

**UNIVERSIDAD DE SEVILLA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA**



**EVALUACIÓN DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA  
COMPUTARIZADA CONE BEAM, PARA EL ANÁLISIS Y  
DIAGNÓSTICO DE LAS ASIMETRÍAS FACIALES**

**LUISA FERNANDA JARAMILLO SALAZAR  
TESIS DOCTORAL  
SEVILLA 2016**

**DIRECTORES  
DR. JOSE MARIA BARRERA MORA  
DR. EDUARDO ESPINAR ESCALONA  
DR. JOSE MARIA LLAMAS CARRERAS**



DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
C/Avicena, s/n  
41009-Sevilla

**SEVILLA, 28 DE JUNIO DE 2016**

**D. Eduardo Espinar Escalona**, Doctor en Odontología y Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla, **D. José María Barrera Mora**, Doctor en Odontología y Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla. y **D. José María Llamas Carreras**, Doctor en Medicina y Cirugía y Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla.

**CERTIFICAN:**

Que el trabajo titulado “**EVALUACIÓN DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE BEAM, PARA EL ANÁLISIS Y DIAGNÓSTICO DE LAS ASIMETRÍAS FACIALES**” desarrollado por Dña. Luisa Fernanda Jaramillo Salazar, para optar al grado de Doctor por la Universidad de Sevilla, ha sido realizado bajo nuestra dirección, cumpliendo a nuestro juicio, los requisitos imprescindibles para ser presentado para su lectura y defensa.

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 así conste, firmamos el presente documento.

Fdo. D. Eduardo Espinar Escalona

Fdo. D. José María Barrera Mora

Fdo. D. José María Llamas Carreras



# TABLA DE CONTENIDO

## TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCION .....	9
1.1 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CT .....	9
1.1.1 Historia.....	9
1.1.2 Principios de funcionamiento .....	10
1.1.3 Tipos de escáneres.....	12
1.1.4 CT Helicoidal .....	14
1.1.5 CT Helicoidal multicorte .....	15
1.1.6 Cone Beam CBCT .....	19
1.1.6.1 Generalidades CBCT.....	19
1.1.6.2 Reconstrucción de los datos.....	23
1.1.6.3 Dosis Efectiva .....	30
1.1.6.4 Efectos biológicos de la Tomografía Computarizada.....	30
1.1.6.5 Imágenes Dentomaxilofaciales .....	32
1.1.6.6 Ortodoncia .....	33
1.1.6.7 Cabeza y cuello .....	37
1.1.6.8 Ventajas de CBCT .....	38
1.1.6.9 Desventajas y Limitaciones de CBCT.....	40
1.2 ASIMETRÍAS FACIALES .....	41
1.2.1 Etiología.....	45

1.2.1.1	Factores genéticos.....	45
1.2.1.2.	Factores ambientales.....	46
1.2.1.3.	Factores funcionales.....	46
1.2.1.4	Factores del desarrollo.....	47
1.2.2	Clasificación de las asimetrías.....	51
1.2.2.1.	Asimetrías dentales.....	51
1.2.2.2.	Asimetrías esqueléticas.....	52
1.2.2.3.	Asimetrías funcionales.....	52
2.	JUSTIFICACIÓN.....	64
3.	HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	67
4.	OBJETIVOS.....	69
4.1.	Objetivo general:.....	69
4.2.	Objetivos específicos:.....	69
5.	MATERIAL Y METODO.....	72
5.1.	Aspectos éticos legales:.....	72
5.2.	Selección de Pacientes:.....	72
5.3.	Recolección de la muestra:.....	73
5.4	Selección de la muestra y justificación del tamaño muestral.....	77
5.5	Tratamiento de la información:.....	78
5.6	Estudio de CBCT:.....	80

5.6.1 Puntos de referencia .....	80
5.6.2 Mediciones .....	82
5.7 Análisis de los datos.....	85
5.7.1 Análisis Estadístico.....	85
5.7.2 Error de las medidas y su análisis .....	87
6. RESULTADOS .....	89
6.1 Estadística Descriptiva .....	90
6.1.1 Descripción y equivalencia de las muestras. ....	90
6.1.2 Análisis descriptivo y exploratorio de las Variables Dependientes VD .....	92
6.2 Estadística Inferencial .....	98
6.2.1 Grupo de casos simétricos .....	98
6.2.2 Grupo de casos asimétricos. ....	99
7. DISCUSIÓN.....	104
8. CONCLUSIONES .....	123
9. BIBLIOGRAFIA.....	126
10. ANEXOS.....	147

# INTRODUCCIÓN



## 1. INTRODUCCION

### 1.1 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CT

#### 1.1.1 *Historia*

Las imágenes internas del cuerpo humano han sido posibles sólo desde el siglo pasado, cuando **Wilhelm Konrad Roentgen** (1845-1923),(1) físico alemán, descubrió los rayos X en 1895, un descubrimiento que le valió el primer premio Nobel de Física en 1901 (2). Desde entonces, la ciencia de la imagen se ha desarrollado en tres fases superpuestas. (3)

Durante la primera etapa, el objetivo era desarrollar técnicas de imagen para definir las características morfológicas y la función de los órganos internos. Además de los rayos X, para este fin, fueron descubiertos "rayos" adicionales, incluyendo ultrasonido.

La base de la tomografía, se desarrollada en el año 1900, (4) cuando se interpusieron algunas limitaciones en la proyección no invasiva de imagen planas. En esta técnica, el emisor de rayos X pasa por una región corporal de interés durante la emisión de la radiación, mientras que un cartucho de película móvil detrás del paciente registra la imagen transmitida (5).

Los medios de contraste se han desarrollado para revelar las estructuras previamente imperceptibles. Todas estas técnicas han contribuido en gran medida a la visualización de los procesos de la enfermedad, mejorar la precisión de los tratamientos, y una mejor comprensión de la fisiopatología.

La segunda etapa del desarrollo de la imagen estuvo marcada por la consecución de un acceso al sistema vascular y mejorar la caracterización de los tejidos. El interior del corazón y los vasos sanguíneos pueden ser definidos por la angiografía de contraste. Otras nuevas herramientas importantes fueron la tomografía computarizada y la resonancia magnética, que permite la resolución de estructuras muy pequeñas en todo el cuerpo(3). En 1979, **Sir Godfrey Hounsfield y Allan Cormack** recibieron el premio Nobel de Medicina o Fisiología por su trabajo en la tomografía axial computarizada (2).

En la tercera etapa, actual en el desarrollo, los métodos de imágenes se utilizan para guiar la terapia directamente. (3)

El escáner clínico CT original fue desarrollado por **Sir Godfrey N. Hounsfield** en 1967. (6)(7) y desde el primer prototipo ha sufrido una evolución gradual hasta 6 generaciones distintas cuya clasificación se basa en la organización de las distintas partes del sistema y por el desplazamiento físico del haz. (8)

### ***1.1.2 Principios de funcionamiento***

La obtención de la imagen en un CT se realiza a través de un tubo de rayos X. En los estudios radiográficos con la técnica convencional, la región del paciente 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.

Los datos obtenidos se basan en la geometría de traslación - rotación de haz paralelo, donde los haz de rayos X se dirigen a un detector enfrentado a la fuente y se mide la intensidad de transmisión de fotones incidentes en el detector (5).

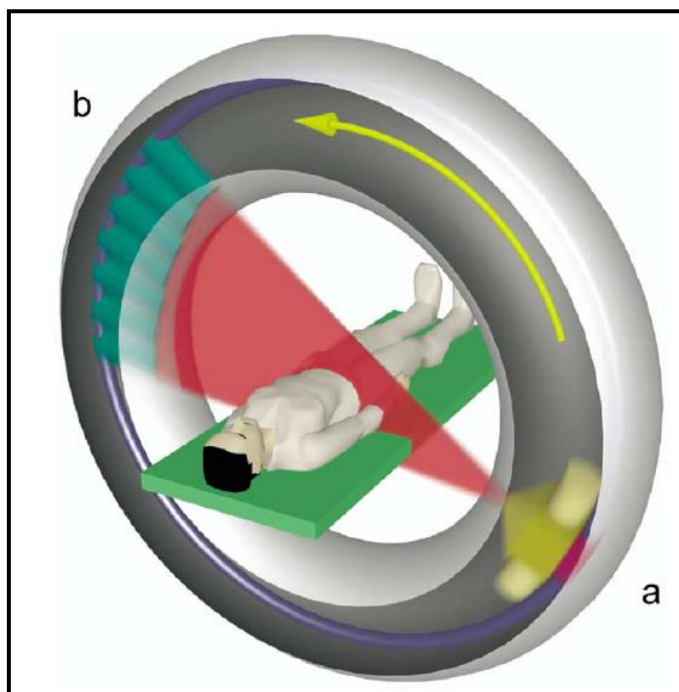
El pórtico, este componente incluye el tubo de rayos X, el ordenamiento de detectores, el generador de alto voltaje, la mesa de soporte para el paciente y el soporte mecánico para cada uno de ellos. Son subsistemas que reciben órdenes electrónicas de la consola de trabajo y transmiten datos al ordenador para la producción y el posprocesado de imagen (9).

El pórtico se traslada y rota para capturar sistemáticamente la atenuación de los rayos X desde múltiples puntos y ángulos.

A pesar que las fuentes de rayos x, adquisiciones geometrías, y los detectores han ido evolucionando rápidamente desde el escáner original Hounsfield, (4) los principios de CT no han cambiado.

El principio de funcionamiento de la máquina de CT consiste en un tubo de rayos X y una serie de detectores. El tubo rayos X envía un haz fino de rayos X (normalmente 1 mm de espesor) a través del cuerpo del paciente, y la atenuación de los rayos X es registrada por los detectores ubicados en el lado opuesto. (Figura 1) Una serie de grabaciones han sido tomadas de diferentes

ángulos alrededor del eje longitudinal del cuerpo haciendo que el tubo de rayos X y los detectores giren alrededor del paciente en tándem. El paciente entonces avanza a través de la máquina para el segmento siguiente. De esta manera, son registrados muchos cortes axiales. De los datos recogidos en cada posición axial, la máquina reconstruye la estructura interna del cuerpo del paciente. Esto es posible debido a la gran cantidad de imágenes recibidas desde ángulos diferentes. (10)



**Figura 1.** Tubo de rayos X a. Detectores giran en conjunto. b. en el lado opuesto a la imagen de un corte axial delgado. La cama avanza a través de la máquina para el siguiente corte. Tomado de Halazonetis DJ. **From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans.** Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005 May; 127(5):627-37

### **1.1.3 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 efectuó el sistema, mayor será el número de

datos que enviará al ordenador y por 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 CT ha sido tan impresionante, que la inclusión de los nuevos avances tecnológicos en estos equipos origino la necesidad de hacer una división que agrupara a los exploradores por sus características comunes. Así se empezó a hablar de generaciones de CT, 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 tardan en realizar el 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 primera generación de escáneres utilizo un haz paralelos de rayos X y requirió el traslado y la rotación de la fuente y un detector único. La segunda generación de escáneres introdujo un haz de rayos X geométrico en abanico, el fan-beam, y se utilizó un único detector de matriz lineal.

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 tercera generación de escáneres, el único detector de arco fue introducido conjuntamente con el haz de rayos X geométrico **fan-beam**. La cuarta generación de escáneres utilizó un haz de rayos X fan-beam y un detector de matriz circular. La CT helicoidal multicorte (CTMC) es la más frecuentemente utilizada, respondiendo al llamado en la reducción de tiempos de adquisición. CTMC se inspira en la geometría de tercera generación, aunque el detector de matriz tiene múltiples filas de detectores. (6)

En la actualidad se utilizan escáneres de 3<sup>a</sup>, 4<sup>a</sup>, 5<sup>a</sup> y 6<sup>a</sup> generación que obtienen imágenes en tiempos que oscilan en 2-4 segundos y cuya calidad diagnóstica es alta. (11)

#### **1.1.4 CT Helicoidal**

Gracias a los importantes avances en *hardware* en estos años, se ha logrado un nuevo método de tomografía computarizada (CT), el TAC helicoidal (CTH), que aprovecha el giro 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 CT 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 la exploración. 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 discos 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. (12)

#### ***1.1.5 CT 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 variables (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 CT 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 1,25mm de anchura cada uno, cuando usemos todos los detectores la anchura del haz sería 20mm, si el movimiento de la camilla es de 20mm, 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 CT helicoidal es el movimiento del 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 de 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. (13)(11)

La tomografía computarizada multicorte (CTM) utiliza un colimador plano, de haz fino en forma de abanico que gira alrededor del paciente en una progresión helicoidal para adquirir varios sectores de la imagen. Por el contrario, el haz cónico (CB) utiliza un cono divergente / haz de forma piramidal, obteniendo en una sola rotación múltiples proyecciones planas (14). Estos haz en forma de cono son similares a los de las unidades de rayos X de dos dimensiones (2D). En la radiografía CTMC, los datos se adquieren con los pacientes en decúbito supino, mientras que para obtener datos CBCT los pacientes están de pie o sentado. Para la CBCT, los ordenadores son utilizados para reconstruir las imágenes volumétricas de los datos adquiridos, usando un Software informático que permite la interpolación de datos, llamado algoritmo de reconstrucción de imágenes 3D (renderización) (15).

### **1.1.6 Cone Beam CBCT**

#### **1.1.6.1 Generalidades CBCT**

La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), o tomografía digital volumétrica fue desarrollada a finales de los años noventa con el fin de obtener escáneres tridimensionales del esqueleto maxilofacial con una dosis de radiación menor que la CT. (16)

La CBCT fue desarrollado para realizar imágenes en tres dimensiones (3D) de la zona maxilofacial y ha llegado a ser popular en odontología, ortodoncia y cirugía maxilofacial. Las ventajas de CBCT incluyen menos exposición a la radiación (que la CT convencional), menos artefactos y la resolución espacial submilimétrica. La CBCT se ha utilizado para producir imágenes en 3D precisas de la región craneofacial con una relación de imagen 1:1, reduciendo en gran medida errores de la cefalometría frontal y mejora la capacidad para diagnosticar la asimetría.(17)

La CBCT difiere de la imagen de CT en que el volumen tridimensional de los datos es adquirido en el curso de un solo barrido del escáner, usando una simple y directa relación entre sensor 2D y fuente de radiación que rotan sincrónicamente alrededor de la cabeza del paciente. (18)

Las imágenes tridimensionales del cuerpo humano pueden ser producidas por tomografía computarizada (CT) y resonancia magnética (RMN). Esto no es un avance reciente. Lo que está cambiando con cada vez más velocidad es la aplicación de esta tecnología en odontología. Las máquinas de

CT pueden realizar un análisis completo de la cabeza en unos segundos y dar al paciente una dosis efectiva de sólo 50  $\mu\text{Sv}$ , comparada con cerca de 2000  $\mu\text{Sv}$  de un TAC convencional (10) típica exploración de toda la cabeza. La reducción de la exposición y del costo nos han permitido solicitar imágenes de la CT para los diversos procedimientos, que van desde la planificación del tratamiento y diagnóstico de malformaciones congénitas, a la localización de los dientes afectados, a la colocación de los implantes dentales. El uso rutinario de CT para el diagnóstico ortodóncico no puede estar muy lejos. En cuanto a la radiación se reducen aún más si se considera que un solo escaneo CT puede sustituir a una serie de radiografías convencionales que ahora se consideran esenciales para casi todos los pacientes de ortodoncia, tales como la cefalometría lateral y la radiografía panorámica, así como otros que sirven a los propósitos auxiliares, tales como la radiografía oclusal para la localización de los caninos impactados.

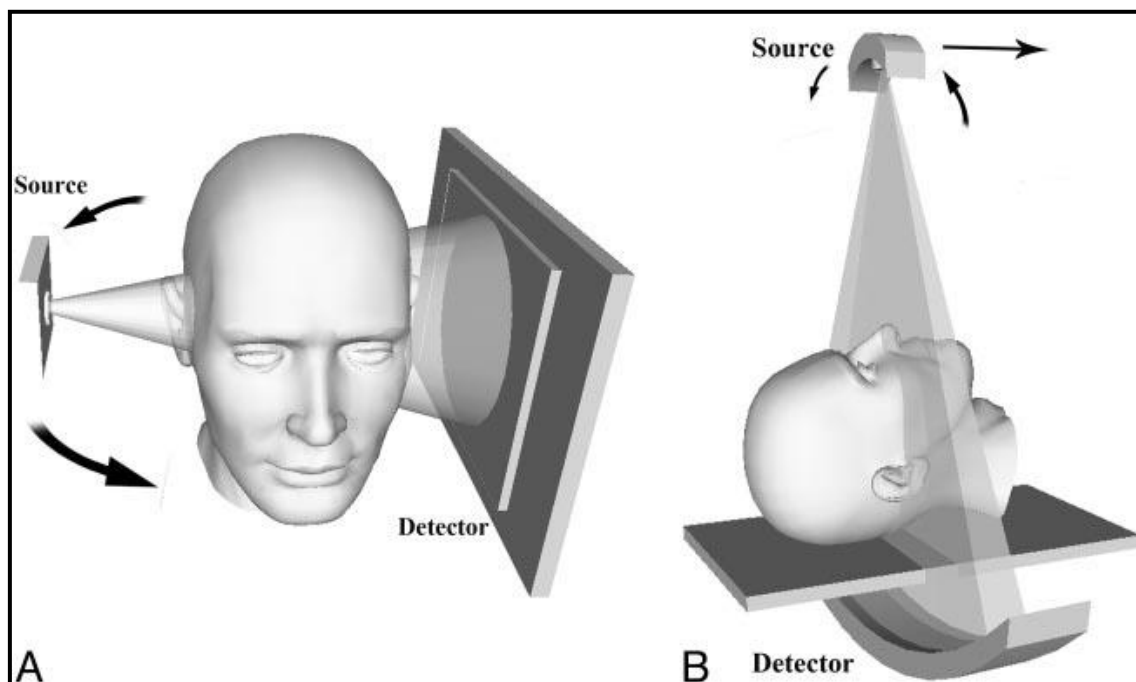
El escáner tipo cone beam (CBCT) es una tecnología reciente y poco utilizada actualmente, aunque su uso se incrementa cada vez más. El primer modelo clínico de CBCT se adaptó primero para uso clínico en 1982 (6) y su interés inicial se centró principalmente en aplicaciones en la angiografía, pero aplicaciones médicas más recientes la han orientado hacia la radioterapia y la mamografía, (19) desde entonces, varios sistemas CBCT han sido desarrollados para su uso en la sala de intervencionismo y para aplicaciones generales en la angiografía CT. La exploración de tecnologías CBCT para su uso en la orientación de terapias de radiación comenzó en 1992, seguidos por

la integración de la primera imagen CBCT sistema en el pórtico de un acelerador lineal en 1999. (6)(20)

La llegada de estos escáneres al mercado en los últimos 10 años ha sido facilitada, en parte, de modo paralelo por los avances en la tecnología de detector de panel plano, que mejoró la potencia del ordenador, y por los requisitos de potencia relativamente bajos de los tubos de rayos X utilizados en el CBCT, lo que ha hecho que los escáneres de CBCT sean lo suficientemente baratos y compactos para su uso en la consulta odontológica, aplicaciones de cabeza y cuello y la proyección de imágenes dentales. Estos sistemas se caracterizan por una forma de rayos X de haz cónico y el uso de algoritmos de reconstrucción 3D.

En los sistemas de CBCT, el haz de rayos X forma una geometría cónica entre la fuente y el detector. Esto está en contraste con la geometría del haz convencional, en el que el colimador restringe al cono de rayos X hacia una geometría 2D. (Figura 2), Las imágenes se realizan mediante un pórtico de rotación a la que una fuente de rayos X y el detector son fijos. Una fuente de radiación ionizante en forma de cono se dirige a través del centro de la zona de interés en un área del detector de rayos x en el lado opuesto. La fuente de rayos X y el detector giran en torno a un eje de rotación fijo en el centro de la región de interés. Durante la rotación, se proyectan múltiples imágenes secuenciales (de 150 a 600) al plano campo de visión (FOV) Este procedimiento varía de un CT médico tradicional, que utiliza un haz de rayos-x

en forma de abanico en una progresión helicoidal para adquirir una imagen con cortes individuales del campo de visión y luego los cortes se unen para obtener una representación en 3D. (6)(19)



**Figura 2:** Representación de la geometría de adquisición CT. A, geometría CBCT en un sistema compacto diseñada para que el paciente se coloque de pie. B, geometría convencional de haz de rayos X como el usado en los CT multicapas con el paciente en posición supina. Tomado de Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. Am J Neuroradiol 2009; 30:1088-95

El primer sistema CBCT fue desarrollado comercialmente para imágenes dentomaxilofaciales en 2001 (NewTom QR DVT 9000; Quantitative Radiology, Verona, Italy). Con requisitos como baja dosis de radiación y un diseño relativamente compacto, han dado lugar a un intenso interés en la planificación quirúrgica y CBCT para aplicaciones intraoperatorias, sobre todo en la cabeza y el cuello. (21)

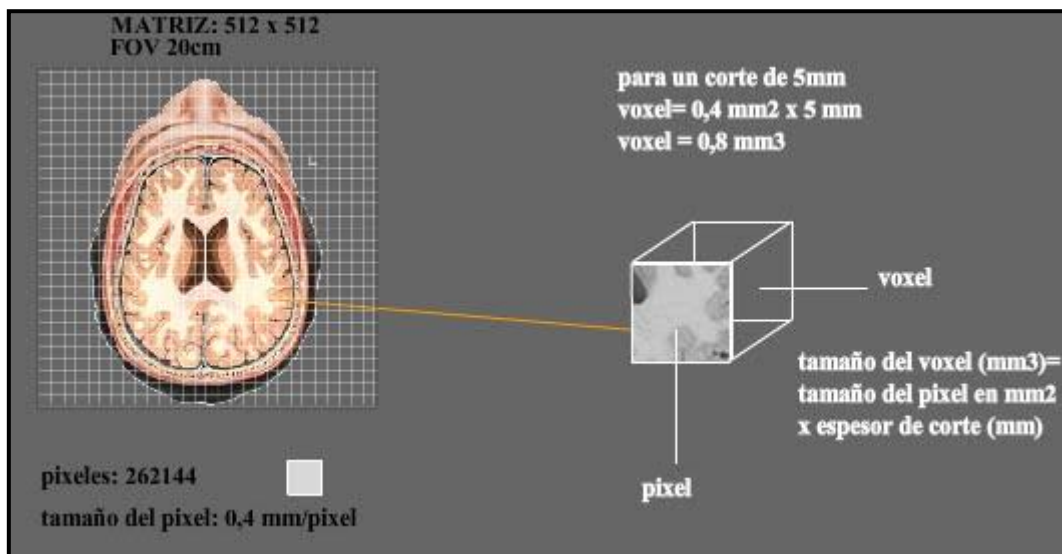
La aplicación de esta tecnología Cone Beam ha permitido el desarrollo de una nueva generación de sistemas de adquisición volumétrica de imagen dentofaciales como NewTom (9000, 3G) (AR srl, VItaly), 3D Accuitomo (J. Morita, Kyoto, Japan), iCat (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) y CB Mercuray (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.

#### ***1.1.6.2 Reconstrucción de los datos***

En una radiografía cefalométrica digital, la imagen se compone de píxeles, que son pequeños elementos cuadrados dispuestos en filas y columnas. Cada píxel tiene un valor (brillo, o escala de color gris), que representa la densidad de rayos x al atravesar la estructura correspondiente.

(10)

El píxel es el elemento más pequeño de una imagen bidimensional digital, como todas las de resonancias magnéticas (20) (Figura 3).



**Figura 3:** Muestra el vóxel que viene determinado por el tamaño de píxel y el espesor de corte. Tamaño del vóxel (mm<sup>3</sup>) = tamaño del píxel (mm<sup>2</sup>) X espesor de corte (mm). Tomado de Diagnóstico por imágenes para técnicos... [www.dixparatecnicos.com](http://www.dixparatecnicos.com)

Al ampliar una imagen plana en una tercera dimensión, se obtiene el volumen. El volumen se compone de *los vóxel*, en lugar de píxeles que son utilizados en imágenes digitales 2D, estos vóxel puede ser expresado como pequeños cubos dispuestos uno junto al otro (Figura 4). Al igual que en imágenes planas, el valor (brillo) de cada cubo representa la densidad de la correspondiente estructura anatómica.

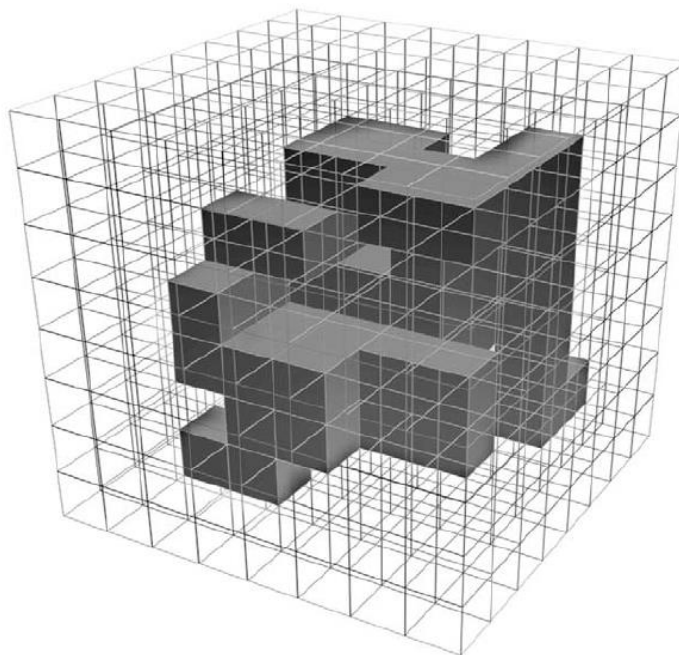
El tamaño de cada vóxel es determinada por su altura, anchura y espesor, y es el elemento más pequeño del volumen de imágenes radiográficas en 3D. (22)

Esto significa que podemos ver nuestros datos, por ejemplo, de la cabeza de un paciente, no capa a capa, sino en su totalidad en 3D. Podemos



moverla de forma interactiva, examinarlo desde cualquier ángulo y medir como se mide el cefalograma 2D.

