3,775
<i>izquierdo</i>	19	119	138	125,339	0,525	4,133
<i>diferencial</i>	17	-8	9	-0,790	0,397	3,126
INCLINACIÓN PPS A MX						
<i>derecha</i>	5	67,5	72,5	69,790	0,141	1,111
<i>izquierda</i>	4,5	67,5	72	69,637	0,152	1,195
<i>diferencial</i>	7,5	-3,5	4	0,153	0,208	1,639
ANGULACIÓN PPS A MX						
<i>derecha</i>	6	82	88	85,065	0,206	1,618
<i>izquierda</i>	6	83	89	85,468	0,204	1,607
<i>diferencial</i>	7	-3	4	-0,403	0,193	1,520
INCLINACIÓN PMS A MX						
<i>derecha</i>	5,5	77	82,5	79,726	0,215	1,695
<i>izquierda</i>	5,5	77	82,5	79,613	0,222	1,752
<i>diferencial</i>	9,5	-5,5	4	0,113	0,250	1,968
ANGULACIÓN PMS A MX						
<i>derecha</i>	5,5	77	82,5	79,766	0,229	1,806
<i>izquierda</i>	5,5	77	82,5	79,960	0,226	1,777
<i>diferencial</i>	11	-5,5	5,5	-0,194	0,341	2,683

	Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
				Estadístico	Error típico	
INCLINACIÓN PPI A MB						
<i>derecha</i>	4	68	72	70,565	0,139	1,096
<i>izquierda</i>	4,5	68,5	73	70,597	0,144	1,137
<i>diferencial</i>	5,5	-2,5	3	-0,032	0,184	1,445
ANGULACIÓN PPI A MB						
<i>derecha</i>	5	89	94	91,613	0,164	1,291
<i>izquierda</i>	6	88	94	91,645	0,185	1,458
<i>diferencial</i>	7,5	-4,5	3	-0,032	0,232	1,824
INCLINACIÓN PMI A MB						
<i>derecha</i>	4	86	90	87,992	0,151	1,189
<i>izquierda</i>	4	86	90	87,524	0,140	1,103
<i>diferencial</i>	7,5	-3,5	4	0,468	0,219	1,722
ANGULACIÓN PMI A MB						
<i>derecha</i>	4	83	87	84,935	0,149	1,175
<i>izquierda</i>	5	82	87	84,508	0,170	1,335
<i>diferencial</i>	7	-3	4	0,427	0,234	1,844
ANGULACIÓN	6,5	86	92,5	89,306	0,221	1,740
ANGULACIÓN	6	86	92	89,476	0,221	1,738
PLANO OCLUS	6	86	92	89,153	0,187	1,475

2. ANÁLISIS 3D MULTISECUENCIAL

Con la finalidad de aplicación clínica de los resultados obtenidos en el presente estudio, se han analizado el conjunto de los datos y se han agrupado por campos de utilidad diagnóstica en el paciente ortodóncico. Se presenta un *análisis 3D multisecuencial proporcional* y un *análisis multisecuencial angular*, siendo desarrollados para la planificación tanto del paciente ortodóncico convencional como de paciente con grandes deformidades del complejo cráneo-dento-facial.

2.1 ANÁLISIS PROPORCIONAL 3D M.S.E

2.1.1 Problema transversal

A. Maxilar

a) Maxilar respecto a cara (figura 20): distancia entre C y Mx al plano sagital de referencia, medida perpendicular a éste, esto es:

$$(MxDj + MxIj) / (CDj + CIj)$$

La media es 0,45 (DS 0,03). Por lo tanto, el maxilar se debe encontrar en una proporción de **2:5** respecto a la cara. Si el resultado difiere de esta proporción, para saber dónde está el problema habrá que desglosar en:

-lado derecho: $(MxDj / CDj)$

-lado izquierdo: $(MxIj / CIj)$

Siendo la media de ambos lados 0,45 (DS 0,05). **Proporción 2:5**. Si el lado derecho tuviera una proporción mayor, p.e. 4:5, significa que la hemimaxila derecha se encuentra aumentada en su tamaño transversal.

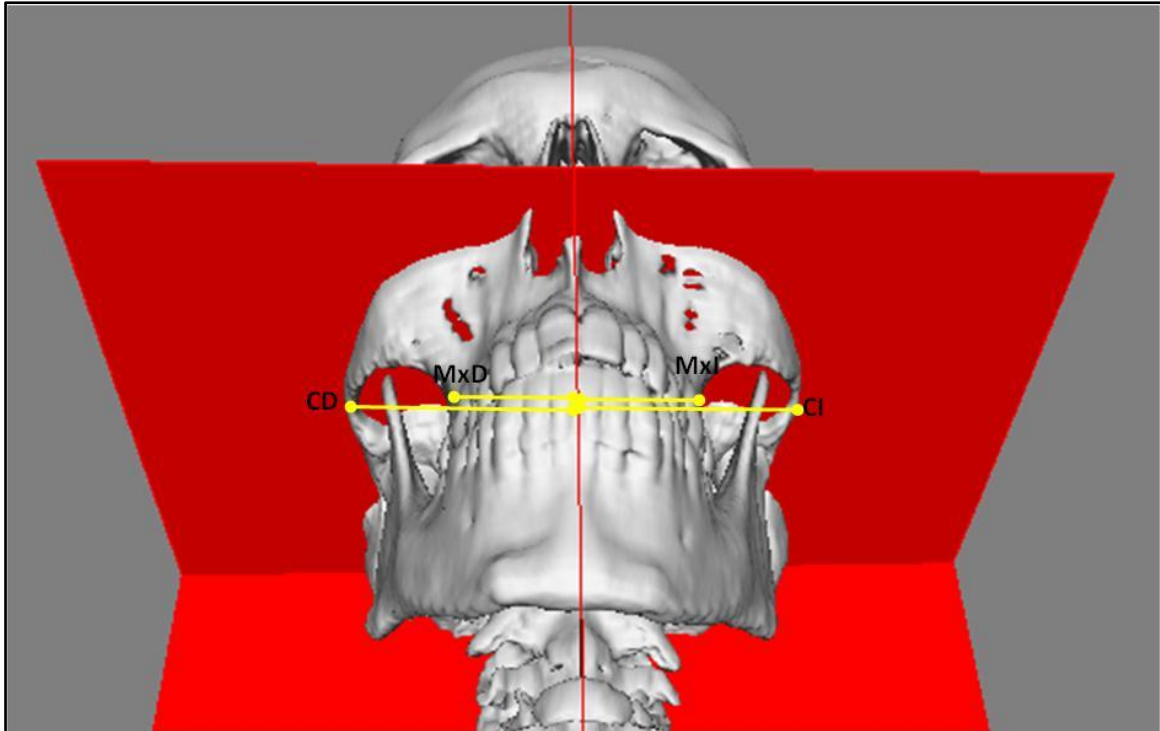


Figura 20. Maxilar respecto a cara.

b) Maxilar respecto a procesos alveolares posteriores: (figura 21): distancia entre Mx y Ms al plano sagital de referencia en el lado derecho e izquierdo medida perpendicular al plano. Esto es:

$$(MsDj + MsIj) / (MxDj + MxIj)$$

La media es 0,42 (DS 0,05). Por lo tanto, los procesos alveolares posteriores se encuentran en **proporción 2:5** con el maxilar. Si el resultado difiere, habrá que desglosar por lados como en el caso anterior, siendo la media de ambos lados 0,42 (DS 0,08) y manteniéndose la proporción 2:5.

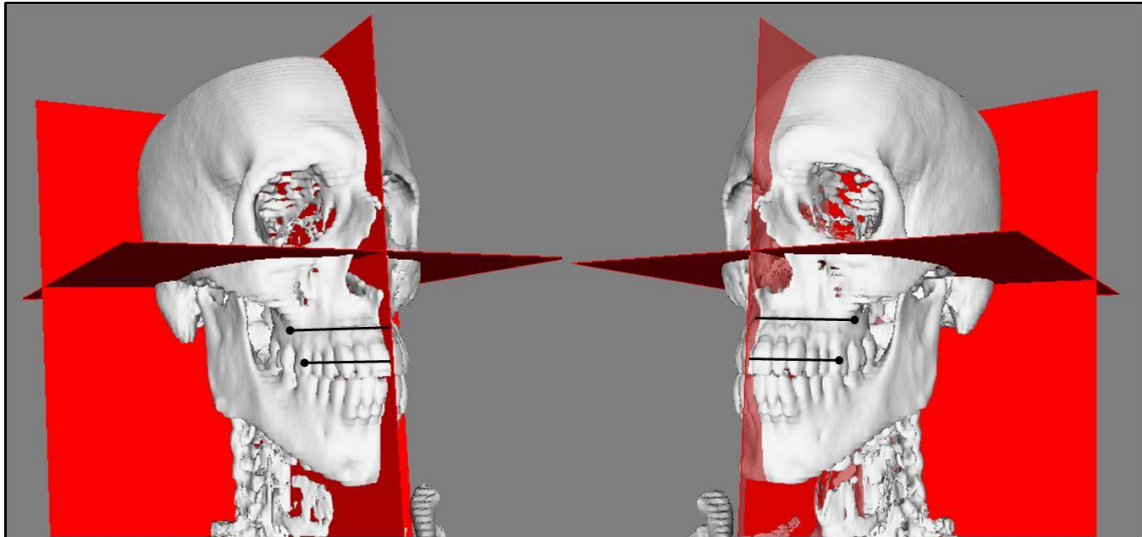


Figura 21. Proporción maxilar respecto a procesos alveolares posteriores.

c) Maxilar respecto a procesos alveolares medios: (figura 22): distancia entre Mx y Cs al plano sagital de referencia en el lado derecho e izquierdo medida perpendicular al plano. Esto es:

$$(CsDj + CsIj) / (MxDj + MxIj)$$

La media es 0,40 (DS 0,05). Por lo tanto, los procesos alveolares medios se encuentran en **proporción 2:5** con el maxilar. Si el resultado difiere, habrá que desglosar por lados como en el caso anterior, siendo la media de ambos lados 0,40 (DS 0,08) y manteniéndose la proporción 2:5.

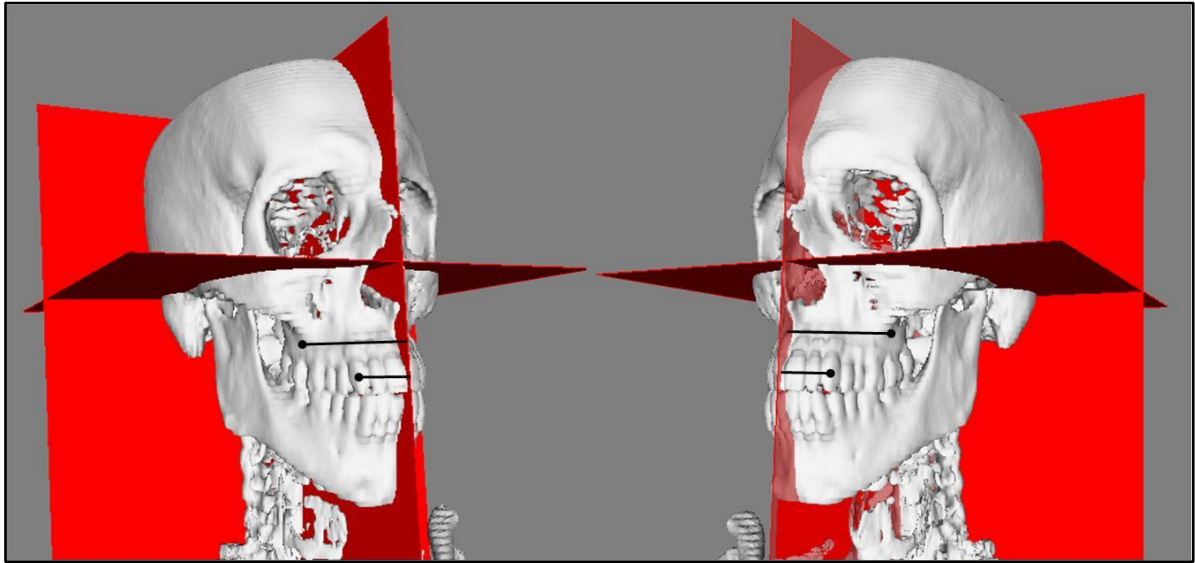


Figura 22. Proporción maxilar respecto a procesos alveolares medios.

d) Maxilar respecto a mandíbula:

-proporción (figura 23): distancia entre Mx y Cs al plano sagital de referencia en el lado derecho e izquierdo medida perpendicular al plano.

Esto es:

$$(MbDj + MbIj) / (MxDj + MxIj)$$

La media es 0,96 (DS 0,07). Por lo tanto, la mandíbula se encuentra en **proporción 1:1** con el maxilar. Si el resultado difiere, habrá que desglosar por lados como en el caso anterior, siendo la media de ambos lados 0,97 (DS 0,1) y manteniéndose la proporción 1:1.

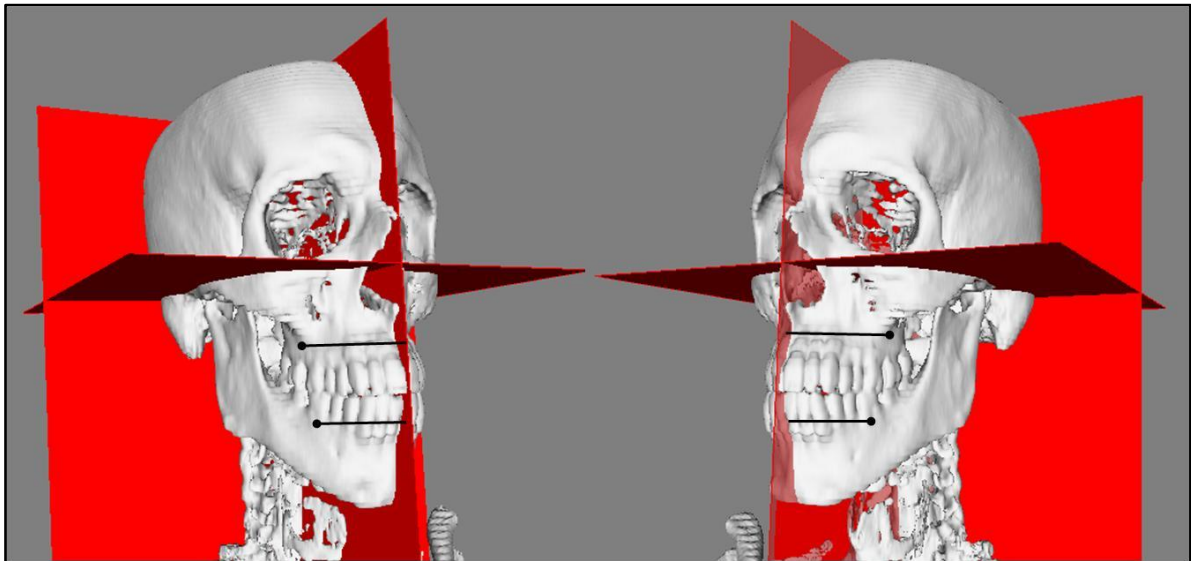


Figura 23. Proporción maxilar respecto a procesos alveolares medios.

B. Mandíbula

a) Mandíbula respecto a cara (figura 24): distancia entre C y Mb al plano sagital de referencia, medida perpendicular al plano, esto es:

$$(MbDj + MbIj) / (CDj + CIj)$$

La media es 0,44 (DS 0,01). Por lo tanto, el maxilar se debe encontrar en una proporción de **2:5** respecto a la cara. Si el resultado difiere de esta proporción, para saber dónde está el problema habrá que desglosar en:

-lado derecho: $(CDj - MbDj)$

-lado izquierdo: $(CIj - MbIj)$

Siendo la media de ambos lados 0,44 (DS 0,02). **Proporción 2:5.**

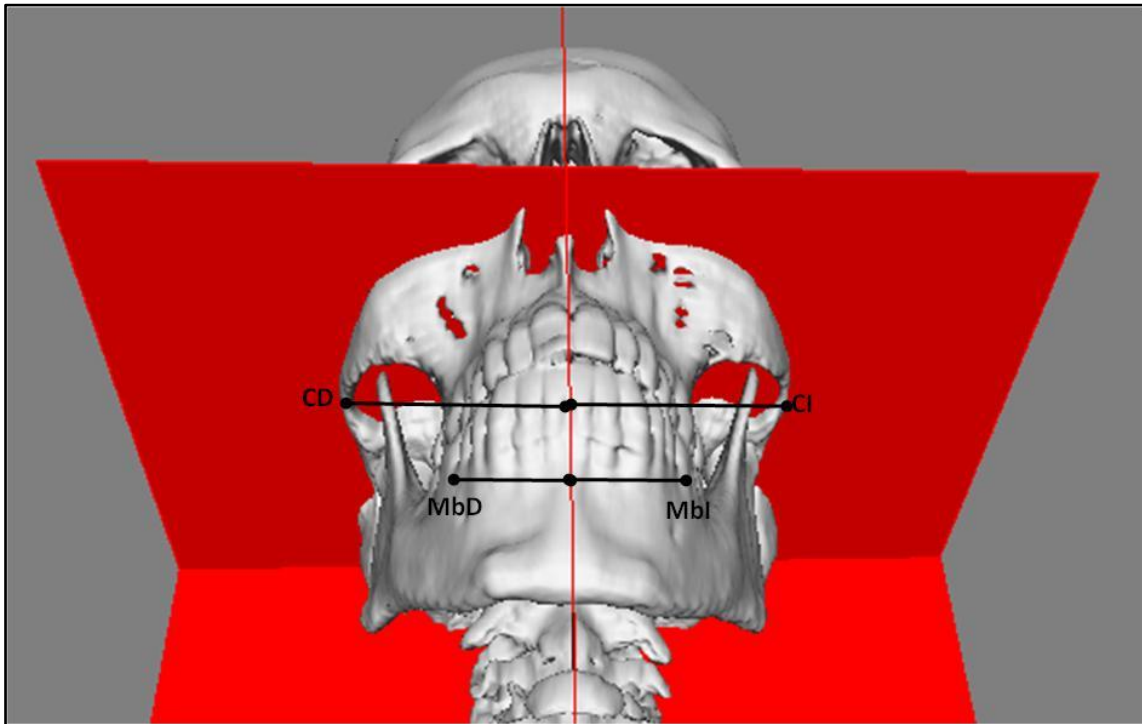


Figura 24. Mandíbula respecto a cara.

b) Mandíbula respecto a procesos alveolares posteriores: (figura 25): distancia entre Mb y Mi al plano sagital de referencia en el lado derecho e izquierdo medida perpendicular al plano. Esto es:

$$(MiDj + MiIj) / (MbDj + MbIj)$$

La media es 0,9 (DS 0,06). Por lo tanto, los procesos alveolares posteriores se encuentran en **proporción 1:1** con la mandíbula. Si el resultado difiere, habrá que desglosar por lados como en el caso anterior, siendo la media de ambos lados 0,9 (DS 0,08) y manteniéndose la proporción 1:1.

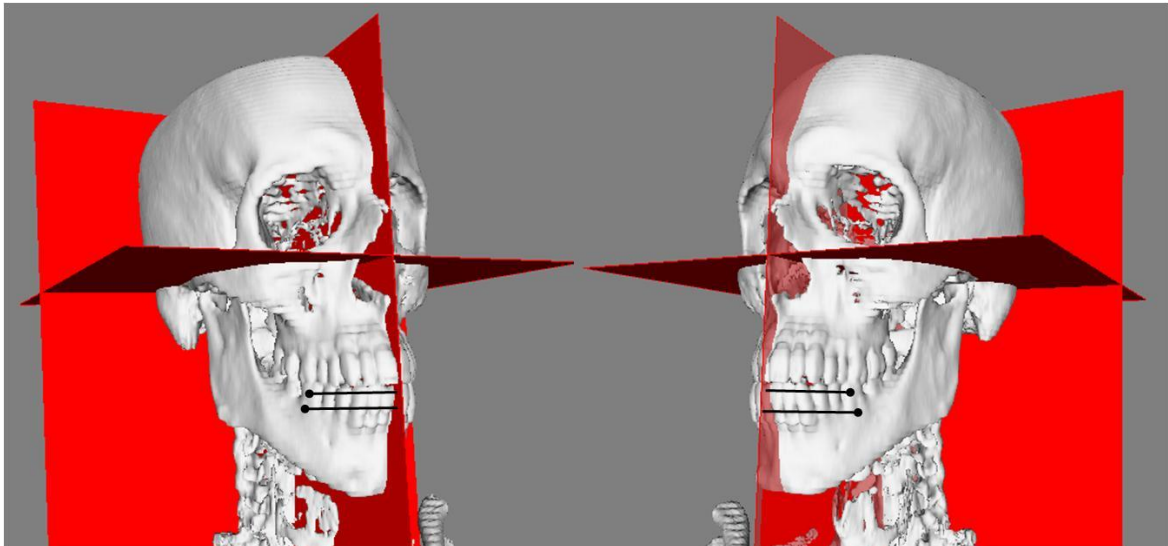


Figura 25. Proporción mandíbula respecto a procesos alveolares posteriores.

c) Maxilar respecto a procesos alveolares medios: (figura 26): distancia entre Mb y Ci al plano sagital de referencia en el lado derecho e izquierdo medida perpendicular al plano. Esto es:

$$(CiDj + CiIj) / (MbDj + MbIj)$$

La media es 0,40 (DS 0,04). Por lo tanto, los procesos alveolares medios se encuentran en **proporción 2:5** con la mandíbula. Si el resultado difiere, habrá que desglosar por lados como en el caso anterior, siendo la media de ambos lados 0,40 (DS 0,07) y manteniéndose la proporción 2:5.

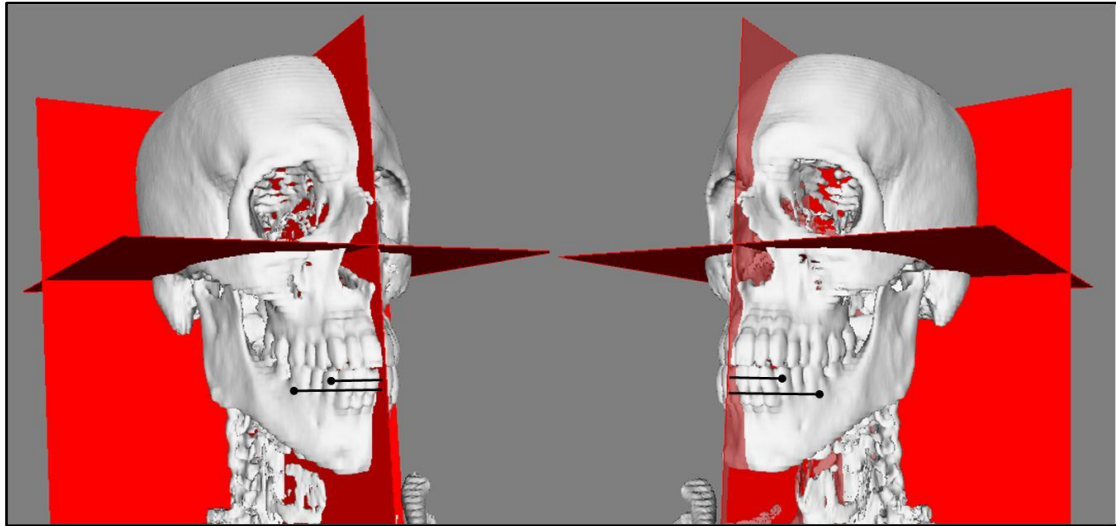


Figura 26. Proporción mandibular respecto a procesos alveolares medios.

C. Procesos alveolares

a) Procesos alveolares posteriores (figura 27): distancia entre Ms y Mi al plano sagital de referencia medida perpendicular a éste. Esto es:

$$(MiDj + MiIj) / (MsDj + MsIj)$$

La media es 0,96 (DS 0,08). Por lo tanto, los procesos alveolares posteroinferiores se encuentran en **proporción 1:1** con los procesos alveolares posterosuperiores. Si el resultado difiere, habrá que desglosar por lados como en el caso anterior, siendo la media de ambos lados 0,97 (DS 0,07) y manteniéndose la proporción 1:1.

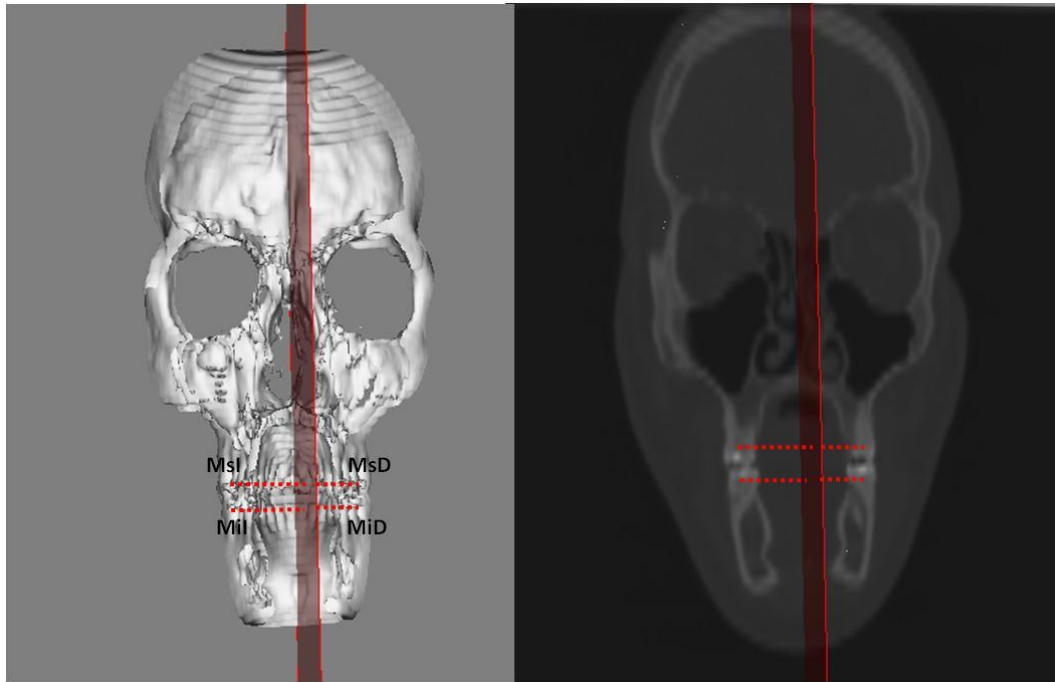


Figura 27. Procesos alveolares posterosuperiores y posteroinferiores medidos al plano sagital de referencia.

b) Procesos alveolares medios (figura 28): distancia entre CsD y CsI al plano sagital de referencia medida perpendicular a éste. Esto es:

$$(CiDj + CiIj) / (CsDj + CsIj)$$

La media es 0,98 (DS 0,06). Por lo tanto, los procesos alveolares medioinferiores se encuentran en **proporción 1:1** con los procesos alveolares mediosuperiores. Si el resultado difiere, habrá que desglosar por lados como en el caso anterior, siendo la media de ambos lados 1,0 (DS 0,02) y manteniéndose la proporción 1:1.

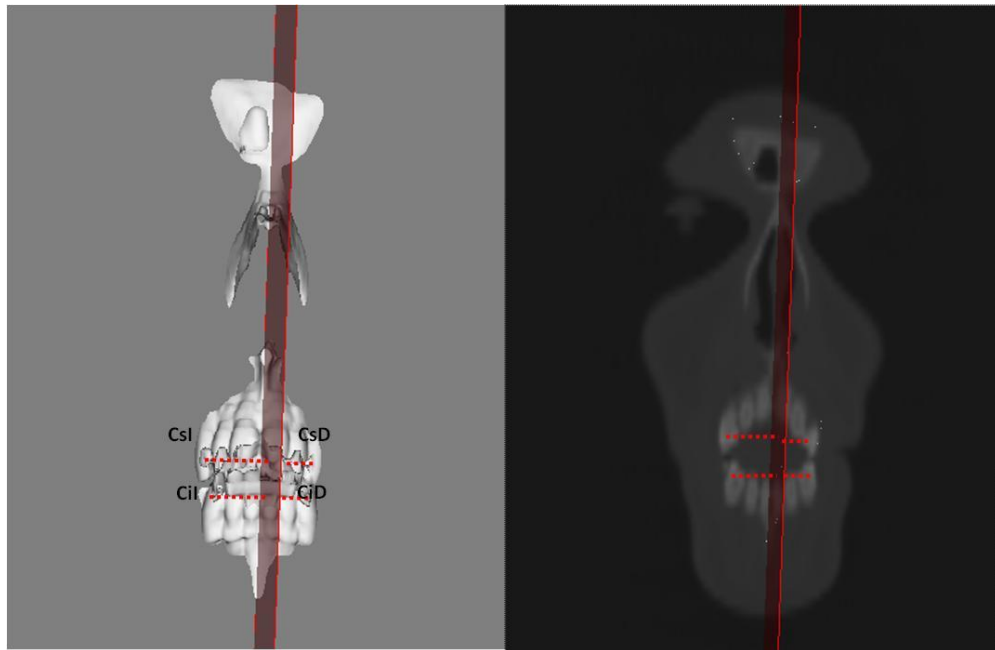


Figura 28. Procesos alveolares mediosuperiores y medioinferiores medidos al plano sagital de referencia.

e) Procesos alveolares anteriores (figura 29): distancia entre Is al plano sagital de referencia medida perpendicular a éste. Esto es:

$$I_{ij} / I_{sj}$$

La media es 0,01 (DS 0,03). Por lo tanto, los procesos alveolares anteroinferiores se encuentran en **proporción 1:1** con los procesos alveolares anterosuperiores.

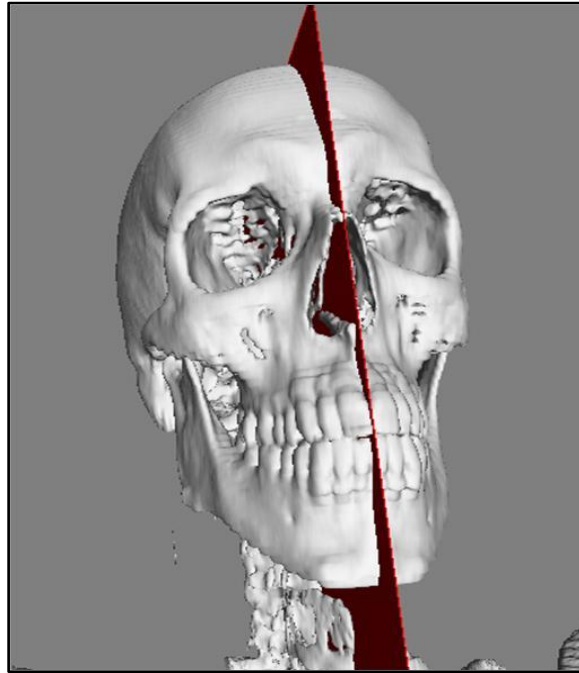


Figura 29. Procesos alveolares anterosuperior y anteroinferior medidos al plano sagital de referencia. En este caso, ambos coinciden con el plano sagital de referencia por lo que $I_{sj}=0$, $I_{ij}=0$

2.1.2 Problema vertical

A. Maxilar

a) Altura maxilar: proporción entre:

- Maxilar anterior: medida desde ANS al plano de referencia horizontal y perpendicular a éste (figura 30). Indica la altura del maxilar anterior. Media 3,4 cm (DS 0,01).
- Maxilar posterior: medida desde PNS al plano de referencia horizontal y perpendicular a éste (figura 31). Indica la altura del maxilar posterior. Media 3,31 cm (DS 0,01).

La media es 0,97 (DS 0,04). Por lo tanto, la altura maxilar posterior se encuentran en **proporción 1:1** con la altura maxilar anterior.

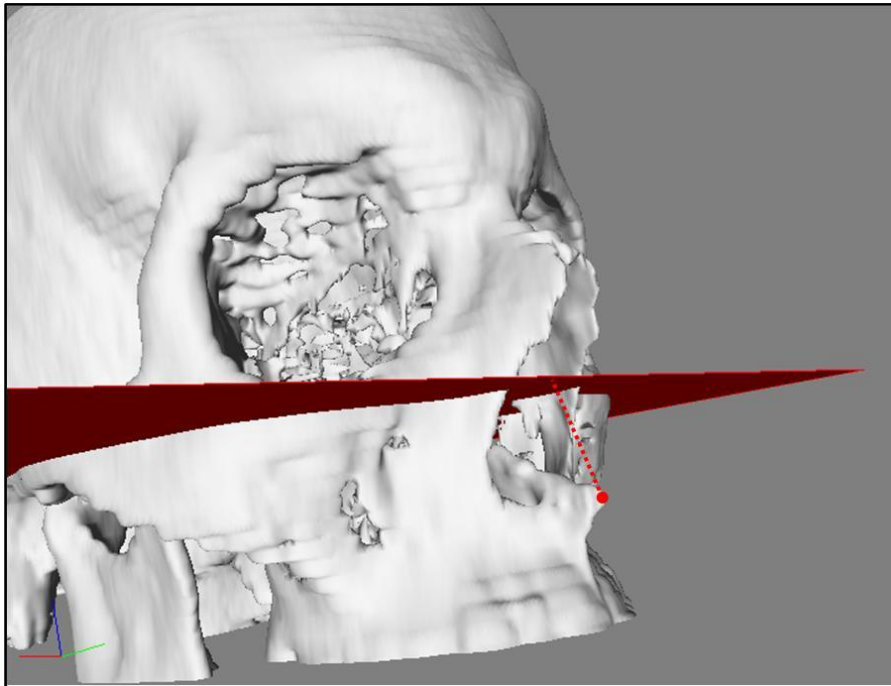


Figura 30. Maxilar anterior.

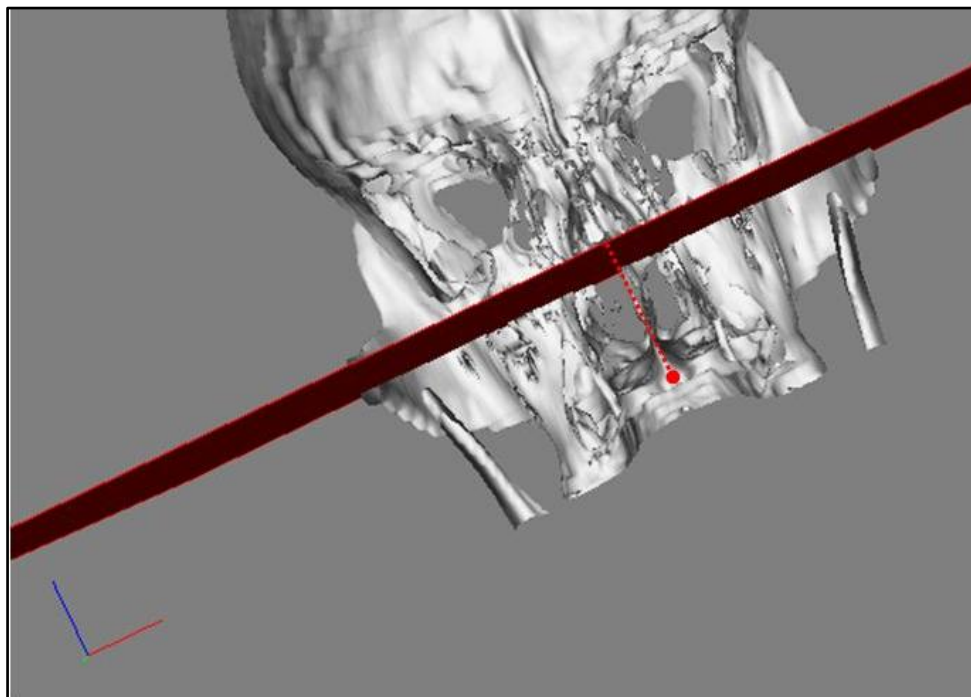


Figura 31. Maxilar posterior.

B. Mandíbula (figura 32)

a) Mandibular anterior: medida desde Me hasta el plano de referencia horizontal perpendicular a éste. Media 10,53 cm (DS 0,14).

b) Mandibular medio: medida desde Ag hasta el plano de referencia horizontal perpendicular a éste.

c) Mandibular posterior: medida desde Ginf hasta el plano de referencia horizontal perpendicular a éste. Media 7,16 cm (DS 0,23).

d) Altura condilar: medida desde Cosup hasta el plano de referencia horizontal perpendicular a éste. Media 0,28 cm (DS 0,02).

e) Eje mandibular: proporción entre Goinf y Me. Media 0,69 cm (DS 0,07). **Proporción 2:3.**

Se divide en eje mandibular posterior (Goinf-Ag) y eje mandibular anterior (Goinf-Me).

e) Altura de la rama: es la proporción entre los puntos Goinf y Cosup medidos al plano horizontal de referencia perpendicular a éste. Media 0,03 cm (DS 0,00). **Proporción 0:7.**

f) Altura coronoides: medida desde Cop hasta el plano de referencia horizontal perpendicular a éste. Media 1,24 cm (DS 0,20).