En los datos CBCT, los voxeles son isotrópicos, (iguales en longitud, altura y profundidad), lo que permite unas mediciones geométricamente precisas para los datos de CBCT en cualquier plano. Los cortes tomográficos, son tan gruesos como el grosor de un vóxel y pueden verse en distintas formas.(23)(24)



**Figura 4:** Volumen compuesto por voxeles, algunos de ellos se muestran transparentes para mostrar el objeto en su interior. Tomado de Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005 May; 127(5):627-37

El nombre de tomografía proviene de "tomos" (en griego rodajas) y "gráfico" (dibujar). Durante la exposición para producir una imagen CBCT, la información se envía a un ordenador a través de una rotación 180 - 360 grados de un sensor de dos dimensiones (detector digital). La imagen se obtiene en un

volumen de datos cilíndrico o esférico, descrito como campo de visión o “field of view” (FOV). El tamaño del FOV es variable de un dispositivo a otro. (18)

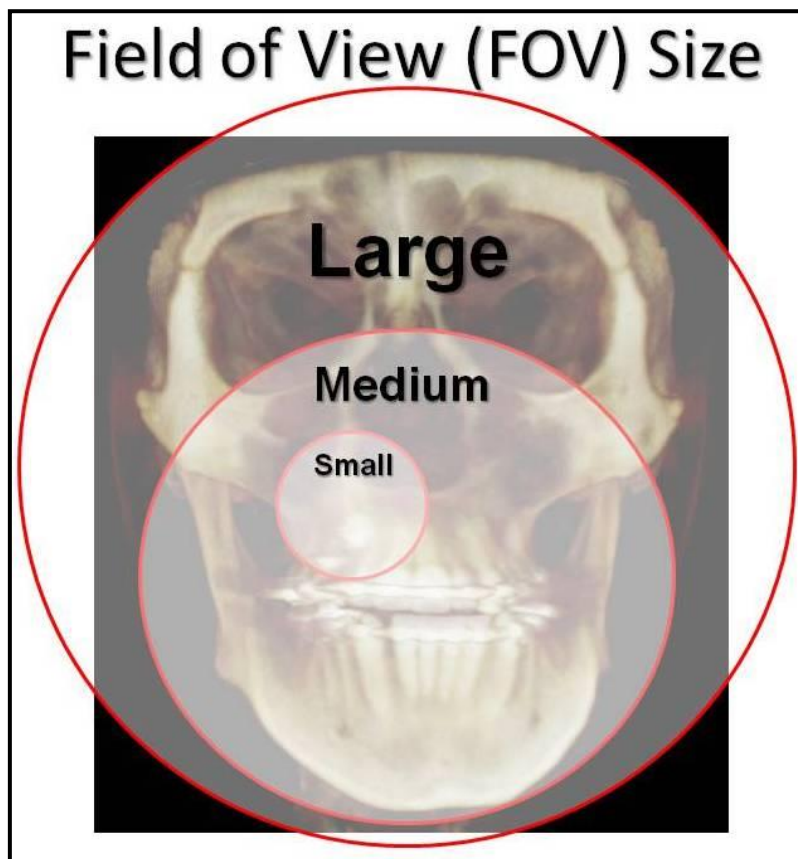
Dicho campo de visión del escáner determina la cantidad de la anatomía del paciente que se podrá visualizar. (Figura 5)

Se agrupa en tres categorías basadas en su campo de visión.

Un escáner con campo de **visión grande**: mostrará el techo de las órbitas y Nasión hasta el hueso hioides, por lo general con una altura de 16 cm aproximadamente, son útiles para cefalometría y evaluaciones de ortodoncia.

Escáneres con campo de **visión medio**: captura la mitad de las órbitas hasta Mentón verticalmente, y cóndilo-cóndilo en posición horizontal, son útiles para panorámicas y estudios de implantes, pero no para el análisis cefalométrico.

Escáneres con campo de **visión pequeño**: captura una región definida por el usuario, generalmente en forma simétrica. Se utilizan para estudios de implantes, evaluación de la ATM, y localización de dientes afectados. (24)



**Figura 5:** Esquema que muestra los diferentes tamaños de FOV. Tomado de Hernández SV. Tomografía de haz cónico (1.a parte). Rev. Esp Ortod. 2008; 38:277-88

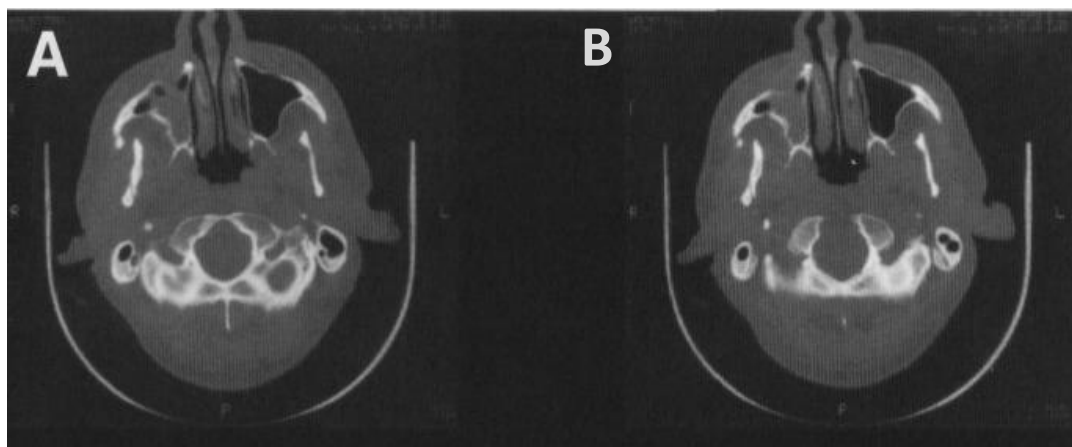
Después de almacenar los datos en el ordenador del CT, la imagen se reconstruye en una mediante diversas reconstrucciones algorítmicas. La función de la reconstrucción algorítmica es para calcular el coeficiente de atenuación lineal en cada vóxel en una capa y después asignar un número de CT a cada vóxel. Los números de CT se relacionan con los coeficientes de atenuación pero se normalizan de tal manera que números de CT (también llamados número Hounsfield) de -1000 representan el aire, 0 representa el agua y +1000 representa el hueso. A números de CT se les asigna niveles de gris y se representan en un monitor de video. El ordenador determina la

relación entre los números de CT, los 256 niveles de gris disponibles en la mayoría de los monitores y el contraste y densidad de la imagen.

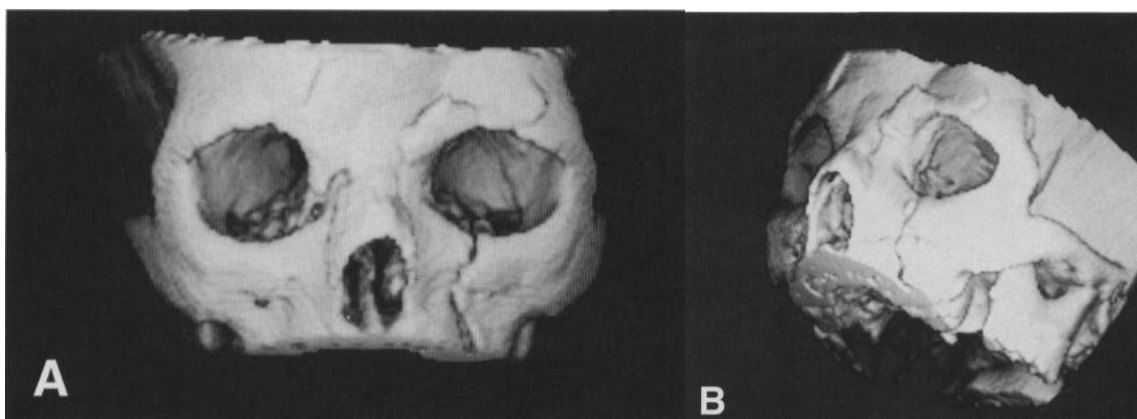
Las imágenes del CT se deben visualizar en la misma orientación en la que se adquirieron los datos, esto es, perpendicular al plano del escáner.

De manera adicional, se adquieren múltiples capas de CT, los datos se pueden reconstruir para representar la densidad 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 en tres dimensiones aportan datos muy específicos en la imagen de una estructura que corre más o menos paralela al plano original del escáner. Por este motivo, las fracturas en el suelo de la órbita, se visualizan difícilmente con imágenes axiales únicamente (figura 6 y 7). En este caso, se debe re-escanear la órbita a lo largo del plano coronal o reconstruir en formatos en dos o 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 6:** paciente con trauma facial escaneado en el plano axial. A y B muestran dos capas de la región del suelo de orbita. La evaluación de la integridad del suelo de la órbita es difícil porque la estructura es prácticamente paralela al plano del escáner. Tomado de Matteson SR, Deahl ST, Alder ME, Nummikoski P V. *Advanced imaging methods. Crit Rev Oral Biol Med.* enero de 1996;7(4):346-95.



**Figura 7:** vista frontal y oblicua lateral 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 P V. *Advanced imaging methods. Crit Rev Oral Biol Med.* enero de 1996;7(4):346-95.

El tiempo necesario para obtener las imágenes se divide en análisis en tiempo y tiempo de grabación, y el ordenador reconstruye las estructuras en tres dimensiones utilizando algoritmos complejos. Hay una excelente fidelidad

de la imagen en todas las dimensiones y la resolución es muy alta. El espesor de los cortes varía entre 0,125 y 2 mm, dependiendo del dispositivo y la elección del operador. El operador puede elegir la dirección axial, coronal o sagital y adquirir la información apropiada. (25)

**Ludlow et al** (2007) (26) concluyeron que CBCT daba mediciones precisas en dos y tres dimensiones independientemente de la orientación de la cabeza y también que era fiable para obtener mediciones lineales del esqueleto maxilofacial.

#### ***1.1.6.3 Dosis Efectiva***

Una de las mayores ventajas de CBCT frente a CT es la dosis efectiva menor. Aunque las dosis efectivas de los escáneres CBCT varían en función de factores como el FOV pueden ser casi tan bajas como una panorámica y considerablemente menores que un escáner CT médico. (27)(28) El haz está más enfocado y la radiación menos dispersa. (29) La radiación total equivaldría a un 20% de CT convencional y a una exposición radiográfica de una serie periapical completa. (30)

#### ***1.1.6.4 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 multicorte de CT es mayor que la toma de radiografías de la misma área.

Edwards (31) 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 CT de cabeza. Sin embargo, la amplia variación de la dosis y volumen del tejido irradiado entre diversas situaciones clínicas sugieren que los riesgos deberían ser mejor comparados entre situaciones específicas de imagen que entre las distintas tecnologías.

La dosis de radiación de un CT 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 CT. (32)(33)(34) Debido a las diferentes variables, anteriormente descritas, que pueden afectar a la dosis que recibe el paciente, las comparaciones de dosis entre la radiografía y el CT debieran hacerse caso por caso, como se ilustra en el estudio de Kassebaum y cols. (35)

Estos investigadores comparan las dosis de varios tejidos procedentes de CT 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 CT 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 CT la dosis de radiación es esencialmente la misma, independientemente del número de sitios examinados. Por ejemplo, para el ejemplo propuesto anteriormente con el trauma de órbita (figura 6 y 7) sería aceptable la utilización de Tomografías Computarizadas.

La dosis efectiva de un CT de cabeza es 1110xSv (36) comparado con la dosis efectiva de una serie periapical que es de 84xSv (37) y la de una radiografía de cráneo que es de 220xSv. (37)

#### ***1.1.6.5 Imágenes Dentomaxilofaciales***

La técnica avanzada de imágenes transversales como la CT es usada para resolver diagnósticos complejos y para realizar planificación de tratamiento, tales como fracturas craneofaciales, implantes dentales, planificaciones endodónticas y ortodoncia, entre otros. Con la llegada de la tecnología CBCT, los escáneres de imágenes transversales, que habían sido poco utilizados, se han comenzado a utilizar en la consulta odontológica.

Los primeros escáneres CBCT dedicados al uso dental fueron caracterizados por **Mozzo et al** y **Arai et al** en la década de 1990. (38) Desde entonces, los modelos más comerciales han estado disponibles, incitando a la investigación en campos de la odontología como cirugía oral y maxilofacial,



hasta la fecha, múltiples estudios in vivo han tratado de establecer la capacidad de las imágenes CBCT para reproducir con precisión la dimensión de la geometría de las estructuras maxilofaciales.

La calidad de la imagen de los escáneres de CBCT es superior a la CT helicoidal para el análisis de tejidos dentales duros en la zona maxilofacial.(38)

#### **1.1.6.6 Ortodoncia**

Las imágenes transversales ofrecen visualizar, sin superposiciones, estructuras y relaciones anatómicas importantes, solucionar muchos interrogantes radiológicos en ortodoncia.

El bajo costo de las imágenes CBCT en la consulta ha hecho que estas imágenes estén siendo exploradas en la actualidad, para aplicaciones de ortodoncia, incluyendo la evaluación del espesor de hueso palatino, patrones de crecimiento esquelético, estimación de la edad dental, evaluación de vías aéreas superiores y visualización de los dientes afectados. (21)

La ortodoncia tradicionalmente se ha basado en la radiografía bidimensional para evaluar estructuras tridimensionales.

Pero con CBCT, es posible obtener un diagnóstico ortodóncico más claro y un plan de tratamiento más preciso ya que permite, entre otras, realizar análisis cefalométricos.

Las cefalometrías convencionales presentan limitaciones asociadas como son posibles errores en la colocación del paciente, magnificación diferencial de estructuras bilaterales y superposición de estructuras craneofaciales que complican la localización precisa de los puntos cefalométricos (39)(40) a pesar de lo cual se ha utilizado la telerradiografía. Las mediciones realizadas a partir de cefalometrías 2D generadas con CBCT son comparables a las obtenidas directamente a partir de cráneos disecados y con cefalometrías (41) tradicionales en 2D.

La visualización de las estructuras vitales en 3D, por tanto, aporta una mejor localización de las marcas anatómicas en los análisis cefalométricos (por ejemplo, condylion, gonion y orbitale) y unas mediciones lineales precisas (42)(43), así como medidas angulares entre puntos no sólo del mismo plano. (44)(45) Las imágenes de CBCT sobreestiman las distancias reales entre los lados del cráneo, pero estas diferencias sólo son significativas en la base del cráneo.(46) Según Lamichane et al (2009) mediante la reconstrucción de un cefalograma lateral a partir de un escáner CBCT, se puede copiar la magnificación inherente de un cefalograma 2D convencional con alta precisión.(47) Los datos del CBCT pueden convertirse en la imagen clásica de cefalometría lateral para su análisis, (48) pero hoy en día se están desarrollando análisis de datos cefalométricos en tres dimensiones que demuestran una gran reproducibilidad intra e interobservador con el entrenamiento y protocolo adecuados, fundamentales en la identificación de puntos cefalométricos en los tres planos del espacio (49) para obtener el

mayor provecho de toda la potencial información que ofrece la imagen en 3D. Por todo ello, la identificación de los puntos cefalométricos en 3D lleva más tiempo que la convencional en 2D.

Los puntos de coordenadas 3D corresponden a las localizaciones reales anatómicas. (48)

La imagen para el plan de tratamiento de cirugía ortognática y el análisis de crecimiento se realiza en una proporción o escala real 1:1. Los avances en la imagen han evolucionado el tratamiento de las deformidades dentofaciales y el campo de la cirugía ortognática; la utilización de la tecnología de la fusión de la imagen permite crear una reconstrucción anatómica real de ese paciente, con un registro preciso de todas las imágenes tridimensionales (CT/CBCT, RMN, imágenes faciales, tejidos blandos superficiales) superpuestas en una estructura anatómica tridimensional válida. (50)

La superposición de las cefalometrías laterales ha sido la forma estandarizada de cuantificar los cambios debidos al tratamiento y al crecimiento. (51)(52) Diferenciar la comparación de pacientes tratados con sujetos controles mediante las superposiciones tridimensionales en determinadas zonas posibilita realizar el análisis de los desplazamientos/movimientos óseos (en posición) y su remodelación (los cambios en tamaño y forma) respecto a la base del cráneo, lo que mejora nuestra interpretación de la retroalimentación dinámica a través de la cual el crecimiento y el tratamiento interactúan. (53)(54)

La CBCT mejora del análisis de la simetría/asimetría esquelética, (55) ya que la cefalometría postero-anterior basada en la radiografía convencional destinada a este propósito se puede afectar por un posicionamiento incorrecto de la cabeza del paciente o una magnificación desigual. (56)

El requerimiento de bajas dosis de radiación parece seguir siendo un beneficio de la CBCT, comparado con la CT convencional, con un estudio ortodóncico CBCT de rutina, la dosis eficaz aplicada es de  $\leq 61,1 \mu\text{Sv}$  comparado con  $429,7 \mu\text{Sv}$  para CT multicorte. La cefalometría lateral aplica  $10,4 \mu\text{Sv}$ , aunque sin el beneficio de la visualización de estructuras en 3D. (21)

CBCT es una evolución de la tomografía computarizada original (CT), propuesta por **Hounsfield** y **Comark**. Las exploraciones CBCT permiten al ortodoncista evaluar tejidos blandos y duros del paciente en tres dimensiones (3D). La exactitud y la fiabilidad de tales imágenes se han probado y se consideraron adecuados para la planificación de implantes, la cuantificación de la enfermedad periodontal y la evaluación del volumen de lesiones tumoral.(57)

Los casos en los que se ha utilizado frecuentemente la CBCT en ortodoncia son:

- En casos de anodoncia.
- Planificación de cirugía ortognática

- Síndrome de apnea obstructiva del sueño.
- Evaluación de las vías aéreas.
- Fisura de paladar unilateral o bilateral.
- Evaluación de la posición de los dientes.
- Planificación de operaciones y tratamiento de ortodoncia, ubicación en el hueso.
- Control de intervenciones.
- Dientes supernumerarios en el paladar hendido.
- Análisis cefalométricos (programas especiales). (25)

#### **1.1.6.7 Cabeza y cuello**

Los sistemas de proyección de imagen CBCT se han vuelto ampliamente disponibles, el interés en el intraoperatorio y diagnóstico CBCT, aplicaciones en la cabeza extracraneal y las regiones del cuello, se ha intensificado. La alta resolución espacial isotrópica y la dosis relativamente baja de CBCT son características que han hecho que sea especialmente atractivo. En la región de la cabeza y el cuello, es donde prevalece la buena distinción de los detalles anatómicos en los territorios donde estructuras anatómicas, vasculares y óseas son especialmente complejas. (21)

### **1.1.6.8 Ventajas de CBCT**

La principal ventaja de estos recientes sistemas es la reducida exposición a la radiación (30)(58) 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 sufren 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 Accitomo y el NewTom 9000 tienen volúmenes de escaneado todavía menores e insuficientes para cualquier método cefalométrico. (59)(60)(61)

El CBCT ofrece imágenes de alta calidad en la consulta, es una técnica fácil de aplicar y fácil de usar y usa un software de visualización postprocesamiento. En comparación con radiografías clásicas; las mediciones obtenidas por el uso de CBCT son muy exactas, porque el resultado las imágenes son de tamaño real y en 3D de alta resolución. Los datos resultantes tienen el potencial para la generación de Imágenes 2D en una sola exploración (por ejemplo, tomografía dental panorámica, cefalograma lateral). Es el método más exacto para evaluar las estructuras óseas de la ATM.

En comparación con la CT tradicional, la CBCT es más barata, emite menos radiación ionizante, tiene un menor tiempo de exposición y ofrece una mejor resolución de imagen. (25)

Las mediciones realizadas en las imágenes de los datos de CBCT han demostrado ser suficientes para planificar muchos procedimientos bucales y maxilofaciales.

Se ha demostrado que las imágenes CBCT son más precisas en la identificación de estructuras importantes (por ejemplo, canal mandibular) y permiten una medición más precisa en comparación con la radiografía intraoral 2D y panorámica. (14)

Las unidades CBCT exportan los datos en el formato estándar de archivo DICOM. Esto permite que los datos CBCT puedan ser vistos con una amplia gama de software de utilizados para fines de diagnóstico y planificación de tratamiento, incluyendo la creación de modelos 3D y diversas aplicaciones relacionadas con la cirugía guiada por imagen.

Es evidente, la ventaja de ser capaz de evaluar las estructuras en tres dimensiones (3D) y de alta resolución. La tecnología CBCT parece tener un papel en casi todas las áreas de la odontología, que van desde el diagnóstico del dolor, endodoncia, periodoncia, la planificación de implantes, dientes ectópicos e impactado, ortodoncia a la cirugía orofacial incluyendo la cirugía guiada por imágenes.

Las imágenes de CBCT ofrecen las ventajas de una representación de las estructuras faciales en 3D sin amplificación o la distorsión. También ofrece imágenes en sección transversal de los tejidos duros y blandos, sin superposiciones, lo que permite la mejor ubicación de los puntos anatómicos de referencia utilizados en los análisis cefalométricos y precisa las medidas lineales y ángulos entre los puntos de referencia. (62)

#### ***1.1.6.9 Desventajas y Limitaciones de CBCT***

CBCT es definitivamente más costoso que los estudios radiológicos clásicos de dos dimensiones, la dosis de radiación ionizante generada es mayor que en un estudio con ortopantomografía, es una nueva tecnología que requiere nuevas competencias como el clínico, la valoración de la información obtenida y la interpretación.

Cualquier movimiento del artefacto afectan a todo el conjunto de datos y toda la imagen; ofrece una resolución limitada de los tejidos blandos más profundos, la RM y clásicos CT son mejores para la imagen de los tejidos blandos, Tiene rango de contraste bajo (depende del tipo de detector de rayos X), No se puede utilizar para la estimación de Unidades Hounsfield (UH), ha incrementado la radiación dispersa y la consiguiente pérdida de resolución de contraste. (25)



## 1.2 ASIMETRÍAS FACIALES

La estética facial en términos de simetría y balance es referida al estado de equilibrio facial; es decir, a la correspondencia entre el tamaño, la forma y la ubicación de las características faciales de un lado con respecto al lado opuesto en el plano medio sagital, (63) es un estado de equilibrio en el que las mitades derecha e izquierda de las caras están perfectamente relacionados. (44)

En este contexto el complejo craneofacial ideal debería tener cada mitad, derecha e izquierda, con estructuras idénticas. . Por el contrario, la ausencia o la falta de equilibrio entre la hemicara derecha y la izquierda afecta a las proporciones faciales y derivando en la asimetría facial. (64)

En diversos artículos (63)(65) se referencia la posición que tienen algunos autores sobre la simetría facial. El concepto clásico de simetría de la cara humana fue ilustrado **por Leonardo da Vinci** y **por Albrecht Durer** en 1507, quienes utilizaron el trazo de una línea vertical que ubicara el centro de la nariz, labios y mentón, y a partir de ésta las pupilas de los ojos debían ser equidistantes. (66) Otros afirmaron que la simetría facial es una condición normal. **McCoy**, en 1920, afirmó que “un lado de la cara es el espejo del otro lado”. **Simon**, en 1924, consideraba que “la simetría bilateral es la manifestación morfológica más característica del cuerpo y especialmente de la cara”. (66) Sin embargo, algunos autores no han estado de acuerdo con estas

afirmaciones y por el contrario han considerado que la asimetría del cráneo y la cara es un rasgo característico constante de la especie humana. Según **Shah**, (63) el primero en registrar la asimetría en la región craneofacial fue el artista **Hasse** en 1887, quien realizó una investigación sobre las esculturas clásicas de la Era griega y reveló la existencia de asimetrías de leve a moderadas, en las creaciones artísticas. **Mills**, en 1925, describió que “la asimetría de la estructura y de la función es una condición básica del cuerpo humano que ha estado presente en toda su evolución”. **Thompson**, en 1943, consideraba que “la asimetría normal no es muy evidente, mientras la asimetría anormal es muy obvia”. (66) **Woo** en 1931, (63) realizó un estudio involucrando mediciones directas sobre una muestra de cráneos y encontró que los cráneos humanos son marcadamente asimétricos. Además, se reportó que los huesos del lado derecho de los cráneos presentaban mayor dominancia en tamaño que los del lado izquierdo y frente a esto argumentó que el desarrollo del hemisferio del lado derecho del cerebro es más grande, lo que influye en el tamaño de los huesos del cráneo.

Otros autores como **Peck** y colaboradores, (67) **Pirttiniemi** y **Kantora**, (68) evaluaron la asimetría en cráneos secos de culturas ancestrales, concluyendo que las asimetrías se presentan en todos los cráneos y la tendencia es que las asimetrías son menores con la edad. De acuerdo con estas aseveraciones y debido a factores de la variación biológica, algunos de los cuales son inherentes al proceso de desarrollo y otros causados por alteraciones ambientales, las asimetrías craneofaciales son consideradas como

un fenómeno natural mientras se encuentre dentro de límites razonables; pero estos límites obedecen a opiniones más subjetivas pues no se han establecido o aceptado estándares objetivos que juzguen la anormalidad.

Un grado leve de asimetría es común en el rostro humano y a menudo no requiere ningún tratamiento.(67)

Menos del 3% de las asimetrías esqueléticas son clínicamente insignificantes. (69) Esta asimetría leve está parcialmente enmascarada por los tejidos blandos, compensaciones dentales y el cambio postural de la cabeza. (70)(15)

Haraguchi *et al.* Informó que en la asimetría facial menor, la hemicara derecha es más ancha que la hemicara izquierda con una desviación de la barbilla hacia el lado izquierdo. (71)

Severt y Proffit *et al.* Mostraron que el tercio inferior de la cara es más propenso a la asimetría facial, puede ser debido a la duración más larga de crecimiento postnatal.

Las asimetrías pueden ser reconocidas como aquellas diferencias en el tamaño, en la forma, o en la malposición de una o más estructuras óseas del complejo craneofacial que pueden afectar los tres planos del espacio. (72)(73)

Para los pacientes con asimetría facial, un diagnóstico completo y preciso y los tratamientos quirúrgicos para corregir la causa subyacente de la asimetría son significativos.

En la práctica del día a día, los ortodoncistas tratan con numerosas asimetrías faciales morfológicas y funcionales. Por lo tanto, una evaluación de la simetría facial se ha convertido en una parte esencial del examen clínico.

El diagnóstico de las asimetrías craneofaciales es importante debido a que las modalidades del tratamiento difieren considerablemente de acuerdo con el origen de la deformidad; es decir, si es de origen dental, esquelético o funcional.