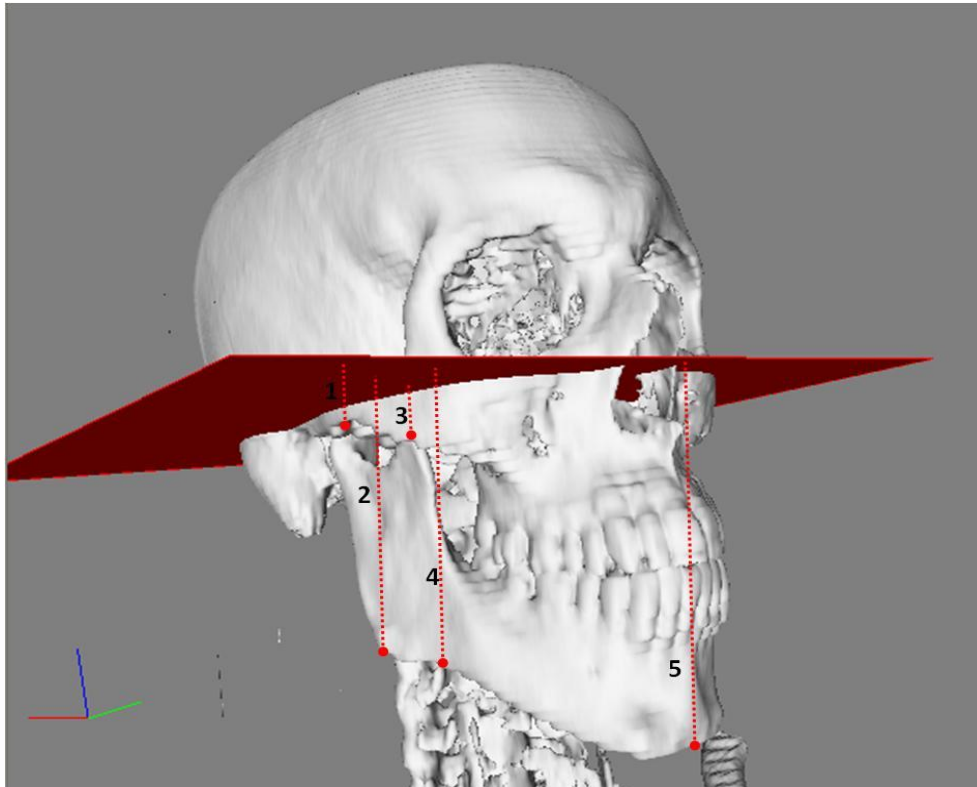


Figura 32. Medidas verticales mandibulares. 1. Cosup. 2. Goinf. 3. Cop. 4. Ag. 5. Me.

C. Procesos alveolares (figura 33)

a) Posterosuperior: medida desde Ms al plano de referencia horizontal perpendicular a éste tanto derecho como izquierdo. Media 4,91 cm (DS 0,46).

b) Posteroinferior: medida desde Mi al plano de referencia horizontal perpendicular a éste tanto derecho como izquierdo. Media 6,05 cm (DS 0,58).

c) Mediosuperior: medida desde Cs al plano de referencia horizontal perpendicular a éste tanto derecho como izquierdo. Media 4,58 cm (DS 0,29).

d) Medioinferior: medida desde Ci al plano de referencia horizontal perpendicular a éste tanto derecho como izquierdo. Media 6,34 cm (DS 0,30).

e) Anterosuperior: medida desde Is al plano de referencia horizontal perpendicular a éste. Media 5,43 cm (DS 0,03).

f) Anteroinferior: medida desde Ii al plano de referencia horizontal perpendicular a éste. Media 6,57 cm (DS 0,04).

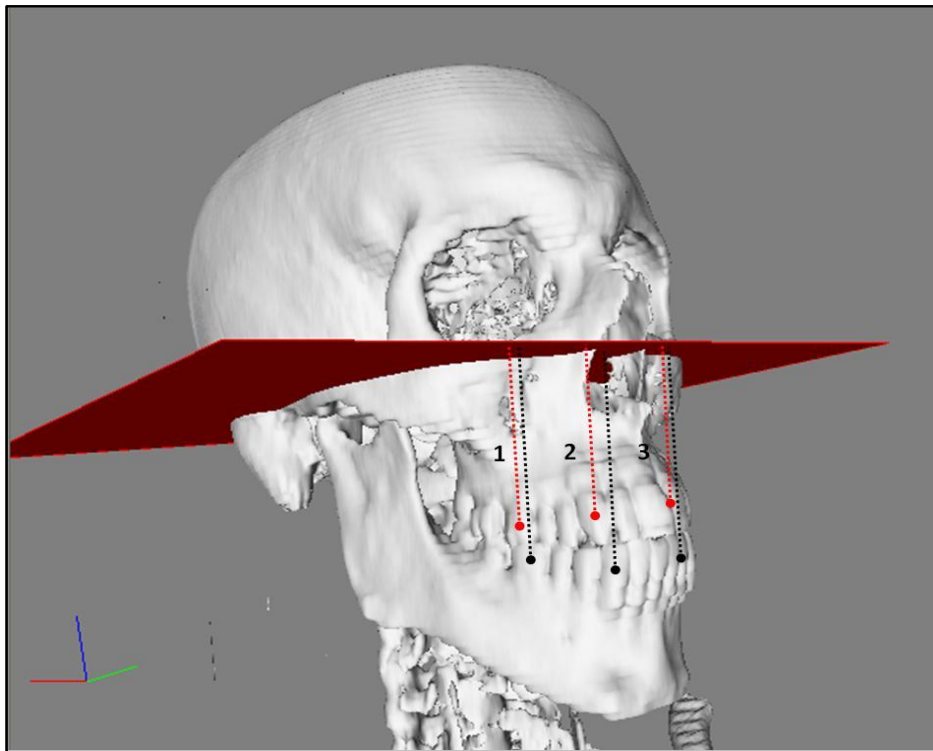


Figura 33. Mediciones verticales de los procesos alveolares. 1. Posteriores. 2. Medios. 3. Anteriores. En todos ellos en color rojo el superior y en color negro el inferior.

2.1.3 Problema sagital

A. Maxilar y tercio medio

a) Punto A: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta el punto A (figura 34). Media 14,12 cm (DS 0,04).

b) Nasion: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta el punto Na (figura 34). Media 14,28 cm (DS 0,20).

c) Orbitario: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta el punto Or (figura 34). Media 12,68 cm (DS 0,48).

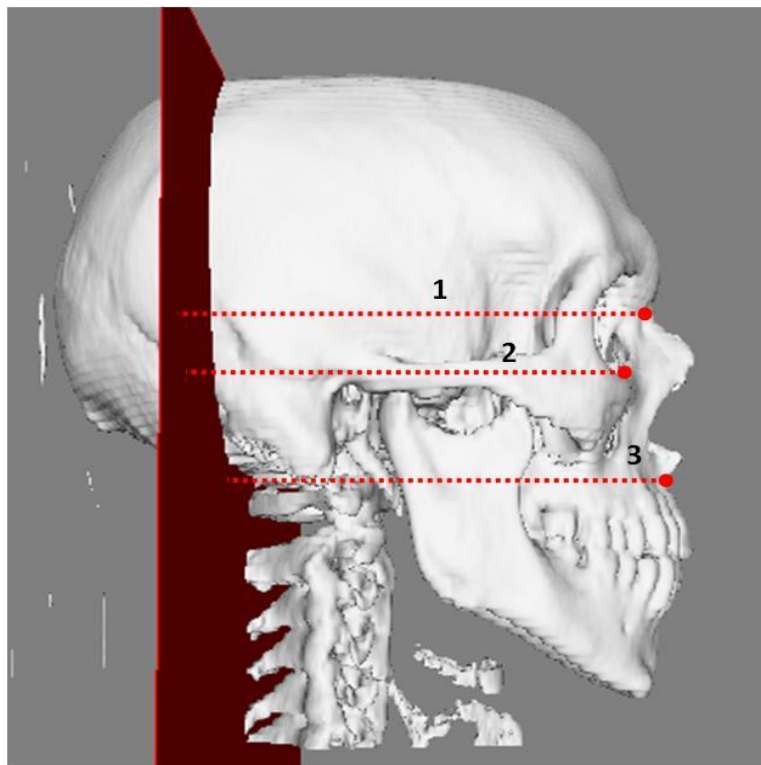


Figura 34. Mediciones sagitales del maxilar y tercio medio. 1. Na. 2. Or.
3. Punto A

d) Cigomático: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta el punto C (figura 35). Media 7,94 cm (DS 0,52).

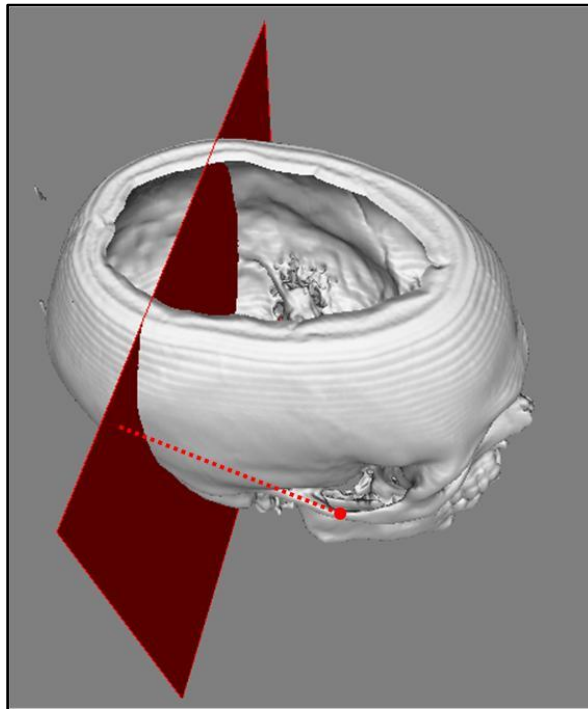


Figura 35. Medida sagital desde el punto cigomático.

e) Bucal: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta el punto Bu (figura 36). Media 11,48 cm (DS 0,21).

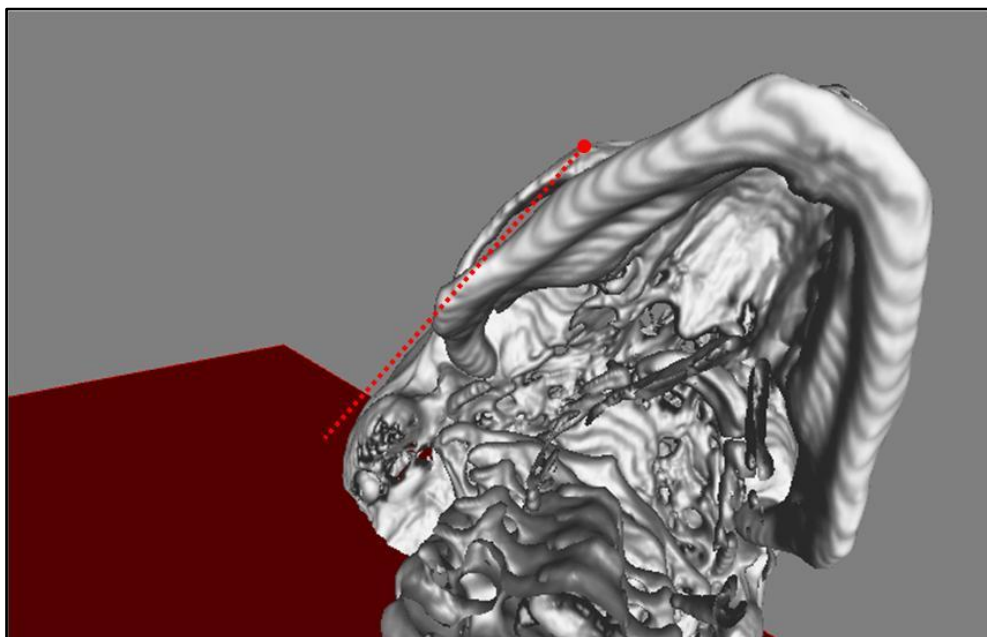


Figura 36. Medida sagital desde el punto bucal.

B. Mandíbula

a) Punto B: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta el punto B (figura 37). Media 13,87 cm (DS 0,03).

b) Pogonion: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta Pg (figura 37). Media 14,83 cm (DS 0,12).

c) Rama: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta Ra (figura 37). Media 8,61 cm (DS 0,34).

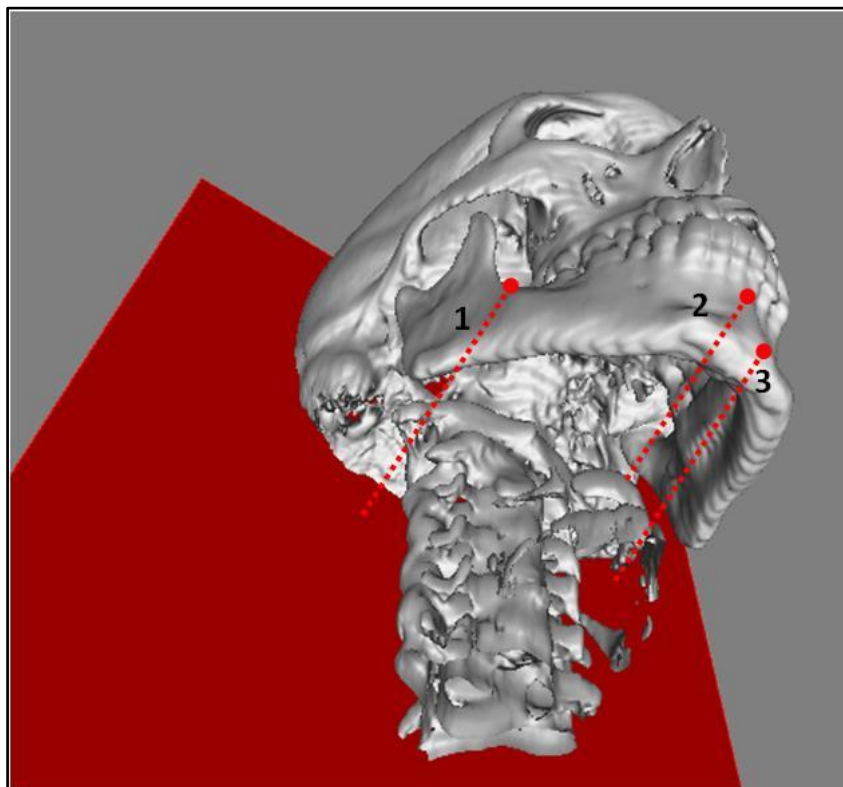


Figura 37. Medidas sagitales mandibulares. 1. Rama. 2. Punto B. 3. Pogonion

d) Cóndilo posterior: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta Copost (figura 38). Media 5,25 cm (DS 0,03).

e) Gonion posterior: medida perpendicular al y desde el plano coronal de referencia hasta Gopost (figura 38). Media 5,92 cm (DS 0,10).

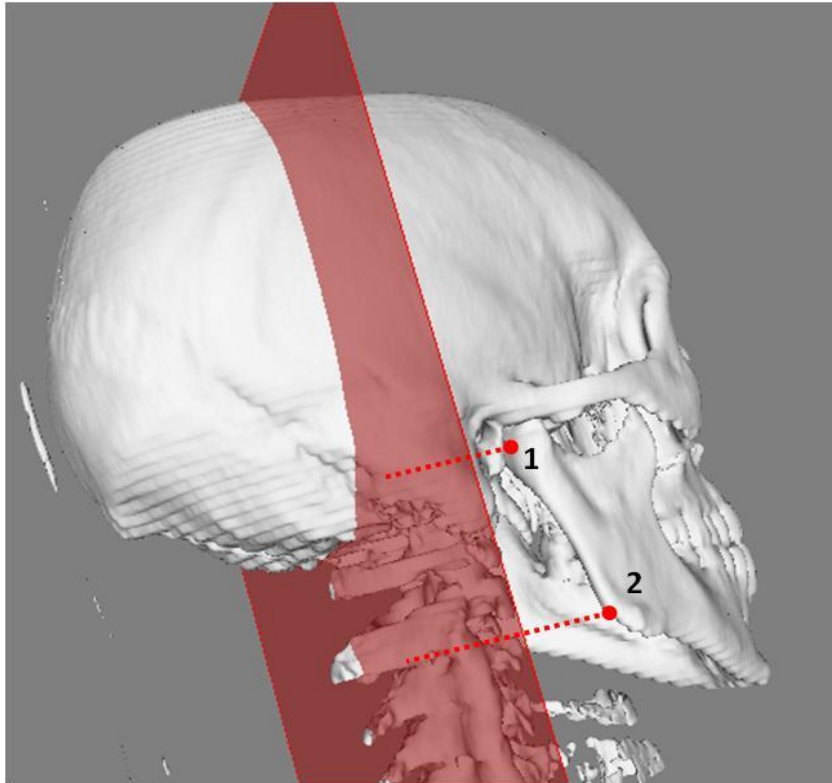


Figura 38. Mediciones sagitales de: 1. Cóndilo posterior; 2. Gonion posterior.

f) Longitud del cuerpo mandibular: es la diferencia entre la medida desde el plano coronal de referencia, perpendicular a él, hasta Me menos la distancia desde este mismo plano también perpendicular al mismo hasta Gopost. Es bilateral, derecho e izquierdo. Indica la longitud total del cuerpo mandibular (figura 39). Media 8,03 cm (DS 0,17).

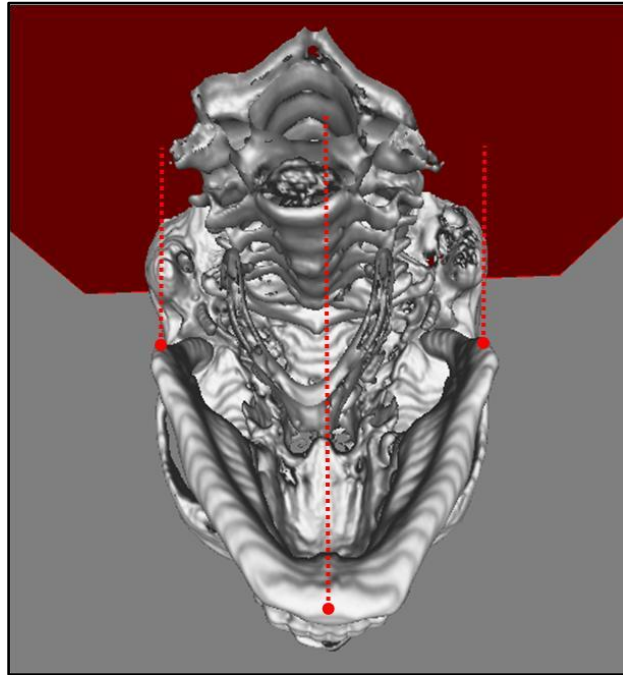


Figura 39. Longitud del cuerpo mandibular derecha e izquierda.

g) Longitud mandibular: es la diferencia entre la medida desde el plano coronal de referencia, perpendicular a él, hasta Me menos la distancia desde este mismo plano también perpendicular al mismo hasta Cosup. Es bilateral, derecho e izquierdo. Indica la longitud mandibular total (figura 40). Media 8,68 cm (DS 0,23).



Figura 40. Longitud mandibular total.

C. Procesos alveolares (figura 41 Y 42)

a) Posterosuperior: medida desde Ms al plano de referencia coronal perpendicular a éste tanto derecho como izquierdo. Media 8,33 cm (DS 0,03).

b) Posteroinferior: medida desde Mi al plano de referencia coronal perpendicular a éste tanto derecho como izquierdo. Media 8,36 cm (DS 0,09).

c) Mediosuperior: medida desde Cs al plano de referencia coronal perpendicular a éste tanto derecho como izquierdo. Media 10,71 cm (DS 0,07).

d) Medioinferior: medida desde Ci al plano de referencia coronal perpendicular a éste tanto derecho como izquierdo. Media 11,15 cm (DS 0,08).

e) Anterosuperior: medida desde Is al plano de referencia coronal perpendicular a éste. Media 13,05 cm (DS 0,06).

f) Anteroinferior: medida desde Ii al plano de referencia coronal perpendicular a éste. Media 12,68 cm (DS 0,07).

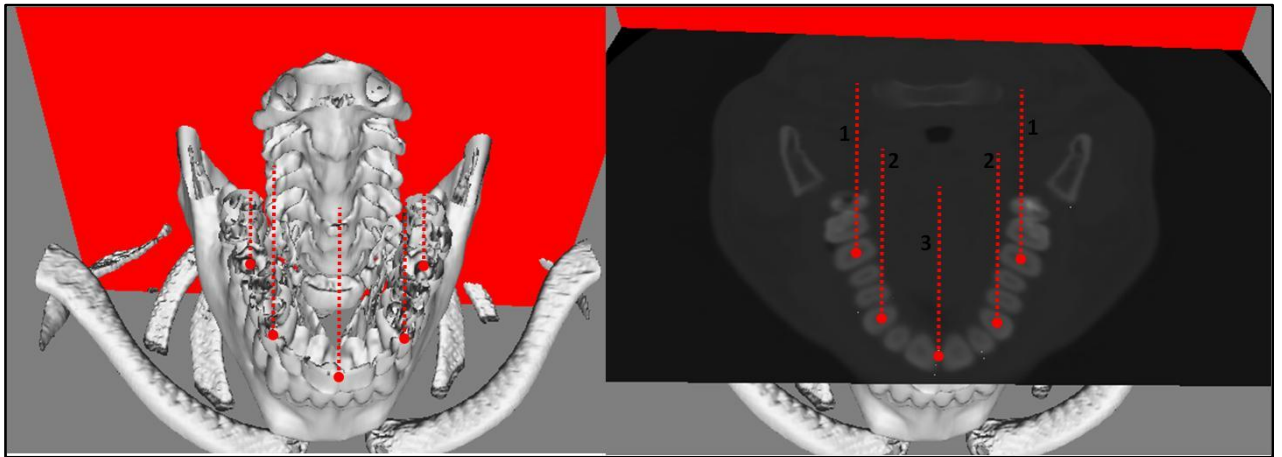


Figura 41. Mediones sagitales de los procesos dentoalveolares superiores: 1. Posterior derecho e izquierdo; 2. Medio derecho e izquierdo; 3. Anterior.

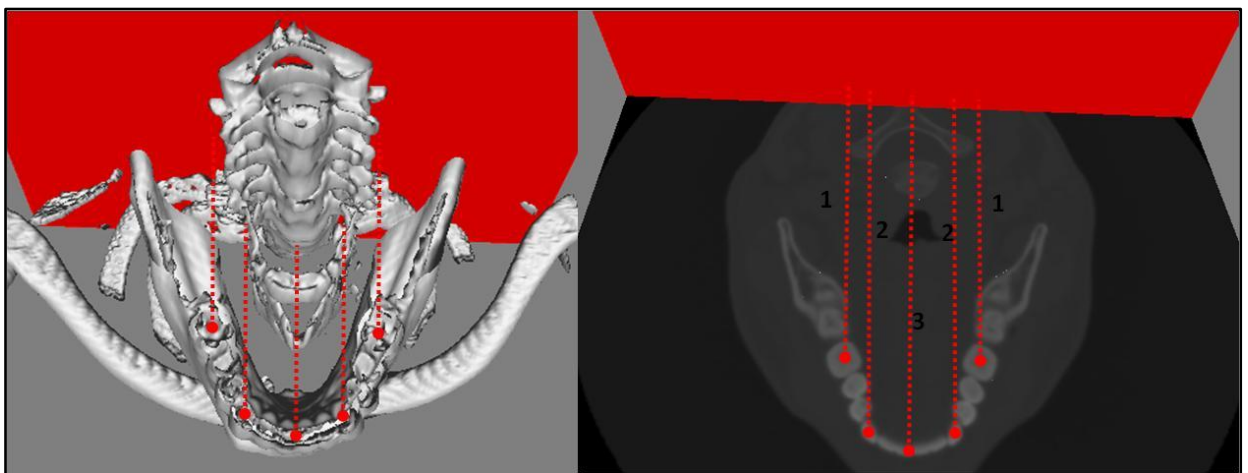


Figura 42. Mediones sagitales de los procesos dentoalveolares inferiores: 1. Posterior derecho e izquierdo; 2. Medio derecho e izquierdo; 3. Anterior.

2.2 ANÁLISIS ANGULAR 3D M.S.E.

2.2.1. Maxilar

a) Bascamiento: ángulo entre el plano de referencia horizontal y el plano mediomaxilar (figura 43). El plano mediomaxilar es perpendicular al

plano maxilar y pasa por Ans y Pns. El plano maxilar une MxD y MxI con Ans. En el lado en que la angulación sea mayor, indica que éste se encuentra descendido verticalmente. Media 90,23 (DS 1,17).

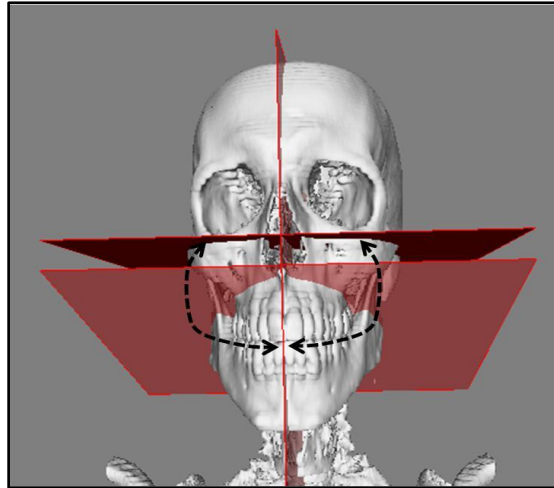


Figura 43. Basculamiento del maxilar.

b) Rotación: ángulo formado entre el plano sagital de referencia y el plano mediomaxilar (figura 44). Indica rotaciones del maxilar hacia el lado derecho o izquierdo. Media 0,44 (DS 0,47).

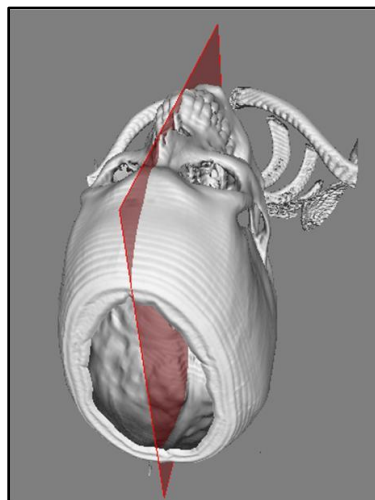


Figura 44. Rotación del maxilar. En este caso el plano sagital de referencia y el plano mediopalatino coinciden, por lo que la rotación del maxilar es nula.

c) Divergencia: ángulo formado por el plano horizontal de referencia y el plano maxilar (figura 45). Media 6,4 (DS 3,37).

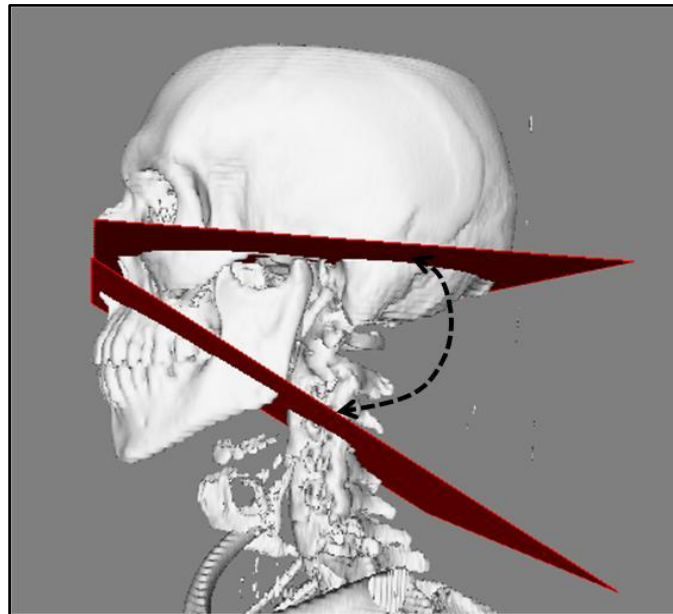


Figura 45. Divergencia maxilar.

2.1.2. Mandíbula

a) Basculamiento: ángulo entre el plano de referencia horizontal y el plano mediomandibular (figura 46). El plano mediomandibular es perpendicular al plano mandibular y une Me con el punto medio entre GoD i Goizq. El plano mandibular se construye uniendo Me y GoD con GoI. En el lado en que la angulación sea mayor, indica que éste se encuentra descendido verticalmente. Media 90,31 (DS 1,12).

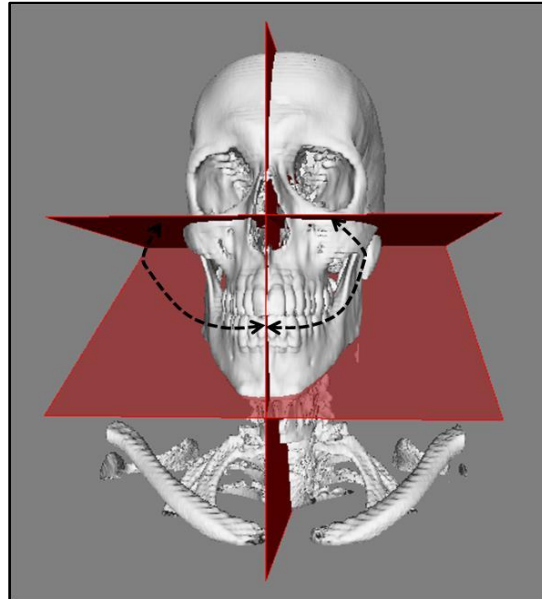


Figura 46. Basculamiento mandibular.

b) Rotación: ángulo formado entre el plano sagital de referencia y el plano mediomandibular (figura 47). Indica rotaciones de la mandíbula hacia el lado derecho o izquierdo. Media 0,33 (DS 0,40).

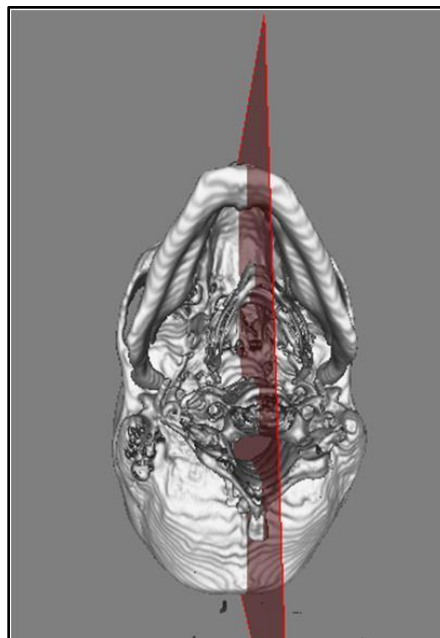


Figura 47. Rotación mandibular. En este caso el plano sagital de referencia y el plano mediomandibular coinciden, por lo que la rotación es nula.

c) Divergencia: ángulo formado por el plano horizontal de referencia y el plano mandibular (figura 48). Media 26,84 (DS 3,53).

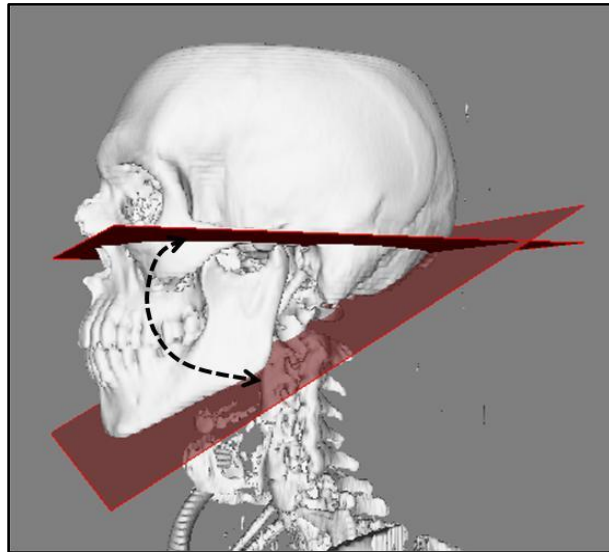


Figura 48. Divergencia mandibular.

d) Inclinación frontal de la rama: ángulo formado por el plano sagital de referencia y el borde externo de la rama mandibular (figura 49). El borde externo de la rama mandibular lo forma un plano tangente a Colat y Golat. Se miden lado derecho e izquierdo. Media 80,11 (DS 2,55).

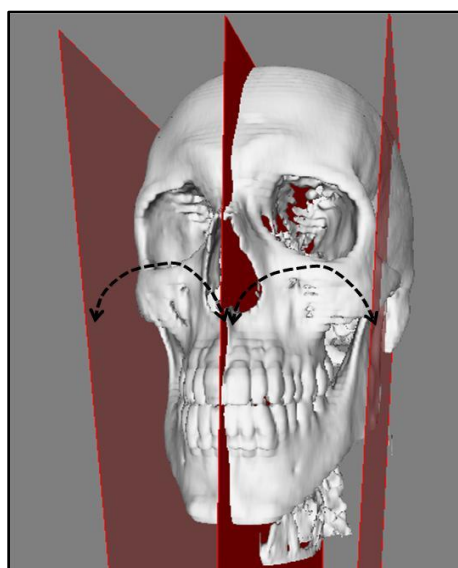


Figura 49. Inclinación frontal de la rama mandibular.

e) Inclinación lateral de la rama mandibular: ángulo formado por el plano horizontal de referencia y el borde posterior de la rama (figura 50). El borde posterior de la rama lo forma un plano tangente a Copost y Gopost. Se miden lado derecho e izquierdo. Media 86,13 (DS 1,55).

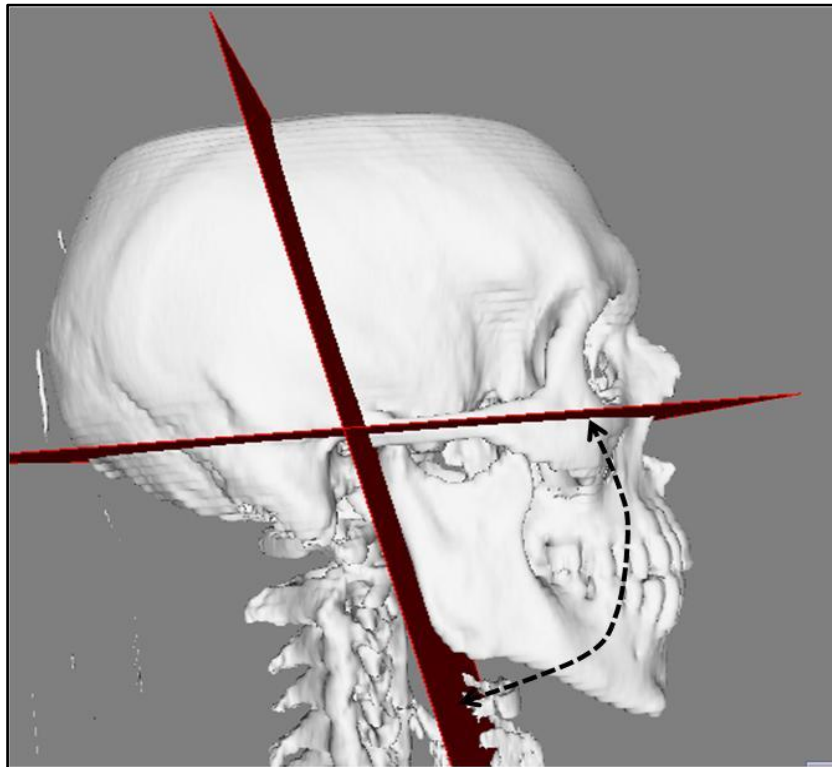


Figura 50. Inclinación lateral de la rama mandibular.

f) Ángulo mandibular: ángulo formado por el borde posterior de la rama y el plano mandibular (figura 51). Se mide bilateralmente. Media 124,9 (DS 4,4).