Aunque cada persona comparte con el resto de la población un gran número de características, hay suficientes diferencias para que cada ser humano, sea un individuo único. Variación en el tamaño, la forma y la relación de las estructuras de los tejidos dentales, óseos y blandos faciales que son importantes en la prestación de cada individuo con su propia identidad. (72)

Las asimetrías en las zonas craneofaciales pueden ser reconocidas como las diferencias en el tamaño o la relación en los dos lados de la cara. Esto puede ser el resultado de las discrepancias, ya sea en la forma de los huesos individuales, o una mala posición de uno o más huesos en el complejo craneofacial. La asimetría también puede ser limitada a los tejidos blandos adyacentes.(74)

La asimetría en la cara y la dentición es un fenómeno natural. En la mayoría de los casos la asimetría facial sólo puede ser detectada mediante la comparación de partes de la cara.

### **1.2.1 Etiología**

De acuerdo con la evidencia científica, (72)(75)(76) existen diversos factores etiológicos que, de forma individual o combinada, pueden influir en el desarrollo de las asimetrías faciales y dentales. Entre estos factores se destacan:

#### **1.2.1.1 Factores genéticos**

Algunas de las asimetrías más severas son observadas en individuos con síndromes craneofaciales (microsomía hemifacial, craneosinostosis, hendiduras faciales, entre otros). (75) Muchas de estas asimetrías parecen estar relacionadas con anormalidades durante el desarrollo embriogénico temprano que afectan las vías de migración y la proliferación de las células de la cresta neural. (75) Aunque las causas de esas anormalidades aún no están totalmente establecidas, se ha sugerido, a través de investigaciones, la influencia de mutaciones en los genes del receptor del factor de crecimiento fibroblástico (FGF-R), los cuales no solamente conducen a las hendiduras faciales sino también a la pérdida de las estructuras de la línea media como la ausencia de incisivos centrales. (65)(75) Por lo tanto, estas mutaciones pueden desarrollar no solamente asimetrías esqueléticas sino también asimetrías dentro de los arcos dentales.

### **1.2.1.2. Factores ambientales**

Las asimetrías pueden ser causadas por trauma o por infección durante el periodo de crecimiento. (77)(78)

La fractura condilar durante la niñez se ha asociado con la disminución del crecimiento y posterior aparición de la asimetría mandibular. El trauma de la ATM puede producir hemartrosis intracapsular que tiene un gran potencial para causar anquilosis. (79)(80) Algunas infecciones como la otitis media recurrente pueden causar anquilosis o las infecciones producidas por el virus varicela zoster pueden generar parálisis facial unilateral. (77) Otros factores ambientales que se han reportado como causantes de las asimetrías son la presión intrauterina y las posiciones posturales de los niños recién nacidos, aunque sus efectos son generalmente transitorios.

### **1.2.1.3. Factores funcionales**

Algunas asimetrías pueden ser el resultado de deflexiones mandibulares causadas por contactos prematuros durante el cierre y como consecuencia se observan mordidas cruzadas posteriores unilaterales; sin embargo, en posición de reposo la mandíbula es simétrica. (78) También pueden ser causadas por alteraciones en la ATM acompañadas por un desplazamiento del disco.(81)(82) Las asimetrías de la cara pueden estar relacionadas con demandas funcionales

del aparato masticatorio, como es el patrón de masticación unilateral.(63)(83) Además se ha reportado los efectos de la parálisis de los músculos faciales como causantes de crecimientos faciales asimétricos.(65)(77) Estos reportes evidencian el impacto que tiene la musculatura facial sobre el desarrollo de las desarmonías esqueléticas y dentales y refuerzan el concepto de que las alteraciones en la dinámica músculo-hueso generan finalmente alteraciones en la morfología ósea.

#### **1.2.1.4 Factores del desarrollo**

Las asimetrías pueden ser causadas por un desarrollo esquelético y dental anormal. (75) Entre las asimetrías relacionadas con la alteración en el desarrollo de las estructuras craneofaciales individuales sobresale el desarrollo de la base craneal que conduce a una asimetría en la posición de la fosa glenoidea. Una fosa que se encuentra en una posición más anterior con respecto a la fosa contralateral puede producir una rotación mandibular asimétrica con consecuencias en la oclusión, como una relación clase III en el lado donde la fosa y el cóndilo están posicionados más anteriormente y una relación clase II en el lado contralateral. Estas asimetrías también pueden producir discrepancias en la línea media, aunque pueden estar enmascaradas por compensaciones dentoalveolares. (72) Las asimetrías mandibulares pueden estar relacionadas no solo con la posición, sino también con la

morfología asimétrica de la mandíbula. Diferencias en la longitud del cuerpo mandibular, así como también diferencias en la altura de la rama, pueden guiar a una asimetría. El desarrollo de estas asimetrías se inician tempranamente en la vida fetal y continúan a través del desarrollo o también puede resultar de disturbios en el desarrollo posnatal. (72)

En cuanto a las alteraciones en el desarrollo dental que ocasionan asimetrías oclusales, prevalece las anquilosis de los primeros molares deciduos, las cuales conllevan pérdida de espacio y la inclinación axial asimétrica de los dientes adyacentes comparados con los dientes del lado contrario del arco, produciendo oclusión molar asimétrica. (72)(75) Otras alteraciones comunes son las erupciones ectópicas de dientes permanentes, la impactación dentaria, la ausencia congénita de dientes permanentes, la variación en el tamaño y forma de los dientes y la formación de dientes supernumerarios. (15)(84)

La asimetría craneofacial no es sólo un aspecto estético, sino también una característica de una patología, debido a la simetría inherente a muchas estructuras esqueléticas. Además, un importante número de síndromes dismórficos están relacionados con anomalías craneofaciales y graves asimetrías faciales. La variabilidad de la estructura, alcance de las malformaciones, etiología de las malformaciones y la respuesta individual son rasgos característicos de estos síndromes de malformaciones. Muchos

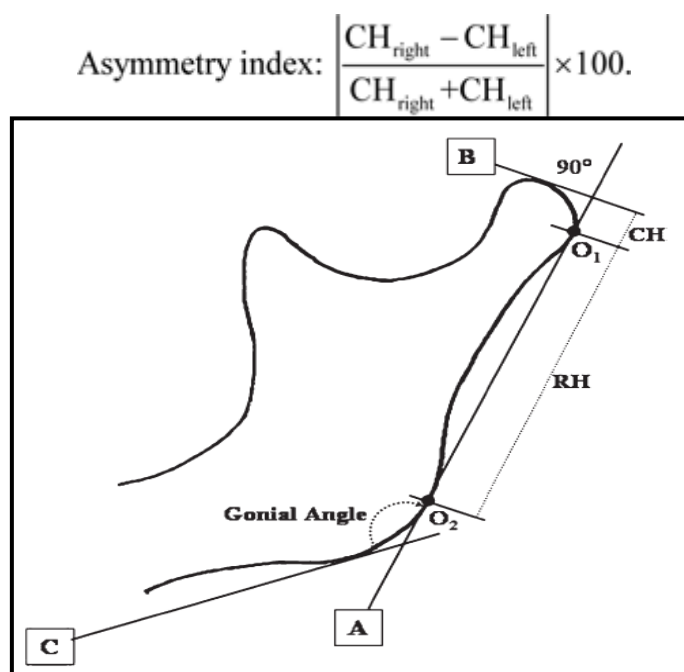


pacientes de cirugía ortognática han tenido asimetrías faciales características después del procedimiento quirúrgico y, en muchos casos sólo se presta atención a ellas después de la cirugía. Por lo tanto, un diagnóstico correcto es necesario para realizar un enfoque terapéutico óptimo y eficiente.

En un estudio realizado por **Vig et al**, (83) en el que se evaluaron 63 radiografías frontales de niños entre 9-18 años de edad para determinar la simetría en diferentes partes de la cara, los niños no mostraban características asimétricas clínicas, pero sorprendentemente, la mayoría de los niños mostraron un patrón asimétrico en general. Según este autor, el lado izquierdo de la cara fue la parte más larga. La región dentoalveolar fue la región más simétrica, probablemente causada por cambios compensatorios por el desarrollo dentoalveolar que permitiría a una función simétrica masticatoria y una máxima intercuspidad. La frontera entre la asimetría patológica y la normal no es tan clara como debería ser. Por lo general, este concepto está relacionado con el juicio clínico y la propia percepción del paciente. Debido a las importantes mejoras que se han producido en el campo de la Medicina, la mayoría de las clasificaciones utilizadas hoy en día para la asimetría o deformidades craneofaciales han quedado obsoletas. La importancia de determinados puntos de crecimiento del cráneo debe ser destacado, junto con su papel en el aumento de dichas malformaciones. (85)

**Habets et al** en 1988 (74) describió un método para medir el cóndilo y la altura vertical de la rama, para comparar los lados derecho e izquierdo de la

mandíbula, para la evaluación de la asimetría de la rama y el cóndilo. Este método se ha utilizado para determinar la asimetría mandibular en pacientes con trastornos temporomandibulares, maloclusiones Clase II, las maloclusiones clase III, mordidas cruzadas posteriores bilaterales, y diferentes patrones esqueléticos. (Figura 8) (74)



**Figura 8:** Método de medición de acuerdo a Habets *et al.* (1988). O<sub>1</sub> y O<sub>2</sub>, puntos más laterales de la imagen; A tangente de la rama mandibular; B perpendicular a la línea A en la parte más superior de la imagen del cóndilo; C tangente del cuerpo mandibular; CH altura condilar y RH altura de la rama. Tomado de Kurt G, Bayram M, Uysal T, Ozer M. Mandibular asymmetry in cleft lip and palate patients. *Eur J Orthod.* 2010 Feb;32(1):19-23

En la literatura, no hay consenso sobre cuál es la mejor manera de describir la asimetría craneofacial. La mayoría de los análisis cefalométricos en 3D se basan en los planos medio sagital basado en estructuras de la línea media. Esto ha despertado algunas preocupaciones con respecto a la validez

de estos planos de referencia, porque los organismos vivos no son casi nunca perfectamente simétricos y un grado de asimetría facial es un fenómeno común en la naturaleza.

Las estructuras internas del cráneo son relevantes para la percepción visual de la simetría, esto sugiere que la base del cráneo puede ser utilizado como referencia para determinar el plano medio sagital de asimetrías craneofaciales moderadas o leves. (86)

### ***1.2.2 Clasificación de las asimetrías***

Existen diversas clasificaciones de las asimetrías dentofaciales: según su origen (genéticas o adquiridas), según el tiempo de establecimiento del desarrollo asimétrico (prenatal, posnatal) y según la localización.

**Bishara** (72) propuso una clasificación de las asimetrías de acuerdo con las estructuras involucradas en: dentales, esqueléticas y funcionales o una combinación. Esta clasificación es muy práctica porque a partir de un diagnóstico sistematizado es posible ubicar al paciente dentro de un grupo de la clasificación y así establecer enfoque de tratamiento adecuado.

#### ***1.2.2.1. Asimetrías dentales***

Algunas de las asimetrías dentales pueden presentarse por:

- Discrepancia entre el tamaño de los dientes y el arco dental.

- Discrepancia entre el tamaño de los dientes de segmentos opuestos en el arco maxilar o mandibular.
- Discrepancia entre los arcos dentales maxilares y mandibulares, ya sea totalmente o en un segmento.

Todas estas discrepancias pueden ocurrir en un mismo individuo y pueden ser causadas por factores locales o por la pérdida de exactitud en la expresión genética que afecta los dientes sobre los lados derecho e izquierdo causando asimetrías en el diámetro mesiodistal de las coronas. (76)

#### ***1.2.2.2. Asimetrías esqueléticas***

La desviación puede involucrar una de las estructuras óseas como es el maxilar o la mandíbula, o puede involucrar un número de estructuras esqueléticas y musculares de un lado de la cara. (87)

#### ***1.2.2.3. Asimetrías funcionales***

Pueden resultar de una deflexión mandibular lateral o anteroposterior.(81)(82)(64) Pueden ser causadas por un arco maxilar colapsado o por factores más localizados como las malposiciones dentarias. El

contacto dentario inicial en relación céntrica resulta en un subsiguiente desplazamiento de la mandíbula hacia una oclusión céntrica.

Algunos desórdenes en la ATM acompañados con del desplazamiento anterior del disco sin reducción, pueden resultar en el desplazamiento de la línea media durante la apertura causado por interferencias en la translación mandibular sobre el sitio afectado.

Puesto que la percepción de la simetría de las caras es muy importante, el plano medio sagital utilizado para el diagnóstico y la planificación del tratamiento debe ser determinado por los rasgos faciales externos visibles. (86)

Además, hay numerosos síndromes dismórficos asociados con anomalías craneofaciales, la mayoría de los cuales muestran una asimetría mandibular severa. Sin embargo, las asimetrías leves de las estructuras básicas también son frecuentes, aunque su presencia no es clínicamente significativa. (88)

La morfología y el crecimiento del esqueleto craneofacial en humanos han sido ampliamente descritas utilizando radiografías cefalométricas, que requiere la identificación de puntos de referencia específicos y el cálculo de diversas variables angulares y lineales. Sin embargo, pueden ocurrir dos tipos de errores con este enfoque: los errores de proyección y los errores de identificación **Baumrind y Frantz, 1971. (89)**

Los errores de proyección son causados porque la película es una imagen en dos dimensiones (2D) que representa un objeto de tres dimensiones (3D).

Los errores de identificación son los errores de definición de puntos de referencia específicos en la película y son considerados como las principales fuentes de error en la cefalometría. Varios factores están involucrados y son la calidad de la imagen radiográfica, la precisión de la definición de punto de referencia, la reproducibilidad de la ubicación histórica, el operador y el procedimiento de registro. El principal problema es que tales errores conducen a que cambios sutiles no se observen y permiten que sólo los cambios más bruscos se observen con claridad. (90)

El diagnóstico convencional de la asimetría craneofacial se basa generalmente en una evaluación clínica y radiológica. La mayoría de las imágenes utilizadas para este propósito son cefálicas frontales, submentovértex y RX panorámicas.

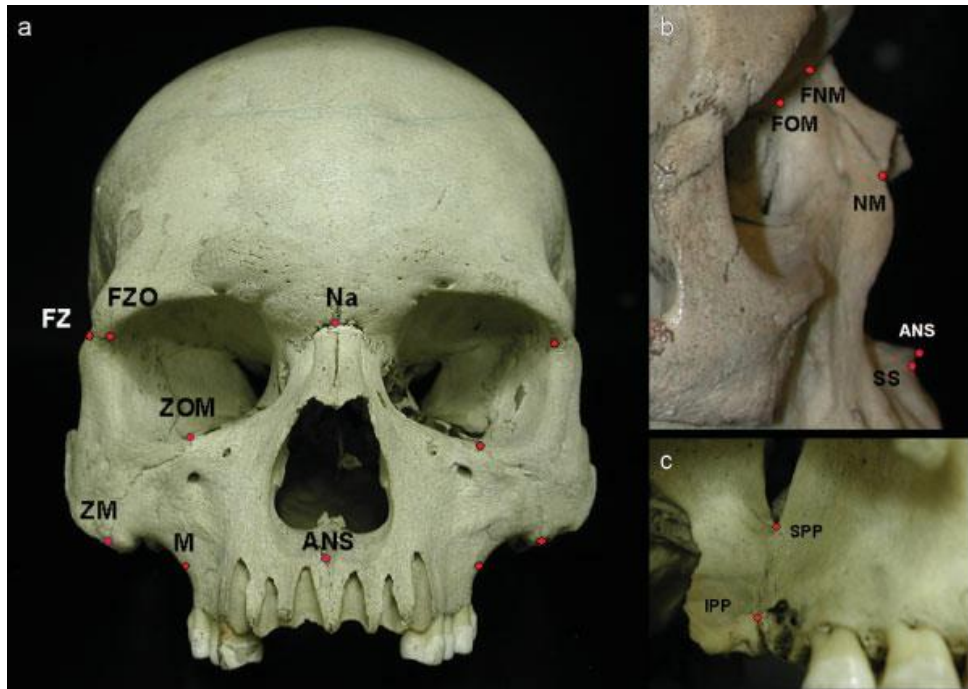
Sin embargo, con este tipo de registro, es difícil, a veces imposible obtener una evaluación en tres dimensiones de la asimetría, debido a la superposición de estructuras anatómicas y la dificultad para detectar malformaciones en la región del tercio medio facial. (88)

En los últimos años, la tomografía computarizada (CT) ha proporcionado la reconstrucción completa 3D del esqueleto craneofacial, permitiendo métodos para evaluar todas las estructuras internas, **Vannier et al.** 1984 ; **Maki et al.**

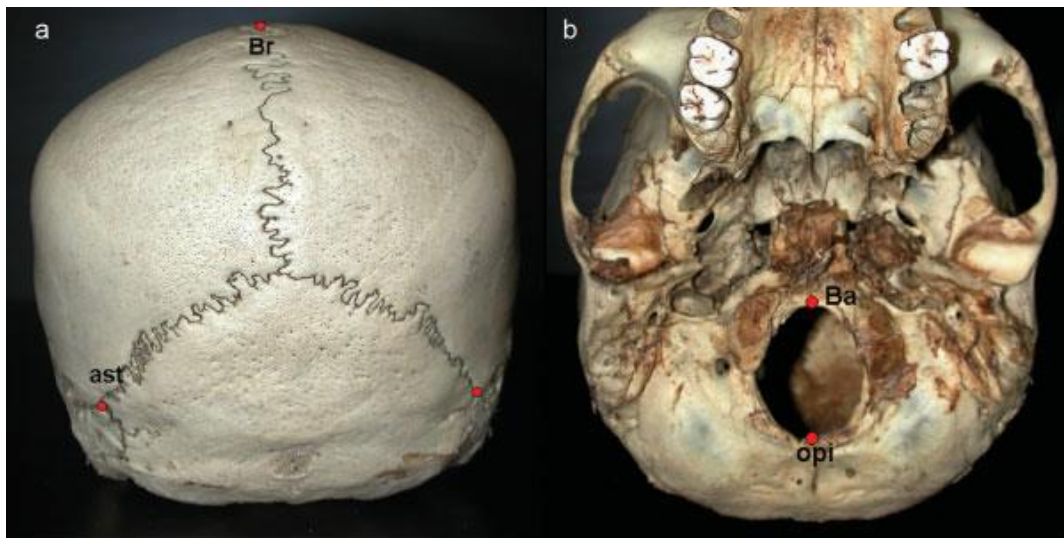
1997. (91)(92) El CT también proporciona datos digitales en 3D, una fuente de información para el análisis morfométrico.

En un estudio realizado en cráneos de la colección del esqueleto del Instituto de Paléontologie Humaine, Museo Nacional de Historia Natural de París, (90) en el cual se evaluó la asimetría facial, donde los puntos de referencia fueron definidos de forma que pudieran ser fiables y que se encontraran en todas las muestras en estudio. (89) Los puntos de referencia Craneofaciales y del paladar se utilizan en un esfuerzo por representar la morfología craneofacial en la medida de lo posible. (Figura 9, 10, 11) Una configuración bilateral se prefiere a mantener el equilibrio estructural del sistema morfológico. De hecho, la morfología es mejor interpretada como el resultado de una red de biomecánica entre los componentes del mismo lado y contralateral, una relación funcional con las interacciones físicas. (93) La mayoría son puntos de referencia de sutura por dos razones: representan los límites de cada hueso, y se puede reproducir fácilmente, los nuevos escáneres CT muestra imágenes detalladas de las suturas.

En este estudio se analizó: la anchura de la cara (R ZOM-L ZOM), la longitud total de la cara (Na-ANS), así como la altura del hueso malar (ZOM-ZM), el prognatismo del maxilar superior (M y ANS), la longitud de la nariz (FNM-NM), y la planitud de la cara superior (Na, FNM, FOM, y NM) y la longitud y la inclinación del paladar (SI-SNP). (90)

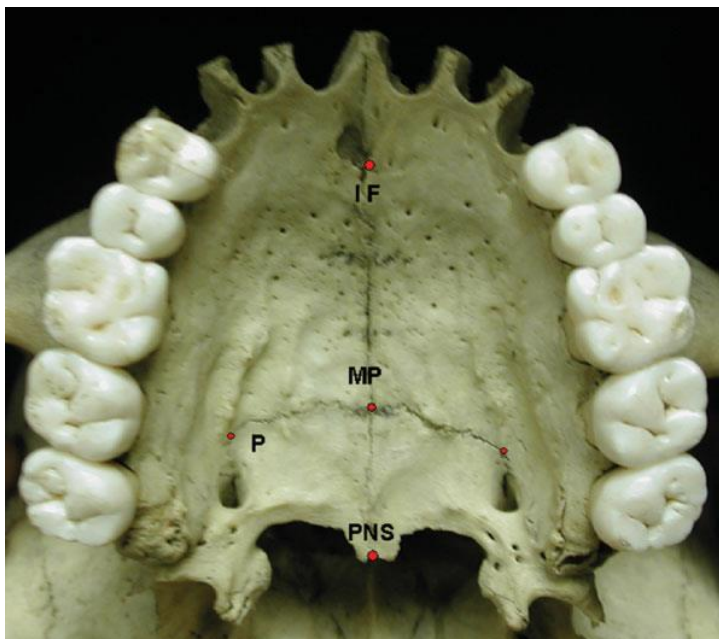


**Figura 9:** Modelo europeo con marcas faciales. a: Vista anterior. b: vista lateral. c: vista inferolateral. Tomado de Badawi-Fayad J, Cabanis EA. Three-dimensional Procrustes analysis of modern human craniofacial form. *Anat Rec (Hoboken)*. 2007 Mar; 290(3):268-76.



**Figura 10:** modelo europeo con puntos de referencia del cráneo. a: vista posterior. b: vista inferior. Tomado de Badawi-Fayad J, Cabanis EA. Three-dimensional Procrustes analysis of modern human craniofacial form. *Anat Rec (Hoboken)*. 2007 Mar; 290(3):268-76.





**Figura 11:** Modelo europeo con puntos de referencia del paladar. Tomado de Badawi-Fayad J, Cabanis EA. Three-dimensional Procrustes analysis of modern human craniofacial form. *Anat Rec (Hoboken)*. 2007 Mar; 290(3):268-76.

La desviación del mentón es la forma más común de asimetría facial. Generalmente se desarrolla a partir de una diferencia del lado izquierdo y derecho de longitud rama, pero también hay otras posibles causas, como una diferencia de longitud del cuerpo en la mandíbula. Distinguir el causante del problema de la estructura es extremadamente importante en la planificación del tratamiento, pero la cefalometría posteroanterior no siempre proporciona información precisa, incluso con la ayuda de submentovértex y proyecciones laterales. Imágenes radiográficas convencionales pueden inducir a error en la interpretación de la causa de la desviación, porque estructuras de tres dimensiones (3D) se proyectan en superficies planas de dos dimensiones (2D), creando una posible distorsión de las imágenes y la ampliación de los errores. El desarrollo de la tomografía computarizada (CT), sin embargo, ha reducido

enormemente la posibilidad de estos errores y mejorar nuestra capacidad de comprender la naturaleza 3D de las estructuras faciales. Además, el software 3D del CT permite la reconstrucción 3D y la medida exacta del complejo maxilofacial.

La medición exacta es el elemento clave en la evaluación de la asimetría: las imágenes en 3D pueden proporcionar información precisa y detallada para la planificación del tratamiento y diagnóstico de la asimetría facial por medio de la medición cuantitativa y la comparación entre los lados derecho e izquierdo de las estructuras.

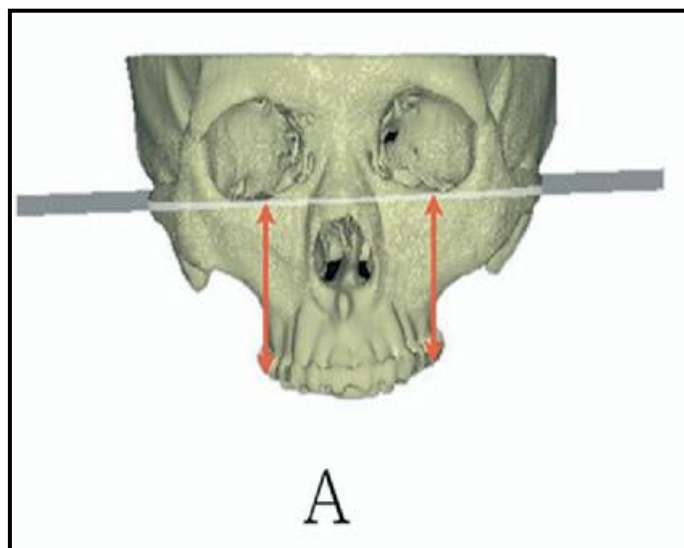
Estas imágenes en 3D son fáciles de girar y ver desde cualquier ángulo. Esta función de rotación permite analizar con precisión las estructuras faciales asimétricas y visualizar claramente las estructuras que no pueden describirse con cefalometría PA. La función de medida asistida por ordenador en 3D nos permite cuantificar la diferencia de la estructura derecha e izquierda.

En un estudio (94) realizado para investigar más a fondo las causas de la desviación de la barbilla, se miden los lados derecho e izquierdo de las estructuras maxilofaciales, en una imagen 3D.

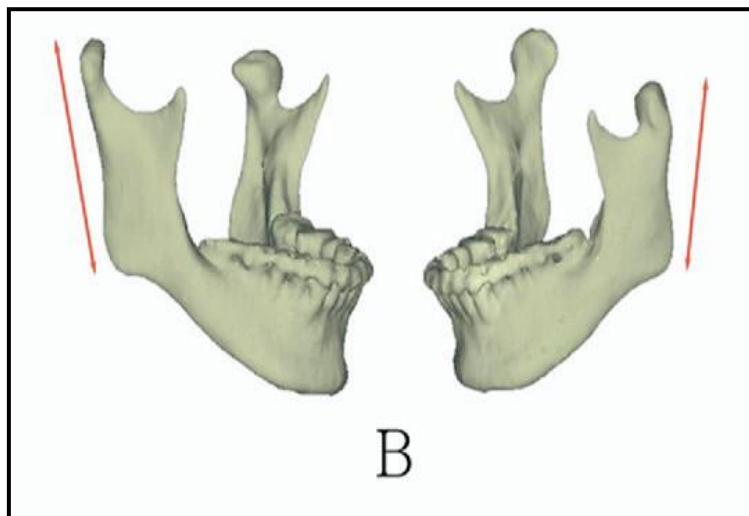
Las mediciones fueron:

- (A) la altura del maxilar: del primer molar a FH (Po-Po-O), la distancia entre el plano de FH y la fosa oclusal del primer molar superior (mm) (figura 12).
- (B) Longitud rama: CdSup -Go inf , distancia entre el punto más alto del cóndilo y el punto más bajo de la zona gonion (mm) (figura 13)

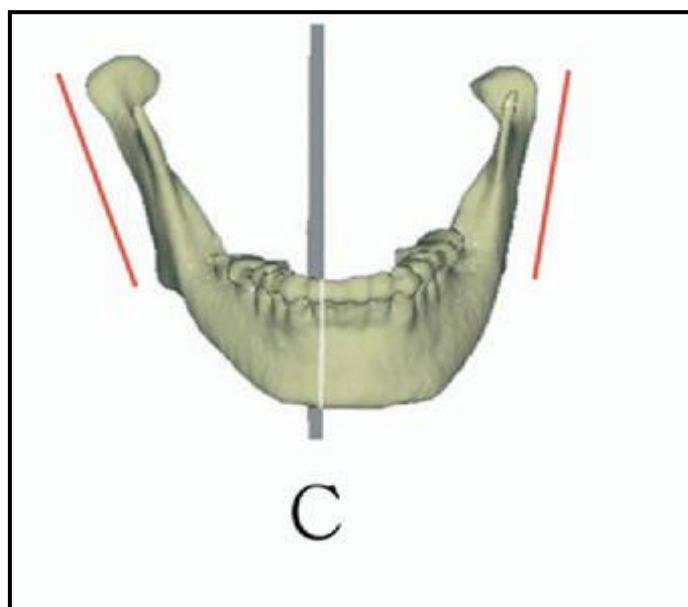
- (C) inclinación frontal de la rama, CD lat -Go lat al plano medio sagital de referencia (Op-Cg-ANS), el ángulo formado con referencia al plano medio sagital y la frontera exterior de la rama (°) (figura 14)
- (D) inclinación lateral de la rama: Cd post -Go post a FH (Po-O-Po), el ángulo formado por el plano FH y el borde posterior de la rama (°) (figura 15)
- (E) la longitud del cuerpo: Me-Go post , la distancia entre el mentón y el punto más posterior de la zona gonion (mm) (figura 16)
- (F) la altura del cuerpo: de canino a plano mandibular (Ag-Me-Ag), distancia de la cúspide canina perpendicular al plano mandibular (mm) (Figura 17)(94)



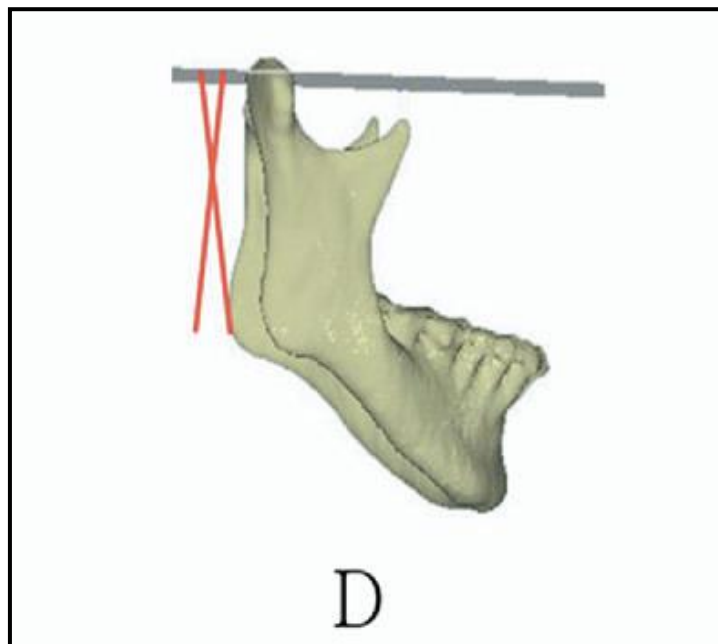
**Figura 12:** Altura maxilar, medida desde el primer molar a FH. Tomado de Hwang HS, Hwang CH, Lee KH, Kang BC. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Dec; 130(6):779-85



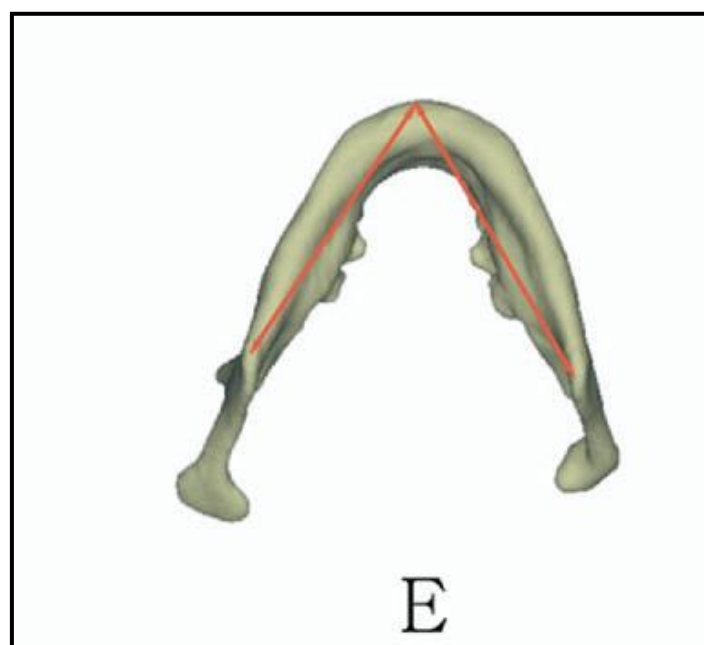
**Figura 13:** Longitud de la rama, medida desde Cd sup a Go inf. Tomado de Hwang HS, Hwang CH, Lee KH, Kang BC. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Dec;130(6):779-85



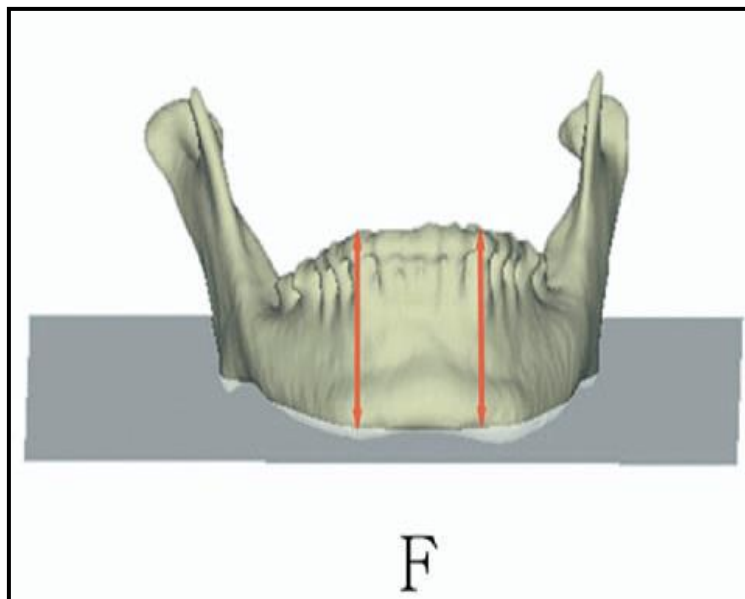
**Figura 14:** Inclinación frontal de la rama, medida desde Cd lat a Go Lat al plano medio sagital.. Tomado de Hwang HS, Hwang CH, Lee KH, Kang BC. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Dec;130(6):779-85



**Figura 15:** Inclínación lateral de la rama, medida desde Cd post a Go post al plano de FH. Tomado de 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 Dec;130(6):779-85



**Figura 16:** Longitud del cuerpo mandibular, medida desde Me a Go post. Tomado de 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 Dec;130(6):779-85



**Figura 17:** Altura del cuerpo mandibular, medida desde canino al plano Mandibular. Tomado de 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 Dec;130(6):779-85

Hoy en día, el software existente nos permite sacar el máximo provecho de la CT en la realización de mediciones 3D y desarrollar análisis craneofaciales en 3D.

Estas mediciones, pueden ser más exactas y reproducibles y tienen el potencial para ayudar en el diagnóstico craneofacial de las asimetrías faciales, cambios funcionales y planos oclusales inclinados. (57)

# JUSTIFICACIÓN

## 2. JUSTIFICACIÓN

El análisis teórico anterior, basado en la amplia revisión bibliográfica realizada, es el fundamento, para plantear los objetivos e hipótesis de este proyecto de investigación.

La radiografía cefalométrica es un método muy importante y 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 cefalométrico convencional tiene diversas limitaciones. (95)(96) 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 mediofacial.

La cefalometría convencional requiere de múltiples mediciones para evaluar la dirección de movimiento de un punto de referencia. A pesar de ello, es dificultoso determinar lo que ocurre en el complejo cráneo-dento-facial midiendo únicamente una serie de ángulos ( $\theta$ ) 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.

El sistema de tomografía computarizada cone-beam (CBCT) fue designado para imágenes en tejidos blandos de difícil visualización. Este sistema es muy utilizado en Medicina y Odontología en la región maxilofacial. El CBCT proporciona imágenes con resoluciones de sub-milímetros de alta calidad



diagnóstica con excelente visualización. (97) Además, realiza cortes tomográficos en cortos intervalos de tiempo y la dosis de radiación es menor comparado con la tomografía computarizada convencional (80) Con eso, posibilita aumentar la capacidad de evaluación en la clínica odontológica, con menor distorsión de las imágenes provenientes en 3D. (23)

# HIPÓTESIS DE TRABAJO

### **3. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

#### **HIPÓTESIS NULA**

*El Sistema de Tomografía Computarizada Cone-beam no es fundamental para el diagnóstico de asimetrías faciales, derivado de un método morfométrico basado en las características faciales visibles, ya que no facilita el diagnóstico, localización y reconstrucción de imágenes tomográficas, facilitando al profesional de la área de la salud, mejoría en el diagnóstico y plan de tratamiento para el paciente, ya que no proporciona valores precisos y reales.*

#### **HIPÓTESIS ALTERNATIVA**

*El Sistema de Tomografía Computarizada Cone-beam es fundamental para el diagnóstico de asimetrías faciales, derivado de un método morfométrico basado en las características faciales visibles, ya que facilita el diagnóstico, localización y reconstrucción de imágenes tomográficas, facilitando al profesional de la área de la salud, mejoría en el diagnóstico y plan de tratamiento para el paciente, ya que proporciona valores precisos y reales.*

## OBJETIVOS

## **4. OBJETIVOS**

De acuerdo con la hipótesis propuesta, se establecen los siguientes objetivos generales y específicos en nuestro proyecto de investigación.

### **4.1. Objetivo general:**

Evaluar, mediante CBCT las características morfológicas en los tres planos del espacio de las estructuras maxilar y mandibular. Para determinar aquellos elementos que constituyen la morfología de las diversas estructuras, llevando a cabo una descripción de las mismas que muestren las características propias de cada elemento.

### **4.2. Objetivos específicos:**

- Determinar mediante mediciones realizadas con CBCT, el grado de asimetría cráneo facial comparada, en una serie de pacientes, que necesitan la realización de esta prueba con fines diagnósticos. Los pacientes utilizados pueden o no presentar rasgos de asimetría facial evidente. Dado que el objetivo es determinar qué elementos medibles pueden ser utilizados para establecer este rasgo en cada paciente.
- Evaluar la fiabilidad y variabilidad de los planos y puntos de referencia.

- Mejorar el diagnóstico y plan de tratamiento mediante mediciones generadas a partir de una CBCT, así como un rango de medidas que permita cuantificar una diferencia promedio.
- Evaluar características morfológicas de la cabeza en los tres planos del espacio.
- Determinar las características comunes que describen los cuadros de asimetría facial.

# MATERIAL Y MÉTODO

## 5. MATERIAL Y METODO

### 5.1. Aspectos éticos legales:

Para la realización del presente trabajo se han seguido los principios éticos para la investigación médica sobre sujetos humanos que dicta la declaración de Helsinki. Los sujetos de la muestra fueron informados del estudio y dieron su consentimiento para ello. De la misma manera, los datos han sido tratados con confidencialidad absoluta. 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.

### 5.2. Selección de Pacientes:

Los sujetos de estudio son pacientes seleccionados retrospectivamente diagnosticados en la clínica de ortodoncia que requieran tratamiento ortodóncico, ortopédico o multidisciplinarios, a los que se les ha realizado pruebas entre las que se incluía en análisis mediante CBCT con fines diagnósticos.

Los criterios para la de inclusión utilizados en este estudio son:

- Pacientes a los que se les haya realizado CBCT como prueba de diagnóstico, CBCT con una extensión de Mentón a los huesos nasales.



- Que el paciente haya firmado el consentimiento informado.
- Pacientes que presenten en boca primeros molares superiores y caninos inferiores, ya que estos son puntos de referencia para algunas mediciones.

Los criterios de exclusión considerados en este estudio son:

- No aceptación por parte del paciente, para ser incluido en el estudio.
- Calidad insuficiente de los registros diagnósticos.

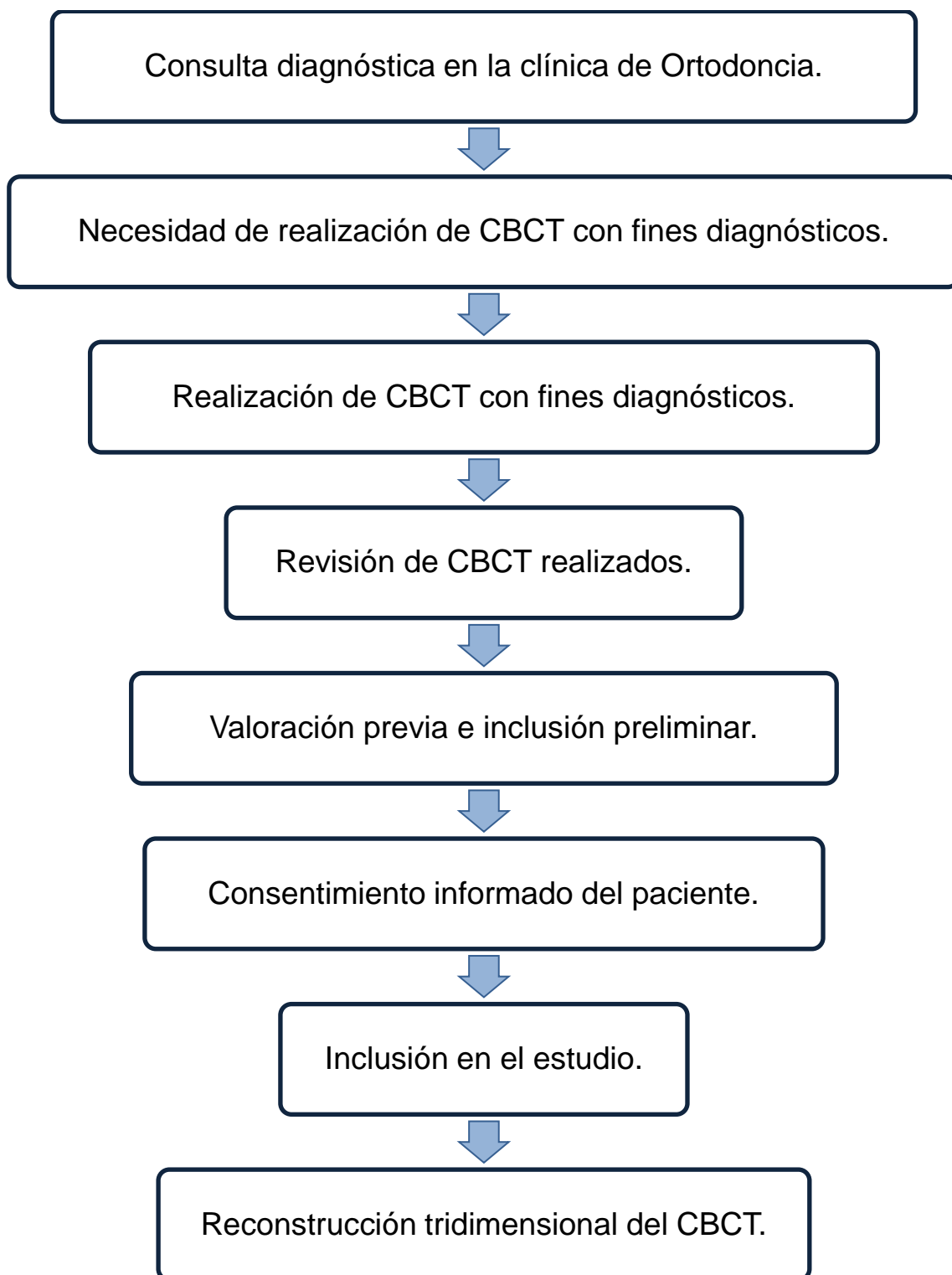
### **5.3. Recolección de la muestra:**

El operador registró todos los CBCT existentes en la actualidad en la clínica de ortodoncia; además se revisaron los registros fotográficos, para valorar la simetría facial y la calidad de los registros fotográficos.

Una vez revisados por parte de la investigadora, se valora o no la posible inclusión en el estudio.

Si este procedimiento resultaba satisfactorio para la inclusión, se contactaba con el paciente por teléfono o bien por carta para explicar la naturaleza del estudio y solicitar su consentimiento informado de inclusión en el mismo.

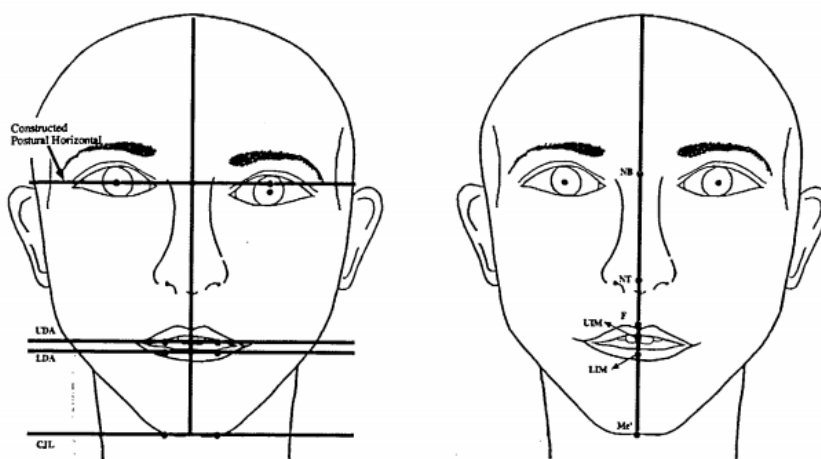
El siguiente organigrama resume todo el proceso de la recolección de la muestra (Figura 18)



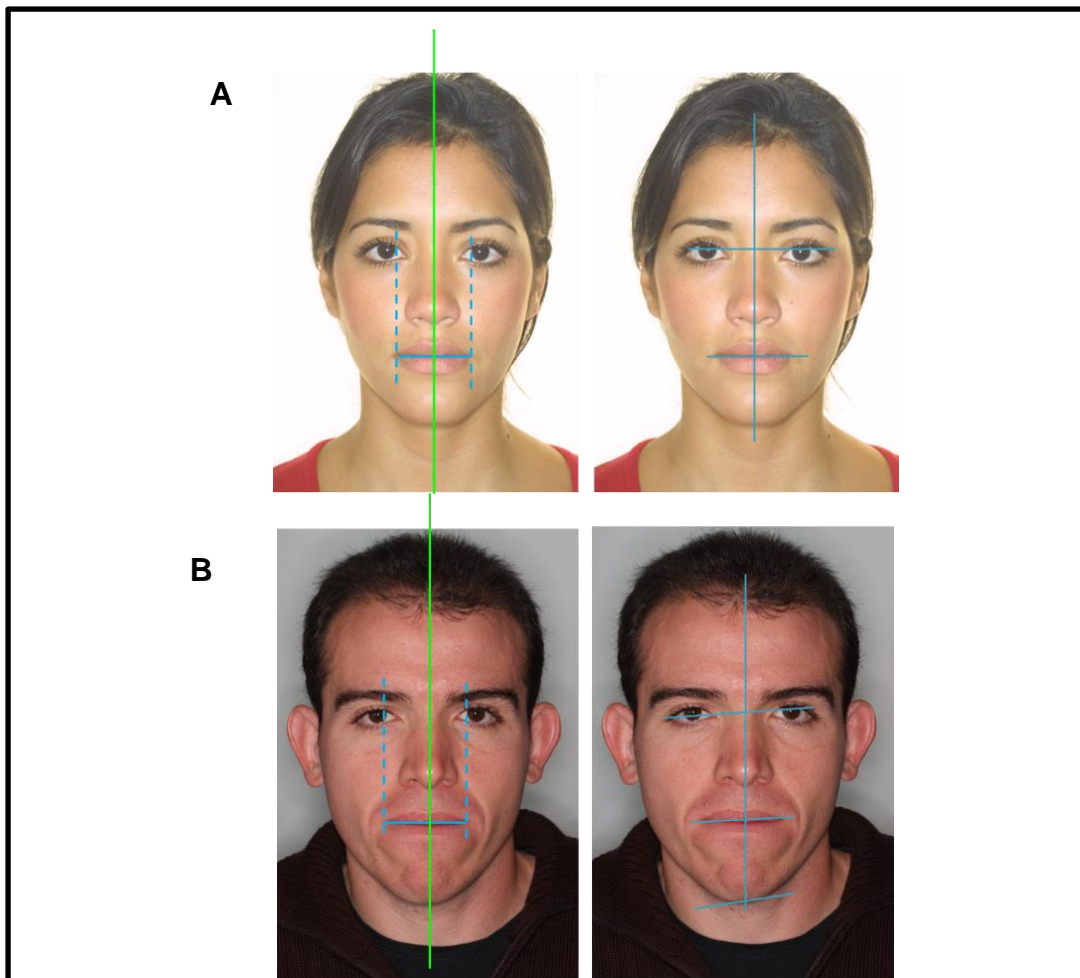
**Figura 18:** Organigrama del proceso de recolección de la muestra.

De esta forma, se consiguieron un total de 53 pacientes.

De cada uno de los pacientes se tomó la foto frontal que se hizo el día de la primera visita y en esta se harán las mediciones propuestas por Arnett y Bergman (98) para valorar la simetría facial (figura 19), si las medidas están dentro de la norma, estos pacientes formarán parte del grupo control, pero si las medidas están fuera de la norma estos pacientes pasarán al grupo de estudio. (Figura 20)



**Figura 19:** Líneas de referencia horizontal y vertical para valorar la presencia de asimetrías faciales. Tomada de Arnett GW, Bergman RT. Facial keys to orthodontic diagnosis and treatment planning--Part II. Am J Orthod Dentofacial Orthop. Mayo de 1993;103(5):395-411.

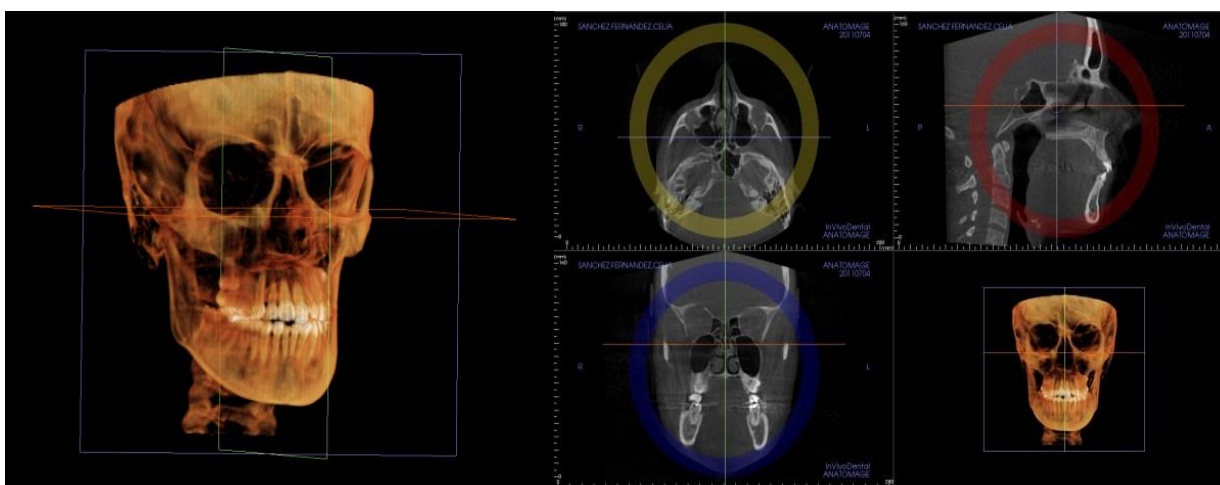


**Figura 20:** Mediciones para valorar la simetría facial. **A.** Paciente simétrico según mediciones propuestas por Arnett y Begman. **B.** Paciente asimétrico según mediciones propuestas por Arnett y Begman.

Todos los pacientes incluidos en los dos grupos (control y estudio) a los que se les ha realizado CBCT como prueba de diagnóstico, se clasificaron en clase I, II y III de Angle y se les realizan todas las mediciones que son objeto de estudio.

Se fijó un sistema de coordenadas para el plano medio Sagital (PS), plano horizontal de Frankfort (PH) y plano frontal (PF); Nasion, Sella y espina nasal anterior fueron los puntos de referencia para trazar el plano sagital (PS),

ya que se encontró que Nasion y Sella coinciden siempre en el plano medio sagital; para el plano Horizontal de Frankfort se traza Porion (Po) derecho e izquierdo e Orbital derecho e izquierdo (O). (99) los cuales sirven de referencia para hacer las medidas lineales y angulares con mayor exactitud y reproducibilidad. (Figura 21)



**Figura 21:** Sistema de Coordenadas con planos sagital, frontal y medio.

#### **5.4 Selección de la muestra y justificación del tamaño muestral**

El tamaño de la muestra está condicionado por los objetivos del estudio que determinan su diseño, las variables a considerar y el método planteado.

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

Se realizó la determinación del tamaño muestral, previo a la investigación, con los datos obtenidos de un estudio piloto, de donde se observó que para obtener una potencia estadística del 80% de fiabilidad con un nivel de

significancia del 0,05 era necesario tener una muestra de 24 pacientes por grupo, nuestro estudio comprendió 25 pacientes por grupo para un total de 50 pacientes, atendiendo a dos razones fundamentales: tener un número similar a los estudios vigentes en la literatura para una correcta discusión y tener un número de pacientes igual en ambos grupos para facilitar el análisis de los datos. La potencia estadística se calculó con el programa **nQuery Advisor®**.