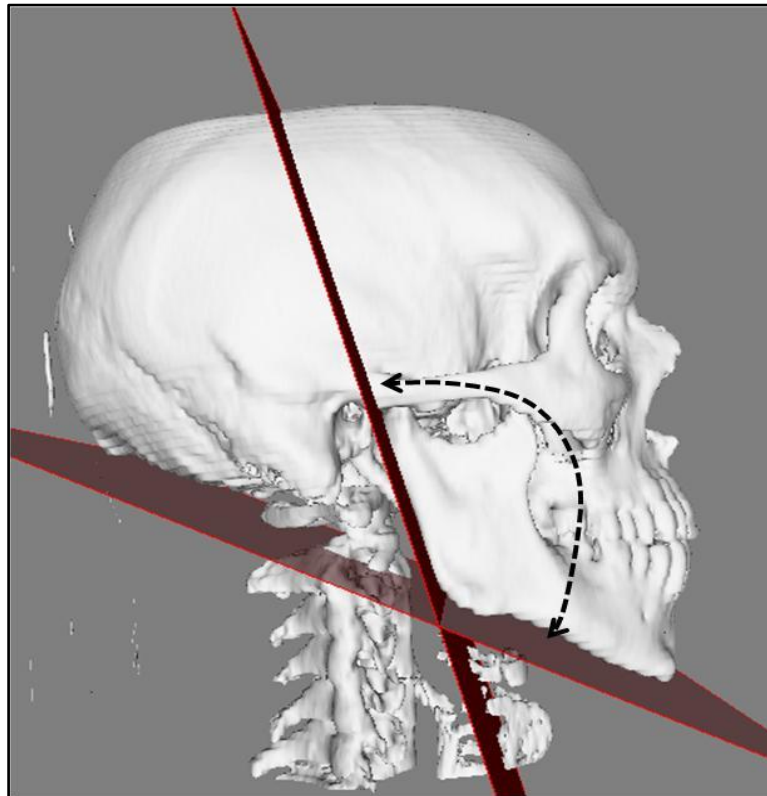


Figura 51. Ángulo mandibular.

2.1.3. Procesos alveolares respecto a sus bases óseas

a) Procesos alveolares posterosuperiores:

-inclinación: entre el plano maxilar y el eje coronal del molar superior desde el punto MsD y MsI en el lado derecho e izquierdo respectivamente (figura 52). Media 69,70 (DS 1,25).

-angulación: entre el plano maxilar y el eje sagital del molar superior desde el punto MsD y MsI en el lado derecho e izquierdo respectivamente (figura 52). Media 85,23 (DS 1,70).

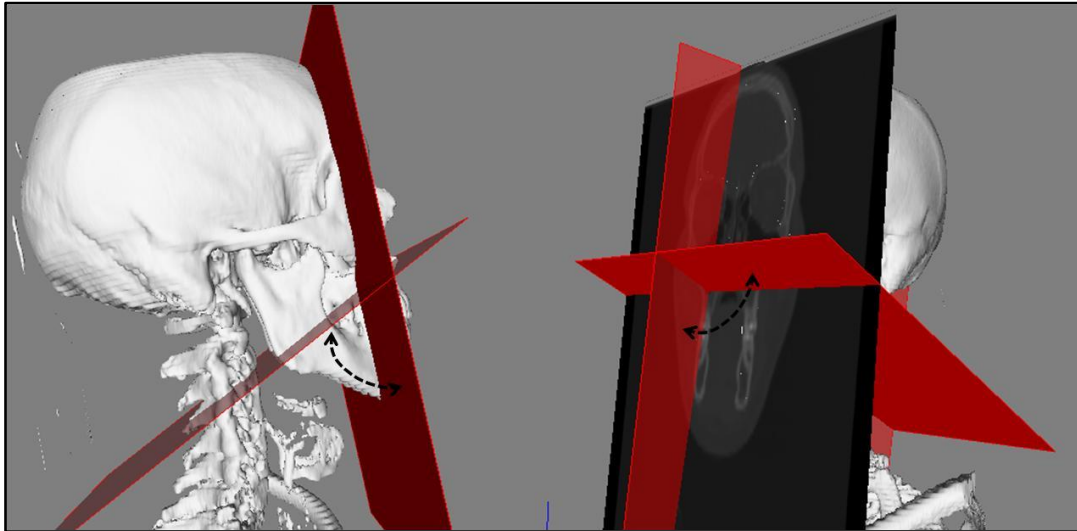


Figura 52. Angulación procesos alveolares posterior respecto al maxilar.

b) Procesos alveolares mediosuperiores:

-inclinación: entre el plano maxilar y el eje coronal del canino superior desde el punto CsD y CsI en el lado derecho e izquierdo respectivamente (figura 53). Media 79,69 (DS 1,76).

-angulación: entre el plano maxilar y el eje sagital del canino superior desde el punto CsD y CsI en el lado derecho e izquierdo respectivamente (figura 53). Media 79,85 (DS 1,93).

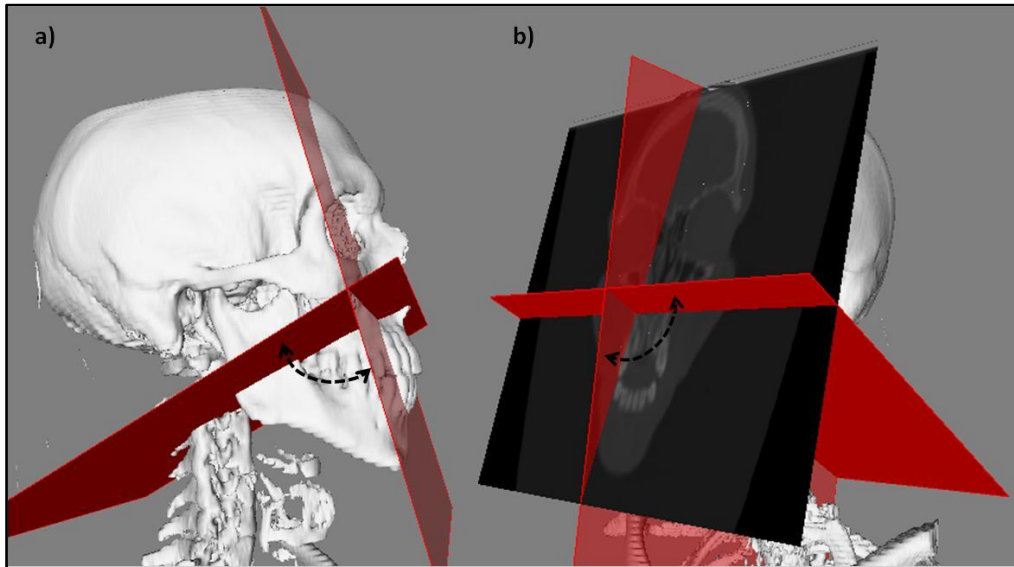


Figura 53. Procesos alveolares mediosuperiores respecto a maxilar: a) inclinación; b) angulación

c) Procesos alveolares posteroinferiores:

-inclinación: entre el plano mandibular y el eje coronal del molar inferior desde el punto MiD y MiI en el lado derecho e izquierdo respectivamente (figura 54). Media 70,57 (DS 1,23).

-angulación: entre el plano mandibular y el eje sagital del molar inferior desde el punto MiD y MiI en el lado derecho e izquierdo respectivamente (figura 54). Media 91,63 (DS 1,49).

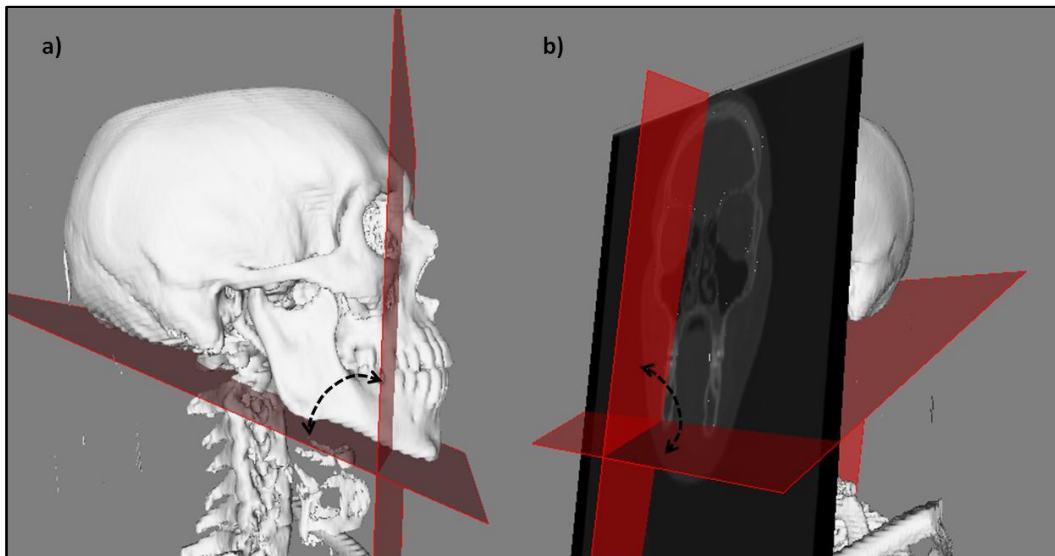


Figura 54. Procesos alveolares posteroinferiores respecto a mandíbula: a) inclinación; b) angulación

d) Procesos alveolares medioinferiores:

-inclinación: entre el plano mandibular y el eje coronal del canino inferior desde el punto CiD y CiI en el lado derecho e izquierdo respectivamente (figura 55). Media 87,81 (DS 1,23).

-angulación: entre el plano mandibular y el eje sagital del canino inferior desde el punto CiD y CiI en el lado derecho e izquierdo respectivamente (figura 55). Media 84,72 (DS 1,35).

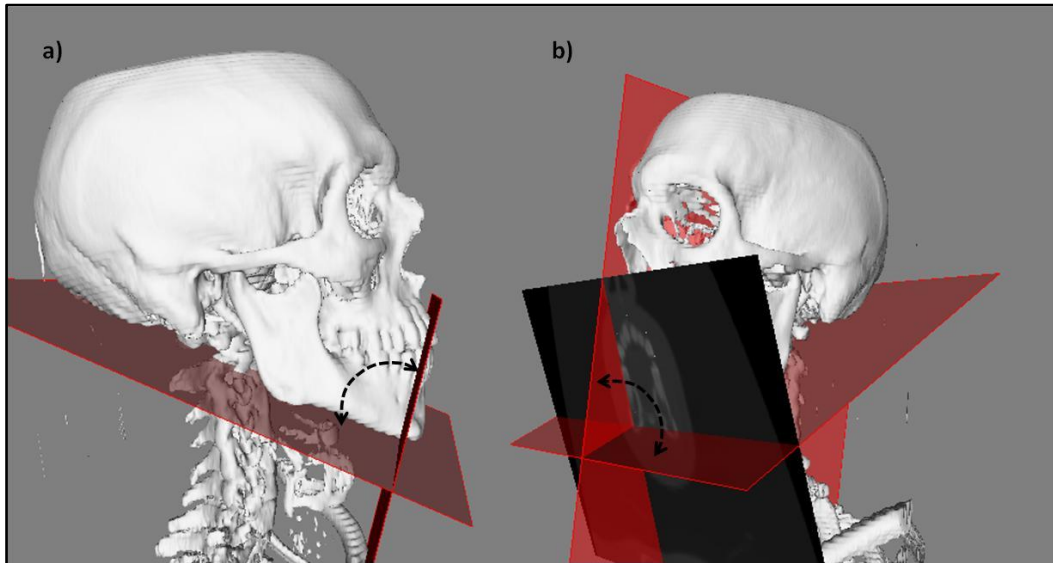


Figura 55. Procesos alveolares medioinferiores respecto a mandíbula: a) inclinación; b) angulación

e) Proceso alveolar anterosuperior: angulación entre el plano maxilar y el eje coronal del incisivo superior desde el punto Is (figura 56). Media 89,30 (DS 1,74).

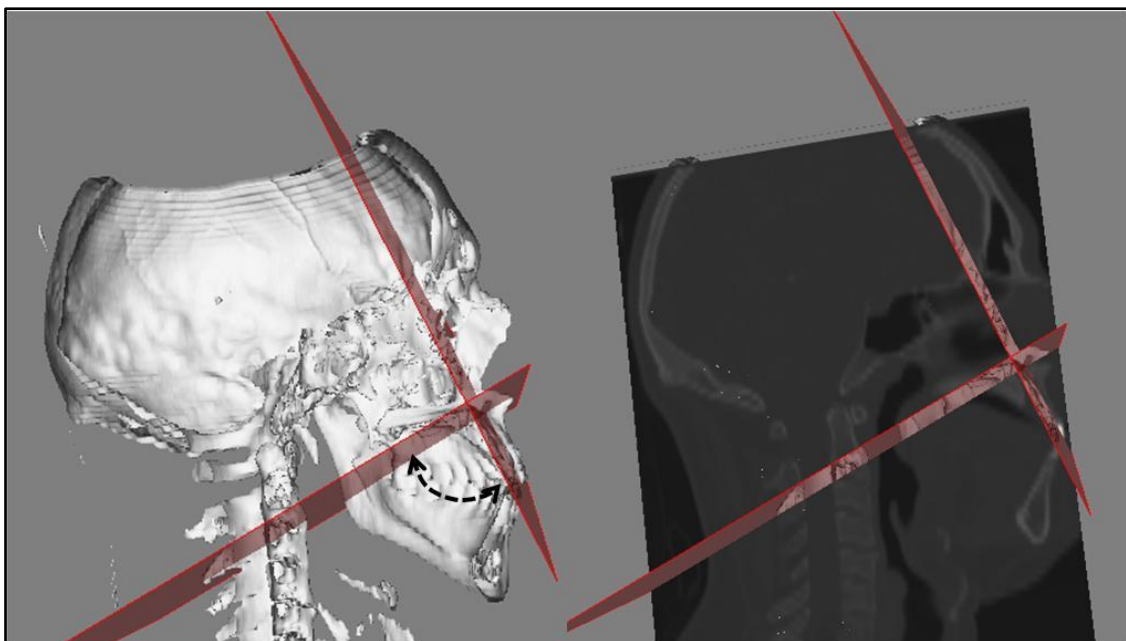


Figura 56. Angulación del proceso alveolar anterosuperior con el maxilar.

f) Proceso alveolar anteroinferior: angulación entre el plano mandibular y el eje coronal del incisivo inferior desde el punto Ii (figura 57). Media 89,47 (DS 1,73).

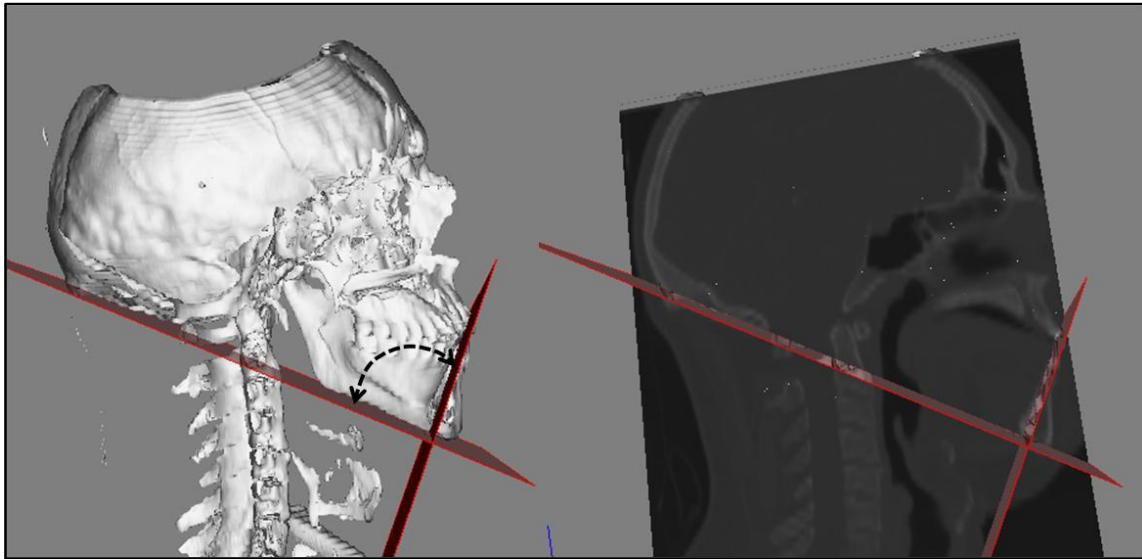


Figura 57. Angulación del proceso alveolar anteroinferior con la mandíbula.

2.1.4. Plano oclusal

Angulación entre el plano oclusal y el plano de referencia coronal. Media 89,15 (DS 1,47) (figura 58).

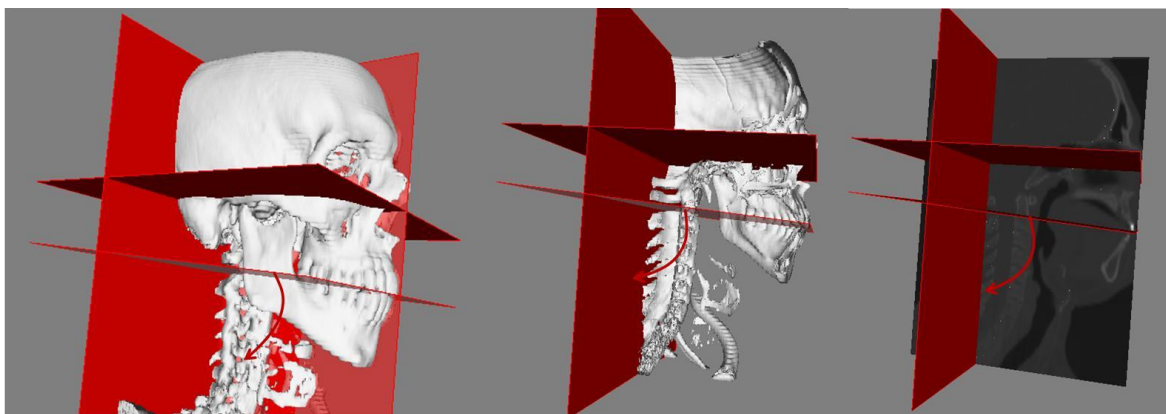


Figura 58. Angulo del plano oclusal.

VI. DISCUSIÓN

La incapacidad de los métodos de imagen convencionales para proveer resultados con precisión consistente señala la necesidad del desarrollo y estudio de métodos de imagen diagnósticos alternativos que consigan alcanzar una potencial mejora en la identificación de los puntos de referencia y en la realización de las medidas lineales y angulares. Estos datos anatómicos precisos imposibles de obtener por otros medios se podrían adquirir gracias a la imagen radiológica en tres dimensiones (169). Se puede lograr la visualización del esqueleto craneofacial en tres dimensiones gracias a la tomografía computarizada (170, 171). La TC nos permite un seguimiento exacto de las relaciones anatómicas en tres dimensiones y nos conduce hacia la mejora en la planificación preoperatoria de muchos procedimientos quirúrgicos (172).

La sustitución de los cefalogramas convencionales por los realizados sobre modelos en 3D para el seguimiento de las relaciones craneofaciales es potencialmente un avance importante en el diagnóstico y tratamiento de pacientes ortodóncicos y quirúrgicos. Así, se ven reducidas muchas de las limitaciones que sufrían las radiografías convencionales; sin embargo, los datos en tres dimensiones presentan nuevos cambios y necesitan de un enfoque diferente del que estábamos acostumbrados para poder conseguir la mayor información posible. Se han usado varias técnicas de reconstrucción de TC para el diagnóstico, planificación del tratamiento y simulación. No obstante, se plantean muchos cambios en la superposición de imágenes para el seguimiento de los cambios producidos por el tratamiento. La identificación de los puntos de referencia de manera

tridimensional requiere definiciones funcionales adecuadas a la localización del punto en cada uno de los tres planos del espacio (173).

Los odontólogos hemos usado la cefalometría más de 70 años, del mismo modo que los ortodoncistas hemos crecido acostumbrados a usar telerradiografías para el examen de los pacientes y la planificación del tratamiento. Estos métodos están ya muy bien establecidos y disponemos de amplios y diversos resultados tanto en poblaciones normales como en pacientes tratados (28, 174). Sin embargo, las imágenes en 2D proveen una información inconsistente en algunos tipos de deformidades (175-177). La mayoría de las imágenes que se usan para el análisis y diagnóstico de las anomalías del complejo craneofacial son radiografías, especialmente laterales y panorámicas. Por ello, es muy dificultoso poder distinguir entre los diferentes puntos anatómicos del lado derecho e izquierdo. Además, las radiografías en 2D tienen limitaciones inherentes como el alargamiento y distorsión de la imagen, que pueden conducir a un mal diagnóstico (tabla 3).

Grummons y Kappeyne van de Copello (178) estudiaron la asimetría mediante análisis frontales. Encontraron que las medidas cefalométricas eran sujeto de distorsión debidas a la técnica de proyección y que no podían usarse tanto cuantitativamente como comparativamente. Debido a que las medidas cuantitativas son una llave en el diagnóstico de la asimetría, un análisis de ésta con radiografías en dos dimensiones obviamente no debería validarse.

MÉTODOS 2D		MÉTODOS 3D
Visión lateral y frontal	Magnificación inherente de la imagen que depende de la distancia de la estructura a la película	Imagen ortogonal escala 1:1 de la estructura real
Visión panorámica	Superposición de las vértebras y del lado contralateral. Proyección de artefactos como el área observada frecuentemente en la región anterior	Se pueden borrar estructuras irrelevantes que dificultan la visión. Además fácil identificación del espesor del hueso alveolar, erupción, desarrollo dental y sus posiciones relativas con las raíces.
Análisis facial	Fotografía convencional en una representación 2D que no se correlaciona con el esqueleto	Se puede cambiar la translucidez y determinar relaciones de los tejidos blandos con el esqueleto

Tabla 3. Comparación métodos tradicionales en 2D con los recientes en 3D.

También se han desarrollado imágenes simplificadas tridimensionales mediante ordenador del esqueleto facial usando coordenadas correspondientes a los puntos anatómicos de referencia que se pueden visualizar normalmente en radiografías frontales y laterales (179). El principal problema de esto es que solamente se pueden utilizar los puntos anatómicos de referencia que estén bien definidos en ambas proyecciones. Por ello, para este tipo de estudios, resultaría indispensable un análisis 3D-TC.

Rachmiel y colaboradores (180) en pacientes con micosomía hemifacial realizaron medidas sobre imágenes coronales. Como líneas

horizontal y vertical de referencia se utilizaron un plano horizontal al nivel de la sutura frontocigomática, definiéndose una línea que unía de manera bilateral *latero-orbitalis* y que era atravesada por una línea vertical perpendicular a ésta que pasaba por la cresta galli. De esta manera, evaluaron principalmente el grado de desviación del punto medio mandibular, el grado de desviación del plano oclusal respecto a la línea horizontal de referencia y la diferencia entre las alturas de rama. Las principales limitaciones fueron identificar los puntos de referencia anatómicos en la parte posterior del cráneo, como eran los puntos sella y basion, debido a la superposición y oscurecimiento de las estructuras anatómicas más anteriores. Esto significa que no se debería usar en este tipo de estudio un plano de referencia basándose en la anatomía de la base craneal.

El desarrollo del TC y de la tecnología informática nos permiten un fácil acceso a las imágenes 3D del complejo craneofacial. Los TC nos permiten la visualización tanto de los tejidos blandos como de las estructuras esqueléticas en 3D (181). La precisión de las imágenes TC-3D es suficientemente alta para las medidas lineales (182, 183). Calvanti y cols (183) investigaron la precisión comparando los resultados de medidas lineales sobre imágenes TC-3D con las medidas físicas realizadas sobre cadáveres. Concluyeron que la diferencia que existía entre las dos medidas era mínima y que la precisión de las imágenes en 3D era alta. En estos últimos años, esto se ha estado mejorando con la aparición de los TC helicoidales (184). Con las imágenes 3D-TC no hay problemas con la superposición de estructuras y se pueden definir de manera absoluta la posición de los puntos anatómicos de referencia. Además se pueden

visualizar las estructuras desde cualquier ángulo. La precisión y reproductibilidad de este tipo de imágenes está confirmada. En estudios con TC helicoidales, Matteson y cols (185) y Hildebolt y cols (186) midieron el cráneo usando 3D-CT reportando resultados favorables. Utilizando estas ventajas, hemos desarrollado un sistema de imagen 3D-CT para la evaluación de la asimetría facial.

La utilización de un instrumento preciso y reproducible para analizar las imágenes producidas por este tipo de tecnología, nos proporciona a los clínicos nuevas posibilidades diagnósticas. En este sentido, nos hemos planteado la utilización de estas nuevas tecnologías basadas en reconstrucciones tridimensionales mediante TC para el desarrollo de un análisis de utilidad clínica en la planificación y diagnóstico de tratamiento ortodóncico y ortodóncico-quirúrgico.

Para ello utilizamos una muestra aleatoria de 62 pacientes provenientes del Hospital Virgen del Rocío de Sevilla que cumplían unos criterios de inclusión, siendo la principal característica definitoria de ellos la normooclusión y la presencia de un TC entre sus pruebas diagnósticas. Este proceso de selección fue llevado a cabo por la investigadora, que es ortodoncista. En este punto, existen a lo largo de la literatura diferentes tipos de **selección de la muestra** en estudios con fines cefalométricos:

- a) criterio oclusal a juicio de ortodoncistas (76, 79, 187-189).
- b) criterio oclusal y facial a juicio de ortodoncistas (68, 190-193).
- c) criterio de público general (194) o de artistas (195).
- d) análisis cefalométricos que no documentan su extracción (196).

No hemos encontrado en la literatura criterios que definan los criterios de inclusión de la muestra para análisis cefalométricos en términos de ideal, promedio, excelente, satisfactorio. A nuestro juicio, y para los propósitos y objetivos fijados en el desarrollo de la presente investigación, la selección de la muestra cumple criterios de pacientes adultos normooclusivos basándose en los conocimientos de una especialista en ortodoncia, por lo que nos parece adecuado para nuestro fin.

Una vez recogidos los TC de los pacientes seleccionados se procedió a realizar la reconstrucción de los mismos en formato DICOM 3 en modelos en tres dimensiones.

Llegados a este punto, es necesario comentar las **dificultades encontradas:**

a) número de pacientes:

Según la determinación previa del tamaño muestral, el número óptimo de pacientes es 61,5. Este número realmente ha sido difícil de alcanzar, debido a los criterios de inclusión del estudio. Alrededor del 75% de los TC que se nos referían, quedaban invalidadas debido a la extensión insuficiente de la imagen o a patologías de tipo traumático o tumoral que abarcaban grandes extensiones del maxilar o mandíbula. Además, un pequeño porcentaje, alrededor del 7%, rechazó formar parte del estudio.

Aunque el tamaño muestral final resultó ser más pequeño del que en un principio nos habíamos propuesto, los análisis preliminares del tamaño muestral confirman que podría ser suficiente para lograr una potencia estadística adecuada en nuestros análisis.

b) duración de la inclusión de los pacientes:

Los registros de los primeros pacientes se empezaron a recoger y valorar en Febrero de 2009. A pesar de tratarse de un estudio transversal, la recogida de todos los registros se ha continuado de modo ininterrumpido hasta Agosto de 2010.

c) logística:

Debido a las características del estudio y la naturaleza de la muestra de pacientes ha sido indispensable la cooperación y ayuda de la Unidad Clínica de Gestión de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Virgen del Rocío (Sevilla), la Unidad Clínica de Gestión de Radiodiagnóstico del Hospital Virgen del Rocío (Sevilla) y la Fundación Alcalá. La participación conjunta de diversas unidades nos ha aportado numerosas ventajas y enriquecimiento. Sin embargo, todo el proceso de selección e inclusión de los pacientes se alargó considerablemente.

En nuestra investigación nos hemos servido del **software** de adquisición y manipulación de la imagen en 3D, VirSSPA – SSPA, España. Éste nos permite la identificación de puntos con precisión, medidas cuantitativas reales y segmentación de las regiones de interés.

La **elección** de un correcto **plano de referencia** constituye realmente un problema tanto en el análisis de las imágenes tridimensionales como en la evaluación de la asimetría craneofacial, ya que es necesario que las estructuras básicas no estén afectadas por dicha deformidad. Para la estandarización de planos para la orientación de las imágenes 3D, se han

utilizado los puntos SLEAM bilateral, MDFM y ELSA. El meato auditivo externo se ha propuesto como referencia estable para el análisis de la asimetría craneofacial porque mantiene su forma estable (198). El punto ELSA también ha demostrado ser adecuado para la estandarización de la imagen tridimensional (199). Estos cuatro puntos se localizan en la base craneal media y posterior por lo que su utilización proporciona más estabilidad cuando se comparan los cambios producidos, por ejemplo, con el tratamiento, ya que esta área alcanza a la edad de 5 años más del 85% de su tamaño total (136, 200, 201). Además, se ha demostrado una alta reproductibilidad cuando se localizan en imágenes tridimensionales (168). Con el uso de estos planos de estandarización, se elimina además el efecto del posicionamiento de la cabeza durante la adquisición de la imagen.

Sobre el modelo 3D hemos realizado una serie de **mediciones**, tantas como puntos variables hemos descrito, a cada uno de los planos de referencia. Las medidas cuantitativas son importantes para el plan de tratamiento ortodóncico y, en especial, proveen importante información para el plan de tratamiento quirúrgico. Así, hemos obtenido un análisis descriptivo de todas y cada una de las variables. Estos resultados son difícilmente comparables con los escasos resultados que hay al respecto disponibles en la literatura. En referencia a descripción y utilización de modelos tridimensionales mediante TC para realización de un análisis cefalométrico estandarizado, hemos encontrado:

a) bibliografía no comparable por la reducida muestra de un paciente (202, 203) o dos pacientes (204) en la muestra.

b) distintos estudios que proponen análisis pero que no utilizan los mismos planos de referencia que nosotros, por lo que los resultados no son comparables ya que las medidas no se realizan a los mismos puntos, difiriendo el vector. Este punto es el más controvertido debido a la diversidad de planos de referencia que se utiliza en la literatura existente (205-214). Además, la mayoría de estos estudios se realizan sobre cadáveres y nuestro estudio es sobre personas vivas.

c) estudios que utilizan únicamente medidas dentarias como alternativa a los modelos de escayola (215)

d) un estudio que sí utiliza los mismos planos de referencia que en esta investigación (216). A pesar de ello, el objetivo de este último artículo no era el desarrollar un análisis cefalométrico de aplicación para el diagnóstico en pacientes ortodóncicos, sino comparar tratamientos de expansión maxilar, por lo que la mayoría de los puntos a analizar en ambos no coinciden. Por ello es casi imposible comparar de modo cuantitativo mediciones de las diversas estructuras esqueléticas en las diferentes poblaciones estudiadas hasta hoy ya que no se utilizan los mismos vectores, por lo que las mediciones no son comparables.

Con todo este conjunto de datos y mediciones realizadas sobre los modelos tridimensionales, hemos presentado un análisis cefalométrico en 3D de utilidad para el diagnóstico y planificación del tratamiento ortodóncico. Esto hace posible la medición tanto de distancias como de ángulos en las dimensiones reales, lo que no es posible con la cefalometría convencional en dos dimensiones. Además, el método permite la evaluación de pacientes con grandes deformidades faciales y/o síndromes, facilitando su

planificación y cálculo del vector de aplicación por ejemplo de una distracción mandibular. Además, gracias a los planos de referencia se pueden comparar los resultados y eliminar el factor de posicionamiento de la cabeza.

A nuestro conocimiento, fue Ono y colaboradores (217) los primeros en aplicar un escaner helicoidal TC para realizar medidas 3D sobre el esqueleto craneofacial. Nuestro estudio confirma el valor de los TC para el desarrollo de la cefalometría 3D. El desarrollo de la cefalometría 3D provee una alta precisión en las mediciones de longitudes y ángulos definidas por puntos de referencia directamente localizados sobre la superficie ósea craneal. Esta característica definitoria de nuestro método cefalométrico propuesto podría ser de **utilidad** para:

a) diagnóstico convencional cefalométrico de pacientes candidatos a tratamiento ortodóncico. El análisis propuesto facilita la evaluación de estos pacientes así como la identificación de los factores esqueléticos y/o dentoalveolares reales causantes de la maloclusión, identificando no sólo las características convencionales, sino también las dimensiones reales en los tres planos del espacio, así como basculamientos, rotaciones y divergencia de las estructuras esqueléticas, así como posibles compensaciones o factores agravantes en este mismo sentido, que de otra manera convencional no se podían identificar. Se puede analizar todo el complejo craneofacial en tres dimensiones con la ayuda de la cefalometría 3D, lo que seguramente cambiará nuestra manera de pensar en la planificación clínica de los pacientes, sobre todo en aquellos casos combinados con cirugía.

Además, proporcionamos unos estándares fiables de mediciones medias para la población española adulta.

b) evaluación de pacientes asimétricos. Como ya describíamos en un artículo previo (176) el diagnóstico de las asimetrías craneofaciales puede hacerse usando métodos radiográficos convencionales, aunque son necesarios métodos en tres dimensiones para realizar un diagnóstico más completo. Mediante el uso del análisis propuesto es posible la identificación de las estructuras etiológicas causantes de asimetría facial, hecho de extrema importancia en la elaboración del plan de tratamiento quirúrgico. La desviación del mentón puede deberse a varias causas. Nosotros hemos considerado como posibles siete variaciones tanto de longitud como de angulación. Los resultados de nuestro estudio preliminar previo (Three-dimensional evaluation of craniofacial asymmetry: an analysis using computed tomography. Yáñez-Vico RM, Iglesias-Linares A, Torres-Lagares D, Gutiérrez-Pérez JL, Solano-Reina E. Clin Oral Investig. 2010 Jul 15.) muestran que la estructura con mayor desviación entre lado derecho e izquierdo fue la inclinación lateral de la rama, que además se relacionaba de manera directa con la asimetría del punto Gonion. Sin embargo, a la luz de los resultados, parece que es la inclinación frontal de la rama (segunda estructura más afecta) la que se relaciona de manera directa con la apariencia facial de asimetría, si consideramos que el Menton es el punto más determinante en la apariencia facial (218). Esto sería importante considerarlo en el plan de tratamiento quirúrgico en este tipo de pacientes, para que una vez finalizada la corrección ortodóncico-quirúrgica no adolezcan de ciertos rasgos de asimetría de los que los pacientes son conscientes (219). Otros autores (180, 220) ya han afirmado que la

evaluación de la rama puede influenciar la elección del tratamiento quirúrgico. Es importante identificar las estructuras involucradas en la apariencia facial de asimetría de los sujetos susceptibles a cirugía ortognática para poder realizar un correcto manejo quirúrgico de los pacientes. El sistema desarrollado en el presente estudio aporta datos que ayudan a realizar un diagnóstico fiable para el tratamiento ortodóncico-quirúrgico de pacientes con deformidades faciales.

c) diagnóstico, planificación y seguimiento de pacientes con síndromes de afectación craneofacial. Desde que Marsh y Vannier (221) advirtieron la utilidad de los TC-3D en pacientes con anomalías craneofaciales en el crecimiento y desarrollo, son muchos los estudios que avalan este hecho. Así, Darling y colaboradores (222) estudiaron una serie de pacientes con craneosinostosis, fisuras del tercio medio, trauma y síndromes craneofaciales, demostrando la gran utilidad a este respecto de los TC-3D respecto a la información del TC-2D. Además, estos datos de los modelos en 3D se podrían usar para la simulación de la cirugía reconstructiva de las anomalías craneofaciales (223). Así, por ejemplo, Posnick y colaboradores (224) usaron TC en niños con deficiencia cigomática de Treacher-Collins. La cefalometría 3D desarrollada constituye una herramienta de gran utilidad en este tipo de pacientes ya que ofrece datos precisos y fiables de los vectores deficientes en las estructuras craneofaciales, haciendo más fácil la planificación de los vectores en pacientes candidatos a distracción ósea. Además, gracias a la utilización de los planos de referencia fiables se pueden realizar posteriores comparaciones post-tratamiento y de evolución del crecimiento. Es precisamente el uso de estos planos de referencia (ELSA, MDFM, SLEAM) lo

que hace esta cefalometría más útil para pacientes afectados por dismorfosis. La mayoría de las cefalometrías 3D desarrolladas utilizan el punto Silla en su plano de referencia (207-212). Pero precisamente algunas de las dismorfosis craneofaciales más profundas (p.e. síndrome de Apert) involucran a la base craneal, que se hace cada vez más dismórfica con el tiempo. Por ello, el mantener el punto Silla constante no proporciona una representación verdadera del crecimiento craneofacial o comparación entre formas, por lo que se podría falsear cualquier cambio que involucrara a este punto. Por ello, en este sentido, se recomienda la utilización de otros puntos para el plano de referencia de un sistema cefalométrico en 3D, como pudiera ser puntos de la base craneal como forámenes, canales y suturas, algunos de los cuales se han usado como indicadores diagnósticos de las dismorfologías craneofaciales (214, 225).

d) diagnóstico, planificación y seguimiento de pacientes candidatos a cirugía ortognática. Al igual que en el apartado anterior, la cefalometría 3D desarrollada constituye un elemento de gran utilidad en el diagnóstico y planificación de pacientes candidatos a cirugía ortognática, ya que proporciona una visión real de dimensiones exactas y estructuras alteradas en los tres planos del espacio, facilitando el cálculo con mediciones objetivas en grados o en milímetros de la estructura a corregir y el vector de dirección hacia dónde hay que corregir. Es de especial interés los basculamientos que puedan sufrir el maxilar o la mandíbula, así como la inclinación frontal de la rama, datos que con la cefalometría convencional y métodos convencionales de planificación para cirugía ortognática eran prácticamente imposibles.

Las principales **limitaciones** de este método de cefalometría 3D posiblemente sean el alto costo y la alta dosis de radiación que recibe el paciente en comparación con la cefalometría convencional en 2D. A este respecto cabe decir que es por ello por lo que creemos que este método es especialmente útil en aquellos pacientes que necesiten una planificación quirúrgica preoperatoria y posteriores evaluaciones postoperatorias de tratamientos combinados de cirugía y ortodoncia, en los que sí está indicado este tipo de registros. Además, el método desarrollado es extrapolable a otros modelos 3D que procedan de datos DICOM de un escáner de nueva generación como es aquellos que utilizan la geometría del haz de cono (cone-beam). La dosis que se recibe con uno de estos cone-beam es relativamente baja y llega a ser menor que la que se recibiría con una serie periapical completa (199), por lo que es perfectamente utilizable en la rutina de la clínica diaria. De la misma manera, los estándares proporcionados en esta cefalometría en una población adulta española son igualmente extrapolables, ya que las características del DICOM obtenido y del modelo 3D generado son las mismas.

Por todo ello, los **futuros estudios** que continúen esta línea de investigación tratarán de basar su metodología en estos escáneres de nueva generación cone-beam para poder generar valores estándar para población infantil, por diferentes rangos de edades. Así mismo, y comprobado el potencial de este nuevo método en pacientes con síndromes craneofaciales, se prevé realizar una caracterización de este tipo de pacientes, así como estudios longitudinales de evaluación de crecimiento y tratamiento y ayuda a comprender mejor las bases de sus dismorfosis.

VII. CONCLUSIONES

Las conclusiones que, a partir de los resultados obtenidos y la discusión realizada, se desprenden son:

1. El uso de tomografías computarizadas para reconstruir modelos 3D aporta gran cantidad de información.
2. El análisis desarrollado es útil para la planificación del tratamiento ortodóncico-quirúrgico con síndromes de afectación craneofacial.
3. El uso del método propuesto permite una evaluación muy precisa y detallada de las asimetrías craneofaciales.
4. El sistema desarrollado en el presente estudio aporta datos que ayudan a realizar un diagnóstico fiable para el tratamiento de pacientes ortodóncicos así como el tratamiento ortodóncico-quirúrgico de pacientes con deformidades faciales.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

1. Finlay LM. Craniometry and cephalometry: a history prior to the advent of radiography. *Angle Orthod* 1980;50:312-21.
2. Martin R. *Lehrbuch der Anthropologie in Systematischer Darstellung mit besonderer Berücksichtigung der anthropologischen Methoden*. Stuttgart: G Fischer; 1957.
3. Howells WW. *Skull shapes and the map: Craniometric analyses in the dispersion of Modern Homo*. Papers of the Peabody Museum of Archaeology and Ethnology Harvard University. Massachusetts: Harvard University Press; 1989.
4. Vegter F, Hage JJ. Clinical anthropometry and canons of the face in historical perspective. *Plast Reconstr Surg* 2000;106:1090-6.
5. Farkas LG, Munro IR. Facial asymmetry in healthy North American Caucasians. An anthropometrical study. *Angle Orthod* 1987;51:70-7.
6. Ward RE, Bixter D. Anthropometry analysis of the face in hypohidrotic ectodermal dysplasia: a family study. *Am J Phys Anthropol* 1987;74:453-8.
7. Kollar JC, Munro IR, Farkas LG. Anthropometric evaluation of dysmorphology in craniofacial anomalies: Treacher Collins syndrome. *Am J Phys Anthropol* 1987;74:441-51.
8. Broadbent B. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod* 1931;1:45-66.
9. Hofrath H. Die bedeutung der rontgenfern und abstandsaufnahme für die diagnostik der keiferanomalien. *Fortschr Ortho* 1931;1:232-42.

10. Kreiborg S. Crouzon Syndrome – A Clinical and Roentgencephalometric Study (Doctorate thesis). Copenhagen: Institute of Orthodontics, The Royal Dental College; 1981.

11. Riolo ML, Moyers RE, McNamara JA, Hunter WS. An atlas of craniofacial growth: Cephalometric Standards from the University School Growth Study. Monograph No. 2, Craniofacial Growth Series, Center for Human Growth and Development. Ann Arbor: The University of Michigan; 1974.

12. Broadbent BH, Broadbent BH, Jr, Golden WH. Bolton standrds of dentofacial developmental growth. 1ª ed. Sant Louis: The C.V. Mosby Company; 1975.

13. Bhatia SN, Leighton BC. A manual of facial growth; a computer analysis of longitudinal cephalometric growth data. 1ª ed. Oxford, New York: Oxford University Press; 1993.

14. Brown T, Abbott AH. Computer-assisted location of reference points in three dimensions for radiographic cephalometry. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989;95:490–8.

15. Douglas TS. Image processing for craniofacial landmark identification and measurement: a review of photogrammetry and cephalometry. Comput Med Imaging Graph 2004;28:401–9.

16. Leonardi R, Giordano D, Maioran F, Spampinato C. Automatic Cephalometric Analysis. Angle Orthodontist 2007;78:145–51.

17. Hermann NV, Jensen BL, Dahl E, Darvann TA, Kreiborg S. A method for three-projection infant cephalometry. *Cleft Palate Craniofac J* 2001; 38:299–316.
18. Hermann NV, Darvann TA, Jensen BL, Dahl E, Bolund S, Kreiborg S. Early craniofacial morphology and growth in children with bilateral complete cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac Journal* 2004; 41:424–38.
19. Richtsmeier JT. Comparative study of normal, Crouzon, and Apert craniofacial morphology using finite element scaling analysis. *Am J Phys Anthropol* 1987;74:473–93.
20. Lele S, Richtsmeier JT. Euclidean distance matrix analysis: A coordinate-free approach for comparing biological shapes using landmark data. *Am J Phys Anthropol* 1991;86:415–27.
21. Singh GD, Rivera-Robles Y, Jesus-Vinas J. Longitudinal craniofacial growth patterns in patients with orofacial clefts: geometric morphometrics. *Cleft Palate Craniofac J* 2004;41:136-43.
22. Dryden IL, Mardia KV. *Statistical Shape Analysis*. Chichester: John Wiley & Sons; 1998.
23. Darvann TA. *Methods for Measurements and Analysis of Craniofacial Morphology and Growth in Children with Cleft Lip and Palate (PhD Thesis)*. Technical University of Denmark, DTU: Informatics and Mathematical Modelling; 2003.

24. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. Thin-plate spline analysis of treatment effects of rapid maxillary expansion and face mask therapy in early Class III malocclusions. *Eur J Orthod* 1999; 21:275-81.
25. Halazonetis DJ. Morphometrics for cephalometric diagnosis. *Am J Orthod Dent Orthop* 2004;125:571-81.
26. Singh GD, McNamara JA, Lozanoff S. Thin-plate spline analysis of the cranial base in subjects with Class III malocclusion. *Eur J Orthod* 1997;19:341-53.
27. Franchi L, Baccetti T, McNamara JA. Thin-plate spline analysis of mandibular growth. *Angle Orthod* 2001;71:83-9.
28. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthod* 1986; 8:141-48.
29. Houston WJB, Maher RE, McELroy D, Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod* 1986;8:149-51.
30. Kamoen A, Dermaut L, Verbeeck R. The clinical significance of error measurement in the interpretation of treatment results. *Eur J Orthod* 2001; 23:569-78.
31. Maue-Dickson W. The craniofacial complex in cleft lip and palate: an update review of anatomy and function. *Cleft Palate J* 1979;16:291-317.
32. Björk A. Prediction of mandibular growth rotation. *Am J Orthod* 1969;55:585-99.

33. Iversen E, Shibata Y. Canon and Proportions in Egyptian Art. 2^a ed. Warminster, England: Aris and Phillips; 1975.

34. Panofsky E. Meaning in the visual arts. Garden City, New York: Doubleday, a division of Bantam Doubleday Dell Pub. Group, Inc; 1955.

35. Zeising A. Neue Lehre von der Proportionen des menschlichen Körpers, aus einem bisher unerkannt gebliebenen, die ganze Natur und Kunst durchdringenden morphologischen Grundgesetze. Leipzig: Rudolph Weigel; 1854.

36. Huntley HE. The Divine Proportion, a Study in Mathematics and Beauty. New York: Dover Publications; 1970.

37. Pacioli Fra Luca. De divina proportione. Venecia: Luca Paganinem de Paganinus de Brescia (Antonio Capella); 1509.

38. Tremouth MJ. Petrus Camper (1722-1789): originator of cephalometrics. Dent Hist 2003;40:3-14.

39. Krogman WM. Forty years of growth research and orthodontics. Am J Orthod 1973;63:357-65.

40. Röntgen WC. On a new kind of rays. Science 1886;14;3:227-31.

41. Bursik SM, Vetter RJ. Historical profile. Professor Roentgen's discovery of x-rays. Health Phys 1991;60:132.

42. Kraft E, Finby N. Röntgen's discovery of X-ray and Lenard's priority claim: award of first Nobel Prize in physics in 1901. N Y State J Med 1980;80:1623-25.

43. Riesz PB. The life of Wihlem Conrad Röentgen. *AJR Am J Roentgenol* 1995;165:1533-7.
44. Cosmacini G. "A new kind of rays": epistemology and ideology of the discovery. *Radiol Med* 1995;90:597-9.
45. Patton DD. Roentgen and the "new light"--Roentgen's moment of discovery. Part 3: The genealogy of Roentgen's barium platinocyanide screen. *Invest Radiol* 1993;28:954-61.
46. Jacobsohn PH, Fedran RJ. Making darkness visible: the discovery of X-ray and its introduction to dentistry. *J Am Dent Assoc* 1995;126:1359-67.
47. Angle EH. *Treatment of Malocclusion of the Teeth*. 7^a ed. Philadelphia: SS White Dental Manufacturing Co;1907.
48. van Loon JAW. A new method for indicating normal and abnormal relations of the teecht to the facial lines. *Dental Cosmos* 1915;57;973-83.
49. van Loon JAW. A new method in dentofacial orthopedia, parts 1 and 2 *Dental Cosmos* 1915;57;1093-1101, 1229-35.
50. Simon PM. *Grundzüge einer systematischen Diagnostik der Gebiss Anomalien*. Berlin: Hermann Meusser;1922.
51. Pacini AJ. Roentgen ray anthropometry of the skull. *J Radiol* 1922;3;230-1, 322-31, 418-26.
52. Hofrath H. Bedeutung der Röntgenfern und Abstands Aufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschr der Orthod* 1931;1:231-58.

53. Broadbent BH. Roentgen ray anthropometry of the skull. *J Radiol* 1922;3:230-31, 322-31, 418-26.
54. Dibbets JM, Nolte K. Effect of magnification on lateral cephalometric studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:196-201.
55. Bergensen EO. Enlargement and distortion in cephalometric radiography: compensation tables for linear measurements. *Angle Orthod* 1980;50:230-44.
56. Chen YJ, Chen SK, Chang HF, Chen KC. Comparison of landmark identification in traditional versus computer-aided digital cephalometry. *Angle Orthod* 2000;70:387-92.
57. Chen YJ, Chen SK, Huang HW, Yao CC, Chang HF. Reliability of landmark identification in cephalometric radiography acquired by a storage phosphor imaging system. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:301-6.
58. Mah J, Hatcher D. Current status and future needs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6 Suppl 1:10-6; discussion 179-82.
59. Cavalcanti MG, Rocha SS, Vannier MW. Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:170-6.
60. Ekestubbe A, Thilander A, Grondahl K, Grondahl HG. Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1993;22:13-7.

61. Lagerstrom LO, Brodie AG. A quantitative method for measurement changes in the maxilla due to growth and orthodontic procedures. *Angle Orthod* 1967;37:241-50.

62. Björk A, Skieller V. Facial development and tooth eruption. An implant study at the age of puberty. *Am J Orthod* 1972;62:339-83.

63. Coster de L. The network method of orthodontic diagnosis. *Angle Orthod* 1939;9:3-29.

64. Denden M. Petrus Camper und die Ursprünge der Schädel-Vermessung. *Xahn Mitteil* 1992;7:138-47.

65. Izard G. *La Practique Stomatologie VII; Orthodontie*. Paris: Masson et Cie Editeurs; 1943.

66. Margolis HI. A cephalometric method for determining deficiencies of growth in the mandible. *J Dent Res* 1947;26:450.

67. Thurow RC. Cephalometric methods in research and private practice. *Angle Orthod* 1951;21:104-16.

68. Downs WB. Variation in facial relationships: their significance in treatment and prognosis. *Am J Orthod* 1948;34:812-40.

69. Tweed CH. The diagnostic facial triangle in the control of treatment objectives. *Am J Orthod* 1969;55:651-7.

70. Tweed CH. The Frankfort mandibular incisor angle (FMIA) in orthodontics diagnosis, treatment planning and prognosis. *Angle Orthod* 1954;24:121-69.

71. Tweed CH. The Frankfort mandibular plane angle in orthodontics diagnosis, classification, treatment planning, and prognosis. *Am J Orthod* 1946;32:175-230.

72. Steiner CC. Cephalometrics in clinical practice. *Angle Orthod* 1959;29:8-29.

73. Steiner CC. The use of cephalometrics as an aid to planning and assessing orthodontic treatment. Report of a case. *Am J Orthod* 1960;46:721-35.

74. Sassouni V. A classification of skeletal facial types. *Am J Orthod* 1969;55:109-23.

75. Sassouni V. A roentgenographic cephalometric analysis of cephalofacio-dental relationships. *Am J Orthod* 1955;41:735-64.

76. Wylie LM. Assessment of anteroposterior dysplasia. *Angle Orthod* 1947;17: 97-109.

77. Coben S E. The integration of facial skeletal variants. *Am J Orthod* 1955; 41:407-34.

78. Coben SE. *Basion Horizontal: An Integrated Concept of Craniofacial Growth and Cephalometric Analysis*. Jenkintown, Pennsylvania: Computer Cephalometrics Associated; 1986.

79. Riedel RA. The relation of maxillary structures to cranium in malocclusion and in normal occlusion. *Angle Orthod* 1952;22:142-5.

80. Harvold E. Some biological aspects of orthodontic treatment in the transitional dentition. *Am J Orthod* 1963;49:1-14.

81. Ricketts RM. Cephalometric analysis and synthesis. *Angle Orthod* 1961;31:141-56.
82. Burnstone CJ, James RB, Legan H, Murphy GA, Norton LA. Cephalometrics for orthognatic surgery. *J Oral Surg* 1979;36:269-77.
83. Scheideman GB, Bell WH, Legan HL, Finn RA, Reisch JS. Cephalometric analysis of dentofacial normals. *Am J Orthod* 1980;78:404-20.
84. Cervera Durán AJ. Manual de cefalometría. Madrid:Editorial Ceosa;1978.
85. Olmos J, Olmos V, Olmos I. Sistema cefalométrico Olmos básico. *Gaceta Dental* 2009;201:204-6.
86. Alió J. Nuevo método diagnóstico cefalométrico para el diagnóstico de las mordidas abiertas. *Rev Iber Ortod* 2002;21:7-14.
87. Solano-Reina E. Nueva aproximación al diagnóstico ortodóncico a través del plano oclusal: cefalometría M.S.E. *Ortod Esp* 2009;49:180-207.
88. White SC, Pharoah M. Radiología oral. Principios e interpretación. Madrid: Ediciones Hancourt; 2002.
89. Shah SM, Joshi MR. An assessment of asymmetry in the normal craniofacial complex. *Angle Orthod* 1978;48:141-8.
90. Alavi D G, BeGole E A, Schneider B J. Facial and dental arch asymmetries in Class II subdivision malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 93: 38-46.

91. Peck S, Peck L, Kataja M. Skeletal asymmetry in esthetically pleasing faces. *Angle Orthod* 1991;61:43-7.
92. Schimid W, Mongini F, Feliso A. A computer-based assessment of structural and displacement asymmetries of the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:19-34.
93. Ahlqvist J, Elliasson S, Welander U. The effect of projection errors on angular measurements. *Eur J Orthod* 1988;10:353-61.
94. Baumrind S, Frantz R. The reliability of head film measurements, I: Landmark identification. *Am J Orthod* 1971;60:111-27.
95. Baumrind S, Frantz R. The reliability of head film measurements, II: Conventional linear and angular measurements. *Am J Orthod* 1971;60:505-17.
96. Moyers RE. *Handbook of Orthodontics*. 4ª ed. Chicago: Year Book Medical; 1988.
97. Ghafari J, Cater PE, Shofer FS. Effect of film object distance on posteroanterior cephalometric measurements: Suggestions for standardized cephalometric methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:30-7.
98. Thurow RC. Otic axis locator: Closing the accuracy gap in cephalometrics and cast mounting. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:298-302.
99. Trpkova B, Prasad NG, Lam EWN, Raboud D, Glover KE, Major PW. Assessment of facial asymmetries from posteroanterior cephalograms:

Validity of reference lines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:512-20.

100. Major PW, Johnson DD, Hesse KL, Glover KE. Effect of head orientation on posterior anterior cephalometric landmark identification. *Angle Orthod* 1996;66:51-60.

101. Legrell PE, Nyquist H, Isberg A. Validity of identification of gonion and antegonion in frontal cephalometrics. *Angle Orthod* 2000;70:157-64.

102. Jacobson A, Jacobson RL, editors. *Radiographic Cephalometry: from basis to 3D imaging*. 2ª ed. Chicago: Quintessence Publishing; 2006.

103. Chidiac JJ, Shofer FS, AL-Kutoubi A, Laster LL, Ghafari J. Comparasion of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2002;5:104-13.

104. Potter JW, Meredith HV. A comparison of two methods of obtaining biparietal and bigonial measurements. *J Dent Res* 1948;27:459-66.

105. Vogel CJ. Correction of frontal dimensions from head x-rays. *Angle Orthod* 1967;37:1-8.

106. Adams CP. The measurement of bizygomatic width on cephalometric x-ray Films. *Dent Pract* 1963;14:58-63.

107. Perillo MA, Shofer FS, Beidman RW, et al. Effect of landmark identification on cephalometric measurements. *Clin Orthod Res* 2000;3:29-36.

108. Major PW , Johnson DD, Hesse KL, Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. *Angle Orthod* 1994;64:447-54.

109. Berger H. Problems and promises of basilar view cephalograms. *Angle Orthod* 1961;31:237-45.

110. Gilbert DH. Radiographic method of basilar cephalometrics. *Am J Orthod* 1960;46:344.

111. Pearson K, Woo TL. Further investigation of the morphometric characters of the individual bones of the human Skull. *Biometrika* 1935;2:423-65.

112. Marmary Y, Silberman Y, Mirsky Y. Use of foramina spinosa to determine Skull midlines. *Angle Orthod* 1979;49:263-8.

113. Moss MI, Salentijn I. Differences between the functional matrices in anterior open bite and in deep overbite. *Am J Orthod* 1971;60:264-80.

114. Ritucci R, Burnstone CJ. Use of the submental vertical radiograph in the assessment of asymmetry. Thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for certificate in orthodontics. Farmington: University of Connecticut; 1981.

115. Forsberg CT, Burnstone CJ, Hanley KJ. Diagnosis and treatment planning of skeletal asymmetry with the submental-vertical radiograph. *Am J Orthod* 1984;85:224-37.

116. Grayson BH, LaBatto FA, Kolber AB, McCarthy JG. Basilar multiplane cephalometric analysis. *Am J Orthod* 1985;88:503-16.

117. Lew KKK, Tay DKL. Submentovertex cephalometric norms in male Chinese subjects. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993;103:247-52.

118. Arnold TG, Anderson GC, Liljemark WF. Cephalometric norms for craneofacial asymmetry using submental-vertical radiographs. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:250-6.

119. Williamson PC, Mayor PW, Nebbe B, Glover KE, West K. Landmark identification error in submentovertex cephalometrics. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998;86:360-9.

120. Lysell L, Petersson A. The submento-vertex projection in radiography of the temporomandibular Joint. *Dentomaxillofac Radiol* 1980;9:11-7.

121. Scaf G, Lurie AG, Mosier KM, Kantor ML, Ramsby GR, Freedman ML. Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;83:41-8.

122. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:803-11.

123. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6 Suppl 1:31-6; discussion 179-82.

124. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2003;32:229-34.

125. Grayson B, Cutting C, Bookstein FL, Kim H, McCarthy JG. The three-dimensional cephalogram: theory, technique, and clinical application. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:327-37.
126. Hassfeld S, Muhling J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery--a review and an assessment of technology. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2001; 30:2-13.
127. Nakasima A, Terajima M, Mori N, Hoshino Y, Tokumori K, Aoki Y, et al. Three-dimensional computer-generated head model reconstructed from cephalograms, facial photographs, and dental cast models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:282-92.
128. Robb RA. *Three-Dimensional Biomedical Imaging: Principles and Practice*. New York: VCH; 1995.
129. Romm S, Goldstein S, Gottlieb S, Luce E. Computed Tomography: A new horizon for the plastic surgeon. *Plast Reconstr Surg* 1984;73:476-89.
130. Cormarck AM. Nobel lecture, December 8, 1979. Early two dimensional reconstruction (CT scanning) and recent topics stemming from it. *J Comput Assist Tomogr* 1979;4:658-64.
131. Hounsfield GN. Nobel lecture, December 8, 1979. Computed medical imaging. *J Radiol* 1980;61:459-68.
132. Herman GT, Liu HK. Display of three-dimensional information in computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1977;1:155-60.

133. Abbott AH. The acquisition and analysis of craniofacial data in three dimensions (PhD Thesis). Adelaide, Australia: The University of Adelaide; 1988.

134. Proudman TW. Crouzon syndrome: a clinical and three dimensional radiographic analysis of craniofacial morphology and surgery (MD Research Thesis). Adelaide, Australia: The University of Adelaide; 1995.

135. Holten IWR. Apert Syndrome (MD Research Thesis). Melbourne, Australia: The University of Melbourne; 1996.

136. Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: Part II. Normal values and growth trends. *Cleft Palate Craniofac J* 1992;29:118-28.

137. Putman CE, Ravin CE, editors. *Textbook of Diagnostic Imaging*. Philadelphia: WB Saunders; 1994.

138. Curry TS, Dowdey IE, Murry RC. Christensen's physics of diagnostic radiology. 3^a ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1984.

139. Hendee WR, Ritenour ER. *Medical imaging physics*. 3^a ed. St. Louis: Mosby Year Book; 1992.

140. Matteson SR, Deahl ST, Alder ME, Nummikoski PV. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7:346-95.

140. Robb RA. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Trans Med Imaging* 1982;1:22-33.

141. Mah J, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96:508-13.
142. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakos CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT. *Eur J Radiol* 2005;56:413-7.
143. Baumrind S, Carlson S, Beers A, Curry S, Norri K, Boy RL. Using three-dimensional imaging to assess treatment outcomes in orthodontics: a progress report from the University of the Pacific. *Orthod Craniofac Res* 2003;6:132-42.
144. Danforth RA, Dus I, Mah J. 3-D volume imaging for dentistry: a new dimension. *J Calif Dent Assoc* 2003;31:817-23.
145. Danforth RA. Cone beam volume tomography: a new digital imaging option for dentistry. *J Calif Dent Assoc* 2003;31:814-5.
146. Faulkner K, Moores BM. Radiation dose and somatic risk from computed tomography. *Acta Radiol* 1987;28:483-8.
147. McCrohan L, Patterson IF, Gagne RM, Goldstein HA. Average radiation doses in a standard head examination for 250 systems. *Radiology* 1987;163:263-8.
148. Mostrom U, Ytterbergh C. Spatial distribution of dose in computed tomography with special reference to thin-slice techniques. *Acta Radiol* 1987;28:771-7.

149. Kassebaum DK, Stoller NE, McDavid WD, Goshorn B, Ahrens CR. Absorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992;73:502-9.
150. Sillers MJ, Kuhn FA, Vickery CL. Radiation exposure in paranasal sinus imaging. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;112:248-51.
151. White S. Assessment of radiation risk from dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1992;21:118-26.
152. Hall EI. *Radiobiology for the radiologist*. 4^a ed. Philadelphia: JB Lippincott Company; 1994.
153. Savara BS. A method for measuring facial bone growth in three dimensions. *Hum Biol* 1965;37:245-55.
154. Baumrind S, Moffitt FH, Curry S. The geometry of three-dimensional measurement from paired coplanar x-ray images. *Am J Orthod* 1983;84:313-22.
155. Rabey G. Craniofacial morphanalysis. *Proc R Soc Med* 1971;64:103-111.
156. Bill JS, Reuther JF, Dittmann W, Kübler N, Meier JL, Pistner H, et al. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995;24:98-103.
157. Ayoub AF, Wray D, Moos KF, Siebert P, Jin J, Niblett TB, et al. Three-dimensional modeling for modern diagnosis and planning in maxillofacial surgery. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1996;11:225-33.

158. Moss JP, McCance AM, Fright WR, Linney AD, James DR. A three-dimensional soft tissue analysis of fifteen patients with Class II, Division 1 malocclusions after bimaxillary surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:430-7.

159. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Puleto S, Bignotto M, Tartaglia G. Comparison of soft tissue facial morphometry in children with Class I and Class II occlusions 72. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1994;9:187-94.

160. Ferrario VF, Sforza C, Schmitz JH, Santoro F. Three dimensional facial morphometric assessment of soft tissue changes after orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88:549-56.

161. Ferrario VF, Sforza C, Poggio CE, Serrao G, Miani A Jr. A three-dimensional study of sexual dimorphism in the human face. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1994;9:303-10.

162. Hell B. 3D sonography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995;24:84-9.

163. Thompson MM, editor. *Manual of Photogrammetry*. 3rded. Falls Church, Virginia: American Society of Photogrammetry; 1966.

164. McCance AM, Moss JP, Fright WR, James DR, Linney AD. A three dimensional analysis of soft and hard tissue changes following bimaxillary orthognathic surgery in skeletal III patients. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1992;30:305-12.

165. Moyers RE, Bookstein FL. The inappropriateness of conventional cephalometrics. *Am J Orthod* 1979;75:599-617.

166. Cole TM III. Historical note: early anthropological contributions to "geometric morphometrics". *Am J Phys Anthropol* 1996;101:291-6.
167. Levy RA. Three-dimensional craniocervical helical CT: is isotropic imaging possible? *Radiology* 1995;197:645-8.
168. Lagravère MO, Hansen L, Harzer W, Major PW. Plane orientation for standardization in 3-dimensional cephalometric analysis with computerized tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:601-4.
169. Laster WS, Ludlow JB, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy and prediction of asymmetry in panoramic radiographic images. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34:343-9.
170. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33:291-4.
171. Baumrind S, Moffitt F. Mapping the skull in 3-d. *J Calif Dent Assoc* 1972; 48:22-31.
172. Harrell WE,Jr, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:325-30.
173. Netherway DJ, Abbott AH, Gulamhuseinwala N, McGlaughlin KL, Anderson PJ, Townsend GC, et al. Three-Dimensional Computed Tomography Cephalometry of Plagiocephaly: Asymmetry and Shape Analysis. *Cleft Palate Craniofac J* 2006; 43:201-10.

174. Richtsmeier JT, Paik CH, Elfert PC, Cole TM, Dahlman HR. Precision, repeatability, and validation of the localization of cranial landmarks using computed tomography scans. *Cleft Palate Craniofac J* 1995;32:217-27.
175. Katusumata A, Fujishita M, Maeda M, Arijii Y, Arijii E, Langlais RO. 3D-CT evaluation of facial asymmetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99:212-20.
176. Yáñez-Vico RM, Iglesias-Linares A, Torres-Lagares D, Gutiérrez-Pérez JL, Solano-Reina E. Diagnostic of craniofacial asymmetry. Literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15:e494-8.
177. Yáñez-Vico RM, Iglesias-Linares A, Torres-Lagares D, Gutiérrez-Pérez JL, Solano-Reina E. Three-dimensional evaluation of craniofacial asymmetry: an analysis using computed tomography. *Clin Oral Invest* 2010 Jul 15.
178. Grummons DC, Kappeyne van de Coppello MA. A frontal asymmetry analysis. *J Clin Orthod* 1987;21:448-65.
179. Kusnoto B, Figueroa AA, Polley JW. A longitudinal threedimensional evaluation of the growth pattern in hemifacial microsomia treated by mandibular distraction osteogenesis: a preliminary report. *J Craniofac Surg* 1999;10:480-6.
180. Rachmiel A, Manor R, Peled M, Laufer D. Intraoral distraction osteogenesis of the mandible in hemifacial microsoma. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59:728-33.

181. Xia J, Ip HH, Samman N, Wang D, Kot CS, Yeung RW, et al. Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2000;29:11-7.

182. Christiansen EL, Thompson JR, Kopp S. Intra- and inter-observer variability and accuracy in the determination of linear and angular measurements in computed tomography. An in vitro and in situ study of human mandibles. *Acta Odontol Scand* 1986;44:221-9.

183. Cavalcanti MG, Haller JW, Vannier MW. Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:690-4.

184. Kawamata A, Arijji Y, Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44:395-410.

185. Matteson SR, Bechtold W, Phillips C. A method for threedimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47:1053-61.

186. Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH. Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. *Am J Phys Anthropol* 1990;82:283-94.

187. Baum AT. A cephalometric evaluation of the normal skeletal and dental pattern of children with excellent occlusions, *Angle Orthod* 1951;21:96-103.

188. Moorres CEA, Kean MR. Normal variation and its bearing on the use of cephalometric radiographs in orthodontic diagnosis. *Am J Orthod* 1953;39:942-50.

189. Gresham H. A cephalometric comparison of some skeletal and denture pattern components in two groups of children with acceptable occlusions. *Angle Orthod* 1963;33:114-9.

190. Cotton WN, Takano WS, Wong WMW. The Downs analyses applied to three other ethnic groups. *Angle Orthod* 1951;21:213-20.

191. Altemus, LA. Comparative intergumental relationships. *Angle Orthod*. 1963; 33: 217-21.

192. Taylor W. and Hitchcock P. The Alabama analysis. *Am J Orthod* 1966;52: 245- 65.

193. Nanda R, Nanda R. Cephalometric study of the dentofacial complex of North indians. *Angle Orthod* 1969;39:22-8.

194. Riedel RA. An analysis of dentofacial relationships. *Am J Orthod* 1957;43: 103-19.

195. Goldsman S. The variations in skeletal and denture patterns in excellent adult facial types. *Am J Ortho* 1959;29:63-91.

196. Steiner C. Cephalometrics for you and me. *Am J Orthod* 1953;39:729-55.

198. Kim YH, Sato K, Mitani H, Shimizu Y, Kikuchi M. Asymmetry of the sphenoid bone and its suitability as a reference for analyzing craniofacial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:656-62.

199. Lagravere MO, Major PW. Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:657-60.

200. Sgouros S, Natarajan K, Hockley AD, Goldin JH, Wake M. Skull base growth in childhood. *Pediatr Neurosurg* 1999;31:259-68.

201. Friede H. Normal development and growth of the human neurocranium and cranial base. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1981;15:163-9.

202. Tuncer BB, Ataç MS, Yüksel S. A case report comparing 3-D evaluation in the diagnosis and treatment planning of hemimandibular hyperplasia with conventional radiography. *J Craniomaxillofac Surg* 2009;37:312-9.

203. Olszewski R, Cosnard G, Macq B, Mahy P, Reychler H. *Neuroradiology*. 3D CT-based cephalometric analysis: 3D cephalometric theoretical concept and software. *Neuroradiology* 2006;48:853-62.

204. Terajima M, Nakasima A, Aoki Y, Goto TK, Tokumori K, Mori N, Hoshino Y. A 3-dimensional method for analyzing the morphology of patients with maxillofacial deformities. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:857-67.

205. Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE Jr, Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:397-409.

206. Rooppakhun S, Surasith P, Vatanapatimakul N, Kaewprom Y, Sitthiseripratip K. Craniometric study of Thai skull based on three-dimensional computed tomography (CT) data. *J Med Assoc Thai* 2010;93:90-8.

207. van Vlijmen OJ, Maal T, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:156-60.

208. van Vlijmen OJ, Maal TJ, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. 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* 2009;117:300-5.

209. Moro A, Correria P, Boniello R, Gasparini G, Pelo S. J. Three-dimensional analysis in facial asymmetry: comparison with model analysis and conventional two-dimensional analysis. *Craniofac Surg* 2009;20:417-22.

210. Terajima M, Yanagita N, Ozeki K, Hoshino Y, Mori N, Goto TK, et al. Three-dimensional analysis system for orthognathic surgery patients with jaw deformities. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:100-11.

211. Olszewski R, Zech F, Cosnard G, Nicolas V, Macq B, Reychler H. Three-dimensional computed tomography cephalometric craniofacial analysis: experimental validation in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36:828-33.

212. Park SH, Yu HS, Kim KD, Lee KJ, Baik HS. A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:600.e23-34.

213. Swennen GR, Schutyser F, Barth EL, De Groeve P, De Mey A. A new method of 3-D cephalometry Part I: the anatomic Cartesian 3-D reference system. *J Craniofac Surg* 2006;17:314-25.

214. Kitaura H, Yonetsu K, Kitamori H, Kobayashi K, Nakamura T. Standardization of 3-D CT measurements for length and angles by matrix transformation in the 3-D coordinate system. *Cleft Palate Craniofac J* 2000;37:349-56.

215. El-Zanaty HM, El-Beialy AR, Abou El-Ezz AM, Attia KH, El-Bialy AR, Mostafa YA. Three-dimensional dental measurements: An alternative to plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:259-65.

216. Lagravère MO, Gordon JM, Guedes IH, Flores-Mir C, Carey JP, Heo G, Major PW. Reliability of traditional cephalometric landmarks as seen in three-dimensional analysis in maxillary expansion treatments. *Angle Orthod* 2009 ;79:1047-56.

217. Ono I, Gunji H, Suda K, Kaneko F. Method of preparing an exact-size model using helical volume scan computed tomography. *Plast Reconstr Surg* 1994;93:1363-71.

218. Michiels G, Sather AH. Determinants of facial attractiveness in a sample of white women. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1994;9:95-103.

219. Hwang HS, Hwang CH, Lee KH, Kang BC. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:779-85.

220. Cho BC, Shin DP, Park JW, Baik BS. Bimaxillary osteodistraction for the treatment of facial asymmetry in adults. *Br J Plast Surg* 2001;54:491-8.

221. Marsh JL, Vannier MW. Three-dimensional surface imaging from CT scans for the study of craniofacial dysmorphology (review). *J Craniofac Genet Dev Biol* 1989;9:61-75.

222. Darling CF, Byrd SE, Allen ED, Radkowski MA, Wilczynski MA. Three-dimensional computed tomography imaging in the evaluation of craniofacial abnormalities. *J Natl Ued Assoc* 1994;86:676-80.

223. Altobelli DE, Kikinis R, Mulliken IB, Cline H, Lorensen WF, Iolesz F. Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 1993;92:576-85.

224. Posnick JC, Goldstein JA, Waitzman AA. Surgical correction of the Treacher Collins malar deficiency: quantitative CT scan analysis of long-term results. *Plast Reconstr Surg* 1993;92:12-22.

225. Glat PM, Freund RM, Spector JA, Levine J, Noz M, Bookstein FL, et al. A classification of plagiocephaly utilizing a three-dimensional computer analysis of cranial base landmarks. *Ann Plast Surg* 1996;36:469-74.