### **5.5 Tratamiento de la información:**

Las imágenes serán obtenidas en tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) en un escáner Kodak 9500, la dosis de radiación de cada CBCT tomada fue de 90kV en un modo pulsado y la frecuencia de 140KHz. El tamaño del vóxel fue 300 micras, el tiempo de exposición fue de 24seg y la reconstrucción de la imagen tomó 2 min y 30 segundos.

Los pacientes serán colocados en el escáner CBCT con el plano de Frankfort FH, paralelo al suelo.

El conjunto de datos CBCT se exportaron desde el software en un archivo de formato DICOM para la visualización adecuada de los tejidos, los puntos de referencia descritos en la Tabla 1 se digitalizaran en el software **in vivo 5 dental anatomage. Copyright 2005© Anatomage, USA**, este programa nos permite la identificación de puntos de referencia con precisión, medidas cuantitativas reales y segmentación de las regiones de interés, ya que tiene aplicaciones interdisciplinarias de muchas especialidades, tales como la

implantología, ortodoncia, cirugía oral, radiología, medicina y ciencia en general.

Los datos serán guardados en un ordenador HP G62, procesador Intel® Core™ i3 CPU.

Después de que los puntos de referencia estén digitalizados, se procederá a medir cada hemicara de cada uno de los pacientes y se comparan las medidas obtenidas de la hemicara derecha con las medidas de la hemicara izquierda.

PUNTO	ABR.	DEFINICIÓN
zygorbitomaxilar	ZOM	Punto más superior de la sutura entre el malar, la órbita y el zygoma.
zygomaxilar	ZM	Punto más inferior de la sutura entre el malar y el zygoma.
Fosa Oclusal	FOMS	Fosa Oclusal del primer molar superior
Cúspide canino	CCi	Cúspide de canino inferior
Reborde Mandibular	Reb. Mand	Reborde mandibular o plano mandibular
Porion	Po	Punto más alto ubicado sobre el meato auditivo externo.
Orbital	Or	Punto más inferior sobre el borde inferior de la órbita.
Cóndilo superior	Cd sup.	Punto más superior de la cabeza del cóndilo.
Cóndilo lateral	Cd lat	Punto más lateral de la cabeza del cóndilo.
Cóndilo posterior	Cd post.	Punto más posterior de la cabeza del cóndilo.
Gonion lateral	Go lat.	Punto más lateral del área gonion.
Gonion posterior	Go post.	Punto más posterior del área de gonion.
Gonion Inferior	Go inf	Punto más inferior del área de gonion.
Mentón	Me	Punto más inferior de la sínfisis de la mandíbula. Unión del borde anterior de la sínfisis con el borde inferior del cuerpo mandibular.

**Tabla 1:** Puntos anatómicos de referencia usados en este estudio.

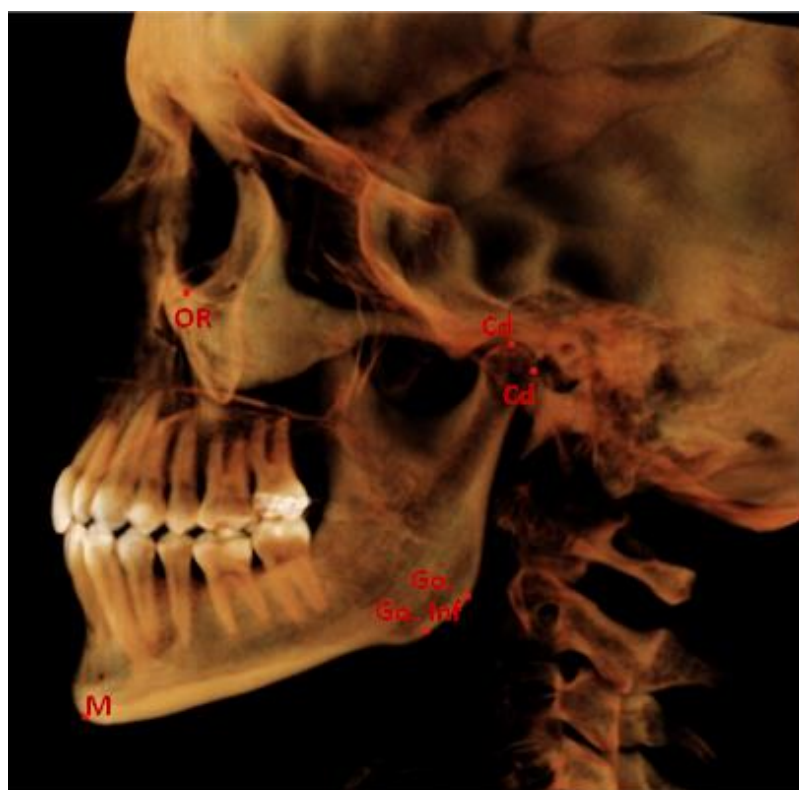
## **5.6 Estudio de CBCT:**

### **5.6.1 Puntos de referencia**

Los puntos anatómicos que se analizaran en este estudio se muestran en la Tabla 1 y en las figuras.22 y 23

Las mediciones, de cada uno de los puntos anatómicos en los tres puntos del espacio, se harán en centímetros con las herramientas incluidas en el software descrito anteriormente. Estos valores de los lados derecho e izquierdo se compararan, para calcular y evaluar la presencia de asimetrías faciales.





**Figura 22 y 23:** Muestran los puntos anatómicos de referencia que se tendrán en cuenta para este estudio, descritos en la tabla 1.

### 5.6.2 Mediciones

Las mediciones que se realizaran en cada uno de los CBCT serán las siguientes:

- Altura de hueso malar (Figura 24)



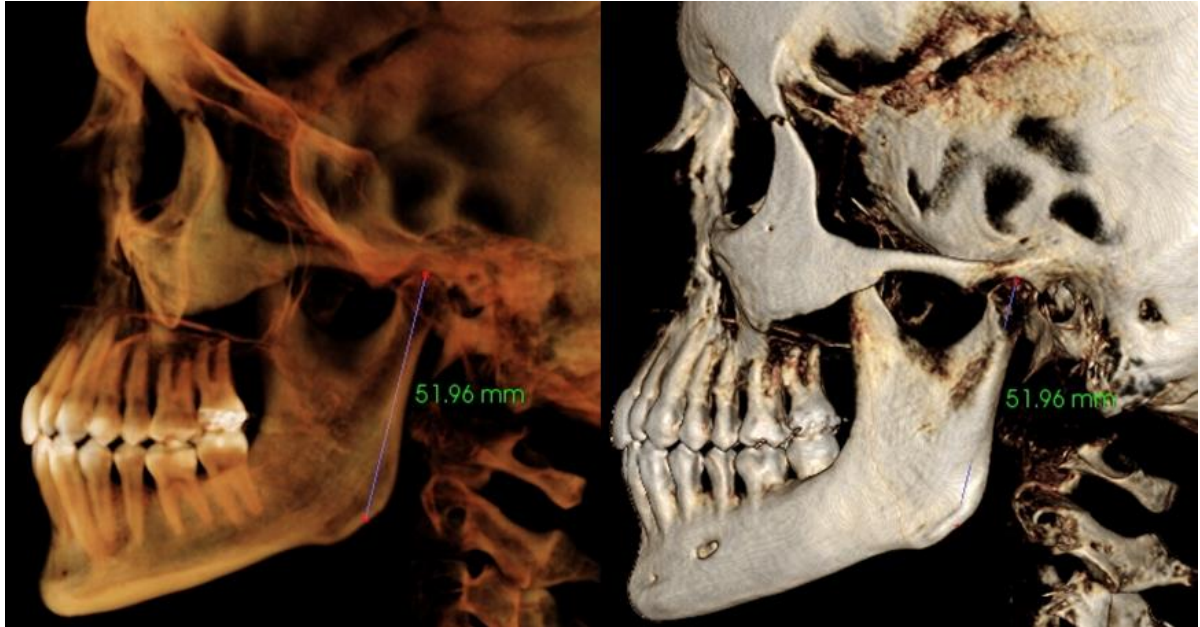
Figura 24: Distancia entre el punto de referencia ZOM al punto ZM.

- Altura Maxilar (Figura 25)



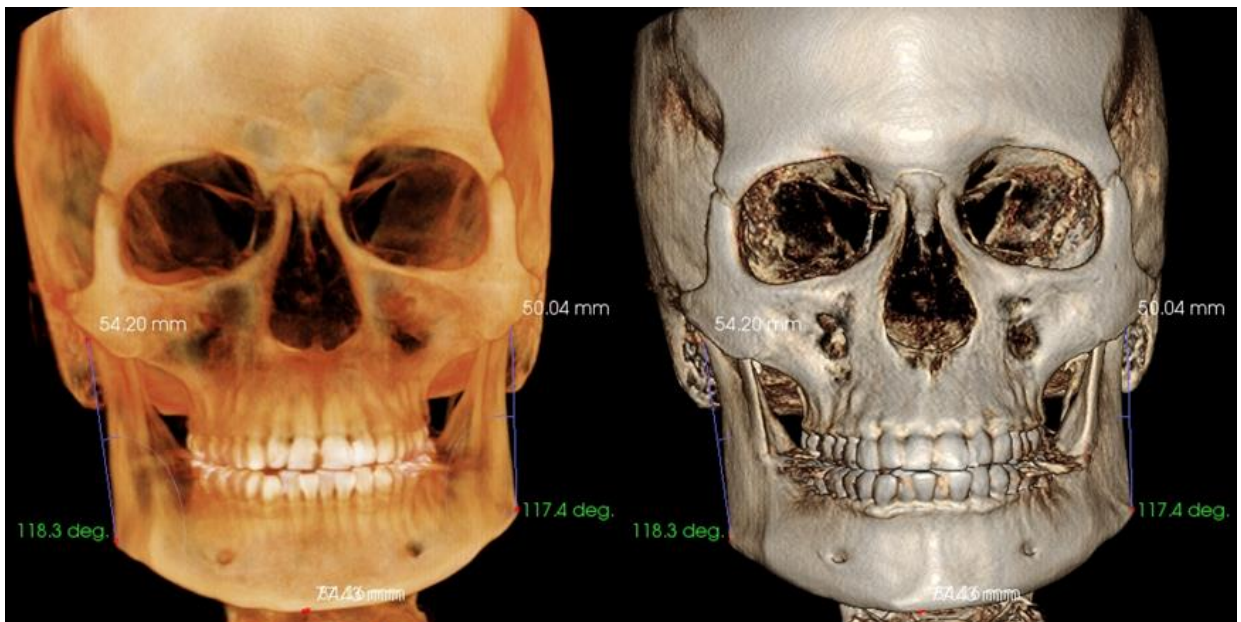
Figura 25: Distancia entre la fosa oclusal del primer molar superior y el plano de Frankfort.

- Longitud de la rama (Figura 26)



**Figura 26:** Distancia entre el punto de referencia Cd. Sup al punto Go. Inf.

- Inclinación frontal de la rama (Figura 27)



**Figura 27:** ángulo formado entre Cd lat y Go lat a línea media.

- inclinación lateral de la rama (Figura 28)

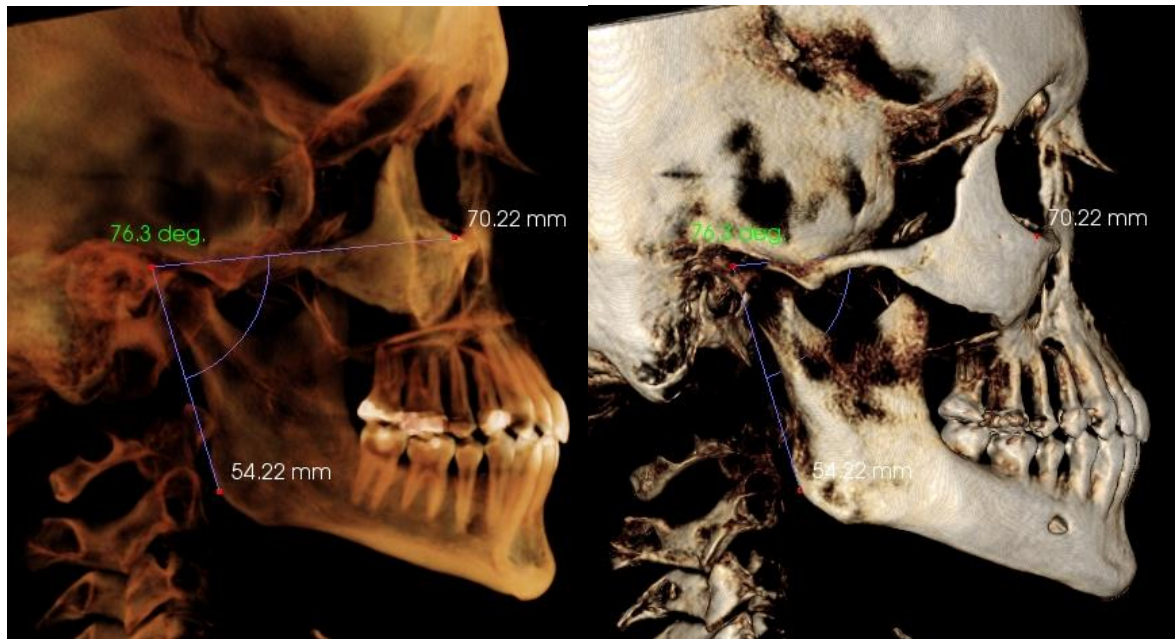


Figura 28: ángulo formado entre Cod post y Go post a FH.

- Longitud del cuerpo mandibular (Figura 29)



Figura 29: Distancia entre el punto de referencia Me al punto Go. Post.

- Altura del cuerpo mandibular (Figura 30)



**Figura 30:** Distancia entre la cúspide de canino inferior a plano mandibular.

## 5.7 Análisis de los datos

### 5.7.1 Análisis Estadístico

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

Los resultados obtenidos fueron recogidos en una tabla de Excel (Microsoft office 2010) y fue transformada posteriormente en un archivo de SPSS, para su correspondiente procesamiento mediante el dicho paquete estadístico.

Los datos obtenidos se analizaron usando el paquete estadístico SPSS 22 ® para Windows (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics v 22.0 for Windows; Armonk. NY. USA). Se realizó un análisis de los datos que consistió

en el análisis descriptivo de las variables cuantitativas, obteniendo la media, desviación estándar, error estándar y rango, con un intervalo de confianza del 95%. Además, para comprobar la normalidad y homogeneidad de la muestra se realizó el test de “Shapiro-wilk”. (100)

Las técnicas y test estadísticos empleados han sido:

- Tablas de frecuencias y porcentajes para variables categóricas.
- Descriptivos habituales para variables cuantitativas: media, mediana y desviación estándar, con Test de Shapiro-Wilk de bondad de ajuste al modelo de la curva normal de Gauss.
- Test de diferencia de medias en medidas repetidas: M-Anova de MR.
- Estimación del tamaño del efecto (asociación entre variables) mediante  $R^2$ .
- Test Chi-cuadrado para el cruce de variables categóricas y test T de Student para la diferencia entre las medias de grupos independientes entre sí.

El nivel de significancia estadística se estableció en  $p < 0,05$ . (100)

En cuanto al número de casos, el tamaño del efecto “moderado” expresa diferencias que son reales y que se pueden detectar hasta con muestras tan pequeñas como  $50 < N < 100$ . El tamaño del efecto pequeño es indicativo de que puede haber algo, pero para detectarlas con cierta seguridad se necesitarían muestras de alrededor de  $N=500$ . El tamaño “grande” evidentemente son

diferencias que existen con elevado grado de confianza y que detectan casi a “simple vista” y con muestras muy pequeñas. (101)

### **5.7.2 Error de las medidas y su análisis**

El error en las mediciones puede ser sistemático o aleatorio. Los errores sistemáticos surgen por limitaciones en el material y métodos usados que nos conducen a una sobre o sub estimación (ej. Magnificación de la imagen). Para evitar esto se utilizó siempre la misma escala de medición en todos los CBCT.

El error aleatorio es accidental y puede resultar por la posición de los pacientes; pero 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. Para evitar dicho error, se realizó la variabilidad interoperadora e intraoperadora mediante la realización del mismo análisis por varios operadores, previamente instruidos por el operador principal y dos veces por semana durante un mes por el mismo operador.

# RESULTADOS



## 6. RESULTADOS

El análisis estadístico se ha estructurado en 2 partes.

Una primera donde se procede a realizar una aproximación descriptiva de la población de estudio, en todas las variables que se han recogido, tanto las variables dependientes o variables de resultado (VD) como las que se pueden considerar como factores de predicción o variables independientes (VI) de éstos.

En esta parte, las variables categóricas se describen en la forma habitual: frecuencia y porcentaje. Las variables de tipo cuantitativo, se describen con: rango (mínimo/máximo), media (con IC al 95%) mediana y desviación típica. Así mismo, se ha utilizado con ellas el Test de Shapiro-Wilk (específico para muestras pequeñas) para comprobar la normalidad de las distribución de estas variables junto a sus índices descriptivos de asimetría y curtosis (altura). En esta parte, también se ha procedido a verificar la equivalencia entre los grupos y comparar en las variables sexo y edad. Para la verificación de esta equivalencia se han empleado: el Test Chi-cuadrado y la T de Student para muestras independientes entre sí.

En la segunda parte se procede a realizar un estudio bivariado de las asociación de cada VI con cada una de las VD, empleando para ello los test adecuados al tipo de variables que se cruzan. Siendo las variables explicativas (VI) de tipo categórico y las VD cuantitativas, se han empleado test de contraste de la significación de diferencias entre las medias. En estudio, cada VD se ha medido dos veces en el mismo sujeto: para el lado derecho e izquierdo. Esta es una situación que en Estadística equivale a un caso de medidas repetidas o de muestras relacionadas.

Para finalizar el análisis se han comparado los dos grupos entre sí, para cada lado, empleando de nuevo un M-Anova, pero en este caso de un factor de efecto fijo con grupos independientes entre sí.

## 6.1 Estadística Descriptiva

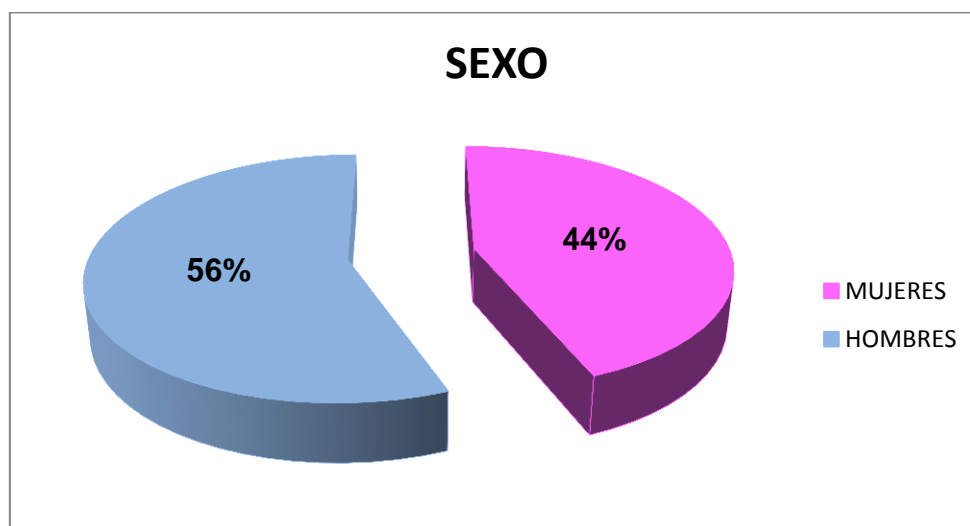
### 6.1.1 Descripción y equivalencia de las muestras.

Se dispone de una muestra de 50 pacientes, divididos en dos grupos en función del objetivo principal de estudio: Asimétricos (N=25) y Simétricos (N=25); Con edades comprendidas en el rango de entre los 18 y los 40 años con mediana 29.5 años. La edad media es de 29.1 con desviación estándar de 6.4 años.

La edad media del grupo de Asimétricos es de 30.2 años, algo superior a la edad media de los Simétricos que es de 28 años, aunque la diferencia no alcanza significación estadística con  $p > .05$

La muestra total está formada por 28 hombres (56%) y 22 mujeres (44%). (Figura 31)

Se aprecia una mayor cantidad de hombres (64%) que de mujeres en el grupo de Asimétricos, mientras que el grupo de simétricos, está formado por más mujeres (52%) que hombres. (Figura 32) A pesar de esto, la diferencia no alcanza significación estadística con  $p > .05$  (tabla 2).



**Figura 31:** Distribución por sexo de la muestra de estudio.

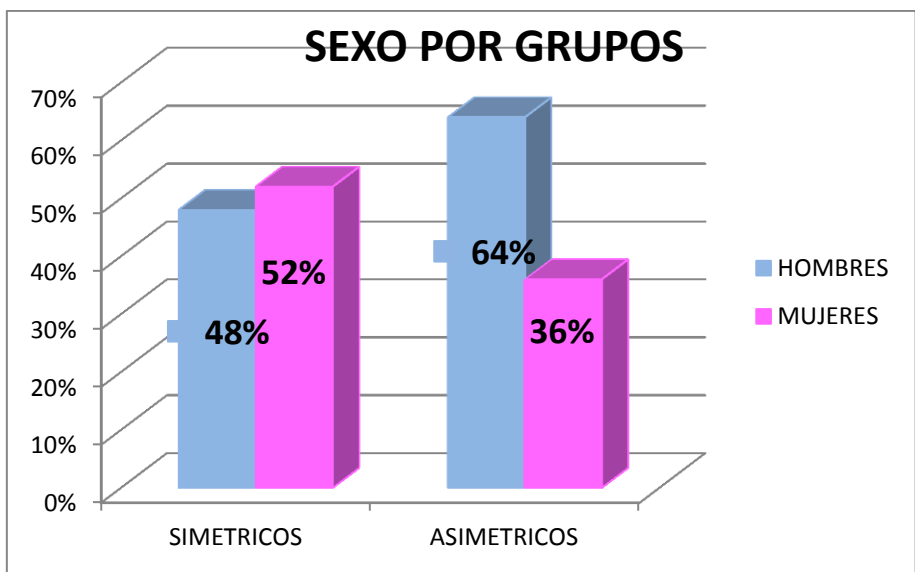


Figura 32: Distribución por sexo en cada grupo de estudio

Variable		Muestra total (N=50)	Grupo		Test de contraste	
			Asimétricos (N=25)	Simétricos (N=25)	Valor	P
Género	Varones	56.0 % (28)	64.0 % (16)	48.0 % (12)	Chi <sup>2</sup> = 1.30	.254 NS
	Mujeres	44.0 % (22)	36.0 % (9)	52.0 % (13)		
Edad (años)	Media (D.E.)	29.10 (6.43)	30.16 (6.20)	28.04 (6.60)	t= 1.17	.248 NS

N.S. = NO significativo (p>.05)

Tabla 2: Análisis descriptivo. Características de la muestra de participantes. Equivalencia entre grupos.

En consecuencia, se admite la equivalencia entre grupos en cuanto a los factores sexo y edad, aunque hay un cierto desequilibrio en sexo. No obstante puesto que el objetivo trata la comparación en un diseño de medidas repetida intragrupo en cada muestra, esto no tiene trascendencia.

### **6.1.2 Análisis descriptivo y exploratorio de las Variables Dependientes VD**

Se han tomado valores en 7 variables Dependientes (VD) en cada lado de la cara, derecho e izquierdo, en un CBCT de 50 pacientes. Se ha realizado una exploración de estas 14 variables, mediante los índices de asimetría y curtosis (altura) junto al Test de Shapiro-Wilk, con vistas a determinar la normalidad, o no, de las mismas.

También se ha estudiado la posible presencia de valores atípicos (*outliers*, o fuera de rango) que pudiesen ser sospechosos de distorsión sobre los valores de las medias (en concreto, se determinó la ausencia/presencia de valores *far out*) mediante los diagramas de caja (*box-plot*).

Los resultados se exponen en la tabla 3 y en los gráficos que siguen (figuras 33 a la 60); en ella se muestran los valores de los descriptivos de centralidad y variabilidad habituales.

En cuanto al análisis exploratorio, se ha observado que la mayoría de las variables medidas (10 de 14) se distribuyen normalmente puesto que tanto los índices de asimetría y curtosis con valores dentro de los rangos de la normalidad, como lo indica el Test de Shapiro-Wilk donde no se aprecia diferencia significativa ( $p > .05$ ). Otras dos variables, presentan ligeros desvíos, aunque leves, que nos permiten admitir la tendencia hacia la normalidad.

Y solamente dos variables, han presentado desvíos altamente significativos ( $p < .01$ ) con respecto al modelo de la normal de Gauss, que se deben en gran medida a una evidente asimetría negativa, es decir a la presencia anormal de más valores en la parte superior del rango. Se trata de las medidas de la inclinación frontal de la rama, tanto en la derecha como en la izquierda. Este hecho parece estar relacionado con la presencia de 2 casos situados en el extremo inferior de la muestra que son de carácter *far out* (representados con asteriscos en las figs. 42 y 44. Se trata de 2 sujetos con valores muy bajos en esta variable (lados derecho e izquierdo).

Si se prescinde de estos dos pacientes para el análisis de esta variable, los valores medios se modifican levemente, y se recupera el correcto ajuste al modelo de la normal ( $p > .05$  en el Test de Shapiro-Wilk; tabla 3 apéndice inferior).

Variable (N=50)	Centralidad		Rango (Mín. / Máx.)	Variabilidad		Asimetría	Curtosis	Test SW: p valor
	Media	Mediana		Desviación estándar	Rango intercuartil			
<i>Altura Malar - Dcha</i>	21.31	20.93	16.30 / 27.34	2.53	3.67	0.50	0.04	.244 NS
<i>Altura Malar - Izqda</i>	22.02	21.82	17.06 / 27.50	2.62	4.39	0.11	-0.69	.564 NS
<i>Altura Maxilar - Dcha</i>	45.28	45.18	38.55 / 54.45	3.02	3.59	0.43	1.010	.443 NS
<i>Altura Maxilar - Izqda</i>	45.20	45.26	38.54 / 52.52	2.94	4.15	-0.06	-0.19	.960 NS
<i>Inclinac. Frontal Rama - Dcha</i>	123.55	126.00	85.60 / 136.30	8.92	8.83	-2.43	8.36	.000**
<i>Inclinac. Frontal Rama - Izqda</i>	122.03	123.70	73.70 / 142.20	10.58	8.68	-2.29	9.11	.000**
<i>Longitud Rama - Dcha</i>	58.05	58.58	50.37 / 67.89	4.70	7.43	0.14	-0.78	.073 NS
<i>Longitud Rama - Izqda</i>	58.24	58.65	50.42 / 69.22	4.76	8.80	0.22	-0.55	.128 NS
<i>Inclinac. Lateral Rama - Dcha</i>	75.70	75.65	67.00 / 84.10	3.66	4.75	-0.15	0.26	.300 NS
<i>Inclinac. Lateral Rama - Izqda</i>	76.02	75.70	68.80 / 88.60	3.72	5.05	0.71	1.40	.112 NS
<i>Long. Cuerpo Mandibular - Dcha</i>	82.67	83.00	70.45 / 99.62	5.31	6.03	-0.01	1.61	.024 *
<i>Long. Cuerpo Mandibular - Izqda</i>	82.89	83.19	69.99 / 88.40	5.65	6.21	-0.01	0.87	.281 NS
<i>Altura Cuerpo Mandib. - Dcha</i>	37.73	36.68	32.39 / 47.29	3.13	4.83	0.66	0.37	.076 NS
<i>Altura Cuerpo Mandib. - Izqda</i>	37.77	36.72	32.48 / 47.27	3.16	5.07	0.65	0.24	.041 *

NS = Desvío no significativo ( $p > .05$ ) la variable se distribuye normalmente  
 \* = Desvío significativo pero leve ( $p < .05$ ) la variable tiende hacia el modelo normal  
 \*\* = Desvío grave significativo ( $p < .01$ ) la variable no se ajusta a la normalidad

<i>Incl. Frontal Rama - Dcha (N=48)</i>	125.00	126.25	115.00 / 136.30	5.38	8.30	-0.15	-0.74	.257 NS
<i>Incl. Frontal Rama - Izqda (N=48)</i>	123.67	124.05	107.60 / 142.20	6.67	8.60	-0.22	-0.54	.832 NS

Tabla 3: Análisis exploratorio y descriptivo. Variables medidas en CBCT

Figura 33: Histograma. Altura Malar - Dcha

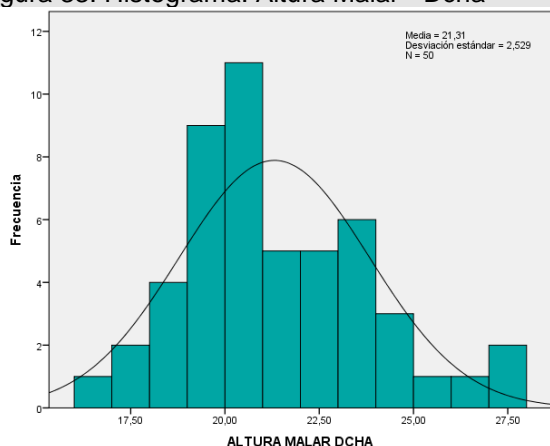


Figura 34: Diagrama de caja. Altura Malar - Dcha

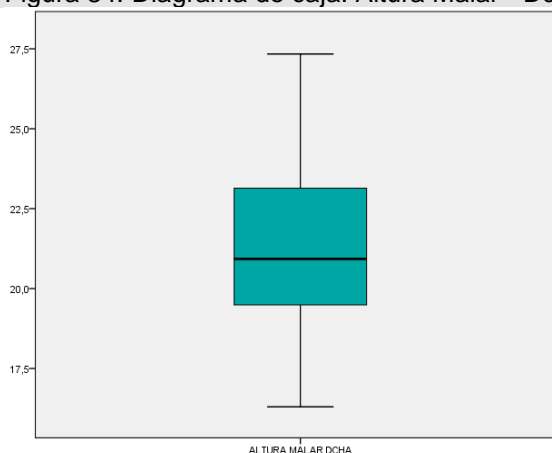


Figura 35: Histograma. Altura Malar - Izqda

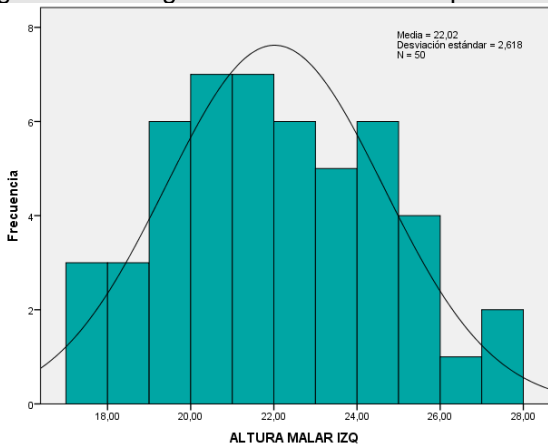
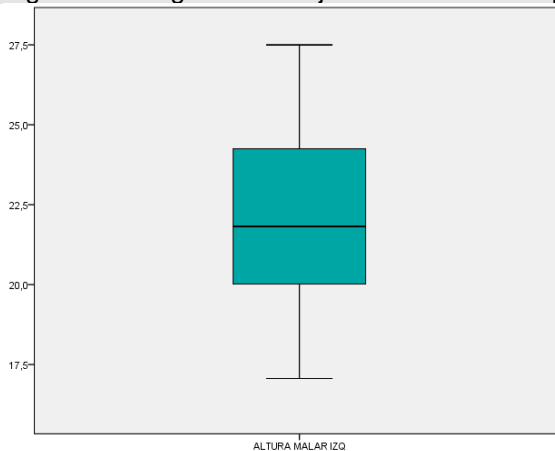


Figura 36: Diagrama de caja. Altura Malar - Izqda



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 37: Histograma. Altura Maxilar - Dcha

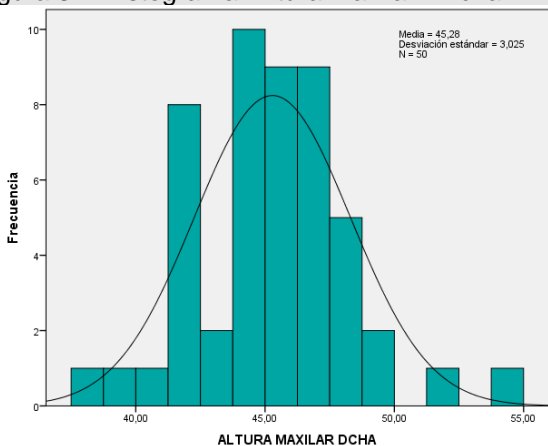
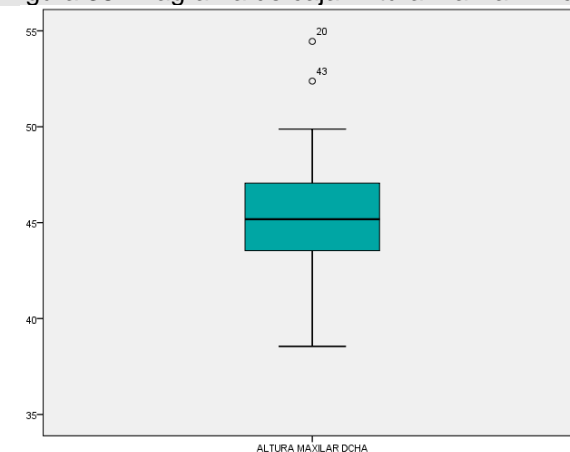


Figura 38: Diagrama de caja. Altura Maxilar - Dcha



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 39: Histograma. Altura Maxilar - Izqda

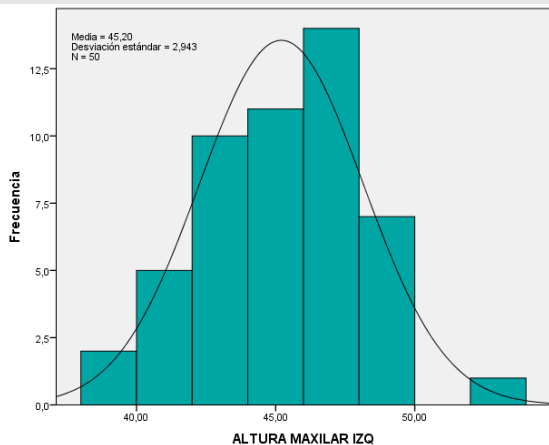
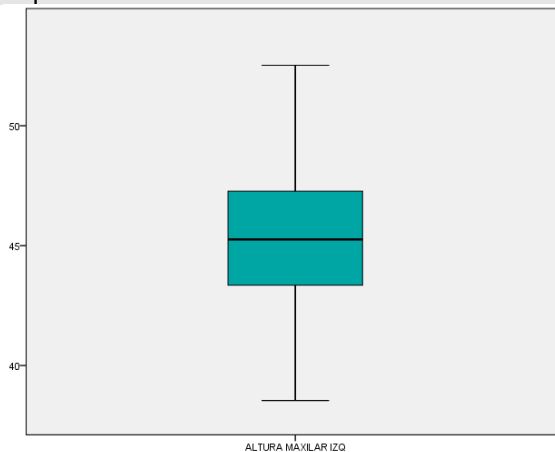
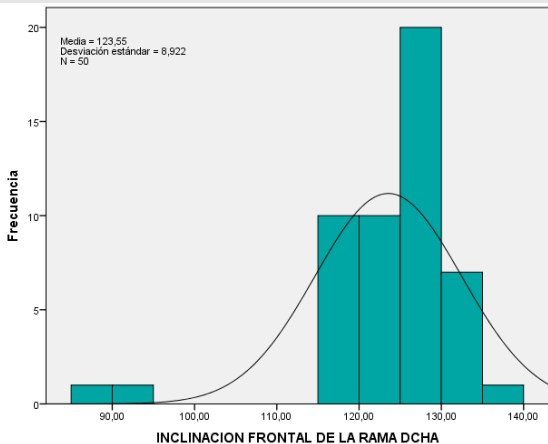


Figura 40: Diagrama de caja. Altura Maxilar - Izqda

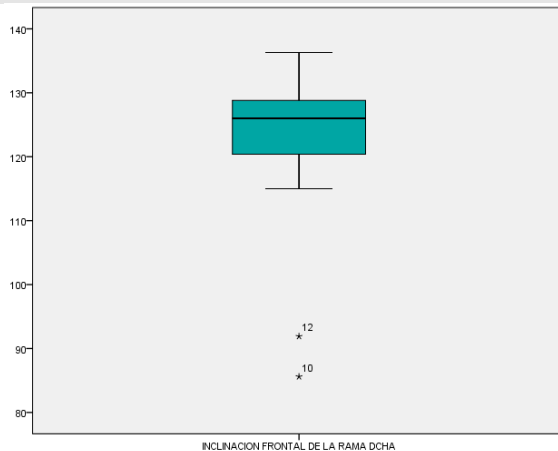


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

**Figura 41:** *Histograma.* Inclínación frontal de la Rama - Dcha

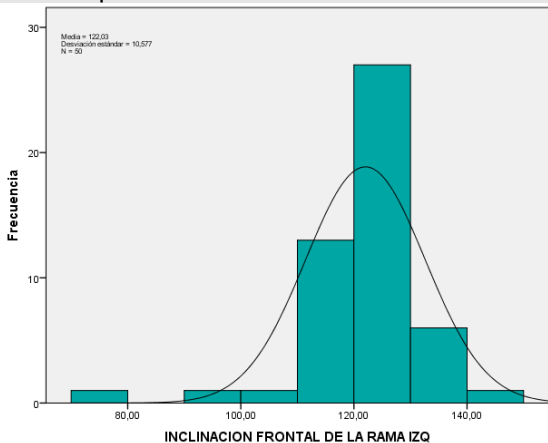


**Figura 42:** *Diagrama de caja.* Inclínación frontal de la Rama - Dcha

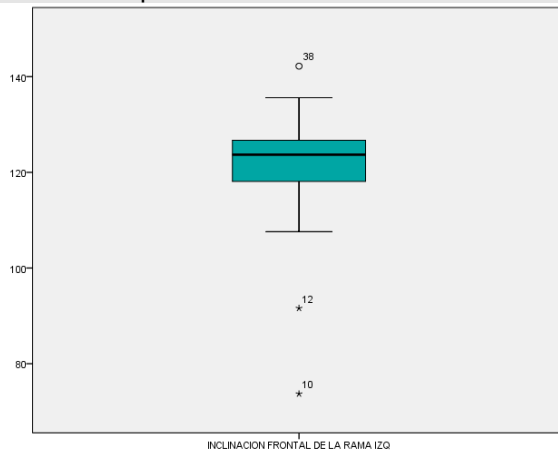


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

**Figura 43:** *Histograma.* Inclínación frontal de la Rama - Izqda

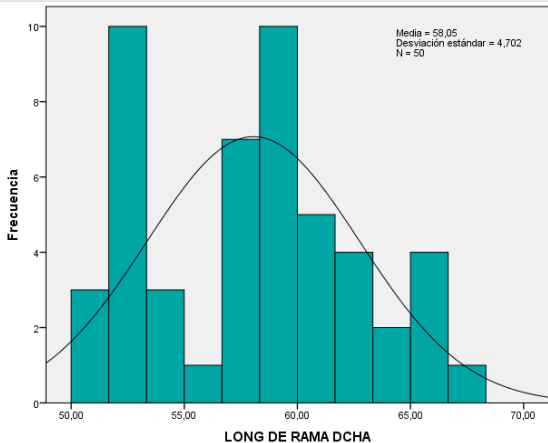


**Figura 44:** *Diagrama de caja.* Inclínación frontal de la Rama - Izqda

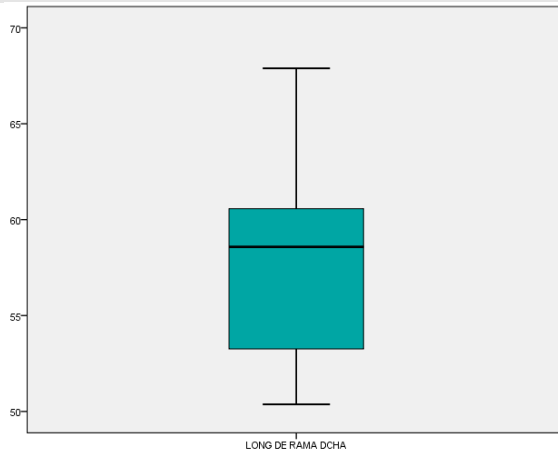


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

**Figura 45:** *Histograma.* Longitud de la Rama - Dcha

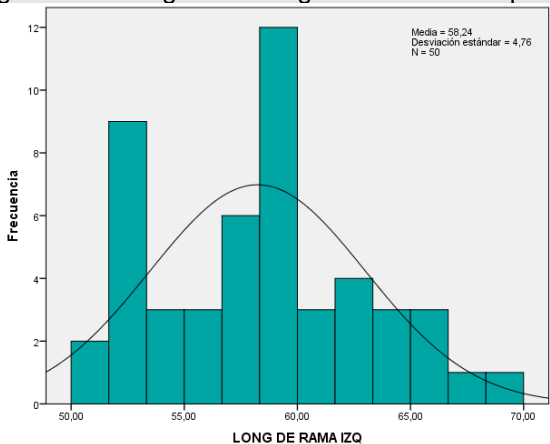


**Figura 46:** *Diagrama de caja.* Longitud de la Rama - Dcha

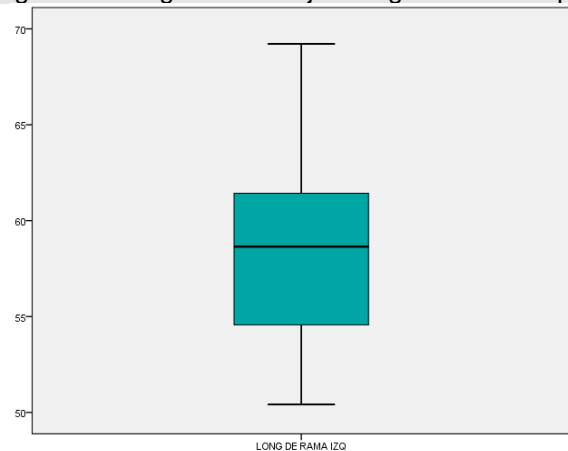


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

**Figura 47: Histograma. Long de la Rama - Izqda**

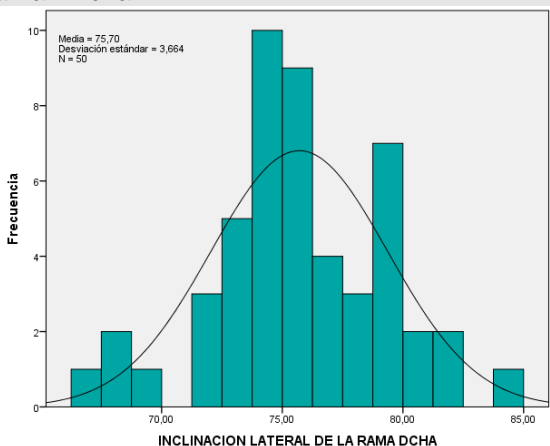


**Figura 48: Diagrama de caja. Longd Rama - Izqda**

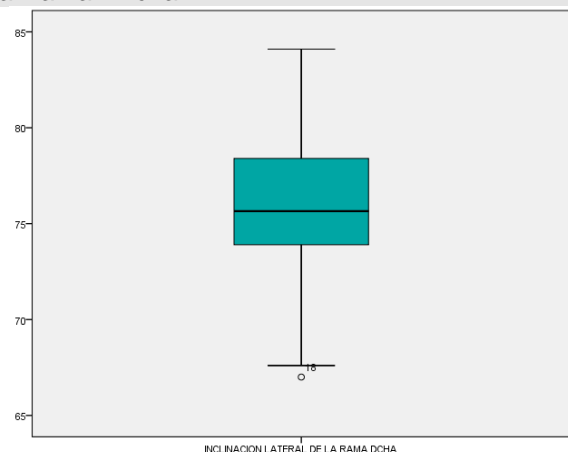


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

**Figura 49: Histograma. Inclinación lateral de la Rama - Dcha**

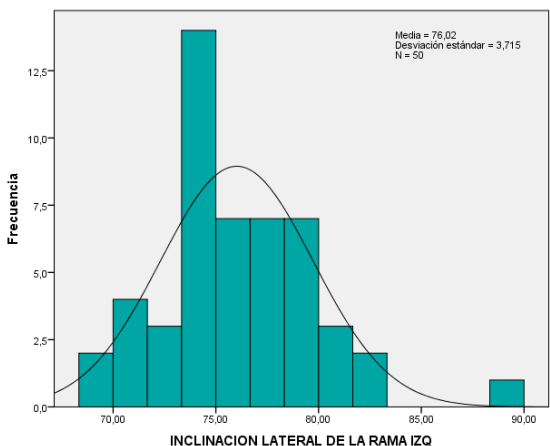


**Figura 50: Diagrama de caja. Inclinación lateral de la Rama - Dcha**

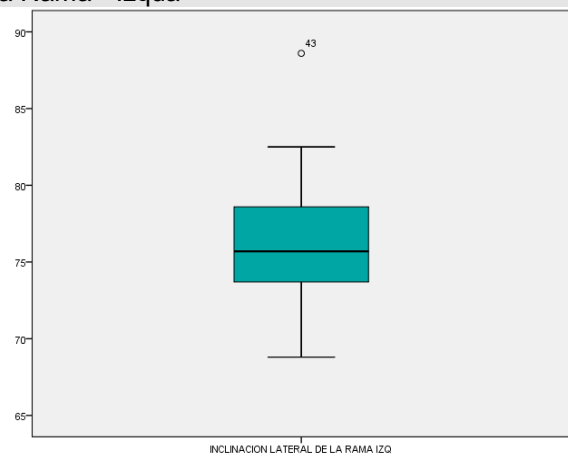


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

**Figura 51: Histograma. Inclinación lateral de la Rama - Izqda**



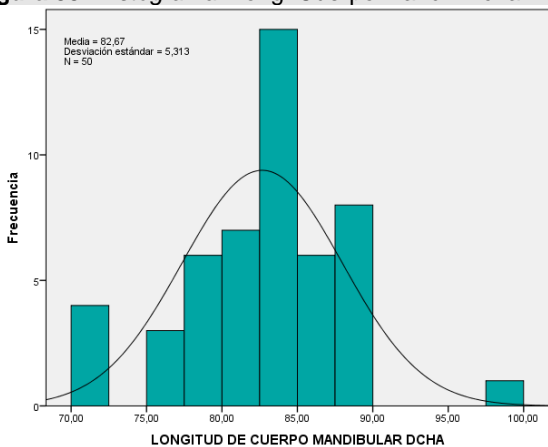
**Figura 52: Diagrama de caja. Inclinación lateral de la Rama - Izqda**



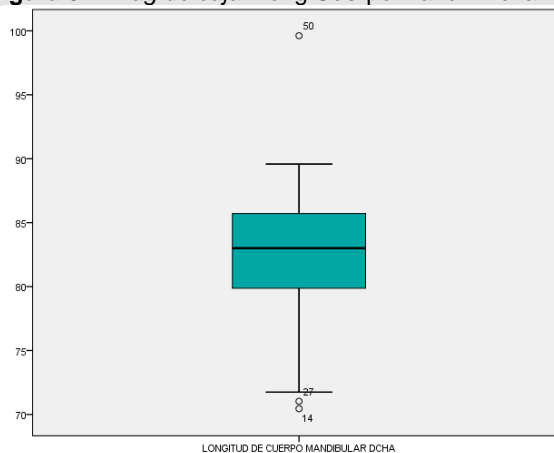
Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22



**Figura 53:** *Histograma.* Long Cuerpo Mand - Dcha

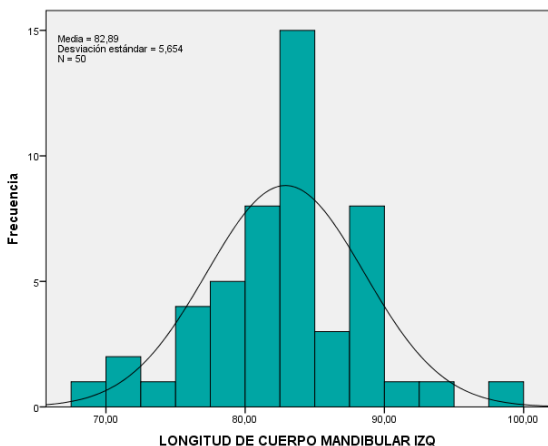


**Figura 54:** *Diag de caja.* Long Cuerpo Mand.- Dcha

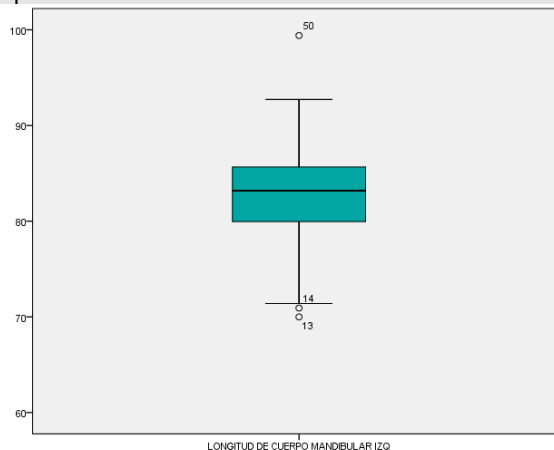


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

**Figura 55:** *Histograma.* Long Cuerpo Mand - Izqda

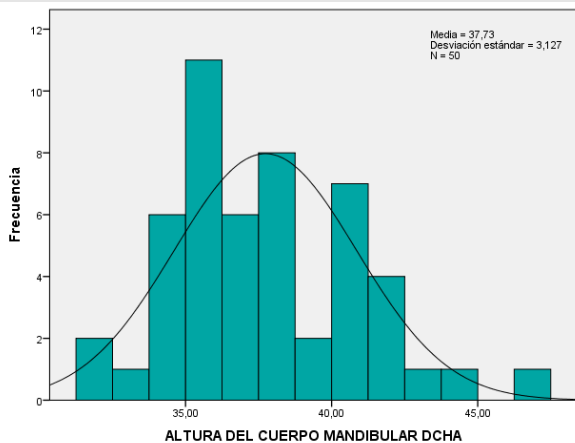


**Figura 56:** *Diagrama de caja.* Long Cuerpo Mand. - Izqda

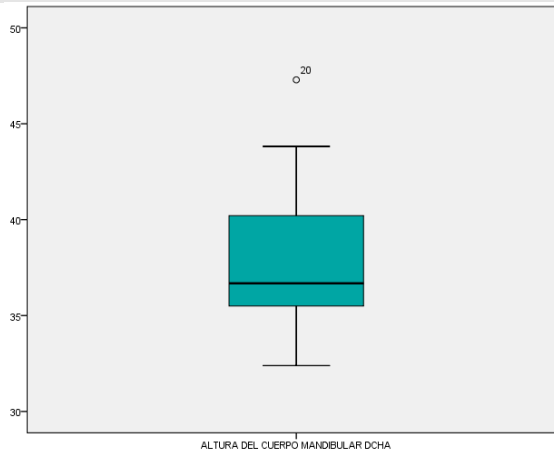


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

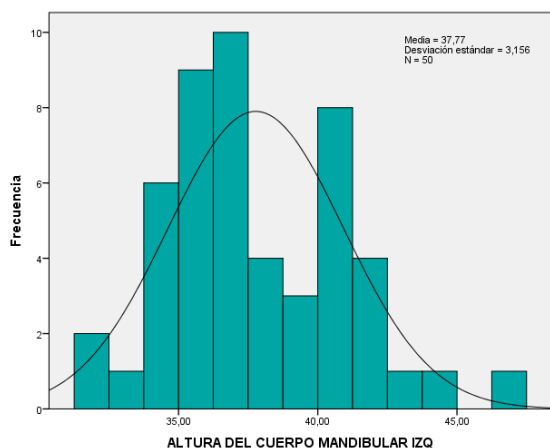
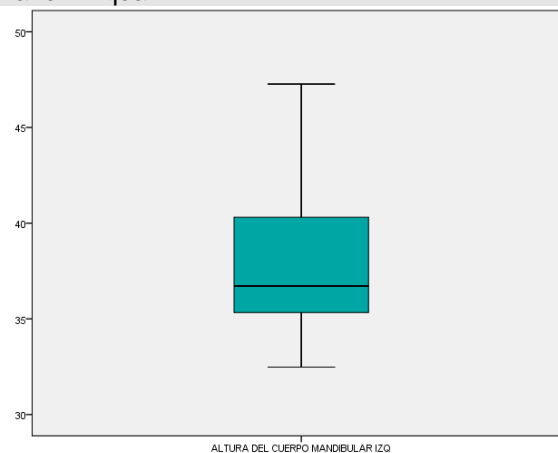
**Figura 57:** *Histograma.* Altura de Cuerpo Mandibular - Dcha



**Figura 58:** *Diagrama de caja.* Altura Cuerpo Mand - Dcha



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

**Figura 59:** *Histograma.* Altura de Cuerpo Mandibular - Izqda**Figura 60:** *Diagrama de caja.* Altura de Cuerpo Mand - Izqda

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

## 6.2 Estadística Inferencial

Para la comprobación de las diferencia entre los lados derecho e izquierdo, tras la exploración realizada, se ha optado por utilizar el método paramétrico Manova de medidas repetidas. Es decir un análisis multivariante (todas las VD) de las diferencias en el factor “hemicara”.

Se estudian los dos grupos de sujetos por separado, con la expectativa de que en el grupo de sujetos simétricos no habrá diferencias significativas entre los lados, mientras que en el grupo de casos asimétricos sí que habrá significación al menos en algunas de las variables.

### 6.2.1 Grupo de casos simétricos

Los resultados de los contrastes entre los lados derecho e izquierdo, dentro de este primer grupo, se resume en la tabla 4. Como se puede comprobar no se han encontrado diferencias que sean estadísticamente significativas en ninguna de las variables ( $p > .05$ ) puesto que además, los

valores medios son muy similares tal como era la expectativa inicial. Solamente en la variable Altura del cuerpo mandibular, hay una leve sospecha de posible significación en caso de que se mantengan medias similares pero en muestras de mayor tamaño; en todo caso el tamaño del efecto (moderado bajo) nos indica que las diferencias serían pequeñas.

Variable	N	Lado DCHO.		Lado IZQDO.		M-Anova MR		
		Media	(D.E.)	Media	(D.E.)	Estad. F	p valor	R <sup>2</sup>
<i>Altura Malar</i>	25	20.51	(1.83)	20.50	(1.82)	0.12	.730 <sup>NS</sup>	.005
<i>Altura Maxilar</i>	25	44.36	(2.37)	44.33	(2.37)	0.86	.362 <sup>NS</sup>	.035
<i>Inclinac. Frontal de la Rama</i>	25	122.14	(8.11)	122.02	(8.17)	2.53	.125 <sup>NS</sup>	.095
<i>Longitud de la Rama</i>	25	56.87	(4.57)	56.86	(4.56)	0.01	.940 <sup>NS</sup>	.000
<i>Inclinac. Lateral de la Rama</i>	25	75.30	(2.38)	75.27	(2.34)	0.52	.476 <sup>NS</sup>	.021
<i>Log. Cuerpo Mandibular</i>	25	82.85	(4.32)	82.86	(4.27)	0.02	.901 <sup>NS</sup>	.001
<i>Altura Cuerpo Mandibular</i>	25	37.03	(2.67)	36.96	(2.68)	3.98	.058 <sup>NS</sup>	.142

N.S. = NO significativo (p>.05)

**Tabla 4:** MANOVA MR. Comparación entre los lados derecho e izquierdo de las realizadas en CBCT, en el grupo de PACIENTES SIMÉTRICOS.

El contraste multivariante de Manova indica que, en global, no existen diferencias significativas entre los lados con  $p > .05$  ( $F = 2.21$ ; 7 y 18 gl;  $p = .083$ ;  $R^2 = .462$ ).

### 6.2.2 Grupo de casos asimétricos.

La tabla 5 resume los resultados del Manova aplicado a los 25 pacientes del grupo de pacientes asimétrico.

No aparecen diferencias que se puedan considerar como estadísticamente significativas ( $p > .05$ ) en 5 de las 7 variables, en concreto en: Altura maxilar,

Longitud de la Rama, Inclinación lateral de la rama, Longitud del cuerpo mandibular y Altura del cuerpo mandibular.

Sí que aparecen diferencias y son altamente significativas ( $p < .001$ ) y equivalentes a un tamaño del efecto grande (con 35.9% de variabilidad explicada) en la Altura del malar, lo que nos permite concluir que la media del lado izquierdo es superior a la del lado derecho.

Y en cuanto a la variable frontal Inclinación de la rama aparece diferencia significativa ( $p < .05$ ) y equivalentes a un tamaño del efecto moderado (con un 15% de variabilidad explicada) y es posible que haya tendencia en el lado derecho a una media mayor que en el lado izquierdo.

Variable	N	Lado DCHO.		Lado IZQDO.		M-Anova MR		
		Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Estad. F	p valor	R <sup>2</sup>
<i>Altura Malar</i>	25	22.11 (2.89)	23.53 (2.42)	13.47	.001**	.359		
<i>Altura Maxilar</i>	25	46.20 (3.36)	46.08 (3.24)	0.18	.673 <sup>NS</sup>	.008		
<i>Inclinac. Frontal de la Rama</i>	25	124.96 (9.62)	122.04 (12.71)	4.14	.053 <sup>NS</sup>	.147		
<i>Longitud de la Rama</i>	25	59.24 (4.61)	59.62 (4.63)	0.65	.430 <sup>NS</sup>	.026		
<i>Inclinac. Lateral de la Rama</i>	25	76.10 (4.63)	76.76 (4.64)	1.34	.258 <sup>NS</sup>	.053		
<i>Log. Cuerpo Mandibular</i>	25	82.48 (6.24)	82.93 (6.86)	0.44	.513 <sup>NS</sup>	.018		
<i>Altura Cuerpo Mandibular</i>	25	38.43 (3.43)	38.58 (3.43)	0.91	.349 <sup>NS</sup>	.037		

N.S. = NO significativo ( $p > .05$ )    \*\* = Altamente significativo al 1% ( $p < .01$ )

**Tabla 5:** MANOVA MR. Comparación entre los lados derecho e izquierdo de las mediciones tomadas con la tomografía, en el grupo de PACIENTES ASIMÉTRICOS.

El test multivariante del Manova, que analiza el conjunto de medidas tomadas, nos permite concluir que sí que existen diferencias significativas entre los lados derecho e izquierdo con  $p < .05$  ( $F=3.40$ ; 7 y 18 gl;  $p=.017$ ) siendo el tamaño del efecto muy grande puesto que está explicado el 56.9% de la variabilidad de las diferencia, un 10% más que en el grupo de simétricos.

Para terminar con el estudio estadístico, se ha procedido a comparar a los dos grupos entre sí, en estas 7 variables medidas, para cada lado. En este caso si

bien se mantiene la metodología de la comparación con la metodología de M-Anova, pero para grupos independientes en un factor. Los resultados se resumen en las tablas 6 (lado derecho) y 7 (lado izquierdo).

En el lado derecho, se han encontrado algunas diferencias significativas (con  $p < .05$ ; tabla 6). En concreto en las variables: Altura malar, Altura Maxilar y en la Inclinación frontal de la rama. En las tres variables, los valores medios del grupo simétrico es menor que las medias del grupo de asimétricos. Los tamaños del efecto son leves, en todas ellas, en el entorno del 10% de variabilidad explicada. El test multivariante de Anova, que analiza la globalidad de las medidas nos lleva a la conclusión de que no existen diferencias que se pueden considerar como significativas, en general, entre los grupos con  $p > .05$  ( $F=0.24$ ; 7 y 42 gl;  $p=.243$ ;  $R^2=.186$ ).

Variable	Grupo Simétricos		Grupo Asimétricos		M-Anova 1 factor		
	N	Media (D.E.)	N	Media (D.E.)	Estad. F	p valor	R <sup>2</sup>
<i>Altura Malar</i>	25	20.51 (1.83)	25	22.11 (2.89)	5.43	.024 *	.102
<i>Altura Maxilar</i>	25	44.36 (2.37)	25	46.20 (3.36)	5.00	.030 *	.094
<i>Inclinac. Frontal de la Rama</i>	25	122.14 (8.11)	25	124.96 (9.62)	1.25	.270 <sup>NS</sup>	.025
<i>Inclinac. Frontal de la Rama</i>	25	123.40 (5.22)	24	126.60 (5.14)	4.55	.038 *	.090
<i>Longitud de la Rama</i>	25	56.87 (4.57)	25	59.24 (4.61)	3.34	.074 <sup>NS</sup>	.065
<i>Inclinac. Lateral de la Rama</i>	25	75.30 (2.38)	25	76.10 (4.63)	0.58	.448 <sup>NS</sup>	.012
<i>Log. Cuerpo Mandibular</i>	25	82.85 (4.32)	25	82.48 (6.24)	0.06	.805 <sup>NS</sup>	.001
<i>Altura Cuerpo Mandibular</i>	25	37.03 (2.67)	25	38.43 (3.43)	2.58	.115 <sup>NS</sup>	.051

N.S. = NO significativo ( $p > .05$ ) \* = Significativo al 5% ( $p < .05$ )

**Tabla 6:** MANOVA de 1 Factor. Comparación entre los grupos simétrico/asimétrico, en las mediciones tomadas con la tomografía, en el lado DERECHO.

En el lado izquierdo, también aparecen algunas diferencias significativas. En las variables Altura maxilar y Longitud de la rama para  $p < .05$  y tamaño del efecto leve, sobre un 9% de variabilidad explicada. En ambas, de nuevo, las medias de los sujetos del grupo de simétricos es menor que las medias de los asimétricos. Así mismo en la variable Altura malar, la diferencia es altamente significativa para  $p < .001$  con tamaño del efecto elevado puesto que se explica

un 34.2% de la variabilidad. Las medias de nuevo indican que en esta variable el grupo de sujetos simétricos tienen valores inferiores que los asimétricos. Esta última significación tiene el suficiente peso sobre el conjunto de las medidas tomadas, que el test multivariante de Manova no indica que sí que existen diferencias significativas entre los grupos para  $p < .01$  con un tamaño del efecto grande puesto que estaría explicada casi el 39% de la variabilidad ( $F = 3.77$ ; 7 y 42 gl;  $p = .003$ ;  $R^2 = .386$ ).

Variable	Grupo Simétricos		Grupo Asimétricos		M-Anova 1 factor		
	N	Media (D.E.)	N	Media (D.E.)	Estad. F	p valor	R <sup>2</sup>
<i>Altura Malar</i>	25	20.50 (1.82)	25	23.53 (2.42)	25.00	.000**	.342
<i>Altura Maxilar</i>	25	44.33 (2.37)	25	46.08 (3.24)	4.58	.034*	.090
<i>Inclinac. Frontal de la Rama</i>	25	122.02 (8.17)	25	122.04 (12.71)	0.00	.994 <sup>NS</sup>	.000
<i>Longitud de la Rama</i>	25	56.86 (4.56)	25	59.62 (4.63)	4.50	.039*	.086
<i>Inclinac. Lateral de la Rama</i>	25	75.27 (2.34)	25	76.76 (4.64)	2.05	.159 <sup>NS</sup>	.041
<i>Log. Cuerpo Mandibular</i>	25	82.86 (4.27)	25	82.93 (6.86)	0.00	.968 <sup>NS</sup>	.000
<i>Altura Cuerpo Mandibular</i>	25	36.96 (2.68)	25	38.58 (3.43)	3.46	.069 <sup>NS</sup>	.067

N.S. = NO significativo ( $p > .05$ ) \* = Significativo al 5% ( $p < .05$ ) \*\* = Altamente significativo al 1% ( $p < .01$ )

**Tabla 7:** MANOVA de 1 Factor. Comparación entre los grupos simétrico/asimétrico, en las mediciones tomadas con la tomografía, en el lado IZQUIERDO.

# DISCUSIÓN

## 7. DISCUSIÓN

A principios de 1900, **Broadbent** (102) introdujo la radiografía cefalométrica, y rápidamente se convirtió en una herramienta básica en la investigación y en la clínica de ortodoncia, para el examen de los pacientes y la planificación del tratamiento.

Este método ha sido muy utilizado y dispone de amplios resultados tanto en poblaciones normales como en pacientes tratados.(103)(104) Sin embargo las imágenes 2D proporcionan una información débil en algunos tipos de deformidades. (85)(88)(105)

Las imágenes que se usan para el análisis y diagnóstico de las anomalías craneofaciales son radiografías, especialmente panorámicas y laterales, por lo que se hace muy difícil distinguir entre los puntos anatómicos del lado derecho y los del lado izquierdo. Además, hay algunos factores que limitan su uso, como por ejemplo, que los huesos de la cara se proyecten en películas radiográficas 2D y que algunas zonas anatómicas son poco visualizadas,(106) Las radiografías 2D tiene las limitaciones inherentes como el alargamiento y distorsión de la imagen que pueden inducir a errores en el análisis de asimetrías faciales (107)(108).

En la cefalometría se requieren referencias anatómicas simétricas, lo que las hace menos útiles para el diagnóstico de pacientes con anomalías craneofaciales severas. (109)



Las mediciones cefalométricas pueden mostrar distorsiones debidas a la técnica de proyección y por lo tanto se debe utilizar como una técnica comparativamente más que cuantitativa.(110) Debido a que la medición cuantitativa es un elemento clave en el diagnóstico de la asimetría, un análisis en 3D con radiografías 2D, obviamente, no pueden ser debidamente validados.

En la asimetría craneofacial previamente se ha investigado el uso de varios métodos de diagnóstico diferentes. En el pasado, se sugirió las radiografías posteroanterior para la evaluación de la asimetría facial. Sin embargo, los estudios mostraron que estas radiografías tienen una fiabilidad limitada y proporcionan una evaluación incompleta de los tejidos blandos.

Además, presentan problemas de superposición de estructuras óseas más profundas y efectos de rotación relacionadas con la posición de la cabeza del paciente.

Hwang et (111) demostraron que esta técnica no es adecuada para determinar la morfología de la mandíbula, que es la región del complejo craneofacial más afectados por asimetría. Para superar las limitaciones de las técnicas 2D y obtener una imagen 3D de la patología, se utilizaron radiografías combinadas, pero lograron poco éxito debido a los cambios en la posición de la cabeza entre las tomas. Mientras tanto, las técnicas de evaluación de tejidos blandos, tales como la evaluación clínica o la fotografía tampoco proporcionaron ninguna información sobre los tejidos duros.

El diagnóstico erróneo de la asimetría facial puede resultar en planes de tratamiento de ortodoncia inexacto o erróneo. La evaluación precisa de la asimetría facial es un paso clave en el diagnóstico ortodóncico. (111)

La incapacidad de los métodos de imagen convencional para proveer resultados precisos, destaca la necesidad del desarrollo y estudio de métodos de imagen diagnósticos alternativos que nos lleven a mejorar la identificación de los puntos de referencia y la realización de medidas angulares y lineales exactas. Esta precisión imposible de obtener por otros medios se podría adquirir gracias a las imágenes radiológicas en tres dimensiones. (112)

Se puede lograr la visualización del esqueleto craneofacial en tres dimensiones gracias a la tomografía computarizada. (46)(113)

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.(106)

La introducción de CBCT proporciona una oportunidad para realizar reconstrucciones volumétricas 3D del cráneo, con gran precisión y reproducibilidad, (114)(115) que puede ser fácilmente analizada con la aplicación de los diferentes software, (116) como el usado en este estudio. Estos dan la posibilidad de una identificación de la estructuras en 3D, lo que permite individualizar algunas estructuras que con los rayos-X 2D son muy difícil de visualizar.

En consecuencia, en los últimos años, el uso del CBCT para la evaluación de la asimetría facial se ha vuelto más común.

El CBCT no sólo supera las desventajas de las radiografías 2D sin exponer al paciente a altos niveles de radiación y un gran costo, sino que también mejora la capacidad de comprender la naturaleza 3D de la asimetría facial, lo que permite la evaluación simultánea de ambos tejidos duros y blandos, y mejora los resultados del tratamiento.

Estudios recientes han recomendado el uso del CBCT y de imágenes 3D para el diagnóstico de las asimetrías faciales, clasificado como el mejor método para la comprensión de la morfología del paciente. (111)

La medición cuantitativa de la desviación del mentón para la determinación de la asimetría facial es un método útil, repetible y objetivo. Haraguchi et al mostraron que los pacientes con Me desviado de la línea media de 4mm o más, se clasificaron como asimétricos por los ortodoncistas.(71)

De manera similar, otros estudios con CBCT en asimetría facial utilizan la misma cantidad de desviación del mentón como la línea que define entre el grupo de simetría y asimetría. Por lo tanto, en nuestro estudio, el criterio para la selección de los pacientes asimétricos fue de 4mm o mas de desviación de Me de tejido blando de la línea media facial.

La asimetría rara vez se identifica en el maxilar superior. La mandíbula, como articulación móvil, crece por más tiempo que lo hace el maxilar superior. Por lo

tanto, la mandíbula debe compensar las asimetrías en el esqueleto craneofacial y modificar sus áreas de volumen y superficie. (71)

Como era de esperar, en nuestro estudio, en el grupo de asimetría, algunas mediciones en la mandíbula mostraron diferencias significativas, mientras que en el maxilar no.

La sustitución de los cefalogramas convencionales por los realizados sobre modelos 3D para el seguimiento de las relaciones craneofaciales es 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. (117)

Los odontólogos hemos usado la cefalometría convencional por más de 70 años, del mismo modo que los ortodoncistas estamos acostumbrados a usar telerradiografías para el examen de los pacientes y la planificación del tratamiento. Estos métodos están muy bien establecidos y disponemos de

amplios y diversos resultados tanto en poblaciones normales como en pacientes tratados. (103)(104) Sin embargo, las imágenes en 2D proveen una información inconclusa en algunos tipos de deformidades. (105)(88)

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 8**

	<b>Métodos 2D</b>	<b>Métodos 3D</b>
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 del esqueleto.

**Tabla 8:** Comparación de métodos tradicionales en 2D con los recientes en 3D.

**Calvanti y Cols** (118) investigaron sobre la precisión de las medidas lineales en imágenes 3D comparándolas con medidas físicas realizadas en cadáveres y concluyeron que la diferencia entre las dos medidas era mínima y que las imágenes 3D eran de alta precisión.

El análisis de imágenes en 3D es una herramienta de diagnóstico práctica y precisa para su uso en casos de asimetría facial. Sin embargo,

imágenes en 3D todavía tiene limitaciones, debido a los altos costos de exploración, el uso rutinario de cada paciente podría no ser posible. (91)(119)

Grummons y Kappeyne van de Copello (110) 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 simetría, un análisis de esta con radiografías en dos dimensiones obviamente no debería validarse.

Cuando un paciente presenta asimetría facial y la mandíbula se desvía, inmediatamente se asume que se debe a una discrepancia en la longitud de rama. Aunque la diferencia de longitud de rama sea expresada, puede ser que otra discrepancia estructural cree la desviación. Por lo tanto, para determinar las causas, es importante la utilización de un estudio radiológico. En general, la cefalometría PA es una herramienta valiosa en el diagnóstico de la asimetría facial, pero a veces no proporciona información precisa o completa, en particular sobre las causas de la desviación de la barbilla. Algunos odontólogos han abogado por el uso combinado de imágenes 3D para la evaluación del complejo maxilofacial. (120)

Obviamente, la desviación mentón puede desarrollarse a partir de diferencias en la longitud de la rama, pero también hay otras posibles causas de la desviación, como una diferencia en la longitud del cuerpo de la mandíbula. La desviación de la mandíbula se encuentra también en los

pacientes con las mismas longitudes de la rama y el cuerpo mandibular derecho e izquierdo, pero con diferentes inclinaciones de la rama, ya sea desde una vista frontal o lateral,(94)

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. (121) 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.

La utilización de un software específico, **(in vivo 5 dental anatomoge. Copyright 2005© Anatomage, USA.)**, que nos permite la identificación de puntos de referencia con precisión, medidas cuantitativas reales y segmentación de las regiones de interés, mejora la exactitud de las mediciones en 3D, lo que podrían reducir los errores de medición.

El desarrollo del CT y la tecnología informática nos proporciona un fácil acceso a las imágenes 3D, y nos permiten visualizar tanto los tejidos blandos como las estructuras esqueléticas en 3D.(122) La precisión de las imágenes 3D es suficiente para la realización de las medidas lineales.(123)(118)

Con las imágenes CBCT se puede visualizar el cráneo en tres dimensiones (46)(113), lo que nos aporta un seguimiento exacto de las relaciones anatómicas en los tres planos del espacio y la identificación de las



estructuras causantes de la asimetría facial, que es sumamente importante, ya que estas pueden desarrollarse por múltiples causas, esto nos conduce hacia la mejora en la planificación de procedimientos quirúrgicos. (106)

El análisis de imágenes CBCT es un elemento de gran utilidad en el diagnóstico y planificación del tratamiento de pacientes candidatos a cirugía ortognática, ya que proporciona una visión real de las dimensiones exactas y de las estructuras alteradas en los tres planos del espacio, lo que facilita la planificación del procedimiento quirúrgico.

Este análisis en 3D permite al Odontólogo determinar con claridad las causas de la asimetría facial, a través de un análisis de las diferencias dimensionales en las estructuras derecho e izquierda.

Con las imágenes CBCT no hay problemas con la superposición de estructuras y se puede definir de manera precisa la posición de los puntos anatómicos de referencia. Además visualizar las estructuras desde cualquier ángulo.

La reconstrucción en tres dimensiones usando tomografía computarizada se ha aplicado para el análisis de las deformidades craneofaciales, (124) los traumatismos, (125) tumores de cabeza y cuello (124) y ha resultado ser de gran valor en el diagnóstico y la planificación del tratamiento de estas deformidades y enfermedades. La asimetría no puede ser determinada por las radiografías simples y modelos dentales, el análisis 3D de

la morfología mandíbula analizados cualitativamente, facilitan la ubicación exacta y el grado de la deformidad en la mandíbula. (126)

La utilización de un sistema 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 esta nueva tecnología basada en reconstrucciones tridimensionales mediante TC para el desarrollo de un método morfométrico de utilidad clínica en la planificación y diagnóstico de las asimetrías faciales.

Para ello utilizamos una muestra de 50 pacientes provenientes de la clínica de ortodoncia que cumplieran con los criterios de inclusión, divididos en dos grupos (simétricos y asimétricos), siendo en el grupo de pacientes asimétricos la principal característica definitoria de ellos, la desviación de la línea media facial de más de 4mm (98) y la presencia de un CT entre sus pruebas diagnósticas y en el grupo de pacientes simétricos, la principal característica definitoria de ellos es la normoclusión y la presencia de un CT 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. (127)(128)(129)(130)
- b) Criterio oclusal y facial a juicio de ortodoncistas. (131)(132)(133)
- c) Criterio de público general. (134)

d) Análisis cefalométricos que no documentan su extracción. (135)

No encontramos en la literatura artículos 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 objetivos fijados en el desarrollo de esta investigación, la selección de la muestra cumple con los 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 CT de los pacientes seleccionados se procedió a realizar la reconstrucción de los mismos en formato DICOM en modelos en tres dimensiones.

Llegados a este punto, es importante comentar las dificultades encontradas:

**a) Número de pacientes:**

Según la determinación previa del tamaño muestral, el número óptimo de pacientes es de 24 pacientes por grupo. Este número ha sido difícil de alcanzar, debido a los criterios de inclusión del estudio. Alrededor del 75% de los CT que tenemos a nuestra disposición en la clínica de ortodoncia, quedaban invalidados debido a la extensión insuficiente de la imagen o porque el paciente presentaba exodoncias de primeros molares superiores o tratamientos de ortodoncia previos.

Aunque el tamaño muestral final resultó ser más pequeño del que en un principio nos habíamos propuesto, hemos superado el número de pacientes óptimos que era de 24 por grupo, teniendo 25 en cada grupo para un total de 50 pacientes y los análisis del tamaño muestral nos confirman que podría ser suficiente para lograr una potencia estadística del 80% adecuada en nuestro análisis.

**b) Duración de la recogida de muestra:**

Los registros de los primeros pacientes se empezaron a recoger y valorar en Abril de 2011. A pesar de tratarse de un estudio transversal, la recogida de todos los registros se ha continuado de modo ininterrumpido hasta febrero de 2015.

**c) Logística:**

Debido a las características del estudio y la naturaleza de la muestra de pacientes ha sido indispensable la cooperación y ayuda de todo el personal de la Clínica de Ortodoncia Ortollamas, que nos ha aportado numerosas ventajas y enriquecimiento y nos ha facilitado todo el proceso de selección e inclusión de los pacientes.

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 facial, ya que es necesario que las estructuras

básicas no estén afectadas por dicha la deformidad. (136)(137) Para la estandarización de los planos para la orientación de las imágenes 3D, se fijó un sistema de coordenadas (**tabla 9**) para el plano medio Sagital (PS), plano horizontal de Frankfort (PH) y plano frontal (PF); Nasion, Sella y espina nasal anterior fueron los puntos de referencia para trazar el plano sagital (PS), ya que se encontró que Nasion y Sella coinciden siempre en el plano medio sagital; para el plano Horizontal de Frankfort se traza Porion (Po) derecho e izquierdo e Orbital derecho e izquierdo (O). (99) (111)

Punto de Referencia	Definición
Sella	Punto medio de la silla turca
Nasion	Punto más anterior de la sutura frontonasal
Espina Nasal Anterior	Punto más anterior de la espina nasal
Orbital	Punto más anterior e inferior de la orbital
Porion	Punto más superior del meato auditivo externo
Condilion	Punto más lateral del cóndilo mandibular
Gonion	Punto más posterior e inferior del ángulo mandibular
Mentón	Punto más bajo en la sínfisis mandibular

**Tabla 9:** definición de los diferentes vectores

Sobre la imagen en 3D hemos realizado una serie de mediciones, tantas como hemos descrito, a cada una de los planos de referencia. Las medidas cuantitativas son importantes para el plan de tratamiento ortodóncico y en

especial proveen información para el plan de tratamiento quirúrgico, ya que da una ubicación más exacta de la asimetría. Así, hemos obtenido un análisis descriptivo de todas las variables. Estos resultados son difícilmente comparables con los escasos resultados que hay al respecto disponibles en la literatura.

A nuestro conocimiento fue Ono y colaboradores (138) los primeros en utilizar un escáner helicoidal CT para realizar medidas 3D sobre el esqueleto craneofacial. Nuestro estudio confirma el valor de los CT para el análisis de las asimetrías faciales, ya que provee una alta precisión en las mediciones de longitudes y ángulos definidas por puntos de referencia directamente localizados sobre la superficie ósea craneal, lo que puede ser de utilidad para:

**a. Análisis cefalométrico:**

El análisis propuesto facilita la evaluación de pacientes candidatos a ortodoncia, así como la identificación de los factores esqueléticos y/o dentoalveolares reales causantes de la maloclusión, identificando no solo las características convencionales, sino también las dimensiones reales en los tres planos del espacio, que de otra manera no se podrían identificar. Se puede analizar todo el complejo craneofacial en tres dimensiones, lo que seguramente cambiara nuestra manera de pensar en la planificación clínica de los pacientes, sobre todo en aquellos casos combinados con cirugía.

**b. Diagnóstico y tratamiento de pacientes asimétricos:**

Algunos autores como Marsh y Vannier (139) hablaron de la utilidad de los CT 3D en pacientes que presentaban alteraciones en el crecimiento y desarrollo craneofacial y son muchos estudios los que avalan este hecho. Darling y colaboradores (140) estudiaron pacientes con craneosinostosis, fisuras del tercio medio, trauma y síndromes craneofaciales y demostraron la gran utilidad de las CT 3D con respecto a los CT 2D. además los datos del modelo en 3D se podrían usar para la simulación de la cirugía reconstructiva de las anomalías craneofaciales, (141) así también Posnick y colaboradores (142) usaron CT de niños con deficiencia cigomática de Treacher-Collins.

El diagnóstico de las asimetrías craneofaciales puede hacerse usando métodos radiográficos convencionales, (85) aunque son necesarios métodos en tres dimensiones para realizar un diagnóstico más completo.(143) con las mediciones propuestas en este estudio es posible la identificación de las estructuras etiológicas causantes de la asimetría facial, hecho de suma importancia en la elaboración de un plan de tratamiento quirúrgico.

La desviación del mentón es el rasgo quizás más visible de la asimetría y este puede deberse a varias causas, Yañez y colaboradores (88) muestran que la estructura con mayor desviación entre el 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, en los resultados de nuestro estudio, parece que es la inclinación frontal de la rama y la altura del hueso

malar, las que se relacionan de manera directa con la apariencia facial de la asimetría, considerando que el mentón es el punto más determinante en la apariencia facial. (144)

Otros autores (145)(146) afirman que la evaluación de la rama mandibular puede influenciar en la elección del plan de tratamiento quirúrgico. Por lo que se hace importante identificar las estructuras involucradas en la asimetría facial de los sujetos susceptibles a cirugía ortognática, de cara a poder realizar un correcto manejo quirúrgico.

Un análisis en 3D constituye un elemento de gran utilidad en el diagnóstico y planificación de pacientes candidatos a cirugía ortognática, ya que proporciona una visión real de las dimensiones exactas y de las estructuras alteradas en los tres planos del espacio, facilitando el cálculo con mediciones objetivas en grados y milímetros de la estructura a corregir.

Las principales limitaciones de este método posiblemente sean el alto costo y la alta dosis de radiación que recibe el paciente en comparación con la cefalometría convencional en 2D. por lo que cabe decir que es solo 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 multidisciplinarios de cirugía y ortodoncia, en los que si está indicado este tipo de registros. Además el



método es extrapolable a otros modelos 3D que procedan de datos DICOM de un escáner de nueva generación.

La dosis que se recibe con uno de estos CBCT es relativamente baja y llega a ser menor que la que recibiría con una serie periapical completa (137) por lo que perfectamente es utilizable en la rutina diaria de la clínica.

# CONCLUSIONES

## 8. CONCLUSIONES

En función de los resultados obtenidos y en respuesta a los objetivos planteados, podemos formular las siguientes conclusiones:

1. Este análisis en 3D constituye un elemento de gran utilidad en el diagnóstico y planificación de pacientes candidatos a cirugía ortognática, ya que proporciona una visión real de las dimensiones exactas y de las estructuras alteradas en los tres planos del espacio, facilitando el cálculo con mediciones objetivas en grados y milímetros de la estructura a corregir.
2. Al observar y medir con precisión los factores que contribuyen a las asimetrías faciales, el análisis de imágenes CBCT nos permite comprender su causa con más precisión, ya que se puede realizar una evaluación muy precisa y detallada de las estructuras, siendo una herramienta muy útil para determinar un plan de tratamiento adecuado para cada paciente y predecir con más precisión los resultados terapéuticos.
3. Se observaron cambios morfológicos en la región mandibular y en la altura malar; Por lo tanto, la evaluación 3D de esta región utilizando múltiples puntos de referencia debe ser considerado para un diagnóstico detallado de la asimetría.

4. Las asimetrías faciales se diagnostican con mayor facilidad si seguimos protocolos adecuados de evaluación craneofacial y dental y si se hace uso correcto de las diferentes ayudas diagnósticas disponibles en la actualidad.

# BIBLIOGRAFÍA

## 9. BIBLIOGRAFIA

1. Nezlin SE. [Wilhelm Konrad Roentgen (1845-1923) (on the 90th anniversary of discovery of roentgen rays)]. *Probl Tuberk.* 1986 Jan;(5):72-4.
2. Hounsfield GN. Nobel Award address. *Computed medical imaging. Med Phys.* Jan;7(4):283-90.
3. Looking back on the millennium in medicine. *N Engl J Med.* 2000 Jan 6;342(1):42-9.
4. Wolpert SM. *Neuroradiology classics. AJNR Am J Neuroradiol.* 2000 Mar;21(3):605-6.
5. Wesolowski JR, Lev MH. *CT: history, technology, and clinical aspects. Semin Ultrasound CT MR.* 2005 Dec;26(6):376-9.
6. Miracle AC, Mukherji SK. *Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. AJNR Am J Neuroradiol.* 2009 Jun;30(6):1088-95.
7. Hounsfield GN. *Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. Br J Radiol.* 1995 Nov;68(815):H166-72.
8. Vannier MW. *Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. Orthod Craniofac Res.* 2003 Jan;6 Suppl

- 1:23–30; discussion 179–82.
9. Bushong SC. Manual de radiología para técnicos: física, biología y protección radiológica. 2005.
  10. Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005 May;127(5):627–37.
  11. Hendee WR RE. *Medical Imaging Physics*. 3<sup>a</sup> Edition. Mosby, editor. St. Louis; 1992.
  12. Matteson SR, Deahl ST, Alder ME, Nummikoski P V. Advanced imaging methods. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996 Jan;7(4):346–95.
  13. Curry TS, Dowdey IE MR. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 3<sup>a</sup> Edition. Febiger L&, editor. Philadelphia; 1984.
  14. Koong B. Cone beam imaging: is this the ultimate imaging modality? *Clin Oral Implants Res*. 2010 Nov;21(11):1201–8.
  15. Burstone CJ. Diagnosis and treatment planning of patients with asymmetries. *Semin Orthod*. 1998 Sep;4(3):153–64.
  16. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*. 1999 Jul;28(4):245–8.
  17. Lee T-Y, Kim K-H, Yu H-S, Kim K-D, Jung Y-S, Baik H-S. Correlation

- analysis of three-dimensional changes of hard and soft tissues in class III orthognathic surgery patients using cone-beam computed tomography. *J Craniofac Surg.* 2014 Jul;25(4):1530–40.
18. Gribel BF, Gribel MN, Manzi FR, Brooks SL, McNamara JA. From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment. *Angle Orthod.* 2011 Jan;81(1):3–10.
  19. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am.* 2008 Oct;52(4):707–30, v.
  20. Diagnóstico por imágenes para técnicos.
  21. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009 Aug;30(7):1285–92.
  22. Farman AG, Scarfe WC. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. *Semin Orthod.* 2009 Mar;15(1):2–13.
  23. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006 Feb;72(1):75–80.
  24. Hernández Soler V. Tomografía de haz cónico (1.<sup>a</sup> parte). Vol. 38, *Revista Española de Ortodoncia.* Permanyer; 2008. p. 277–88.
  25. What the general dental practitioner should know about cone beam computed tomograph technology.



26. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Apr;103(4):534–42.
27. Ngan DCS, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J.* 2003 Nov;19(2):67–75.
28. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008 Feb;37(2):72–9.
29. Mah J, Hatcher D. Current status and future needs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res.* 2003 Jan;6 Suppl 1:10–6; discussion 179–82.
30. Mah JK, 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 Oct;96(4):508–13.
31. Putman CE, Ravin CE E. *Textbook of diagnostic Imaging.* Saunders W, editor. Philadelphia; 1994.
32. Ekestubbe A, Thilander A, Gröndahl K, Gröndahl HG. Absorbed doses

- from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1993 Feb;22(1):13–7.
33. Faulkner K, Moores BM. Radiation dose and somatic risk from computed tomography. *Acta Radiol.* Jan;28(4):483–8.
34. Sillers MJ, Kuhn FA, Vickery CL. Radiation exposure in paranasal sinus imaging. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1995 Feb;112(2):248–51.
35. 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 Apr;73(4):502–9.
36. White SC. Assessment of radiation risk from dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992 Aug;21(3):118–26.
37. EL. H. Radiobiology for the radiologist. 4<sup>a</sup> Edition. Company JL, editor. Philadelphia; 1994.
38. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003 Mar;95(3):371–7.
39. Midtgård J, Björk G, Linder-Aronson S. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod.* 1974 Jan;44(1):56–61.

40. Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod.* 1983 May;83(5):382–90.
41. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod.* 2008 Sep;78(5):873–9.
42. Berco M, Rigali PH, Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Jul;136(1):17.e1–9; discussion 17–8.
43. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Sep;136(3):312.e1–10; discussion 312–3.
44. Akhil G, Senthil Kumar KP, Raja S, Janardhanan K. Three-dimensional assessment of facial asymmetry: A systematic review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015 Aug;7(Suppl 2):S433–7.
45. 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 Dec;128(6):803–11.
46. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear

- measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol.* 2004 Sep;33(5):291–4.
47. Lamichane M, Anderson NK, Rigali PH, Seldin EB, Will LA. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Aug;136(2):156.e1–6; discussion 156–7.
48. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Aug;130(2):257–65.
49. de Oliveira AEF, Cevitanes LHS, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Feb;107(2):256–65.
50. Schendel SA, Lane C. 3D Orthognathic Surgery Simulation Using Image Fusion. *Semin Orthod.* 2009 Mar;15(1):48–56.
51. Efstratiadis SS, Cohen G, Ghafari J. Evaluation of differential growth and orthodontic treatment outcome by regional cephalometric superpositions. *Angle Orthod.* 1999 Jun;69(3):225–30.
52. Ghafari J, Baumrind S, Efstratiadis SS. Misinterpreting growth and treatment outcome from serial cephalographs. *Clin Orthod Res.* 1998

- Nov;1(2):102–6.
53. Cevidanes L, Bailey L, Tucker G, Styner M, Mol A, Phillips C, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2005 Nov;34(6):369–75.
  54. Cevidanes LHS, Franco AA, Gerig G, Proffit WR, Slice DE, Enlow DH, et al. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Jul;128(1):16–26.
  55. Cevidanes LHS, Styner MA, Proffit WR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 May;129(5):611–8.
  56. 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 May;123(5):512–20.
  57. Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod.* 2011 Jan;81(1):26–35.
  58. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol.* 2005 Dec;56(3):413–7.

59. Baumrind S, Carlson S, Beers A, Curry S, Norris K, Boyd RL. Using three-dimensional imaging to assess treatment outcomes in orthodontics: a progress report from the University of the Pacific. *Orthod Craniofac Res.* 2003 Jan;6 Suppl 1:132–42.
60. Danforth RA, Dus I, Mah J. 3-D volume imaging for dentistry: a new dimension. *J Calif Dent Assoc.* 2003 Nov;31(11):817–23.
61. Danforth RA. Cone beam volume tomography: a new digital imaging option for dentistry. *J Calif Dent Assoc.* 2003 Nov;31(11):814–5.
62. White SC, Pae E-K. Patient Image Selection Criteria for Cone Beam Computed Tomography Imaging. *Semin Orthod.* 2009 Mar;15(1):19–28.
63. Shah SM, Joshi MR. An assessment of asymmetry in the normal craniofacial complex. *Angle Orthod.* 1978 Apr;48(2):141–8.
64. Fischer B. Asymmetries of the Dentofacial Complex \*. *Angle Orthod.* 1954;24(2):179–92.
65. Melnik AK. A cephalometric study of mandibular asymmetry in a longitudinally followed sample of growing children. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992 Apr;101(4):355–66.
66. Sutton PR. Lateral facial asymmetry-methods of assessment. *Angle Orthod.* 1968 Jan;38(1):82–92.
67. Peck S, Peck L, Kataja M. Skeletal asymmetry in esthetically pleasing

- faces. *Angle Orthod.* 1991 Jan;61(1):43–8.
68. Pirttiniemi P, Kantomaa T. Relation of glenoid fossa morphology to mandibulofacial asymmetry, studied in dry human Lapp skulls. *Acta Odontol Scand.* 1992 Aug;50(4):235–43.
69. Harmonic Analysis of the Human Face on JSTOR. *Biometrics.* 1965;21(2):491–505.
70. Ferrario VF, Sforza C, Miani A, Tartaglia G. Craniofacial morphometry by photographic evaluations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993 Apr;103(4):327–37.
71. Haraguchi S, Iguchi Y, Takada K. Asymmetry of the face in orthodontic patients. *Angle Orthod.* 2008 May;78(3):421–6.
72. Bishara SE, Burkey PS, Kharouf JG. Dental and facial asymmetries: a review. *Angle Orthod.* 1994 Jan;64(2):89–98.
73. Reyneke JP, Tsakiris P, Kienle F. A simple classification for surgical treatment planning of maxillomandibular asymmetry. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1997 Oct;35(5):349–51.
74. Kurt G, Bayram M, Uysal T, Ozer M. Mandibular asymmetry in cleft lip and palate patients. *Eur J Orthod.* 2010 Feb;32(1):19–23.
75. Kronmiller JE. Development of asymmetries. *Semin Orthod.* 1998 Sep;4(3):134–7.

76. Lundström A. Some asymmetries of the dental arches, jaws, and skull, and their etiological significance. *Am J Orthod.* 1961 Feb;47(2):81–106.
77. Cohen MM. Perspectives on craniofacial asymmetry. III. Common and/or well-known causes of asymmetry. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1995 Apr;24(2):127–33.
78. Shroff B, Siegel SM. Treatment of patients with asymmetries using asymmetric mechanics. *Semin Orthod.* 1998 Sep;4(3):165–79.
79. Erickson GE, Waite DE. Mandibular asymmetry. *J Am Dent Assoc.* 1974 Dec;89(6):1369–73.
80. Speculand B. Unilateral condylar hypoplasia with ankylosis: radiographic findings. *Br J Oral Surg.* 1982 Mar;20(1):1–13.
81. Lewis PD. The deviated midline. *Am J Orthod.* 1976 Dec;70(6):601–16.
82. Persson M. Mandibular asymmetry of hereditary origin. *Am J Orthod.* 1973 Jan;63(1):1–11.
83. Vig PS, Hewitt AB. Asymmetry of the human facial skeleton. *Angle Orthod.* 1975 Apr;45(2):125–9.
84. Garn SM, Lewis AB, Kerewsky RS. The meaning of bilateral asymmetry in the permanent dentition. *Angle Orthod.* 1966 Jan;36(1):55–62.
85. Yañez-Vico R-M, Iglesias-Linares A, Torres-Lagares D, Gutiérrez-Pérez J-L, Solano-Reina E. Diagnostic of craniofacial asymmetry. Literature



- review. *Med oral, Patol oral y cirugía bucal*. 2010 May;15(3):e494–8.
86. Damstra J, Fourie Z, De Wit M, Ren Y. A three-dimensional comparison of a morphometric and conventional cephalometric midsagittal planes for craniofacial asymmetry. *Clin Oral Investig*. 2012 Feb;16(1):285–94.
87. Haraguchi S, Takada K, Yasuda Y. Facial asymmetry in subjects with skeletal Class III deformity. *Angle Orthod*. 2002 Feb;72(1):28–35.
88. 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 Investig*. 2011 Oct;15(5):729–36.
89. O'Higgins P. The study of morphological variation in the hominid fossil record: biology, landmarks and geometry. *J Anat*. 2000 Jul;197 ( Pt 1):103–20.
90. Badawi-Fayad J, Cabanis E-A. Three-dimensional Procrustes analysis of modern human craniofacial form. *Anat Rec (Hoboken)*. 2007 Mar;290(3):268–76.
91. Vannier MW, Marsh JL, Warren JO. Three dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. *Radiology*. 1984 Jan;150(1):179–84.
92. Maki K, Okano T, Morohashi T, Yamada S, Shibaski Y. The application of three-dimensional quantitative computed tomography to the maxillofacial

- skeleton. *Dentomaxillofac Radiol.* 1997 Jan;26(1):39–44.
93. MOSS ML, YOUNG RW. A functional approach to craniology. *Am J Phys Anthropol.* 1960 Dec;18:281–92.
94. Hwang H-S, Hwang CH, Lee K-H, Kang B-C. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Dec;130(6):779–85.
95. Moyers RE, Bookstein FL. The inappropriateness of conventional cephalometrics. *Am J Orthod.* 1979 Jun;75(6):599–617.
96. Cole TM. Early anthropological contributions to “geometric morphometrics”. *Am J Phys Anthropol.* 1996 Oct;101(2):291–6.
97. Nielsen T, Manzke R, Proksa R, Grass M. Cardiac cone-beam CT volume reconstruction using ART. *Med Phys.* 2005 Apr;32(4):851–60.
98. Arnett GW, Bergman RT. Facial keys to orthodontic diagnosis and treatment planning--Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993 May;103(5):395–411.
99. Kheir NA, Kau CH. Measuring mandibular asymmetry in Class I normal subjects using 3D novel coordinate system. *Ann Maxillofac Surg.* 2014 Jan;4(1):34–8.
100. Hannigan A, Lynch CD. Statistical methodology in oral and dental research: pitfalls and recommendations. *J Dent.* 2013 May;41(5):385–92.

101. Hinkle DE, Wiersma W, Jurs SG. Applied Statistics for the Behavioral Sciences. 5th Editio. Boston M: HM, editor. London; 2003. 792 p.
102. Broadbent BH. A NEW X-RAY TECHNIQUE and ITS APPLICATION TO ORTHODONTIA. Angle Orthod. 1931;1(2):45–66.
103. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. Eur J Orthod. 1986 Aug;8(3):141–8.
104. 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 May;32(3):217–27.
105. Katsumata A, Fujishita M, Maeda M, Arijii Y, Arijii E, Langlais RP. 3D-CT evaluation of facial asymmetry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005 Mar;99(2):212–20.
106. Harrell WE, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002 Sep;122(3):325–30.
107. Bergersen EO. Enlargement and distortion in cephalometric radiography: compensation tables for linear measurements. Angle Orthod. 1980 Jul;50(3):230–44.
108. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The cephalometric projection. Part II. Principles of image distortion in cephalography. Dentomaxillofac Radiol.

- 1983 Jan;12(2):101–8.
109. 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 Jul;134(1):100–11.
110. Grummons DC, Kappeyne van de Coppello MA. A frontal asymmetry analysis. *J Clin Orthod.* 1987 Jul;21(7):448–65.
111. Nur RB, Çakan DG, Arun T. Evaluation of facial hard and soft tissue asymmetry using cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016 Feb;149(2):225–37.
112. 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 Nov;34(6):343–9.
113. Baumrind S, Moffitt F. Mapping the skull in 3-d. *J Calif Dent Assoc.* 1972 Jan;48(2):22–31.
114. Lagravère MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Jul;134(1):112–6.
115. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG.

- Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod.* 2008 May;78(3):387–95.
116. Muramatsu A, Nawa H, Kimura M, Yoshida K, Maeda M, Katsumata A, et al. Reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3-dimensional computed tomographic images determined with the 95% confidence ellipse method. *Angle Orthod.* 2008 May;78(3):396–402.
117. 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 Mar;43(2):201–10.
118. 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 Jun;57(6):690–4.
119. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998 Jan;8(9):1558–64.
120. 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 Oct;94(4):327–37.

121. Kusnoto B, Figueroa AA, Polley JW. A longitudinal three-dimensional evaluation of the growth pattern in hemifacial microsomia treated by mandibular distraction osteogenesis: a preliminary report. *J Craniofac Surg.* 1999 Nov;10(6):480–6.
122. 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 Feb;29(1):11–7.
123. 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 Aug;44(4):221–9.
124. Marsh JL, Vannier MW. The “third” dimension in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg.* 1983 Jun;71(6):759–67.
125. DeMarino DP, Steiner E, Poster RB, Katzberg RW, Hengerer AS, Herman GT, et al. Three-dimensional computed tomography in maxillofacial trauma. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1986 Feb;112(2):146–50.
126. Obwegeser HL, Makek MS. Hemimandibular hyperplasia--hemimandibular elongation. *J Maxillofac Surg.* 1986 Aug;14(4):183–208.
127. BAUM AT. A cephalometric evaluation of the normal skeletal and dental pattern of children with excellent occlusions. *Angle Orthod.* 1951 Apr;21(2):96–103.

128. Wylie WL. The Assessment of Anteroposterior Dysplasia<sup>1</sup>. *Angle Orthod.* 1947 Jul 15;17(3):97–109.
129. Riedel RA. The relation of maxillary structures to cranium in malocclusion and in normal occlusion. *Angle Orthod.* 1952;22(3):142–5.
130. Gresham H. A Cephalometric Comparison Of Some Skeletal And Denture Pattern Components In Two Groups Of Children With Acceptable Occlusions. *Angle Orthod.* 1963;33(2):114–9.
131. DOWNS WB. Variations in facial relationships; their significance in treatment and prognosis. *Am J Orthod.* 1948 Oct;34(10):812–40.
132. Cotton WN, Takano WS, Wong WMW. The Downs Analysis Applied to Three Other Ethnic Groups. *Angle Orthod.* 1951;21(4):213–20.
133. Nanda R, Nanda RS. Cephalometric Study of the Dentofacial Complex of North Indians\*. *Angle Orthod.* 1969;39(1):22–8.
134. Goldsman S. The Variations In Skeletal And Denture Patterns In Excellent Adult Facial Types\*. *Am J Orthod.* 1959;29(2):63–91.
135. Steiner CC. Cephalometrics for you and me. *Am J Orthod.* Elsevier; 1953;39(10):729–55.
136. 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 Dec;124(6):656–62.

137. Lagravère MO, Major PW. Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Nov;128(5):657–60.
138. Ono I, Gunji H, Suda K, Kaneko F. Method for preparing an exact-size model using helical volume scan computed tomography. *Plast Reconstr Surg.* 1994 Jun;93(7):1363–71.
139. Marsh JL, Vannier MW. Three-dimensional surface imaging from CT scans for the study of craniofacial dysmorphology. *J Craniofac Genet Dev Biol.* 1989 Jan;9(1):61–75.
140. Darling CF, Byrd SE, Allen ED, Radkowski MA, Wilczynski MA. Three-dimensional computed tomography imaging in the evaluation of craniofacial abnormalities. *J Natl Med Assoc.* 1994 Sep;86(9):676–80.
141. Altobelli DE, Kikinis R, Mulliken JB, Cline H, Lorensen W, Jolesz F. Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg.* 1993 Sep;92(4):576–85; discussion 586–7.
142. 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 Jul;92(1):12–22.
143. Chen Y-J, Yao C-C, Chang Z-C, Lai H-H, Lu S-C, Kok S-H. A New Classification of Mandibular Asymmetry and Evaluation of Surgical-Orthodontic Treatment Outcomes in Class III Malocclusion. *J Cranio-*



Maxillofacial Surg. 2016 Mar 29;

144. Michiels G, Sather AH. Determinants of facial attractiveness in a sample of white women. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1994 Jan;9(2):95–103.
145. Cho BC, Shin DP, Park JW, Baik BS. Bimaxillary osteodistraction for the treatment of facial asymmetry in adults. *Br J Plast Surg.* 2001 Sep;54(6):491–8.
146. Rachmiel A, Manor R, Peled M, Laufer D. Intraoral distraction osteogenesis of the mandible in hemifacial microsomia. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Jul;59(7):728–33.

# ANEXOS

## 10. ANEXOS

### CONSENTIMIENTO DE LOS PACIENTES PARA LA CESION DE DATOS C.C. DR. JOSE MARIA LLAMAS CARRERAS

#### DATOS PERSONALES

Apellidos: \_\_\_\_\_ Nombre: \_\_\_\_\_  
Fecha de nacimiento: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ NIF/Pasaporte: \_\_\_\_\_  
Telefono: \_\_\_\_\_ Movil: \_\_\_\_\_ email: \_\_\_\_\_  
Domicilio: \_\_\_\_\_ C.P. \_\_\_\_\_  
Poblacion: \_\_\_\_\_ Provincia: \_\_\_\_\_

#### DATOS DE LOS PADRES O TUTORES LEGALES PARA MENOR DE EDAD:

Apellidos: \_\_\_\_\_ Nombre: \_\_\_\_\_  
NIF/Pasaporte: \_\_\_\_\_

En cumplimiento de lo establecido en Ley Organica 15/1999, de 13 de Diciembre, sobre Proteccion de Datos de Caracter Personal, le informamos, que con el fin de prestarles los servicios de Ortodoncia solicitados, sus datos personales seran tratados e incorporados en los ficheros de :

C.D. DR. JOSE MARIA LLAMAS CARRERAS  
AVENIDA FLOTA DE INDIAS( RAMON DE CARRANZA) 32 1º  
41011 SEVILLA  
Cuyo responsable es: JOSE MARIA LLAMAS CARRERAS

En este sentido, usted consiente de forma expresa a que sus datos sean tratados por la clinica dental para dar cumplimiento a la finalidad indicada anteriormente asi como para remitir informacion relativa a los servicios de odontologia de especial interes para usted.

\_\_\_\_\_ Consiento el tratamiento por parte de la clinica dental para fines comerciales y publicitarios relativos a servicios de Ortodoncia.

Del mismo modo, le informamos que mediante la aceptacion del presente documento usted consiente de forma expresa, a que sus datos personales sean cedidos, unica y exclusivamente en aquellos casos en que sea necesario al personal sanitario y profesionales del sector para prestrarle los servicios de Ortodoncia solicitados por usted.

\_\_\_\_\_ Consiento la cesion de mis datos.

\_\_\_\_\_ Consiento la utilizacion de los registros del tratamiento para fines docentes

Asi mismo, de acuerdo a la Ley Organica 15/1999 sobre Proteccion de Datos de Caracter Personal, le informamos que usted puede ejercitar los derechos de acceso, rectificacion, cancelacion y oposicion de sus datos personales incluidos en los ficheros de la clinica dental arriba indicada.

FIRMADO:

FECHA:



