
UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

Departamento de Estomatología



**ESTUDIO COMPARATIVO CEFALOMÉTRICO DE
IMÁGENES BIDIMENSIONALES Y VOLUMÉTRICAS
OBTENIDAS CON TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA
DE HAZ CÓNICO**

TESIS DOCTORAL

Manuel Míguez Contreras

Directores:

Prof. Dr. Martín Romero Maroto

Prof. Dra. María Isabel Jiménez Trujillo

Madrid, 2013

D. JUAN CARLOS PRADOS FRUTOS, Director del Departamento de Estomatología, de la Universidad Rey Juan Carlos.

HACE CONSTAR:

Que el trabajo de investigación realizado por el licenciado D. Manuel Míguez Contreras, titulado: **“ESTUDIO COMPARATIVO CEFALOMÉTRICO DE IMÁGENES BIDIMENSIONALES Y VOLUMÉTRICAS OBTENIDAS CON TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO”**, reúne los requisitos exigidos por Norma y Ley para optar al Grado de Doctor.

Madrid, a 12 de Junio de 2013



Fdo.: Dr. D. Juan Carlos Prados Frutos

D. MARTÍN ROMERO MAROTO, Profesor Titular de Universidad en activo,
del Departamento de Estomatología de la Facultad de Ciencias de la Salud de la
Universidad Rey Juan Carlos

CERTIFICA:

Que todos los trabajos realizados para la elaboración de la presente Tesis
Doctoral titulada: **“ESTUDIO COMPARATIVO CEFALOMÉTRICO DE
IMÁGENES BIDIMENSIONALES Y VOLUMÉTRICAS OBTENIDAS CON
TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO”**, presentada por D.
Manuel Míguez Contreras han sido efectuados bajo mi dirección y supervisión,
reuniendo las condiciones académicas necesarias para su presentación para optar al
Grado de Doctor.

Y para que así conste donde proceda firma la presente certificación en Madrid, a
12 de Junio de 2013.




Fdo.: Martín Romero Maroto

**D^a. M^a ISABEL JIMÉNEZ TRUJILLO, PROFESORA DEL DEPARTAMENTO
DE MEDICINA PREVENTIVA Y SALUD PÚBLICA DE LA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
DE LA UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS**

CERTIFICA

Que el proyecto de tesis doctoral titulado **“ESTUDIO COMPARATIVO CEFALOMÉTRICO DE IMÁGENES BIDIMENSIONALES Y VOLUMÉTRICAS OBTENIDAS CON TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO”**, ha sido realizado bajo mi dirección por el licenciado en Odontología D. Manuel Míguez Contreras, y reúne todos los requisitos científicos y formales para ser presentado y defendido ante el tribunal correspondiente.

Y para que así conste a todos los efectos, firmo el presente certificado en Madrid a 4 de Junio de 2013.



D^a. M^a Isabel Jiménez Trujillo

¿Por qué esta magnífica tecnología científica, que ahorra trabajo y nos hace la vida más fácil, nos aporta tan poca felicidad? La respuesta es ésta, simplemente: porque aún no hemos aprendido a usarla con tino.

Albert Einstein (1879-1955)

DEDICATORIA

A mi familia Azucena, Mario y Manu, a mis padres Marta y Manuel, a mis hermanos María, Manola y José, por su siempre cariñoso apoyo durante este viaje.

Querido Pa no te haces una idea de lo que siento que no hayas podido estar aquí, disfrutando más que yo de este momento, por tu reciente e inesperada partida.

AGRADECIMIENTOS

A mis Directores y amigos los doctores Isabel y Martín por vuestra paciencia, valiosísimo tiempo y ayuda, muchas gracias por haber sido mi faro guía en este proyecto.

A mis compañeras y compañeros, profesorado de la URJC, por su interés, constante apoyo y ánimo.

A los alumnos de Odontología que participaron en el estudio y a los alumnos del Máster de Ortodoncia, de los que siempre aprendo, en especial a Marta, Silvia, Laura, Inés, Carolina y Noelia por su inestimable colaboración.

A mis amigos, Ana y Rodrigo, por vuestra infinita paciencia y poner de una manera tan desinteresada a mi disposición toda vuestra sabiduría y experiencia.

A Jordi Martín y a Luis Garralda de DI&B por su gran apoyo.

A mi “Pepito Grillo, la voz de mi conciencia”, el doctor Ramón Fernández.

RESUMEN

Antecedentes: La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) es una valiosa técnica de estudio radiográfico y su aplicación en la clínica dental ofrece amplias posibilidades, entre ellas la obtención de imágenes para el trazado cefalométrico clásico rutinario bidimensional (2D) frontal o lateral, o la posibilidad de avanzar y realizar trazados tridimensionales (3D) para el diagnóstico del paciente ortodóncico. Se ha descrito que en el momento de realizar los trazados pueden existir discrepancias entre los observadores, es por ello que se debe valorar si el nivel de formación académica en ortodoncia (distinta experiencia en cefalometría 2D) influye en la localización de marcas anatómicas en imágenes obtenidas con esta técnica.

Objetivos: Estudiar el comportamiento de la consistencia media (CM) y precisión (SD) en la localización anatómica de puntos cefalométricos óseos en imágenes bidimensionales (2D) y de reconstrucciones volumétricas (3D), obtenidas a partir de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) y realizadas por 4 grupos de observadores con distintos niveles de formación académica en ortodoncia.

Metodología: Para la realización de este estudio observacional de corte transversal, se cuantificó la consistencia media y precisión de 16 observadores, que se distribuyeron en cuatro grupos con igual número de observadores, cada uno con diferente grado de experiencia y formación en trazado cefalométrico en 2D, y sin contacto previo con el trazado en 3D. Se realizaron las identificaciones de las marcas en tres ocasiones distintas, constando cada una de 15 puntos cefalométricos en imágenes 2D (7 frontales y 8 laterales) y 18 tridimensionales sobre imágenes volumétricas. Todas las imágenes fueron reconstruidas con el programa Invivo5 (Anatomage[®]) y con los datos adquiridos del escaneado con el tomógrafo CBCT Picasso 3D Master de Vatech (E-WOOtechnology[®]) a 12 pacientes de ortodoncia que reunían los requisitos de inclusión. Antes del estudio, a todos los observadores se les dio un curso previo de capacitación y calibración en la definición operacional de las marcas y en el uso del programa informático para la identificación de éstas. Se les facilitó guías con las definiciones y ejemplos del tipo de imágenes con que se trabajaría. Los datos se

recogieron como 3 valores numéricos referenciados a los tres ejes de coordenadas X, Y, Z, para cada punto y que indica la distancia en milímetros (mm) al punto Nasion (0,0,0). Para cada paciente y marca dados, el promedio de las coordenadas de todos los examinadores en la localización de esa marca, sirvió para hallar el centroide o punto de referencia (PR) de cada punto cefalométrico en dicho paciente. El promedio de las distancias de cada marca hasta su PR fue usado como medida de consistencia (CM), mientras que la desviación estándar (SD) de este promedio fue usado como medida de precisión. Para cada punto cefalométrico trazado se calculó y se describió la CM y precisión por grupos y en global de todos los observadores de los puntos anatómicos cefalométricos en imágenes en 2D y 3D. Se efectuaron pruebas del Análisis de la Varianza o ANOVA para establecer la relación de la variable dependiente (consistencia media) con las variables independientes (grupo, tipo de trazado (2D o 3D), paciente y marca punteada), y en el caso de que no fuese adecuada su utilización, se recurrió a la prueba de Kruskal-Wallis. Los contrastes de comparaciones múltiples se llevaron a cabo mediante las pruebas de Bonferroni, el test de Dunnett y el test T2 de Tamhane. El coeficiente de concordancia W de Kendall fue utilizado para estudiar el grado de acuerdo entre los 4 grupos en el orden de consistencia media de un conjunto de marcas. El procesamiento de los datos fue llevado a cabo con el paquete estadístico IBM® SPSS Statistics Versión 19.0.0 para Windows®.

Conclusiones:

1. El nivel de formación académica en ortodoncia de los grupos de observadores estudiados influye tanto al comparar la consistencia media (CM) como la precisión (SD) en la localización anatómica de puntos cefalométricos óseos, en imágenes bidimensionales (2D) y de reconstrucciones volumétricas (3D), obtenidas a partir de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).
2. El alumnado de 2º de Máster fue el grupo que obtuvo la mejor consistencia media en 2D.
3. Al evaluar la consistencia media en 3D, el grupo que realizó una mejor valoración fue el alumnado de Grado.
4. Al estudiar la precisión en 2D, el mejor grupo fue el de 3º de Máster.

5. El alumnado del grupo de Grado fue el mejor al evaluar la precisión en 3D.
6. Comparativamente entre los grupos estudiados, la ausencia de experiencia previa de los examinadores en cefalometría convencional, ejerce un efecto notorio sobre los resultados en la ubicación de los puntos cefalométricos tridimensionales repercutiendo en la mejoría de la consistencia media y precisión de éstas marcas por lo menos en la realización de los primeros trazados.

ABREVIATURAS

- **2D:** Dos dimensiones, bidimensional.
- **3D:** Tres dimensiones, tridimensional.
- **ACR:** *American College of Radiology* (Instituto Americano de Radiología).
- **ACTA:** *Academic Centre for Dentistry Amsterdam* (Academia Central de Odontología de Amsterdam).
- **ALARA:** *As Low As Reasonably Achievable* (tan bajo como sea razonablemente posible).
- **Bits:** *Binary Digits* (dígitos binarios).
- **CBCT:** *Cone Beam Computed Tomography* (tomografía computarizada de haz cónico).
- **CCD:** *Charge Coupled Device* (dispositivo de carga acoplada).
- **CM:** Consistencia media.
- **DICOM:** *Digital Imaging and Communications in Medicine* (imagen digital y comunicaciones en medicina).
- **DVT:** *Digital Volumetric Technology* (tecnología volumétrica digital).
- **FH:** Plano Horizontal de Frankfort.
- **FPDs:** *Flat Panel Detectors* (detectores de panel plano).
- **FOV:** *Field Of View* (campo de visión).
- **Gy:** Gray.
- **ICRP:** *International Commission on Radiological Protection* (Comisión internacional de protección radiológica).
- **JPEG:** *Joint Photographic Experts Group* (grupo conjunto de expertos en fotografía).
- **kVp:** *Kilovolts peak* (pico de kilovoltaje).
- **mA:** Miliamperaje.
- **MIP:** Máxima intensidad de proyección.
- **MPR:** *Multi-planar reformation* (reconstrucción multiplanar).
- **MSCT:** *Multi-Slice CT* (tomografía computarizada de cortes múltiples).
- **NEMA:** *National Electrical Manufacturers Association* (Asociación nacional de fabricantes eléctricos).

- **NFZ:** Plano Nasion - Frontozigomático.
- **Píxel:** *Picture element* (elemento de imagen).
- **SD:** *Standard Deviation* (desviación estándar), usada como la medida de precisión en este estudio.
- **Sv:** Sievert.
- **TAC:** Tomografía Axial Computarizada.
- **TADs:** *Temporary Anchorage Devices* (dispositivos de anclaje temporal).
- **TC:** Tomografía Computarizada.
- **TCHC:** Tomografía Computarizada de Haz Cónico.
- **TCMC:** Tomografía Computarizada Multi-Corte.
- **UH:** Unidades Hounsfield.
- **Voxel:** *Volumetric pixel* (pixel volumétrico).

GLOSARIO

- **3D Surface Models:** Modelos de superficie reconstruidos en 3D.
- **Algoritmo:** Conjunto ordenado y finito de operaciones que permite hallar la solución de un problema. Procedente del árabe al-Jwarizmii, sobrenombre del matemático Mohamed ben Musa.
- **Amperio:** Es la unidad de intensidad de corriente eléctrica en el Sistema Internacional de Unidades, cuyo símbolo es la letra A. Fue denominada así en honor al matemático y físico francés André-Marie Ampère.
- **Anonimizar:** Proceso por el cual a un fichero se le sustituyen o desligan los datos que identifican a la persona del resto de su información mediante una operación irreversible.
- **Back up:** Copia de seguridad utilizada en informática con el fin de que pueda utilizarse para restaurar el original después de una eventual pérdida de datos.
- **Calibración:** Proceso mediante el cual se establece una correspondencia entre la definición teórica y operativa de los puntos.
- **Captura de pantalla:** *Screenshot*. Proceso para la obtención de una imagen idéntica a la vista en el monitor en el momento de la captura, para su posterior procesamiento.
- **CBCT:** Técnica radiográfica que permite la reconstrucción tridimensional de un objeto a partir de la captura de sus proyecciones bidimensionales. Presenta sinónimos como radiografía volumétrica o radiografía 3D.
- **Consistencia:** Es la diferencia absoluta de una marca con respecto al punto promedio de todos los observadores para esa misma marca y paciente,

expresada en milímetros. Esta definición es coincidente con la utilizada en el artículo de Schlicher *et al.*, 2012, es decir, la distancia media de las mediciones de las marcas (halladas al dividir la media de todas las mediciones entre el número de observaciones) al centroide de todos los examinadores. Es el equivalente a la definición de precisión del estudio de Hassan *et al.*, 2013.

- **Coordenadas cartesianas:** Coordenadas ortogonales usadas en espacios euclídeos, caracterizadas por la existencia de dos ejes perpendiculares entre sí que se cortan en un punto denominado “origen de coordenadas”. Se definen como la distancia al origen de las proyecciones ortogonales de un punto dado sobre cada uno de los ejes. Se usan para definir un sistema de referencia o cartesiano respecto a un solo eje (línea recta), respecto a dos ejes (un plano) o respecto a tres ejes (en el espacio). Generalmente, en dos dimensiones las coordenadas cartesianas X , Y se denominan eje de abscisas y eje de ordenadas respectivamente. En tres dimensiones, se introduce un tercer eje, el Z , para definir la altura o profundidad de un punto. Estos tres ejes se encuentran formando ángulos rectos entre sí.
- **Criterio ALARA:** Requisito básico de protección radiológica cuya finalidad es optimizar las exposiciones a las radiaciones ionizantes, dejándolas "tan bajas como sea razonablemente alcanzable", teniendo en cuenta las condiciones socio-económicas aplicables.
- **DICOM:** Es el estándar reconocido internacionalmente para el intercambio, manejo y almacenamiento de imágenes médicas. Incluye la definición de un formato de fichero y de un protocolo de comunicación de red. En él se definen los formatos de imágenes médicas que se pueden intercambiar con los datos y la calidad necesarios para su uso clínico.
- **Exactitud:** Grado de concordancia entre el resultado de una medición y un valor verdadero del mensurando. En nuestro estudio es evaluado por medio de la desviación típica.

- **Flat panel:** Captador digital directo, basado en la tecnología del silicio amorfo o Selenio.
- **FOV:** Es la zona captada de un cuerpo, es decir, el área de cobertura y grado de detalle que se visualiza de éste. Los CBCT pueden captar desde campos pequeños (que pueden abarcar un número reducido de dientes) a campos grandes (que contengan todo el macizo máxilo-facial y zonas anexas).
- **Gantry:** Es el pórtico giratorio que contiene el tubo de rayos X y los detectores, para la producción y detección de la radiación. Está constituido por un conjunto de elementos que transmiten los datos necesarios para el análisis y producción de la imagen en el transcurso de la prueba.
- **Global:** Término utilizado en este estudio para hacer referencia a todos los grupos de observadores en conjunto. Término antagonista a cuando se especifica “para cada uno de los grupos”.
- **Imagen Digital:** Representación de una imagen a partir de una matriz numérica, frecuentemente en formato binario. Puede tratarse de una imagen matricial (o mapa de bits) o de un gráfico vectorial, dependiendo de si la resolución de la imagen es estática o dinámica
- **JPEG:** Nombre del comité de expertos que creó este estándar de compresión y codificación de archivos de imágenes fijas. Este formato de almacenamiento digital soporta un mapa de color de 24-bits. JPEG es soportado por la mayoría de los navegadores y comprime el tamaño del archivo por descarte selectivo de datos.
- **Kilovoltaje pico:** Es el voltaje máximo aplicado a través de un tubo de rayos X.
- **Outlier:** Valor atípico en estadística. Observación que es numéricamente distante del resto de los datos.

- **Pitch:** Término tomado de la aeronáutica, correspondiente a la rotación en torno al eje transversal o lateral de un avión. En el presente estudio se utilizó para la reorientación del volumen de la cabeza del paciente inclinándola hacia arriba o abajo.
- **Pixel:** Es la menor unidad de captación de una imagen digital.
- **Plano de Frankfort:** Es el plano formado por la unión de los puntos Orbital y Porion.
- **Planos anatómicos del cuerpo:** Planos construidos sobre la base de ejes anatómicos principales que ayudan a definir cortes (*slices*) o vistas (*views*) del cuerpo humano. El plano axial o transversal divide el cuerpo en las mitades superior e inferior. El plano coronal divide el cuerpo en las mitades anterior y posterior. El plano sagital o medio divide el cuerpo en las mitades derecha e izquierda.
- **Precisión:** En este estudio se refiere a la desviación estándar o típica de la consistencia media de las diferentes marcas cefalométricas.
- **Proyección isométrica:** Método gráfico de representación, más específicamente una axonométrica cilíndrica ortogonal. Constituye una representación visual de un objeto tridimensional en dos dimensiones, en la que los tres ejes ortogonales principales, al proyectarse, forman ángulos de 120°, y las dimensiones paralelas a dichos ejes se miden en una misma escala. El término “isométrico” proviene del griego "igual medida", ya que la escala de medición es la misma en los tres ejes principales (*X, Y, Z*).
- **Repetibilidad:** Grado de concordancia entre los resultados de sucesivas mediciones del mismo mensurando, cuando dichas mediciones son efectuadas aplicando las mismas condiciones de medida. Esta puede expresarse cuantitativamente por medio de las características de dispersión de los resultados.

- **Reproducibilidad:** Grado de concordancia entre los resultados de las diferentes mediciones del mismo mensurando, mediciones efectuadas bajo diferentes condiciones de medida.
- **Roll:** Término tomado de la aeronáutica, correspondiente a la rotación en torno al eje longitudinal de un avión, cuando baja un ala y sube la otra (también denominado “balanceo” o “alabeo”). En este estudio se utilizó para la reorientación del volumen de la cabeza del paciente.
- **TAC o TC:** Técnica de obtención de imágenes médicas que utiliza radiación X para adquirir cortes o secciones de objetos anatómicos con fines diagnósticos.
- **Volume rendering:** Conjunto de técnicas empleadas para mostrar una reconstrucción 3D a partir de un conjunto de datos, permitiendo la representación de los píxeles con un valor determinado de opacidad cuyo rango oscila entre 0% y 100%.
- **Voxel:** Unidad volumétrica que compone un objeto tridimensional. Constituye la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional y es el equivalente del píxel en un objeto 2D.
- **Yaw:** Término tomado de la aeronáutica, correspondiente a la rotación en torno al eje vertical de un avión, de forma que el morro puede virar hacia la izquierda o la derecha. También es conocido como “guiñada” o “viraje”. En este estudio se utilizó para la reorientación del volumen de la cabeza del paciente.

ÍNDICE

RESUMEN	15
ABREVIATURAS	19
GLOSARIO	21
I. INTRODUCCIÓN	35
I.1. Historia y cefalometría bidimensional.....	35
I.1.1. Los inicios de la cefalometría.....	35
I.1.2. La aportación de la radiología	37
I.1.3. La era moderna en cefalometría	45
I.1.4. La transición a la actualidad	48
I.2. Cefalometría tridimensional (3D) en la actualidad.	50
I.2.1. Cambio del paradigma	50
I.2.2. Tecnología de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)	55
I.2.2.1. Proceso de adquisición de imagen	55
I.2.2.2. Reconstrucción y manipulación de imagen	55
I.2.2.3. Visualización de las imágenes	58
I.2.2.4. Dosis de radiación y riesgos de CBCT	58
I.2.2.5. Protección radiológica al paciente en la exploración con tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).....	62
I.2.2.6. Limitaciones de CBCT	66
I.2.2.7. Indicaciones del CBCT	74
I.2.2.7.1. Indicaciones odontológicas generales.....	75
I.2.2.7.2. Indicaciones ortodóncicas	78
I.2.3. Actualidad y Perspectivas futuras	81
I.3. Puntos cefalométricos clásicos y actuales	84
II. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	93
II.1. Hipótesis.....	93
II.2. Objetivos	93
II.2.1. Objetivo general:.....	93
II.2.2. Objetivos específicos:	93

IV.2.1.3. Comparativa de la consistencia media global, y por grupos, de puntos en 3D.....	171
IV.2.1.4. Consistencia media global por ejes de puntos en 3D.....	174
IV.2.1.5. Consistencia media global en cada paciente en 3D.	175
IV.2.1.6. Consistencia media por grupos en cada paciente en 3D.	176
IV.3. Consistencia media en la localización conjunta de puntos cefalométricos en 2D y 3D.	178
IV.3.1. Descripción del comportamiento de la consistencia media en 2D y 3D conjuntamente.	178
V. DISCUSIÓN	185
V.1. Consideraciones metodológicas	185
V.2. Discusión de los resultados	196
V.2.1. Puntos cefalométricos en 2D	197
V.2.2. Puntos cefalométricos en 3D	212
V.2.3. Puntos cefalométricos en 2D y 3D conjuntamente.....	226
V.3. Limitaciones del estudio	228
V.4 Aportaciones y futuras líneas de investigación.....	229
VI. CONCLUSIONES	233
VII. BIBLIOGRAFÍA	235
VIII. ANEXOS	263

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Definición de los puntos cefalométricos en 3D	112
Tabla 2.	Definición de los puntos cefalométricos en 2D frontal.....	114
Tabla 3.	Definición de los puntos cefalométricos en 2D lateral.	115
Tabla 4.	Orden de punteo en tres dimensiones.	120
Tabla 5.	Orden de punteo en dos dimensiones.....	125
Tabla 6.	Consistencia media y desviación típica globales de puntos en 2D.	136
Tabla 7.	Consistencia media y desviación típica de puntos en 2D en el grupo de Grado.	140
Tabla 8.	Consistencia media y desviación típica de puntos en 2D en el grupo de 1º de Máster.	142
Tabla 9.	Consistencia media y desviación típica de puntos en 2D en el grupo de 2º de Máster.	144
Tabla 10.	Consistencia media y desviación típica de puntos en 2D en el grupo de 3º de Máster.	146
Tabla 11.	Comparación por orden de consistencia media global, y por grupos, de puntos en 2D.	149
Tabla 12.	Consistencia media global por ejes de puntos en 2D frontal.	152
Tabla 13.	Consistencia media global por ejes de puntos en 2D lateral.	153
Tabla 14.	Consistencia media y desviación típica globales en cada paciente en 2D.	155
Tabla 15.	Consistencia media y desviación típica globales en cada paciente en 2D frontal.	156
Tabla 16.	Consistencia media y desviación típica globales en cada paciente en 2D lateral.	157
Tabla 17.	Consistencia media y desviación típica por grupos en cada paciente en 2D.	158
Tabla 18.	Consistencia media y desviación típica por grupos en cada paciente en 2D frontal.	160
Tabla 19.	Consistencia media y desviación típica por grupos en cada paciente en 2D lateral.....	161
Tabla 20.	Consistencia media y desviación típica globales de puntos en 3D.	163
Tabla 21.	Consistencia media y desviación típica de puntos en 3D en el grupo de Grado.	166
Tabla 22.	Consistencia media y desviación típica de puntos en 3D en el grupo de 1º de Máster.	167
Tabla 23.	Consistencia media y desviación típica de puntos en 3D en el grupo de 2º de Máster.	168
Tabla 24.	Consistencia media y desviación típica de puntos en 3D en el grupo de 3º de Máster.	170
Tabla 25.	Comparación por orden de consistencia media global, y por grupos, de puntos en 3D.	172
Tabla 26.	Consistencia media global por ejes de puntos en 3D.	174
Tabla 27.	Consistencia media y desviación típica globales en cada paciente en 3D.	176
Tabla 28.	Consistencia media y desviación típica por grupos en cada paciente en 3D.	177
Tabla 29.	Consistencia media global por grupos en 2D y 3D.	179

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Wilhelm Conrad Röntgen y la placa de rayos X de la mano de Anna Bertha, 1895.	38
Figura 2.	Inicio de la craneometría en sujetos vivos (Broadbent, 1931).	42
Figura 3.	Imagen del cefalómetro de Broadbent-Bolton (Broadbent, 1931).	43
Figura 4.	Imagen radiológica de un corte sagital bidimensional de 0,3 mm de espesor, de uno de los tres escáneres descartados de la muestra del estudio, en la que se observa una doble imagen a nivel de la parte anterior del mentón.	97
Figura 5.	Cadena de secuencia en la formación de la imagen en el aparato CBCT utilizado para la investigación.	99
Figura 6.	Información DICOM del caso numerado como 01. Se observan los datos técnicos de la prueba de un paciente, pero no existe ningún dato personal ya que estos han sido anonimizados.	100
Figura 7.	Imagen de los cortes ortogonales, de superior a inferior: axial, sagital o antero posterior y frontal, coronal o transversal (izquierda). Imagen de la reconstrucción (renderizado) del volumen cráneo-facial (derecha). Observe el collarín de protección plomado usado durante la exposición a los rayos X.	103
Figura 8.	Herramienta que se utilizó para retirar la superposición de la apófisis cigomática del hueso temporal y parte del hueso malar para dejar en evidencia la apófisis coronoides y poder localizar sin interferencias un punto en dicha estructura subyacente.	104
Figura 9.	Las imágenes superiores muestran los giros que se pueden realizar a través de los tres ejes X, Y, Z espaciales. En las imágenes inferiores se observa la reorientación del volumen de la cabeza del paciente en los tres planos del espacio. Los tres números de la figura de la derecha, son los valores de los ejes X, Y, Z de los diferentes puntos observados en dicha figura.	109
Figura 10.	Ejes de coordenadas tridimensionales del sistema cartesiano. El punto P de la figura de la izquierda está referenciado en los tres planos del espacio con el origen de coordenadas 0. En la figura de la derecha se observan los valores numéricos del punto Po derecho en verde, y los de Or derecho en rojo.	110
Figura 11.	Imagen de la reorientación de la cabeza en el plano frontal paralelo al plano Fronto Zigomático-Nasión (izquierda). Imagen en la que se están guardando los datos con la nueva ubicación producida por los cambios que se le hicieron al centro geométrico (antiguo origen de las coordenadas), en la recolocación del “nuevo” origen de ejes de coordenadas construido en Nasion (derecha).	111
Figura 12.	Imagen en 3D donde se observa la situación de los puntos que se determinaron en este estudio. Nótese la herramienta “malla” del programa, utilizada para visualizar asimetrías.	113
Figura 13.	Se observa el punto “FM dch” localizado en el centro de la imagen del foramen mentoniano derecho.	113

Figura 14. Imagen en 2D vista frontal en la que se observa la situación de los puntos cefalométricos que se utilizaron en este estudio.	114
Figura 15. Imagen en 2D vista lateral en la que se observa la situación de los puntos cefalométricos que se utilizaron en este estudio.	115
Figura 16. Visualizaciones con las que se trabajó. En la parte superior el algoritmo de 3D hueso, y en la parte inferior el algoritmo de radiografía volumétrica que representa a la radiografía frontal (imagen inferior izquierda) y lateral de cráneo (imagen inferior derecha) convencionales en dos dimensiones.	117
Figura 17. Impresión de pantalla en la que se observan las posiciones predeterminadas que trae el programa para ubicar de una manera más rápida la cabeza del paciente.	119
Figura 18. Imagen de la secuencia que por protocolo se siguió en el nombramiento de las subcarpetas que contenían los ficheros Excel con los datos numéricos antes de exportarlas. Ejemplo de las subcarpetas del observador N°2 para los 3 trazados del paciente N°1. El 3D se exportó como “b” de bone y el 2D como “rx” de radiografía digital convencional.	122
Figura 19. Imagen de una tabla Excel tal y como llega la información del punteo 3D, por lo que es importante seguir estrictamente la secuencia protocolizada de este para que no existan errores al relacionar fila y punto correspondiente	123
Figura 20. Editor de datos con las distintas variables estudiadas con el programa IBM SPSS utilizado en el estudio. Cada fila corresponde a una marca cefalométrica y las distintas columnas corresponden a las coordenadas en los ejes, observador, paciente, tipo de trazado, grupo y consistencia.	127
Figura 21. Cálculo del baricentro o centroide (punto de referencia o gold standard).	129
Figura 22. Cálculo de la distancia euclídea entre dos puntos en tres dimensiones espaciales.	130
Figura 23. Cálculo de la distancia entre dos puntos en dos planos del espacio por medio del teorema de Pitágoras.	130
Figura 24. Ranking de consistencia media para cada punto en 2D por grupos.	150
Figura 25. Consistencia media para cada paciente en 2D por grupos.	159
Figura 26. Ranking de consistencia media para cada punto en 3D por grupos.	173
Figura 27. Consistencia media para cada paciente en 3D por grupos.	178
Figura 28. Gráfico de la CM y un intervalo de confianza al 95% para cada grupo de observadores (2D y 3D).	182

I. INTRODUCCIÓN

I.1. Historia y cefalometría bidimensional

I.1.1. Los inicios de la cefalometría

La cefalometría desde sus mismos comienzos se ha considerado el mayor factor contribuyente en el avance de la ortodoncia como ciencia, manteniendo esta importancia hasta la actualidad. El término proviene del griego “*Kepale*” (cabeza) y “*Metron*” (medida) y consiste en el conjunto de mediciones, descripciones y cuantificaciones de las estructuras cráneo-faciales, contando con la cráneometría y la antropometría como antecesoras (Zamora, 2004).

La cefalometría es un medio muy importante en el diagnóstico de los problemas de ortodoncia, conjuntamente con la exploración clínica del paciente, análisis de modelos de escayola, historia clínica, etc. Los primeros datos sobre la cefalometría se remontan al Renacimiento (S. XVI), donde Leonardo da Vinci realizó trazados anatómicos en busca de patrones de proporcionalidad y de simetría mediante bocetos sobre rostros, con líneas rectas que unían estructuras anatómicas homólogas. En 1603 Albrecht Dürer realiza en sus dibujos un sistema de líneas para determinar las variaciones de la morfología facial y los diferentes perfiles de la cara: recto, cóncavo y convexo (Dürer, 1603; Panofsky, 1955). En esta época, da Vinci y Durero marcaron el origen de la disciplina científica que se conoce hoy día y que culminará con la filosofía de diagnóstico, biomecánica y evolución ortodóncica, gracias a los análisis cefalométricos clásicos de Downs, Tweed, Steiner, Ricketts, y McNamara entre otros (Fields *et al.*, 1982).

Se puede hablar de la ortodoncia como especialidad a comienzos del siglo XX, en una época en la que la odontología en general era más mutilante que rehabilitadora, siendo las extracciones la piedra angular de tratamientos casi desprovistos de aparatología mecánica y sin ningún tipo de control sobre el movimiento dentario.

Edward Hartley Angle con sus ideas no extraccionistas en el tratamiento ortodóncico (Angle, 1907) junto con otros contemporáneos suyos como Calvin Case,

que creía en la extracción como procedimiento imprescindible (Case, 1908), crearon una dicotomía entre extracción y no extracción que exigía una respuesta individual en cada caso. Esto impulsó a los investigadores a buscar nuevas técnicas diagnósticas que pudiesen definir más minuciosamente las características dentofaciales del paciente para poder tomar una decisión en el plan de tratamiento a seguir. Hasta este momento la base del diagnóstico eran los modelos de escayola popularizados por Angle. Estos dieron origen a la primera clasificación morfológica en sentido sagital de las maloclusiones, en clases I, II y III, publicada en 1899 en la revista *Dental Cosmos* (Angle, 1899). Este sistema de clasificación, gracias a su sencillez, se ha terminado imponiendo como el más popular desde los tiempos de Angle hasta nuestros días, a pesar de sus carencias, como la de no tomar en cuenta las otras dos dimensiones del espacio (vertical y transversal).

Ya en esta época comenzaron a generalizarse las fotografías de frente y perfil en blanco y negro, con la limitación inherente de estas, de no permitir establecer la relación entre piezas dentarias y estructura ósea alveolar; motivo que llevó a la ortodoncia a profundizar en la craneometría.

Las investigaciones antropológicas precedieron a la cefalometría radiográfica, una aportación en este campo, y el primer intento de cuantificar las relaciones entre la cara y el cráneo, fue el “*plano de Camper*”, definido en 1780 por el anatomista holandés Petrus Camper. Como parte de sus métodos cráneo-métricos definió su plano como el que pasa por el centro del conducto (*meato*) auditivo externo y llega hasta un punto situado debajo del ala de la nariz (Finlay *et al.*, 1980). Camper describió la utilidad del ángulo formado por la intersección de su plano con el plano tangente al perfil facial.

Anders Adolf Retzius, antropólogo sueco considerado como el padre de la craneometría, en 1842 publicó “*On former of Nordboarnes cranier*” donde comparaba cráneos de distintas razas, estableciendo por primera vez una relación entre la anchura y la longitud de la cabeza, definiéndola como “*índice cefálico horizontal*” que da la clasificación ternaria de dólico, meso o braquicéfalo (Martin *et al.*, 1957).

Unos años más tarde, en el Congreso Internacional de Antropología de 1884 en Frankfort surgió un nuevo plano estándar de orientación y referencia universal en

sustitución del plano de Camper. Se denominó “*plano horizontal de Frankfort*” y fue presentado por Von Ihering (trazado desde el borde superior del conducto auditivo externo hasta el punto más inferior del borde inferior de la cavidad orbitaria), y al que Wilder definió como “*el equivalente moderno del ángulo facial de Camper*”. Este plano sentaría las bases de numerosos métodos de análisis cefalométrico para el futuro, formando parte del desarrollo de los métodos diagnósticos de la ortodoncia actual. Puede encontrarse como plano base de los análisis de Bell, Proffit y White, Downs, Farkas, McNamara, Ricketts, Riedel, Schwartz, Tweed, Worms, Wylie, Holdaway, Trujillo y Coben (Athanasiou, 1995; Zamora, 2004).

A pesar del gran desarrollo que tuvo la craneometría durante los años siguientes, dicho método presentaba serias limitaciones para su uso en ortodoncia. La principal de todas consistía en que las medidas eran obtenidas a partir de cráneos desprovistos de sus tejidos blandos, lo que implicaba que aunque pueden obtenerse medidas correspondientes a individuos de diversas edades pertenecientes a una población, sólo podía tomarse una medida por individuo, sin que fuera posible obtener en forma longitudinal varias medidas con el fin de estudiar el crecimiento y desarrollo. Los estudios antropológicos realizados hasta el momento sobre cráneos, pudieron complementarse por fin a partir de 1895, con el descubrimiento de los rayos X.

I.1.2. La aportación de la radiología

El físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen (Primer premio Nóbel de Física, en 1901) gracias a sus experimentos con los tubos de Hittorff-Crookes y la bobina de Ruhmkorff, descubrió accidentalmente el 8 de Noviembre de 1895, los rayos X, marcando un hito en la historia de la humanidad. El 22 de diciembre, decidió practicar la primera prueba con humanos. Puesto que no podía manejar al mismo tiempo el carrete, la placa fotográfica de cristal y exponer su propia mano a los rayos, le pidió a su esposa que colocase la mano sobre la placa durante quince minutos. Al revelar la placa de cristal, apareció una imagen histórica en la ciencia. Los huesos de la mano de Bertha, con el anillo flotando sobre ellos, la primera imagen radiográfica del cuerpo humano (Figura 1). Los llamó "rayos X" por su naturaleza desconocida, y en su honor muchos

años después, pese a los descubrimientos sobre la naturaleza del fenómeno, se decidió que conservaran ese mismo nombre.



Figura 1. Wilhelm Conrad Röntgen y la placa de rayos X de la mano de Anna Bertha, 1895.

Las repercusiones del descubrimiento de los rayos X llegaron de manera notable a los campos de la Medicina y la Tecnología. El empleo de estos rayos permitió subir un escalón, sobrepasando las limitaciones propias de la craneometría y de la antropología, y fue el antecedente que hizo posible la aplicación de los estudios cráneo-métricos en pacientes vivos, incorporando dos ventajas destacables: la primera es la observación de las estructuras óseas a través de los tejidos blandos, pudiéndose establecer relaciones entre ellos. La segunda, es la posibilidad de mediciones cráneo-métricas en distintos momentos de la vida del mismo individuo, que permitieran estudiar el crecimiento y desarrollo (Bennet *et al.*, 1970).

Esto último daba un nuevo uso a la radiografía, ya que la tendencia en los estudios hasta ese momento era evaluar un aspecto particular de un corte transversal en muestras de población.

En los años veinte los clínicos centraron su atención en la problemática diagnóstica que suponía una ciencia ortodóncica basada exclusivamente en la relación de los molares establecida por la clasificación de Angle. Los pacientes eran atendidos considerándose únicamente los problemas dentarios, sin tener en cuenta las relaciones entre las bases óseas que como sabemos actualmente también son causa frecuente de

maloclusiones. Los comienzos de la técnica cefalométrica como respuesta a este dilema se le atribuyen al holandés J.A.W. Van Loon. En un artículo suyo publicado en 1915 describió una técnica que relacionaba los dientes con el resto de la cara y el cráneo y afirmaba: "...la principal cuestión no es la relación entre los dientes superiores e inferiores, sino la relación de los dientes con el resto del cráneo y las líneas faciales" (Van Loon, 1915a, b).

En 1922 Paul Simon intentó transmitir este mismo principio a los ortodoncistas creando el gnatostato, un dispositivo semejante a un articulador con arco facial, que relacionaba los dientes con las tres dimensiones del complejo cráneo-facial, mediante los planos de Frankfort, medio-sagital y orbitario, que son perpendiculares entre sí. Estos planos constituyen su sistema gnatostático. Se basaba en fotografía facial para describir las relaciones de las bases apicales de las arcadas con otras estructuras óseas del complejo maxilofacial (Simon, 1922).

En estos años veinte, los autores que dominaban las contribuciones en el campo del crecimiento y del desarrollo eran K. Gregory, A. Kieth, G. Campion y W.M. Krogman que uniendo sus trabajos al de Milo Hellman (profesor de la Universidad de Columbia, USA), otorgaron su base antropológica a la cefalometría prerradiográfica de la época. Pero los rayos X tuvieron una aplicación inmediata en el campo de la cefalometría, que desencadenó una proliferación de estudios sobre esta materia.

En 1922 A. J. Pacini, de la Victor X-Ray Corporation, obtuvo el galardón "*Leonard Research Price*" de la Sociedad Americana de Radiología, por su trabajo "*Röntgen Ray Anthropometry of the Skull*" (Antropometría radiográfica del cráneo) donde describía una técnica para realizar y medir radiografías de cráneos *ex vivo* y de pacientes vivos. Fue el primero que adaptó y modificó las técnicas antropométricas existentes en radiografías tomadas sobre cráneos secos y de individuos vivos.

Mostró que la precisión de las medidas obtenidas mediante radiografías sobrepasaba a las realizadas por la antropología. En su trabajo usó por primera vez el término cefalometría, utilizó un método basado en la tele-radiografía lateral de cráneo y las mediciones obtenidas eran numéricamente superiores a las que se obtenían antropométricamente (Pacini, 1922); trasladó a la radiografía puntos antropológicos

convencionales, como el gonion, nasión y espina nasal anterior y aportó otros como el turcicon (centro de la silla turca) y el acustion (el más superior de la proyección del conducto auditivo externo). Utilizó medidas lineales y angulares. Sin embargo el método no obtuvo mucha popularidad hasta que no se logró estandarizar la obtención de las radiografías de cráneo.

Para este desarrollo se contó con la participación de numerosos investigadores y clínicos que fueron gradualmente estandarizando la técnica radiográfica hasta llegar a los parámetros actuales. Entre ellas, encontramos las aportaciones de Rudolf Schwarz o las claves en la obtención de una cefalometría lateral dadas por C.O. Simpson. Este último empleó varias distancias foco-objeto de 182, 304 y 365 centímetros, pero aún así las imágenes resultantes eran de mala calidad, tenían un detalle impreciso y poca definición de estructuras. Surgieron también los primeros análisis cefalométricos de Dreyfus junto con el de Atkinsons, este último se preocupó de determinar la posición del molar superior en las teleradiografías.

El argentino Juan Ubaldo Carrea en su tesis doctoral, *Estudios Odontométricos*, relacionó todo tipo de medidas dentales, óseas y faciales, con el fin de hallar un punto de encuentro en armonía. En 1920 escribía: “Todo viviente lleva en sí su patrón de medida y todos los elementos orgánicos guardan precisas relaciones proporcionales. Dadme un diente y os fijaré la persona”. Cuatro años después, daba a conocer, en el periódico odontológico parisino, *La Semaine Dentaire*, su técnica de telerradiografías a perfil delineado.

Korkhaus en Alemania comenzó a describir mediciones de importancia en la actualidad como la angulación de los dientes con el plano de oclusión, la posición relativa del plano oclusal con las bases maxilares, la relación angular de distintos puntos del perfil con el plano horizontal de Frankfort y la posición de los huesos faciales en relación a la base craneal. Encontramos también a Milo Hellman al que se deben entre otros, sus avances en craneometría así como la importancia dada por primera vez a la etiología y la función en las maloclusiones (Hellman, 1944).

En cuanto a la posición del paciente para obtener las placas laterales de cabeza, A.J.Pacini comenzó fijando la cabeza del paciente a la placa con vendajes, M.N.

Dewey, colocaba la cabeza del paciente alineando el plano de Frankfort con la horizontal y nivelando la cabeza del paciente a 90° respecto a la vertical verdadera y S. Riesner desarrolló una forma primitiva de cefalostato para estabilizar la cabeza y colocar la placa radiográfica. A pesar de estos esfuerzos en el campo de la cefalometría aún faltaba unificar criterios y llegar a una estandarización universal de la técnica. No fue hasta que esto se logró debidamente que se reconociera la cefalometría radiográfica como un elemento de diagnóstico imprescindible.

La cefalometría como sistema de estudio y de diagnóstico a los pacientes aún no tiene un siglo de antigüedad. La cefalometría radiológica o la era del análisis cefalométrico, surgió en el mismo año 1931 con los trabajos y el desarrollo del cefalómetro por dos autores en países diferentes. Desde que B. Holly Broadbent (1931) en USA y Herbert Hofrath (1931) en Alemania introdujeron el cefalómetro, el análisis cefalométrico ha contribuido al estudio de las maloclusiones y se ha convertido en un método de diagnóstico estandarizado para la práctica de la ortodoncia y la investigación (Baumrind *et al.*, 1971; Leonardi *et al.*, 2008).

Finalmente se impuso el sistema de Broadbent, quien durante su educación ortodóntica con Angle en 1920, comenzaba a mostrarse atraído por el crecimiento craneo-facial. Continuó realizando investigaciones en dicha especialidad de manera paralela a su práctica profesional, colaborando con Thomas. Wingate Todd, en el laboratorio de anatomía en la Western Reserve University. El Dr. Wingate era un anatomista interesado en el crecimiento, consciente de la limitación que implicaba el estudio de huesos en cadáveres. Sus trabajos supusieron la base de los estudios de Broadbent y de futuros atlas de anatomía de mano y muñeca. Durante los años veinte, Broadbent perfeccionó el craneostato (utilizado para orientar los cráneos bajo medidas craneo-métricas y escalas métricas), marcando así el primer paso en la evolución del craneostato al cefalostato radiográfico.

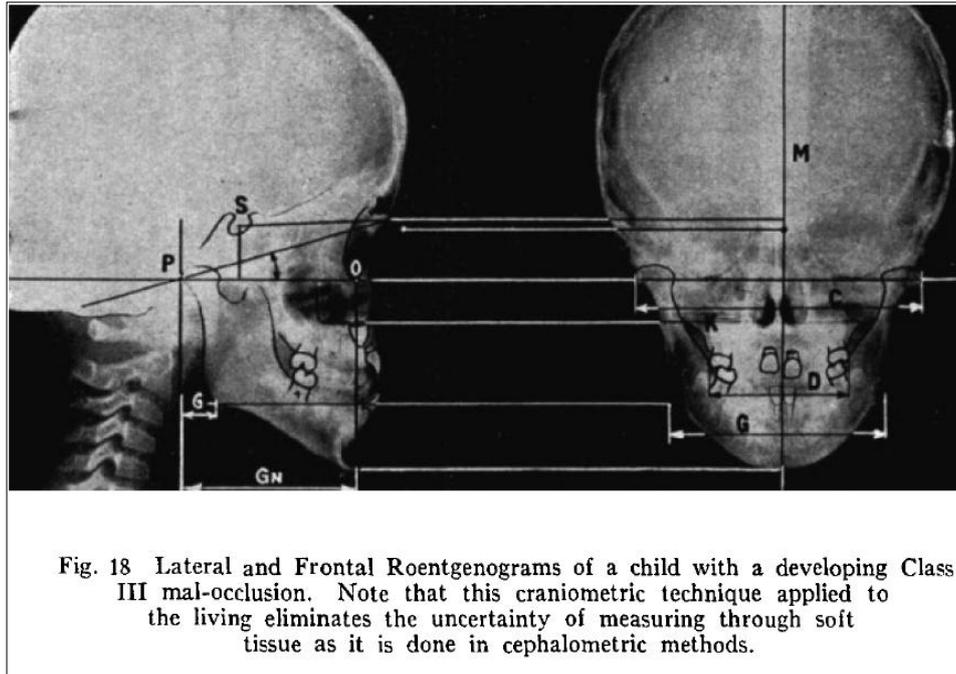


Figura 2. Inicio de la craneometría en sujetos vivos (Broadbent, 1931).

Broadbent comenzó a utilizar el cefalostato para mantener fija la cabeza del paciente y en una posición constante para conseguir reproducirla en diferentes exposiciones realizadas en distintos momentos cronológicos y evaluar los cambios superponiéndolas. Para ello utilizó las olivas auriculares y junto con un indicador orbitario situado a la izquierda de ese arco externo, mantuvo el plano de Frankfort del paciente paralelo al suelo y con ello paralelo al borde inferior de la radiografía, llamándose cabeza o imagen en “relación de Frankfort”. Estableció una distancia foco-objeto de 152 cm. desde el tubo emisor de rayos X (ánodo) hasta el plano medio-sagital de la cabeza del paciente. Empleó cráneos óseos *ex vivo* para sus experimentos radiográficos en los que colocaba marcas de plomo como referencia en determinados puntos anatómicos para poder realizar mediciones en la radiografía y comparar estas últimas con la cabeza de un paciente vivo. Una vez que se determinó que la imagen radiológica era una reproducción razonablemente precisa, aunque algo aumentada del objeto, sólo quedaba trabajar con el cefalostato para poder utilizarlo en pacientes vivos (Figura 2). El aparato ideado inicialmente para estabilizar y orientar adecuadamente la cabeza del paciente (90° con el haz central de la cabeza del aparato de rayos) se conoce como “cefalómetro de Broadbent-Bolton”. Desarrolló también un método para realizar radiografías frontales con un segundo haz de rayos X, manteniendo fija la cabeza del

paciente y el cefalostato. Lo que difería de la técnica de Hofrath, que sólo permitía realizar radiografías de proyección lateral, y que se interesaba principalmente en los aspectos descriptivos con relevancia clínica que se podía hallar en la tele-radiografía lateral, mientras que Broadbent estaba más interesado en estudios de crecimiento longitudinal.



Fig. 13 The child's head adjusted to the head holder. Note the cassette in place for the lateral roentgenogram.

Figura 3. Imagen del cefalómetro de Broadbent-Bolton (Broadbent, 1931).

Broadbent fue históricamente conocido por ser uno de los creadores del cefalostato (Figura 3), apareciendo su trabajo “*A new X-Ray Technique and its Application to Orthodontia*” (Broadbent, 1931), en el segundo número del primer volumen del *Angle Orthodontist* (revista fundada en memoria de E.H. Angle y sus colaboradores). Este trabajo es considerado como el punto de partida del análisis cefalométrico contemporáneo (Basciftci *et al.*, 2004).

Tras la invención del cefalostato, los investigadores que contribuyeron al desarrollo de la cefalometría como método de la ortodoncia, fueron sumándose al

perfeccionamiento de la técnica, desarrollando radiografías que ofrecían una imagen más nítida y numerosos métodos de análisis entre dientes y bases esqueléticas (Ajayi, 2005; Al-Azemi *et al.*, 2012).

Entre ellos encontramos a Allan Gibson Brodie (Brodie *et al.*, 1938) discípulo de Angle, quien basándose en las investigaciones de Broadbent, midió el crecimiento facial, dividiendo la cabeza en cuatro zonas craneal, nasal, maxilar y mandibular, determinó además el plano oclusal. Charles Tweed en 1941, describió el triángulo del mismo nombre, que fue considerado una de las piedras angulares para descifrar los secretos del diagnóstico cefalométrico ortodóncico (Tweed, 1941, 1954). Wylie en 1947, también Margolis con su análisis del “triángulo maxilofacial” y en 1948 el primer análisis cefalométrico clásico que se aplicó a escala global: el “análisis de Downs” (Downs, 1948, 1952, 1956). Este llegó a demostrar su utilidad en el diagnóstico y plan de tratamiento en ortodoncia, sentando así las bases de muchos que aparecieron posteriormente. Dicho análisis estaba basado en las proporciones esqueléticas y dentales de veinticinco adolescentes con “oclusiones clínicamente excelentes” no tratadas. Dividió su análisis en dos partes que contenían cinco medidas cada una. Las cinco medidas de la primera parte eran usadas para la descripción de las relaciones esqueléticas, y las cinco restantes (de la segunda parte) se utilizaban para la descripción de la dentición en relación con el patrón esquelético. Fue muy aceptado por su simplicidad, su claridad y su fácil comprensión. Downs afirmó que un patrón esquelético y una oclusión determinada, podían juzgarse como “buenos” o “malos” en función de cuánto se desviaran de esos valores estándar. En su trabajo, previno:

“Las diez cifras usadas en la valoración para describir relaciones esqueléticas y dentarias no tienen importancia como valores por separado; lo que importa es la forma en la que se relacionan y su correlación con el tipo, función y estética.” (Downs, 1948).

Y así, un gran número de clínicos e investigadores se esforzaban en encontrar sus propios parámetros para buscar la “cara ideal”, es decir, un perfil estandarizado que pudiera utilizarse como norma comparativa (Gleis *et al.*, 1989).

La repercusión de la mejora técnica y científica, permitió comprender el efecto de los aparatos ortodóncicos y ortopédicos, y la cefalometría se convirtió en el lenguaje universal de los ortodoncistas (Ackerman *et al.*, 1995).

En 1951 R. Thurow, publicó un artículo que trataba sobre los acontecimientos más reseñables desde que Broadbent introdujera por primera vez las radiografías cefalométricas aplicadas a la ortodoncia hasta los veinte años sucesivos a este hecho. “*Cephalometric methods in research and private practice*” era un compendio de datos cronológicos explicados de manera sencilla, hablaba de las carencias de la técnica, su utilidad diagnóstica y los problemas no resueltos en la toma de la telerradiografía (Thurow, 1951).

I.1.3. La era moderna en cefalometría

Posteriormente hubo gran cantidad de trabajos publicados en el campo de la cefalometría, destacando como los más conocidos los análisis de Steiner (1953, 1959), Ricketts (1957, 1960a, 1960b, 1961, 1969, 2003, 2004), de Wylie y Johnston en 1952, Sassouni en 1969 y Peter Bimler de Wiebaden (Alemania) en el año 1973 entre otros, así como la determinación de la medida sagital “Wits” (abreviatura de la Universidad de Witwatersrand, Johannesburg, South Africa) propuesta por Jacobson en el año de 1975.

En 1953, Cecil Steiner dio a conocer su análisis cefalométrico en el artículo “*Cephalometrics for you and me*”, considerado como el primero en cefalometría de la época moderna, por dos razones:

La primera, en él se establecían medidas que se podían relacionar con un patrón facial y la segunda, ofrecía guías específicas para el plan de tratamiento (Steiner, 1953).

Era un análisis que representaba una mezcla de muchos de los análisis presentados hasta entonces, entre ellos Downs, Reidel, Wylie, Margolis y Thompson. Creía que aportaría la máxima cantidad de información clínica con el menor número de mediciones posibles a pesar del hecho de que tenía más mediciones que el análisis de Downs. Un aspecto que lo hizo popular fue la serie de fórmulas pre-calculadas que ideó

para determinar dónde colocar con exactitud los incisivos superiores e inferiores para que guardaran una relación y un ángulo inter-incisal apropiado. Esta serie de fórmulas o “compromisos aceptables”, cubría un abanico muy amplio de situaciones, aportando “objetivos” de tratamiento a los clínicos. Más tarde en 1959, publicó otro de sus trabajos “*Cephalometrics in clinical practice*” donde daba las directrices detalladas acerca del uso que debe darse a la cefalometría, su utilidad y la importancia de conocer la técnica al detalle por parte del clínico para evitar lo que un escaso conocimiento pueda deparar en perjuicio del paciente (Steiner, 1959).

A principios de los años cincuenta, la cefalometría a pesar de llevar en activa más de veinte años, todavía existía una reseñable falta de reglamentación de conceptos básicos, como la distancia foco-objeto y los tiempos de exposición.

Los profesionales vieron la necesidad de tomar medidas para ordenar un poco más este campo. Por ello, en 1956, el Dr. Phillip Adams, entonces presidente de la *American Association of Orthodontists* (AAO), designó al “Comité Especial de Cefalometría Radiográfica” para solventar estos problemas. Estaba constituido por A.G. Brodie, L.B. Higley, W.M. Krogman, y J.A. Salzman como presidente. En 1957 decidieron celebrar un encuentro cuyo propósito fue, “definir puntos y planos cefalométricos, reglamentar la técnica, clarificar la interpretación y evaluar la aplicación clínica” Se celebró en la Fundación Bolton en Case Western Reserve University de Cleveland, Ohio (Salzman, 1958).

Al encuentro acudieron ortodoncistas, antropólogos, físicos, anatomistas e incluso radiólogos y técnicos de rayos X. La transcripción original del encuentro sumó unas seiscientas páginas. Finalmente se llegó a un cierto grado de acuerdo en determinados puntos:

- Se aceptó que la distancia foco-objeto sería la original de Broadbent de 152 cm.
- Las radiografías debían hacerse con la cara del paciente a la derecha del operador, de forma que el lado izquierdo fuera el más cercano al chasis del equipo; entonces, la magnificación de los objetos tenía una media de 5-7%.

- Se acordó que podrían tomarse hasta cincuenta radiografías cefalométricas por año de un mismo individuo sin poner en peligro su seguridad.
- Se aceptaron los trazados en acetato por considerarlos suficientemente precisos.
- Se definió un número considerable de puntos, líneas y ángulos. No pudo llegarse a un acuerdo acerca de cuál de los 44 análisis considerados era el mejor.

Salzmann determinó: *“En lo concerniente a la cefalometría radiológica, una vez decididos los puntos cefalométricos, queda el problema de cómo y qué medir. Cuando se establezca esto, todavía tendremos que interpretar su significado. Hasta el momento, no hay unanimidad sobre lo que significa. Queda un largo viaje por hacer en la cefalometría radiológica para que la técnica pueda usarse con seguridad.”*

Estas palabras de Salzmann, que evidentemente se refieren a la cefalometría 2D, consideramos que podrían ser transportadas perfectamente al momento actual que estamos viviendo, con la aparición en escena de la tecnología CBCT, y los puntos, planos y ángulos tridimensionales de la cefalometría 3D.

En 1959, se celebró el segundo encuentro de investigación sobre cefalometría radiológica. En esta edición, el comité llegó a varias conclusiones:

- Que el hombre era realmente medible.
- Se acordó que “medida”, no era sinónimo de “análisis”.
- Se debatió acerca de cómo podía usarse la cefalometría en estudios de crecimiento a largo plazo.
- Se establecieron condiciones que debería cumplir un análisis cefalométrico: que no requiriera un entrenamiento muy sofisticado por parte del clínico y que abarcara áreas esqueléticas, dentarias y de perfiles blandos, coordinando los tres aspectos, no sólo entre ellos sino también con otras ayudas diagnósticas.
- Se determinó que los puntos cefalométricos eran variables cambiando a lo largo de los periodos de crecimiento y que las predicciones cefalométricas de crecimiento eran dudosas.

- Se consideró que no había una forma de superposición suficientemente buena para analizar el crecimiento o los cambios terapéuticos.
- Se llegó a la conclusión de que la cefalometría era esencialmente “una técnica descriptiva” que no podía aportar información más allá de un nivel básico.
- La desviación de un paciente de un valor promedio no justifica en sí el tratamiento. La variabilidad de las medidas es un hecho y, por esto, los rangos de variabilidad sobre una medida son más importantes para la interpretación analítica que la media en sí. La interpretación debería basarse en las necesidades del paciente y no en sólo valores numéricos.

I.1.4. La transición a la actualidad

Unos años después, un alumno de Brodie y de Downs, en 1960 el Dr. Robert Murray Ricketts, publicó varios artículos entre los que se encontraba su propio análisis. El análisis original, estaba compuesto por cuatro mediciones que daban una idea de la forma facial y de la posición de la dentición, y cinco mediciones más que estudiaban estructuras más profundas. Consideraba que la relación de los incisivos inferiores con la línea que une el punto A con el punto Pogonio (Po), la línea A-Po era una “clave para la comunicación de problemas con los dientes anteriores” (Ricketts, 1960a, b).

En los años siguientes, a raíz de su asociación con “Rocky Mountain Data Systems”, y su amistad con su dueño Martin Brusse, Ricketts se convertiría en “el padre de la cefalometría computerizada”. Muchas de las medidas y definiciones de puntos anatómicos usados en el sistema computerizado fueron inventadas por él junto con sus colaboradores. Desarrollaron el concepto de objetivos de tratamiento individualizados con esquemas computerizados, denominándolo “Objetivo Visual de Tratamiento” (OVT). Esta herramienta, diseñada en 1965, permite visualizar los cambios que pueden producirse y prescribir el tratamiento necesario para lograr que eso suceda, estableciendo las directrices de la mecánica que, posteriormente, seguirá el tratamiento del caso.

En otra línea de investigación, Ricketts observó que la mayoría de los ortodoncistas no empleaban en radiología la perspectiva frontal. Por lo que realizó

publicaciones como “*Frontal Cephalometrics: Practical applications*”. El propósito de su trabajo fue actualizar los resultados en la morfología y el crecimiento en la dimensión transversal, simplificar la evaluación de la asimetría facial con los análisis frontales de Ricketts y Grummons, y por último, describir las aplicaciones prácticas clínicas y ántero-posteriores del análisis. Concluyó que en lo referente a la utilización de la información facial frontal, los enfoques terapéuticos son más específicos, que dirigidos a la etiología en particular. Verificó las ventajas en cuanto a la observación del plano oclusal, la línea media, la ubicación del mentón, y la estética de la sonrisa. Evidenciaba mejor las proporciones y la armonía facial. Afirmó que la asimetría era la regla, no la excepción (Ricketts, 2003, 2004).

Durante la década de los sesenta se introdujo la tecnología de los ordenadores en la cefalometría y también un uso más generalizado de la aparatología ortopédica funcional maxilofacial, cuyos inicios fueron en Europa, con aparatos como el Fränkel, Bionator, Bimler, etc. Se diseñaron análisis que incluían también normas estandarizadas y objetivos de tratamiento que permitían cambios ortopédicos que la aparatología funcional era capaz de producir, como los análisis de los Dres. Wiken Sassouni o James McNamara en 1983, que publicó un análisis de la posición esquelética y dental utilizando elementos de Ricketts y Harvold.

McNamara, fue consciente de que la mayoría de los análisis cefalométricos desarrollados durante el periodo de los treinta años posteriores a la introducción de Broadbent, eran análisis creados cuando los cambios principales en las relaciones esqueléticas cráneo-faciales no se consideraban posibles. Sin embargo, con la llegada de la aparatología funcional y de las técnicas de cirugía ortognática, los cambios importantes en las relaciones maxilo-faciales ortopédicas se estaban haciendo comunes. Teniendo en cuenta esto, desarrolló su análisis cefalométrico que no sólo relacionaba los dientes con los dientes, sino que también relacionaba los dientes con los maxilares, los maxilares entre sí y estos últimos con la base del cráneo. El análisis de McNamara no es un análisis computarizado, ni se basa en predicciones de crecimiento o en objetivos de tratamiento, pero cumple con todos los requisitos exigidos, permitiendo, por ejemplo, el análisis del nuevo reposicionamiento mandibular con tratamiento de aparatología funcional.

Así, a partir de la década de los setenta, hay una mayor profundización en la técnica de la cefalometría, ya sea empleando nuevas herramientas como los ordenadores o aplicando viejos y nuevos análisis, destacando los trabajos de Wolford, Bell, Epcker, Burstone, Legan y Bjork (1972). G. William Arnett y un grupo de colaboradores (Arnett *et al.*, 1993, 1999, 2004) desarrollan su análisis cefalométrico a finales de los 90 basado en el estudio de los tejidos blandos en relación con los puntos cefalométricos óseos, integra el análisis de proporciones e implanta un método nuevo de planificación de tratamiento teniendo en cuenta nuevos factores para conseguir unos resultados ortodóncicos y de cirugía ortognática adecuados.

A ello, se sumó el empleo de imágenes digitales y análisis tridimensionales, que han comenzado a ser utilizados en ortodoncia rudimentariamente, pero con la posibilidad de que con el tiempo llegaran a ser más frecuentes.

En la historia de la cefalometría se puede diferenciar una etapa que corresponde a las tres últimas décadas en las que su desarrollo se caracteriza por la introducción de la computarización y la digitalización cuya evolución nos fue guiando hacia la realidad actual de la ortodoncia y cefalometría (Bachá *et al.*, 2008).

En las páginas anteriores se ha realizado un breve resumen histórico, los antecedentes y la evolución de los análisis cefalométricos bidimensionales más utilizados en el diagnóstico y plan de tratamiento en ortodoncia, y la verificación mediante las superposiciones de los cambios producidos en el paciente por su crecimiento o motivados por el tratamiento ortodóncico.

I.2. Cefalometría tridimensional (3D) en la actualidad

I.2.1. Cambio del paradigma

Siempre ha existido el interés por parte de los profesionales de poder estudiar a los pacientes ortodóncicos en su dimensión tridimensional anatómica en la región cráneo-facial. Para esto, tradicionalmente, además de la visión clínica directa del mismo, ha existido la ayuda de registros como los modelos en escayola (único

tridimensional que se usa) recortados técnicamente en máxima inter-cuspidación o montados en articulador semi-ajutable en relación céntrica (RC). De esta manera se puede observar y valorar, por ejemplo, la torsión e inclinación de las coronas de los dientes (no de las raíces), la relación en sentido transversal estática y en dinámica (articulador) oclusal entre las coronas dentarias, etc. En cuanto al otro registro diagnóstico y de seguimiento utilizado que son las radiografías, lo que ha sucedido hasta la actualidad, es que estos medios radiográficos dan información pero en proyecciones bidimensionales de una realidad anatómica tridimensional. En las ortopantomografías (OPG) se presenta la superposición de estructuras sin posibilidad de desdoblarlas y sólo podemos observar magnificado el eje vertical y el eje transversal. La tele-radiografía lateral es una imagen como una sombra magnificada que está compuesta de una superposición de estructuras en las que podemos analizar el eje vertical y sagital, sin poder observar el eje trasversal. En la tele-radiografía pósterio-anterior o frontal encontramos una imagen magnificada similar, donde sólo se puede observar una superposición de imágenes en el eje vertical y el eje transversal, perdiendo la información del eje sagital.

Durante cerca de un siglo, las imágenes radiográficas simples bidimensionales han sido la base de la cefalometría para evaluar las interrelaciones de la dentición, huesos maxilofaciales y tejidos blandos en ortodoncia, a lo largo de todo el proceso de diagnóstico, tratamiento, análisis del desarrollo y crecimiento, control de resultados y retención en cada uno de los pacientes (Kau *et al.*, 2005; Behbehani *et al.*, 2006).

El cambio de la radiología analógica a la digital, ha mejorado el tiempo de adquisición de las imágenes, la dosis de radiación, el manejo de los datos adquiridos, pero las limitaciones siguen siendo las mismas. En este sentido los investigadores han sido conscientes de las limitaciones de estos registros convencionales durante décadas, lo primero están magnificados y distorsionados, lo segundo son bidimensionales (aún cuando el paciente es tridimensional y su maloclusión esquelética y/o dentaria también) y tercero son estáticas cuando en realidad el sujeto se mueve.

Por ello, se han tratado de obtener diferentes imágenes desde diversas proyecciones en un intento por desplegar visualmente las complejas relaciones

anatómicas cráneo-faciales, sin embargo la interpretación de múltiples imágenes simultáneas es compleja (Evans *et al.*, 2012).

La naturaleza bidimensional de la cefalometría enfrenta a los ortodoncistas a la problemática de la superposición de estructuras, afectando la precisión de la localización de los puntos cefalométricos, base de las medidas de los análisis. Por ello se asumió que se encontraban en el punto medio de la superposición de las estructuras bilaterales, haciendo compleja su ubicación en ocasiones (Aboudara *et al.*, 2009; Borrie *et al.*, 2011).

Como solución a esta problemática de la representación bidimensional, comenzó a vislumbrarse un nuevo concepto a la luz de los avances tecnológicos, que ha llevado a la evolución actual del estudio ortodóncico basado en imágenes debido al cambio de paradigma desde puntos de referencia, líneas, ángulos y distancias a superficies, áreas y volúmenes (Kau *et al.*, 2005). Pasando, radiológicamente hablando, de una era ortodóncica bidimensional a una era ortodóncica tridimensional de la mano de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) que hace posible la deseada visualización de la tercera dimensión en las estructuras cráneo-faciales (Swennen *et al.*, 2006a; Evans *et al.*, 2012).

La primera técnica de captura 3D fue la tomografía axial computarizada (TAC), introducida por Sir Godfrey Hounsfield en 1967. Ésta se basa en una traslación-rotación en paralelo de haces de rayos X que se dirigían a un detector situado enfrente de la fuente donde se mide la intensidad de los fotones incidentes (Hounsfield, 1980).

Desde entonces, la tecnología de la TAC evolucionó hacia la consecución de imágenes de una manera más rápida a través de varias generaciones de aparatos, pasando de TAC a Tomografía computarizada (TC) donde se podía además del plano axial original, trabajar con los otros dos planos restantes, el sagital o ántero-posterior y el frontal o transversal. La primera generación de escáneres utilizaban haces paralelos de rayos X y requerían tanto de la traslación como de la rotación de la fuente y constaba de un solo detector. La segunda generación de escáneres introdujo un haz de rayos X en forma de abanico y utilizó un solo detector de matriz lineal. En la tercera generación de escáneres, se introdujo un solo detector en forma de arco en conjunción con un haz de

rayos X en forma de abanico. La cuarta generación de escáneres utiliza un haz de rayos X en forma de abanico y un conjunto de detectores de forma circular. En la práctica actual, se utiliza más frecuentemente la TC helicoidal multidetector (TCMD) gracias a la reducción del tiempo de adquisición. La TCMD se basa en la tercera generación de TC, aunque la matriz de detectores tiene múltiples filas (Miracle *et al.*, 2009a, b). Por tanto, las generaciones de TC han ido mejorando la captura de imágenes mediante el cambio de la trayectoria del conjunto emisor-receptor, el aumento del número de receptores y el desplazamiento combinado del paciente en la tecnología helicoidal. El CBCT se desarrolló en la década de los 90 para radioterapia (Cho *et al.*, 1995) y aplicaciones para imagen vascular (Saint-Félix *et al.*, 1994; Rougée *et al.*, 1994).

Con la llegada del CBCT a la odontología a finales de la década de los 90 (Mozzo *et al.*, 1998) se abrió un nuevo camino para la obtención de imágenes en 3D por su facilidad de manejo, menor coste y menor radiación al paciente con respecto al TC, por lo que empiezan a aparecer nuevos programas informáticos para el manejo cada vez más frecuente de estas imágenes en odontología.

La TC ya no es la única técnica de captura de imágenes en 3D, con la llegada del CBCT para la obtención de imágenes de las estructuras craneofaciales, también son posibles las evaluaciones en tres dimensiones (De Vos *et al.*, 2009).

El acrónimo CBCT, tiene su origen en el inglés Cone Beam Computed Tomography, haciendo mención a la forma de cono (ó piramidal) que tiene el haz de rayos X, y que marca la diferencia con el TC convencional que tiene forma, en las últimas generaciones, en abanico. Esta técnica es también conocida por otros nombres como Cone Beam, DVT (digital volumetric technology), Dental CT, Conebeam 3D, THC (tomografía de haz cónico), entre otros.

La técnica CBCT se utiliza ampliamente en diferentes aplicaciones industriales y biomédicas tales como micro-CT. Entre las primeras aplicaciones clínicas se encontraron la tomografía por emisión de fotón único (SPECT), la angiografía y la radioterapia guiada por imagen (Saint-Félix *et al.*, 1994; Fahrig *et al.*, 1997). Esta tecnología fue adaptada por primera vez para su uso clínico en 1982 y el primer CBCT comercializado para visualizaciones maxilofaciales aparece en 2001, correspondiente al

modelo NewTom QR DVT 9000; Quantitative Radiology, Verona, Italy (Rao *et al.*, 2012). Actualmente existen más de 30 modelos que han sido adaptados para su uso en el ámbito odontológico (Pittayapat *et al.*, 2013), y sus contribuciones científicas en ortodoncia se encuentran publicadas desde 2003 (Patcas *et al.*, 2012).

Los escáneres CBCT dedicados para la zona oral y maxilofacial (OMF) se crearon a finales de 1990 de forma independiente por Arai y colaboradores quienes desarrollaron un CBCT para uso dental en Japón llamado Ortho-CT, mientras Mozzo hacía lo propio en Italia. (Mozzo *et al.*, 1998; Arai *et al.*, 1999).

Desde entonces ha habido un aumento de interés en esta técnica de imagen de la región OMF por diferentes grupos de investigación. La llegada al mercado de escáneres más rápidos y precisos en los últimos 10 años ha sido gracias a los avances en la tecnología del detector de panel plano, (FPD: flat panel detector), una mayor potencia en el procesamiento de datos de los ordenadores y unos requerimientos de energía más bajos de los tubos de rayos X utilizados en CBCT. Estos avances han permitido que los escáneres CBCT sean económicamente accesibles y suficientemente compactos para ser empleados en el estudio de la cabeza y el cuello, y consecuentemente en la zona oral (Zöller *et al.*, 2008; Miracle *et al.*, 2009a, b).

Desde su introducción en nuestra área, esta tecnología tridimensional ha adquirido una importancia considerable, aumentando la cantidad de información visual al alcance del profesional (Grünheid *et al.*, 2012).

Sin embargo es interesante observar cómo se admiten las nuevas tecnologías en odontología y ortodoncia. Una revisión concisa acerca de la difusión de la innovación en odontología fue publicada por Parashos y Messer, quienes concluyeron que la adopción de nuevas tecnologías se ve afectada por factores que incluyen una compleja interrelación entre la percepción de los beneficios y ventajas con factores psicosociales y de comportamiento en la toma de decisiones. Es curioso ver cómo ha sido mencionado con anterioridad, que las tele-radiografías convencionales fueron introducidas en 1930, y sin embargo la adopción completa de esta tecnología, que es un aceptado e indudable estándar de la ortodoncia a día de hoy, seguía aún bajo escrutinio cuando Cecil Steiner escribió en 1953 que había sido afirmado por muchos que se

trataba de una herramienta de laboratorio y que las dificultades y coste de su uso en la clínica no se encontraban justificados. Así muchos concluían que la información obtenida de las radiografías al ser empleadas con los registros complementarios de la época, no aportaba una información suficiente para cambiar ni influenciar sus planes de tratamiento. Estas afirmaciones de años atrás, pueden ser fácilmente aplicadas en la actualidad al uso del CBCT (Larson, 2012).

I.2.2. Tecnología de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)

I.2.2.1. Proceso de adquisición de imagen

La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) es una técnica radiográfica de adquisición de imágenes médicas. Esta técnica está basada en un haz de rayos X en forma de cono centrado en un detector de dos dimensiones (2D). El CBCT permite reconstruir la forma tridimensional (3D) de una estructura a partir de la captura de sus proyecciones bidimensionales (2D). Esta diferencia permite capturar una región entera de interés con una sola rotación del conjunto emisor-receptor y una trayectoria que cubre entre 180° y 360°, produciendo una serie de múltiples imágenes bidimensionales, en comparación con los dispositivos convencionales de CT donde se apilan múltiples cortes para obtener una imagen completa (Sukovic *et al.*, 2001). El conjunto de emisor receptor se conoce con el nombre en inglés de gantry. Siendo su traducción al castellano el de arcada o pórtico, aunque persiste el uso del anglicismo.

I.2.2.2. Reconstrucción y manipulación de imagen

Las imágenes tomográficas volumétricas se reconstruyen produciendo imágenes multidimensionales a través de la reconstrucción de los datos de la proyección 2D. El algoritmo de reconstrucción más frecuentemente conocido y utilizado para generar imágenes de volumen en CBCT está basado en el algoritmo (Feldkamp *et al.*, 1984) publicado por Feldkamp y colaboradores (Gupta *et al.*, 2004, 2006).

El algoritmo Feldkamp es esencialmente una adaptación del método en 3D de retroproyección filtrada utilizado en reconstrucciones 2D del haz en abanico (Yan *et al.*,

1991). El proceso de filtrado, implica la aplicación de un filtro matemático al total de datos de proyección recogidos, antes de que sean retro proyectados. El filtrado reduce la falta de nitidez inherente al proceso de retro proyección. Los primeros algoritmos Feldkamp resolvieron el problema de la inversión realizando una rotación circular sobre el objeto. Los algoritmos más recientes han sido adaptados para trayectorias con segmentos de arco menores de 360° (Kudo *et al.*, 2002).

Los detectores de panel plano o FPDs (*Flat Panel Detectors*) digitales permiten la conversión directa de la energía de los rayos X en una señal eléctrica con alta resolución espacial. El diseño fundamental consiste en un pantalla de cristales centelleadores sobre una matriz de fotodiodos incorporada en un oblea de silicio amorfo (aSi: H) o sobre una capa de selenio. Los rayos X captados son convertidos en luz por la pantalla centelleadora y transmitidos directamente a la matriz de fotodiodos donde se almacena la carga eléctrica que forma la intensidad de la señal. Los transistores de película delgada fabricados en la matriz (aSi: H) transmiten un señal proporcional a la intensidad de la carga almacenada en la matriz de fotodiodos, que es a su vez, proporcional a los fotones incidentes sobre la capa de centelleadora.

El FPD utilizado en el escáner para tomografía craneal Mini iCat (Xoran Technologies) es un sistema indirecto de conversión basado en un centelleador de yoduro de cesio (CsI) incorporado en una matriz (aSi: H). Este escáner de tomografía computarizada capta imágenes a una dosis de aproximadamente 10 veces menores que los escáneres TC tradicionales. Los centelleadores CsI producen una resolución espacial superior, debido a la estructura microscópica columnar del sustrato CsI, que sirve esencialmente como un conductor de fibra óptica para los fotones liberados que se transmiten a la matriz de fotodiodos (Gupta *et al.*, 2006). Las matrices FPD permiten un mayor potencial de resolución espacial con una intensidad de ruido similar cuando se compara con un dispositivo de carga acoplada (CCD) (Baba *et al.*, 2002). Las imágenes son reconstruías por el ordenador en un volumen compuestos por, formas tridimensionales, normalmente cubos, llamados voxels. El Voxel es el mínimo elemento de una imagen en 3D, como lo es el pixel de una imagen 2D. El voxel tiene unas características de tamaño (oscila entre 0,3 mm y 0,076 mm), forma y calidad. La forma del voxel obtenido por el CBCT es isotrópica, es decir es igual en las tres dimensiones del espacio, lo cual permite reorientar una imagen sin distorsionarla. Cada pixel o voxel

debe tener asociado un número de niveles de información que están cuantificados de manera binaria (2^n). Si se trabaja a 14 bits, es decir 2 elevado a 14 potencia, existirían 16384 tonos de grises.

Una diferencia importante entre el CBCT y tomografía computarizada multi-corte (TCMC) es esta naturaleza isotrópica de adquisición y reconstrucción de los sistemas de conebeam, esto quiere decir que no depende de la elección de los ejes. no importa para que lado se esté midiendo cierta propiedad o magnitud física siempre va a medir lo mismo. En el CT convencional el voxel es anisotrópico, aunque en algunos aparatos actuales se pueden obtener voxeles isotrópicos.

En un sistema CBCT con elementos detectores de 2048 x 1536 (similar a los elementos en el detector de MiniCat de 1920 x 1536, por ejemplo) la reconstrucción produce un conjunto de datos volumétricos con voxels isométricos de $150\mu\text{m}^3$ en el isocentro (Orth *et al.*, 2008). Las imágenes se pueden construir en cualquier plano con alta fidelidad espacial. La reconstrucción TCMC produce distintas secciones axiales, que luego son apiladas. En comparación con la TCMC, en la que se espera una resolución de $500 \times 500 \mu\text{m}^2$ en el plano y de 500 a 1000 μm en el eje Z, el CBCT reduce el efecto del volumen parcial promedio y puede mejorar la resolución espacial de estructuras de alto contraste en cualquier plano de visión elegido (Gupta *et al.*, 2004).

Entre los numerosos sistemas CBCT disponibles en el mercado para la imagen dentomaxilofacial podemos incluir los sistemas MercuRay CB y CB Trono, el sistema NewTom 3G , los productos 3D Accuitomo y el sistema iCAT (Kau *et al.*, 2005; Miracle *et al.*, 2009). Por ejemplo, la CBCT utilizando el sistema de iCAT permite reconstrucciones comparables a las proyecciones cefalométricas tradicionales en 2D. Esto permite que los datos existentes sobre las proyecciones de tratamiento se puedan utilizar como base de referencia para las evaluaciones tridimensionales cefalométricas (Farman *et al.*, 2005).

Las mediciones lineales y angulares realizadas con CBCT, se consideran muy fiables dentro del rango de precisión que permite la resolución de cada captador. Esta resolución es superior a la conseguida con TC.

I.2.2.3. Visualización de las imágenes

La visualización de la información captada, por un conebeam se puede observar en el monitor del ordenador de varias formas distintas según los fabricantes. La presentación más frecuente combina en una pantalla los cortes ortogonales (axial, coronal y sagital) con una reconstrucción volumétrica (volume rendering). También es posible realizar reconstrucciones pseudo panorámicas, secciones trans axiales y oblicuas. Es posible variar el grosor de corte y en el caso de las pseudo panorámicas la trayectoria de corte.

I.2.2.4. Dosis de radiación y riesgos de CBCT

En cuanto a la limitación de la dosis de radiación para conseguir imágenes de CBCT, es fundamental que el principio de optimización reflejado en las siglas ALARA (del inglés: *As Low As Reasonably Achievable*) dosis de radiación "tan baja como sea razonablemente posible" se respete. La cuantificación del efecto radiobiológico de las radiaciones se basa en la utilización de las unidades recomendadas por el ICRP.

El Sievert es la unidad de dosis efectiva, definida por el *International Commission on Radiological Protection 1977* (ICRP, 1977), que se utiliza para evaluar los efectos de las radiaciones ionizantes sobre los seres vivos. Esta unidad tiene en cuenta la energía depositada por la radiación, medida en Gray (1 Gy = 1 J/kg, julio partido por kilogramo), ponderada por dos factores w_r y w_t .

w_r es el factor de ponderación por tipo de radiación, que en el caso de los rayos X es 1 y w_t es el factor de ponderación por tipo tisular, variable según los distintos tejidos.

La dosis de radiación de los aparatos utilizados en un entorno clínico de los pacientes son expresados en mili-Sievert 10^{-3} (mSv) o microsievert 10^{-6} (μ Sv), para expresar la dosis efectiva (E) (De Vos *et al.*, 2009). Las dosis de una exploración con conebeam son superiores a las exploraciones radiográficas dentales convencionales

(radiografía intraoral $<1,5 \mu\text{Sv}$, ortopantomografía 2,7- 24,3 μSv , Teleradiografía de cráneo $<6 \mu\text{Sv}$), pero inferiores a la exploración con CT multicorte (280-1410 μSv). La dosis en CBCT depende del tamaño de la zona explorada así cuando se utiliza para un campo dentoalveolar, el paciente puede recibir una dosis entre 11-674 μSv y en un campo craneofacial entre 30-1073 μSv según los datos recogidos por el proyecto de la Comisión Europea Sedentext (2011) con directrices basadas en la evidencia.

El parámetro de la dosis de radiación en TC está relacionado principalmente con la seguridad del paciente, pero también se asocia con una calidad de imagen. En un modelo simplista de la espiral de la TC convencional, la dosis de radiación aumenta proporcionalmente con el incremento de la tensión (kVp, *kilovolts peak*: es el más alto kilovoltaje usado en la producción de una radiografía) y la corriente del tubo (mA: miliamperios) y se puede disminuir si el tamaño de píxel, el grosor de la sección se incrementan, o el campo se disminuye manteniendo el resto de parámetros constantes, el incremento en la dosis de radiación generalmente disminuye el ruido cuántico y ofrece una mejor resolución de contraste. Sobre la base de la indicación de la imagen, los protocolos de exposición están adaptados para generar una calidad de imagen óptima al tiempo que ofrece una dosis justificable para el paciente. La comprensión de la metodología de medición de la dosis en TC convencional es importante para reconocer las limitaciones que enfrentan muchos estudios de dosimetría en CBCT. Por convenio, el índice de dosis de TC (CTDI) y producto dosis-longitud (DLP), se mide en Grays (Gy), y la dosis efectiva, medida en Sievert (Sv), se utiliza para describir la dosis de radiación durante una tomografía computarizada.

Se han desarrollado varias variaciones en el parámetro CTDI, principalmente para mejorar la estandarización y la precisión, con CTDI 100 siendo una medida común con límites de integración definidos utilizados para describir la dosis absorbida entregada durante la adquisición de una sola sección axial en la configuración de una exposición particular (Miracle *et al.*, 2009a, b).

El DLP mide la dosis total absorbida en una exploración completa y se calcula sumando el CTDI_w de cada sección en el FOVz (*field of view* o campo de visión del equipo) y luego multiplicando por el espesor de corte. Las medidas de dosimetría convencionales como la CTDI_w no pueden ser directamente adaptadas para la CBCT

debido a la geometría del haz diferente y al perfil de la radiación dispersa de los sistemas de conebeam. Las cámaras de ionización convencionales 10 cm en longitud, no absorben todo el haz de radiación en la dirección z, lo que conduce a una subestimación significativa de la dosis suministrada (Mori *et al.*, 2005; Fahrig *et al.*, 2006; Kyriakou *et al.*, 2008).

Se han hecho intentos para desarrollar técnicas que generen medidas de dosis absorbida comparables con las utilizadas en la TC convencional, como la CTDI_w, pero aún no se ha adoptado una técnica estandarizada y universalmente aplicable (Fahrig *et al.*, 2006; Gupta *et al.*, 2006; Kyriakou *et al.*, 2008).

Vistos en conjunto, los estudios de dosificación en la cabeza y el cuello CBCT analizan también la falta de protocolos de exposición comunes y metodologías de medición, produciendo una gran diversidad de resultados y haciendo difícil sacar conclusiones generales coherentes (Gupta *et al.*, 2006). Es importante la evaluación precisa de la dosis para la tecnología CBCT porque estos sistemas a menudo se promocionan como alternativas de dosis bajas a la TCMD para aplicaciones tales como imágenes de los senos y del hueso temporal, entre otros. La mayoría de los experimentos de dosimetría sugieren que la dosis suministrada durante las exploraciones CBCT es menor que en la TCMD convencional en estudios de imagen similares, pero ha sido difícil controlar las muchas variables que afectan a la dosis de radiación.

Se postula que en realidad podría ser pequeña la diferencia en las mediciones de dosis absorbidas cuando se aproximan los parámetros de FOVs y de la calidad de imagen entre CBCT y la TCMD (Fahrig *et al.*, 2006; Gupta *et al.*, 2006; Peltonen *et al.*, 2007).

Los escáneres CBCT comerciales diseñados para imágenes de la cabeza y del cuello tienen protocolos de aplicación de parámetros específicos de exposición, con FOVs diseñados para capturar el área de interés y reducir al mínimo la exposición de las estructuras adyacentes. No existe una metodología normalizada para la estimación de dosis en CBCT comparable al CDTI utilizado en TC. Las estimaciones de dosis efectivas en CBCT son realizadas por medio de técnicas basadas en dosímetros de

termoluminiscencia incluidos en maniqués o por técnicas matemáticas que utilizan el método de Montecarlo. En un modelo experimental se encontró que la dosis efectiva para una exploración CBCT de cabeza y cuello en cabezas de fantasmas de 16-cm era de 0,1-0,35 mSv, dependiendo de si los parámetros de exposición eran optimizados para la resolución ósea o de tejidos blandos (Daly *et al.*, 2006). Como referencia, la dosis efectiva esperada de un TCMD típico de la cabeza es de 1-2 mSv (Bauhs *et al.*, 2008).

La dosis efectiva con CBCT dedicado a cabeza y cuello para obtener imágenes del seno, es de alrededor de 0,2 mSv. (Alspaugh *et al.*, 2007; Jackman *et al.*, 2008), y la dosis efectiva para el oído medio es de 13 mSv, que es 60 veces menor que la de una exploración TCMD convencional del hueso temporal (Peltonen *et al.*, 2007). Estudios comparativos de las mediciones de dosis efectiva, también se han hecho, para cotejar aparatos de rayos X convencionales, escáneres CBCT y CT Multidetector de 64 cortes (MDCT) en el área dento-maxilo-facial, usando dosímetros de termoluminiscencia (TLD).

En el estudio de Silva, 2008, se compararon las dosis de radiación para la obtención de imágenes con una aparato de rayos X convencional, con 2 unidades de CBCT y una de multi-corte (multi-slice) CT. Las dosis absorbidas en los órganos se midieron usando un maniquí antropomórfico que contenía 16 dosímetros termoluminiscentes. Las dosis de radiación se calcularon en base a las recomendaciones del 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICPR) y usando los aparatos. Sirona DS Plus (Sirona dental Systems, Bernsheim, Alemania), i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA), NewTom DVT9000 (QR, Verona, Italia), y Somatom Sensation (Siemens Medical Solution, Erlangen, Alemania). La dosis más baja en órganos fue recibida por la glándula tiroides (13,1 μ Sv) durante la exploración para panorámica y cefalometría lateral. La dosis media más alta de órganos, fue recibida por la piel del cuello (15,837.2 μ Sv) por el TC multicorte. La dosis efectiva fue también menor para el aparato panorámico y lateral cefalométrico (10,4 μ Sv,) y la más alta para el TC multicorte (429,7 μ Sv). Desde el punto de vista de protección radiológica, las imágenes convencionales dan las dosis más bajas para los pacientes. Cuando se requiere de imágenes 3-dimensionales en la práctica de la ortodoncia, se prefiere que esta provenga de un escáner CBCT en vez de un CT (Silva *et al.*, 2008).

En otro estudio más reciente de Ludlow 2008, se usaron las recomendaciones del 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICPR), en el cálculo de la dosis efectiva, estas dan lugar a una reevaluación al alza del riesgo de cáncer oral y maxilofacial en los exámenes radiográficos. Se compararon aparatos CBCT y MDCT. Un FOV (campo de visión) medio varió desde 69 hasta 560 μSv , mientras que un similar FOV-TCMD produjo 860 μSv .

Concluyendo que el CBCT Dental puede ser recomendado como una técnica de menor dosis en comparación con los escáner CT médicos para las imágenes radiográficas maxilofaciales comunes (Ludlow *et al.*, 2008).

I.2.2.5. Protección radiológica al paciente en la exploración con tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)

Entre las pruebas diagnósticas complementarias que se realizan a un paciente para su evaluación ortodóncica se encuentran las exploraciones radiográficas.

Las pruebas radiológicas habituales en el diagnóstico ortodóncico son: la telerradiografía lateral de cráneo, básica para la realización de la cefalometría y la ortopantomografía; En ocasiones está indicado realizar otras exploraciones como las radiografías de aleta de mordida, periapicales, radiografía frontal de cráneo, radiografía de muñeca y ocasionalmente tomografía computarizada (TC) en aquellos casos con graves deformidades o patologías. Esta relación si no exhaustiva comprende las más usadas.

En la actualidad la introducción de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) como una exploración alternativa al CT, también capaz de reproducir todas las zonas de interés ortodóncico, con posibilidad de realizar reconstrucciones volumétricas y la visión de los tres planos del espacios inter-relacionados (MPR: multiplanar reconstrucción) seccionales (planos axial, coronal, sagital, trans-axiales y curvos) hace necesario considerar las posibles indicaciones de esta nueva exploración en el diagnóstico ortodóncico. Otras reconstrucciones como la de intensidad máxima (MIP: Maximun Intensity Projection) permiten destacar estructuras de alta densidad como por

ejemplo el esmalte o hueso. También se pueden seleccionar líneas de corte y espesor de visión. Este último se puede reducir hasta el tamaño del voxel.

Cabe destacar que a partir de un solo escáner CBCT se pueden construir para un mismo paciente las tele-radiografías lateral y frontal de cráneo, la radiografía panorámica, la radiografías de la ATM, cortes seccionales, oclusal, etc.

Normas básicas de protección radiológica

La realización de una exploración de CBCT, supone para el paciente una exposición a radiaciones ionizantes dentro del rango energético de los rayos X, esta exposición en contrapartida puede inducir en el paciente efectos negativos para su salud. El objetivo del médico prescriptor debe ser conciliar los beneficios diagnósticos de realizar la exploración para el paciente con la minimización de los efectos indeseables.

La exposición a rayos X puede dar lugar a la producción de efectos deterministas y/o estocásticos. Los efectos deterministas sólo se producen por encima de un determinado nivel de dosis. Se considera que dosis efectivas inferiores a 100 mSv/año no son capaces de inducir efectos deterministas, estas dosis son superiores en varios órdenes de magnitud a los recibidos por un paciente en exploraciones con CBCT. Los efectos estocásticos (p.Ej. cáncer) se producen con cualquier exposición independientemente de la dosis recibida, este modelo LNT (*Linear Non Threshold*), es el asumido por la ICRP. Este modelo nos obliga a realizar intentos de reducir la exposición para minimizar sus efectos negativos, incluso en dosis bajas.

Las normas de protección radiológica aceptadas internacionalmente (ICRP 103, 2007) basan la protección del paciente frente a las exposiciones a radiaciones ionizante en la adecuada justificación de la exposición y la optimización de esta.

La justificación se fundamenta en que cualquier decisión que altere el nivel de exposición a la radiación debe reportar más beneficio que daño.

El principio de optimización de la exposición recomienda que ante la posibilidad de una exposición, el número de personas expuestas y la magnitud de las dosis individuales deban mantenerse tan bajas como sea razonablemente posible, teniendo en

cuenta factores económicos y sociales. La realización de exploraciones radiográficas con unas adecuadas medidas de protección al paciente conlleva en algunos casos la necesidad de equipamiento y formación del personal que pueden incrementar el coste de la exploración, haciéndola difícil de asumir en algunos países con bajos niveles de ingresos.

El otro principio sobre el cuál descansa el actual sistema de protección radiológica el de limitación de dosis no se aplica en las exposiciones médicas, aunque esto obliga a una mayor importancia en el cumplimiento de los principios precedentes de justificación y optimización.

Justificación de la exploración

La justificación de cualquier exploración radiológica dental se basa en el criterio del profesional prescriptor. Este debe ponderar los beneficios de la exploración para el paciente, teniendo en cuenta los elementos previamente recogidos en la historia clínica y la imposibilidad de obtener de otro modo los datos que podría proporcionar la exploración radiológica, utilizando otras exploraciones que no sean tan lesivas para el paciente. En la ponderación a realizar el prescriptor basa su opinión en su experiencia profesional y a ser posible en criterios de prescripción avalados por instituciones científicas.

La reciente introducción del CBCT en la práctica odontológica, hace que las distintas sociedades científicas y grupos de investigadores estén realizando la publicación de criterios de justificación para esta exploración. El CBCT puede ser usado en sustitución de las exploraciones con CT que exponen al paciente a una mayor dosis de radiación cuando se esté interesado exclusivamente en la exploración de tejidos duros (si no se desean evaluaciones precisas de las densidades óseas) y vías aéreas. En otros casos se deberá recurrir al CT con o sin contraste o la resonancia magnética.

Optimización de la exploración

Una vez justificada la exploración el siguiente paso en la protección radiológica del paciente es la optimización del proceso radiológico (exposición, captación y visualización de las imágenes).

El motivo de la justificación del estudio va a definir el volumen de interés diagnóstico elegido, debiéndose escoger uno que abarque toda la zona de interés. El campo radiográfico más conocido por sus siglas en inglés como FOV (*Field Of View*), difiere según los distintos equipos (pueden variar desde 5 x 3,8 cm hasta 17 x 23), incluso hay aparatos que permiten explorar con distintos FOV. La técnica de *stitching* (o de pegado) con una sucesiva exposición de distintos campos pequeños, permite que se obtenga un campo mayor al superponer informáticamente las imágenes de campos menores contiguos formando una imagen de mayor campo radiográfico. El objetivo debe ser utilizar un campo suficiente, pero no exponer de manera innecesaria un volumen de tejido mayor del necesario.

La evaluación del riesgo radiográfico se realiza cuantitativamente por medio de la comparación de la dosis efectiva de una exploración. La dosis efectiva es la energía depositada en un tejido medida en J/kg ponderada por un factor dependiente del tipo de radiación w_r , que en el caso de los rayos X es 1, y un factor dependiente del tejido donde se deposite la radiación w_t cuya suma para todo el cuerpo es 1. La dosis efectiva se expresa por medio de la unidad denominada Sievert (Sv), normalmente se utilizan en las aplicaciones médicas submúltiplos como: mSv y μSv ($\text{mSv } 10^{-3} \text{ Sv}$ y $\mu\text{Sv } 10^{-6} \text{ Sv}$).

La comparación de la dosis efectiva entre las exploraciones radiográficas ortodónticas clásicas y la tecnología CBCT, muestra una mayor dosis efectiva en esta última. Según Ludlow las dosis recibidas por un paciente en la realización de una ortopantomografía usando captadores CCD, son 14,2 μSv en un aparato Orthophos XG (Sirona[®]) y 24,3 μSv en un aparato Promax (Planmeca[®]) (Ludlow *et al.*, 2008). En el caso de una telerradiografía lateral de cráneo la dosis es de 5,6 μSv y 5,1 μSv utilizando un captador de fósforo foto estimulable. La comparación de dosis debe ser realizada con prudencia y no debe basarse en exclusiva en un simple escrutinio numérico, debe también tener en cuenta la calidad de la imagen obtenida y la alta incertidumbre existentes en la evaluación de la dosis efectiva.

En una revisión bibliográfica realizada por el grupo Sedentext (2011), sobre dosis en exploraciones con CBCT en un campo dento-alveolar las dosis abarcan un rango entre 11-652 μSv y en un campo maxilofacial entre 30-1073 μSv . En esta revisión se encuentran datos anteriores a la publicación de la Recomendación ICRP 103 (ICRP

103, 2007), por lo que esos datos deberían ser evaluados la alza como consecuencia preferentemente de la introducción de un factor de ponderación tisular (w_t) desglosado para glándulas salivares y cerebro con un valor de 0,01 y al aumento de ponderación para mucosa oral y tejidos aéreos extratorácicos todos ellos implicados en el cálculo de la dosis en el área maxilofacial. Estos cambios han supuesto que las dosis efectivas de las exploraciones radiológicas maxilofaciales hayan aumentado en comparación con los valores obtenidos al aplicar la antigua recomendación del año 1990 (ICRP 60, 1990).

Las exploraciones radiográficas en ortodoncia se realizan mayoritariamente en pacientes jóvenes donde el efecto lesivo de los rayos X es superior que sobre población adulta. El factor de riesgo ajustado como detrimento para exploraciones radiológicas se ha evaluado para la población general en $5,7 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$, pero en el caso de niños menores de 10 años este factor se debe multiplicar por 3 y entre 10-20 años por 2. En un estudio de evaluación de dosis en CBCT sobre maniqués pediátricos realizado por Theodoraku se evalúa la dosis efectiva para un niño de 10 años en $116 \mu\text{Sv}$ y de $79 \mu\text{Sv}$ para un adolescente, dosis similares a las de un paciente adulto, pero con una repercusión en riesgo mayor. El riesgo de mortalidad para el niño de 10 años es del 0,002% y en el caso del adolescente del 0,001%, superior a la de un adulto.

La realización de un CBCT con fines cefalométricos presupone la utilización de un campo radiográfico grande para poder incluir los puntos cefalométricos más usuales. En el estudio radiográfico realizado se abarcan estructuras anatómicas que pueden ser localización de patologías médicas, las cuales el ortodontista no siempre está cualificado para diagnosticar, esta posibilidad obligaría a que toda la exploración fuera revisada por un odontólogo experto en radiología maxilofacial o por un radiólogo como recomienda el informe Sedentext (2011).

I.2.2.6. Limitaciones de CBCT

A pesar de que ya contamos con información volumétrica en nuestros métodos de exploración radiográficos, todavía es necesario mejorar la tecnología CBCT porque estos métodos pueden presentar problemas en su uso para el análisis ortodóncico. Esto se debe a que hay pocas normas aceptadas para el manejo de estos datos

computacionales en el complejo maxilofacial (Hannam, 2003). de Oliveira afirma que es un reto el hecho de seleccionar las áreas o estructuras estables así como el registro de puntos que no cambiarían durante el tratamiento ortodóncico debido a su dificultad (de Oliveira *et al.*, 2007).

Los tomógrafos de haz cónico craneofaciales fueron diseñados para contrarrestar algunas de las limitaciones de los dispositivos TC convencionales. Entre las ventajas del CBCT tenemos una mayor resolución a la conseguida con el TC, pues las mediciones lineales y angulares realizadas con CBCT, se consideran muy precisas dentro del rango que permite la resolución de cada captador (Halazonetis, 2005).

El haz cónico permite cubrir un mayor volumen y produce una radiación considerablemente menor en comparación con el dispositivo de TC convencional (Mah *et al.*, 2003). Esto reduce el mA del tubo de rayos X requerida para el escáner volumétrico (Sukovic, 2003).

En referencia a la calidad de imagen, se han estudiado varios descriptores físicos y parámetros para caracterizarla. En la caracterización de los sistemas de TC, son de particular interés el ruido cuántico, la resolución espacial, la resolución de contraste, y la eficacia cuántica de detección (DQE). El ruido cuántico está fundamentalmente relacionado con la calidad de imagen y va en función de la dosis, la atenuación tisular, y el tamaño de voxel. El ruido es, a su vez, un determinante principal de la resolución y el contraste, y en menor medida, la resolución espacial, que, junto con los artefactos, constituyen los determinantes observables importantes en la calidad de la imagen global. Las imágenes de CBCT con tecnología FPD normalmente ofrecen una excelente resolución espacial con una dosis relativamente baja del paciente. La resolución de contraste sufre, sin embargo, debido al aumento en la dispersión de rayos X (Orth *et al.*, 2008).

El aumento de dispersión de rayos X representa uno de los principales obstáculos técnicos en la obtención de imágenes CBCT, lo que limita la calidad de imagen en comparación con la TCMD. La dispersión se refiere a la radiación de baja energía fuera del eje que se genera en el paciente durante la adquisición de la imagen. Corresponde al flujo de fotones que inciden en el detector y no son imputables al haz

principal incidente. En la TCDM convencional de haz en abanico, la colimación de la fuente de rayos X restringe la cobertura del eje z del haz, permitiendo sólo la dispersión de un volumen de tejido axial delgado para llegar a los elementos detectores durante la adquisición de la imagen. En contraste, el CBCT expande la cobertura del eje z, permitiendo la dispersión de rayos X, generada a partir de todo el volumen de cobertura, para llegar a los elementos detectores según es adquirida la imagen (Miracle *et al.*, 2009a, b).

La contribución de la dispersión se expresa como la Ratio de Dispersión Primaria (REP) y puede ser un valor de hasta 3 en sistemas CBCT de gran volumen en comparación con el valor de 0,2 aproximadamente que tienen los sistemas convencionales de TCMD (Siewerdsen *et al.*, 2001).

El aumento de la dispersión no sólo aumenta la dosis del paciente, sino que es el responsable principal de la menor resolución de contraste y el aumento del ruido en las imágenes CBCT. También se pueden producir rayas y artefactos de captación (valores de voxel más bajos en el centro de la imagen), además de imágenes de calidad degradada (Graham *et al.*, 2007).

En un esfuerzo por mejorar la relación de contraste-ruido (CNR) y reducir los artefactos de imagen, se han investigado múltiples enfoques para la reducción de la dispersión. Los factores modificables que generan dispersión son la geometría de la imagen (espacio intermedio de aire o espacio de aire), la cobertura de dirección en el campo de visión (FOVz), y el perfil de energía del haz de rayos X (Siewerdsen *et al.*, 2004).

El FOV es el acrónimo en inglés de Field of View, que sería el campo de visión o zona del objeto que va a ser captada. Los CBCT se diseñan para captar desde campos pequeños que pueden abarcar un número pequeño de dientes a campos grandes que abarcan todo el macizo maxilofacial y zonas anexas. Una técnica que nos permite aumentar el campo de visión de los aparatos de CBCT de campo pequeño es el “*stitching*” pues complementa reuniendo la información obtenida con exploraciones sucesivas en zonas contiguas.

El enfoque más básico para la reducción de la dispersión es minimizar el FOV, maximizar el espacio de aire, y colimar de manera óptima y regular el haz de rayos X. Desafortunadamente, el FOV y el espacio de aire dependen del volumen del tejido de interés y las limitaciones espaciales del sistema pórtico (*gantry*) respectivamente, y por tanto, están limitados en su capacidad de minimizar la dispersión. Es importante seleccionar el FOV más pequeño posible sin dejar de proporcionar una adecuada cobertura de los tejidos que son de interés. Las restricciones espaciales limitan la viabilidad de incrementar aún más el espacio de aire para reducir la dispersión, sobre todo en los escáneres de cabeza y cuello, que están diseñados para ser compactos (Miracle *et al.*, 2009a, b).

Colimación y filtración del haz de radiación

La filtración en la fuente de rayos X, la colimación del haz, y la filtración de compensación, constituyen métodos directos de reducción de la dispersión. La filtración en la fuente puede lograrse mediante la aplicación de un filtro de aluminio para eliminar fotones de baja energía de manera uniforme desde el haz de rayos X. La colimación del haz elimina fotones fuera de la FOV previsto, reduciendo la contribución de la dispersión periférica a la SPR en el campo de visión (Gupta *et al.*, 2006).

Compensación de Filtración

La atenuación del haz de rayos X a través del tejido en los bordes de la FOV es típicamente menor en relación con la estructura del objeto explorado. Esto da como resultado menos atenuación de dispersión periférica y, por tanto, una contribución mayor de la dispersión periférica a la degradación de la imagen. La dispersión periférica no sólo constituye la mayor contribución a la dispersión total, sino que constituye la base del artefacto o efecto tazón que puede ser mitigado mediante la filtración de compensación (Graham *et al.*, 2007). Un filtro de cuña o anular, es el prototipo de filtro de compensación utilizado en los sistemas CBCT. Se modula el perfil del haz mediante el aumento de la densidad de fotones en el centro del cono y reduciendo progresivamente la densidad en la periferia.

También se ha descrito una mejora en la calidad de imagen con filtros anulares integrados en un sistema CBCT en el pórtico de un escáner convencional (Graham *et al.*, 2007).

Filtración de compensación no está libre de crítica, sin embargo, debido al aumento de la dureza del haz se ha demostrado que tiene un impacto negativo en la eficiencia del detector, demostrado por una disminución en la relación de la intensidad de la señal de salida del ruido (SNR) y la exposición de entrada (SNR/ exposición de entrada) (Ning *et al.*, 2000).

Los kilovoltios (kVp), que están relacionados con la dureza del haz, también se ha demostrado que producen una detectabilidad de bajo contraste óptima cuando se mantienen en valores inferiores (Fahrig *et al.*, 2006).

Así, aunque la dispersión y artefactos de captación pueden reducirse con filtros anulares, esta reducción puede ir en detrimento de la eficacia del detector y la detectabilidad de objetos de bajo contraste. La filtración de compensación y los otros métodos directos de reducción de la dispersión en el lado de la fuente del aparato tienen la ventaja adicional de reducir la dosis del paciente (Gupta *et al.*, 2006).

Rejillas antidispersión

Las rejillas antidispersión representan un método alternativo en la reducción directa de la dispersión que se ha utilizado durante algún tiempo con PPFs en la imagen digital radiográfica y fluoroscópica (Neitzel, 1992).

En lugar de modular las propiedades del haz en la fuente, se ajusta una rejilla de láminas de plomo sobre el detector para absorber preferentemente la radiación de fuera del eje que no contribuye al flujo de fotones primarios. En los sistemas CBCT, las láminas de plomo están dispuestas en un patrón radial centrado en el punto focal de la FPD. Las rejillas antidispersión han sido evaluadas en varios sistemas CBCT experimentales con diferentes resultados.

Se ha observado tanto una reducción en los artefactos de captación como en la radiación dispersa, que mejoran el contraste y la calidad de la imagen, pero su uso sólo está justificada en situaciones de alta dispersión, como es el caso de campos o volúmenes grandes a irradiar (Neitzel, 1992; Siewerdsen *et al.*, 2004; Gupta *et al.*, 2006; Nickoloff *et al.*, 2007).

En la medida en que las rejillas antidispersión mejoran el contraste de tejidos blandos y artefactos, también aumentan el ruido, lo que conduce a una degradación en la calidad de la imagen global. Un aumento de la dosis o la reducción de la resolución espacial es necesaria para compensar el aumento de ruido por la aplicación de las rejillas. Para un FOV relativamente pequeño, tal como el utilizado en una exploración específica de cabeza y cuello, las rejillas antidispersión pueden mejorar el contraste de la imagen y reducir los artefactos de catación, pero el aumento del ruido requiere que se aumente la dosis o se disminuya la resolución espacial para producir una imagen de alta calidad con una CNR favorable (Siewerdsen *et al.*, 2004).

Los algoritmos de corrección de dispersión

Algunos tipos de algoritmos de sustracción de la dispersión se utilizan en la mayoría de sistemas CBCT (Wiegert *et al.*, 2004; Dörfler *et al.* 2008; Orth *et al.*, 2008). Varios métodos han sido estudiados, incluyendo simulaciones de Monte Carlo, técnicas basadas en un bloqueador o las de parada de haz, los cálculos analíticos, y la estimación de la sombra del colimador (Ning *et al.*, 2004; Jarry *et al.*, 2006; Siewerdsen *et al.*, 2006).

Las simulaciones con el método de Monte Carlo todavía requieren un tiempo significativo de cálculo, sin embargo, ha continuado impulsando la investigación en otros enfoques algorítmicos. Metodológicamente, los algoritmos no reducen la dosis adicional del paciente atribuible a la dispersión, pero han sido capaces de lograr mejoras significativas en la calidad de la imagen T (Malusek *et al.* 2003; Jarry *et al.*, 2006). Estos, pueden aplicarse en conjunción con otros métodos directos de reducción de dispersión.

Rango Dinámico

El rango dinámico, una cualidad del detector, se refiere al rango de intensidades de señal incidentes que pueden ser captadas con éxito. Un detector de rango dinámico grande se corresponde generalmente con una mejor resolución de contraste. Aunque el rango dinámico de los a-Si:H (silicio amorfo) FPDs (detectores planos) supera a la del intensificador de rayos X (detectores CCD), es todavía ligeramente inferior a los

detectores de cerámica utilizados en MDCT (Gupta *et al.*, 2006). El detector se caracteriza por un rango dinámico de aproximadamente $10^4:1$, digitalizado de 14 bits, en comparación con el de $10^6:1$ para el material de centelleo de cerámica en los detectores de TCMD (Roos *et al.*, 2004; Cowen *et al.*, 2008).

Para aprovechar todo el potencial del rango dinámico de estos detectores, se describió un FPD, con un modo dinámico de ganancia-conmutación (switching) que aumenta eficazmente el rango dinámico en un factor de 6. La adquisición de imágenes en el modo dinámico de ganancia- conmutación, amplía el rango dinámico a 16 bits y puede permitir la resolución de contraste de 3 unidades Hounsfield (UH), que rivaliza con la de la TCMD y supera la detectabilidad de bajo contraste de 5 a 10-HU, citada típicamente para los sistemas CBCT actuales (Wiegert *et al.*, 2004; Gupta *et al.*, 2006; Dörfler *et al* 2008).

La resolución temporal

La resolución temporal se refiere a la capacidad de un sistema de imagen para discriminar secuencialmente datos de proyección adquiridos separadamente por pequeños intervalos de tiempo. Con una mayor resolución temporal, más conjuntos de datos de proyección pueden ser adquiridos a lo largo de un intervalo de rotación de pórtico fijo, lo que mejora la resolución de contraste. Como se aplica a la resolución de contraste, PPF ha limitado inherentemente la resolución temporal en comparación con los detectores de cerámica utilizados en sistemas de TCMD (Orth *et al.*, 2008). La resolución temporal limitada conduce a efectos fosforescentes o de memoria, así como artefactos de imagen unidimensional, que degradan la calidad de imagen y poner en peligro la detectabilidad de bajo contraste (Akpek *et al.*, 2005).

La resolución temporal limitada a velocidades fijas de pórtico en CBCT con sistemas FPD está relacionada con las características de los materiales centelleadores. CSI es un centelleador relativamente lento susceptible al efecto de fosforescencia, en el que la respuesta del detector a una nueva exposición se ve alterado por la emisión luminosa de la exposición anterior, sobre todo si la exposición estaba transmitiendo una señal de alta intensidad, como con las estructuras de alto contraste (Cowen *et al.*, 2008). Esto limita la velocidad de adquisición del escáner con el fin de que las imágenes fantasma de fosforescencia puedan ser minimizadas, lo que coloca un

límite en la velocidad de rotación del pórtico y el tiempo de adquisición de datos. Sustrayendo una fracción de la imagen previa durante el pre-procesamiento puede ayudar a minimizar este efecto (Gupta *et al.*, 2006).

Resolución Espacial

La resolución espacial de un sistema de imagen es su capacidad para discriminar los objetos de diferente atenuación a pequeña distancia. Normalmente se describe como la frecuencia espacial (medido en pares de líneas por centímetro (pl/cm)). Debido a las limitaciones en la construcción de objetos de test para evaluar la resolución espacial a altas frecuencias, se utiliza una técnica alternativa para su evaluación, la función de transferencia de la modulación MTF conocida por sus siglas en inglés (MTF), FTM en español. La FTM es una expresión matemática que describe la habilidad de un sistema de imagen para capturar y representar las distintas frecuencias que componen la representación de un objeto. Si los detalles de un objeto con una determinada frecuencia son correctamente captados la FTM es 1, cuando menor sea la FTM, menor será la capacidad de capturar y representar los caracteres de una determinada frecuencia de un objeto. Se considera como frecuencia de corte para caracterizar la mínima FTM, que permite la correcta captación de un objeto, una FTM de 0,1 (Cowen *et al.*, 2008). La Agrupación de píxeles o binning se refiere al proceso de congregación de elementos detectores juntos para la transmisión de una señal de menor intensidad; una agrupación de 1x1 proporciona la máxima resolución espacial, pero a expensas de la SNR, si la dosis se mantiene constante. La resolución espacial superior es una de las cualidades más atractivas de la imagen CBCT y es en gran parte el resultado de la tecnología FPD y adquisición de datos isotrópica.

Eficacia de detección cuántica (DQE)

DQE es un indicador útil para la caracterización de la eficiencia general de un detector de imágenes de rayos X. Se calcula como el cuadrado de la entrada SNR dividido por el cuadrado de la salida SNR y representa la eficacia global del detector en la producción de una imagen con una alta fidelidad a la información incidente proporcionada durante la adquisición. Los rangos DQE van de 0 a 1, considerando que un detector que produce información exactamente congruente con la de la haz de rayos X tiene un DQE de 1 (esto es una situación hipotética). Este sigue siendo uno de los

retos técnicos que limitan la detectabilidad de bajo contraste en la mayoría de los sistemas CBCT.

La detectabilidad de bajo contraste

La resolución de contraste describe la capacidad de un sistema de imagen para discriminar las diferencias en la atenuación de tejidos, medida en UH. La detectabilidad de bajo contraste en los sistemas CBCT depende tanto del rango dinámico y la resolución temporal del detector, así como de la dispersión de rayos X y el ruido cuántico. Los sistemas CBCT bajo evaluación para imágenes de la cabeza y del cuello suelen tener una discriminación de contraste de los tejidos blandos de aproximadamente 10 UH. Los escáneres TCMD modernos tienen una resolución de contraste que se aproxima a 1 HU.

I.2.2.7. Indicaciones del CBCT

Las exploraciones radiológicas, independientemente de su fuente de radiación, suponen siempre un riesgo para el paciente, por lo que debe estar precedida en todas las ocasiones de un análisis riesgo-beneficio con un resultado neto positivo a favor de la información diagnóstica que puede proporcionarnos.

La irradiación rutinaria, basada en un enfoque generalizado en vez de individual de cada paciente, es inaceptable. En base a ello, expondremos las indicaciones basadas en la evidencia y reflejadas en la literatura, para el uso del CBCT.

Toda indicación del CBCT nace del hecho de que las imágenes radiográficas tradicionales nos ofrecen visiones en 2D de estructuras 3D. Esta realidad conforma la base de todas las limitaciones de dichos registros. Las mediciones y análisis realizados sobre los mismos se obtienen de proyecciones de estructuras superpuestas que conllevan errores intrínsecos (Major *et al.*, 1995; Athanasiou, 1995). Dicha superposición de estructuras, la magnificación desigual derecha e izquierda y la distorsión que esto conlleva, son conocidas desventajas de este tipo de imágenes (Chen *et al.*, 2004; Bruntz *et al.*, 2006).

La eliminación de esta problemática en el CBCT y la posibilidad de demarcar con precisión los límites en situaciones complejas, como huesos alveolares estrechos, problemas periodontales o anatomía alterada (Kapila *et al.*, 2011), nos abre horizontes diagnósticos en diversos campos de la odontología. Todo lo anterior unido al menor precio, tamaño más reducido y menor radiación con respecto al TC, está provocando una mayor aceptación de esta tecnología en la práctica odontológica diaria, produciéndose un aumento en la elaboración de nuevos programas informáticos en 3D, para el manejo de estos datos de archivos que están estandarizados y se conocen con el nombre de archivos DICOM. Estos archivos se utilizan para el intercambio, manejo y almacenamiento de imágenes producidas por diversos equipos médicos.

La introducción de fuentes de imágenes médicas en la década de 1970 y el uso de ordenadores en el procesamiento de estas imágenes después de su adquisición llevó al ACR (*American College of Radiology*) y a la NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) a formar una comisión conjunta para crear un método normalizado para la transmisión de imágenes médicas y la correspondiente información. La Comisión de Normas DICOM (*The DICOM Standards Committee*) se encarga de crear y mantener las normas internacionales, para la comunicación de información biomédica diagnóstica y terapéutica en disciplinas que utilizan imágenes digitales y datos asociados.

I.2.2.7.1. Indicaciones odontológicas generales

La profesión odontológica cubre numerosas especialidades que pueden verse beneficiadas por el uso de esta tecnología (Lagravère *et al.*, 2010b).

Comenzando por la odontología conservadora, encontramos estudios que analizan la utilidad del CBCT en el diagnóstico de caries, tanto interproximales (Senel *et al.*, 2010; Zhang *et al.*, 2011) como oclusales (Young *et al.*, 2009; Kayipmaz., 2011). Haiter-Neto F de la Universidad de Campinas (Brazil) comparó dos sistemas de CBCT con dos sistemas de radiología intraoral, de estos últimos, uno digital y otro analógico, para estudiar la exactitud en el diagnóstico de caries, usó 100 dientes humanos extraídos y seis observadores. Los resultados hablan de similitudes lo suficientemente fuertes de

las imágenes 3D con las radiografías convencionales como para no encontrarse clara su indicación en estos casos, aunque su uso se ve limitado por medidas de protección radiológica y de costo en comparación con otras exploraciones (Haiteir-Neto *et al.*, 2008). Si bien la detección de la profundidad en caries oclusales es más precisa en CBCT (Kamboroğlu *et al.*, 2011), debe tenerse en cuenta que la presencia de restauraciones metálicas supondrán artefactos que distorsionarán la exactitud de los registros.

En el campo de la periodoncia la radiología en sí, se encuentra en controversia. Se trata de un diagnóstico clínico, en que la toma de radiografías suplementa y ayuda a la visualización del alcance de la enfermedad, pero rara vez modifica el plan de tratamiento. Por ello a pesar de que existen determinados estudios que demuestran una superioridad de las imágenes tridimensionales obtenidas de CBCT frente a las radiografías bidimensionales convencionales (Mol *et al.*, 2008; Noujeim *et al.*, 2009), la toma de registros CBCT no se encuentra respaldada en el área de la periodoncia, aunque algunos autores defienden su uso en casos quirúrgicos complejos (Takane *et al.*, 2010; Walter *et al.*, 2010).

La detección de lesiones periapicales es otra posible indicación de esta tecnología. Existen diversos estudios que ponen de manifiesto la superioridad de esta técnica frente a las imágenes convencionales (Christiansen *et al.*, 2009; Özen *et al.*, 2009), especialmente en lesiones en dientes posteriores. Sin embargo una vez más es la clínica y los síntomas del paciente lo que nos orienta hacia el correcto tratamiento y por lo tanto no está claro que una imagen tridimensional de la lesión presente un beneficio suficiente para el paciente como para respaldar la toma de dichos registros.

La endodoncia representa uno de los campos de la operatoria dental que más puede beneficiarse de las imágenes tridimensionales que ofrece el CBCT. Existen numerosos estudios al respecto cuyas conclusiones son optimistas (Nair *et al.*, 2007, Wang *et al.*, 2010, Zheng *et al.*, 2010). Más específicamente, se han conducido estudios que defienden sus beneficios en distintas áreas de esta especialidad, como pueden ser la detección de reabsorciones externas (Maini *et al.*, 2008), reabsorciones internas (Cotton *et al.*, 2007), perforaciones laterales (Young, 2007) o detección de canales accesorios (Cotton *et al.*, 2007; Nair *et al.*, 2007) y una más completa comprensión del

comportamiento de la posición tridimensional de los canales dentarios que conllevan a un mejor diagnóstico y tratamiento de estos.

Diversos estudios defienden el uso del CBCT en el manejo de traumatismos dentoalveolares, como en casos de fracturas radiculares (Cohenca *et al.*, 2007a; Cotton *et al.*, 2007, Nair *et al.*, 2007), luxaciones (Cohenca *et al.*, 2007a), avulsiones (Walter *et al.*, 2008), o reabsorciones post trauma (Cohenca *et al.*, 2007b). Los resultados al compararlos con los conseguidos con radiografías convencionales, fueron de mayor exactitud y de gran ayuda diagnóstica, sin embargo se observaron, igual que en apartado de diagnóstico de caries, que la presencia de obturaciones o dientes endodonciados disminuía la especificidad de las imágenes al crear artefactos (Hassan *et al.*, 2010; Melo *et al.*, 2010).

No existe literatura acerca de las indicaciones del CBCT pre-exodoncia de dientes erupcionados, pero sí encontramos como indicación las extracciones, más bien complejas, de terceros molares incluidos. La mayoría de estos artículos se encuentran estudiados en la revisión sistemática llevada a cabo por Guerrero (Guerrero *et al.*, 2011). La información que proporcionan estas imágenes acerca de la anatomía y relación de las raíces con el nervio dentario inferior, pueden ser de gran utilidad para el cirujano en casos complejos (Tantanapornkul *et al.*, 2007; Ghaeminia *et al.*, 2009).

El campo de la implantología ha sido el que más se ha beneficiado del uso del MSCT desde su aparición, con la finalidad de localizar el lugar adecuado para la colocación del implante, los límites óseos, nervios, vasos sanguíneos, senos maxilares, etc. Con la aparición del CBCT la dosis de radiación disminuye con respecto al MDCT, considerándose una indicación avalada por numerosos estudios (Blake *et al.*, 2008; Peck *et al.*, 2008; Arisan *et al.*, 2010; Ganz, 2010).

Los pacientes que sufren de problemas de la ATM a menudo presentan síntomas de dolor miofacial y disfunción del disco articular. Los defectos que puede causar sobre las superficies óseas no son visibles hasta avanzada la enfermedad, por lo que en estos casos se trata de una resonancia magnética y no un CBCT la prueba diagnóstica indicada. En casos de osteoartritis u osteoartritis y lesiones condilares, sí podríamos beneficiarnos de imágenes radiológicas tridimensionales, sin embargo, tendrían un

propósito de visualización de la lesión y no un efecto en el tratamiento (Alkhader *et al.*, 2010; Barghan *et al.*, 2010; Farronato *et al.*, 2010; Marques *et al.*, 2010). Tal como indica Petersson A en su artículo: ¿Qué puede y que no puede verse en la imágenes de la articulación témporo-mandibular? (Petersson, 2010) en base a los criterios diagnósticos para los desordenes témporo-mandibulares, no se consideran necesarios los registros radiográficos para su detección y tratamiento. Sin embargo para una mejor descripción (con respecto a las panorámicas y tele-radiografías lateral y frontal de cráneo) de la forma y tamaño de los cóndilos, en caso de asimetrías, el CBCT tiene bastante aplicación.

I.2.2.7.2. Indicaciones ortodóncicas

Las indicaciones de este tipo de exploración en ortodoncia se encuentran en controversia. Existen ortodoncistas que defienden la sustitución de los registros radiográficos convencionales de sus pacientes por el CBCT, mientras que otros lo emplean solo bajo necesidades clínicas especiales de pacientes determinados (Brooks, 2009; Kapila *et al.*, 2011; Smith *et al.*, 2011).

Un alto porcentaje de la población que solicita o precisa tratamientos ortodóncicos se encuentra en edad infantil. Estos pacientes están en continuo desarrollo, tanto esquelético como dentario, y son susceptibles de padecer alteraciones en la secuencia de erupción, erupciones ectópicas, inclusiones, agenesias, etc. Estas desviaciones de la normalidad requieren un estudio radiológico con fin diagnóstico, preventivo y de tratamiento.

Dentro de estos casos el CBCT puede ofrecer información importante en la localización y análisis de la posición de dientes incluidos, tema ampliamente estudiado en la revisión sistemática de Guerrero y colaboradores (2011) (Bedoya *et al.*, 2009; Gracco *et al.*, 2009; Kau *et al.*, 2009). Las reabsorciones radiculares a menudo relacionadas con este problema también se encuentran entre las alteraciones que pueden beneficiarse de la visualización tridimensional que ofrece el CBCT (Walker *et al.*, 2005; Alqerban *et al.*, 2009, Liu *et al.*, 2008). Sin embargo debemos tener en cuenta las repercusiones de esta mejor visualización de las lesiones y su impacto sobre el

tratamiento del paciente, ya que la localización precisa de una reabsorción, que no es objeto de nuestro tratamiento, no justificaría una exploración de esta magnitud.

Un procedimiento habitual en el transcurso de un tratamiento de ortodoncia, es el uso de mini-implantes o microtornillos de titanio como anclaje óseo temporal (TAD) para facilitar determinados movimientos. Las imágenes que se obtienen del CBCT nos dan una información precisa de la anatomía del hueso alveolar, su grosor, sus defectos, así como de la posición de las raíces. Facilitándonos enormemente la colocación adecuada de estos aditamentos, evitando complicaciones innecesarias producto de una visualización incorrecta debido a las superposiciones radiográficas (Fayed *et al.*, 2010; Lai *et al.*, 2010; Kapila *et al.*, 2011).

Los casos de pacientes con fisura palatina, conforman un grupo diferente en cuanto a las indicaciones. Mientras que los demás casos citados han sido tradicionalmente diagnosticados y tratados en base a registros radiológicos convencionales, constando de radiografía panorámica y telerradiografía lateral de cráneo, en el caso de estos pacientes el enfoque tradicional incluía un MDCT. Por ello la indicación del CBCT en estos pacientes está clara. Nos permite determinar el volumen de hueso requerido en el injerto y su éxito tras la operación, y todo ello con una dosis de radiación inferior al MSCT (Hamada *et al.*, 2005; Korbmacher *et al.*, 2007; Shirota *et al.*, 2010).

La cirugía ortognática presenta también una clara indicación para el uso del CBCT, basada en la misma justificación que el apartado anterior. Numerosos estudios avalan esta afirmación, permitiendo una visualización completa de las estructuras óseas alteradas y siendo de gran ayuda en la planificación del proceso quirúrgico (Cevidanez *et al.*, 2005; Quereshy *et al.*, 2008; Swennen *et al.*, 2009; Edwards, 2010; Popat *et al.*, 2010).

En el campo de la cefalometría estas modalidades de imágenes en 3D ofrecen una visión clara y real de las estructuras óseas (Lagravère *et al.*, 2010a). Desde la introducción de la técnica de cefalometría lateral esta ha sido ampliamente empleada con fines descriptivos, analíticos y diagnósticos. La aplicación de métodos cuantitativos a las imágenes radiológicas para crear el análisis cefalométrico pudo dar la impresión de

una precisión matemática, pero la técnica ha demostrado tener numerosas fuentes de error (Baumrind, 1971; Tng *et al.*, 1994). La superposición de dos estructuras bilaterales con diferente proyección y magnificación crea un problema en la localización de puntos, y dado que no son puntos anatómicos reales cada uno de ellos tiene su margen de error (Richardson, 1966; Baumrind, 1971; Philips *et al.*, 1984). En contraposición, los registros de CBCT nos ofrecen una mínima distorsión (Halazonetis *et al.*, 2005), y con ello, marcas cefalométricas de estructuras complejas de identificar en imágenes 2D, se convierten en fácilmente localizables (Gamble *et al.*, 2012). Esto llevaría, en un principio, a un diagnóstico ortodóncico más exhaustivo y preciso pudiendo relacionar los diferentes planos sagital, frontal y axial (Kusnoto *et al.*, 1999; Mah *et al.*, 2003). Pero la evidencia de sus beneficios es compleja, debido principalmente al hecho de que aun no existe un método universalmente aceptado de análisis de puntos cefalométricos en tres dimensiones (Chen *et al.*, 2011).

La necesidad de definiciones de puntos 3D no es un problema trivial (Bookstein, 1991). Existen puntos en 2D que fueron históricamente seleccionados por su facilidad de localización en la superposición de diversas estructuras, sin embargo, ésta superposición no existe en las visualizaciones tridimensionales y por tanto son imposibles de ubicar. Las definiciones tridimensionales requieren un cambio en su enfoque, incluyendo los 3 planos del espacio (Cevidaneš *et al.*, 2006).

Se está abriendo un camino de investigación interesante en esta área (Lagravère *et al.*, 2010a), y si se logran definiciones exactas y se instauran protocolos de investigación cuidadosamente planificados para evitar sesgos, la cefalometría tridimensional tiene el potencial de aportar información más precisa para el diagnóstico y tratamiento de los pacientes ortodóncicos (de Oliveira *et al.*, 2009).

En cualquier caso lo que parece claro e indudable es que es necesario llevar a cabo un análisis riguroso de los beneficios del paciente a la hora de barajar el uso del CBCT en ortodoncia (Ahmed *et al.*, 2012). En base a las guías de práctica clínica europeas y americanas (Isaacson *et al.*, 2008; American Association of Orthodontics, 2010) no puede recomendarse el CBCT como método estándar de diagnóstico y planificación de tratamiento en nuestro campo en la actualidad. Pero la biología no

supone una ciencia exacta, por lo que será la valoración individualizada de cada caso lo que nos indicará el registro radiográfico adecuado en cada paciente.

I.2.3. Actualidad y Perspectivas futuras

A pesar del avance que supone el CBCT en múltiples aplicaciones diagnósticas odontológicas, en ortodoncia y más específicamente en el área de la cefalometría, sigue existiendo por parte de los profesionales una masiva predominancia en la realización para sus los pacientes y de una manera habitual, de estudios tradicionales en 2D. Para este comportamiento, pueden influir razones como la resistencia al cambio, la falta de homogeneidad de puntos y planos cefalométricos en 3D que sean universalmente aceptados por todos, falta de normas de las nuevas medidas, el manejo de nuevas y herramientas más costosas económicamente (programas informáticos, ordenadores más potentes, etc). Pero hay que resaltar y comprender las limitaciones de seguir trabajando con imágenes bidimensionales, de individuos que tienen una anatomía craneofacial tridimensional y de la aportación de esta técnica al poder usar imágenes sin distorsiones, magnificaciones e interactivas como son los pacientes.

El análisis cefalométrico tridimensional es un campo que es objeto de estudio por numerosos investigadores en el momento actual. La correcta detección de los puntos cefalométricos sobre estructuras tridimensionales es clave en el diagnóstico por imagen y planificación de los tratamientos, sin embargo, como en todos los comienzos, aún queda un largo camino por recorrer (Yitschaky *et al.*, 2011).

En un reciente estudio realizado por Smith BR *et al.*, en Escuela de Odontología y Salud Oral, de la Universidad de A.T. Still de Arizona, cuyo propósito fue evaluar el uso de la tomografía computarizada de haz cónico en los programas de residencia de ortodoncia de USA y Canadá, encontró que de los que respondieron (52%) a una encuesta electrónica, que el 83% de los programas reportaron haber tenido acceso a un escáner CBCT, mientras que 73% reportó su uso regular. La gran mayoría (81%) lo utiliza principalmente para fines de diagnóstico específicos, mientras que el 18% (n = 4) lo utiliza como una herramienta de diagnóstico para cada paciente (Smith *et al.*, 2011).

Puede observarse que esta técnica está siendo bastante bien acogida por las universidades, en el mismo estudio se recalcó que el funcionamiento del escáner CBCT corrió a cargo de los técnicos de radiología (54%), ambos técnicos de radiología y residentes de ortodoncia (31%), y los residentes de ortodoncia solos (13%). La interpretación de los resultados CBCT corrió a cargo de un radiólogo en el 59% de los programas, mientras que los residentes fueron los responsables de la lectura y la referencia hallazgos anormales en el 32% (Smith *et al.*, 2011).

El CBCT es usado sobre todo para fines de diagnóstico específicos, pacientes afectados de dientes supernumerarios, anomalías craneofaciales y trastornos de la articulación témporo-mandibular (ATM). El uso de las imágenes de CBCT ha sido propuesto como el ideal para la realización del diagnóstico, plan de tratamiento y seguimiento en ortodoncia (Kumar *et al.*, 2007). Pero este método diagnóstico del complejo cráneo-facial ha sido empleado desde sus comienzos hasta la actualidad de manera parcial. Esta afirmación hace alusión a su uso para objetivos concretos y perdiendo de vista todas las posibilidades que nos ofrece una vez adquiridos los datos, sea cual sea la indicación inicial (Lamichane *et al.*, 2009). En base a esto nace en parte la motivación del presente estudio, no fundamentándose sólo en la cefalometría 3D como la indicación absoluta para la toma de estos registros, sino como complemento y aprovechamiento de estos, que pueden servir para realizar un análisis cefalométrico preciso y consistente ya no solo en imágenes 2D reconstruídas del CBCT (Hilgers *et al.*, 2005; Farman *et al.*, 2006a, b; Kumar *et al.*, 2007; Moshiri *et al.*, 2007), sino dando un paso más allá y localizando los puntos de interés sobre renderizados tridimensionales (Lagravère *et al.*, 2005, 2006).

Dentro de este campo en evolución encontramos numerosos estudios en distintas líneas de investigación. Una de las más importantes trata de analizar la precisión, eficacia y reproducibilidad de la localización de los puntos cefalométricos, clave que nos llevarán a un diagnóstico y consecuentemente al correcto tratamiento del paciente (Kragsskov *et al.*, 1997; Lou *et al.*, 2007; Lagravère *et al.*, 2010a; Ludlow *et al.*, 2007). La precisión de los mismos junto con sus desviaciones nos ofrece una idea de la utilidad real de las imágenes tridimensionales frente a las radiografías convencionales.

Esta búsqueda de la precisión en 3D comenzó con la TC para evolucionar hacia el CBCT. Mientras que los resultados de estudios con TC mostraban datos sin diferencias significativas con las mediciones reales (Cavalcanti *et al.*, 1998, 2004), la dosis de radiación y el complejo acceso a la tecnología descartaron estos estudios como indicaciones factibles del CT (Kau *et al.*, 2005; Swennen *et al.*, 2006a, b). Y se continuó por el camino del CBCT, pero su menor calidad de imagen en comparación al CT, sacó a colación numerosas preguntas en relación a su precisión con fines cefalométricos (Loubele *et al.*, 2006).

Los primeros estudios de CBCT que pretendieron dar respuestas a esta cuestión se basaron en preparaciones anatómicas de cráneos (muestras de cráneos óseos *ex vivo*), es decir, estudios *in vitro*. Dando resultados de muy alta precisión, sobre todo en aquellas muestras en que se emplearon marcadores metálicos de los diferentes puntos. Es el caso de Berco *et al.*, 2009; se obtuvieron precisiones menores a 0,5 mm. Con otro tipo de muestra, también *in vitro*, pero sin marcadores, se encuentran los estudios llevados a cabo por Periago *et al.*, 2008, y Hassan *et al.*, 2009, obteniendo resultados de entre 0,5 y 2 mm. Estas optimistas cifras reflejaban una precisión muy elevada, pero irreal según determinados autores. Los marcadores, la ausencia de un paciente vivo con necesidad de posicionar la cabeza, así como la ausencia de superposición de tejidos blandos, hacían imposible reproducir una situación clínica real.

Con ello llegamos a los trabajos científicos más actuales, estudios *in vivo*, como los realizados por Schlicher *et al.*, 2012 y Hassan *et al.*, 2013, y en cuya misma línea se encuentra la presente investigación.

Debido al hecho de que en el pasado las imágenes 2D han proporcionado evidencia diagnóstica en odontología y medicina, no existe duda alguna de que estas imágenes continuarán contribuyendo al proceso diagnóstico durante muchos años. Sin embargo, nuestra profesión tiene la responsabilidad de investigar la realidad de la nueva tecnología 3D emergente como siguiente paso en la evolución de nuestro campo (Adibi *et al.*, 2012).

El papel preciso que jugará esta nueva tecnología en el campo de la odontología parece variable según momentos y profesionales, pero gracias a los nuevos estudios que

surgen cada día en las revistas científicas de impacto y los avances que se van incorporando, no parece existir duda de que su empleo será creciente con mayor o menor aceptación en todas las disciplinas, y entre ellas, indudablemente en ortodoncia (Brooks, 2009; Orhan, 2012).

I.3. Puntos cefalométricos clásicos y actuales

Los puntos de interés cefalométrico han ido variando y aumentando desde los inicios de la técnica. Clásicamente se han empleado y descrito puntos ubicados en estructuras dentarias, de tejidos blandos y óseos, siendo los puntos óseos los de relevancia en la presente investigación. Varios de los mismos resultan de interés en este estudio por formar parte de mediciones con valor diagnóstico clásico y actual, contando con definiciones a lo largo de toda su evolución por parte de destacados investigadores.

A continuación se citan y definen clásicamente los puntos relevantes en las proyecciones estudiadas (bidimensional lateral/frontal y tridimensional).

Proyección frontal bidimensional (puntos cefalométricos 2D Frontal)

Frontozigomático

- “Punto más lateral de la sutura frontozigomática” (Alarashi *et al.*, 2003).
- “Aspecto más lateral del centro del arco cigomático” (Al-Azemi *et al.*, 2012).
- “Intersección entre la sutura frontozigomática y la órbita” (Al-Azemi *et al.*, 2012).

Nasion

- “Punto más superior y medial de la sutura frontonasal” (Duarte *et al.*, 2009).
- “Punto medio de la sutura fronto-nasal” (de Oliveira *et al.*, 2009).

Orbital

- “Punto más inferior del contorno de la órbita” (Baum, 1951; Duarte *et al.*, 2009; Chang *et al.*, 2011).

Espina nasal anterior

- “Punto medial de la prominencia ósea del maxilar en el margen inferior de la apertura nasal anterior” (Al-Abdwani *et al.*, 2009).
- “Punto más anterior de la maxila, a nivel del paladar. Este punto es a menudo limitado en la proyección anteroposterior ya que la espina puede no verse correctamente y su localización varía considerablemente dependiendo de la exposición” (Moyers, 1988).

Menton

- “Punto más inferior de la sínfisis mandibular en el plano medial” (Broadbent *et al.*, 1975).
- “Punto más inferior de la sínfisis mandibular” (Franchi *et al.*, 2001; Al-Azemi *et al.*, 2012; Borrie *et al.*, 2011; Chang *et al.*, 2011).
- “Punto central del borde inferior de la sínfisis mandibular” (Alarashi *et al.*, 2003).

Proyección lateral bidimensional (puntos cefalométricos 2D Lateral)**Nasion**

- “Sutura entre el hueso frontal y los huesos nasales tal y como se ve en el perfil de la radiografía lateral de cráneo” (Downs, 1948; Graber *et al.*, 1975).
- “Punto más anteroinferior del hueso frontal en la sutura frontonasal” (Baumrind *et al.*, 1971).
- “Punto craneométrico en la intersección del plano medio sagital y el punto más anterior de la sutura fronto-nasal. En el punto anterior de terminación del plano de Bolton” (Broadbent *et al.*, 1975).
- “Unión de la sutura frontonasal en el punto más posterior de la curvatura del puente de la nariz” (Al-Abdwani *et al.*, 2009).

- “Punto más anterior de la sutura fronto nasal” (Borrie *et al.*, 2011; Chang *et al.*, 2011).

Porion

- “El punto medio del reborde superior del foramen auditivo externo, localizado fácilmente gracias a las estructuras metálicas de las olivas del cefalostato” (Björk, 1947).
- “Punto más superior del techo del CAE izquierdo” (Higley, 1954).
- “Punto más superior de la sombra ovoidea del CAE” (Wei, 1968).
- “Punto superior de las olivas del cefalostato” (Moyers *et al.*, 1973).
- “Punto más superior del meato auditivo externo CAE” (Zamora, 2004; Al-Azemi *et al.*, 2012).

Cavidad glenoidea

- “Punto más superior de la fosa glenoidea” (Schlicher *et al.*, 2012).

Eminencia Articular

- “Punto más inferior de la eminencia articular” (Katsavrias, 2003).

Orbital

- “El punto más profundo del reborde infraorbitario. Empleando el punto intermedio cuando existe una doble proyección que da lugar a 2 puntos” (Björk, 1947).
- “El punto más inferior del reborde infraorbitario izquierdo” (Downs, 1948; Graber, 1975).
- “Punto más inferior del margen orbitario empleando la imagen más prominente de la órbita” (Baumrind *et al.*, 1971).
- “En la radiografía lateral de cráneo, las siluetas de los rebordes orbitales se superponen. Normalmente, el punto más inferior de la media de ambas siluetas es el empleado para la construcción del plano de Frankfort” (Moyers *et al.*, 1988).
- “Punto más inferior del reborde infraorbitario, tomando el punto intermedio en la superposición de las imágenes derecha e izquierda” (Athanasidou, 1995).

Espina nasal anterior

- “Punto más anterior del suelo nasal, punta de la premaxila en el plano medio sagital” (Sassouni, 1971).
- “Vértice del proceso medial puntiagudo, formado por la prolongación anterior de la apertura nasal” (Broadbent *et al.*, 1975).
- “Punta de la espina nasal anterior, tal y como se observa en las radiografías en normal lateralis” (Graber, 1975).
- “Punto ubicado en la parte más anterior del proceso espinoso del maxilar superior, sobre el margen inferior de la cavidad nasal.” (Zamora, 2004).
- “Punta del proceso óseo de la espina nasal anterior en el plano medial. Se corresponde con el punto anatómico “acanthion” (Athanasiou, 1995).
- “Punto más prominente de la espina ósea del maxilar”. (Borrie *et al.*, 2011; Chang *et al.*, 2011).

Gonion

- “Punto más posterior e inferior del ángulo mandibular. Puede ser determinado por visualización directa o por derivación, mediante la bisectriz del ángulo formado por la unión del plano de la rama posterior y el plano mandibular” (Moyers *et al.*, 1973).
- “Punto medio del ángulo mandibular” (Franchi *et al.*, 2001).
- “Punto de unión del borde posterior de la rama con el borde inferior del cuerpo mandibular, es decir, centro del contorno posteroinferior de la mandíbula” (Zamora, 2004).
- “Bisectriz del ángulo formado por la tangente del borde posterior de la rama ascendente y la tangente a la base mandibular que pasa por mentón” (Al-Abdwani *et al.*, 2009).
- “Punto formado por la intersección del borde posterior e inferior de la mandíbula” (Duarte *et al.*, 2009; Borrie *et al.*, 2011; Chang *et al.*, 2011).

Menton

- “Punto más inferior de la sínfisis mandibular, tal y como se ve en una proyección lateral de la mandíbula” (Graber, 1975).

- “Empleando una línea paralela al FH, deslizarla superiormente hasta que entre en contacto con el borde inferior de la sínfisis mandibular. Este punto se denomina Menton” (Caufield, 1985; Jacobson, 1985).
- “Punto más inferior de la sínfisis mandibular” (Franchi *et al.*, 2001; Al-Azemi *et al.*, 2012; Borrie *et al.*, 2011; Chang *et al.*, 2011).
- “Punto más inferior de la sínfisis de la mandíbula, es decir, unión del borde inferior de la sínfisis, con el borde inferior del cuerpo mandibular”. (Zamora, 2004).

Proyección tridimensional (Puntos cefalométricos 3D)

Frontozigomático

- “Punto central de la sutura cigomática” (Adams *et al.*, 2004).
- “Punto del margen medial de la órbita en la sutura frontozigomática” (Brown *et al.*, 2009).
- “Aspecto lateral de la sutura frontozigomática. En el plano coronal pto en que se aprecia la pared anterolateral de la órbita en su totalidad” (Connor *et al.*, 2007).

Nasion

- “Punto medio sagital del puente de la nariz en el punto más superior de la sutura frontonasal”. (Brown *et al.*, 2009).
- “Punto más posterior de la concavidad del puente de la nariz en la unión de la sutura frontonasal” (Al-Abdwani *et al.*, 2009).
- “Punto más anterior y medial de la sutura forntonasal” (Berco *et al.*, 2009).
- “Punto medial de la sutura frontonasal” (Chien *et al.*, 2009; Damstra *et al.*, 2011).
- “En el plano medial, punto más anterior de la sutura frontonasal” (Damstra *et al.*, 2010).

Orbital

- “Punto más profundo del margen infraorbitario” (Hwang *et al.*, 2006).

- “Punto más inferior del reborde infraorbitario” (Swennen, 2006).
- “Punto más inferior y medial del borde inferior de la órbita” (Connor *et al.*, 2007).
- “Punto más inferior del margen inferior de la órbita” (Berco *et al.*, 2009; Chien *et al.*, 2009; Damstra *et al.*, 2010; Damstra *et al.*, 2011).

Espina Nasal Anterior

- “Punto más antero-medial de la espina nasal anterior del maxilar” (Swennen, 2006; Chien *et al.*, 2009; Damstra *et al.*, 2011).
- “Punto ubicado en el límite más anterior del suelo nasal, en el vértice de la espina nasal anterior en el plano medio sagital” (Brown *et al.*, 2009).
- “Punto localizado en el margen inferior de la abertura anterior nasal, en el punto más anteromedial de la afilada prominencia ósea del maxilar” (Al-Abdwani *et al.*, 2009).
- “Punto ubicado en el vértice de la espina nasal anterior ósea en el plano medial” (Damstra *et al.*, 2010).
- “Proceso medial, óseo y prominente del maxilar: en una vista lateral, punto en el vértice del maxilar. En una vista axial, punto más anterior. En una vista coronal, punto más antero-medial” (Gribel *et al.*, 2011).

Menton

- “Punto más inferior del relieve de la sínfisis mandibular” (Hwang *et al.*, 2006; Abdwani *et al.*, 2009; Damstra *et al.*, 2010).
- “Punto más inferior a lo largo de la curvatura del mentón óseo en el plano medio sagital” (Brown *et al.*, 2009).
- “Punto más inferior de la línea media del mentón óseo” (Berco *et al.*, 2009).
- “Punto más inferior y medio del mentón óseo” (Chien *et al.*, 2009).
- “Punto más inferior y medio de la sínfisis mandibular” (Damstra *et al.*, 2010; Damstra *et al.*, 2011).
- “Borde inferior de la mandíbula. En una vista lateral, punto más inferior: en una vista axial, punto más medial. En una vista coronal, punto más inferior” (Gribel *et al.*, 2011).

Porion

- “Punto más superior del techo del meato auditivo externo” (Hwang *et al.*, 2006; Damstra *et al.*, 2010; Damstra *et al.*, 2011).
- “Punto más superior de cada CAE” (Swennen, 2006).
- “Punto más superior en una vista lateral del CAE óseo tomada en el mismo plano coronal que el giro apical de la cóclea” (Connor *et al.*, 2007; Berco *et al.*, 2009).
- “Punto más superior del reborde externo del CAE” (Chien *et al.*, 2009).

Cavidad glenoidea

- “Punto más superior de la fosa glenoidea” (Schlicher *et al.*, 2012).

Eminencia Articular

- “Punto más inferior de la eminencia articular” (Katsavrias, 2003).

Gonion

- “Punto de intersección entre en plano de la rama y el plano mandibular” (Adams *et al.*, 2004; Damstra *et al.*, 2010).
- “Punto intermedio en la curvatura del ángulo de la mandíbula donde la rama y el cuerpo mandibular se unen, en una vista sagital” (Hilgers *et al.*, 2005; Brown *et al.*, 2009; Berco *et al.*, 2009).
- “Bisectriz del ángulo formado por la tangente del borde posterior de la rama ascendente y la tangente de la base mandibular que pasa por mentón del mismo lado” (Abdwani *et al.*, 2009; Chien *et al.*, 2009).
- “Ángulo del cuerpo mandibular. En una vista lateral, punto más lateral del ángulo. En una vista axial, punto más posterior del ángulo. En una vista coronal, punto más inferior del ángulo” (Gribel *et al.*, 2011).

Foramen mentoniano

- “Punto más disto-lateral del foramen mentoniano en la superficie bucal de la mandíbula” (Brown *et al.*, 2009).

Coronoides

- “Punto más superior de la apófisis coronoides” (Zamora *et al.*, 2011; Swennen, 2006).

II. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

II.1. Hipótesis

La consistencia media (CM) y precisión (SD) en la localización anatómica de puntos cefalométricos óseos en imágenes bidimensionales (2D) y de reconstrucciones volumétricas (3D), obtenidas a partir de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) varía en función del nivel de formación académica en ortodoncia del observador.

II.2. Objetivos

II.2.1. Objetivo general:

Estudiar el comportamiento de la consistencia media (CM) y precisión (SD) en la localización anatómica de puntos cefalométricos óseos en imágenes bidimensionales (2D) y de reconstrucciones volumétricas (3D), obtenidas a partir de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) y realizadas por 4 grupos de observadores con distintos niveles de formación académica en ortodoncia.

II.2.2. Objetivos específicos:

- Describir la CM y precisión (global y por grupos) en la localización de puntos anatómicos cefalométricos en imágenes en 2D (frontal y lateral).
- Describir la CM y precisión (global y por grupos) en la localización de puntos anatómicos cefalométricos en imágenes en 3D (renderizado de volumen).
- Comparar resultados por grupos, tipos de radiografías (2D, 3D, 2D+3D) y pacientes.

III. MATERIAL Y MÉTODO

III.1. Diseño del estudio

Para la realización de este estudio (observacional de corte transversal *in vivo*), se localizaron diferentes tipos de marcas anatómicas cefalométricas (puntos cefalométricos) a partir de imágenes radiográficas obtenidas con tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) realizadas a pacientes de ortodoncia. La identificación de estos puntos se realizó a partir de diferentes visualizaciones de imágenes del volumen reconstruido (renderizado), tanto bidimensional como tridimensional.

Las imágenes radiográficas fueron exportadas a un programa informático 2D-3D de ortodoncia (Invivo5 de Anatomage[®]) utilizando una muestra de escáneres de CBCT. La muestra seleccionada procedió del total de escáneres de pacientes referidos de una clínica de ortodoncia. La determinación de las variables cefalométricas fue realizada por cuatro grupos de observadores. Se realizó en cada paciente una serie de localizaciones de marcas anatómicas para cada tipo de imagen utilizada, estudiando la consistencia y precisión en la determinación de los puntos por grupo.

III.1.1. Autorización del Comité de Ética para la realización del estudio

El Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid acordó informar favorablemente la presente investigación por cumplir con los requisitos éticos requeridos para su ejecución (Anexo 1). Previamente se elaboró y aportó el consentimiento informado a utilizar en el estudio (Anexo 2). También se adjuntó un resumen del proyecto (Anexo 3), se indicó con qué datos se trabajaría, tipos de datos personales, datos especialmente protegidos, lugar de almacenamiento de los datos personales, formato en el que se almacenan los datos personales entre otros y los principales asuntos éticos a revisar. Además de solicitar la firma del consentimiento informado a los padres o tutores (al ser todos los pacientes menores de edad), se realizó una explicación previa a los pacientes, padres y tutores por parte del facultativo insistiendo en que dicho estudio se usó para su diagnóstico particular y si consentían se

cedería para el presente trabajo una copia anonimizada y que sería utilizada exclusivamente para fines de investigación y docencia. Existía una cantidad acumulada de escáneres; estas exploraciones se habían realizado por motivaciones clínicas previas al tratamiento ortodóncico y la consulta las cedió de manera coordinada para la elaboración de este trabajo. La utilización de las imágenes no supuso para los pacientes una mayor dosis de radiación, pues las pruebas no fueron específicamente realizadas para este estudio.

III.1.2. Selección de la muestra de escáneres de los pacientes

Todos los pacientes escogidos para esta investigación procedían de una clínica dental a la que acudieron para solicitar tratamiento ortodóncico. En ésta, además de los medios diagnósticos tradicionales como modelos de escayola y fotografías intra y extraorales, en el caso de algunos pacientes, se realizó un escáner CBCT en sustitución de las pruebas radiológicas clásicas como ortopantomografía, telerradiografía lateral de cráneo, radiografía postero-anterior y radiografías periapicales. El CBCT se utilizó en estos pacientes debido a diferentes motivaciones clínicas de diagnóstico entre las que se encontraban: sospecha de dientes incluídos, supernumerarios, agenesias dentarias, malposición de dientes dentro del hueso alveolar, posibles reabsorciones radiculares, asimetrías, necesidad de cirugía ortognática, presencia de labio y/o paladar hendido, problemas de la articulación témporo-mandibular, retraso en la erupción de piezas, etc.

Durante el intervalo de tiempo de recogida de la muestra, se realizaron un total de 35 escáneres de los cuales se admitieron 16 pruebas que satisfacían los requisitos para tomar parte en este estudio. Los criterios de inclusión utilizados en la selección de los pacientes fueron: tener una edad comprendida entre 7-16 años, ser un paciente de ortodoncia sin necesidades quirúrgicas especiales como realizar el tratamiento sin contar con la ayuda de cirugía ortognática o distracción ósea. En cuanto a los criterios de exclusión se encontraban los escáneres de pacientes con presencia de labio y/o paladar fisurado, dientes supernumerarios, agenesias de incisivo y/o primer molar permanente. También se descartaron aquellos pacientes con anomalías anatómicas, grandes asimetrías y displasias esqueléticas evidentes clínicamente, así como los posibles candidatos a cirugía ortognática. Tampoco se admitieron aquellos pacientes que habían

tenido tratamiento previo de ortodoncia, ni los que habían llevado cualquier tipo de aparatología en la boca como férulas acrílicas de descarga, prótesis, etc. No se excluyó a ningún paciente por razón de raza o sexo.

De los pacientes admitidos se descartaron tres escáneres de la muestra en los que, según el criterio de dos profesores con experiencia en radiología tridimensional de la Universidad Rey Juan Carlos, encontraron que existían dobles imágenes, posiblemente consecuencia de movimiento del paciente durante la exploración, como se observa en la Figura 4. Estas fueron halladas al ser inspeccionadas las imágenes de estos pacientes en diversos cortes de grosores de 0,3 mm a través de los tres planos del espacio (frontal, sagital y axial). La muestra quedó reducida a 13 casos. Una de estas exploraciones elegida aleatoriamente se utilizó para calibrar a los evaluadores, y para que éstos realizaran trazados de prueba en un programa inicial de aprendizaje, previamente a la localización definitiva de las marcas.



Figura 4. Imagen radiológica de un corte sagital bidimensional de 0,3 mm de espesor, de uno de los tres escáneres descartados de la muestra del estudio, en la que se observa una doble imagen a nivel de la parte anterior del mentón.

La muestra final que se utilizó para este estudio fue de 12 escáneres de pacientes, 7 de ellos eran de hombres y 5 de mujeres, con edades comprendidas entre 7,9 años y 15,3 años en el momento de la exploración con CBCT.

A los escáneres de estos pacientes se les asignó un número al azar, utilizando una tabla de números aleatorios, del 1 al 12, que sería el número de identificación de la prueba, estando la identificación del paciente anonimizada. El número identifica la exploración durante toda la investigación. Los estudios tomográficos se recogieron en un intervalo de tiempo de un año, desde el mes de marzo del año 2010 al mes de marzo del año 2011. Las exploraciones se realizaron en el Centro Radiológico Nemo, situado en la calle del Marqués de Riscal, número 8, código postal 28010 de Madrid. Los estudios siempre fueron realizados por el mismo técnico radiológico, siguiendo un protocolo de colocación y sujeción de la cabeza idénticos para todos los pacientes.

En base a dicho protocolo, una vez sentado el paciente de una manera erguida, se procedió a la sujeción de la cabeza, la cual se realizó sólo en la frente, dejando libre el mentón. Coronalmente se utilizó la línea bi-pupilar paralela al suelo en la colocación del paciente. Sagitalmente se posicionó la cabeza con el plano de Frankfort derecho del paciente paralelo al suelo. Este último plano pasa a través del punto Orbital (Or) que es el punto medio más inferior del reborde externo de la órbita ocular, y el punto Porion (Po) que es el punto más superior del reborde externo del conducto auditivo externo (CAE) óseo. Para el posicionamiento del paciente se contó con la ayuda del posicionador láser que tiene el equipo para este fin.

La exploración se realizó con el aparato CBCT Picasso 3D Master de Vatech (E-WOO Technology Company Limited[®], República de Korea) (Anexo 4). El arco (*gantry*) del aparato soporta la fuente de rayos X giratoria en posición antagónica al detector (*flat panel*) realizando un giro completo a la cabeza del paciente, para capturar la imagen volumétrica de ésta. Los parámetros utilizados durante el escáner fueron un potencial de 90 kVp, y un rango de corriente entre 2,8-3,4 mA (el aparato ajusta este parámetro automáticamente al introducir los datos de la edad del paciente, hasta 10 años inclusive 2,8 mA, a partir de 10 años 3,4 mA), un tiempo de exploración de 24 segundos, con un campo de visión o FOV (*Field of view*) de 20 x 19 centímetros (cm)

que captura toda la estructura maxilofacial. La captación del volumen se hizo con una resolución de 0,3 mm de tamaño de voxel.

Los datos conseguidos, procedentes de la exploración con el tomógrafo CBCT, siguieron una secuencia en cadena (Figura 5), ya que en un principio se adquieren con un formato de archivo propio del aparato y se exportaron en formato DICOM a un *Compact Disk* (CD) individual por cada escáner del paciente.

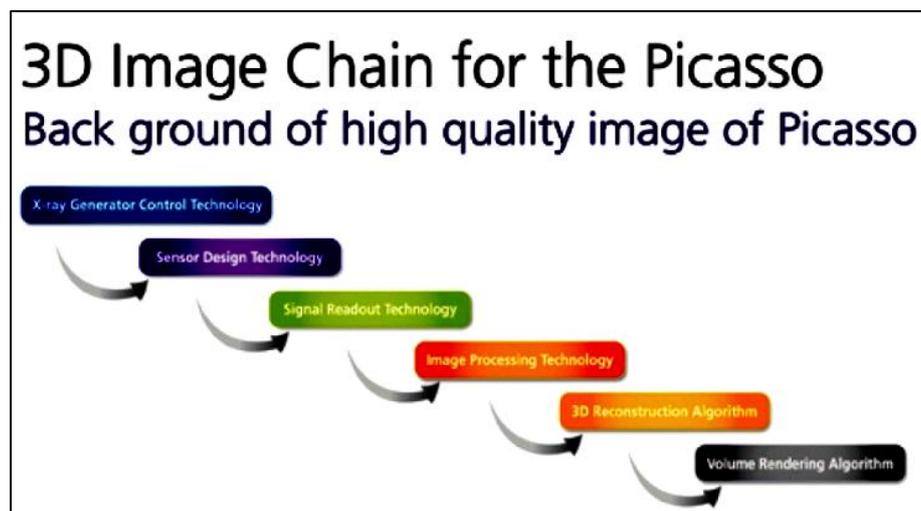


Figura 5. Cadena de secuencia en la formación de la imagen en el aparato CBCT utilizado para la investigación.

Los CD fueron enviados por mensajería a la clínica peticionaria de la exploración. Una vez utilizados para el diagnóstico ortodóncico, la clínica, debidamente firmados los consentimientos informados, cedió una copia de las pruebas seleccionadas para este estudio; de los escáneres realizados se enviaron sólo los que cumplían los criterios de inclusión por parte de los pacientes. Los estudios fueron visualizados utilizando el programa informático InVivo5 (Antomage[®]) cuyas características y requisitos mínimos necesarios del sistema informático para que funcione correctamente el mismo se pueden encontrar en los Anexo 5 y Anexo 6. Los archivos DICOM se importaron en el programa InVivo5 en la propia clínica y se anonimizaron, quedando sólo con los datos del género, edad y la información técnica de la exploración. Estos se cargaron ya anonimizados en el ordenador utilizado para la investigación, en la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid. En dicho ordenador se cargó en “mi

escritorio” una sola carpeta con los 12+1 estudios escogidos. En la Figura 6 se observa que en la casilla nombre del paciente se lee “caso 01”. Sin embargo el resto de las características técnicas del CBCT siguen inalteradas.

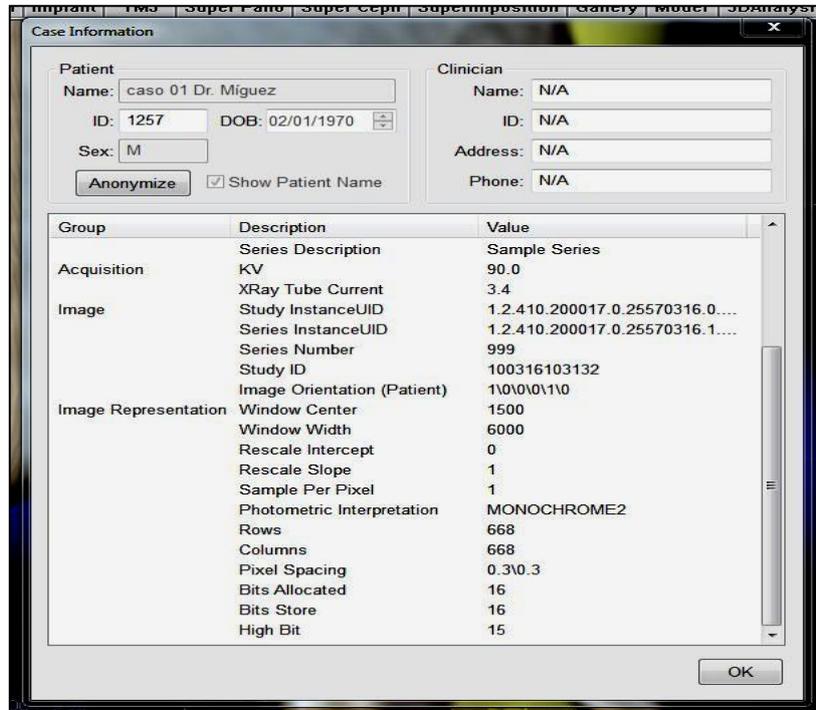


Figura 6. Información DICOM del caso numerado como 01. Se observan los datos técnicos de la prueba de un paciente, pero no existe ningún dato personal ya que estos han sido anonimizados.

III.1.3. Grupos de observadores

III. 1.3.1. Distribución de los grupos

Se formaron cuatro grupos de observadores, utilizando como criterio el nivel de formación ortodóncica del participante. Los primeros tres grupos se constituyeron, cada uno, por cuatro observadores. Estos grupos estaban formados por todos los alumnos residentes de primer, segundo y tercer año del Máster de Ortodoncia y Ortopedia Dentofacial de la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid, durante el curso académico 2010-2011, que colaboraron voluntariamente. Estos alumnos eran licenciados en odontología y colegiados en Madrid. Cada grupo se nombró como grupo N°1, N°2 o N°3 coincidiendo con el año que estaban cursando en el Máster.

Se formó un cuarto grupo, numerado como grupo N°0, también de cuatro evaluadores, constituido por estudiantes del curso académico 2010-2011 matriculados en tercer año del Grado de odontología. Estos alumnos nunca habían tenido contacto previo con la cefalometría, ya que estaban cursando la asignatura anual de ortodoncia I, pero en ningún caso habían recibido hasta ese momento ninguna clase, ni práctica ni teórica, de cefalometría. Previamente se informó a los alumnos durante una de sus clases teóricas del curso, del objetivo y las características de la investigación. Se admitieron a los cuatro primeros alumnos voluntarios, dejando otros dos alumnos de reserva. Se excluyeron aquellos estudiantes repetidores de la asignatura por haber tenido la práctica de trazados cefalométricos el año anterior.

Los estudiantes de Máster de segundo y tercer año han realizado más trazados cefalométricos en 2D convencionales por motivo de su mayor tiempo de formación como ortodoncistas. Los de primer año tenían una experiencia formativa en cefalometría radiológica de aproximadamente 6 meses al inicio del estudio. Ninguno de los observadores de los cuatro grupos participantes habían tenido contacto previo con la realización de trazados en cefalometría tridimensional, teniendo los grupos distintos niveles de experiencia en trazados cefalométricos bidimensionales.

Los 16 observadores fueron numerados; la numeración dentro de cada grupo fue aleatoria. Se establecieron los cuatro grupos de forma tal que el grupo número 1 estuvo integrado por los cuatro dentistas residentes de primer año del Máster numerados como observadores del 1 al 4; el grupo número 2, por los cuatro residentes de segundo del Máster, numerados como observadores del 5 al 8; el grupo número 3, por los cuatro residentes de tercero de Máster numerados como observadores del 9 al 12 y el grupo número 4, por los cuatro estudiantes de Grado numerados como observadores del 13 al 16. El número asignado fue el utilizado durante todo el trabajo. Un 69% de los observadores eran mujeres (11), y un 31% fueron hombres (5). Se formaron los grupos homogéneos, para evaluar si la diferencia en la experiencia en la realización de trazados cefalométricos y el nivel de formación ortodóncico previo al presente estudio tiene alguna influencia en la determinación de puntos anatómicos.

III. 1.3.2. Preparación previa de los observadores

Aunque cada grupo tenía una formación previa de acuerdo a su nivel de estudios antes de hacer la determinación de las marcas, se les realizó una preparación específica en cefalometría 3D, igual para todos. Conjuntamente a todos los observadores se les impartió un primer curso de tres horas de duración de recordatorio de la anatomía del complejo cráneo-facial y su visualización en cefalometría radiográfica. Este curso fue desarrollado por un profesor del Máster de ortodoncia y se utilizaron cráneos e imágenes 2D y 3D como material complementario. Se les permitió participar y aclarar todas las dudas que surgieran durante el mismo.

Posteriormente se les impartió docencia en un segundo curso de capacitación y calibración en cuanto a las definiciones referente a los puntos anatómicos cefalométricos a estudiar. Se usó como material complementario cráneos y láminas con imágenes de 2D y 3D realizadas con “capturas de pantalla”, como las que iban a aparecer con el uso del programa durante la investigación. Así mismo, se les explicó el manejo del programa informático. Este segundo curso fue realizado en dos sesiones de 3 horas de duración cada una, y fue impartido por un profesor de ortodoncia de la Universidad Rey Juan Carlos, y un licenciado en informática además de técnico especialista de la casa comercial del programa informático utilizado, ambos con experiencia previa en este tipo de trazados cefalométricos bidimensionales y tridimensionales.

Se explicó cómo navegar a través del módulo de imágenes del programa Invivo5, así como la sistemática a seguir durante la determinación de los puntos anatómicos, indicando cómo situar los puntos de referencia a estudiar y cuáles eran las instrucciones de la secuencia de punteo. En la Figura 7 se observan los planos ortogonales y la reconstrucción volumétrica que se pueden obtener con dicho programa.

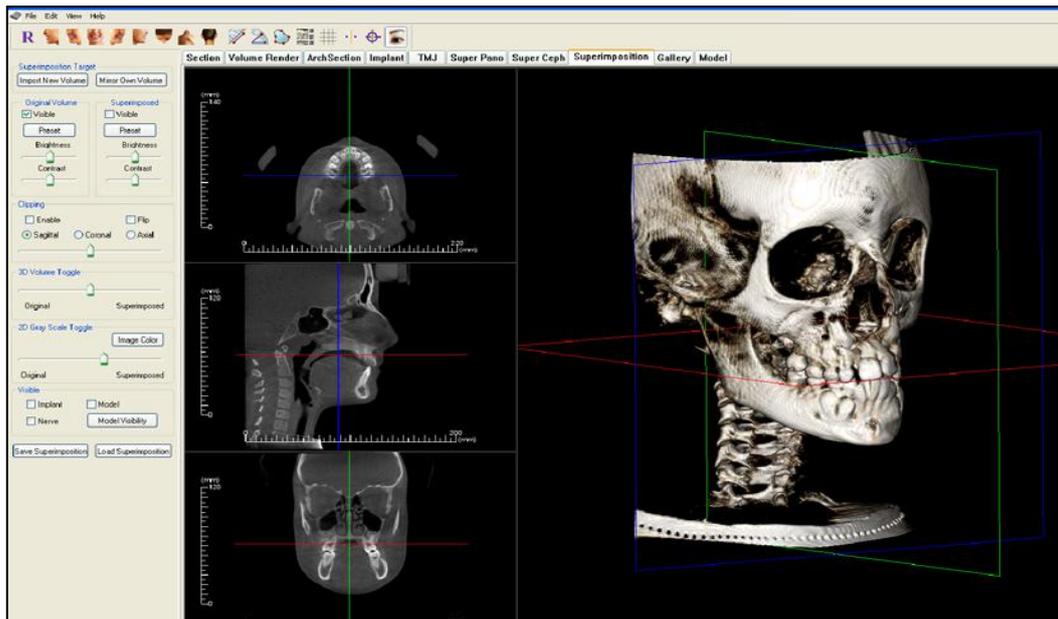


Figura 7. Imagen de los cortes ortogonales, de superior a inferior: axial, sagital o antero posterior y frontal, coronal o transversal (izquierda). Imagen de la reconstrucción (renderizado) del volumen cráneo-facial (derecha). Observe el collarín de protección plomado usado durante la exposición a los rayos X.

También se explicó el uso de nuevas herramientas, como por ejemplo, el apartar estructuras óseas que interfieren por superposición en la visualización de otros puntos anatómicos (Figura 8). Como parte de este entrenamiento de los observadores durante el curso preparatorio y antes de realizar el primer punteo válido se realizó una prueba piloto. Para ello, se realizó una definición operacional de cada variable a determinar en cada punteo (Tabla 1, Tabla 2 y Tabla 3) y un protocolo del manejo de las imágenes con el programa y las herramientas que provee éste para el estudio de cada variable cefalométrica (Anexo 11). También se desarrolló un orden de punteo fijo y una secuencia de acciones protocolizadas a realizar por todos los observadores que debió seguirse de manera sucesiva para evitar errores posteriores en la identificación de los valores numéricos de las variables. Los datos obtenidos se exportaron a tablas Excel 2010 (Microsoft® Office Professional Plus 2010) donde se organizaron apropiadamente.

Se definió un sistema de siglas que se usaron en el momento de nombrar a cada carpeta informática para guardar en ella los valores numéricos (tres números que representaban la distancia en las tres coordenadas del espacio al punto “0” que es el origen de coordenadas) de posición, de cada punteo en cada tipo de visualización. Las siglas se pusieron en un orden correlativo. Cada vez que se determinaban los puntos en

las distintas visualizaciones, de cada paciente, el observador realizaba la exportación de los datos a diferentes tablas Excel a la subcarpeta que cada uno de ellos tenía asignada dentro de la carpeta “Tablas Excel” en el escritorio del ordenador. Las subcarpetas se iban rellendo según avanzaba la investigación con las diferentes tablas Excel. Se estableció una subcarpeta por cada observador (cada una nombrada con el número de observador: 1, 2, 3...16).

Se aclararon al conjunto de evaluadores todas las dudas sobre el procedimiento a seguir. El adiestramiento en la utilización del programa y la calibración en la definición teórica y operativa de los puntos a determinar fueron los mismos para los distintos grupos, permitiendo una formación homogénea de los participantes en el estudio.

Además se dieron instrucciones de la sucesión de operaciones para realizar la determinación de los puntos en 2D (Anexo 7) y la localización de los puntos en 3D (Anexo 8). Se siguió siempre el mismo orden secuencial en la determinación de los mismos. En la Figura 8 se ve una de estas herramientas utilizada que consiste en seccionar algunas zonas óseas para ver mejor otras estructuras a puntear.



Figura 8. Herramienta que se utilizó para retirar la superposición de la apófisis cigomática del hueso temporal y parte del hueso malar para dejar en evidencia la apófisis coronoides y poder localizar sin interferencias un punto en dicha estructura subyacente.

Antes de empezar el estudio todo evaluador tenía que haber realizado un caso completo previo de 3D y posteriormente, antes de empezar la segunda fase del estudio, otro de 2D al paciente numerado como N°0, dicho paciente no fue usado en la marcación del estudio definitivo. Este paciente cumplía los mismos requisitos que los otros doce numerados del 1 al 12 con los que se llevó a cabo la investigación. Todos los grupos de evaluadores empezarían el primer trazado desde el mismo nivel de no haber mantenido contacto previo con la cefalometría 3D, y con distintos niveles de experiencia con respecto a la 2D dependiendo del grupo, pero habiendo realizado un trazado de prueba completo al caso N°0. Este trazado fue realizado siguiendo el mismo protocolo que el estudio definitivo, primero en 3D y posteriormente en 2D. Durante el punteo con el programa piloto se aclararon las dudas que fueron surgiendo.

Los grupos establecidos fueron:

- Grupo de Grado: cuatro alumnos de Grado cursando la asignatura Ortodoncia I.
- Grupo de 1° Máster: cuatro dentistas residentes cursando el primer año de Máster.
- Grupo de 2° Máster: cuatro dentistas residentes cursando el segundo año de Máster.
- Grupo de 3° Máster: cuatro dentistas residentes cursando el tercer año de Máster.

Los observadores tenían a su disposición escrito un número de teléfono de contacto del investigador encargado de solucionar la situación en caso de que surgiera algún problema durante los ejercicios. También hubo a disposición de los evaluadores un muestrario de láminas fotográficas con imágenes aclaratorias de captura de pantalla del programa con los puntos de referencia anatómicos, además se contó con dos cráneos que servían de guía anatómica: un cráneo real, un cráneo anatómico artificial, un manual guía con las definiciones de los puntos y el procedimiento en cada una de las fases del ejercicio: abrir las carpetas con las imágenes de los pacientes, secuencia de punteo en 2D y 3D, la exportación de los datos, hasta cómo cerrar el programa en caso de ser el último evaluador del día. También se entregó un protocolo resumido (Anexo 9) con lo más destacado de la información anterior. En cada jornada de trabajo se dejó una hoja de “Incidencias del día” para rellenar en caso de haber surgido algún problema.

Durante la primera marcación del primer observador un profesor estuvo presente durante el inicio y finalización del punteo del primer paciente, y este primer observador se comprometió que al terminar su ejercicio, estaría presente en el punteo del primer paciente del siguiente observador, y así sucesivamente hasta la última sesión del día.

La presencia de un evaluador con experiencia previa de una jornada de trabajo, se realizó para que éste aclarara las dudas que le surgieran al siguiente evaluador, sólo durante el punteo de su primer paciente, pero únicamente con respecto al manejo de las herramientas del programa y no a la decisión personal de dónde o cómo ubicar las marcas. Lo anterior se dio solo en la primera ronda de trabajo de cada observador principiante, y sólo en la primera sesión de localización en 3D y 2D. Cada participante en su sesión ininterrumpida, tenía que empezar y terminar la identificación de los puntos de los 12 pacientes que integraban la muestra.

Durante la investigación y dada la extensa cantidad de punteos y observadores, se organizó un orden del día y se estableció un horario para distribuir la permanencia de los observadores en el aula de trabajo con un tiempo asignado extenso, para evitar coincidencias con el turno del siguiente evaluador en caso de retraso durante el trazado. Los observadores al presentarse en el aula de trabajo tenían una “hoja de seguimiento” que estaba titulada con la fecha del día y los turnos de distribución de horarios de ese día, esos bloques eran seguidos y distribuidos desde las 9 de la mañana a las 5 de la tarde ininterrumpidamente. Los observadores tuvieron que firmar en el bloque horario al que pertenecían.

Existió la “hoja del tiempo utilizado” donde se anotaba la hora de inicio, que empezaba en el momento de puntear el primer punto 3D o 2D según correspondía del primer paciente y, en el momento del envío del último reporte de tabla Excel se anotaba la hora de finalización (no se incluyó en esta hora el tiempo empleado para la revisión de que estuvieran todas las variables correctas en el envío a esta última tabla) del último paciente (el N°12). Antes de abandonar el aula, el mismo operador, calculaba la duración del punteo de todo el ejercicio en horas y minutos.

Durante la primera fase se realizó el primer punteo de 3D. Al finalizar todos los observadores, se volvió a repetir el ejercicio dejando pasar obligatoriamente un mínimo de tres días antes de realizar el segundo punteo, y así con el tercer punteo. Se continuó con la segunda fase del estudio donde se realizó el punteo en 2D, en el que existieron también tres repeticiones siguiendo el mismo protocolo de 3D.

En resumen los observadores realizaron tres ejercicios en dos tipos de imágenes a cada paciente. Estos dos tipos de reconstrucciones fueron: imagen tridimensional dinámica e imagen bidimensional estática.

III.2. Técnica utilizada.

Para la realización de la toma de la muestra de puntos por los observadores, fue necesario la utilización de una aparatología física o hardware, y la ayuda de programas informáticos o software. Dentro del primer grupo se encuadra el tomógrafo utilizado, que fue el mismo para todos los escáneres realizados a los pacientes. El Hardware informático y el sistema operativo utilizado pueden verse en el Anexo 10. Los CD recibidos fueron introducidos en el lector de dicho ordenador. El mismo debió reunir unos requisitos mínimos que el fabricante del software de cefalometría exigía para que el programa pudiese trabajar eficientemente y poder obtener un buen resultado, lo mismo ocurrió para la pantalla o monitor, que debía de ser de alta resolución (1080 x 1920 pixeles) para sacar el máximo provecho a la reconstrucción de las imágenes con el programa. En cuanto a las propiedades del escritorio se trabajó con una resolución 1600 x 900.

III.2.1. Aparato de tomografía computarizada de haz cónico utilizado

Se utilizó el tomógrafo Vatech[®] modelo Picasso Master. Tiene un campo de visión flexible de tamaño en centímetros: 20 x 19, 20 x 15, 16 x 10, 16 x 7. Los dos primeros se usan para ortodoncia con tiempo de exploración de 24 segundos, el tercero bimaxilar o dos arcadas con 16 segundos, y el cuarto monomaxilar o una sola arcada con 16 segundos. Baja dosis de radiación, y ajuste del tamaño de voxel desde 0,164 -

0,2 - 0,3 a 0,4 mm. Con un periodo de reconstrucción corto. Utiliza el Software: “*Ezimplant*”, visor especializado de imágenes 3D. “*EasyDent*”, visor y manejo de imágenes del paciente cefalométricas y panorámicas. “*Ez Gate*”, programa de interfase con archivos DICOM.

Para obtener un buen posicionamiento del paciente posee tres haces de láser: horizontal, vertical y canino. Tiene una regla que permite el ajuste en altura de la columna por medio del presionado de un pulsador.

III.3. Aula de trabajo.

III.3.1. Elementos que la componen

Los trazados se hicieron en un aula (Edificio Departamental II- despacho N°2051) habilitada especialmente en el Departamento de Estomatología, Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Rey Juan Carlos. El lugar donde se localizó el ordenador estaba adaptado para el estudio, con las mismas condiciones ambientales para todos los observadores (con baja luminosidad, ventanas exteriores cerradas y luces superiores con luminosidad homogénea), y en donde por protocolo durante la sesión de trabajo no debía haber interrupciones. A los participantes en el estudio se les explicó la importancia de hacerlo con tranquilidad y la máxima concentración posible. Tampoco hubo limitación temporal para realizar la determinación de puntos.

III.4. Metodología para la localización de puntos anatómicos

III.4.1. Marcas y visualizaciones estudiadas

III. 4.1.1. Reorientación del volumen

La exploración con el escáner se hizo con una colocación nivelada de la cabeza de los pacientes, dicha posición se mejoró antes de iniciar el punteo con el programa informático Invivo5, Anatomage (trade mark of Anatomage Inc., 111 N. Market St. #800, San Jose, CA 95113; www.anatomage.com). Este software es el mismo con el que se realizó la determinación de los puntos anatómicos. El programa sólo existe en

versión en inglés, por lo que en general se usará en este trabajo la traducción al español de los términos que aparecen en éste, pero existen algunos iconos y teclas que se usaron de guía en su término original en inglés para no complicar con la traducción. Para lo anterior se realizó una reorientación de todas las imágenes volumétricas 3D en los tres planos del espacio (Figura 9). La cabeza se reorientó de acuerdo con dos planos de referencia, plano Nasion Frontozigomático (NFZ) y plano de Frankfort (FH), de esta manera se normalizaron las posturas de la cabeza.

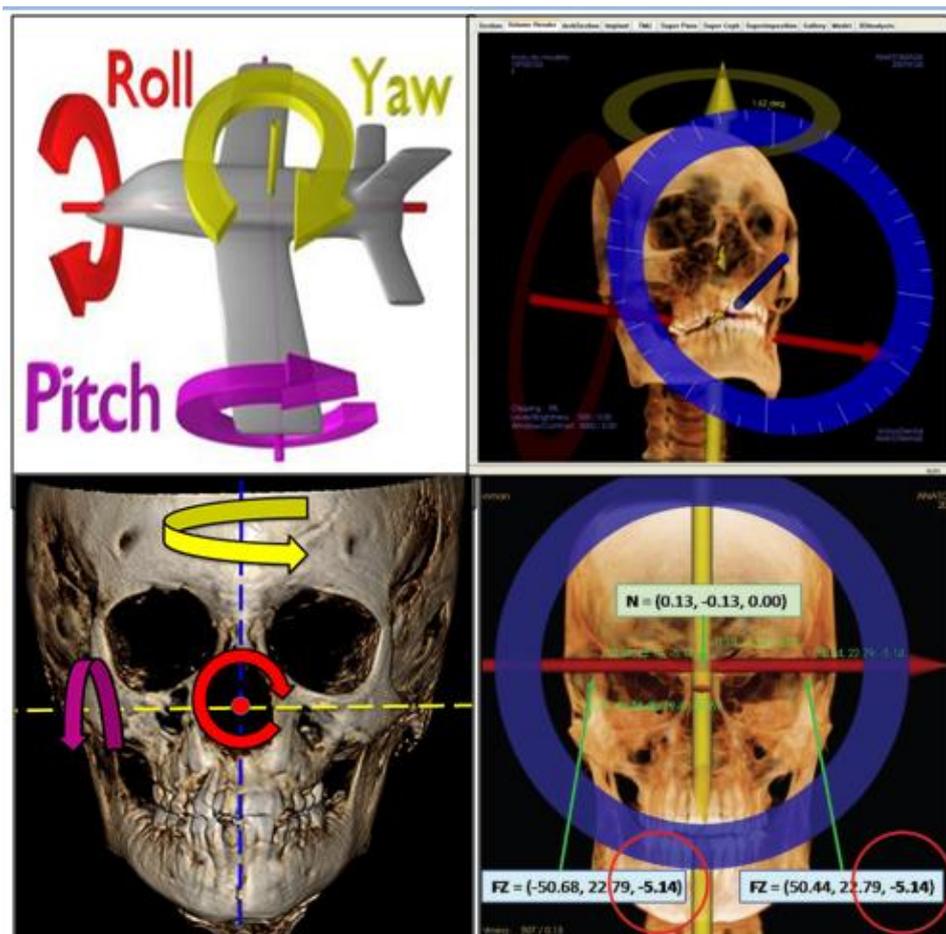


Figura 9. Las imágenes superiores muestran los giros que se pueden realizar a través de los tres ejes X, Y, Z espaciales. En las imágenes inferiores se observa la reorientación del volumen de la cabeza del paciente en los tres planos del espacio. Los tres números de la figura de la derecha, son los valores de los ejes X, Y, Z de los diferentes puntos observados en dicha figura.

Dicho posicionamiento, fue llevado a cabo por dos profesores de la Universidad Rey Juan Carlos y una alumna ayudante, siguiendo criterios de paralelismo con dos planos de referencia: colocados en las dimensiones sagital y frontal. En la vista sagital

se utilizó el plano de Frankfort derecho (línea que une los puntos Orbital (Or) y Porion (Po) derechos) que se colocó paralelo a la horizontal (control del *pitch*) y en la vista frontal el paralelismo del plano que va de nasion (punto más anteromedial de la sutura frontonasal) a las suturas frontozigomáticas (punto más externo transversalmente de estas suturas) derecha e izquierda.

Estos puntos tenían que estar al mismo nivel vertical (control del *roll*) y al mismo nivel antero posterior (control del *yaw*). Los valores de las coordenadas *Y* y *Z* de los puntos de FZ derecho e izquierdo se hicieron corresponder simétricamente mediante la reorientación de los ejes coronal y axial de la imagen 3D. Una vez guardado ese nuevo posicionamiento, el programa permitía a partir de esta posición inicial la utilización de otras posiciones estandarizadas a las que se podía reorientar nuevamente la cabeza. En la Figura 9 se observan los iconos que tenía el programa para esta función.

El uso de imágenes volumétricas para este estudio requiere una comprensión básica del sistema de coordenadas cartesianas; éstas se componen de tres ejes (*X*, *Y*, *Z*) como se observa en la Figura 10.

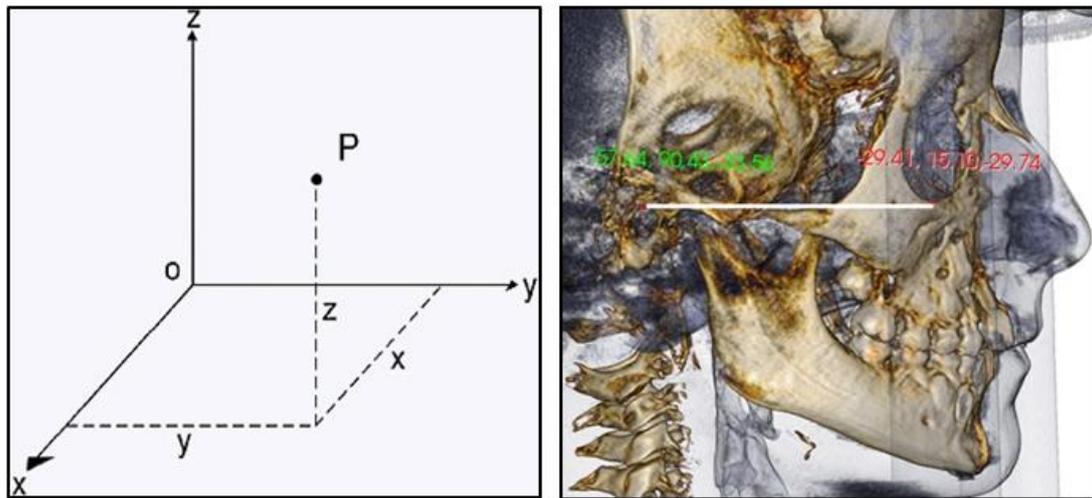


Figura 10. Ejes de coordenadas tridimensionales del sistema cartesiano. El punto P de la figura de la izquierda está referenciado en los tres planos del espacio con el origen de coordenadas 0. En la figura de la derecha se observan los valores numéricos del punto Po derecho en verde, y los de Or derecho en rojo.

El programa, si no se determina otro punto, asigna como origen de las coordenadas al centro geométrico del volumen. Las coordenadas tridimensionales X , Y , Z de cualquier punto de referencia (punto P en la Figura 10) representan su posición relativa con respecto al punto (0,0,0). En este estudio se hizo coincidir el punto origen registrándolo en el punto Nasion (Na), de forma tal que cada vez que se determinaba cualquier punto a estudiar, éste aparecía con tres valores numéricos, que es la distancia en milímetros que le separa del punto de referencia Nasion. En la Figura 11 se observa a la derecha que una vez reposicionado el Nasion como punto (0,0,0) se guardó informáticamente la nueva posición de la cabeza con el nuevo origen de coordenadas. Las anteriores operaciones fueron realizadas por un profesor de la URJC y revisada por otro profesor de la misma Universidad.

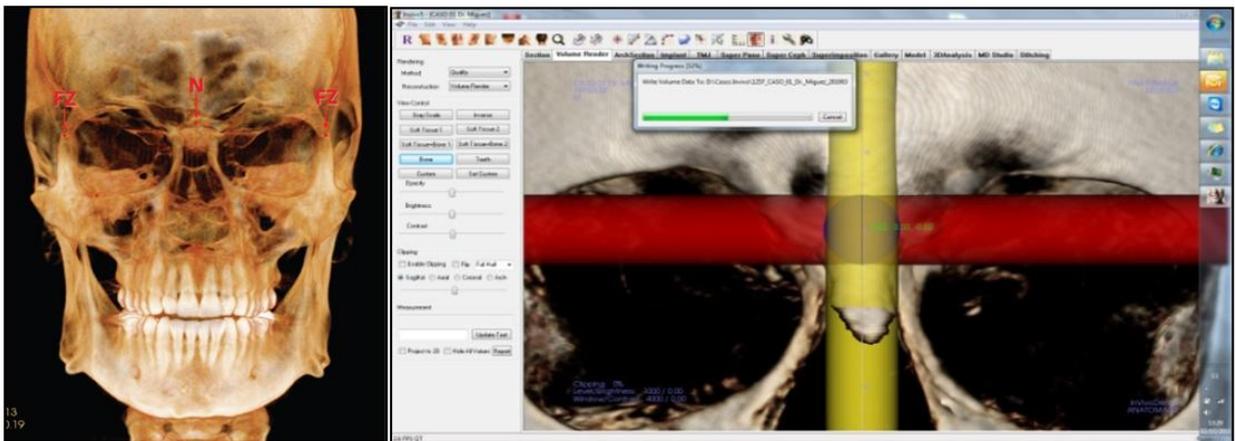


Figura 11. Imagen de la reorientación de la cabeza en el plano frontal paralelo al plano Frontozigomático-Nasión (izquierda). Imagen en la que se están guardando los datos con la nueva ubicación producida por los cambios que se le hicieron al centro geométrico (antiguo origen de las coordenadas), en la recolocación del “nuevo” origen de ejes de coordenadas construido en Nasion (derecha).

III. 4.1.2. Definición de los puntos

La definición de los puntos a determinar se recoge en la Tabla 1, Tabla 2 y Tabla 3. Se dividen en los seleccionados para el primer punteo en 3D, y los utilizados en el segundo punteo en 2D, estos últimos se subdividen en puntos ubicados en una radiografía frontal y los determinados en una radiografía lateral. De todos ellos se realizaron tres repeticiones.

Definición utilizada en el estudio de los puntos 3D

Se estableció una definición operacional de los puntos tridimensionales (Tabla 1) a determinar de modo que todos los evaluadores partieron de una definición común.

Tabla 1. Definición de los puntos cefalométricos en 3D

Definiciones de puntos cefalométricos en 3D	
<i>Frontozigomático</i>	Punto más externo de la sutura frontozigomática
<i>Nasion</i>	Punto más anterior y medial de la sutura frontonasal
<i>Orbital</i>	Punto medio más inferior del reborde externo de la órbita ocular
<i>Espina Nasal Anterior</i>	Punto más antero-medial de la prominencia ósea anterior del maxilar en el margen inferior de la apertura piriforme nasal anterior
<i>Menton</i>	Punto más inferior y medial de la sínfisis mandibular
<i>Porion</i>	Punto más superior del reborde externo del conducto auditivo externo (CAE) óseo
<i>Cavidad glenoidea</i>	Punto más superior de la fosa glenoidea
<i>Eminencia articular</i>	Punto más inferior de la eminencia articular del temporal
<i>Gonion</i>	Punto intermedio en la curvatura del ángulo de la mandíbula donde la rama y el cuerpo mandibular se unen
<i>Foramen mentoniano</i>	Punto central del foramen mentoniano en la superficie bucal de la mandíbula
<i>Coronoides</i>	Punto más superior y medio de la apófisis coronoides

En la Figura 12 se puede observar el aspecto que tiene una imagen tridimensional, que es además interactiva cuando se observa y mueve en la pantalla del ordenador, además se ven la situación en que se han colocado algunos de los puntos tridimensionales usados en la presente investigación; se puede observar también la herramienta “malla” de gran ayuda para evaluar la simetría. En la Figura 13 se puede ver un acercamiento de otro punto tridimensional, foramen mentoniano (FM), en este caso es el derecho, y la ubicación de este, según la definición operacional, es en el centro del foramen mentoniano de su hemimandíbula derecha.

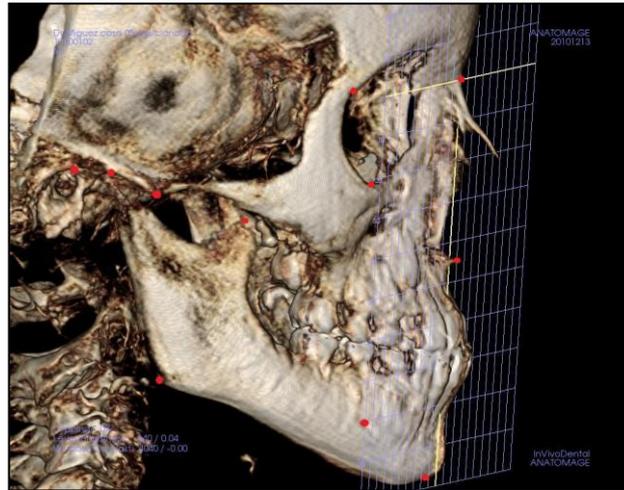


Figura 12. Imagen en 3D donde se observa la situación de los puntos que se determinaron en este estudio. Nótese la herramienta “malla” del programa, utilizada para visualizar asimetrías.



Figura 13. Se observa el punto “FM dch” localizado en el centro de la imagen del foramen mentoniano derecho.

Definición utilizada en el estudio de los puntos 2D

Al igual que en la determinación de los puntos 3D que precedieron al trazado en 2D, se estableció una definición operacional de los puntos a determinar en imágenes bidimensionales de modo que todos los evaluadores partieron de un concepto común. La sesión de trazado 2D tuvo una primera fase de ubicación de los puntos en la radiografía frontal (Figura 14) y una segunda fase en la radiografía lateral (Figura 15).

Tabla 2. Definición de los puntos cefalométricos en 2D frontal.

Definiciones de puntos cefalométricos en 2D – Vista frontal	
<i>Frontozigomático</i>	Punto más lateral o externo de la sutura frontozigomática
<i>Nasion</i>	Punto más medial de la sutura frontonasal
<i>Orbital</i>	Punto medio más inferior del reborde externo de la órbita ocular
<i>Espina Nasal Anterior</i>	Punto más medial de la prominencia ósea anterior del maxilar en el margen inferior de la apertura piriforme nasal anterior
<i>Menton</i>	Punto más inferior de la sínfisis mandibular

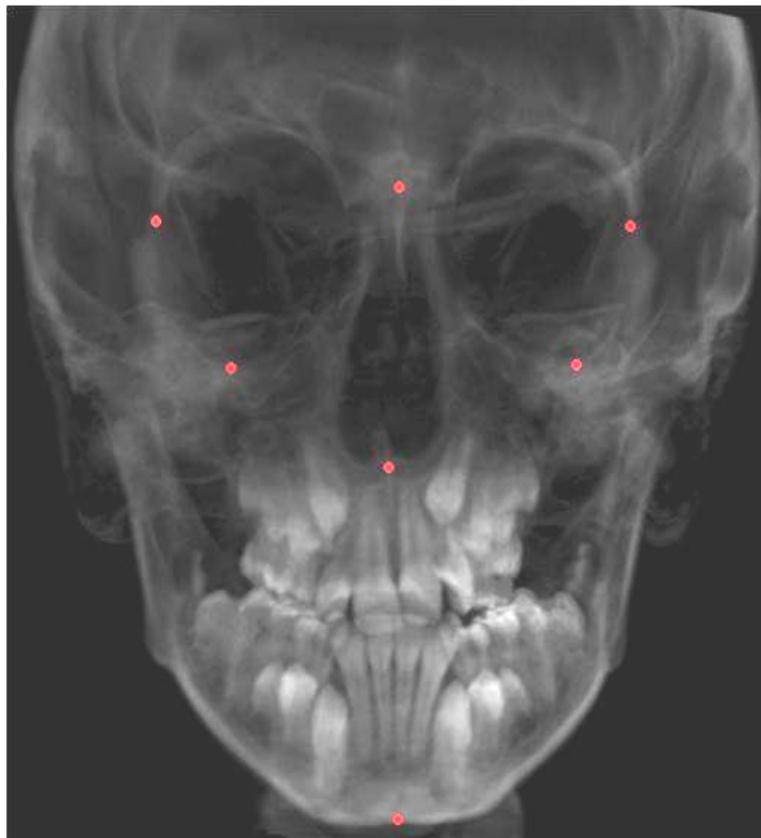
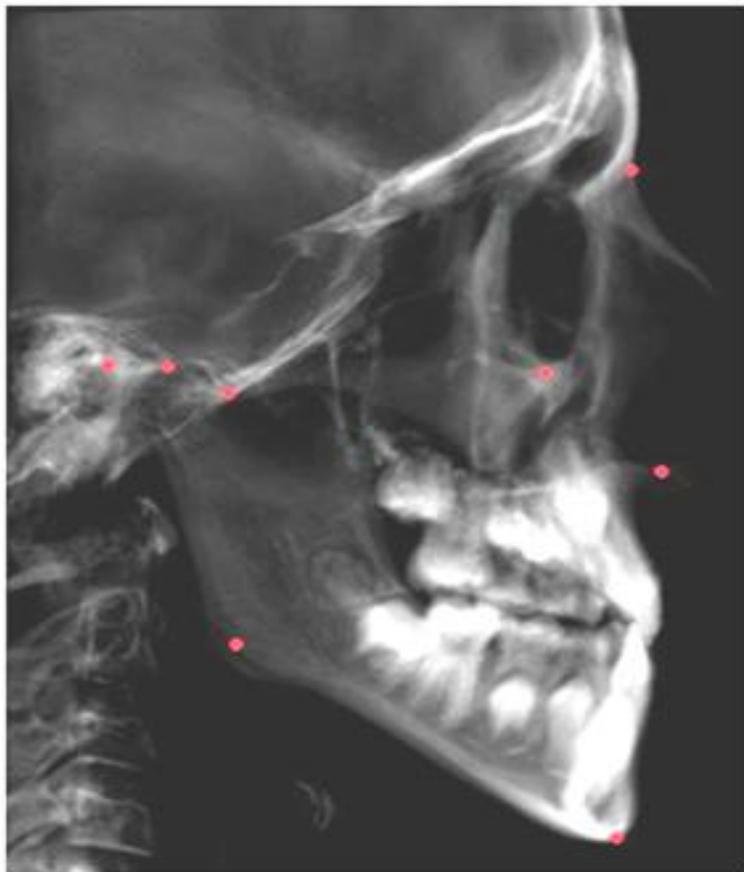


Figura 14. Imagen en 2D vista frontal en la que se observa la situación de los puntos cefalométricos que se utilizaron en este estudio.

Tabla 3. Definición de los puntos cefalométricos en 2D lateral.

Definiciones de puntos cefalométricos en 2D – Vista Lateral	
<i>Nasion</i>	Punto más anterior de la sutura frontonasal
<i>Porion</i>	Punto más superior del reborde externo del conducto auditivo externo (CAE) óseo
<i>Cavidad glenoidea</i>	Punto más superior (de la concavidad) de la cavidad glenoidea
<i>Eminencia articular</i>	Punto más inferior (del reborde) de la eminencia articular
<i>Orbital</i>	Punto medio más inferior del reborde externo de la órbita ocular
<i>Espina Nasal Anterior</i>	Punto más anterior de la prominencia ósea anterior del maxilar en el margen inferior de la apertura piriforme nasal anterior
<i>Gonion</i>	Punto medio postero-inferior de la curvatura del ángulo mandibular
<i>Menton</i>	Punto más inferior de la sínfisis mandibular

**Figura 15.** Imagen en 2D vista lateral en la que se observa la situación de los puntos cefalométricos que se utilizaron en este estudio.

III.4.2. Operativa y orden secuencial del punteo

III.4.2.1. Punteos 3D y 2D

El programa permitía trabajar con los siguientes algoritmos de reconstrucción volumétrica:

- Reconstrucción en máxima intensidad de proyección (MIP) 3D.
- MIP con escala de color.
- MIP con escala de grises.
- Volumen renderizado 3D con control de vista Hueso.
- Rayos X con escala de grises (sin magnificación): Tele-lateral radiográfica reconstruida de cráneo total con perfil derecho convencional y teleradiografía frontal reconstruida.
- Vistas laterales de hemicráneo derecho e izquierdo.
- Volumen renderizado con control de vista Diente.
- Rayos X escala de color.

Una vez reposicionada la cabeza de los pacientes a partir de los archivos de cada uno de ellos, en el punteo 3D se trabajó sólo con la técnica de determinación de puntos anatómicos en el volumen reconstruido, sin tener en cuenta la localización en los cortes de los tres planos del espacio. Esto permitió trabajar con una mayor rapidez. En la Figura 7 se observa al lado izquierdo los planos y en la parte derecha la reconstrucción (renderizado) de volumen donde se realizaron los punteos.

El orden de secuencia en la localización de puntos se recoge en la Tabla 4 y 0. Se dividen en los seleccionados para el primer punteo en 3D, y los utilizados para el segundo punteo en 2D, estos últimos subdivididos en los localizados en una radiografía frontal y los determinados en una radiografía lateral. En la primera fase del estudio se trabajó con un algoritmo de volumen reconstruido (renderizado) 3D con control de vista Hueso, y en la segunda fase con algoritmos de reconstrucción de rayos X escala de grises (sin magnificación) y con los algoritmos de teleradiografía lateral o sagital de cráneo en perfil derecho convencional y teleradiografía frontal. Se utilizaron las reconstrucciones volumétricas de mayor calidad de las tres que permite seleccionar el programa, sacrificando a igualdad de otras variables la ralentización en el movimiento

del volumen a favor de trabajar con una mayor resolución. En la Figura 16 se puede observar los tipos de visualización con las que trabajaron los observadores.

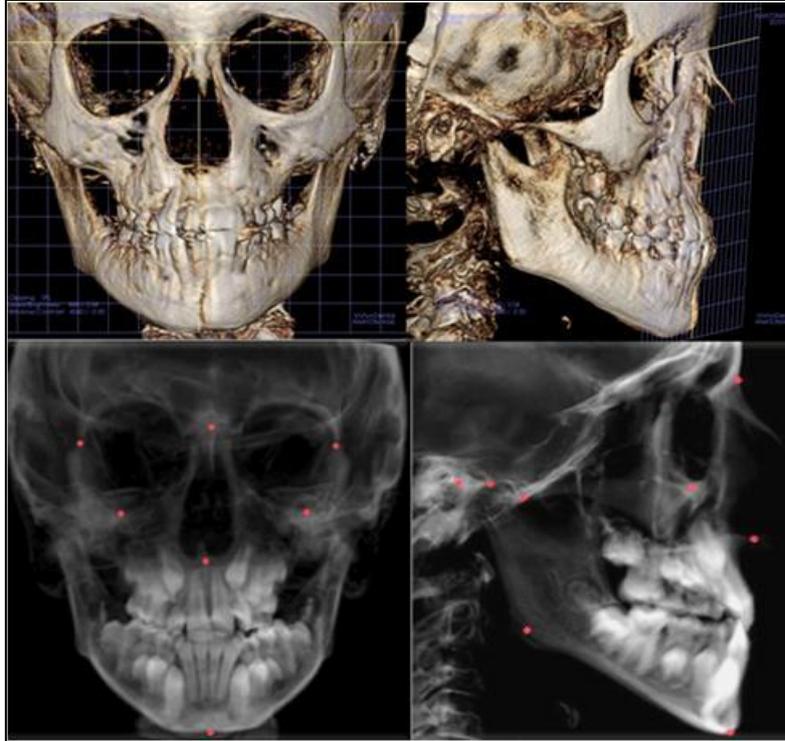


Figura 16. Visualizaciones con las que se trabajó. En la parte superior el algoritmo de 3D hueso, y en la parte inferior el algoritmo de radiografía volumétrica que representa a la radiografía frontal (imagen inferior izquierda) y lateral de cráneo (imagen inferior derecha) convencionales en dos dimensiones.

Los observadores tuvieron la posibilidad de utilizar libremente las herramientas (Anexo 11) que posee el programa Invivo5 para el ajuste de la imagen y mejorar la visualización de las estructuras. Éstas son: lupa (acercamiento o magnificación), contraste, brillo, y opacidad con el objeto de obtener en cada momento la mejor imagen posible a criterio del observador antes de marcar de la manera más exacta según la definición de términos los puntos cefalométricos. Estos se determinaron primero en 3D y luego en 2D por todos los observadores.

En el escritorio de la pantalla del ordenador existieron 3 carpetas: La carpeta “Paciente Inicial” donde se iban seleccionando los escáneres para realizar el punteo de manera ordenada de menor a mayor desde el paciente N°1 al paciente N°12. Las carpetas “Excel” a donde se exportaban las hojas de cálculo con los datos de la

ubicación una vez determinados los puntos y se guardaban dentro de ésta en subcarpetas y se les etiquetaba con un nombre según el protocolo. La carpeta “Paciente Final” donde se guardaban las imágenes con los puntos localizados de cada paciente debidamente nombrado.

Como medida de seguridad, para ser utilizada en caso de pérdida o alteración involuntaria de algún escáner, se creó otra carpeta con una copia de los mismos escáneres que contenía la carpeta “Paciente Inicial”, esta nueva carpeta se ubicó en “mis documentos” y se nombró “copia de Paciente Inicial”.

Por protocolo durante el estudio se procedía a abrir la carpeta “Paciente Inicial” y se seleccionaba al paciente siempre por orden de número ascendente; una vez abierto cada paciente se debían escoger en el programa (Anexo 8) los parámetros: *quality*, *volumen render* y hueso (*bone*) en este estudio 3D, así se tenía la reconstrucción en alta calidad de imagen de hueso. Se podía centrar y agrandar la imagen. Se marcó “*hide all values*” para ocultar los valores numéricos que aparecían cada vez que se marcaba un determinado punto. Se recomendó a los observadores los valores iniciales que según los investigadores producían una mejor calidad de imagen 3D hueso; éstos eran: opacidad al 60%, brillo al 60%, y contraste al 50%. De todos modos los observadores fueron libres de ajustar estos valores según su criterio personal.

Abierto el caso y marcado “*Volumen Render*” se escoge puntear con la tecla “*marker*”. El programa permite que el observador pueda anular y recolocar nuevamente un punto previamente marcado por error. Se realizaba el punteo siempre en el mismo orden, y antes de ampliar o recolocar el cráneo 3D había que cerciorarse de que en el programa no hubiese ningún punto, distancia o ángulo activados, ya que esto produciría un error.

En la primera fase del estudio se realizó el punteo en las imágenes 3D, y se trabajó con dieciocho marcas; en la segunda fase se determinaron quince variables en las imágenes 2D. En el estudio de las imágenes en 3D se usaron inicialmente como punto de partida al punteo, cinco perspectivas de las ocho predeterminadas (aunque también se permitió el uso de las restantes y además mover libremente en los tres planos

del espacio el volumen lo que considerase conveniente cada observador para una mejor visualización) que traía el programa para la visión del volumen. Éstas fueron:

- Vista Frontal.
- Vista lateral derecha.
- Vista lateral izquierda.
- Vista supramaxilar.
- Vista submandibular (*Bottom View*).

Las otras 3 vistas fueron:

- Vista $\frac{3}{4}$ izquierdo.
- Vista $\frac{3}{4}$ derecho.
- Vista posterior.

Para esto el observador se ayudó en un principio de las teclas de posicionamiento de la cabeza (Figura 17). Se reposicionó inicialmente el volumen a “perfil derecho”, una vez en esta posición con el botón izquierdo del ratón se podía ir moviendo la cabeza en los tres sentidos del espacio según criterio del evaluador. Si en algún momento este se perdía de la posición espacial donde estaba, siempre podía tener la ayuda de las teclas de reposicionamiento que tiene el software.

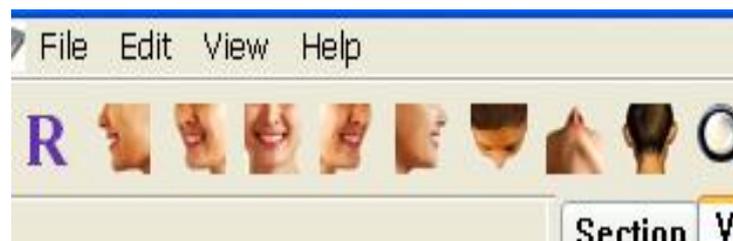


Figura 17. Impresión de pantalla en la que se observan las posiciones predeterminadas que trae el programa para ubicar de una manera más rápida la cabeza del paciente.

Las variables estudiadas en 3D y su secuencia de localización se observan en la Tabla 4. Los siete primeros puntos se localizaban partiendo de la “vista frontal” de la imagen 3D, pudiéndose reconfirmar algunos puntos en las vistas “submandibular” y “supramaxilar”, mientras que los cinco siguientes se determinaban a partir de una “vista sagital derecha”, los últimos seis se localizaban a partir de una “vista sagital izquierda”.

Tabla 4. Orden de punteo en tres dimensiones.

Orden de punteo 3D	Puntos cefalométricos
1	Frontozigomático derecho (FZ-dch)
2	Nasion (N)
3	Frontozigomático izquierdo (FZ-izq)
4	Orbital derecho (Or- dch)
5	Orbital izquierdo (Or-izq)
6	Espina Nasal Anterior (ENA)
7	Menton (Me)
8	Porion derecho (Po- dch)
9	Cavidad Glenoidea derecha (CG- dch)
10	Eminencia Articular derecha (eA- dch)
11	Gonion derecho (Go- dch)
12	Foramen Mentoniano derecho (FM- dch)
13	Porion izquierdo (Po-izq)
14	Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq)
15	Eminencia Articular izquierda (eA-izq)
16	Gonion izquierdo (Go-izq)
17	Foramen Mentoniano izquierdo (FM-izq)
18	Coronoides izquierda (Cor-izq)

La secuencia guía anterior no privaba al observador de escoger cualquier otra “vista” o de mover en cualquier momento que eligiera a través de los tres planos del espacio el volumen de la imagen cráneo facial, para poder junto con otras herramientas que poseía el programa ubicar de una manera más certera los puntos de referencia según su criterio. Por ejemplo se recomendó en la “vista lateral derecha” confirmar la posición correcta antero posterior del punto ENA marcado previamente en la “vista frontal”.

Es importante resaltar que si una vez marcado, se movía de posición un punto aun habiendo marcado ya el siguiente, no se alteraba la secuencia de aparición de los puntos en la exportación de los datos de ubicación a la tabla Excel. Sin embargo, si existía la necesidad de borrar un punto cualquiera, y este se volvía a marcar en un momento de la secuencia donde ya se había marcado el punto siguiente, entonces sí causaría un error grave (ya que el punto borrado era sustituido en la secuencia por el marcado inmediatamente después de este, alterando el orden de punteo en la exportación a Excel).

Fue importante tener en cuenta lo anterior, ya que una alteración de este tipo invalidaba la exportación de los datos a Excel. La operativa que se tenía que seguir fue la que se detalla a continuación:

Desmarcar “*hide all values*” (borrado de todos los valores) e ir poniendo el cursor y botón izquierdo del ratón sobre los números con las coordenadas de localización de los puntos que estaban activados en color verde, y al ser seleccionados se pasaban a color rojo y en ese momento dar a la tecla suprimir, para hacer desaparecer todos los marcados posteriores al punto eliminado, hasta llegar de nuevo al momento en que sí correspondía por orden de aparición a la colocación del punto en cuestión. Por todo ello, se enfatizó a los observadores de que intentaran no cometer este tipo de errores.

Con la tecla “brillo” a preferencia del observador se podía mejorar la visión, en especial la del foramen mentoniano (FM). En general se permitía mover el cráneo para visualizar mejor las imágenes, se podía usar la herramienta “*enable clipping*” (permitir sujetar) y “*flip*” (dar la vuelta), con “*full half*” (completo o mitad)” con esto se lograba ir removiendo la apófisis zigomática para que esta no se superpusiera y no interfiriera en la visualización 3D de la apófisis coronoides. Una vez marcado correctamente el punto, se anulaba esta herramienta desmarcando “*enable clipping*”.

En la Vista submandibular (caudo-craneal) se recomendó poner la opacidad (*opacity*) en 50%; en esta vista se observan mejor los puntos más inferiores, ya que la cabeza se posiciona desde un eje caudo-craneal. Fue útil para controlar la simetría de los puntos, y el confirmar que no se haya desplazado del posicionamiento transversal correcto algún punto y además que no faltara ninguno por marcar.

Una vez completada la localización de los 18 puntos de referencia 3D, se procedió a guardar los datos numéricos en hojas de cálculo de Excel y estos archivos se guardaron en subcarpetas con un nombre específico y único, que no diera lugar a que 2 archivos tuviesen el mismo nombre, nombrando siempre la subcarpeta en el mismo orden y con las mismas siglas de: número de paciente (1-12), número de observador (1-16), número de trazado (1-3) y tipo de imagen estudiada (rx: 2D, b: 3D). Se abría la carpeta “Excel”; dentro de ésta estaban las subcarpetas cada una con el número de

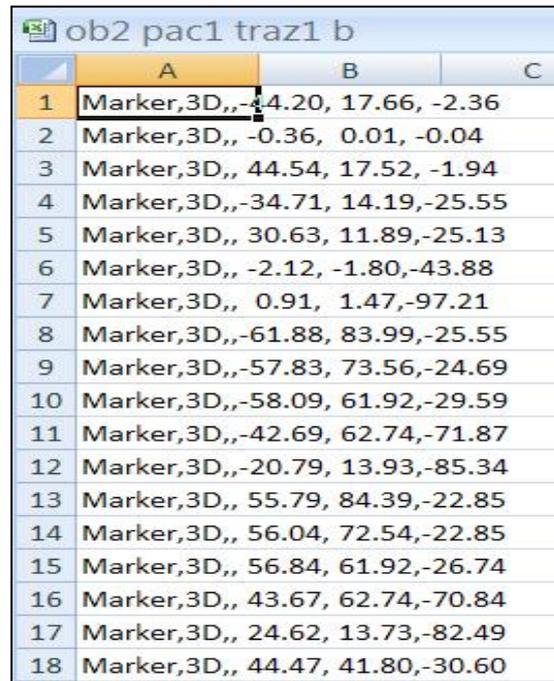
observador, dentro de la correspondiente a cada observador éste creaba otra y la nombrada en letras minúsculas, por ejemplo ob1, pac2, tz1, rx. En la Figura 18 se puede observar con qué siglas estaba formado el nombre de los ficheros Excel. Si por error se repetía un nombre existente guardado anteriormente en la línea nombre, en la línea “tipo” del programa desaparece CSV File (*.csv) permitiendo eliminar los fallos. Antes de salir había que constatar que en la tabla Excel coincidían el número de marcas exportadas; si no era así, se procedía a volver a realizar la marcación.



Figura 18. Imagen de la secuencia que por protocolo se siguió en el nombramiento de las subcarpetas que contenían los ficheros Excel con los datos numéricos antes de exportarlas. Ejemplo de las subcarpetas del observador N°2 para los 3 trazados del paciente N°1. El 3D se exportó como “b” de *bone* y el 2D como “rx” de radiografía digital convencional.

Se guardaron los datos de los valores numéricos (con una precisión de centésimas de milímetro), de las tres dimensiones de la localización de los puntos recién terminados en una tabla de cálculo Excel. Se exportaron tres valores numéricos por cada punto marcado para el posterior tratamiento de los resultados y análisis estadístico. Los valores guardados son los números referenciados a Na de los 3 ejes de coordenadas (X, Y, Z), que indican la posición en horizontal (*x*), en profundidad (*y*) y en vertical (*z*) de cada punto referenciado al punto (0,0,0), inicio del eje de coordenadas (Na).

En la Figura 19 se aprecia las 18 líneas que corresponden a los 18 puntos determinados en 3D. En cada línea aparece “*Marker 3D*” y a continuación 3 números con dos decimales que se corresponden a las situación numérica tridimensional (ejes X, Y, Z) del punto en cuestión.



	A	B	C
1	Marker,3D,,	-44.20,	17.66, -2.36
2	Marker,3D,,	-0.36,	0.01, -0.04
3	Marker,3D,,	44.54,	17.52, -1.94
4	Marker,3D,,	-34.71,	14.19,-25.55
5	Marker,3D,,	30.63,	11.89,-25.13
6	Marker,3D,,	-2.12,	-1.80,-43.88
7	Marker,3D,,	0.91,	1.47,-97.21
8	Marker,3D,,	-61.88,	83.99,-25.55
9	Marker,3D,,	-57.83,	73.56,-24.69
10	Marker,3D,,	-58.09,	61.92,-29.59
11	Marker,3D,,	-42.69,	62.74,-71.87
12	Marker,3D,,	-20.79,	13.93,-85.34
13	Marker,3D,,	55.79,	84.39,-22.85
14	Marker,3D,,	56.04,	72.54,-22.85
15	Marker,3D,,	56.84,	61.92,-26.74
16	Marker,3D,,	43.67,	62.74,-70.84
17	Marker,3D,,	24.62,	13.73,-82.49
18	Marker,3D,,	44.47,	41.80,-30.60

Figura 19. Imagen de una tabla Excel tal y como llega la información del punteo 3D, por lo que es importante seguir estrictamente la secuencia protocolizada de este para que no existan errores al relacionar fila y punto correspondiente.

El eje *X* es el eje transversal y es paralelo a la línea que une los puntos fronto-cigomáticos (FZ) derecho e izquierdo. El eje *Y* es el eje antero-posterior, que es perpendicular a la línea que une los puntos FZ derecho e izquierdo, y es paralelo al plano de Frankfort Horizontal (FH) derecho. El eje *Z* es el eje vertical y es perpendicular a las líneas FZ (derecha e izquierda) y FH derecho. Asumiendo que la cabeza del paciente está en una posición pre-establecida anatómica inicial, se tomaron como valores positivos los que se situaban a la izquierda, posterior, y superior de Nasion (Na). Y fueron tomados como valores negativos los que situaban los puntos a la derecha, anterior, e inferior de Na.

Terminada la exportación a Excel, se guardada el volumen marcado (la imagen 3D del cráneo con los puntos). Para ello, desde el menú de archivo (*file*) y pinchando en guardar como (*save as*), se buscaba la “carpeta paciente final” en el escritorio, nombrándola con las mismas siglas puesta a la tabla Excel correspondiente (Figura 18), quedando guardado como inVivoFile (*.inv). Se guardaban los cambios como “compact” (*highly lossy*). Finalmente una vez almacenado el archivo trabajado se salía del paciente y no se guardaban cambios para que el siguiente observador se encontrase

el archivo inicial, sin ninguna marcación previa, y con el posicionado estándar del volumen.

Se continuó con el punteado en 2D para lo que se usaron dos perspectivas o posicionamientos de la cabeza de las pre-determinadas en el programa. Una vez escogidas, por protocolo se dejaron siempre estáticas, no utilizando en este caso la interactividad posible con las imágenes 3D, es decir, durante el marcado no se permitió el movimiento de estas imágenes, ya que representaban a la imagen estática de Tele-radiografía Frontal (sin magnificación) y a la imagen estática Tele-radiografía Lateral de cráneo (sin magnificación), y ambas con toda la superposición de estructuras craneofaciales.

Para llegar a la primera perspectiva se seleccionó en el programa (Anexo 7) *Volumen Render, Front View*, en método se escogió la máxima calidad, en reconstrucción se utilizó *X-Ray*, y en *View Control* se marcó escala de gris. Como sugerencia se les recomendó a los observadores que usaran una opacidad del 10%, un brillo del 10% y un contraste del 60%, permitiéndole a cada operador tener la libertad de variarlo a su criterio. Con lo anterior se consiguió llegar a la tele-radiografía frontal de cráneo digital convencional, pero sin magnificación.

Luego se centra y agranda la imagen y se comprueba que la “Visión derecha” estuviera correcta. Finalmente para que al marcar cada punto no aparecieran a la vez que el punto en rojo los tres valores numéricos superpuestos a la imagen, que puedan distraer o confundir al evaluador, se seleccionaba la tecla de “ocultar valores”. A partir de este momento se empezaba a realizar la marcación. Para estudiar las variables en 2D al igual que en 3D se siguió siempre un mismo orden de determinación de puntos que se puede observar en la 0.

Tabla 5. Orden de punteo en dos dimensiones.

Orden de punteo 2D	Puntos cefalométricos
	2D Frontal
1	Frontozigomático derecho (FZ-dch-rx)
2	Nasion (N-f-rx)
3	Frontozigomático izquierdo (FZ-izq-rx)
4	Orbital derecho (Or-dch-rx)
5	Orbital izquierdo (Or-izq-rx)
6	Espina Nasal Anterior (ENA-f-rx)
7	Menton (Me-f-rx)
	2D Lateral
8	Nasion (Na-lat-rx)
9	Porion derecho (Po-lat-rx)
10	Cavidad Glenoidea (CG-lat-rx)
11	Eminencia Articular (eA-lat-rx)
12	Orbital (Or-lat-rx)
13	Espina Nasal Anterior (ENA-lat-rx)
14	Gonion (Go-lat-rx)
15	Menton (Me-lat-rx)

El volumen marcado (la imagen del cráneo con los puntos) se guardó en la carpeta “paciente final” y se nombró con el mismo nombre que la carpeta de la tabla Excel y se guardó como “compacto”. Después se procedió a salir del paciente y no se guardaron cambios. Los dieciocho puntos 3D se almacenaron como 3 números x , y , z ; los siete puntos de 2D en la Tele Radiografía Frontal se guardaron como 2 números en los ejes X , Z , y los ocho puntos 2D de la Tele Radiografía Lateral se guardaron como 2 números en los ejes Y , Z .

En ambos casos, 3D y 2D, la determinación de los puntos cefalométricos fue repetida tres veces por cada observador con un intervalo de por lo menos tres días entre las distintas sesiones de punteo del mismo paciente. En la localización de puntos se hicieron tres punteos por paciente y tipo de imagen.

III.4.2.2. Copia de seguridad

Al finalizar cada día de trabajo en el ordenador, se hacían dos copias de seguridad, una primera en un segundo disco duro interno que estaba instalado en el PC

y una segunda copia que se hacía diariamente a través de un puerto USB en un disco duro externo de la marca LG[®] cuyas características se pueden observar en el Anexo 10.

III.5. Organización de los datos recogidos y exportación al SPSS

Una vez completadas las carpetas por cada observador y finalizada la recolección de datos de la localización de los puntos estudiados en todos los pacientes (las coordenadas en los ejes correspondientes), se procedió a reorganizar la información obtenida. El proceso de tabulado partió de los archivos exportados por el programa In Vivo5 (Anatmage[®]) cuyo formato era CSV (*Comma Separated Values*) y se empleó la hoja de cálculo Excel del programa Microsoft[®] Office Professional Plus 2010 para que los interpretara en tablas compatibles. Las tablas fueron compiladas de manera manual en un solo documento con dos hojas separadas (3D y 2D) y se comprobó mediante un algoritmo que habían sido introducidas correctamente y que el número de valores originales eran correctos. El objetivo final fue exportar a un solo documento esas tablas al paquete estadístico IBM[®] SPSS Statistics Versión 19.0.0. Con este programa estadístico se generó la base de datos que se utilizó para realizar el análisis y obtener los resultados de este estudio.

A cada uno de los 16 observadores le correspondió una subcarpeta por cada paciente (12); dentro de cada una había 3 trazados en 3D (18 puntos) y en 2D (15 puntos), obteniéndose así 6 subcarpetas por paciente. Por lo tanto cada evaluador exportó 72 carpetas, es decir, se recogieron 1152 tablas Excel, en las que se almacenaron un total de 48384 datos de las marcas estudiadas, procedentes de tomar en cuenta las 3 o 2 coordenadas respectivamente del 3D (31104) y 2D (17280) según correspondía. Dentro de cada tabla individual (Figura 19) se encontraba una columna y cada una de sus filas contenía la información de cada punto evaluado; existieron 3 números separados por comas, que correspondían a las tres coordenadas x , y , z que definen la posición espacial de cada punto referenciado a N_a . En el caso de los puntos bidimensionales, para el análisis se utilizaron solo las coordenadas correspondientes según fuese 2D frontal (x , z) o 2D lateral (y , z).

Hubo que realizar la labor de identificar a qué puntos correspondía cada fila; esto se logró siguiendo la secuencia estricta de punteo que se indicó anteriormente y que hace que el orden de aparición de las filas se corresponda con el orden de punteo para cada visualización (Tabla 4 y 0). Para unificar todas las tablas previamente se añadieron columnas en cada fichero; éstas recogían el observador, el paciente y el tipo de trazado (Figura 20).

Pto	x1	y1	z1	x2	y2	z2	x3	y3	z3	ob	pac	tipo	CentroidX	CentroidY	CentroidZ	CentroidX	CentroidY	CentroidZ	Grupo	distancia	
1	FZ-dch	-44.94	17.91	-2.07	-44.86	18.40	-2.24	-44.48	18.02	-2.21	1	1	BONE	-44.76	18.11	-2.17	-44.67	18.10	-2.28	Primer año de...	14
2	FZ-dch	-44.20	17.66	-2.36	-44.88	18.02	-2.52	-44.37	18.06	-2.76	2	1	BONE	-44.48	17.91	-2.55	-44.67	18.10	-2.28	Primer año de...	37
3	FZ-dch	-44.40	18.04	-2.40	-45.28	18.79	-2.73	-44.78	18.02	-2.37	3	1	BONE	-44.82	18.28	-2.50	-44.67	18.10	-2.28	Primer año de...	33
4	FZ-dch	-44.31	18.06	-2.59	-44.28	18.42	-2.28	-44.19	18.04	-2.18	4	1	BONE	-44.26	18.17	-2.35	-44.67	18.10	-2.28	Primer año de...	42
5	FZ-dch	-44.50	17.63	-2.20	-44.56	18.35	-2.31	-43.92	17.62	-1.78	5	1	BONE	-44.33	17.87	-2.10	-44.67	18.10	-2.28	Segundo año...	45
6	FZ-dch	-44.51	18.05	-2.62	-44.10	17.94	-2.32	-44.08	18.45	-2.38	6	1	BONE	-44.23	18.15	-2.44	-44.67	18.10	-2.28	Segundo año...	47
7	FZ-dch	-45.00	18.39	-2.32	-44.67	18.83	-2.76	-45.01	18.38	-2.12	7	1	BONE	-44.89	18.53	-2.40	-44.67	18.10	-2.28	Segundo año...	51
8	FZ-dch	-44.57	18.01	-2.02	-44.46	17.78	-1.98	-44.76	17.99	-1.86	8	1	BONE	-44.60	17.93	-1.95	-44.67	18.10	-2.28	Segundo año...	37
9	FZ-dch	-44.49	18.02	-2.20	-44.36	17.64	-2.26	-44.18	18.07	-2.67	9	1	BONE	-44.34	17.91	-2.38	-44.67	18.10	-2.28	Tercer año de...	39
10	FZ-dch	-45.48	18.34	-1.92	-45.49	18.75	-2.16	-45.10	18.38	-2.14	10	1	BONE	-45.36	18.49	-2.07	-44.67	18.10	-2.28	Tercer año de...	82
11	FZ-dch	-45.01	18.39	-2.30	-44.97	18.40	-2.37	-45.43	18.33	-1.66	11	1	BONE	-45.14	18.37	-2.11	-44.67	18.10	-2.28	Tercer año de...	57
12	FZ-dch	-45.37	17.94	-1.73	-44.81	18.00	-2.17	-44.52	17.58	-2.23	12	1	BONE	-44.90	17.84	-2.04	-44.67	18.10	-2.28	Tercer año de...	42
13	FZ-dch	-44.33	17.65	-2.47	-44.41	18.06	-2.81	-44.48	18.05	-2.58	13	1	BONE	-44.41	17.92	-2.62	-44.67	18.10	-2.28	Grado de Odo...	46
14	FZ-dch	-45.94	18.30	-1.59	-44.60	17.75	-2.37	-44.85	18.41	-2.51	14	1	BONE	-45.13	18.15	-2.16	-44.67	18.10	-2.28	Grado de Odo...	48
15	FZ-dch	-44.32	17.67	-2.65	-44.59	18.42	-2.45	-44.28	17.62	-2.11	15	1	BONE	-44.40	17.90	-2.40	-44.67	18.10	-2.28	Grado de Odo...	35
16	FZ-dch	-44.26	18.05	-2.43	-44.74	17.99	-1.88	-44.82	18.01	-2.34	16	1	BONE	-44.61	18.02	-2.22	-44.67	18.10	-2.28	Grado de Odo...	12
17	FZ-dch	-48.64	20.71	-2.92	-48.97	21.51	-3.08	-48.88	21.51	-3.18	1	2	BONE	-48.83	21.24	-3.06	-48.67	21.31	-3.27	Primer año de...	27
18	FZ-dch	-48.47	21.07	-3.52	-48.46	21.14	-3.57	-48.31	21.14	-3.74	2	2	BONE	-48.41	21.12	-3.61	-48.67	21.31	-3.27	Primer año de...	47
19	FZ-dch	-48.66	21.16	-3.37	-49.05	21.97	-3.40	-48.85	20.78	-2.85	3	2	BONE	-48.85	21.30	-3.21	-48.67	21.31	-3.27	Primer año de...	19
20	FZ-dch	-49.01	21.57	-3.35	-48.44	21.93	-4.07	-48.53	21.15	-3.45	4	2	BONE	-48.66	21.55	-3.62	-48.67	21.31	-3.27	Primer año de...	43
21	FZ-dch	-48.49	20.76	-3.02	-48.35	21.14	-3.31	-48.62	21.55	-3.54	5	2	BONE	-48.49	21.15	-3.29	-48.67	21.31	-3.27	Segundo año...	24
22	FZ-dch	-48.13	22.25	-3.86	-48.56	21.55	-3.69	-48.56	21.55	-3.69	6	2	BONE	-48.42	21.78	-3.75	-48.67	21.31	-3.27	Segundo año...	72
23	FZ-dch	-47.55	18.74	-5.6	-48.80	21.56	-3.23	-48.04	20.73	-3.23	7	2	BONE	-48.13	20.34	-2.34	-48.67	21.31	-3.27	Segundo año...	144
24	FZ-dch	-48.66	20.77	-2.78	-48.79	21.56	-3.35	-48.52	21.15	-3.46	8	2	BONE	-48.66	21.16	-3.20	-48.67	21.31	-3.27	Segundo año...	17
25	FZ-dch	-49.44	21.99	-3.16	-49.30	21.59	-3.25	-48.61	20.76	-2.69	9	2	BONE	-49.12	21.45	-3.03	-48.67	21.31	-3.27	Tercer año de...	52
26	FZ-dch	-48.91	21.51	-3.54	-49.15	21.19	-2.66	-49.18	21.58	-2.99	10	2	BONE	-49.08	21.43	-3.06	-48.67	21.31	-3.27	Tercer año de...	47
27	FZ-dch	-48.82	21.17	-3.07	-49.18	21.19	-2.19	-49.69	22.00	-3.00	11	2	BONE	-49.23	21.45	-2.75	-48.67	21.31	-3.27	Tercer año de...	77
28	FZ-dch	-48.99	21.57	-3.38	-49.33	21.59	-3.24	-48.49	21.49	-3.80	12	2	BONE	-48.94	21.55	-3.47	-48.67	21.31	-3.27	Tercer año de...	41
29	FZ-dch	-47.90	21.45	-3.80	-48.14	21.13	-3.77	-48.41	22.27	-3.97	13	2	BONE	-48.15	21.62	-3.85	-48.67	21.31	-3.27	Grado de Odo...	84
30	FZ-dch	-49.16	21.41	-2.93	-48.50	20.70	-3.17	-48.66	21.50	-3.41	14	2	BONE	-48.77	21.20	-3.17	-48.67	21.31	-3.27	Grado de Odo...	18
31	FZ-dch	-48.56	21.55	-3.80	-47.78	21.45	-3.85	-48.60	21.94	-3.82	15	2	BONE	-48.31	21.65	-3.82	-48.67	21.31	-3.27	Grado de Odo...	74
32	FZ-dch	-49.05	21.57	-3.27	-48.55	20.55	-2.79	-48.41	20.76	-3.11	16	2	BONE	-48.67	20.96	-3.06	-48.67	21.31	-3.27	Grado de Odo...	41
33	FZ-dch	-42.52	15.90	-5.44	-42.68	15.53	-5.33	-42.20	15.11	-5.25	1	3	BONE	-42.47	15.51	-5.34	-42.46	15.66	-5.54	Primer año de...	25
34	FZ-dch	-41.96	15.26	-5.63	-41.98	15.77	-5.99	-42.28	16.19	-5.94	2	3	BONE	-42.07	15.74	-5.85	-42.46	15.66	-5.54	Primer año de...	51

Figura 20. Editor de datos con las distintas variables estudiadas con el programa IBM SPSS utilizado en el estudio. Cada fila corresponde a una marca cefalométrica y las distintas columnas corresponden a las coordenadas en los ejes, observador, paciente, tipo de trazado, grupo y consistencia.

La tabla resultante contenía las siguientes variables:

- Punto o marca.
- Coordenadas x , y , z del primer trazado.
- Coordenadas x , y , z del segundo trazado.
- Coordenadas x , y , z del tercer trazado.
- Observador (alumnado).
- Pacientes (1-12).
- Tipo (2D y 3D).

Finalmente el nuevo fichero unificado y reorganizado, compuesto por estas 13 variables, fue el que se exportó al paquete estadístico SPSS (Figura 20). A partir de las anteriores variables se crearon las siguientes:

- Grupo (a partir de la variable observador).
- Coordenadas x , y , z del centroide por observador.
- Coordenadas x , y , z del centroide por marca o punto de referencia (PR).
- Consistencia (distancia media de cada observación al PR).

III.6. Análisis estadístico

Antes de proceder al análisis de los datos, tras la lectura de la información con el paquete estadístico SPSS, se crearon las variables que se mencionaron en el apartado anterior: grupo al que pertenecía el observador o alumno/a, coordenadas del centroide de cada observador, coordenadas de la posición que se utilizaría como punto de referencia (PR) para cada marca y la consistencia.

A partir de la variable observador se creó una variable cualitativa ordinal, Grupo, con 4 categorías: alumnado de Grado, alumnado de 1º de Máster, alumnado de 2º de Máster, alumnado de 3º de Máster.

Para estudiar la consistencia y precisión en la identificación de marcas debe haber un punto con el que todos los demás se comparen, esto es, un *gold standard* o punto de referencia. Previa a la obtención de las coordenadas de dicho punto, y puesto que cada observador llevó a cabo 3 trazados, se consideró como la marca del examinador (para cada paciente y para cada punto cefalométrico), a la marca resultante de calcular el promedio de las 3 observaciones, esto es, el baricentro o centroide (Figura 21) de cada marca en particular:

$$\text{Marca del examinador} = (x_o, y_o, z_o) = \left(\frac{x_1 + x_2 + x_3}{3}, \frac{y_1 + y_2 + y_3}{3}, \frac{z_1 + z_2 + z_3}{3} \right)$$

siendo x_i , y_i , z_i ($i=1,2,3$) las coordenadas en los ejes X , Y , Z respectivamente del trazado i -ésimo de cada examinador.

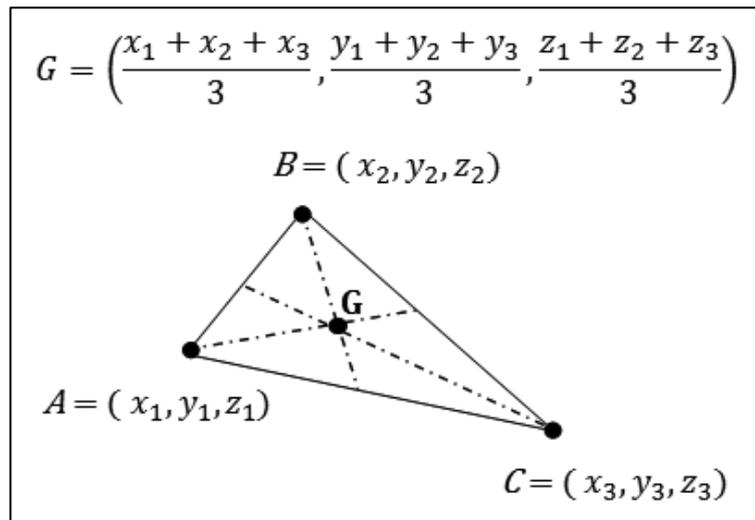


Figura 21. Cálculo del baricentro o centroide (punto de referencia o gold standard).

A continuación se calculó el promedio de las coordenadas de todos los examinadores para cada marca, esto es, las coordenadas de los centroides que utilizamos como gold estándar o punto de referencia:

$$\text{Centroide (Gold Standard)} = (x_c, y_c, z_c) = \left(\frac{\sum_{i=1}^{16} x_{0i}}{16}, \frac{\sum_{i=1}^{16} y_{0i}}{16}, \frac{\sum_{i=1}^{16} z_{0i}}{16} \right)$$

siendo x_{0i} , y_{0i} , z_{0i} las coordenadas en los ejes X , Y , Z respectivamente de la marca del i -ésimo examinador.

A partir de todos estos cálculos ya contamos con la información necesaria para obtener la consistencia de cada marca, definida como la distancia media desde el centroide a la medición de la marca realizada por el examinador y calculada mediante el teorema de Pitágoras y/o distancia euclídea, que incluyó las tres dimensiones (Figura 22) en los planos X , Y , Z para los puntos en 3D, y las dos dimensiones (Figura 23) en los planos X , Z en 2D frontal e Y , Z en 2D lateral.

$$d^2 = a^2 + b^2 + c^2$$

$$d = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2}$$

$$d(P, Q) = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

$$P = (x_1, y_1, z_1)$$

$$Q = (x_2, y_2, z_2)$$

Figura 22. Cálculo de la distancia euclídea entre dos puntos en tres dimensiones espaciales.

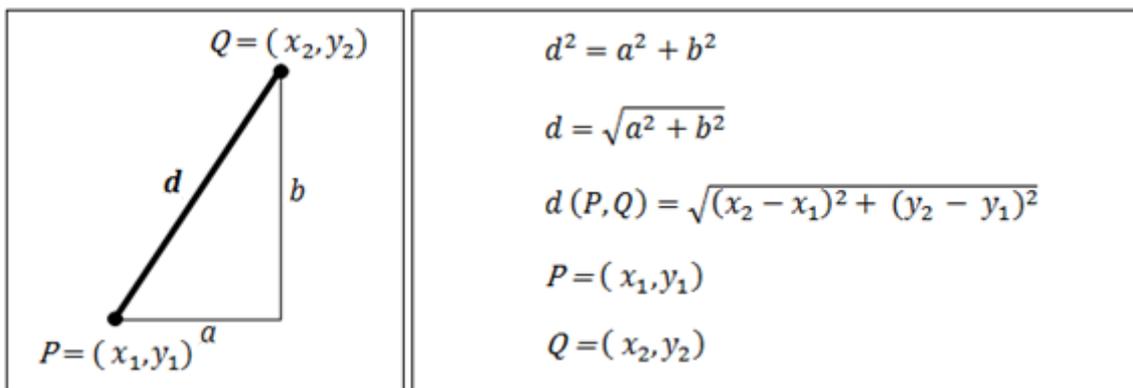


Figura 23. Cálculo de la distancia entre dos puntos en dos planos del espacio por medio del teorema de Pitágoras.

La distancia euclídea es la que existe entre dos puntos de un espacio euclídeo, la cual se deduce a partir del teorema de Pitágoras. En la Figura 23 se observa cómo se calcula en un espacio bidimensional, la distancia euclídea entre dos puntos P y Q , de coordenadas (x_1, y_1) y (x_2, y_2) respectivamente. En la Figura 22 la distancia euclídea entre los mismos puntos, P y Q , es calculada en un espacio tridimensional, por lo que en este caso las coordenadas son (x_1, y_1, z_1) y (x_2, y_2, z_2) . Aplicado a nuestro trabajo, para un paciente y marca dados, la distancia desde el centroide a esa marca específica ha sido calculada mediante las siguientes fórmulas:

$$\text{distancia} = \sqrt{(x_o - x_c)^2 + (y_o - y_c)^2 + (z_o - z_c)^2} \quad \text{3D}$$

$$\text{distancia} = \sqrt{(x_o - x_c)^2 + (z_o - z_c)^2} \quad \text{2D-frontal}$$

$$\text{distancia} = \sqrt{(y_o - y_c)^2 + (z_o - z_c)^2} \quad \text{2D-lateral}$$

siendo x_o , y_o , z_o las coordenadas de la marca del examinador y x_c , y_c , z_c las coordenadas del centroide en los ejes X , Y , Z respectivamente.

Recordemos que el objetivo principal de este estudio fue cuantificar la consistencia y la precisión de la identificación de marcas por múltiples examinadores, agrupados por nivel formativo.

Dado que la consistencia de una marca se definió como la distancia media de las mediciones de un punto cefalométrico al centroide de todos los examinadores, ésta ha sido calculada como el total de todas las distancias dividido entre el número de observaciones para esa marca.

La evaluación de la dispersión o variabilidad para indicar en qué medida están próximos o alejados los datos de su valor central se llevó a cabo con la desviación típica o estándar (SD) de estas distancias medias, y se definió en este estudio como precisión de la identificación de la marca.

El análisis estadístico propiamente dicho se llevó a cabo de la siguiente manera:

En primer lugar se efectuó un análisis descriptivo de la información recogida. Como medida de tendencia central o valor más típico o representativo de la muestra se calcularon las *medias aritméticas* de las distancias de cada marca cefalométrica a su punto de referencia (consistencia), y como medida de dispersión, las desviaciones estándar (precisión), en 2D, en 3D y conjuntamente, por grupo formativo y en el global de la muestra. La consistencia de cada marca fue acompañada del correspondiente intervalo de confianza al 95%. Posteriormente se ordenaron las marcas, asignándole la primera posición a aquella que presentaba mayor consistencia (menor valor de consistencia media) hasta la última posición, correspondiente a la marca con menor consistencia (mayor valor de consistencia media) y se realizó una comparativa de forma global y por grupos de formación.

Por otro lado, se calculó la consistencia media global y la desviación típica de cada punto cefalométrico en cada eje. En el caso de reconstrucciones bidimensionales se analizaron los ejes X y Z en las radiografías frontales, y los ejes Z e Y en las laterales; en

las reconstrucciones tridimensionales se obtuvieron resultados en los 3 planos del espacio: X, Y y Z.

Un último análisis descriptivo fue llevado a cabo. Éste consistió en obtener la consistencia media y la desviación típica en cada paciente por grupo formativo y en el global de la muestra. Por un lado, se consideraron todas las marcas cefalométricas trazadas en 2D conjuntamente y por otro lado, se repitió el procedimiento con los trazados en 3D.

En una segunda fase se evaluó la significación estadística. La variable dependiente estudiada fue la consistencia media. Las variables independientes consideradas fueron el grupo, el tipo de trazado (2D o 3D), el paciente y la marca punteada.

Se efectuaron pruebas del Análisis de la Varianza o ANOVA (*ANalysis Of Variance*) para establecer la relación de la variable dependiente con las variables independientes, y se incluyó el análisis de las interacciones en el modelo, siempre y cuando se cumpliesen los criterios de aplicación de esta técnica (normalidad, independencia y homocedasticidad o igualdad de varianzas).

La hipótesis básica que se establece a partir de esta prueba es la hipótesis nula que afirma que todos los grupos tienen la misma consistencia media, en términos estadísticos, frente a la hipótesis alternativa de que la consistencia media difiere en al menos un grupo.

El supuesto de normalidad se comprobó mediante un análisis descriptivo y los test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk. Para decidir sobre la homogeneidad de varianzas empleamos la prueba de Levene. En caso de que no se pueda admitir la igualdad de varianzas se pueden utilizar las pruebas de Welch o de Brown-Forsythe para decidir sobre la igualdad de medias. La suposición de independencia fue contrastada con el test de rachas.

Cuando no se cumplían las condiciones necesarias para poder utilizar la prueba estadística de ANOVA, recurrimos a su equivalente en estadística no paramétrica: la

prueba de Kruskal-Wallis. Realmente ésta lo que compara son las medianas en vez de las medias. La ventaja es que no necesita supuestos previos (es válida aunque no haya normalidad, si los datos son ordinales, y el tamaño de la muestra es pequeño), pero cuenta con menor potencia y sensibilidad para detectar diferencias entre grupos y no se pueden construir directamente intervalos de confianza.

No obstante, el ANOVA es una técnica robusta, es decir, sus resultados se alteran muy poco si se producen transgresiones de los supuestos en los que se basa. Además, si el tamaño de las muestras es grande, y en particular si todos los grupos son del mismo tamaño, menos importante es garantizar que no haya desviación de la normalidad y/o de la homogeneidad de varianzas. Es por ello que, aunque en muchos casos deberíamos utilizar la prueba de Kruskal-Wallis, también mostramos los resultados obtenidos por la prueba de ANOVA, al ser ésta última más potente, es decir, la probabilidad de considerar demostradas las diferencias encontradas en las medias entre los grupos cuando ciertamente esas diferencias existen es mayor que con la prueba no paramétrica.

Para saber qué grupos difieren entre sí, se realizaron los contrastes de comparaciones múltiples utilizando la prueba de Bonferroni que, basada en el estadístico t de Student, corrige el nivel de significación observado por el hecho de que se realicen comparaciones múltiples. También se aplicó el test de Dunnett, considerando como categoría de control al Grupo de Grado. El test T2 de Tamhane fue utilizado cuando la igualdad de varianzas no era evidente.

El coeficiente de concordancia W de Kendall es muy utilizado para medir la concordancia o acuerdo entre un grupo de elementos y un grupo de características. Además nos permite realizar pruebas de significación. En nuestro caso concreto, lo hemos utilizado para estudiar el grado de acuerdo entre los 4 grupos sobre un conjunto de marcas (18 marcas en 3D y 15 marcas en 2D separadamente), es decir, hemos considerado que el orden en las marcas que establece la consistencia media fuese la clasificación por orden de importancia que realiza cada grupo sobre las marcas, siendo el primer punto el más consistente, hasta el último valor correspondiente al punto menos consistente. El ranking de cada grupo es independiente del que establece otro grupo.

El nivel de significación aceptado fue de 0.05.

El procesamiento de los datos fue llevado a cabo con el paquete estadístico IBM® SPSS Statistics Versión 19.0.0 para Windows® (SPSS Inc. e IBM® Corporation, EEUU).

IV. RESULTADOS

IV.1. Consistencia media en la localización de puntos cefalométricos en 2D.

IV.1.1. Descripción del comportamiento de la consistencia media en 2D.

En el presente apartado aparecen los resultados obtenidos al localizar, en un total de 12 pacientes, los 15 puntos cefalométricos seleccionados en reconstrucciones bidimensionales a partir de tomografía computarizada de haz cónico, tanto en el plano frontal (7 puntos) como en el plano lateral (8 puntos). Estas reconstrucciones equivalen a las que de forma habitual se utilizan en la clínica de ortodoncia, y que son conocidas como tele-radiografía lateral y frontal de cráneo, pero en este estudio se nombrarán como “radiografía (Rx) frontal” y “Rx lateral” para facilitar el lenguaje.

Se muestra la consistencia media (CM) global y su desviación típica o estándar (SD) correspondiente, de todos los grupos conjuntamente, en cada una de las marcas cefalométricas 2D. Para estas medidas y sus respectivas desviaciones, los valores se han medido en milímetros y con redondeo a la centésima de milímetro.

Posteriormente aparecen desglosados los resultados de los 15 puntos mencionados anteriormente, esta vez teniendo en cuenta a cuál de los grupos pertenecen los observadores, clasificados según su nivel de formación previa en la realización de cefalometría 2D: Grado, 1º de Máster, 2º de Máster o 3º de Máster; también se analizará la CM por ejes y por paciente.

IV.1.1.1. Descripción de la consistencia media global en 2D.

En la Tabla 6 se muestran los resultados obtenidos de la consistencia media y desviación típica global de cada una de las 15 marcas identificadas por los 16 observadores (sin diferenciar a qué grupo pertenecen) en las reconstrucciones 2D obtenidas de los CBCT realizados a un total de 12 pacientes (sin tenerlos en cuenta de forma individual). Dichas marcas están ordenadas según la secuencia de punteo ya descrita, resaltando que, primero se realizaron los 7 puntos localizados en radiografías frontales de cráneo y posteriormente los 8 identificados en radiografías laterales de

cráneo. La segunda columna de la tabla, encabezada por el título “N”, representa el número de veces que fue localizada cada marca definida en 2D, es decir, se obtuvieron 576 localizaciones por marca, lo cual asciende a un total de 8640 observaciones (cada una de las 15 marcas fue puntuada por 16 observadores, 3 veces cada uno, sobre 12 pacientes).

Tabla 6. Consistencia media y desviación típica globales de puntos en 2D.

Marca	N	Consistencia media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch-rx	576	1,94	2,55	0,11	1,73	2,15	10
N-f-rx	576	1,65	1,14	0,05	1,55	1,74	9
FZ-izq-rx	576	1,40	1,15	0,05	1,30	1,49	8
Or-dch-rx	576	2,42	2,36	0,10	2,23	2,62	14
Or-izq-rx	576	2,70	2,50	0,10	2,49	2,90	15
ENA-f-rx	576	2,08	2,75	0,11	1,85	2,30	11
Me-f-rx	576	2,17	4,85	0,20	1,78	2,57	13
Na-lat-rx	576	2,10	4,59	0,19	1,73	2,48	12
Po-lat-rx	576	1,13	1,00	0,04	1,05	1,21	7
CG-lat-rx	576	1,37	0,82	0,03	1,30	1,44	4
eA-lat-rx	576	1,35	1,13	0,05	1,26	1,44	5
Or-lat-rx	576	1,00	0,94	0,04	0,93	1,08	3
ENA-lat-rx	576	0,85	1,35	0,06	0,74	0,96	1
Go-lat-rx	576	0,93	0,59	0,02	0,88	0,98	2
Me-lat-rx	576	1,36	0,93	0,04	1,28	1,43	6
Total	8640	1,63	2,37	0,03	1,58	1,68	

Como se puede observar en los datos tabulados (Tabla 6), teniendo en cuenta cada punto cefalométrico en cuestión, cuya definición quedó establecida en el apartado de Material y Método, la consistencia media global oscila entre 0,85 mm (correspondiente al punto ENA-lat-rx, que sería el punto más consistente) y 2,70 mm (denotando que es Or-izq-rx el punto menos consistente en 2D).

Si se tiene en cuenta que la consistencia media global es de 1,63 mm, en un Intervalo de Confianza (IC) al 95% están en un rango de 1,58 a 1,68 mm, observamos que los puntos FZ-dch-rx, N-f-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Me-f-rx y Na-lat-rx quedan por encima de dicha media, siendo casi en su totalidad puntos localizables en la

radiografía frontal. El resto de marcas, cuya consistencia media tiene un valor inferior a la media del total, serían FZ-izq-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx y Me-lat-rx, siendo siete de las ocho citadas pertenecientes a radiografía lateral. Por lo tanto, hay una mayor consistencia en las reconstrucciones bidimensionales laterales en comparación con las frontales.

Por otra parte, en cuanto al análisis de la desviación típica de los 15 puntos estudiados, se aprecia que ésta oscila entre 0,59 mm (siendo Go-lat-rx la marca más precisa) y 4,85 mm (correspondiente a Me-f-rx, que sería la menos precisa), siendo 2,37 mm la dispersión global. Se observa que los puntos FZ-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Me-f-rx y Na-lat-rx estarían entre las marcas cuya desviación típica están por encima de la global. Al igual que se observaba en la consistencia media, todas menos una pertenecen al trazado en radiografía frontal. Por otra parte, las marcas cuya desviación estándar tienen un valor por debajo de la dispersión total son N-f-rx, FZ-izq-rx, Or-dch-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx, Me-lat-rx. Se muestra así que en su mayoría, son las marcas en radiografías laterales las que tuvieron valores más bajos en cuanto a desviación típica, y por tanto, más precisas.

Al establecer los intervalos de confianza para la consistencia media al 95%, de los 15 puntos estudiados, se observa que es la marca ENA-lat-rx la que tiene tanto menor límite inferior (0,74 mm) como superior (0,96 mm), y por el contrario, Or-izq-rx alcanza mayores límites, tanto inferior (2,49 mm) como superior (2,90 mm). Sin embargo, la marca que obtiene una estimación más precisa es Go-lat-rx, dado que es la que presenta el intervalo de confianza con menor amplitud (0,10 mm); por el contrario, el punto con menor precisión es Me-f-rx (amplitud igual a 0,79 mm).

Por otro lado, se ordenaron las marcas en función de su consistencia media, asignándole el primer puesto al punto con mejor CM, hasta el puesto número 15, correspondiente a la marca con la menor CM. Estos datos quedaron recogidos en la última columna de la Tabla 6 bajo el epígrafe “Ranking de CM”. De este modo, los dos puntos mencionados anteriormente, Go-lat-rx y Me-f-rx, cuando se observa el ranking de consistencia media, no coinciden en ordenarse ni en el primer ni en el último lugar respectivamente, sino que ocuparon los puestos 2 y 13 de un total de 15. Se aprecia que las dos marcas con una consistencia media mayor fueron ENA-lat-rx y Go-lat-rx por

este orden (pertenecientes a radiografías laterales), mientras que los puntos con menor consistencia media fueron Or-izq-rx y Or-dch-rx (observados en radiografías frontales).

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=11,79$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 2D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

El test T2 de Tamhane encontró diferencias estadísticamente entre los puntos siguientes:

- FZ-dch-rx con Po-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx y Go-lat-rx;
- N-f-rx con Or-dch-rx, Or-izq-rx, Po-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx y Go-lat-rx;
- FZ-izq-rx con Or-dch-rx, Or-izq-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx y Go-lat-rx;
- Or-dch-rx con N-f-rx, FZ-izq-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx, Me-lat-rx;
- Or-izq-rx con N-f-rx, FZ-izq-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx, Me-lat-rx;
- ENA-f-rx con Po-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx y Go-lat-rx;
- Me-f-rx con ENA-lat-rx;
- Na-lat-rx con ENA-lat-rx;
- Po-lat-rx con FZ-dch-rx, N-f-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx y ENA-f-rx;
- CG-lat-rx con Or-dch-rx, Or-izq-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx y Go-lat-rx;
- eA-lat-rx con Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-lat-rx y Go-lat-rx;
- Or-lat-rx con FZ-dch-rx, N-f-rx, FZ-izq-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, CG-lat-rx y Me-lat-rx;
- ENA-lat-rx con FZ-dch-rx, N-f-rx, FZ-izq-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Me-f-rx, Na-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx y Me-lat-rx;
- Go-lat-rx con FZ-dch-rx, N-f-rx, FZ-izq-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx y Me-lat-rx;
- Me-lat-rx con Or-dch-rx, Or-izq-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx y Go-lat-rx.

IV.1.1.2. Descripción de la consistencia media por grupos en 2D.

De forma análoga al apartado anterior, se muestran los resultados procedentes de la identificación de los quince puntos seleccionados en reconstrucciones 2D a partir de los CBCT, tanto frontales como laterales, de un total de 12 pacientes, pero en este caso se describe la consistencia media y su desviación estándar en cada grupo compuesto por 4 observadores agrupados según su nivel formativo previo en 2D.

En la Tabla 7 se muestran los resultados obtenidos acerca de la consistencia media y desviación típica de cada una de las 15 marcas identificadas por los 4 observadores pertenecientes al grupo de estudiantes de Grado en Odontología en las reconstrucciones 2D obtenidas de los CBCT realizados a un total de 12 pacientes (sin tenerlos en cuenta de forma individual). Dichas marcas están ordenadas según la secuencia de punteo descrita anteriormente. La segunda columna de la tabla representada por el título “N”, refleja que fueron puntuadas 144 veces cada marca definida en 2D, lo cual asciende a un total de 2160 observaciones (ya que en este caso, cada una de las 15 marcas fue puntuada por 4 observadores, 3 veces cada uno, sobre 12 pacientes).

Tabla 7. Consistencia media y desviación típica de puntos en 2D en el grupo de Grado.

Marca	N	Consistencia media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch-rx	144	2,14	1,31	0,11	1,92	2,35	13
N-f-rx	144	1,42	0,87	0,07	1,28	1,57	8
FZ-izq-rx	144	1,06	0,77	0,06	0,93	1,18	3
Or-dch-rx	144	1,70	1,03	0,09	1,53	1,87	9
Or-izq-rx	144	1,87	1,39	0,12	1,64	2,10	12
ENA-f-rx	144	1,70	1,10	0,09	1,52	1,89	10
Me-f-rx	144	2,18	4,40	0,37	1,46	2,91	15
Na-lat-rx	144	2,14	3,87	0,32	1,51	2,78	14
Po-lat-rx	144	0,80	0,51	0,04	0,71	0,88	1
CG-lat-rx	144	1,22	0,80	0,07	1,09	1,35	6
eA-lat-rx	144	1,24	1,24	0,10	1,03	1,44	7
Or-lat-rx	144	1,08	1,21	0,10	0,88	1,27	5
ENA-lat-rx	144	1,07	2,48	0,21	0,66	1,47	4
Go-lat-rx	144	0,96	0,53	0,04	0,87	1,05	2
Me-lat-rx	144	1,74	1,07	0,09	1,56	1,92	11
Total	2160	1,49	1,93	0,04	1,41	1,57	

Como vemos en la Tabla 7, teniendo en cuenta cada punto cefalométrico en cuestión, se puede observar que la consistencia media del grupo de Grado oscila de 0,80 mm (correspondiente al punto Po-lat-rx, que sería el punto más consistente) a 2,18 mm (denotando que es Me-f-rx el punto menos consistente en 2D).

Si se tiene en cuenta que la media del total de valores de CM global es de 1,49 mm (IC 95%: 1,41 – 1,57 mm), se ve que los puntos FZ-dch-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Me-f-rx, Na-lat-rx y Me-lat-rx quedan por encima de dicha media, siendo casi en su totalidad pertenecientes a puntos localizables en radiografías frontales. El resto de marcas, cuya consistencia media tiene un valor inferior a la media del total, serían N-f-rx, FZ-izq-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx y Go-lat-rx, perteneciendo la mayoría a radiografías laterales. Por lo tanto, hay una mayor consistencia en 2D lateral.

Por otra parte, en cuanto a la desviación típica del grupo de Grado de los 15 puntos estudiados, se aprecia que ésta varía de 0,51 mm (Po-lat-rx fue la marca más precisa) a 4,40 mm (siendo Me-f-rx la menos precisa).

Al analizar la desviación típica global (dispersión global), cuyo valor es de 1,93 mm, se observa que los únicos 3 puntos cuyas desviaciones típicas están por encima de la media serían Me-f-rx, Na-lat-rx y ENA-lat-rx. Por otra parte estarían la mayoría de las marcas, FZ-dch-rx, N-f-rx, FZ-izq-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, Go-lat-rx y Me-lat-rx, cuyas desviaciones típicas tienen un valor por debajo de la media. Esta distribución tan irregular se debe al elevado valor de las 3 primeras marcas mencionadas, que elevan el valor medio de la desviación estándar.

Al establecer los intervalos de confianza para la media al 95%, se observa que para el límite inferior es la marca ENA-lat-rx la que presenta el menor valor (0,66 mm), y FZ-dch-rx el mayor (1,92 mm). En cuanto al límite superior, se observa que el menor valor es 0,88 mm (Po-lat-rx) y el mayor 2,91 mm (Me-f-rx). Respecto a la precisión medida por la amplitud de los intervalos de confianza, son éstos últimos puntos los que presentan mayor y menor precisión, respectivamente.

Como aparece reflejada en la columna del ranking de CM de este grupo de Grado, se aprecia que la marca con una mayor consistencia media sería Po-lat-rx (hallada en la radiografía lateral) mientras que el punto con menor consistencia media sería Me-f-rx (observado en la radiografía frontal).

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=2,93$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que en el grupo de Grado las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 2D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

En la Tabla 8 se muestran los resultados obtenidos acerca de la consistencia media y desviación típica de cada una de las 15 marcas identificadas por los 4

observadores pertenecientes al grupo de estudiantes de 1º de Máster en las reconstrucciones 2D obtenidas de los CBCT siguiendo la misma secuencia metodológica que en el grupo anterior. El número de observaciones, representado por “N”, es el mismo en los 4 grupos, y quedó comentado en el grupo de Grado.

Tabla 8. Consistencia media y desviación típica de puntos en 2D en el grupo de 1º de Máster.

Marca	N	Consistencia media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch-rx	144	1,94	4,36	0,36	1,22	2,66	10
N-f-rx	144	1,59	1,10	0,09	1,41	1,77	9
FZ-izq-rx	144	1,16	0,73	0,06	1,04	1,28	3
Or-dch-rx	144	3,22	3,14	0,26	2,70	3,74	14
Or-izq-rx	144	3,57	3,47	0,29	3,00	4,15	15
ENA-f-rx	144	2,06	3,80	0,32	1,44	2,69	11
Me-f-rx	144	2,98	7,09	0,59	1,81	4,15	13
Na-lat-rx	144	2,97	7,30	0,61	1,77	4,17	12
Po-lat-rx	144	1,21	0,96	0,08	1,05	1,37	5
CG-lat-rx	144	1,44	0,78	0,07	1,31	1,57	7
eA-lat-rx	144	1,32	1,30	0,11	1,11	1,54	6
Or-lat-rx	144	0,97	1,18	0,10	0,78	1,17	2
ENA-lat-rx	144	0,79	0,52	0,04	0,70	0,87	1
Go-lat-rx	144	1,20	0,65	0,05	1,10	1,31	4
Me-lat-rx	144	1,49	0,75	0,06	1,36	1,61	8
Total	2160	1,86	3,43	0,07	1,72	2,01	

Como vemos en la Tabla 8, teniendo en cuenta cada punto cefalométrico en cuestión, se puede observar que la consistencia media del grupo de 1º de Máster oscila de 0,79 mm (correspondiente al punto ENA-lat-rx, que sería el punto más consistente) a 3,57 mm (denotando que Or-izq-rx el punto menos consistente en 2D).

Teniendo en cuenta que la media del total de valores de CM global es de 1,86 mm, se ve que los puntos N-f-rx, FZ-izq-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx y Me-lat-rx quedan por debajo. El resto de marcas, cuya consistencia media tiene un valor por encima a la media del total, serían FZ-dch-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Me-f-rx y Na-lat-rx.

Por otra parte, en cuanto a la desviación típica del grupo de 1º de Máster de los quince puntos estudiados, se aprecia que la desviación típica tiene un valor entre 0,52 mm (ENA-lat-rx, la marca más precisa) y 7,30 mm (Na-lat-rx, que sería la menos precisa).

Al analizar la desviación estándar global, cuyo valor es de 3,43 mm, se observa que los puntos FZ-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Me-f-rx y Na-lat-rx estarían entre las marcas cuya desviación típica están por encima de la media. Por otra parte, las marcas cuya desviación estándar tienen un valor por debajo de la media son N-f-rx, FZ-izq-rx, Or-dch-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx y Me-lat-rx.

Al establecer los intervalos de confianza para la consistencia media al 95%, se observa que es la marca ENA-lat-rx la que presenta un menor límite inferior (0,70 mm), y Or-izq-rx la de mayor límite inferior (3,00 mm). En cuanto al límite superior, el menor es 0,87 mm (ENA-lat-rx) y el mayor es 4,17 mm (Na-lat-rx), siendo éstos puntos los que presentan la menor (0,17 mm) y mayor amplitud (2,40 mm) en sus intervalos de confianza, respectivamente. La consistencia media global del grupo de 1º de Máster se encontrará entre 1,72 mm y 2,01 mm, con una confianza del 95%.

Como aparece reflejada en la columna del ranking global de CM, se aprecia que la marca con una mayor consistencia media sería ENA-lat-rx (perteneciente a la radiografía lateral), mientras que el punto con menor consistencia media sería Or-izq-rx (observado en la radiografía frontal).

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=3,44$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que en el grupo de 1º de Máster las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 2D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

En la Tabla 9 se muestran los resultados obtenidos acerca de la consistencia media y desviación típica global de cada una de las 15 marcas identificadas por los 4

observadores pertenecientes al grupo de estudiantes de 2º de Máster, siguiendo el mismo protocolo y número de observaciones en los cuatro grupos.

Tabla 9. Consistencia media y desviación típica de puntos en 2D en el grupo de 2º de Máster.

Marca	N	Consistencia media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch-rx	144	1,31	0,83	0,07	1,17	1,45	7
N-f-rx	144	1,58	0,95	0,08	1,42	1,73	10
FZ-izq-rx	144	1,09	0,68	0,06	0,98	1,20	6
Or-dch-rx	144	2,55	2,82	0,23	2,08	3,01	14
Or-izq-rx	144	2,62	2,52	0,21	2,20	3,03	15
ENA-f-rx	144	1,71	2,75	0,23	1,26	2,17	12
Me-f-rx	144	2,08	4,82	0,40	1,28	2,87	13
Na-lat-rx	144	1,65	3,82	0,32	1,02	2,28	11
Po-lat-rx	144	0,96	0,66	0,06	0,86	1,07	5
CG-lat-rx	144	1,37	0,76	0,06	1,24	1,49	9
eA-lat-rx	144	1,34	0,88	0,07	1,20	1,49	8
Or-lat-rx	144	0,71	0,39	0,03	0,64	0,77	3
ENA-lat-rx	144	0,69	0,55	0,05	0,60	0,78	2
Go-lat-rx	144	0,81	0,52	0,04	0,73	0,90	4
Me-lat-rx	144	0,58	0,25	0,02	0,54	0,62	1
Total	2160	1,40	2,15	0,05	1,31	1,49	

Los datos de la Tabla 9, teniendo en cuenta cada punto cefalométrico en cuestión, permiten observar que la consistencia media del grupo de 2º de Máster oscila de 0,58 mm (correspondiente al punto Me-lat-rx, que sería el punto más consistente) a 2,62 mm (denotando que es Or-izq-rx el punto menos consistente en 2D).

Si se tiene en cuenta que la media del total de valores de CM del grupo de 2º de Máster es de 1,40 mm, se ve que los puntos N-f-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Me-f-rx y Na-lat-rx quedan por encima de dicha media, siendo casi en su totalidad pertenecientes a la radiografía frontal. El resto de marcas, cuya consistencia media tiene un valor inferior a la media del total, serían FZ-dch-rx, FZ-izq-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx y Me-lat-rx pertenecientes en su gran mayoría a radiografía lateral. Por lo tanto, se observa mayor consistencia en las reconstrucciones bidimensionales laterales en comparación con las frontales.

Por otra parte, en cuanto a la desviación típica del grupo de 2º de Máster de los quince puntos estudiados, se aprecia que la desviación típica fluctúa de 0,25 mm (Me-lat-rx es la marca más precisa) a 4,82 mm (Me-f-rx, que sería la menos precisa).

Al analizar desviación estándar global, cuyo valor es de 2,15 mm, se observa que los puntos Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx, Me-f-rx y Na-lat-rx estarían entre las marcas cuya desviación típica están por encima de la media. Por otra parte, las marcas cuya desviación estándar tienen un valor por debajo de la media son FZ-dch-rx, N-f-rx, FZ-izq-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx y Me-lat-rx. Se muestra así que en su mayoría, son las marcas en radiografías laterales las que tuvieron valores más bajos en cuanto a desviación típica.

Al establecer los intervalos de confianza para la consistencia media al 95%, se observa que es la marca Me-lat-rx la que presenta menor límite inferior (0,54 mm) y la de mayor límite inferior, Or-izq-rx (2,20 mm). En cuanto al extremo superior, el menor es 0,62 mm (Me-lat-rx) y el mayor es 3,03 mm (Or-izq-rx). La estimación más precisa corresponde a la marca Me-lat-rx (dado que la amplitud de su intervalo de confianza es la menor, 0,08 mm); por el contrario, la estimación de la marca menos precisa afecta a Me-f-rx, con una amplitud de 1,59 mm. La consistencia media global del grupo de 2º de Máster se encontrará entre 1,31 mm y 1,49 mm, con una confianza del 95%.

Como aparece reflejada en la columna del ranking global de CM, se aprecia que la marca con una mayor consistencia media sería Me-lat-rx (Rx lateral), mientras que el punto con menor consistencia media sería Or-izq-rx (rx Frontal).

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=4,53$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que en el grupo de 2º de Máster las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 2D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

En la Tabla 10 se muestran los resultados obtenidos acerca de la consistencia media y desviación típica global de cada una de las 15 marcas identificadas por los 4 observadores pertenecientes al grupo de estudiantes de 3º de Máster en las reconstrucciones 2D obtenidas de los CBCT realizados a un total de 12 pacientes.

Tabla 10. Consistencia media y desviación típica de puntos en 2D en el grupo de 3º de Máster.

Marca	N	Consistencia media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch-rx	144	2,36	2,03	0,17	2,03	2,70	13
N-f-rx	144	1,99	1,49	0,12	1,74	2,23	10
FZ-izq-rx	144	2,28	1,63	0,14	2,01	2,55	12
Or-dch-rx	144	2,23	1,50	0,12	1,98	2,47	11
Or-izq-rx	144	2,73	1,84	0,15	2,43	3,04	14
ENA-f-rx	144	2,83	2,53	0,21	2,41	3,24	15
Me-f-rx	144	1,46	0,77	0,06	1,33	1,58	5
Na-lat-rx	144	1,64	0,95	0,08	1,48	1,80	9
Po-lat-rx	144	1,56	1,44	0,12	1,33	1,80	7
CG-lat-rx	144	1,45	0,91	0,08	1,30	1,60	4
eA-lat-rx	144	1,50	1,04	0,09	1,33	1,67	6
Or-lat-rx	144	1,26	0,62	0,05	1,16	1,36	3
ENA-lat-rx	144	0,85	0,73	0,06	0,73	0,97	2
Go-lat-rx	144	0,74	0,55	0,05	0,65	0,83	1
Me-lat-rx	144	1,62	0,94	0,08	1,46	1,77	8
Total	2160	1,77	1,50	0,03	1,70	1,83	

Como vemos en la Tabla 10, teniendo en cuenta cada punto cefalométrico en cuestión, se puede observar que la consistencia media en 3º de Máster oscila de 0,74 mm (correspondiente al punto Go-lat-rx, que sería el punto más consistente) a 2,83 mm (denotando que es ENA-f-rx el punto menos consistente en 2D para este grupo). Ambos puntos estarían representados en la columna de ranking de CM como el número 1 y el 15 respectivamente.

Si se tiene en cuenta que la media del total de valores de CM del grupo de 3º de Máster es de 1,77 mm, se ve que los puntos FZ-dch-rx, N-f-rx, FZ-izq-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx y ENA-f-rx quedan por encima de dicha media. El resto de marcas, es decir, Me-f-rx, Na-lat-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx y

Me-lat-rx, tienen un valor de consistencia media inferior a la media del total. Por lo tanto, hay una mayor consistencia en las reconstrucciones 2D laterales en comparación con las frontales.

Por otra parte, en cuanto a la desviación típica del grupo de 3º de Máster de los quince puntos estudiados, se aprecia que la desviación típica fluctúa de 0,55 mm (Go-lat-rx la marca más precisa) a 2,53 mm (ENA-f-rx, que sería la menos precisa).

Al analizar la desviación estándar global, cuyo valor es de 1,50 mm, se observa que los puntos FZ-dch-rx, FZ-izq-rx, Or-izq-rx y Or-dch-rx, ENA-f-rx estarían entre las marcas cuya desviación típica están por encima de la media. Por debajo de la media están N-f-rx, Me-f-rx, Na-lat-rx, Po-lat-rx, CG-lat-rx, eA-lat-rx, Or-lat-rx, ENA-lat-rx, Go-lat-rx y Me-lat-rx. Se muestra así que en su mayoría, son las marcas en las radiografías laterales las que tuvieron valores más bajos en cuanto a desviación típica.

Al establecer los intervalos de confianza para la media al 95%, se observa que en cuanto al límite inferior, es la marca Go-lat-rx la que presenta el menor (0,65 mm) y el mayor es Or-izq-rx (2,43 mm). En cuanto al límite superior, el menor es 0,83 mm (Go-lat-rx) y el mayor es 3,24 mm (ENA-f-rx), siendo éstos puntos los que presentan la estimación de la consistencia media más precisa (menor amplitud del intervalo, 0,18 mm) y menos precisa (mayor amplitud, 0,83 mm), respectivamente. La consistencia media global del grupo de 3º de Máster se encontrará entre 1,70 mm y 1,83 mm, con una confianza del 95%.

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=9,63$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que en el grupo de 3º de Máster las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 2D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

Del mismo modo, en 2D-Frontal la consistencia difiere de unos grupos a otros ($p<10^{-4}$). En 2D-Lateral la consistencia difiere de unos grupos a otros ($p<10^{-4}$).

En 2D-frontal la consistencia difiere de unos grupos a otros en los puntos FZ-dch-rx, FZ-izq-rx, Or-dch-rx, Or-izq-rx, ENA-f-rx ($p \leq 0,006$). En el resto de marcas los grupos no difieren Na-f-rx, Me-f-rx ($p > 0,05$).

En 2D-lateral la consistencia difiere de unos grupos a otros en los puntos Na-lat-rx, Po-lat-rx, Or-lat-rx, Go-lat-rx y Me-lat-rx ($p < 0,05$). En 2D-lateral la consistencia NO difiere de unos grupos a otros en los puntos CG-lat-rx, eA-lat-rx, ENA-lat-rx ($p > 0,05$).

IV.1.1.3. Comparativa de la consistencia media global, y por grupos, de puntos en 2D.

Como ya se comentó en el apartado anterior, se ordenaron las marcas en función de su consistencia media, asignándole el valor 1 al punto con menor CM, hasta el valor 15, correspondiente a la marca con la mayor CM.

En la Tabla 11 podemos observar el puesto que ocupa cada uno de los puntos en 2D según la consistencia media global y por grupos (Grado, 1º de Máster, 2º de Máster y 3º de Máster). Los puntos cefalométricos aparecen en la tabla siguiendo el riguroso orden de punteo llevado a cabo durante la realización de este estudio.

Tabla 11. Comparación por orden de consistencia media global, y por grupos, de puntos en 2D.

	Ranking				
	CM global	CM Grado	CM 1º Máster	CM 2º Máster	CM 3º Máster
FZ-dch-rx	10	13	10	7	13
N-f-rx	9	8	9	10	10
FZ-izq-rx	8	3	3	6	12
Or-dch-rx	14	9	14	14	11
Or-izq-rx	15	12	15	15	14
ENA-f-rx	11	10	11	12	15
Me-f-rx	13	15	13	13	5
Na-lat-rx	12	14	12	11	9
Po-lat-rx	4	1	5	5	7
CG-lat-rx	7	6	7	9	4
eA-lat-rx	5	7	6	8	6
Or-lat-rx	3	5	2	3	3
ENA-lat-rx	1	4	1	2	2
Go-lat-rx	2	2	4	4	1
Me-lat-rx	6	11	8	1	8

Se ha observado que, de forma general, el punto más consistente es ENA-lat-rx, que ocuparía el primer puesto del ranking de CM global en 2D (primer puesto para los de 1º de Máster, segundo puesto para los grupos de 2º y 3º de Máster y cuarto puesto para el grupo de Grado).

La marca menos consistente en el ranking de CM global en 2D fue Or-izq-rx (que ocupa el puesto número 12 en el grupo de Grado, el 14 en 3º de Máster y el 15 en 1º y 2º de Máster).

En cuanto a la homogeneidad en el puesto de cada punto cefalométrico bidimensional en el ranking, se observa que FZ-dch-rx muestra valores similares para los grupos de Grado, 1º y 3º (puestos del 11 al 13), mientras que ocuparía el séptimo puesto en el ranking de 2º de Máster. Por otra parte FZ-izq-rx muestra puestos en el ranking comprendidos entre el 3 y 6 en los grupos de Grado, 1º y 2º, mientras que en el grupo de 3º de Máster ocuparía el duodécimo puesto. De forma análoga se observa que Me-f-rx ocupa puestos entre el 13 y 15 para los grupos de Grado, 1º y 2º de Máster y ocuparía el 5º puesto para los de 3º de Máster.

Una vez analizada la consistencia media de los diferentes puntos cefalométricos para cada grupo de observadores independientemente, y tras comparar dichos grupos, se

observa que en reconstrucciones bidimensionales, fue el grupo de 2º de Máster el que identificó el punto con más consistencia (correspondiente a Me-lat-rx, con 0,58 mm) seguido por el grupo de 3º de Máster (con el punto Go-lat-rx, con 0,74 mm), siendo ambos identificados en la radiografía lateral de cráneo. En cuanto al punto menos consistente en dos dimensiones, correspondió al grupo de 1º de Máster y fue identificado en la radiografía frontal de cráneo (Or-izq-rx, con 3,57 mm).

En la Tabla 11 se observa que prácticamente los mejores valores de consistencia media global de los cuatro grupos de observadores en 2D, se consiguen en la radiografía lateral de cráneo a excepción del punto cefalométrico Nasion (N-t-rx). Cuando se analiza este comportamiento a nivel individual en cada grupo, los resultados son muy similares.

Como resumen de todo lo expuesto hasta ahora utilizaremos la Figura 24, donde las marcas aparecen ordenadas según la posición que ocupan en el ranking de consistencia media global.

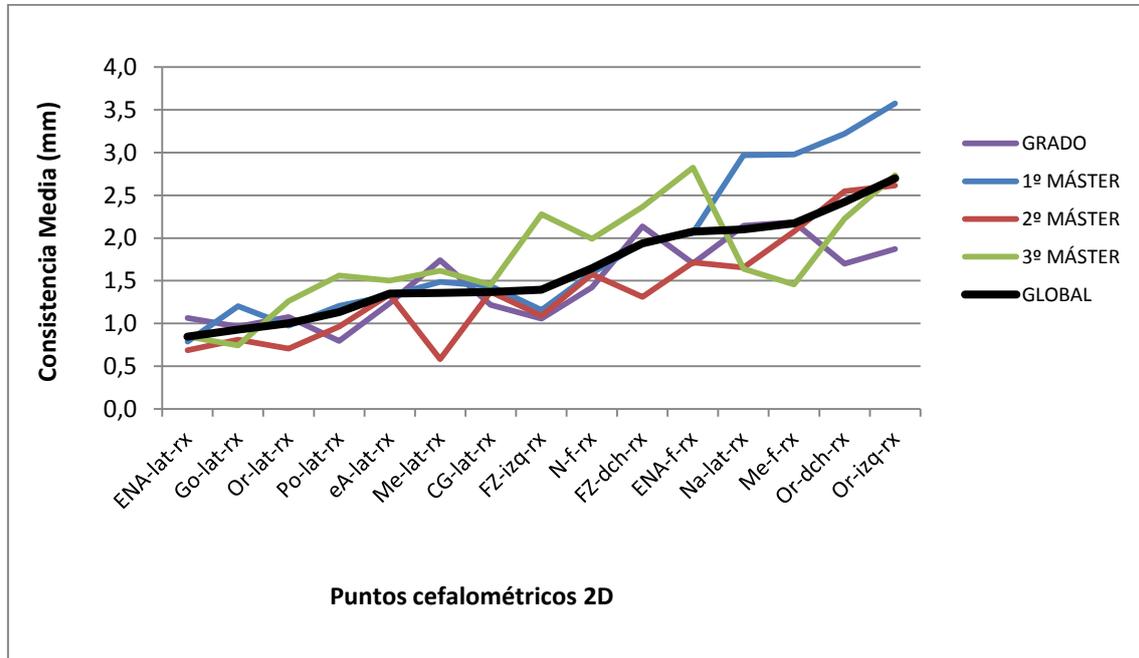


Figura 24. Ranking de consistencia media para cada punto en 2D por grupos.

Utilizamos el coeficiente de concordancia W de Kendall, que toma el valor 0,74 ($p=0,0001$), lo que indica que hay un acuerdo excelente entre los grupos, siendo las diferencias entre puntos estadísticamente significativas.

Se habla de consistencia estadística cuando dos o más series de observaciones realizadas sobre la misma muestra ordenan a los sujetos (o a los puntos) de igual manera. Para ello utilizaremos el coeficiente de correlación de Spearman.

El coeficiente de correlación de Spearman se basa en los rangos de los datos en lugar de hacerlo en los valores reales. Con él analizamos si existe relación entre los órdenes de los rankings comparando los grupos dos a dos. No utilizamos el coeficiente de correlación de Pearson pues no se satisface el supuesto de normalidad.

Analizamos si los 4 grupos son consistentes en el ranking de consistencia de las marcas (entendida como la distancia media entre mediciones y el punto de referencia correspondiente). Analizamos los resultados que proporciona el coeficiente de correlación de Spearman para evaluar la consistencia (correlación) en el ranking de consistencia en marcas 2D.

Todas las correlaciones son positivas, es decir, mayores valores de consistencia en un grupo dan mayores valores de consistencia en el otro grupo y estadísticamente significativas ($p<0,05$) excepto la de Grado con 3º de Máster, lo que indica que existe relación en el orden de la consistencia.

IV.1.1.4. Consistencia media global por ejes de puntos en 2D.

En las dos tablas que aparecen a continuación, se muestran los resultados de la consistencia media y desviación típica globales por ejes de las marcas identificadas en 2D frontal y en 2D lateral. Como se trata de 2D, los datos aparecen en las columnas correspondientes a dos de los tres ejes del espacio, siendo estos ejes X y Z en radiografías frontales y Z e Y en las laterales.

Los valores representados en las columnas de consistencia, corresponden a la consistencia media y a la desviación típica de cada punto en 2D, seguidas entre paréntesis de su puesto ocupado en el ranking de CM, es decir: $CM \pm SD$ (orden en el ranking). Las marcas cefalométricas aparecen ordenadas según su consistencia media global, del más al menos consistente.

Tabla 12. Consistencia media global por ejes de puntos en 2D frontal.

Puntos 2D-frontal	Consistencia media (mm)	Consistencia eje X (mm)	Consistencia eje Y (mm)	Consistencia eje Z (mm)
FZ-izq-rx	1,40 ± 1,15 (1)	0,47 ± 0,42 (3)		1,22 ± 1,17 (3)
N-f-rx	1,65 ± 1,15 (2)	0,42 ± 0,62 (1)		1,49 ± 1,11 (4)
FZ-dch-rx	1,94 ± 2,55 (3)	0,73 ± 2,09 (5)		1,61 ± 1,67 (5)
ENA-f-rx	2,08 ± 2,76 (4)	0,46 ± 1,14 (2)		1,91 ± 2,60 (6)
Me-f-rx	2,17 ± 4,86 (5)	0,53 ± 0,52 (4)		1,95 ± 4,90 (7)
Or-dch-rx	2,42 ± 2,36 (6)	2,12 ± 2,43 (6)		0,77 ± 0,70 (1)
Or-izq-rx	2,70 ± 2,51 (7)	2,42 ± 2,50 (7)		0,80 ± 0,90 (2)

Al analizar la Tabla 12, correspondiente a 2D frontal, se puede observar que hay marcas que se comportan de manera similar en los ejes X y Z, como pueden ser los puntos frontozigomáticos, ya que FZ-izq-rx ocuparía el tercer puesto tanto en el eje X como en el Z, y el FZ-dch-rx el quinto en ambos ejes. Si evaluamos cuál es su consistencia media general, vemos que dichos puntos están entre los primeros tres puestos del ranking de CM en 2D frontal, junto con N-f-rx.

Si no se tienen en cuenta los ejes, el punto FZ-izq-rx, además de ser el más consistente (1,40 mm) es el más preciso (1,15 mm, al igual que N-f-rx). Por el contrario, el punto menos consistente, que es Or-izq-rx (2,70 mm) no es el menos preciso (Me-f-rx con 4,86 mm).

En el eje X, el punto más consistente sería N-f-rx, mientras que el más preciso es FZ-izq-rx. La marca menos consistente sería Or-izq-rx (2,42 mm), mientras que el menos preciso es Or-izq-rx (2,50 mm).

En el eje Y se muestra que el punto más consistente (0,77 mm) es a su vez el más preciso (0,70 mm), refiriéndonos en este caso a Or-dch-rx. De forma análoga, la marca

menos consistente (1,95 mm) es a su vez la de menor precisión (4,90 mm), que corresponde al punto Me-f-rx.

Por el contrario, hay puntos que presentan mayor consistencia en uno de los dos ejes, como por ejemplo Or-dch-x y Or-izq-rx, que mientras que en el eje Y logran tener los mejores puestos, en el eje X son los dos con menor consistencia (2,12 mm y 2,42 mm respectivamente). Al analizarse la consistencia media general de éstos, vemos que al igual que en el eje X, ocupan las dos últimas posiciones en el ranking.

Como se muestra en la Tabla 13, de 2D lateral, hay puntos cuyo comportamiento es similar tanto en el eje Y como en el Z. Este es el caso de ENA-lat-rx, que ocupa el segundo puesto en CM en el eje Y y el primero en la CM general y en el eje Z. Las marcas Or-lat-rx y Na-lat-rx ocuparían el mismo puesto en el ranking tanto de CM general como por ejes, siendo la tercera y octava respectivamente.

Por otro lado, al igual que en los puntos 2D frontal, aquí también aparecen puntos que presentan una falta de distribución homogénea entre los valores de consistencia en las 2 coordenadas que definen al punto. Ejemplo de esto son los puntos Go-lat-rx y Me-lat-rx cuyos valores en el eje Y ocupan los puestos 1° y 7° respectivamente y en el eje Z, los puestos 6° y 2° respectivamente. En cuanto a la precisión se observa el mismo fenómeno, Go-lat-rx en el eje Y (0,48 mm) y en el X (0,45 mm), y ENA-lat-rx en el eje Y (0,64 mm) y en el X (1,26 mm).

Tabla 13. Consistencia media global por ejes de puntos en 2D lateral.

Puntos 2D-lateral	Consistencia media (mm)	Consistencia eje X (mm)	Consistencia eje Y (mm)	Consistencia eje Z (mm)
ENA-lat-rx	0,85 ± 1,35 (1)		0,65 ± 0,64 (2)	0,36 ± 1,26 (1)
Go-lat-rx	0,93 ± 0,59 (2)		0,59 ± 0,48 (1)	0,65 ± 0,45 (6)
Or-lat-rx	1,00 ± 0,94 (3)		0,70 ± 0,68 (3)	0,59 ± 0,76 (3)
Po-lat-rx	1,13 ± 1,00 (4)		0,83 ± 0,97 (4)	0,59 ± 0,55 (5)
eA-lat-rx	1,35 ± 1,13 (5)		1,09 ± 1,10 (6)	0,59 ± 0,60 (4)
Me-lat-rx	1,36 ± 0,94 (6)		1,25 ± 0,94 (7)	0,41 ± 0,30 (2)
CG-lat-rx	1,37 ± 0,82 (7)		1,05 ± 0,73 (5)	0,69 ± 0,67 (7)
Na-lat-rx	2,10 ± 4,60 (8)		1,31 ± 3,68 (8)	1,25 ± 2,97 (8)

Si no tenemos en cuenta los ejes, el punto más consistente en 2D lateral es ENA-lat-rx con 0,85 mm. En cuanto al más preciso, sería Go-lat-rx con 0,59 mm.

En el eje Y, el punto más consistente y a su vez más preciso es Go-lat-rx con $0,59 \pm 0,48$ mm. El menos consistente y menos preciso sería Na-lat-rx, con $1,31 \pm 3,68$ mm, ocupando así el puesto número 8 en el ranking.

Al analizar el comportamiento en el eje Z de los puntos en 2D Rx lateral, se observa que la marca más consistente es ENA-lat-rx con 0,36 mm, mientras que la de mayor precisión es Me-lat-rx con 0,30 mm.

IV.1.1.5. Consistencia media global en cada paciente en 2D.

En la Tabla 14 que aparece a continuación, se puede observar la consistencia media y desviación típica globales para cada uno de los 12 pacientes en los que identificamos puntos cefalométricos en 2D, tanto en radiografías frontales como laterales.

En la segunda columna, “N” representa el total de puntos localizados, que ascendió a 720 por paciente. Este dato procede de evaluar 15 marcas en cada paciente, punteadas por 16 observadores, durante 3 ocasiones diferentes. De este modo, se identificó un total de 8640 observaciones.

Tabla 14. Consistencia media y desviación típica globales en cada paciente en 2D.

Paciente	GLOBAL		
	N	Consistencia media (mm)	SD (mm)
1	720	1,92	2,95
2	720	1,85	3,06
3	720	1,67	2,86
4	720	1,41	1,20
5	720	1,14	0,96
6	720	2,20	3,40
7	720	1,66	2,31
8	720	1,20	1,36
9	720	1,31	1,11
10	720	2,10	3,34
11	720	1,54	2,25
12	720	1,56	1,25
Total	8640	1,63	2,37

Como se muestra en la Tabla 14, el paciente que presentó una mayor consistencia y precisión fue el número 5, con valores de $1,14 \pm 0,96$ mm. Por el contrario, el paciente que presentó una menor consistencia y precisión fue el número 6, con $2,20 \pm 3,40$ mm.

Si tenemos en cuenta la consistencia media y desviación típica globales en 2D, cuyo valor es de $1,63 \pm 2,37$ mm, se puede observar que los pacientes con una CM mayor que la media fueron el 4, 5, 8, 9, 11 y 12; si se tiene en cuenta la desviación típica, son los pacientes número 4, 5, 7, 8, 9, 11 y 12 cuya precisión es mayor a la media.

Como se puede apreciar, son los mismos pacientes en ambos casos, salvo el número 7, que sólo estaría por encima de la media en cuanto a precisión.

En la Tabla 15 que aparece a continuación, se puede observar la consistencia media y desviación típica globales para cada uno de los 12 pacientes en los que identificamos puntos cefalométricos en 2D en radiografías frontales.

En la segunda columna, “N” representa el total de puntos localizados, que ascendió a 336 por paciente. Este dato procede de evaluar 7 marcas en cada paciente, puntuadas por 16 observadores, durante 3 ocasiones diferentes. De este modo, se identificó un total de 4032 observaciones.

Tabla 15. Consistencia media y desviación típica globales en cada paciente en 2D frontal.

Paciente	GLOBAL		
	N	Consistencia media (mm)	SD (mm)
1	336	2,00	3,04
2	336	2,24	2,60
3	336	2,03	3,36
4	336	1,76	1,43
5	336	1,35	1,15
6	336	2,97	4,09
7	336	2,37	3,14
8	336	1,57	1,79
9	336	1,69	1,36
10	336	2,63	3,87
11	336	2,12	3,10
12	336	1,86	1,50
Total	4032	2,05	2,76

Según los datos de la Tabla 15, el paciente que presentó una mayor consistencia y precisión cuando sólo se tienen en cuenta los puntos cefalométricos en 2D en radiografías frontales, fue el número 5, con valores de $1,35 \pm 1,15$ mm. Por el contrario, el paciente que presentó una menor consistencia y precisión fue el número 6, con $2,97 \pm 4,09$ mm.

Si tenemos en cuenta la consistencia media y desviación típica globales en 2D frontal, cuyo valor es de $2,05 \pm 2,76$ mm, se puede observar que los pacientes con una CM mayor que la media fueron el 2, 6, 7, 10 y 11; si se tiene en cuenta la desviación típica, son los pacientes número 2, 4, 5, 8, 9 y 12 cuya precisión es mayor a la media.

En la Tabla 16 que aparece a continuación, se puede observar la consistencia media y desviación típica globales para cada uno de los 12 pacientes en los que identificamos puntos cefalométricos en 2D en radiografías laterales.

En la segunda columna, “N” representa el total de puntos localizados, que ascendió a 384 por paciente. Este dato procede de evaluar 8 marcas en cada paciente, punteadas por 16 observadores, durante 3 ocasiones diferentes. De este modo, se identificó un total de 4608 observaciones.

Tabla 16. Consistencia media y desviación típica globales en cada paciente en 2D lateral.

Paciente	GLOBAL		
	N	Consistencia media (mm)	SD (mm)
1	384	1,85	2,88
2	384	1,51	3,37
3	384	1,35	2,30
4	384	1,10	0,85
5	384	0,95	0,70
6	384	1,52	2,46
7	384	1,05	0,77
8	384	0,87	0,67
9	384	0,97	0,68
10	384	1,64	2,71
11	384	1,04	0,77
12	384	1,30	0,92
Total	4608	1,26	1,90

Según los datos de la Tabla 16, el paciente que presentó una mayor consistencia y precisión cuando sólo se tienen en cuenta los puntos cefalométricos en 2D en radiografías laterales, fue el número 8, con valores de $0,87 \pm 0,67$ mm. Por el contrario, el paciente que presentó una menor consistencia fue el número 1, con $1,85 \pm 2,88$ mm, pero fue en el paciente 2 donde se obtuvo la menor precisión, $3,37$ mm.

Si tenemos en cuenta la consistencia media y desviación típica globales en 2D lateral, cuyo valor es de $1,26 \pm 1,90$ mm, se puede observar que los pacientes con una CM mayor que la media fueron el 4, 5, 7, 8, 9 y 11; si se tiene en cuenta la desviación típica, son los pacientes número 4, 5, 7, 8, 9 y 11 cuya precisión es mayor a la media. Como se puede apreciar, son los mismos pacientes en ambos casos.

IV.1.1.6. Consistencia media por grupos en cada paciente en 2D.

La Tabla 17 que sigue a continuación muestra la consistencia media y desviación típica globales de cada grupo, para cada uno de los 12 pacientes. En este caso, la N muestra el total de puntos localizados (cada marca fue puntuada en tres ocasiones por cada uno de los 4 observadores que forman los diferentes grupos). De esta forma, se puntuaron 180 marcas en cada paciente por grupo, lo que ascendió a un total de 2160 observaciones.

Tabla 17. Consistencia media y desviación típica por grupos en cada paciente en 2D.

Paciente	N	Grado		1º Máster		2º Máster		3º Máster	
		Consistencia media (mm)	SD (mm)						
1	180	2,97	5,50	1,39	0,93	1,60	1,20	1,71	0,98
2	180	1,52	1,13	2,59	5,59	1,44	1,31	1,85	1,58
3	180	1,10	0,86	2,57	5,24	1,20	1,15	1,80	1,43
4	180	1,27	1,01	1,27	1,07	1,19	0,91	1,90	1,58
5	180	0,97	0,59	1,14	0,97	0,95	0,85	1,48	1,22
6	180	1,68	1,16	1,76	1,52	3,46	6,25	1,89	1,25
7	180	1,44	1,13	2,28	3,99	1,10	1,00	1,83	1,56
8	180	1,04	0,82	1,24	1,13	0,98	0,87	1,53	2,14
9	180	1,26	1,11	1,34	0,97	1,08	1,03	1,56	1,28
10	180	1,72	1,23	3,27	6,15	1,38	1,08	2,03	1,47
11	180	1,30	1,01	1,95	3,93	1,18	0,91	1,74	1,65
12	180	1,58	1,04	1,52	1,27	1,27	1,02	1,87	1,55
Total	2160	1,49	1,93	1,86	3,43	1,40	2,15	1,77	1,50

Como se puede ver en la Tabla 17, el paciente en el que se halló la mayor consistencia fue el número 5, con 0,95 mm de CM en el grupo de 2º de Máster. En cuanto a la desviación típica, es el paciente 5 de nuevo el que obtuvo la mejor puntuación, esta vez en cuanto a precisión, con 0,59 mm, marcada por el grupo de Grado.

Si se tiene en cuenta el paciente que obtuvo la menor consistencia, se ve que es el número 6 con 3,46 mm, correspondiente al grupo de 2º de Máster. En este mismo paciente se muestra la peor puntuación en cuanto a precisión, es decir, 6,25 mm correspondiente al grupo de 2º de Máster.

En la Figura 25 se observa el comportamiento de la consistencia media que han tenido cada uno de los 4 grupos de observadores en cada paciente de forma individual. Las mayores discrepancias en la CM entre los grupos se encuentran en los pacientes 10, 6 y 1, con unas diferencias máximas entre grupos de 1,89 mm; 1,78 mm y 1,58 mm, respectivamente. Por el contrario, en los pacientes donde los 4 grupos son más homogéneos son el 9, 5 y 8, con unas diferencias máximas entre grupos de 0,48 mm; 0,53 mm y 0,55 mm, respectivamente. En cuanto a la dispersión, es con el paciente 9 donde los grupos son más homogéneos, seguidos de los pacientes 5 y 4 respectivamente, mientras que los grupos son más heterogéneos en los pacientes 6, 10 y 1, en este orden.

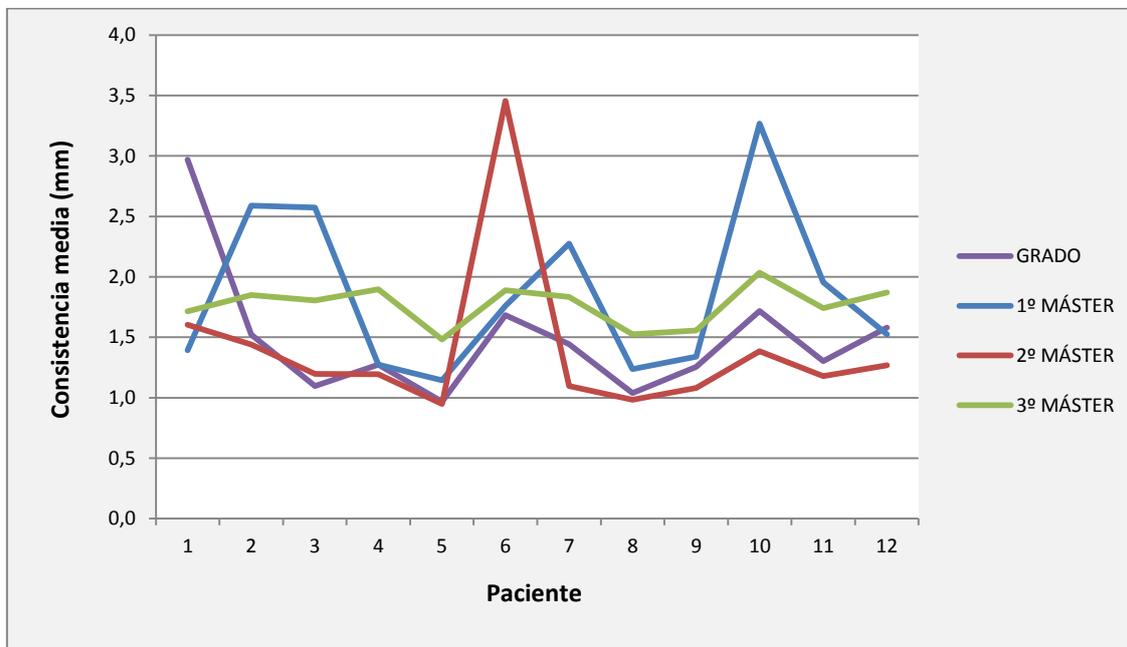


Figura 25. Consistencia media para cada paciente en 2D por grupos.

En la Tabla 18 que aparece a continuación, se puede observar la consistencia media y desviación típica, según el grupo, para cada uno de los 12 pacientes en los que identificamos 7 puntos cefalométricos en 2D en radiografías frontales.

El número de marcas cefalométricas puntuadas por cada grupo en cada paciente ascendió a un total de 84 (columna “N”). Este dato procede de evaluar las 7 marcas en cada paciente, puntuadas por 4 observadores en cada grupo, durante 3 ocasiones diferentes. De este modo, se identificó un total de 1008 observaciones.

Tabla 18. Consistencia media y desviación típica por grupos en cada paciente en 2D frontal.

Paciente	N	Grado		1º Máster		2º Máster		3º Máster	
		Consistencia media (mm)	SD (mm)						
1	84	2,71	5,64	1,58	1,15	1,90	1,50	1,81	1,03
2	84	1,78	0,84	2,87	4,37	1,84	1,70	2,46	1,95
3	84	1,20	0,93	3,06	6,13	1,56	1,47	2,30	1,65
4	84	1,57	0,99	1,54	1,39	1,39	1,09	2,55	1,82
5	84	1,01	0,64	1,34	1,15	1,25	1,10	1,81	1,43
6	84	2,11	1,29	2,41	1,90	4,86	7,46	2,50	1,33
7	84	1,96	1,30	3,54	5,55	1,52	1,24	2,45	1,84
8	84	1,32	0,85	1,49	1,45	1,33	1,09	2,16	2,91
9	84	1,65	1,38	1,64	1,15	1,50	1,25	1,99	1,60
10	84	2,25	1,49	3,92	7,21	1,88	1,29	2,48	1,46
11	84	1,54	1,07	2,94	5,57	1,57	1,11	2,43	1,99
12	84	1,61	0,91	2,00	1,62	1,56	1,29	2,27	1,89
Total	1008	1,72	1,98	2,36	3,99	1,85	2,64	2,27	1,80

Según los datos de la Tabla 18, cuando sólo se tienen en cuenta los puntos cefalométricos en 2D en radiografías frontales, el paciente en el que todos los grupos hallaron mayor consistencia fue el número 5, aunque fue el grupo de Grado el que alcanzó la mayor consistencia y la mejor puntuación en cuanto a precisión, con 1,01 mm de CM y una desviación típica igual a 0,64 mm.

Para localizar el paciente que obtuvo la menor consistencia, se ve que es el número 6 con 4,86 mm, correspondiente al grupo de 2º de Máster. En este mismo paciente se muestra la peor puntuación en cuanto a precisión, es decir, 7,46 mm también correspondiente al grupo de 2º de Máster.

Al comparar a los grupos entre sí, vemos que la menor consistencia es más heterogénea que la mayor consistencia, es decir, cada grupo obtiene la menor consistencia en un paciente diferente, mientras que todos los grupos alcanzaban la mayor consistencia en el mismo paciente.

En la Tabla 19 se muestra la consistencia media y desviación típica, según grupo, para cada uno de los 12 pacientes en los que identificamos 8 puntos cefalométricos en 2D en radiografías laterales.

En este caso, la columna, “N” recoge un total de 96 puntos localizados en cada paciente. Este dato procede de evaluar 8 marcas en cada paciente, puntuadas por 4 estudiantes en cada grupo, durante 3 ocasiones diferentes. De este modo, se identificó un total de 1152 observaciones.

Tabla 19. Consistencia media y desviación típica por grupos en cada paciente en 2D lateral.

Paciente	N	Grado		1º Máster		2º Máster		3º Máster	
		Consistencia media (mm)	SD (mm)						
1	96	3,20	5,39	1,23	0,64	1,34	0,77	1,63	0,93
2	96	1,30	1,30	2,34	6,48	1,09	0,68	1,32	0,87
3	96	1,01	0,79	2,14	4,28	0,88	0,61	1,37	1,02
4	96	1,01	0,97	1,04	0,61	1,03	0,68	1,32	1,04
5	96	0,93	0,55	0,97	0,75	0,69	0,38	1,19	0,91
6	96	1,31	0,89	1,19	0,70	2,22	4,66	1,35	0,88
7	96	0,99	0,70	1,17	0,70	0,73	0,47	1,29	1,00
8	96	0,79	0,71	1,02	0,68	0,68	0,45	0,97	0,74
9	96	0,91	0,61	1,08	0,68	0,72	0,59	1,18	0,73
10	96	1,25	0,67	2,70	5,02	0,95	0,58	1,64	1,38
11	96	1,10	0,90	1,09	0,68	0,84	0,46	1,14	0,93
12	96	1,56	1,14	1,11	0,61	1,01	0,58	1,52	1,08
Total	1152	1,28	1,86	1,42	2,78	1,01	1,51	1,33	0,99

Según los datos de la Tabla 19, el paciente que presentó una mayor consistencia y precisión cuando sólo se tienen en cuenta los puntos cefalométricos en 2D en radiografías laterales, fue el número 8, en todos los grupos, aunque los mejores resultados se obtuvieron en el grupo 2º de Máster, con valores de $0,68 \pm 0,45$ mm. Por el contrario, el paciente que presentó una menor consistencia fue el número 1, con $3,20 \pm 5,39$ mm (por el grupo de Grado), pero fue en el paciente 2 donde se obtuvo la menor precisión, 6,48 mm (por el grupo de 1º de Máster).

IV.2. Consistencia media en la localización de puntos cefalométricos en 3D.

IV.2.1. Descripción del comportamiento de la consistencia media en 3D.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos al localizar, en un total de 12 pacientes, los 18 puntos cefalométricos seleccionados en reconstrucciones tridimensionales a partir de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).

En primer lugar se describirán los valores de consistencia media (CM) globales junto con su desviación estándar (DE) correspondiente, de todos los grupos conjuntamente, en cada una de las marcas cefalométricas 3D. Recordemos que la consistencia media quedó definida como la media de la distancia lineal desde cada uno de los 18 puntos cefalométricos tridimensionales, trazados por cada uno de los 16 examinadores, hasta sus respectivos centroides (punto de referencia de cada marca en cada paciente).

Otros valores recogidos son: la desviación típica, que describe la precisión de los puntos; el error típico, implicado en el cálculo de los intervalos de confianza; y el intervalo de confianza propiamente dicho para la consistencia media al 95%. Como se hizo en el caso bidimensional, en todas las mediciones se ha trabajado con milímetros y con redondeo a la centésima de mm.

Posteriormente se desglosarán los resultados obtenidos teniendo en cuenta el grupo al que pertenece el observador según su experiencia previa en cefalometría bidimensional (Grado, 1º de Máster, 2º de Máster o 3º de Máster); también se analizará la CM por ejes y por paciente.

IV.2.1.1. Descripción de la consistencia media global en 3D.

En la Tabla 20 aparecen reflejados la consistencia media, desviación típica, error típico y límites superior e inferior de un intervalo de confianza del 95%, para cada una de las 18 marcas cefalométricas, cuya definición quedó establecida en el apartado de Material y Método. El orden de aparición de los puntos cefalométricos en la tabla coincide con el orden de punteo seguido por los observadores en estudio.

Tabla 20. Consistencia media y desviación típica globales de puntos en 3D.

	N	Consistencia Media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch	576	0,74	1,54	0,06	0,61	0,86	1
N	576	1,62	2,99	0,12	1,37	1,86	4
FZ-izq	576	2,03	4,17	0,17	1,69	2,37	5
Or-dch	576	2,71	3,63	0,15	2,41	3,00	11
Or-izq	576	2,40	2,93	0,12	2,16	2,64	9
ENA	576	2,35	4,24	0,18	2,00	2,69	8
Me	576	2,68	5,67	0,24	2,21	3,14	10
Po-dch	576	2,74	4,62	0,19	2,36	3,12	12
CG-dch	576	5,17	8,02	0,33	4,52	5,83	17
eA-dch	576	5,84	8,03	0,33	5,18	6,49	18
Go-dch	576	2,82	4,95	0,21	2,42	3,23	13
FM-dch	576	3,25	6,59	0,27	2,71	3,79	15
Po-izq	576	1,56	2,96	0,12	1,32	1,80	3
CG-izq	576	1,11	1,15	0,05	1,02	1,21	2
eA-izq	576	2,20	3,66	0,15	1,90	2,50	6
Go-izq	576	2,87	4,03	0,17	2,54	3,20	14
FM-izq	576	2,34	4,37	0,18	1,98	2,70	7
Cor-izq	576	3,59	5,48	0,23	3,14	4,04	16
Total	10368	2,67	4,91	0,05	2,57	2,76	

La consistencia media total de los puntos 3D fue de 2,67 mm, con una dispersión de 4,91 mm. Estos valores se obtuvieron a partir de los 10368 resultados (576 para cada punto) adquiridos después de que 16 observadores puntearan, tres veces cada uno, 18 marcas cefalométricas tridimensionales sobre los escáneres CBCT de 12 pacientes.

El punto menos consistente y menos preciso fue Eminencia Articular derecha (eA-dch), seguido de la marca Cavidad Glenoidea derecha (CG-dch), cuyos resultados fueron de $5,84 \pm 8,03$ mm (Consistencia media \pm Desviación típica) y $5,17 \pm 8,02$ mm respectivamente. También podemos observar que el punto más consistente fue Frontozigomático derecho (FZ-dch) con una consistencia media de 0,74 mm; sin embargo, esta marca cefalométrica no fue a su vez la más precisa. El punto que obtuvo una mejor precisión fue Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq), con una desviación típica de 1,15 mm. En cambio, los valores para FZ-dch, a un nivel de confianza del

95%, ofrecen un mejor intervalo de confianza (0,61 mm - 0,86 mm) en comparación con CG-izq (1,02 mm - 1,21 mm).

En cuanto a los 7 puntos localizados en el lado derecho, 6 de ellos (85,7%) poseen consistencias medias mayores que la consistencia media global. En cambio, de las 8 marcas cefalométricas punteadas sobre la parte izquierda del escáner, solamente 1 (12,5%) posee un valor de consistencia media superior al global. Por último, de los 3 puntos localizados sobre la línea media, 1 (33,3%) obtuvo un valor de consistencia media peor que la consistencia global para todos los puntos 3D.

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=13,41$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 3D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

El test T2 de Tamhane encontró diferencias estadísticamente entre los puntos siguientes:

- FZ-dch con FZ-izq, Or-dch, Or-izq, ENA, Me, Po-dch, CG-dch, eA-dch, Go-dch, FM-dch, eA-izq, Go-izq, FM-izq y Cor-izq.
- N con CG-dch, eA-dch y Cor-izq.
- FZ-izq con FZ-dch, CG-dch y eA-dch.
- Or-dch con FZ-dch, CG-dch, eA-dch y CG-izq.
- Or-izq con FZ-dch, CG-dch, eA-dch y CG-izq.
- ENA con FZ-dch, CG-dch, eA-dch y CG-izq.
- Me con FZ-dch, eA-dch y CG-izq.
- Po-dch con FZ-dch, CG-dch, eA-dch y CG-izq.
- CG-dch con FZ-dch, N, FZ-izq, Or-dch, Or-izq, ENA, Po-dch, Po-izq, CG-izq, eA-izq y FM-izq.
- eA-dch con FZ-dch, N, FZ-izq, Or-dch, Or-izq, ENA, Me, Po-dch, Go-dch, Po-izq, CG-izq, eA-izq, Go-izq, FM-izq.
- Go-dch con FZ-dch, eA-dch y CG-izq.
- FM-dch con FZ-dch y CG-izq.

- Po-izq con CG-dch, eA-dch y Cor-izq.
- CG-izq con Or-dch, Or-izq, ENA, Me, Po-dch, CG-dch, eA-dch, Go-dch, FM-dch, Po-izq, eA-izq, Go-izq, FM-izq y Cor-izq.
- eA-izq con FZ-dch, CG-dch, eA-dch y CG-izq.
- Go-izq con FZ-dch, eA-dch y CG-izq.
- FM-izq con FZ-dch, CG-dch, eA-dch y CG-izq.
- Cor-izq con FZ-dch, N, Po-izq y CG-izq.

IV.2.1.2. Descripción de la consistencia media por grupos en 3D.

En este apartado describiremos la consistencia media, desviación típica, error típico y límites superior e inferior del intervalo de confianza al 95%, de cada uno de los 18 puntos cefalométricos 3D obtenidos por cada uno de los grupos de observadores: Grado, 1º de Máster, 2º de Máster y 3º de Máster.

Cada uno de estos grupos está compuesto por 4 observadores con un nivel similar de formación y experiencia en cefalometría bidimensional, pero sin ningún contacto previo con la cefalometría en 3D. Esos 4 observadores puntuaron sobre 12 escáneres CBCT 18 marcas cefalométricas, repitiendo todo el proceso un total de 3 veces, por lo que se obtuvieron 144 observaciones para cada punto, haciendo un total de 2592 observaciones en cada una de las cuatro tablas que aparecen a continuación.

Tabla 21. Consistencia media y desviación típica de puntos en 3D en el grupo de Grado.

	N	Consistencia Media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch	144	0,60	0,34	0,03	0,55	0,66	1
N	144	1,04	0,86	0,07	0,90	1,18	4
FZ-izq	144	1,27	1,09	0,09	1,09	1,45	7
Or-dch	144	1,27	0,86	0,07	1,13	1,41	6
Or-izq	144	0,99	0,70	0,06	0,87	1,10	3
ENA	144	1,49	0,93	0,08	1,34	1,64	10
Me	144	1,74	1,56	0,13	1,48	1,99	12
Po-dch	144	1,87	1,29	0,11	1,66	2,08	13
CG-dch	144	3,26	2,82	0,23	2,79	3,72	17
eA-dch	144	3,94	3,43	0,29	3,38	4,51	18
Go-dch	144	2,07	1,52	0,13	1,82	2,32	15
FM-dch	144	2,01	1,55	0,13	1,76	2,27	14
Po-izq	144	1,18	0,81	0,07	1,05	1,31	5
CG-izq	144	0,79	0,53	0,04	0,71	0,88	2
eA-izq	144	1,41	1,01	0,08	1,25	1,58	9
Go-izq	144	1,73	0,90	0,07	1,58	1,88	11
FM-izq	144	1,38	0,84	0,07	1,24	1,52	8
Cor-izq	144	2,25	1,40	0,12	2,02	2,48	16
Total	2592	1,68	1,66	0,03	1,62	1,75	

En la Tabla 21, correspondiente al grupo de Grado, se ha encontrado que el punto más preciso y consistente es Frontozigomático derecho (FZ-dch), con unos valores de $0,60 \text{ mm} \pm 0,34 \text{ mm}$. El punto menos consistente y preciso fue Eminencia Articular derecha (eA-dch) con datos de $3,94 \pm 3,43 \text{ mm}$.

La consistencia media global para este grupo fue $1,68 \text{ mm}$ (IC 95%: $1,62 - 1,75 \text{ mm}$), y la precisión global de $1,66 \text{ mm}$. De las 7 marcas localizadas en el lado derecho de las reconstrucciones volumétricas en 3D, 2 de ellas (28,6%) poseen consistencias medias menores que la consistencia media global. De las 8 marcas punteadas sobre la parte izquierda, 7 (87,5%) poseen un valor de consistencia media menor al global. Por último, de los 3 puntos localizados sobre la línea media de escáner, 2 (66,7%) obtuvieron un valor de consistencia media mejor que la consistencia global para todos los puntos 3D. Por lo tanto, en referencia a la consistencia media del grupo de Grado, los puntos del lado izquierdo poseen el mejor comportamiento.

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=15,6$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que en el grupo de Grado las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 3D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

Tabla 22. Consistencia media y desviación típica de puntos en 3D en el grupo de 1º de Máster.

	N	Consistencia media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch	144	0,80	2,08	0,17	0,46	1,15	1
N	144	2,86	4,89	0,41	2,05	3,66	5
FZ-izq	144	3,71	6,85	0,57	2,58	4,84	11
Or-dch	144	4,14	5,41	0,45	3,25	5,03	13
Or-izq	144	3,24	3,83	0,32	2,61	3,87	10
ENA	144	3,20	4,87	0,41	2,40	4,00	8
Me	144	4,44	9,51	0,79	2,87	6,00	14
Po-dch	144	4,48	8,49	0,71	3,08	5,88	15
CG-dch	144	6,15	9,07	0,76	4,66	7,65	17
eA-dch	144	7,22	10,08	0,84	5,56	8,88	18
Go-dch	144	3,22	4,45	0,37	2,49	3,95	9
FM-dch	144	4,67	9,04	0,75	3,18	6,16	16
Po-izq	144	2,22	5,58	0,46	1,30	3,14	3
CG-izq	144	1,27	1,15	0,10	1,08	1,46	2
eA-izq	144	2,34	3,43	0,29	1,78	2,91	4
Go-izq	144	3,08	4,44	0,37	2,35	3,81	7
FM-izq	144	2,90	5,44	0,45	2,00	3,79	6
Cor-izq	144	4,02	5,77	0,48	3,07	4,97	12
Total	2592	3,55	6,47	0,13	3,30	3,80	

En la Tabla 22, correspondiente al grupo de 1º de Máster, se ha encontrado que el punto más preciso y consistente es Frontozigomático derecho (FZ-dch) con unos valores de $0,80 \text{ mm} \pm 2,08 \text{ mm}$. El punto menos consistente y preciso fue Eminencia Articular derecha (eA-dch) con datos de $7,22 \pm 10,08 \text{ mm}$.

La consistencia media global para este grupo fue 3,55 mm (IC 95%: 3,30 – 3,80 mm), y la precisión global de 6,47 mm. De los 7 puntos localizados en el lado derecho, 3 de ellos (42,9%) poseen consistencias medias menores que la consistencia media global. De las 8 marcas punteadas sobre la parte izquierda, 6 (75%) poseen un valor de consistencia media menor al global. Por último, de los 3 puntos localizados sobre la línea media de escáner, 2 (66,7%) obtuvieron un valor de consistencia media mejor que la consistencia global para todos los puntos 3D. De nuevo, el mejor comportamiento de la consistencia media es observado en los puntos trazados en el lado izquierdo por el grupo de 1º de Máster.

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=2,87$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que en el grupo de 1º de Máster las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 3D son estadísticamente significativas.

Tabla 23. Consistencia media y desviación típica de puntos en 3D en el grupo de 2º de Máster.

	N	Consistencia media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch	144	0,83	2,21	0,18	0,47	1,19	1
N	144	1,56	2,91	0,24	1,08	2,04	4
FZ-izq	144	1,87	4,05	0,34	1,20	2,53	5
Or-dch	144	3,65	3,98	0,33	3,00	4,31	13
Or-izq	144	3,88	3,26	0,27	3,35	4,42	14
ENA	144	2,80	6,48	0,54	1,74	3,87	9
Me	144	2,56	5,40	0,45	1,67	3,45	8
Po-dch	144	2,25	1,99	0,17	1,92	2,58	6
CG-dch	144	4,38	6,15	0,51	3,37	5,39	16
eA-dch	144	5,99	8,30	0,69	4,63	7,36	18
Go-dch	144	2,92	3,77	0,31	2,30	3,54	10
FM-dch	144	4,26	9,05	0,75	2,77	5,75	15
Po-izq	144	1,40	1,29	0,11	1,18	1,61	3
CG-izq	144	1,13	1,06	0,09	0,96	1,31	2
eA-izq	144	2,26	3,60	0,30	1,66	2,85	7
Go-izq	144	3,59	3,93	0,33	2,95	4,24	12
FM-izq	144	2,98	5,83	0,49	2,02	3,94	11
Cor-izq	144	4,64	7,76	0,65	3,36	5,91	17
Total	2592	2,94	5,21	0,10	2,74	3,14	

En la Tabla 23, correspondiente al grupo de 2º de Máster, se ha encontrado que, el punto más consistente es Frontozigomático derecho (FZ-dch) con un valor de consistencia de 0,83 mm, pero esta marca no fue la más precisa. La desviación típica más pequeña la obtuvo Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq) con un resultado de 1,06 mm. En cambio, cuando nos fijamos en el intervalo de confianza para la media al 95%, los valores de FZ-dch podrían encontrarse entre 0,47 y 1,19 mm; mientras que los de CG-izq son mayores y se encontrarían entre 0,96 y 1,31 mm. El punto menos consistente y preciso fue Eminencia Articular derecha (eA-dch) con datos de $5,99 \pm 8,30$ mm.

La consistencia media global para este grupo fue 2,94 mm (IC 95%: 2,74 – 3,14 mm), y la precisión global de 5,21 mm. De las 7 marcas localizadas en el lado derecho de las reconstrucciones volumétricas en 3D, 3 de ellas (42,9%) poseen consistencias medias menores que la consistencia media global. De las 8 marcas punteadas sobre la parte izquierda, 4 (50%) poseen un valor de consistencia media menor al global. Por último, de los 3 puntos localizados sobre la línea media de escáner, 3 (100%) obtuvieron un valor de consistencia media mejor que la consistencia global para todos los puntos 3D. Por tanto, en el grupo de 2º de Máster, los puntos trazados sobre la línea media de los volúmenes renderizados en 3D poseen la mejor consistencia media.

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=3,5$ ($p < 10^{-4}$), lo que indica que en el grupo de 2º de Máster las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 3D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

Tabla 24. Consistencia media y desviación típica de puntos en 3D en el grupo de 3º de Máster.

	N	Consistencia Media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking
					Límite inferior	Límite superior	
FZ-dch	144	0,71	0,42	0,03	0,64	0,78	1
N	144	1,01	0,80	0,07	0,88	1,15	2
FZ-izq	144	1,29	1,15	0,10	1,10	1,47	4
Or-dch	144	1,77	1,10	0,09	1,59	1,95	7
Or-izq	144	1,49	1,71	0,14	1,21	1,77	6
ENA	144	1,89	1,94	0,16	1,57	2,21	8
Me	144	1,98	1,67	0,14	1,70	2,26	9
Po-dch	144	2,35	1,99	0,17	2,03	2,68	12
CG-dch	144	6,91	11,05	0,92	5,09	8,73	18
eA-dch	144	6,19	8,44	0,70	4,80	7,58	17
Go-dch	144	3,07	7,83	0,65	1,78	4,36	15
FM-dch	144	2,06	1,68	0,14	1,78	2,33	10
Po-izq	144	1,44	1,02	0,09	1,27	1,61	5
CG-izq	144	1,25	1,55	0,13	1,00	1,51	3
eA-izq	144	2,77	5,21	0,43	1,91	3,63	13
Go-izq	144	3,05	5,24	0,44	2,19	3,92	14
FM-izq	144	2,09	3,28	0,27	1,55	2,63	11
Cor-izq	144	3,46	4,73	0,39	2,69	4,24	16
Total	2592	2,49	4,77	0,09	2,30	2,67	

En la Tabla 24, correspondiente al grupo de 3º de Máster, se ha encontrado que el punto más preciso y consistente es Frontozigomático derecho (FZ-dch) con unos valores de $0,71 \pm 0,42$ mm. El punto menos consistente y preciso fue Cavidad Glenoidea derecha (CG-dch) con datos de $6,91 \pm 11,05$ mm.

La consistencia media global para este grupo fue 2,49 mm (IC 95%: 2,30 – 2,67 mm), y la precisión global de 4,77 mm. De los 7 puntos localizados en el lado derecho, 4 de ellos (57,1%) poseen consistencias medias menores que la consistencia media global. De las 8 marcas punteadas sobre la parte izquierda, 5 (62,5%) poseen un valor de consistencia media menor al global. Por último, de los 3 puntos localizados sobre la línea media de escáner, 3 (100%) obtuvieron un valor de consistencia media mejor que la consistencia global para todos los puntos 3D. En el grupo de 3º de Máster el mejor

comportamiento de la consistencia media es observado en los puntos trazados en la línea media, al igual que en el grupo de 2° de Máster.

Respecto a la significación estadística, el test de ANOVA nos da una $F=6,42$ ($p<10^{-4}$), lo que indica que en el grupo de 3° de Máster las diferencias en las consistencias medias de los puntos cefalométricos en 3D son estadísticamente significativas. Llegamos a la misma conclusión tras aplicar el test de Welch y el test de Brown-Forsythe, que en este caso serían más adecuados, dado que a la vista de los resultados proporcionados por el test de Levene, no debemos asumir igualdad de varianzas.

Realizando una valoración final de estas cuatro tablas, sobre las reconstrucciones volumétricas 3D, fue el grupo de Grado el que identificó el punto con la mejor consistencia y precisión, Frontozigomático derecho (FZ-dch), cuyo valor fue de $0,60 \pm 0,34$ mm. En cuanto al punto menos consistente en tres dimensiones, éste se correspondió con la marca Eminencia Articular derecha (eA-dch) localizada por el grupo de 1° de Máster, con un valor de 7,22 mm. El punto menos preciso fue Cavidad Glenoidea derecha (CG-dch), cuya desviación típica es de 11,05 mm, y fue marcado por el grupo 3° de Máster.

En 3D la consistencia difiere de unos grupos a otros ($p<10^{-4}$). En particular, en los puntos Or-dch, Or-izq ($p<0.0001$) y Go-izq ($p<0.005$). En 3D el punto FZ-dch no presenta diferencias estadísticamente significativas por grupos ($p=0.056$), ni los puntos Na, FZ-izq, ENA, Me, Po-dch, CG-dch, eA-dch, Go-dch, FM-dch, Po-izq, CG-izq, eA-izq, FM-izq y Cor-izq ($p>0,05$).

IV.2.1.3. Comparativa de la consistencia media global, y por grupos, de puntos en 3D.

De forma análoga al caso bidimensional, se ordenaron las marcas en función de su consistencia media. La marca con la mejor consistencia media se encuentra numerada con la cifra 1, la segunda mejor consistencia media con la cifra 2, siguiendo

un orden correlativo hasta el ordinal con el número 18, correspondiente a la marca con la mayor CM.

En la Tabla 25 podemos observar el puesto que ocupa cada uno de los puntos en 3D según la consistencia media global y por grupos (Grado, 1° de Máster, 2° de Máster y 3° de Máster). Los puntos cefalométricos se encuentran colocados en la tabla siguiendo el riguroso orden de punteo llevado a cabo durante la realización de este estudio.

Tabla 25. Comparación por orden de consistencia media global, y por grupos, de puntos en 3D.

	Ranking				
	CM global	CM Grado	CM 1° Máster	CM 2° Máster	CM 3° Máster
FZ-dch	1	1	1	1	1
N	4	4	5	4	2
FZ-izq	5	7	11	5	4
Or-dch	11	6	13	13	7
Or-izq	9	3	10	14	6
ENA	8	10	8	9	8
Me	10	12	14	8	9
Po-dch	12	13	15	6	12
CG-dch	17	17	17	16	18
eA-dch	18	18	18	18	17
Go-dch	13	15	9	10	15
FM-dch	15	14	16	15	10
Po-izq	3	5	3	3	5
CG-izq	2	2	2	2	3
eA-izq	6	9	4	7	13
Go-izq	14	11	7	12	14
FM-izq	7	8	6	11	11
Cor-izq	16	16	12	17	16

El punto más consistente en el ranking global y por grupos, es el Frontozigomático derecho (FZ-dch). El segundo punto con la mejor consistencia es Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq), excepto para el grupo de 3° de Máster, donde Nasion (N) ocupa el segundo lugar en el ranking.

Según la Tabla 25, la peor consistencia media es para el punto Eminencia Articular derecha (eA-dch), y de nuevo, este resultado es común para todos los grupos y para el ranking global, pero no es compartido con el grupo de 3° de Máster, donde el punto menos consistente es Cavidad Glenoidea derecha (CG-dch).

En cuanto a la marca con la segunda peor consistencia media, existe heterogeneidad en los resultados obtenidos. En la consistencia global y en el grupo de Grado y de 1º de Máster este punto es Cavidad Glenoidea derecha (CG-dch), en 2º de Máster es Coronoides izquierda (Cor-izq), y en 3º de Máster es Eminencia Articular derecha (eA-dch).

Como resumen de todo lo expuesto en este apartado utilizaremos la Figura 26, donde las marcas aparecen ordenadas según la posición que ocupan en el ranking de consistencia media global.

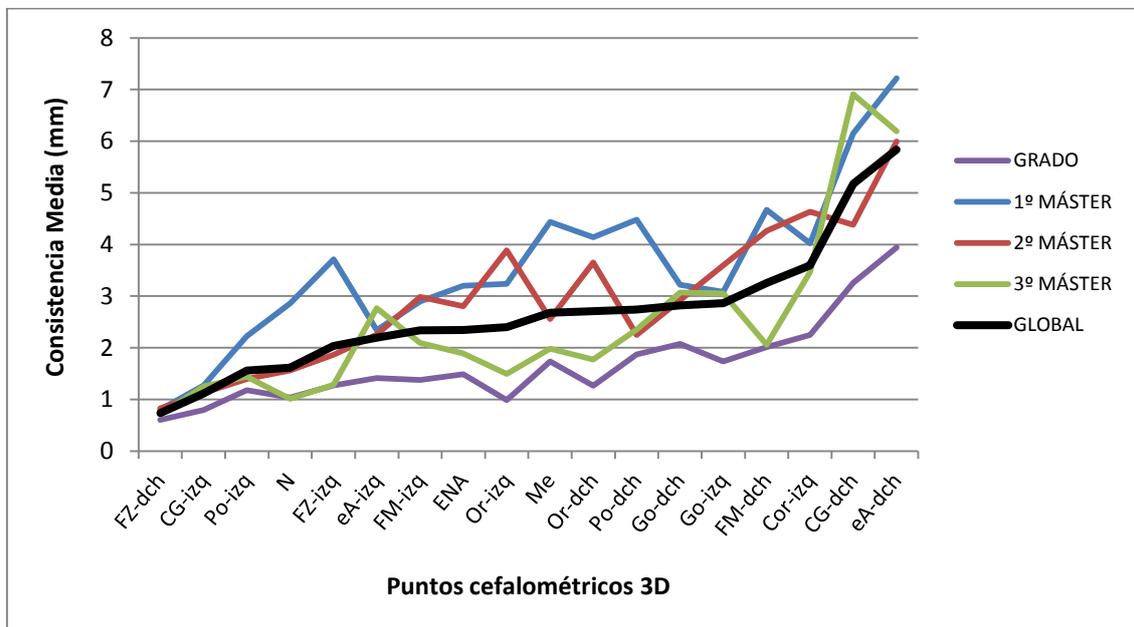


Figura 26. Ranking de consistencia media para cada punto en 3D por grupos.

Utilizamos el coeficiente de concordancia W de Kendall, que toma el valor 0,806 ($p=0,001$), lo que indica que hay un acuerdo excelente entre los grupos, siendo las diferencias entre puntos estadísticamente significativas. A continuación se empleó el coeficiente de correlación de Spearman para evaluar la consistencia (correlación) en el ranking de consistencia en marcas 3D. Todas las correlaciones son positivas y estadísticamente significativas ($p<0,001$), lo que indica que existe relación en el orden de la consistencia. Mayores valores de consistencia en un grupo dan mayores valores de consistencia en el otro grupo.

IV.2.1.4. Consistencia media global por ejes de puntos en 3D.

En la Tabla 26 podemos ver los resultados de la consistencia media global y la precisión global en los 3 ejes del espacio (X,Y,Z) para cada uno de los puntos cefalométricos trazados sobre los 12 escáneres CBCT. Entre paréntesis podemos observar el puesto que ocupó cada uno de los puntos en cada uno de los planos del espacio. Las marcas cefalométricas de la tabla están ordenadas según sus valores de consistencia media global: desde la más consistente, Frontozigomático derecho (FZ-dch), hasta la menos consistente, Eminencia Articular derecha (eA-dch).

Tabla 26. Consistencia media global por ejes de puntos en 3D.

Puntos 3D	Consistencia media (mm)	Consistencia eje X (mm)	Consistencia eje Y (mm)	Consistencia eje Z (mm)
FZ-dch	0,74 ± 1,54 (1)	0,50 ± 1,45 (2)	0,32 ± 0,56 (1)	0,27 ± 0,24 (2)
CG-izq	1,11 ± 1,15 (2)	0,47 ± 0,95 (1)	0,81 ± 0,78 (8)	0,24 ± 0,33 (1)
Po-izq	1,56 ± 2,96 (3)	0,97 ± 1,96 (4)	0,92 ± 1,89 (10)	0,41 ± 1,36 (5)
N	1,62 ± 3,00 (4)	1,36 ± 2,80 (10)	0,57 ± 1,13 (4)	0,36 ± 0,40 (4)
FZ-izq	2,03 ± 4,17 (5)	1,80 ± 3,97 (11)	0,47 ± 0,95 (2)	0,50 ± 1,08 (8)
eA-izq	2,20 ± 3,67 (6)	1,29 ± 2,95 (8)	0,55 ± 0,65 (3)	1,06 ± 2,46 (11)
FM-izq	2,34 ± 4,38 (7)	0,98 ± 1,77 (5)	0,94 ± 2,04 (11)	1,63 ± 3,58 (16)
ENA	2,35 ± 4,25 (8)	0,67 ± 1,33 (3)	1,24 ± 3,21 (14)	1,19 ± 2,84 (13)
Or-izq	2,40 ± 2,93 (9)	2,14 ± 2,71 (13)	0,76 ± 0,91 (7)	0,46 ± 0,91 (7)
Me	2,68 ± 5,68 (10)	1,03 ± 2,45 (6)	1,48 ± 3,57 (15)	1,74 ± 3,80 (17)
Or-dch	2,71 ± 3,64 (11)	2,53 ± 3,59 (10)	0,65 ± 0,63 (5)	0,34 ± 0,60 (3)
Po-dch	2,74 ± 4,63 (12)	2,12 ± 3,96 (12)	0,97 ± 2,15 (12)	0,61 ± 1,66 (9)
Go-dch	2,82 ± 4,96 (13)	1,32 ± 4,30 (9)	1,50 ± 2,60 (16)	1,10 ± 1,46 (12)
Go-izq	2,87 ± 4,04 (14)	1,14 ± 2,76 (7)	1,79 ± 2,96 (18)	1,21 ± 1,45 (14)
FM-dch	3,25 ± 6,60 (15)	2,18 ± 4,24 (14)	1,63 ± 3,73 (17)	1,46 ± 3,57 (15)
Cor-izq	3,59 ± 5,49 (16)	2,34 ± 4,53 (15)	1,08 ± 1,99 (13)	1,85 ± 2,92 (18)
CG-dch	5,17 ± 8,03 (17)	4,76 ± 8,16 (17)	0,91 ± 0,81 (9)	0,42 ± 0,67 (6)
eA-dch	5,84 ± 8,04 (18)	5,28 ± 8,00 (18)	0,68 ± 0,86 (6)	0,90 ± 2,21 (10)

En el eje X, el punto más consistente y preciso es Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq), con valores de $0,47 \pm 0,95$ mm. El punto menos consistente en este eje es Eminencia Articular derecha (eA-dch) cuya consistencia media es de 5,28 mm. En cambio, la marca menos precisa es Cavidad Glenoidea derecha (CG-dch), con una desviación típica de 8,16 mm.

En el eje *Y*, el punto más consistente y preciso es Frontozigomático derecho (FZ-dch), con valores de $0,32 \pm 0,56$ mm. El punto menos consistente y preciso en este eje es Gonion izquierdo (Go-izq), cuyos datos son $1,79 \pm 2,96$ mm.

En el eje *Z*, el punto más consistente es Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq), cuya consistencia media es de 0,24 mm, en cambio la marca más precisa es Frontozigomático derecho (FZ-dch), con una desviación típica de 0,24 mm. El punto menos consistente en este eje es Coronoides izquierda (Cor-izq) con una consistencia media de 1,85 mm, pero la marca menos precisa fue Menton (Me), con una desviación típica de 3,80 mm.

Algunos de los puntos cefalométricos muestran comportamientos diferentes en los distintos planos del espacio, es decir, son muy precisos y consistentes para alguno de los ejes, pero por el contrario, obtienen altos valores de dispersión y consistencia en otros. Esto ocurre por ejemplo en las marcas Eminencia Articular derecha (eA-dch) o Cavidad Glenoidea derecha (CG-dch), cuyo comportamiento en los ejes *Y* y *Z* es de menor consistencia, pero en el eje *X* la consistencia y dispersión es mayor que en los otros ejes.

Analizando el eje con la peor consistencia para cada uno de los puntos cefalométricos, 12 de las 18 marcas (66,7%) obtienen mayores valores de consistencia en el eje *X*, 4 (22,2%) en el eje *Y*, y 2 (11,1%) en el eje *Z*. Por tanto, y en general, existe un peor comportamiento del eje *X* para los puntos tridimensionales trazados en este estudio.

IV.2.1.5. Consistencia media global en cada paciente en 3D.

En la Tabla 27 podemos observar la consistencia media y desviación típica global para cada uno de los 12 pacientes a los que se les realizaron la cefalometría en 3D de sus escáneres CBCT. Todo el proceso de punteado fue repetido en 3 ocasiones por cada uno de los 16 observadores. De esta manera se obtuvieron 864 observaciones para cada paciente, y un total de 10.368 para la realización de esta tabla.

Tabla 27. Consistencia media y desviación típica globales en cada paciente en 3D.

Paciente	GLOBAL		
	N	Consistencia media (mm)	SD (mm)
1	864	2,21	3,99
2	864	2,48	4,51
3	864	1,17	1,90
4	864	1,67	3,01
5	864	3,17	4,74
6	864	4,75	6,46
7	864	3,66	6,19
8	864	1,38	2,79
9	864	3,67	6,40
10	864	2,67	5,43
11	864	3,21	5,40
12	864	1,96	4,25
Total	10368	2,67	4,91

El paciente más consistente y más preciso fue el número 3, con valores de $1,17 \pm 1,90$ mm; el paciente que obtuvo los valores más altos de consistencia media y desviación típica, $4,75 \pm 6,46$ mm, fue el número 6.

Aunque todos los pacientes incluidos en este estudio cumplieron los mismos requisitos de inclusión y exclusión, en general, podemos observar unos resultados heterogéneos en cuanto al análisis de los mismos por pacientes.

IV.2.1.6. Consistencia media por grupos en cada paciente en 3D.

En la Tabla 28 podemos observar la consistencia media y desviación típica global por grupos (Grado, 1º de Máster, 2º de Máster y 3º de Máster) para cada uno de los 12 pacientes seleccionados siguiendo los criterios de inclusión y exclusión anteriormente citados en esta investigación. Cada marca fue puntuada 3 veces por cada uno de los 4 observadores que forman cada grupo, y que por tanto, poseen una preparación y experiencia en cefalometrías en 2D similar. De esta manera se obtuvieron 216 observaciones en cada grupo para cada paciente.

Tabla 28. Consistencia media y desviación típica por grupos en cada paciente en 3D.

Paciente	N	Grado		1º Máster		2º Máster		3º Máster	
		Media (mm)	SD (mm)						
1	216	1,62	1,28	1,48	1,19	2,96	5,53	2,77	5,33
2	216	1,54	1,10	2,76	5,00	3,96	7,08	1,68	1,20
3	216	0,84	0,55	0,98	0,88	1,17	1,41	1,69	3,32
4	216	1,15	0,94	1,80	3,53	1,56	1,91	2,17	4,33
5	216	1,78	1,30	6,33	7,88	2,38	2,66	2,18	2,42
6	216	2,76	1,62	6,22	7,77	6,95	8,68	3,07	3,92
7	216	2,35	1,55	7,44	11,12	2,69	2,66	2,17	1,24
8	216	1,11	0,92	1,23	1,09	2,03	5,25	1,15	1,02
9	216	2,12	2,24	2,49	2,24	5,07	8,21	4,98	8,92
10	216	1,78	2,54	2,77	4,89	2,19	2,83	3,94	8,79
11	216	1,84	1,47	6,23	9,15	2,32	2,00	2,46	3,86
12	216	1,29	2,16	2,92	6,74	2,03	3,82	1,60	2,50
Total	2592	1,68	1,66	3,55	6,47	2,94	5,21	2,49	4,78

En general, el grupo más consistente y preciso fue Grado ($1,68 \pm 1,66$ mm), seguido de 3º de Máster ($2,49 \pm 4,78$ mm), 2º de Máster ($2,94 \pm 5,21$ mm), y por último, el grupo menos consistente y preciso fue 1º de Máster ($3,55 \pm 6,47$ mm).

El paciente trazado con el menor valor de consistencia media y desviación estándar, es decir, el más consistente y preciso, fue el número 3 cuando lo puntuó el grupo de Grado: $0,84 \pm 0,55$ mm. En segundo lugar se encuentra de nuevo el paciente número 3, pero esta vez trazado por el grupo 1º de Máster: $0,98 \pm 0,88$ mm.

El paciente en el que se obtuvieron el menor valor de consistencia media y desviación estándar, es decir, el menos consistente y menor precisión, fue el número 7 cuando fue trazado por el grupo 1º de Máster: $7,44 \pm 11,12$ mm, aunque hay variabilidad en los grupos.

En la Figura 27 se observa el comportamiento de la consistencia media que han tenido cada uno de los 4 grupos de observadores en cada paciente de forma individual en los trazados en 3D. Las mayores discrepancias en la CM entre los grupos se encuentran en los pacientes 7, 5, 11 y 6, con unas diferencias máximas entre grupos de

5,26 mm; 4,55 mm 4,39 mm y 4,18 mm, respectivamente. Por el contrario, en los pacientes donde los 4 grupos son más homogéneos son el 3, 8 y 4, con unas diferencias máximas entre grupos de 0,85 mm; 0,92 mm y 1,02 mm, respectivamente. En cuanto a la dispersión, es con el paciente 3 donde los grupos son más homogéneos entre sí, seguido del paciente 4, mientras que los grupos son más heterogéneos en los pacientes 7, 11 y 6, en este orden.

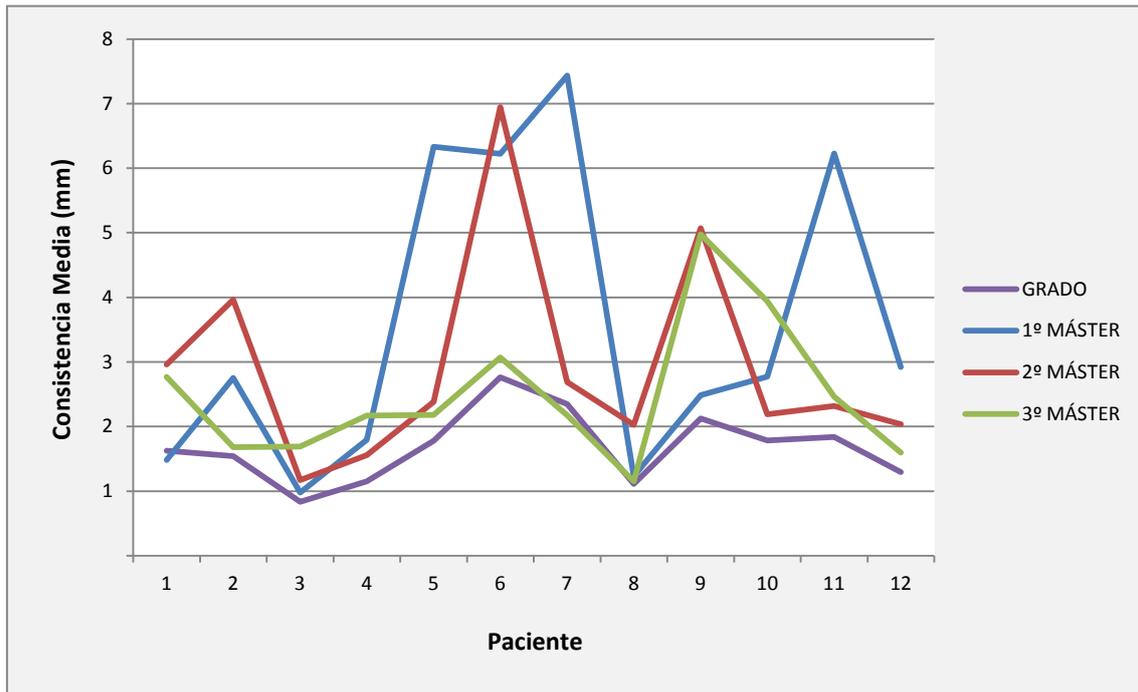


Figura 27. Consistencia media para cada paciente en 3D por grupos.

IV.3. Consistencia media en la localización conjunta de puntos cefalométricos en 2D y 3D.

IV.3.1. Descripción del comportamiento de la consistencia media en 2D y 3D conjuntamente.

En la Tabla 29 se muestran los resultados obtenidos acerca de la consistencia media global y su desviación típica de todas las marcas identificadas en las reconstrucciones obtenidas de los CBCT (2D y 3D conjuntamente) realizados a un total de 12 pacientes por los 16 observadores, diferenciando únicamente a qué grupo pertenecen.

Tabla 29. Consistencia media global por grupos en 2D y 3D conjuntamente.

Grupo de observadores	N	Consistencia media (mm)	Desviación típica (mm)	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Ranking de CM
					Límite inferior	Límite superior	
Grado	4752	1,59	1,79	0,026	1,54	1,64	1
1º Máster	4752	2,78	5,38	0,078	2,63	2,94	4
2º Máster	4752	2,24	4,18	0,061	2,12	2,36	3
3º Máster	4752	2,16	3,68	0,053	2,05	2,26	2
GLOBAL	19008	2,20	4,00	0,029	2,14	2,25	

La segunda columna de la tabla, representada por el título “N”, refleja que se obtuvieron un total de 19008 puntuaciones; cada grupo aportó un total de 4752 observaciones (33 marcas x 12 pacientes x 4 observadores en cada grupo x 3 repeticiones).

Cuando analizamos la consistencia media global (independientemente de si se trata de reconstrucciones en dos o tres dimensiones) se observa que de mayor a menor consistencia media, el orden de los grupos es: Grado, tercero, segundo y primero de Máster, habiendo una gran diferencia entre el primer grupo con mayor consistencia y el resto. El mismo orden se mantiene también en cuanto a la precisión (la desviación típica y la amplitud de los intervalos de confianza).

A continuación estudiamos la significación estadística. En primer lugar se ha comparado la consistencia media (sin tener en cuenta ni pacientes, ni marcas, etc) por grupos de formación. Tras realizar un análisis descriptivo y un test de normalidad, observamos que los datos no siguieron una distribución normal (campana de Gauss). La distribución de las distancias en cada grupo es asimétrica a la derecha. No obstante, como ya se comentó en la sección de material y métodos, el cumplimiento de la normalidad para el contraste de medias en el ANOVA no es determinante; también la homogeneidad de varianzas está comprometida, por lo que recurrimos al test no paramétrico de Kruskal-Wallis. Los resultados son idénticos con ambas pruebas:

podemos concluir que la consistencia media difiere significativamente entre los grupos ($p < 0,001$).

Para saber qué grupos difieren entre sí, se realizaron los contrastes de comparaciones múltiples utilizando la prueba de Bonferroni que, basada en el estadístico *t* de Student, corrige el nivel de significación observado por el hecho de que se realicen comparaciones múltiples. El resultado es que todos los grupos difieren entre sí ($p < 0,001$) excepto los grupos 2 y 3, que no son significativamente distintos. También efectuamos el contraste de Dunnett, tomando como categoría de control al Grupo de Grado. Los resultados fueron que todos los grupos difieren significativamente en cuanto a consistencia media respecto del grupo de Grado ($p < 0,001$).

En segundo lugar consideramos otro factor, las marcas, y pretendemos estudiar el efecto conjunto que ambos factores producen sobre la consistencia. Es decir, considerando como fuentes de variabilidad los grupos y las marcas, al realizar los contrastes al nivel de significación del 5%, obtenemos que tanto el nivel crítico para el factor principal (los grupos) como el factor secundario (las marcas) es menor de 0,001, lo que nos lleva a concluir que la consistencia difiere significativamente por grupos y también por marcas. Además, la interacción grupo*marca también es significativa ($p < 0,001$).

Nuestro siguiente objetivo fue considerar como factor secundario, los pacientes, y estudiar el efecto conjunto que ambos factores producen sobre la consistencia. Es decir, considerando como fuentes de variabilidad los grupos y los pacientes, al realizar los contrastes al nivel de significación del 5%, obtenemos que tanto el nivel crítico para el factor principal (los grupos) como el factor secundario (los pacientes) es menor de 0,001, lo que nos lleva a concluir que la consistencia difiere significativamente por grupos y también por paciente. Además, la interacción grupo*paciente también es significativa ($p < 0,001$).

A continuación nos planteamos estudiar el efecto conjunto que las marcas y los pacientes producen sobre la consistencia. Es decir, considerando como fuentes de variabilidad los pacientes y las marcas, al realizar los contrastes al nivel de significación del 5%, obtenemos que tanto el nivel crítico para el factor principal (los pacientes)

como el factor secundario (las marcas) es menor de 0,001, lo que nos lleva a concluir que la consistencia difiere significativamente por pacientes y también por marcas. Además, la interacción pacientes*marca también es significativa ($p<0,001$).

Con el propósito de contrastar la hipótesis de que la consistencia no difiere entre los 4 grupos teniendo en cuenta varias fuentes de variabilidad, hemos llevado a cabo el análisis mediante un diseño factorial.

El modelo elegido es aquel que tiene como variable dependiente la consistencia y hemos tenido en cuenta 3 fuentes de variación: pacientes, marcas y grupo. Bajo los supuestos de normalidad, independencia y homocedasticidad, y sin considerar interacciones, los resultados que se obtuvieron fueron: con una significación del 5%, son significativos los grupos, las marcas y los pacientes. Hay diferencias estadísticamente significativas entre los pacientes:

- 1 y 6,
- 2 con 3, 6 y 8,
- 3 con 2, 5, 6, 7, 9, 10, 11
- 4 con 6, 7, 9, 10, 11
- 5 con 3, 6, 8
- 6 con todos
- 7 con 3, 4, 6, 8, 12
- 8 con 2, 5 a 7, 9 a 11
- 9 con 3, 4, 6, 8, 12
- 10 y 11 con 3, 4, 6, 8
- 12 con 6, 7, 9.

El modelo con interacciones dio como resultado todo significativo ($p<10^{-4}$), es decir, se encontraron diferencias estadísticamente significativas: entre pacientes, entre marcas, entre grupos, en la interacción paciente*marca, en la interacción paciente*grupo y en la interacción marca*grupo. La consistencia difiere de unos grupos a otros en los pacientes 3, 5, 6 y 7 ($p<0,05$).

En cuanto a la precisión, en el siguiente gráfico se representa la consistencia media y un intervalo de confianza al 95% para cada grupo. Se observa que el grupo de

Grado de odontología es el más consistente (presenta una distancia media menor) y el más preciso, dado que la amplitud del intervalo de confianza es la más pequeña. El grupo más inconsistente e impreciso es el que corresponde al alumnado del primer año de Máster.

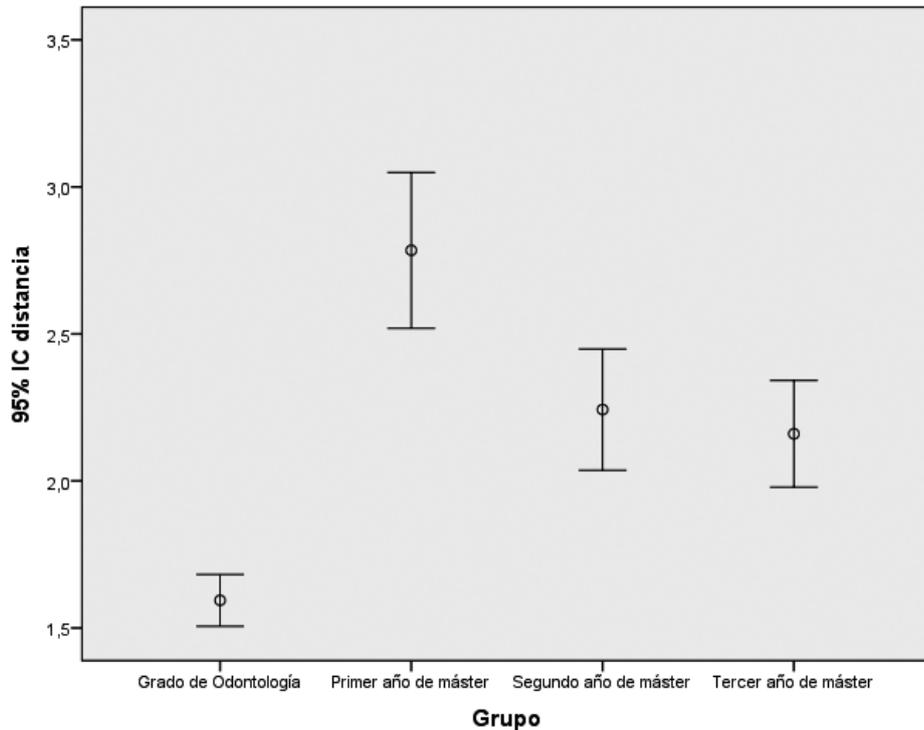


Figura 28. Gráfico de la CM y un intervalo de confianza al 95% para cada grupo de observadores (2D y 3D).

De los resultados de este trabajo podemos destacar lo siguiente:

En cuanto a consistencia media, en 3D los grupos adoptaron un posicionamiento en el mismo orden ascendente en cuanto a experiencia previa (en Rx bidimensional) a excepción del grupo de Grado, y este fue: Grado, 3º, 2º, 1º de Máster. En 2D adoptaron una secuencia que no coincide con la secuencia de orden ascendente de experiencia previa (en Rx bidimensional) y esta fue: 2º de Máster, Grado, 3º y 1º de Máster.

En cuanto a precisión, en 3D los grupos tuvieron el mismo comportamiento que con CM ya relatada. En 2D adoptaron una secuencia que coincide con la de experiencia

previa, pero el grupo de Grado se posiciona entre 3° y 2° de Máster, y esta fue: 2° de Máster, Grado, 3° y 1° de Máster.

En cuanto al análisis de la consistencia media realizada en 2D y 3D de forma conjunta, el resultado en CM y precisión, adoptó la misma secuencia de grupo que en 3D.

Se pueden resaltar que la diferencia de la Consistencia Media (CM) global entre el promedio en 2D (1,63 mm) y en 3D (2,67 mm) fue de 1,04 mm. La diferencia de la Precisión media global entre el promedio en 2D (2,37 mm) y en 3D (4,91 mm) fue de 2,54 mm. Las marcas anatómicas 2D son más consistentes y precisas que las 3D.

La identificación de las marcas cefalométricas, fue significativamente más precisas y con mejor CM en las imágenes 2D laterales que en las 2D frontales, superando ambas a las de 3D estudiadas. Las marcas con mejor Consistencia Media fueron: Menton (en 2D) con un valor de 0,58 mm (SD: 0,25 mm), conseguida por el grupo de 2° de Máster, y Frontozigomático derecho (en 3D) con 0,60 mm (SD: 0,34 mm) obteniéndola el grupo de Grado.

En cuanto a las marcas estudiadas existe distinta variabilidad en el comportamiento (CM y P) entre los ejes del espacio que definen la “posición espacial” de cada marca, que hace que cada punto (2D, 3D) tenga unas características particulares dependiendo de su ubicación anatómica.

V. DISCUSIÓN

La discusión se dividirá en cuatro apartados. En el primero de ellos, “consideraciones metodológicas”, se expondrán las razones y justificación de la metodología utilizada y se comparará con la utilizada en estudios similares. En segundo lugar, “discusión de los resultados”, se analizarán e interpretarán los resultados alcanzados en esta investigación, comparándolos con los obtenidos en otros trabajos aparecidos en la literatura científica. En el tercer apartado, “limitaciones del estudio”, se expondrán aquellas consideraciones que acotan la validez de los resultados de este trabajo. Finalmente en el último apartado se explicarán las aportaciones obtenidas del estudio y futuras líneas de investigación que se puedan seguir a partir de la experiencia de la presente obra.

V.1. Consideraciones metodológicas

La realización de las exploraciones radiográficas utilizadas en este estudio fue justificada clínicamente por motivos ortodóncicos y se han utilizado los registros radiográficos recogidos con este fin, también para la realización de esta investigación de cefalometría obtenida con tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).

El interés en los aparatos de CBCT ha ido en aumento pues los ortodoncistas están empezando a valorar las ventajas que la captación volumétrica aporta al diagnóstico clínico, plan de tratamiento y educación al paciente. Estos aparatos utilizan la tecnología convencional de rayos X y la reconstrucción volumétrica computarizada para reproducir imágenes en tres dimensiones (Kau *et al.*, 2005).

La introducción de la tomografía computarizada de haz cónico en la última década en radiología dental y su amplia aceptación para muchas aplicaciones clínicas en odontología, está incrementando el interés por emplear el análisis cefalométrico tridimensional de manera rutinaria en ortodoncia. El CBCT ofrece importantes ventajas sobre la tomografía computarizada multicorte tradicional (MS-CT), existe aumento de la accesibilidad y una disminución en los costos de la máquina y exploración (Swennen *et al.*, 2006a).

La utilización de las imágenes para esta investigación se debe a que son exploraciones mucho más asequibles económicamente para el paciente y supone para el mismo una dosis de radiación menor que el producido por la tomografía computarizada, exploración que previamente se había utilizado para la captación volumétrica ortodóncica. La justificación para la realización de una exploración con CBCT se acepta en aquellos casos en los que la radiografía convencional no puede proporcionar información de diagnóstico satisfactoria, entre los cuales se incluyen pacientes con paladar hendido, evaluación de la posición de los dientes no erupcionados, presencia de dientes supernumerarios, identificación de la reabsorción radicular y para la planificación de casos de cirugía ortognática. La necesidad de la imagen en otro tipo de casos debe hacerse sobre una base individualizada de caso por caso tras una evaluación de los beneficios frente a los riesgos de la exploración en estas situaciones (Kapila *et al.*, 2011).

Los resultados obtenidos con imágenes 2D e imágenes 3D de caninos impactados pueden producir diferencias o alterar el diagnóstico y el plan de tratamiento según las imágenes de las que se disponga (Haney *et al.*, 2010).

Cevidaneš en el 2006 concluye que las técnicas de imagen en 3D pueden proporcionar información valiosa a clínicos e investigadores; los datos obtenidos con CBCT pueden ser reformateados para simular radiografías panorámicas, radiografías cefalométricas laterales y pósteros anteriores; las aplicaciones en ortodoncia de estas imágenes incluyen el diagnóstico inicial, superposiciones de imágenes para evaluar el crecimiento, cambios durante el tratamiento y la estabilidad; las imágenes tridimensionales muestran la inclinación dental, posición de dientes impactados, dientes supernumerarios, el grosor y la morfología del hueso, ayudan en la localización de zonas para colocar mini implantes como anclaje, zonas de osteotomía en la planificación quirúrgica, estudios del cóndilo y hallazgos como crecimiento hiperplásico, desplazamiento, anomalías de forma, diferencias morfológicas entre los lados derecho e izquierdo; además, con el estudio tridimensional pueden evaluarse las relaciones de los tejidos blandos y las vías respiratorias (Cevidaneš *et al.*, 2006).

Los estudios radiográficos utilizados, fueron realizados con el mismo protocolo de posicionamiento, para reducir al mínimo los errores de medición debido a las diferentes posturas que puede adoptar la cabeza de los pacientes.

Hassan B. estudió la influencia de la posición del paciente durante el escaneado con respecto a la exactitud de las medidas cefalométricas concluyendo que las mediciones lineales obtenidas a partir de proyecciones laterales y póstero anteriores virtuales derivadas de CBCT son sensibles a pequeñas variaciones en la posición de la cabeza (Hassan *et al.*, 2009). Estos resultados obligan a realizar correcciones *a posteriori* de la posición del paciente utilizando herramientas de software si los cefalogramas van a ser usados para trazados (Swennen *et al.*, 2006a). Esto plantea, según Hassan, cuestiones relativas a la forma exacta que un ortodoncista puede compensar a un paciente mal colocado en ausencia de herramientas de software para realizar esta tarea (Hassan *et al.*, 2009).

Stratemann y colaboradores determinaron en el 2008, la exactitud en la medición de distancias lineales entre puntos de referencia (bolitas de acero cromado incrustadas) en un cráneo disecado humano, utilizando dos sistemas de CBCT. Las medidas las calcularon con un programa informático usando los datos volumétricos, luego se compararon con las medidas tomadas físicamente en el cráneo con un calibre digital (*gold standard*), concluyendo que los datos volumétricos fueron precisos en comparación con las medidas físicas tomadas directamente del cráneo, con un error menor del 1% relativo (Stratemann *et al.*, 2008).

Brown y colaboradores en su estudio: “Exactitud lineal en imágenes 3D derivadas de CBCT”, evaluaron la exactitud entre marcas de 16 mediciones lineales cefalométricas en imágenes 3D, variando los tiempos de escaneado realizados con el CBCT (i-Cat) sobre 19 cráneos humanos y las comparó con la medición directa sobre dichos cráneos. En este caso el *gold standard* se obtuvo midiendo las distancias verdaderas entre los puntos anatómicos seleccionados; dichas mediciones fueron realizadas por el investigador principal y un investigador asociado, de forma independiente tres veces y con un calibre electrónico. Concluyeron que las medidas entre las imágenes y la medición directa fueron consistentes y que reducir el número de proyecciones para la reconstrucción 3D, no se tradujo en una reducción de la precisión

dimensional y sin embargo baja la exposición a la radiación del paciente (Brown *et al.*, 2009).

Se descartaron, para este estudio, pacientes con anomalías anatómicas o severas asimetrías, ya que al igual que (Schlicher *et al.*, 2012), creemos que éstas podrían alterar la normal determinación de algunas marcas o ocultar algunos puntos.

Se excluyeron pacientes con agenesias para obtener una muestra de escáneres que sirvan en un futuro para hacer estudios bilaterales de la dentición. El rango de edad de los pacientes estudiados abarca entre 7-16 años, edades muy comunes en los tratamientos de ortodoncia.

En el año 2010, van Vlijmen afirmó que para posicionar la horizontal Frankfort paralela al suelo de manera precisa, no es suficiente con utilizar sólo el ojo humano. Por tanto, el autor aconseja tener especial cuidado en la colocación del paciente en el dispositivo CBCT, utilizando los posicionadores láser que el equipo posee para este fin, y evitando así, las inclinaciones no deseadas de la cabeza (van Vlijmen *et al.*, 2010).

El protocolo de posicionamiento para la obtención de los escáneres de esta investigación se realizaron, colocando el plano de Frankfort derecho de los individuos paralelo al suelo, empleando para ello la ayuda de los posicionadores láser que posee el equipo CBCT, tal y como se recomienda y se describe en la anterior cita bibliográfica.

Van Vlijmen, afirma que en caso de emplear solamente proyecciones en 3D, probablemente el posicionamiento del paciente no tenga ningún efecto sobre las mediciones de un análisis cefalométrico tridimensional. De todas formas, el autor afirma que son necesarias investigaciones futuras para confirmar esta hipótesis (van Vlijmen *et al.*, 2010).

Una vez realizada la exploración, con la finalidad de evitar al máximo discrepancias entre la posición de la cabeza de los distintos pacientes y tomando en cuenta que se reconstruirían imágenes bidimensionales que si son muy afectadas por la situación de ésta, se volvió a refinar el posicionamiento de la cabeza con el programa informático antes de realizar los trazados. La imagen se reorientó de acuerdo con dos planos de referencia, NFZ y FH. En la sujeción de la cabeza se dejó libre el mentón,

para no alterar el tejido blando de esa zona, provocando alguna anomalía en la continuidad natural del perfil blando, alterando la percepción de la zona ósea subyacente por parte de los observadores, estas alteraciones impedirían que estos escáneres sirvan para estudios posteriores de estética facial y perfil blando.

El protocolo de colocación es equivalente al utilizado por Broadbent en 1931 con el uso del cefalostato y el seguido por el profesor Heon Jae Cho en su artículo del 2009 sobre análisis cefalométrico tridimensional. La imagen 3D se reorienta en los 3 planos del espacio (Cho, 2009). En la vista sagital con el plano de Frankfort (FH: línea que une los puntos Porion con Orbital derecho) paralelo al suelo y en la vista frontal con el plano Nasion-bi-frontozigomático (NFZ: plano que une los puntos de las dos suturas Fronto-zigomática con Nasion) paralelo al suelo, en ambos casos. El suelo en las imágenes visualizadas en el monitor del ordenador estaba definido por los bordes superior e inferior de la pantalla.

Los puntos de referencia tradicionales, empleados en los análisis cefalométricos convencionales, fueron definidos en base a las estructuras que pueden ser visualizadas en las imágenes radiográficas bidimensionales. Es decir, estas definiciones no incluyen la totalidad de las estructuras anatómicas que pueden ser observadas en los tres planos del espacio, gracias a las imágenes tridimensionales obtenidas en los escáneres CBCT que eliminan cualquier tipo de superposición. Por tanto Lagravère afirma que los puntos de referencia 3D deben ser redefinidos y reevaluados al ser utilizados tridimensionalmente (Lagravère *et al.*, 2010a).

En el presente estudio se estableció una definición operacional de los puntos a determinar de modo que todos los evaluadores partieron de una definición homogénea. En la literatura publicada no existe homogeneidad entre las definiciones en 3D empleadas de los distintos puntos cefalométricos. Existen numerosas y diversas descripciones para cada punto cefalométrico (ver apartado de Introducción) pero ninguna de ellas se encuentra aceptada de forma general entre los ortodoncistas (Fuyamada *et al.*, 2011).

Para la realización del trazado cefalométrico en 3D de esta investigación, la identificación de estos puntos se realizó exclusivamente sobre diferentes visualizaciones

de imágenes del volumen reconstruido (renderizado) de los escáneres CBCT de cada paciente. Según Hassan la adición de imágenes multiplanares (axiales, coronales y sagitales), parece aumentar la precisión de la identificación de los puntos de referencia cefalométricos. Sin embargo, en el citado estudio, el tiempo empleado para el punteo casi se duplicó, en comparación con el trazado realizado en exclusiva sobre volúmenes renderizados (Hassan *et al.*, 2013).

En este estudio no se emplearon cortes multiplanares, pues se pretendió valorar la consistencia de los puntos anatómicos de una cefalometría 3D que pueda ser utilizada de manera habitual en los consultorios odontológicos, sin que el clínico tenga que invertir cantidades de tiempo excesivas, para no mejorar de manera clínicamente significativa la precisión de los datos obtenidos, y sí podría tener peso específico en el desánimo provocando la caída en desuso por el exceso de tiempo invertido.

El uso del CBCT como herramienta de rutina en la evaluación del diagnóstico ortodóncico todavía necesita desarrollarse más. Las aplicaciones de los programas informáticos requieren por parte del clínico una gran curva de aprendizaje, lo mismo para la comprensión de la anatomía y de las imágenes de 3D, se necesita experiencia para ganar confianza en la identificación de los puntos de referencia (Lagravère *et al.*, 2010a).

Se siguió un orden en la identificación de los puntos, para una correcta correspondencia entre los puntos determinados y la asignación de las coordenadas en la exportación de datos a las tablas Excel. El protocolo debió ser seguido de manera estricta para realizar una buena recolección de los datos, por ejemplo, los puntos que se iban determinado iban apareciendo en color verde, si había que suprimir alguno debido a una equivocación en el orden correcto de punteo, este punto se pasaba en un inicio a color rojo, para posteriormente teclear la tecla “suprimir”, de esta manera desaparecían además todos los puntos posteriores al eliminado, de forma tal, que se volvía de nuevo al momento de la secuencia correcta. Por todo lo anterior, se enfatizó a los participantes en el estudio para evitar este tipo de errores.

Como en el caso de la investigación de (Schlicher *et al.*, 2012) no se tomó en cuenta la duración del punteado. El factor tiempo, debido a la secuencia minuciosa y

delicada de los pasos a seguir por los observadores, conjuntamente con la presión de realizar una buena actuación en la determinación de los puntos, podría haber afectado negativamente a los resultados en la localización de éstos. Por ejemplo, el hecho que un fallo en la marcación de un punto erróneo hiciera alterar el orden correcto de la exportación de los datos a Excel, teniendo que volver algunos pasos atrás (ver apartado de metodología) haría “perder un tiempo” que habría que “recuperar” yendo más rápido en detrimento de una mejor consistencia y precisión.

Durante el punteo 3D, se trabajó sólo con la técnica de determinación de puntos anatómicos en el volumen rendering o modelo de superficie, sin tener en cuenta la localización en los cortes de los tres planos del espacio o reconstrucción multiplanar (MPR). Esto permitió trabajar con más rapidez, ya que no se consume tiempo en complementar o reconfirmar cada punto en las imágenes de reconstrucción multiplanares. El uso de la cefalometría bidimensional es parte primordial en el diagnóstico en ortodoncia, pero actualmente en el desempeño habitual de las clínicas de ortodoncia la cefalometría 3D está muy poco introducida. Los programas informáticos para esta finalidad aún son caros y el tiempo invertido en el trazado aumenta mucho si se trabaja además con los diferentes cortes bidimensionales. La difusión de esta técnica se vería favorecida si se facilitara la labor del punteo; esto se lograría trabajando sólo con el renderizado de volumen, sin utilizar los cortes que conllevan más tiempo.

Respecto a la discusión anterior Dan Grauer y sus colaboradores de la Universidad de Carolina del Norte, comentan en su artículo “Trabajando con imágenes cráneo-faciales DICOM”, que es más exacto realizar trazados con cortes ortogonales que trabajar únicamente con imágenes volumétricas. En esta investigación, aún sabiendo que puede ser menos preciso, se quiere cuantificar la consistencia que se consigue utilizando en el trazado cefalométrico sólo la reconstrucción volumétrica y observar las diferencias en los datos obtenidos por cuatro grupos de observadores, que se diferencian en su nivel formativo en ortodoncia.

“Es crucial entender que la imagen reconstruida es el resultado del valor de umbral introducido por el usuario. La percepción visual del operador define lo que es el hueso y lo que es tejido blando, y muchos factores pueden afectar esto: el contraste de la imagen, el ruido de la imagen, la percepción visual individual, y el conocimiento previo

de la anatomía, entre otros. Para una evaluación cualitativa, esas imágenes reconstruidas son apropiadas, pero para una evaluación cuantitativa, ellas presentan muchos desafíos que serán discutidos próximamente” (Grauer *et al.*, 2009).

Sin embargo según Hassan B en 2009, cuando se introducen protocolos para el análisis 3D con imágenes de CBCT para ortodoncia, es importante hacer hincapié en las ventajas y limitaciones con las diferentes técnicas disponibles de visualización. Los resultados de este estudio sugieren que la realización del análisis cefalométrico en la modalidad de modelos reconstruidos 3D puede ser el enfoque más adecuado con respecto a la precisión y comodidad (Hassan *et al.*, 2009).

Un estudio publicado en el 2012 y realizado conjuntamente por la University of California en San Francisco y la Showa University de Tokyo, (Schlicher *et al.*, 2012) tuvo como propósito cuantificar la consistencia y precisión de la localización de puntos de referencia anatómicos tridimensionales. Nueve ortodoncistas identificaron 32 puntos de referencia de 19 pacientes cuyos datos CBCT fueron adquiridos con un sistema Hitachi CB Mercu Ray. En este caso al igual que en nuestro estudio, los observadores eran estudiantes del Máster de ortodoncia y no se valoró el tiempo de trazado.

En un estudio más reciente publicado en el 2013 y realizado en el Academic Centre for Dentistry en Amsterdam (ACTA) (Hassan *et al.*, 2013) se evaluó la precisión y el tiempo requerido para llevar a cabo un análisis cefalométrico con tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) *in vivo*, en dos tipos de imágenes: modelos de superficie en tres dimensiones (3D) y reconstrucciones multiplanares (MPR): axial, coronal y sagital. Se utilizaron los datos de 10 pacientes explorados con CBCT. Once observadores identificaron por dos veces de forma independiente 22 puntos de referencia cefalométricos en los modelos 3D de superficie y luego en estas mismas imágenes pero combinadas con las correspondientes MPR, tomando en consideración el factor tiempo tardado en el trazado con ambos métodos por parte de los participantes (Hassan *et al.*, 2013).

Los estudios anteriores justifican la metodología seguida para la realización de este estudio. Los volúmenes marcados (imagen volumétrica del cráneo con los puntos), se guardaron en la carpeta “paciente final” por si fuese necesario en un futuro hacer un

análisis más específico y detallado de los errores, y se denominó con el mismo nombre que la carpeta con los datos de la tabla Excel, guardándose en una resolución media para no ocupar mucha memoria en el ordenador.

En cuanto a la selección de observadores, siguiendo en parte la metodología para cefalometría bidimensional que usaron Baumrind y Frantz con dentistas residentes del Máster de Ortodoncia de la Universidad de San Francisco, estudio realizado en el año en 1971, en nuestro caso formaron parte del estudio también dentistas residentes del Máster de ortodoncia, pero se formaron cuatro grupos cada uno de ellos homogéneo desde el punto de vista de su formación ortodóncica, para valorar si la diferencia en la experiencia de trazado cefalométrico previo al presente estudio tiene alguna influencia en la consistencia del punteo.

“Cada una de las veinte exploraciones, era entonces "trazada" por cada uno de los cinco miembros del postgrado de primer año de clase de la División de Ortodoncia de la Universidad de California. Todos los participantes habían sido entrenados con los mismos criterios, teniendo en cuenta que acaban de terminar el mismo curso de la formación en el diagnóstico cefalométrico. En el tiempo en que las evaluaciones se iniciaron la clase había estado en la formación de postgrado durante 7 meses (Baumrind *et al.*, 1971a, b).

Como expresa Silveira, la literatura ha demostrado que conceptos subjetivos dan lugar a variaciones entre observadores en la definición y la identificación de puntos de referencia cefalométricos. Los observadores deben ser entrenados y calibrados para tener una conducta científica para llevar a cabo investigación con comparaciones cefalométricas (Silveira *et al.*, 2009a).

En Ortodoncia una correcta determinación de los puntos es crucial para que el trazado cefalométrico realizado sea fiable, independientemente del tipo y autor de la cefalometría, y los valores tanto lineales como angulares que se consigan a partir de estos puntos sirvan para lograr un diagnóstico certero y un mejor plan de tratamiento. El macizo cráneo-facial es una zona anatómica compleja, por lo que se pretendió protocolizar al máximo la evaluación en las diferentes imágenes 3D en la determinación

de estos puntos. Los observadores tuvieron la máxima información de todos los pormenores y de las nuevas herramientas que tiene el programa informático.

La cefalometría radiográfica es un área compleja de estudio. La literatura muestra una falta de reproducibilidad inter-observador en la definición e identificación de puntos de referencia cefalométricos (Silveira *et al.*, 2009b).

Se les explicó a los participantes que no había límite de tiempo, ya que se consideró que esta variable (tiempo) podía afectar negativamente sobre la tranquilidad necesaria para hacer una correcta determinación de puntos; ya existía la presión de hacer un buen seguimiento del protocolo, con secuencia, utilización de carpetas, etc. como para que se incluyera además la presión del tiempo. Se hizo énfasis en trabajar con tranquilidad y concentración, intentando obtener los datos más fiables posibles.

Se formaron los grupos homogéneos, para evaluar si la diferencia en la experiencia en la realización de trazados cefalométricos y el nivel de formación ortodóncica previo al estudio, tiene alguna influencia en la determinación de puntos anatómicos.

Para todos los grupos el adiestramiento en el uso del programa y la calibración en la definición operativa de los puntos fue la misma, ya que se quería que no hubiese ventaja inicial en este aspecto. Las láminas anatómicas proporcionadas en el aula de trabajo con imágenes de 2D y 3D realizadas con “capturas de pantalla” y usadas como material complementario, fueron solo una guía visual ya que esta iconografía no es idéntica en el papel con respecto a la pantalla del monitor de alta resolución.

Antes de iniciar el primer trazado en 3D o 2D cada evaluador contó con la presencia en el aula de un compañero o profesor que ya tenían la experiencia de haber realizado por lo menos un trazado de todos los pacientes en la modalidad en cuestión (3D o 2D). El objetivo era aclarar las dudas que le surgieran al observador. Sólo se resolvían dudas respecto al buen manejo de las herramientas del programa y no a la decisión de dónde o cómo ubicar las marcas.

Esta ayuda se proporcionó sólo durante el inicio y finalización del punteo del primer paciente. El observador una vez finalizado su trabajo también debía de permanecer de guía en las mismas condiciones para el siguiente evaluador.

Cada observador tuvo que aprender a manejar las nuevas herramientas de las que está provisto el programa informático, ya que parte de la justificación del estudio es cómo se asimila esta tecnología. Por ejemplo, se usó la función “tijera” para cortar y hacer desaparecer la imagen del collarín plomado que llevaban los pacientes durante el escaneado, con el objeto de que éste no interfiera en la visión caudo-craneal inferior de la mandíbula al superponerse a estructuras anatómicas que debían analizarse.

En ambos casos 3D y 2D, y de forma independiente, la determinación de los puntos fue repetida 3 veces por cada observador a cada paciente, pero dejando pasar obligatoriamente un intervalo mínimo de tres días entre las distintas sesiones de trazado, con el objeto de neutralizar la memoria visual y que los participantes al realizar la nueva marca del mismo punto determinado anteriormente no se viesan influenciados por el recuerdo de donde marcaron los puntos del trazado anterior del mismo paciente.

Otra precaución tomada para evitar el recuerdo y alguna influencia negativa fue la ocultación, mediante la tecla “*hide all values*” de los valores numéricos por eje que el programa por sistema hace aparecer en tiempo real al ir desplazando el cursor para determinar el punto. Creemos que esta visualización de los valores por parte del observador podría interferir en la decisión de donde localizar la marca. Un ejemplo de esto es el punto Nasion (Na) que según la reubicación previa realizada del origen de coordenadas en los escáneres, todos los pacientes adoptarían unos valores tendientes a cero, en 3D (0,0,0) y en 2D (0,0). Si los observadores al puntear con su criterio el punto Na hubiesen tenido la oportunidad de ver el valor numérico que representaba su decisión, podrían por la libertad de cómo está diseñado el estudio, reubicarlo con valores en los tres ejes del espacio más cercanos al cero, o inclusive verse afectado, con refuerzo positivo o negativo según corresponda, en los siguientes puntos a determinar por estar o no “acertando” según los valores numéricos de los puntos anteriores.

El origen (0,0,0) con respecto al cual se establecieron las coordenadas tridimensionales de todos los puntos de referencia (x,y,z), se hizo coincidir en este estudio con el punto Nasion (Na), al igual que otros investigadores (Cho, 2009).

En la literatura han sido reflejados otros orígenes. En el estudio de Farronato se definió en la intersección de 3 planos perpendiculares entre sí, que fueron definidos empleando los puntos Sella (S), Nasion (Na) y Basion (Ba) (Farronato *et al.*, 2012); en el artículo de Zamora fue definido en la esquina derecha inferior anterior del cubo que contiene la imagen en 3D (Zamora *et al.*, 2012).

Otro estudio toma en cuenta las vistas axial, coronal y sagital de la cabeza, el plano medio del modelo se orienta verticalmente y la línea trans-porion y el plano de Frankfort se orientan horizontalmente. El centro del sistema de coordenadas se determinó por la intersección de la línea trans-porion y el plano medio sagital (de Oliveira *et al.*, 2009).

En nuestro estudio existió una copia de la carpeta “Paciente Inicial” ya explicada en el apartado de metodología y la justificación de ésta fue la necesidad de tener los datos de los pacientes preparados en caso de que existiese un fallo al guardar incorrectamente (con cambios) el paciente en la carpeta “Paciente Inicial”, y evitar que existiesen retrasos por este error, y no alterar de esta manera el orden ni el horario en las citas que tenían asignadas los observadores en el aula de trabajo.

V.2. Discusión de los resultados

Se analizarán y se compararán los resultados con los conseguidos por otros trabajos similares a este. Para un mejor entendimiento de esta discusión, en cuanto a la consistencia media (CM) tanto en 2D como en 3D, se especifica que, los valores numéricos bajos corresponderían a una buena, mayor, mejor, más alta consistencia. Es decir, los valores numéricos altos correspondería a una mala, menor, peor, más baja, CM. Por otro lado cuando se discuta sobre los ejes, en nuestro estudio por protocolo, el eje vertical es el Z, el eje transversal es el X y el eje antero-posterior es el Y, de forma tal que cuando exista alguna comparación por ejes con otro trabajo, no siempre coincidirán

las letras con que se designan dichos ejes, por lo que la comparativa se realizará con el eje que corresponda, sin dar importancia si coincide la letra con la que se identifica.

V.2.1. Puntos cefalométricos en 2D

El objetivo del presente estudio en cuanto a cefalometría 2D consistía en analizar el comportamiento de 15 puntos cefalométricos óseos identificados en reconstrucciones bidimensionales a partir de CBCT *in vivo* en un total de 12 radiografías reconstruidas de pacientes, siendo 7 de estos puntos frontales y 8 laterales. Se estudiaron tanto la consistencia media (CM) como la desviación típica de las marcas mencionadas, estas fueron localizadas en 3 ocasiones por los 16 observadores, agrupados en cuatro grupos según su nivel de formación previa en 2D.

La consistencia media global en la localización de los 15 puntos cefalométricos en 2D fue de 1,63 mm. La marca ENA-lat-rx obtuvo el menor valor de consistencia media, con un valor de 0,85 mm, por lo que es el punto que presenta más consistencia. Por el contrario, el mayor valor de consistencia media la obtuvo Or-izq-rx con un resultado de 2,70 mm. Esta diferencia entre estos dos valores extremos, creemos que es debida, a que los puntos que están en radiografías laterales son más consistentes que los que se ubican en radiografías frontales, debido a la mayor superposición de estructuras que existen en esta proyección radiográfica. Otro motivo que se atribuye es el hecho de la situación del punto ENA-lat-rx, que está al final de una estructura de morfología aguda o afilada, con una gran delimitación anatómica que da pocas opciones a la equivocación, mientras que Or-izq-rx, se encuentra por definición en la parte más inferior, pero de una línea curva muy amplia, que puede dar lugar a varias interpretaciones. Esto es debido a que existe un tramo amplio de reborde orbitario plano, que cualquiera de sus puntos cumplen con la definición de parte más inferior.

Por otra parte, al analizar la consistencia media por grupos de examinadores en 2D observamos la misma tendencia, ya que el punto ENA-lat-rx sería el punto más consistente para 1º de Máster (0,79 mm) y el segundo más consistente para 3º de Máster (0,85 mm). Del mismo modo, al evaluar de forma independiente los grupos el punto menos consistente sigue siendo Or-izq-rx para 1º (3,57 mm) y 2º de Máster (2,62 mm) y

el segundo menos consistente para 3° de Máster (2,73 mm). Creemos que aunque cada punto tiene su manera propia de caracterizarse, todos los grupos se ven influenciados por estas características, colocándose cada punto en una posición determinada dentro del escalafón general, pero también influye la habilidad del grupo operador en que la CM sea mejor o peor con respecto a otros grupos. Un ejemplo de esto es el punto Orizq-rx que ocupa el mismo puesto en el ranking (15°) en los grupos de 1° (3,57 mm) y 2° de Máster (2,62 mm), pero este último grupo mejora en casi 1mm a 1° de Máster.

Si se tiene en cuenta la desviación estándar global de los 15 puntos cefalométricos en 2D, la media es de 2,37mm. La marca que obtuvo la menor precisión fue Me-f-rx con un valor de 4,85 mm. Por el contrario, la mayor precisión la obtuvo Go-lat-rx con un resultado de 0,59 mm. Se considera que esto una vez más puede ser debido a las específicas características de tipo y localización de cada punto, como aparece desarrollado más adelante en concordancia con varios artículos publicados previamente, los puntos frontales tiene más superposición de estructuras, lo que hace que sea más complicada la localización de estos con respecto a los puntos laterales en las que esta superposición es menor.

Al analizar nuevamente la precisión en 2D, esta vez teniendo en cuenta los grupos de examinadores, se aprecia una misma tendencia, ya que el punto Me-f-rx fue el punto con mayor desviación estándar para el grupo de Grado (4,40 mm) y 2° Máster (4,82 mm) y el segundo para el grupo de 1° de Máster (7,09 mm). De forma análoga, Go-lat-rx sería el punto con una menor desviación estándar para 3° de Máster, el segundo con menor desviación estándar para Grado (0,53 mm) y 1° de Máster (0,65 mm), y el tercero para 2° de Máster (0,52 mm). Creemos que esta es una prueba más de que los puntos tienen un comportamiento único por su ubicación en la anatomía craneofacial, que se manifiesta en todos los grupos participantes de manera similar en cuanto a ranking del puesto que ocupa el punto en precisión, hay que agregar que en valor numérico real, se da el caso de que sí existen diferencias entre grupos, y consideramos que estas se deben a la peculiaridad de cada grupo estudiado, cabe destacar por ejemplo que los de 1° de Máster en el punto Me-f-rx, ya obtienen un valor bastante peor que sus compañeros de Grado o 2° de Máster.

Cuando se analizan cada uno de los ejes que componen la ubicación de una marca determinada, se observa que existen distintos comportamientos, unas veces coinciden la CM y la precisión en los ejes (ya sea por valor numérico o por ranking que ocupa en su agrupación de tipos de marcas) y otras veces no. Esto sucede tanto en imágenes 2D frontal como en 2D lateral.

Por ejemplo, al analizar el comportamiento en 2D lateral de la CM y precisión de las marcas Or-lat-rx y Po-lat-rx, vemos que en el eje Y (0,70 y 0,83 mm respectivamente) y en el eje Z (0,59 mm ambas marcas) tienen un comportamiento cuanto a valor numérico diferente, siendo ambas marcas más consistentes en el eje Z. Una posible explicación de este comportamiento discordante entre ejes se puede encontrar en la forma de la estructura donde se determina la marca, en este caso son estructuras curvas y amplias (el reborde orbitario y la entrada del conducto auditivo externo óseo), donde la dimensión que presenta mayor error es la paralela a la curva. Las marcas en estructuras curvas se espera que tengan más error que las marcas en estructuras más agudas donde existe más delimitación anatómica, ya que estas dan menos margen a la equivocación en el momento de puntearlas. Las características del comportamiento de las marcas por ejes, tienen necesariamente implicaciones en el uso que se haga de ellas en la cefalometría.

En el caso que nos ocupa ahora, estas marcas se utilizan en cefalometría bidimensional en el trazado del plano horizontal de Frankfort (FH), y para este uso, es más conveniente que el eje Z tenga un mejor comportamiento que el eje Y como así se ha encontrado en este estudio. Esto es debido a que una mayor dispersión de estos puntos en el eje Y no afecta al trazado de la horizontalidad de este plano, sin embargo una dispersión en el eje Z, sí afecta a la horizontalidad del plano, convirtiéndolo en más o menos angulado, y de esta manera no sería un buen plano de referencia ya que se afectarían todas las medidas que lo usen para referenciar medidas angulares verticales. Por todo lo anterior aunque no es el motivo principal de este trabajo, se puede decir que es importante entender la consistencia individual de cada eje para apreciar como el error puede afectar a las medidas cefalométricas.

Otro punto estudiado, Me-lat-rx, tiene un mejor comportamiento de la CM y precisión en el eje Z ($0,41 \pm 0,30$ mm) con respecto al eje Y ($1,25 \pm 0,94$ mm),

adoptando diferentes posiciones en cuanto al ranking de este tipo de marcas (2° y 7° respectivamente). Esta marca está situada como las anteriores, en una curva amplia en la zona más anterior de la mandíbula, pero por definición en el punto más inferior, en este caso un a vez más la dimensión que presentó peor resultado, es la que es paralela a la curva, o sea el eje anteroposterior o eje Y. Esto es debido a la mayor posibilidad de error en este eje que al ser relativamente plano, el error se manifiesta anteroposteriormente (es decir, en sentido sagital) y en el eje vertical aparece con muy poca variación, ya que un desplazamiento fallido en la ubicación de los puntos de manera sagital, no influye en el otro eje, por tener un nivel vertical muy parecido.

En la literatura revisada hasta la fecha, se encuentran varios estudios sobre la identificación de marcas cefalométricas bidimensionales, entre los cuales cabe destacar los llevados a cabo por los siguientes investigadores Richardson *et al.*, 1966; Baumrind *et al.*, 1971a; Broch *et al.*, 1981; Stabrun *et al.*, 1982; Chate *et al.*, 1987; Vincent *et al.*, 1987; Haynes *et al.*, 1993; Kragkov *et al.*, 1997; Tng *et al.*, 1994; Van Vlijmen *et al.*, 2009 y 2010; Lagravère *et al.*, 2010b; Grauer *et al.*, 2010; Delamare *et al.*, 2010; Ludlow *et al.*, 2009; y Major *et al.*, 1994. En cuanto a la diferente metodología empleada en las investigaciones anteriormente citadas, se observa que algunos fueron realizados en cráneos óseos humanos *ex vivo*, (Baumrind, Kragkov, Major, Tng, Van Vlijmen), mientras al igual que en el presente estudio, otros se realizaron sobre pacientes *in vivo* (Haynes, Lagravère, Grauer, Delamare, Ludlow y Major).

A su vez, los estudios pueden dividirse en los que fueron realizados sobre Rx convencionales laterales (Haynes, Kragkov, Tng, Van Vlijmen, Lagravère, Grauer, Delamare y Ludlow), frontales o anteroposteriores (Kragkov, Major y Van Vlijmen), y los obtenidos a partir de CBCT (Grauer, Delamare, Ludlow, Lagravère y Van Vlijmen).

En cuanto al número de radiografías (Rx) sobre las que se realizó la identificación de puntos cefalométricos en 2D, fue muy diverso, ya que autores como Kragkov *et al.*, en su estudio de 1997 utilizaron 9, frente a las 100 empleadas por Stabrun *et al.*, en 1982. En la presente investigación se emplearon un total de 12 radiografías laterales y sus correspondientes 12 radiografías frontales, para un total de 24, todas reconstruídas a partir de CBCT.

Tomando en cuenta el número de observadores que realizaron la localización de los marcas, no hay gran diferencia entre las investigaciones citadas previamente, pues fluctúa entre 1 y 5 examinadores. Por otro lado, en el presente estudio se contó con un total de 16 observadores.

Tras esta reseña bibliográfica, se ha visto que hay dos estudios previos con una metodología similar a la de este estudio, en los que también se ha cuantificado la consistencia media global de varios puntos cefalométricos bidimensionales.

Uno de ellos fue publicado por Ludlow *et al.*, en el año 2009 desde la escuela de Odontología de la Universidad de Carolina del Norte, y otro fue llevado a cabo por Lagravère *et al.*, en el 2010 en la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Alberta, en Edmonton (Canadá).

Hay varios rasgos metodológicos comunes entre dichas investigaciones y el presente estudio. En primer lugar, todos ellos son estudios *in vivo*, en los cuales se seleccionaron escáneres CBCT de distintos pacientes, sobre los que posteriormente fueron localizados diferentes puntos cefalométricos bidimensionales sobre estructuras óseas. En ambas, el estudio fue llevado a cabo por varios observadores, previamente calibrados, los cuales localizaron las marcas 2D escogidas en varias ocasiones.

A pesar de dichas similitudes, también se han encontrado diferencias metodológicas, por ejemplo en cuanto a la calibración previa. La investigación llevada a cabo por Lagravère *et al.*, en 2010a, contó con 3 observadores previamente entrenados en el uso del software AMIRA y la identificación de puntos cefalométricos. Por otra parte, los 5 observadores de la investigación llevada a cabo por Ludlow *et al.*, en 2009 (1 estudiante de Máster de radiología, 1 estudiante de Máster de ortodoncia, un ortodoncista experimentado y 2 radiólogos experimentados) recibieron información escrita y verbal además de ser entrenados en el uso de las dos modalidades previamente, con 10 escáneres CBCT y Rx convencionales no incluidas en el estudio. En nuestro caso sólo se entrenó por una sola vez, ya que un exceso de calibración podía alterar las condiciones de experiencia previa de los observadores. Por otro lado en la presente investigación, fueron 16 los observadores (todos ellos estudiantes, de Grado en Odontología, 1º, 2º y 3º del Máster en ortodoncia), a los cuales se les impartió un primer

curso de tres horas de duración en el que se realizó un recordatorio de la anatomía del complejo cráneo-facial y su visualización en cefalometría radiográfica. En una segunda clase se llevó a cabo una capacitación y calibración en cuanto a las definiciones operacionales de los puntos anatómicos cefalométricos a estudiar; así mismo, se les explicó el manejo del programa informático. Antes de empezar la investigación todo evaluador tenía que haber realizado un caso completo previo de trazado 2D sobre 1 escáner CBCT de un mismo paciente piloto. Se debe aclarar que el punteo de 3D que se hizo también en la presente investigación, se realizó antes del punteo 2D, precisamente para evitar poner en contacto previo con la cefalometría bidimensional a los observadores de Grado.

Ludlow *et al.*, en su investigación, comparó la consistencia en la identificación de marcas cefalométricas sobre reconstrucciones multi-planares (MPR) obtenidas de escáneres CBCT, y sobre radiografías laterales convencionales, siendo el patrón de referencia (*gold estándar*) la media de todos los observadores para ese punto al igual que en este estudio. En dicha investigación, se usaron marcas en tejido blando, dentario y óseo, dentro de este último grupo, utilizaron las mismas marcas 2D en Rx lateral que nuestro estudio a excepción de eminencia articular (eA) y cavidad glenoidea (CG). A continuación se muestran ambos valores para cada punto, apareciendo en primer lugar en todos ellos los datos de la presente investigación: Na-lat-rx (2,10 mm y 1,17 mm), Po-lat-rx (1,13 mm y 1,86 mm), Or-lat-rx (1,00 mm y 1,76 mm), ENA-lat-rx (0,85 mm y 1,54 mm), Go-lat-rx (0,93 mm y 1,85mm) y por último Me-lat-rx (1,36 mm y 1,26 mm). Aunque en los puntos Na-lat-rx y Me-lat-rx en el global de grupos de esta investigación obtuvieron peor consistencia que Ludlow, analizando los grupos de forma individual, vemos que en el punto Me-lat-rx se obtuvo una consistencia media de 0,58 mm en el grupo de 2º de Máster, mejorando como grupo a la conseguida en el estudio de Ludlow, en el punto Na-lat-rx ninguno de los grupos pertenecientes a esta investigación logró mejor CM que el citado estudio. Al analizar los datos, se observa que en el presente estudio se obtuvieron mejores consistencias en 4 de los 6 puntos comparables entre ambas investigaciones, es decir, un 67% presenta mayor consistencia (Rx laterales obtenidas a partir de escáneres CBCT) que las Rx laterales convencionales trazadas en el estudio de Ludlow *et al.*

Por otra parte, también se puede comparar el presente estudio con otro realizado previamente por Lagravère *et al.*, 2010 en el que se compara la exactitud en la identificación de marcas cefalométricas sobre MPR y reconstrucciones volumétricas 3D obtenidas de escáneres CBCT y sobre cefalometrías laterales de cráneo convencionales digitales.

Al analizar el comportamiento de los puntos cefalométricos por ejes en reconstrucciones 2D lateral en ambas investigaciones vemos que éstos tienen diferente nomenclatura, el anteroposterior y el vertical (*Y* y *Z* en el presente estudio, y *X* e *Y* para Lagravère *et al.*, (2010a) el motivo por el cual en nuestro estudio se estableció de este modo fue para seguir la misma nomenclatura que la utilizada en la localización de puntos 3D y evitar confusiones al compararlos.

Los valores fueron similares en ambas investigaciones, existiendo en el eje anteroposterior una mayor o igual consistencia para este estudio en 3 de los 6 puntos comparables (ENA-lat-rx, Go-lat-rx y Or-lat-rx) y otros 3 en el eje vertical (ENA-lat-rx, Or-lat-rx y Me-lat-rx). Si se evalúa en el comportamiento según el eje, se advierte que hay puntos más consistentes en el eje vertical, como ENA-lat-rx, Or-lat-rx y Me-lat-rx, que tanto en el artículo de Lagravère *et al.*, como en el presente estudio, tienen valores inferiores en comparación con el eje anteroposterior. Por el contrario, Po-lat-rx y Na-lat-rx presentan una mayor CM en el eje anteroposterior en ambos estudios. Una vez más se advierte que la magnitud de la consistencia y el comportamiento por eje espacial varía según la marca.

Como conclusión en cuanto a 2D se refiere, el estudio de Lagravère *et al.*, 2010a sugiere que la exactitud de los valores es alta para la mayoría de los puntos cefalométricos obtenidos de radiografías laterales convencionales, con lo cual, los del presente estudio también serían aceptables, ya que los valores de CM oscilan entre 0,36 mm y 1,31 mm en la presente investigación, y en la de Lagravère 0,29 mm y 1 mm.

Cabe destacar que son los puntos Menton y Nasion los que elevan el valor de la media de este estudio. El tener una menor consistencia media en alguno de los puntos en la presente investigación, es en parte debido a que el presente estudio lo que evalúa son las diferencias en cuanto a habilidad de los examinadores entre los grupos con

diferente nivel formativo, y no se basa en intentar conseguir la mayor consistencia media posible y estipular el error milimétrico de cada punto, de lo contrario se hubiesen eliminado los valores extremos (*outliers*). De esta forma, se han analizado la precisión y consistencia obtenidas con el empleo habitual de un software destinado para tal fin, aceptando los posibles fallos derivados de su uso cotidiano. Por tanto se puede concluir que se han logrado resultados aceptables y extrapolables al uso real de esta tecnología durante la rutina de cualquier profesional en su clínica dental que necesite emplear cefalometrías 2D derivadas de escáneres CBCT. Por otro lado el promedio de nuestros observadores tienen un comportamiento similar al estudio de Ludlow, pero hay que recalcar que existen diferencias entre los grupos.

Si los dos puntos mencionados anteriormente no se tuviesen en cuenta, la CM de las Rx de esta investigación sería mayor que la del estudio con el que se está comparando, poseyendo unos valores en los ejes anteroposterior y vertical de 2,77 mm y 2,19 mm, frente a 3,11 mm y 2,47 mm.

En el estudio de *Ludlow et al.*, se constata que los puntos cefalométricos que incorporan características lineales horizontales en el plano medio-lateral (ML), tienen un mayor potencial de variabilidad. Un ejemplo es el punto Orbital, que se describe en el margen más inferior de la cavidad orbitaria. Esto conlleva una dificultad añadida para los observadores, ya que algunos pacientes poseen una forma relativamente plana del mismo en el plano ML. En el presente trabajo, Orbital tuvo mejores resultados de consistencia en 2D que 3D, y se podría explicar también por este fenómeno. La conclusión de este artículo refleja que la identificación de puntos cefalométricos es significativamente más consistente (definido en el artículo como “precisa”) sobre reconstrucciones multiplanares 3D (MPR) que sobre cefalometrías convencionales de cráneo (2D).

Si se desglosan las diferentes consistencias medias totales de cada grupo de examinadores estudiados, se observa que, en orden de mejor (menor) a peor (mayor) CM, 2º de Máster logró unos resultados de 1,40 mm, el grupo de Grado obtuvo unos resultados de 1,49 mm, 3º de Máster obtuvo unos resultados de 1,77 mm, y 1º de Máster obtuvo unos resultados de 1,86 mm. Por otro lado, si se analizan las desviaciones típicas totales de cada grupo de observadores, obtenemos el siguiente orden de mejor a peor

precisión: 3° de Máster (1,50 mm), Grado (1,93 mm), 2° de Máster (2,15 mm) y 1° de Máster (3,43mm). Por lo tanto, el grupo más consistente en 2D sería 2° de Máster y el más preciso 3° de Máster. No hemos podido encontrar en la literatura otros estudios que comparen grupos de examinadores, pero creemos que los de 1° de Máster son el grupo con peor resultado en CM y Precisión, por su mayor inexperiencia con respecto a los otros grupos de Máster. Los de 3° de Máster fueron los más precisos, consideramos que es por ser el grupo con más experiencia en cefalometría 2D, creemos que la experiencia desarrolla la habilidad de ser más preciso, aunque en un momento dado la CM no sea la mejor, el grupo de Grado queda en un puesto intermedio siendo superados en CM y precisión con 2° y 3° de Máster respectivamente, lo cual consideramos lógico, ya que la mayor experiencia de estos últimos dos grupos supera a los de mayor inexperiencia como lo son Grado y 1° de Máster. Consideramos que el grupo de Grado (aún no teniendo una experiencia previa en 2D) ocupa un buen puesto, posiblemente por el efecto positivo que tuvo en ellos el hacer un recorrido previo por la cefalometría tridimensional antes de puntuar en 2D.

Se ha observado que, de forma general, el punto con mayor consistencia en el ranking de CM global en 2D es ENA-lat-rx, que ocuparía el primer puesto (al igual que los de 1° de Máster, mientras que obtendría un segundo puesto para los grupos de 2° y 3° de Máster y un cuarto puesto para el grupo de Grado). El punto cefalométrico con menor consistencia en el ranking de CM global en 2D fue Or-izq-rx (que ocupa el puesto número 12 en el grupo de Grado, el 14 en 3° de Máster y el 15 en 1° y 2° de Máster). Entendemos que tienen un comportamiento muy similar en cada grupo, pero se vuelve a resaltar la mejor CM de los puntos laterales en comparación con los puntos frontales, aquí la explicación vuelve a ser la mayor complejidad en la superposición de estructuras que se da en las radiografías frontales.

En líneas generales, se puede observar que la consistencia media global en reconstrucciones bidimensionales fue mayor en Rx lateral, oscilando entre 0,85 mm (ENA-lat-rx) y 1,37 mm (CG-lat rx), a excepción de Na-lat-rx con 2,10 mm, mientras que en Rx frontal, la CM varió desde 1,40 mm en FZ-izq-rx a 2,70 mm en Or-izq-rx. Si se tienen en cuenta los grupos, los resultados son similares al global, siendo mayor la consistencia media en Rx lateral.

Al analizarse la uniformidad en el puesto de cada punto cefalométrico bidimensional en el ranking, se observa que en Rx frontales FZ-dch-rx muestra valores similares para los grupos de Grado, 1° y 3° (puestos del 10° al 13°), mientras que ocuparía el séptimo puesto en el ranking de 2° de Máster. Por otra parte FZ-izq-rx muestra puestos en el ranking comprendidos entre el 3° y 6° en los grupos de Grado, 1° y 2°, mientras que en el grupo de 3° de Máster ocuparía el duodécimo puesto. De forma análoga se observa que Me-f-rx ocupa puestos entre el 13° y 15° para los grupos de Grado, 1° y 2° de Máster y ocuparía el 5° puesto para los de 3° de Máster. Por el contrario, en las Rx laterales, vemos que Me-lat-rx ocupó el primer puesto en el ranking en el grupo de 2° de Máster, mientras que en el resto de los grupos osciló entre el puesto número 8° y el 11°. Por tanto, se puede observar que además de presentar mayor CM global las imágenes en 2D lateral, presentan una mayor homogeneidad en casi la totalidad de las identificaciones de los puntos cefalométricos.

Cuando realizamos la comparación por orden de consistencia media global y por grupos de puntos en 2D; encontramos que al ordenar las Rx frontales, estas ocupan las últimas 7 posiciones (de la 9° a la 15°) en el listado de CM de las Rx 2D, a excepción de un sólo punto (FZ-izq-rx), cuando analizamos por grupos el comportamiento es similar, presentando cada grupo alguna excepción: Grado (2, las posiciones 8° y 3°), 1° de Máster (1, la posición 3°), 2° de Máster (2, las posiciones 7° y 8°) y 3° de Máster (1, la posición 5°). Podemos determinar entonces, que el comportamiento de todos los grupos fue similar, es decir, en general la CM; de las Rx frontales es menor con respecto a las Rx laterales y esto es independiente del grupo que esté trazando.

Esto puede ser debido a varios factores, entre los que se encuentra un mayor nivel formativo en cefalometría lateral de cráneo en la mayoría de centros donde se imparte enseñanza sobre ortodoncia, y una mayor familiarización, ya que se utiliza muy frecuentemente en el diagnóstico diario de pacientes, mientras que la cefalometría frontal solo es utilizada cuando se presentan casos de asimetría en la clínica, y su enseñanza suele conllevar un menor porcentaje de tiempo en las horas lectivas. Además 2D lateral presenta mayor calidad, menor distorsión y superposición de estructuras.

En Rx frontales, no parece haber una tendencia que identifique un lado de la cráneo como más consistente respecto al otro, ya que en los puntos bilaterales

analizados en este estudio, se observó que Or-izq-rx obtuvo menor consistencia que Or-dch-rx (2,70 mm frente a 2,42 mm respectivamente, que a pesar de no ser una gran diferencia, coloca al lado izquierdo con peor resultado) mientras que FZ-izq-rx logró mayor consistencia media que FZ-dch-rx (1,40 mm frente a 1,94 mm respectivamente, es decir mejores resultados en el lado derecho).

Si se analizan las diferencias entre los grupos, se observa que en general tuvieron mayor facilidad en la localización del punto Menton en Rx frontal, Me-f-rx, los de 3° de Máster (ya que lograron el 5° puesto en el ranking) a diferencia del resto de los grupos (que oscilaron entre los puestos 13° y 15°). Por el contrario, en las Rx laterales, vemos que Me-lat-rx ocupó el primer puesto en el ranking en el grupo de 2° de Máster, mientras que en el resto de los grupos osciló entre el puesto número 8° y el 11°. De este modo, podría determinarse que en puntos cuya localización pueda ser más tediosa, como en este caso el punto Menton, son los grupos de 2° y 3° de Máster gracias a su experiencia en 2D los que más facilidad tengan para localizarlos.

Al analizar el comportamiento de los puntos por ejes en reconstrucciones bidimensionales, tendremos que dividir las marcas cefalométricas identificadas en Rx frontal, el eje X es el transversal y el Z el vertical. Esto se estableció de este modo, para seguir la nomenclatura utilizada en la localización de puntos 3D. En telerradiografía frontal de cráneo se puede observar que hay puntos que se comportan de manera similar en los ejes X y Z, como son los puntos frontozigomáticos, ya que el punto FZ-izq-rx ocuparía el tercer puesto tanto en el eje X como en el Z, y el FZ-dch-rx el quinto en ambos ejes. Si evaluamos cuál es su consistencia media general, vemos que dichos puntos están entre los primeros tres puestos del ranking de CM en 2D frontal, junto con N-f-rx. Por el contrario, hay puntos que presentan mayor consistencia en uno de los dos ejes, como por ejemplo Or-dch-x y Or-izq-rx, que mientras que en el eje Y logran tener los mejores puestos, en el eje X son los dos con menor consistencia (2,12 mm y 2,42 mm respectivamente). Al analizarse la CM general de éstos, vemos que al igual que en el eje X, ocupan las dos últimas posiciones en el ranking.

En telerradiografía lateral de cráneo (Rx 2D lateral) hay puntos cuyo comportamiento es similar tanto en el eje Y como en el Z. Este es el caso de ENA-lat-rx, que ocupa el segundo puesto en CM en el eje Y y el primero en la CM general y en el

eje Z. Las marcas Or-lat-rx y Na-lat-rx ocuparían el mismo puesto en el ranking tanto de CM general como por ejes, siendo la tercera y octava respectivamente. En el eje Y, el punto más consistente y a su vez más preciso es Go-lat-rx con $0,59 \pm 0,48$ mm. El menos consistente y menos preciso sería Na-lat-rx, con $1,31 \pm 3,68$ mm, ocupando así el puesto número 8 en el ranking. En el eje Z la marca más consistente es ENA-lat-rx con 0,36 mm.

Con estos datos, se puede decir que en algunos puntos hay coincidencia en cuanto a la consistencia media de cada punto y sus respectivos valores en los diferentes ejes, mientras que en otros hay discrepancias. Por tanto, depende del punto cefalométrico a identificar, ya que cada marca tiene un patrón característico y una variable de error asociados con su tipo y localización.

Estas diferencias en cuanto a la consistencia de los puntos pueden responder a varios factores, entre los cuales estaría la ubicación concreta de cada punto. Baumrind y Frantz en 1971 afirmaron que, durante la realización de una cefalometría 2D, los puntos anatómicos bidimensionales más fáciles de identificar fueron aquellos que se situaron sobre bordes anatómicos o crestas, y en cambio, aquellos que debieron ser posicionados sobre curvas prolongadas presentaron más errores de precisión. Además, los anteriores autores junto con Broch *et al.*, 1981 afirmaron que la magnitud en los errores de identificación de puntos cefalométricos dependían de la posición de la marca, siendo menor en bordes claros con contraste de alta densidad y mayor en áreas borrosas de las estructuras craneofaciales.

Por el contrario, aunque en algunos puntos estudiados si se cumple la afirmación anterior en el presente estudio, como en el caso de ENA-lat-rx (CM de 0.85 mm y primer puesto en el ranking), Or-dch-rx (con 2,42 mm y número 14 en el ranking) y Or-izq-rx (2,70 mm y número 15 en el ranking), hay otras marcas en las que no se puede afirmar lo mismo, ya que hay puntos situados en bordes anatómicos como Na-lat-rx con una baja consistencia media global (2,10 mm y puesto número 12 en el ranking) y otros situados en superficies anatómicas redondeadas como Or-lat-rx y Go-lat-rx cuya CM global está entre los mejores puestos, con un valor de 1 mm (tercer puesto en el ranking) y 0,93 mm (segundo puesto en el ranking) respectivamente.

Lagravère y *et al.*, en 2010a concluyeron que había muchos factores que contribuían a la consistencia (reliability: fiabilidad) en la identificación de los puntos, como son la naturaleza de las marcas cefalométricas, la densidad y agudeza de las imágenes, complejidad anatómica y superposición de tejidos blandos y óseos, la definición del punto y por último, el nivel de experiencia de los observadores o su grado de entrenamiento. Por otro lado, una segunda explicación posible, es que los observadores de nuestro estudio tuvieron la posibilidad de utilizar libremente las herramientas que poseía el software para el ajuste de la imagen, y así, a criterio del examinador, poder mejorar la visualización de las estructuras óseas para la posterior localización de las marcas. Entre estas herramientas se encontraban contraste, brillo, y opacidad. Quizás, alguno de los observadores no eligió la mejor opción a la hora de seleccionar la imagen más adecuada a la hora de puntear marcas como Na-lat-rx, ya que al ser un borde en una superficie convexa y estar situado en una sutura, donde se unen dos huesos, puede tener mayor sensibilidad. Si bien su consistencia media fue la peor en 2D lateral con 2,10 mm, en lo que más falló con respecto al resto de puntos estudiados fue en la precisión, con 4,60 mm.

En un estudio del año 1978, realizado por McWilliam y Welander sobre la calidad de imagen y pantallas intensificadoras, donde participaron 5 observadores y 10 puntos de referencia en 15 imágenes cefalométricas, ya establecían que la identificación de puntos cefalométricos podría estar relacionada con reconocimiento de patrones, y que es más aplicable a examinadores experimentados. En nuestro estudio con reconstrucciones bidimensionales podemos observar algo similar y agregar que los observadores aún no son ortodoncistas, y menos aún profesionales experimentados. Debido a que la experiencia supone gran ventaja, los grupos de 2º y 3º de Máster fueron más consistentes que el grupo de 1º de Máster. (2º de Máster, prácticamente tiene el mismo nivel formativo que 3º de Máster en cuanto a trazado en 2D ya que han asimilado la teoría antes de pasar a 3º de Máster). Pero por otra parte, también se puede observar que el grupo de Grado resultó ser muy bueno en 3D. Esto puede ser debido a varios factores, como veremos más adelante en la discusión de puntos 3D, entre los que se encuentra el ser más jóvenes, estar más familiarizados consecuentemente con las nuevas tecnologías y el serles más fácil la utilización del programa de ordenador empleado en el punteo. Otra de las causas que se han señalado es el que al no tener experiencia en 2D, comprenden mejor desde un inicio la sistemática en la localización

de puntos 3D. Por otra parte, no son tampoco el grupo con menor consistencia en 2D porque parece ser que lo asimila mejor debido a que han aprendido antes la anatomía tridimensional, por lo que les es menos complicado que al grupo de 1° de Máster (de los grupos estudiados el que más baja experiencia tenía en 2D, sin llegar a ser nula) localizar los puntos en las estructuras en 2D.

En resumen, los grupos de Grado y de 3° de Máster logran buenos resultados en 2D por diferentes caminos, unos gracias a la temprana asimilación de estructuras en 3D y otros gracias a la experiencia de haber trazado durante años cefalometrías bidimensionales. Esta posible explicación puede tener una gran repercusión con fines docentes, ya que en cuanto a trazados cefalométricos se refiere, los tres años de experiencia en un Máster de Ortodoncia podrían ser comparables a una enseñanza de trazados en 3D previa o simultánea a 2D en alumnos que aún están cursando el Grado de odontología. Sospechamos que si se sumasen ambos factores que han contribuido para lograr estos resultados, podría llegar a conseguirse valores aún más satisfactorios.

Al analizarse los resultados en función de cada uno de los 12 pacientes de forma individual, el individuo que obtuvo la mayor CM y desviación típica globales fue el paciente N°5, con valores de $1,14 \text{ mm} \pm 0,96 \text{ mm}$. Por el contrario, el paciente que presentó una menor consistencia y precisión fue el número 6, con $2,20 \text{ mm} \pm 3,40 \text{ mm}$. El rango existente entre el paciente con mayor y menor consistencia es de $1,06 \text{ mm}$, lo cual representa que no hay gran variabilidad en cuanto a CM, pero si se analiza la desviación típica, la diferencia entre ambos pacientes es de $2,44 \text{ mm}$, lo cual si es un valor sustancial en 2D entre los pacientes estudiados.

Al valorar los resultados obtenidos en cada paciente por grupos, el paciente en el que se halló la mayor CM y precisión fue el número 5, con $0,95 \text{ mm}$ de CM en el grupo de 1° de Máster, mientras que la menor CM, es en el número 6 con $3,46 \text{ mm}$, correspondiente al grupo de 1° de Máster. Creemos que cada paciente presenta diferentes grados de dificultad de visualización de estructuras para ser trazados cefalométricamente, y esto podría ser debido a la particularidad anatómica de cada individuo. Por otro lado, todos los pacientes individualmente tuvieron una mejor CM en Rx 2D lateral con respecto a Rx 2D frontal, debido a la mayor nitidez y menor cantidad de superposición de estructuras de este último tipo de imágenes.

Resulta de gran utilidad conocer la significación clínica de los errores cometidos durante la identificación de puntos cefalométricos en reconstrucciones bidimensionales. En estudios previos, se ha afirmado que un error menor a 1 mm se considera una medición precisa. Richardson *et al.*, (1981). En otros estudios se concluye que la falta de precisión en la identificación de puntos cefalométricos no puede impedir la realización de un diagnóstico adecuado Lou *et al.*, (2007). En el estudio del 2010a por Lagravère *et al.*, en el cual las medidas empleadas son lineales y angulares, se determina que la tolerancia en las diferencias cuando se identifican marcas cefalométricas, depende de cómo sea usada la medida craneofacial. Además establecen que mientras la consistencia intraexaminador es importante en investigación, la consistencia interexaminador es de gran importancia en el diagnóstico clínico y plan de tratamiento. Según dicho artículo, es razonable que las diferencias medias en la identificación de puntos cefalométricos menor a 1 mm sean clínicamente aceptables, entre 1 y 2 mm sea útil en la mayoría de análisis y mayor a 2 mm sea utilizada con cautela. Volviendo a nuestro estudio, son las marcas Or-dcha (2,42mm) y Or-izq-rx (2,70 mm), las que superan de manera notoria el límite de 2mm, y ambas pertenecen a Rx frontal, que es en la que peores CM se han conseguido en este estudio por las razones ya expuestas anteriormente.

En otra investigación previa, con la cual no podemos comparar los valores ya que vienen expresados en medidas lineales y angulares (Kumar *et al.*, 2007), se afirma que los extremos afilados en 2D son reemplazados por superficies y curvas en reconstrucciones 3D. Por ejemplo, la localización del punto Porion en una proyección sintetizada a partir de CBCT, a menudo suponía un desafío. Mientras el conducto del oído usado en la cefalometría convencional indica la localización del meato auditivo externo, el porion anatómico es diferente de la apertura externa.

En otro estudio del 2010, realizado en la Universidad Federal de Río Grande do Sul, en Brazil, por Delamare *et al.*, en 2010, sobre la influencia de un programa de calibración de observadores en la identificación de marcas 2D usando 2 tipos de radiografías, imágenes radiográficas convencionales y otras sintetizadas a partir de CBCT, 5 estudiantes graduados en radiología oral (tras pasar un programa de calibración profesional) localizaron 20 puntos cefalométricos en 10 pacientes. Los

resultados sugieren que la calibración de los observadores tiene más influencia que el tipo de adquisición de la imagen en la variabilidad de la identificación de marcas en el análisis cefalométrico de dos dimensiones. Concluyen que los cefalogramas 2D obtenidos a partir de CBCT pueden considerarse equivalentes a los tradicionales para las aplicaciones clínicas y experimentales. Si la calibración de los observadores de Delamare influye en los resultados, en nuestro estudio los diferentes grupos podrían tener lo que llamaríamos diferentes tipos de calibración (éstos estarían dados por su nivel de experiencia previa en 2D) y de esa manera podríamos concluir de alguna manera parecida a Delamare que puede haber diferencias entre estos, por su diferente calibración.

V.2.2. Puntos cefalométricos en 3D

Tras la discusión del comportamiento de los puntos cefalométricos bidimensionales, cabe recordar brevemente la metodología acometida durante el punteo de las marcas anatómicas en 3D. Un total de 16 examinadores, agrupados en cuatro grupos atendiendo a su experiencia y formación previa en cefalometría en 2D, localizaron sobre imágenes volumétricas 18 marcas cefalométricos tridimensionales. Dichas reconstrucciones fueron obtenidas a partir de los escáneres CBCT de 12 pacientes ortodóncicos, y cada una de ellas fue punteada en 3 ocasiones diferentes por cada uno de los observadores. La totalidad de los puntos anatómicos tridimensionales seleccionados en el presente estudio se encontraban localizados sobre tejido óseo del cráneo.

La consistencia media (CM) global de los 18 puntos cefalométricos 3D trazados en este estudio por la totalidad de los examinadores fue de 2,67 mm. La marca Frontozigomático derecho (FZ-dch) obtuvo el resultado más bajo en cuanto a la citada consistencia media, con un valor de 0,74 mm; y por el contrario, Eminencia articular derecha (eA-dch) presentó los valores más altos de CM, con un resultado de 5,84 mm.

Al analizar de nuevo la consistencia media por grupos de examinadores, advertimos que esta misma tendencia fue la obtenida, ya que FZ-dch es el punto cefalométrico con el valor de CM más bajo en todos los grupos, y eA-dch logra las

cifras más elevadas de CM en todos los grupos, a excepción de 3° de Máster, en el que obtiene el segundo puesto en cuanto a consistencia media con el valor más elevado, situándose antes del punto Cavity Glenoidea derecha (CG-dch) que pasó a ocupar el último lugar en el citado grupo. Se cree entonces que las marcas tienen unas características propias en cuanto a CM, y este comportamiento como se constata en los datos analizados es independiente del grupo observador, mas bien parece estar determinado por el tipo de marca.

En cuanto a la desviación típica (SD) global, indicadora de la precisión global de las marcas anatómicas 3D punteadas en esta investigación, su valor quedó establecido en 4,91 mm. Cavity Glenoidea izquierda (CG-izq) fue el punto más preciso, con 1,15 mm de desviación típica. En cambio, Eminencia Articular derecha (eA-dch) obtuvo el valor más alto para la desviación típica, con un resultado de 8,03 mm, convirtiéndose de esta manera en el punto menos preciso y menos consistente. En cuanto al comportamiento de la precisión por grupos, se observa que a este nivel, no hay concordancia entre ellos por punto marcado. Sólo se halló en común el punto CG izq con una precisión alta y el punto eA con una precisión baja para todos los grupos estudiados.

Hasta el día de hoy existen publicadas numerosas investigaciones que han estudiado la localización de distintas referencias cefalométricas tridimensionales. Entre todas ellas, cabe destacar los estudios de Kragsskov *et al.*, 1997; de Oliveira *et al.*, 2009; Park *et al.*, 2006; van Vlijmen *et al.*, 2010; Lagravère *et al.*, 2010; Fuyamada *et al.*, 2011; Medelnik *et al.*, 2011; Olsewski *et al.*, 2013; Zamora *et al.*, 2012; y Shibata *et al.*, 2012. Una vez concluida su revisión, podemos subrayar la gran variabilidad metodológica empleada. Cinco de los estudios fueron realizados sobre cráneos óseo humanos *ex vivo* (Kragsskov, van Vlijmen, Fuyamada y Olsewski); Medelnik *et al.* utilizaron la cabeza de un cadáver con la totalidad de sus tejidos y estructuras conservadas; y el resto de los autores, al igual que en nuestra investigación, realizaron los escáneres a pacientes vivos (de Oliveira, Park, Lagravère, Zamora y Shibata).

Sin embargo, no todos los escáneres tridimensionales efectuados en los citados estudios fueron del tipo CBCT; de hecho Park *et al.* y Kragsskov *et al.* utilizaron escáneres de Tomografía Computarizada (TC), y Olsewski *et al.* emplearon *low-dose*

TC. De entre los estudios llevados a cabo con tecnología CBCT, cierto número se efectuaron sobre imágenes volumétricas tridimensionales, tal y como ejecutamos en la presente investigación, mientras que algunos autores utilizaron imágenes multiplanares (cortes) bidimensionales (sagitales, axiales y coronales) sobre los que se procedió a la localización de las marcas anatómicas 3D sobre cada uno de los citados planos espaciales.

El número de escáneres empleados, sobre los que posteriormente se llevarían a cabo los trazados cefalométricos en 3D, fue realmente heterogéneo, de hecho Fuyamada *et al.* emplearon solamente 1 prueba diagnóstica frente a los 40 escáneres analizados en el estudio de van Vlijmen *et al.* En cuanto a la cifra de observadores que participaron en la localización de los puntos, el número oscila entre 1 examinador participante durante la investigación de Park *et al.*, y los 9 observadores reclutados por Fuyamada *et al.* En la literatura revisada, no hemos encontrado ningún estudio que agrupara a los observadores de alguna manera, como se realizó en la presente investigación.

Una vez finalizada la revisión bibliográfica, solo se han hallado dos estudios previos que poseen una metodología similar a la de esta investigación, y que por lo tanto son susceptibles de compararse con la misma, pues en ellos se ha cuantificado también la consistencia media global y precisión de varios puntos cefalométricos tridimensionales, empleando para ello unos rasgos metodológicos similares a los puestos en marcha en el presente estudio. El primero de ellos fue publicado desde la Universidad de California en San Francisco por Schlicher W. en el año 2012; y durante este mismo año 2013, Hassan B. ha publicado el segundo de ellos gracias a su trabajo en la Academia Central de Odontología de Amsterdam (*Academic Centre for Dentistry Amsterdam* (ACTA)).

Los rasgos comunes metodológicos entre dichas investigaciones y el presente estudio han sido varios. En primer lugar, se trata de protocolos *in vivo*, en los cuales se seleccionaron escáneres CBCT de distintos pacientes, sobre los que posteriormente fueron trazados diferentes puntos cefalométricos tridimensionales localizados sobre estructuras óseas. Varios observadores, previamente calibrados, realizaron el proceso de ubicación de las marcas en diferentes de ocasiones.

A modo de resumen, también redactaremos brevemente las diferencias detectadas entre los protocolos de localización de los puntos cefalométricos puestos en marcha por cada uno de los autores. Schlicher empleó para su estudio 19 escáneres CBCT sobre los que 9 observadores puntuaron una vez 32 marcas cefalométricas 3D gracias a la ayuda de visualizaciones de imágenes volumétricas (renderizado de volumen), además de la adición de cortes bidimensionales en los tres planos del espacio (axial, coronal y sagital). En cambio, Hassan utilizó 10 escáneres CBCT en los que 11 observadores localizaron en 2 ocasiones 22 puntos cefalométricos tridimensionales. Para ello utilizó en un primer lugar la visualización de las imágenes volumétricas (renderizado de volumen), y en un segundo momento, complementó el uso de las reconstrucciones tridimensionales con imágenes multiplanares (cortes) en los tres planos del espacio (axial, coronal y sagital); los examinadores realizaron dos repeticiones con cada uno de los dos sistemas. En la presente discusión nos compararemos con los resultados que Hassan aportó tras el punteo realizado sólo con la visualización de imágenes volumétricas sin el uso de los cortes bidimensionales.

Recordar por último, que en la presente investigación 16 observadores, divididos en 4 grupos atendiendo a su experiencia previa en cefalometría bidimensional, trazaron 3 veces 18 marcas anatómicas 3D. Ante estas similitudes, a continuación se realizará una comparativa de alguno de sus resultados con los de nuestro estudio.

En cuanto a las disimilitudes encontradas durante la calibración de los observadores entre los citados estudios y la presente investigación, hemos de destacar de nuevo los diferentes protocolos empleados. A los observadores del equipo de Hassan *et al.* se les impartió una introducción sobre la localización de cada una de las ubicaciones anatómicas y el uso del software. Además tuvieron la oportunidad de emplear 1 escáner CBCT sobre el que trazar los diferentes puntos cefalométricos en 10 ocasiones (5 veces con el uso exclusivo de imágenes renderizadas, y otras 5 veces con las citadas imágenes además de la ayuda de los cortes bidimensionales en los 3 planos del espacio). A los examinadores del estudio de Schlicher *et al.* les impartieron dos clases de calibración, cada una de ellas de una hora de duración, en las que al igual que en la anterior investigación se les instruyó en la localización de los puntos cefalométricos y en la utilización del programa informático. Todos los observadores

tuvieron la oportunidad de realizar al menos un trazado cefalométrico completo antes del inicio de los punteos del estudio.

En la presente investigación, se efectuó un primer curso de tres horas en el que se realizó un recordatorio de la anatomía del complejo cráneo-facial y su visualización durante la cefalometría radiográfica. En una segunda clase se llevó a cabo una capacitación y calibración en cuanto a las definiciones de los puntos anatómicos cefalométricos a estudiar; así mismo, se explicó el manejo del software. Antes de empezar la investigación todo evaluador tenía que haber realizado un caso completo de trazado 3D sobre 1 escáner CBCT que había sido seleccionado para ello.

Tras el conciso resumen de los dos estudios que poseen una metodología similar a la presente investigación, procederemos a la comparación de sus resultados con los datos obtenidos tras la realización del protocolo descrito en el capítulo de material y método. Hassan *et al.*, en el vigente año 2013, obtuvieron para la consistencia media valores semejantes a los hallados en este estudio para varios de los 9 puntos anatómicos estudiados de forma común, como por ejemplo: Porion izquierdo (Po-izq), Porion derecho (Po-dch) y Nasion (N). Los resultados en cada uno de estos puntos obtenidos por Hassan *et al.* fueron respectivamente: 1,93 mm, 3,56 mm y 0,80 mm; en la presente investigación: 1,56 mm, 2,74 mm y 1,62 mm. Si los comparamos, podemos observar una gran similitud entre los valores de ambos estudios, pudiéndose confirmar de esta manera la consistencia de los mismos. Por supuesto, si en lugar de comparar los resultados de la consistencia media global, comparásemos los valores de Hassan con la consistencia media del grupo de Grado, mejoraríamos nuestros resultados en muchos de los puntos, igualando o mejorando más valores del estudio del citado autor. Un ejemplo de ello es Porion-izquierdo, en el que el grupo de Grado obtiene una consistencia media de 1,18 mm frente a los 1,56 mm de la consistencia media global de esta investigación, y 1,93 mm en el citado estudio. En cuanto a la precisión de las marcas, también observamos resultados que guardan una gran similitud; como por ejemplo los puntos Porion izquierdo (Po-izq) y Espina Nasal Anterior (ENA), cuyas desviaciones típicas en el estudio de Hassan fueron de 2,76 mm y 3,10 mm respectivamente, frente a los 2,96 mm y 4,24 mm de la presente investigación. El punto más impreciso del equipo de Hassan *et al.*, fué Porion derecho, mientras que tras el análisis de nuestros propios resultados hemos observado que el punto con la menor precisión fue Eminencia

Articular derecha (eA-dch). Se cree que la comparativa de los resultados con Hassan *et al.*, es parecida cuando se realiza con la totalidad de los grupos, es decir el global, pero al efectuarla sólo con el mejor grupo de el presente trabajo, se mejoran considerablemente los resultados, por lo que pudiera existir algo especial en este grupo (Grado) que le hace diferente al resto de los grupos evaluados.

En el estudio de Schlicher *et al.* (2012), existen 11 puntos cefalométricos óseos en común con la presente investigación, y en referencia a sus consistencias medias, Porion izquierdo (Po-izq) posee 2,33 mm de CM en comparación con los 1,56 mm obtenidos siguiendo el protocolo anteriormente descrito en nuestro estudio (sin eliminar *ouliers*). Otras marcas anatómicas que podemos cotejar son Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq) y Orbital izquierdo (Or-izq) cuyos valores en la investigación del año 2012 fueron de 1,66 mm y 2,43 mm, y en la llevada a cabo en el presente trabajo de 1,11 mm y 2,40 mm. Todos los resultados de este párrafo descritos hasta ahora para la consistencia media, son mejorados en el presente estudio. A continuación, destacaremos otras marcas anatómicas que poseen resultados de CM con valores numéricos mayores en la investigación actual en comparación con Schlicher, aunque la similitud de valores es claramente recalable: Porion derecho (Po-dch) y Orbital derecho (Or-dch) alcanzan respectivamente cifras de 2,68 mm y 2,69 mm en el estudio del año 2012, en comparación con los presentes 2,74 mm y 2,71 mm. En cambio, otros datos obtenidos, presentan mayor diferencia entre cifras, como por ejemplo el punto cefalométrico Menton (Me), cuyo valor en la citada investigación fue de 1,58 mm mientras que nosotros hemos logrado 2,68 mm; o Espina Nasal Anterior (ENA) cuyos valores son 1,15 mm en el año 2012 y 2,35 mm actualmente.

Continuando con el análisis de la precisión de los resultados de Schlicher *et al.*, estos revelan una mayor precisión de sus puntos cefalométricos en comparación con los datos obtenidos en nuestra investigación. Podemos citar como ejemplos de ello, los puntos Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq), Orbital izquierdo (Or-izq) y Porion izquierdo (Po-izq), cuyos valores para la desviación típica en el estudio de Schlicher alcanzan respectivamente los 0,82 mm, 1,39 mm y 1,11 mm. En la presente investigación, los valores para las citadas marcas ascienden hasta 1,15 mm, 2,93mm y 2,96 mm respectivamente.

Estas diferencias, en su mayoría superiores a 1 mm, tanto en los resultados para la consistencia media como para la desviación típica, podrían ser explicadas por la influencia de otras diferencias metodológicas detectadas entre ambos protocolos, por ejemplo, la eliminación de valores extremos (*outliers*) y/o la edad de selección de los pacientes; ambos serán explicados a continuación.

Schlicher en la evaluación de sus datos, tomó la decisión de eliminar de la media los valores extremos (*outliers*), que él también llama atípicos del conjunto de datos, obtenidos durante el punteo de los examinadores. Por tanto cualquier marca identificada erróneamente, debido a fallos técnicos derivados del uso del software, colocación incorrecta del cursor, etc. fue suprimida durante el cálculo de los resultados. El citado estudio quería definir la situación y precisión de los puntos tridimensionales de la cefalometría en 3D. En cambio, entre los objetivos de esta investigación, no se encuentra solamente el estipular el error milimétrico de cada punto, sino también, conocer la habilidad real (con todas sus posibles consecuencias) de los examinadores para localizar dichas marcas anatómicas. De esta forma, se ha determinado la precisión y consistencia obtenida con el empleo habitual de un software destinado para tal fin, aceptando los posibles fallos derivados de su uso, y descartando el uso de imágenes multiplanares (cortes) durante la valoración de la cefalometría 3D, aun conociendo que su uso podría mejorar los resultados de consistencia y precisión, pero se sabe muy recientemente (Hassan *et al.*, 2013) que aumenta el tiempo requerido para el trazado. Por tanto hemos obtenido resultados extrapolables al uso real de esta tecnología durante la rutina de cualquier clínica dental que emplee cefalometría 3D derivada de escáneres CBCT.

De la misma manera, tal y como comentábamos antes, la variabilidad de los resultados tanto para la consistencia media como para la desviación típica puede también estar relacionada con la selección de pacientes en crecimiento (la edad de los pacientes en nuestra investigación estaba comprendida entre los 7,9 y los 15,3 años en el momento de la exploración con CBCT). Estos individuos tienen huesos más esponjosos, en comparación con personas cuyo crecimiento ya ha finalizado, y por tanto poseerán una estructura ósea menos densa y compacta. Creemos que la identificación de puntos cefalométricos sobre pacientes en crecimiento tiende a ser más complicada, pues el macizo cráneo-facial presentará mayor radiolucidez en comparación con las

investigaciones realizadas sobre pacientes adultos, tal y como realizaron Schlicher *et al.*, cuyos pacientes poseían una edad comprendida entre los 18 y los 35 años de edad.

En el apartado de resultados del presente estudio hacemos referencia a la consistencia media global de los trazados cefalométricos en 2D, cuyo valor desciende hasta 1,63 mm en comparación con el valor global en 3D que, como anteriormente se ha comentado, quedó establecido en 2,67 mm; es decir, los puntos bidimensionales son más consistentes que los tridimensionales. Estos resultados coinciden con los presentados por Lagravère *et al.* (2010a), van Vlijmen *et al.* (2010) en cuyos estudios también realizaron una comparativa entre los trazados en 2D y 3D.

La mayor exactitud de la cefalometría tradicional en 2D puede ser debida al aumento del margen de error en 3D, ya que las marcas anatómicas son definidas en 3 ejes *X,Y,Z* a diferencia que los puntos bidimensionales que poseen sólo 2 coordenadas, que dependiendo de si se trata de una proyección coronal o sagital estas coordenadas son *X,Z* o *Y,Z* respectivamente (siguiendo la nomenclatura utilizada en el presente estudio), por lo que para el cálculo de la consistencia media 2D se resta una magnitud en milímetros (por pequeña que sea) cuando se confronta con el 3D.

Al margen de la existencia de una fuente adicional de inexactitud por la introducción en la cefalometría en 3D de una tercera dimensión, van Vlijmen *et al.*, en el 2009, aportan otra explicación al aumento de la consistencia media global en los trazados tridimensionales: la existencia de una curva de aprendizaje en 3D, especialmente cuando uno emplea de manera habitual el trazado sobre imágenes en 2D. Nosotros creemos que cuanto más afianzamiento exista en la técnica de trazado en bidimensional, puede darse una menor predisposición a la visión en 3D, ya que toda la experiencia previa aporta posibles vicios para una mejor discriminación de los puntos bidimensionales en detrimento a un nuevo conocimiento que debe producirse para la localización de los tridimensionales. Esta visualización espacial, creemos que juega un papel importante para conseguir mejores logros, cuando se traza cefalometría tridimensional.

Esta puede ser una de las razones que argumente que el grupo de Grado haya obtenido mejores valores de consistencia media, en comparación con el resto de los

grupos, ya que su curva de aprendizaje no se ve afectada por la transición (definición de puntos, técnica, etc.) desde la cefalometría convencional hacia la tridimensional, pues sus observadores no habían tenido contacto previo con ninguno de los dos tipos de cefalometría, al contrario que el resto de los grupos que poseían experiencia y formación previa en cefalometría bidimensional. Por tanto, creemos en principio, que ante una mayor experiencia en trazado en 2D quizás existan más prejuicios que puedan ser contraproducentes, por lo menos en un primer momento o durante los primeros trazados, en la consecución de mejores resultados en la determinación de puntos cefalométricos tridimensionales. Esta relación entre experiencia 2D y trazado en 3D debería ser estudiada más en profundidad con estudios cuya metodología pueda ser diseñada de manera más específica para llegar a comprender mejor la interrelación de estas variables.

Cuando desglosamos los resultados de la investigación por grupos de observadores, hemos constatado diferentes consistencias medias y desviaciones típicas totales dependiendo del grupo estudiado. Así, en orden desde el mayor valor de consistencia media hasta el menor, 1º de Máster obtuvo unos resultados de $3,55 \pm 6,47$ mm (consistencia media \pm desviación típica), 2º de Máster $2,94 \pm 5,21$ mm, 3º de Máster $2,49 \pm 4,77$ mm, y por último Grado con $1,68 \pm 1,66$ mm. Como ya hemos comentado en el párrafo anterior, este último grupo citado obtuvo los mejores resultados tanto en consistencia como en precisión, oponiéndose a 1º de Máster que alcanzó los peores resultados; es decir, sospechamos que la experiencia previa de cada grupo en cefalometría 2D influyó en los resultados alcanzados por cada uno de ellos, a pesar de que todos los observadores, con el fin de mejorar la fiabilidad de las mediciones, fueron sometidos a la misma calibración previa, para lo que se contó con la ayuda de un caso escaneado con CBCT que no fue incluido en la investigación. De esta manera, pudimos comprobar que ante la ausencia de formación previa en cefalometría 2D, se obtuvieron mejores resultados en 3D. Para la gran mayoría de marcas anatómicas, 17 (94,4%) de los 18 puntos 3D estudiados, el grupo de Grado obtuvo menores valores numéricos de CM al hacer la comparativa con el grupo 3º de Máster.

Este posible hallazgo nos hace reflexionar sobre los potenciales cambios que podrían realizarse en un futuro en el plan de estudios de las asignaturas anuales Ortodoncia I y Ortodoncia II pertenecientes al Grado en Odontología. Actualmente en la

materia Ortodoncia I, impartida durante el 3º curso del Grado en Odontología, se realiza una introducción teórica a la cefalometría en 2D, además de clases prácticas donde los alumnos llevan a cabo trazados cefalométricos bidimensionales sobre radiografías laterales de cráneo convencionales. Posteriormente en la asignatura Ortodoncia II, impartida durante el 4º curso del Grado en Odontología, se utilizan los conocimientos cefalométricos en 2D adquiridos durante el curso anterior para ser empleados en el diagnóstico de las diferentes maloclusiones dentarias y esqueléticas.

En estudios que se realicen más adelante, ateniéndonos a los resultados del actual donde los examinadores sin experiencia previa en cefalometría 2D obtuvieron datos más consistentes que aquellos con conocimientos previos bidimensionales, parece recomendable que la introducción del temario de cefalometría 3D durante el desarrollo de la asignatura Ortodoncia I, debería realizarse antes, o al menos al mismo tiempo que se imparten los conocimientos en cefalometría bidimensional clásica. De esta forma, los alumnos asimilarían ambos conceptos, sin la presencia de una posterior curva de aprendizaje, desde las dos dimensiones hacia el 3D, que influya negativamente en la consistencia y precisión de la localización de puntos cefalométricos tridimensionales, tal y como parece demostrarse en la presente investigación. De todas formas sería interesante tener más trabajos en esta línea, para confirmar la tendencia que se ha explicado en los párrafos anteriores, no se debe perder de vista, que este trabajo es una pequeña aportación a aclarar como esta tecnología es asimilada por los estudiantes, y que hacen falta antes de tomar decisiones como las planteadas (cambios en el plan de estudios), un mayor bagaje de trabajos que nos indiquen con más peso la dirección a seguir.

Por el contrario, y de manera opuesta al planteamiento desarrollado en los dos últimos párrafos, de Oliveira *et al.* (2009) constataron que la experiencia previa de los examinadores tuvo un efecto mínimo sobre los errores de localización de los puntos cefalométricos. Esto puede ser explicado por diferencias existentes en su metodología con respecto a nuestro estudio, ya que de Oliveira utilizó para la calibración de sus observadores 10 escáneres previos de CBCT en contraste con el presente estudio en el que solo fue empleado 1 escáner para este fin. Con la decisión de elegir un solo escáner de entrenamiento en nuestra investigación, conseguimos instruir a los examinadores en la localización de puntos 3D en los tres planos del espacio y así mismo en el uso del

software, sin enmascarar o alterar excesivamente sus experiencias previas en la materia, tal y como pudo ocurrir en el estudio anteriormente citado. Por tanto creemos que una gran calibración puede modificar o anular la experiencia anterior con la que los observadores llegan al estudio, provocando que todos ellos partan de una misma situación de conocimientos, neutralizando las diferencias entre grupos, lo que impide una evaluación más imparcial de la influencia de la experiencia previa en la posterior localización de las ubicaciones anatómicas.

En el análisis de los resultados de consistencia media por planos del espacio se pueden observar distintos comportamientos de alguno de los puntos trazados según el eje analizado. Por ejemplo, la marca FZ-dch posee unos valores muy buenos de consistencia media en todos los planos: X 0,50 mm, Y 0,32 mm, y Z 0,27 mm. En cambio, el punto cefalométrico CG-izq posee un buen comportamiento en los ejes X y Z en comparación con el eje Y en el que obtiene, un puesto 8º en el ranking de mayor a menor consistencia media global, en comparación con el puesto 1º que ocupan los otros dos ejes en el mismo ranking: X 0,47 mm, Y 0,81 mm y Z 0,27 mm.

Otro ejemplo de ese comportamiento desigual es el punto cefalométrico Porion izquierdo (Po-izq), ya que presenta un comportamiento homogéneo en los ejes X y Z , cuyos valores son respectivamente 0,97 mm (4º puesto en el ranking de menor a mayor consistencia para ese eje) y 0,41 mm (5º puesto). Por el contrario, existe un valor elevado para la consistencia media en el eje Y con un resultado de 0,92 mm (10º puesto en el ranking), lo que nos hace pensar que existe alguna dificultad para la localización de dicha marca en ese plano.

A propósito de la dificultad en la ubicación del citado Porion, de entre todos los puntos estudiados en las investigaciones de Hassan *et al.* (2013) y Ludlow *et al.* (2009), ambos obtienen los valores más elevados de consistencia media para esta referencia anatómica. En la presente investigación Porion no ocupa la peor posición, pues como ya hemos citado anteriormente eA-dch alcanzó el valor más alto de consistencia media, pero Po-dch obtuvo el puesto 12º en el ranking que fue establecido desde la mejor hasta la peor consistencia media. Porion 3D fue definido en el presente apartado de material y método como: “punto más superior del reborde externo del conducto auditivo externo (CAE) óseo”. Por tanto, la problemática en la localización de la citada marca

cefalométrica puede ser explicada por la curvatura que describe el canal auditivo externo en su transición hacia la superficie del temporal, lo que dificulta la exacta ubicación del “punto más superior” Hassan *et al.*, en el 2013, y Chien *et al.*, en el 2009, afirmaron que el aumento de la experiencia de los observadores en el uso de la tecnología cefalométrica en 3D podría resolver los problemas de interpretación de algunas imágenes CBCT, a partir de los cuales, resultan errores de localización tan característicos en algunas marcas anatómicas, tal y como ocurre, tanto en la presente investigación como en las anteriormente citadas, con el punto Porion, debido a la dificultad de su ubicación dadas sus peculiaridades anatómicas.

Haciendo referencia de nuevo a la dificultad en la localización de algunos puntos cefalométricos, Baumrind *et al.*, en 1971 afirmaron que, durante la realización de una cefalometría 2D, los puntos anatómicos más fáciles de identificar fueron aquellos que se situaron sobre bordes anatómicos o crestas, y en cambio, aquellos que debieron ser posicionados sobre curvas prolongadas presentaron más errores de precisión. La mayoría de las marcas de la presente investigación están localizadas sobre superficies redondeadas, más o menos amplias, pero ENA está localizada en un borde anatómico. En el ranking global ocupa una posición intermedia de la tabla, el puesto número 8 de los 18 posibles (consistencia media global 2,35 mm); por grupos, obtenemos posiciones similares, ya que para todos ellos se encuentra ubicada entre los puestos números 8 y 10. Por tanto parece que esta afirmación no es extrapolable a nuestra investigación, quizás, por que la anterior aseveración fue realizada para cefalometría bidimensional y no para 3D. Por otro lado, una segunda explicación posible, es que los observadores de nuestro estudio tuvieron la posibilidad de utilizar libremente las herramientas que poseía el software para el ajuste de la imagen, y así, a criterio del examinador, poder mejorar la visualización de las estructuras óseas para la posterior localización de las marcas. Entre estas herramientas se encontraban contraste, brillo, y opacidad. Quizás, alguno de los observadores no eligió la mejor opción en el momento de seleccionar la imagen más adecuada para puntear ENA, ya que al ser un borde fino y saliente posee una sensibilidad extrema, por lo que si se escoge una visualización con diferentes contrastes el punto ENA se puede observar más adelantado o retrasado en sentido anteroposterior, con poco contraste, el límite anterior de este punto cefalométrico podría observarse difuminado, y por tanto, llevar a la confusión a la hora de trazarlo.

En el apartado de resultados, podemos analizar la consistencia media obtenida en cada uno de los escáneres de los 12 pacientes que participaron en este estudio. El paciente número 3 posee la mejor consistencia media con un resultado de 1,17 mm, y el paciente número 6 alcanzó los peores valores: 4,75 mm. Como podemos calcular, existe un rango entre el mejor y el peor de 3,58 mm, lo que en porcentaje se traduce en una diferencia entre pacientes próxima al 400%. Estas desigualdades podrían ser atribuibles a diferentes causas, como podrían ser: alteraciones propias de la anatomía del paciente, diferencias en la radio-densidad ósea, movimiento del paciente durante la prueba de escaneado, manera diferente en la que afecta el Kv y amperaje empleado durante la realización de la prueba, etc. Todo esto puede hacer que el promedio de las CM de las ubicaciones anatómicas estudiadas, se vea alterado de diferente manera en los distintos pacientes.

Sin embargo al comparar los mismos pacientes en 2D y 3D, se han encontrado mejores CM individualmente en todos los pacientes en las Rx bidimensionales. A nivel global las diferencias entre la CM mejor y peor de 2D y 3D fueron 1,06 mm y 4,75 mm respectivamente. El peor paciente fue el N°6 para ambos tipos de Rx (2D global 2,20 mm, lateral 1,52 mm, frontal 2,97 mm y 3D 4,75 mm). El paciente N°8 tuvo buenos resultados en ambos tipos de Rx (2D global 1,20 mm, lateral 0,87 mm, frontal 1,57 mm y 3D: 1,38 mm).

Creemos que estas diferencias no se deben solo a la anatomía de los pacientes, sino más bien al tipo de Rx. Debido a que las imágenes 3D dan más cantidad de información, hace más difícil llegar certeramente a un punto definido (existen más cantidad de hipotéticos lugares a los que llegar). Las imágenes 2D es como una sombra o compuesta por la suma de todas las estructuras que se superponen, y en ese todo que viene a ser como una silueta, la posibilidad de fallo disminuye, debido a que hay menos cantidad de lugares a los que llegar con la decisión de marcar el punto, mejorando así la consistencia media.

Por último, es importante conocer la significación clínica del error que se produce durante la localización de puntos cefalométricos, a pesar de que en la actualidad existe escasa evidencia sobre la importancia de la imprecisión en la cefalometría en 3D. En referencia a la significancia clínica durante la ubicación de

marcas en 2D, Richardson en el año 1981, afirmó que un error <1 mm se considera una medición precisa. Hassan *et al.* (2013) cuestionaron esta afirmación en cuanto a la cefalometría en 3D, ya que consideran discutible que un error menor de 1 mm pueda ser aplicable a la cefalometría tridimensional, pues como se ha comentado anteriormente, la introducción de un tercer eje del espacio añade un error adicional al error global de cada una de las referencias anatómicas estudiadas. En el año 2010, Lagravère *et al.*, (2010a) tras la realización de un estudio sobre los escáneres CBCT de 10 pacientes, facilitaron unas cifras orientativas en las que consideraron que errores de 1-2 mm, en la identificación de marcas cefalométricas en 3D, son razonables, pero que aquellos puntos con imprecisiones mayores de 2 mm deben ser usados con precaución.

Previamente, en el año 2009, de Oliveira *et al.*, afirmaron que la significación clínica en la localización de puntos cefalométricos en 3D depende del nivel de precisión requerida por cada investigador, ya que el grado aceptable de error depende del tipo y la complejidad del plan de tratamiento de los distintos pacientes, y de los objetivos del estudio a realizar. La magnitud del error también puede ser relativa dependiendo del uso clínico que se le de a la medida o ubicación anatómica. Así, por ejemplo, en otro campo de la odontología como es la endodoncia, para controlar tridimensionalmente la dilaceración en el tercio apical de la raíz de un diente a endodonciar, es necesario obtener una gran precisión, y esta puede venir dada por el tamaño del voxel que poseen las imágenes, que a su vez depende del equipo utilizado para el escaneado, pudiendo llegar en la actualidad a incluso cortes de 76 micras. Un error a este nivel y para ese uso clínico puede ser importante. Cuando en la clínica diaria de ortodoncia se plantea el uso de la cefalometría tridimensional, junto con sus beneficios como es el conocimiento de la anatomía real 3D del paciente, y sin las limitaciones que supone 2D como puede ser la superposición ósea y la dificultad de discernir entre estructuras derechas e izquierdas; se puede considerar que es mayor el beneficio que aporta la técnica tridimensional aunque exista una consistencia menor. En este estudio, el promedio global total de la CM es de 1,49 mm en 2D versus 2,67 mm en 3D; esa diferencia de 1,18 mm la consideramos muy aceptable para un uso clínico rutinario en ortodoncia.

En pacientes, cuando hay que discernir entre derecha e izquierda, estaría justificado el 3D; y volviendo a un ejemplo obtenido de este estudio, el punto Po 2D tiene una CM de 1,13 mm, mientras que los Po 3D: Po-izq 1,56 mm y Po-dch 2,74 mm.

Por tanto, en el caso de que exista la necesidad de valorar en un paciente una asimetría esquelética transversal, aún teniendo en cuenta la mayor CM en 3D en comparación con 2D, sería preferible usar un escáner CBCT a una radiografía lateral o una radiografía frontal, donde no se puede discernir entre los Porion izquierdo y derecho.

Respecto a la presente investigación, nuestros resultados demuestran que un 5,6% de los puntos cefalométricos en 3D poseen un error menor de 1 mm, un 11,1% menor de 1,5 mm, un 22,2% de las marcas menos de 2 mm de error, y un 50% menos de 2,5 mm. Aún así, Lou *et al.* (2007) afirman que la falta de precisión en la identificación de puntos cefalométricos no puede impedir la realización de un diagnóstico adecuado.

V.2.3. Puntos cefalométricos en 2D y 3D conjuntamente

Una vez discutidos separadamente los hallazgos encontrados en 2D y posteriormente en 3D, en este apartado se discuten los hallazgos de las reconstrucciones de 2D y 3D pero de manera conjunta, es decir la CM unificada (2D+3D unificada), el promedio y precisión (Tabla 29) de todos los tipos de marcas (2D y 3D) identificadas por los 16 observadores, a los 12 pacientes. Se promediaron 19008 observaciones, para poder detectar el comportamiento global y por grupo de una manera general que incluyera todos los tipos de referencias anatómicas estudiadas (2D+3D). La idea era evaluar el ranking a nivel de “todoterreno”, es decir no el ranking en uno u otro tipo de Rx, sino en promedio de los dos tipos estudiados.

Los grupos consiguieron unos valores de CM unificada que fue mejorando según subía el nivel académico (1º, 2º y 3º de Máster), con la excepción del Grado, existiendo una gran diferencia entre este mejor grupo y el resto. Los observadores de Grado son el grupo con menor nivel académico en ortodoncia, lo que para efectos prácticos en este trabajo se equipara como menor nivel de experiencia previa en trazados cefalométricos en 2D; por otro lado los de 3º de Máster serían los que tendrían mayor nivel académico y por lo tanto de experiencia previa en trazados 2D. La secuencia encontrada parece tener el comportamiento lógico que cabía esperar, con la única excepción de los observadores que no tenían experiencia previa en 2D que no se sabía cómo iban a responder, éste es el grupo de Grado y consiguieron la mejor CM unificada. Todos los

grupos en cuanto a CM unificada, difieren entre sí ($p < 0,001$) excepto los grupos 2 y 3, que no son significativamente distintos. Por otro lado, todos los grupos difieren significativamente respecto del grupo de Grado ($p < 0,001$). Es decir, los observadores de Grado logran unos resultados que los encumbra tanto, que difieren de todos los demás, los alumnos de 2º y 3º de Máster están más o menos en el mismo nivel, y finalmente por abajo y separados del resto y como grupo aparte quedan los de 1º de Máster. La CM unificada difiere significativamente por grupos, pero también por marcas, lo que permite esclarecer que existen CM características y variables según el tipo de marca. Se ha detectado que la variabilidad en la consistencia es explicada de menor a mayor proporción por: los grupos, paciente y marcas.

En cuanto a la precisión el grupo de Grado es el más preciso, dado que la amplitud del intervalo de confianza es la más pequeña. El grupo más inconsistente e impreciso es el que corresponde al alumnado del primer año de Máster. En una posición intermedia se queda el grupo que reúne a 2º y 3º de Máster. El grupo de 1º de Máster, son los que salen peor posicionados, estos parecen tener las peores características, inexperiencia en el trazado de 2D, pero la suficiente para verse bastante afectados en la curva de aprendizaje del 3D, teniendo las CM más bajas en 2D, 3D y 2D+3D; en cuanto a la precisión presentan el mismo fenómeno, son los menos precisos en todas las modalidades analizadas (2D, 3D y 2+3D).

A manera de resumen, de las modalidades analizadas (2D, 3D y 2+3D), se puede destacar que, en todas en CM unificada y precisión, el peor grupo fue 1º de Máster, parece ser que la falta de experiencia en 2D y 3D se manifiesta en una peor precisión también. Por otro lado, los mejores grupos fueron, Grado (3D y 2+3D) y 2º de Máster (2D). En precisión los mejores grupos fueron 3º Máster (2D) y Grado (3D y 2+3D) intercambiándose el segundo lugar entre ellos mismos. Parece ser, que la falta de contacto previo con la cefalometría 2D ayuda en los resultados de 3D, y a más contacto previo con el 2D, mejor resultado de precisión en las pruebas de 2D.

El mismo orden se mantiene también en cuanto a la precisión (la desviación típica y la amplitud de los intervalos de confianza). En general, sería lógico esperar que a mayor tiempo estudiando ortodoncia, mejor serían los resultados, en este caso se cumple, pero existe la excepción del grupo de Grado, que de manera inesperada y contra

todo pronóstico ha sido el mejor, tanto en precisión como en CM, en 3D individual, e inclusive en el promedio de 2D y 3D, (Tabla 29). Este último logro (2D+3D) seguramente debido al mayor peso específico que tuvo en este promedio la cefalometría 3D (18 puntos), donde sí sobresalieron de manera notoria (primer puesto en el ranking), ya que en 2D (15 puntos) obtuvieron el segundo puesto.

V.3. Limitaciones del estudio

Se seleccionaron como observadores a todos los alumnos matriculados ese año en el Máster de ortodoncia de la URJC, sin embargo para el grupo de alumnos de Grado se seleccionaron a los primeros 4 voluntarios. La justificación de esta manera de selección radica en que se presupone que los primeros inscritos son las personas que pueden tener más predisposición a una buena realización de las pruebas, con lo cual se equiparían en cuanto al interés a un nivel similar al que pueden tener los alumnos de postgrado que en su día tuvieron la propensión por matricularse en un programa de Máster de ortodoncia. De haber seleccionado al grupo de Grado de una manera aleatoria se puede interpretar que podían salir elegidas personas que hicieran las pruebas con desinterés pudiendo afectar esta variable a los resultados.

Este estudio se realizó *in vivo* y los puntos determinados se realizaron en imágenes con una ventana de visualización de tejido óseo, que presentaba el programa informático, siendo compleja su comparación con otros estudios realizados en cráneos aislados o con ventanas de visualización distintas.

Por el diseño del estudio todas las marcaciones realizadas por los observadores fueron respetadas y admitidas, aunque el distinto nivel de atención e interés de los observadores durante la realización de la prueba podrían haber producido alteraciones en la precisión en la determinación de los puntos.

En este trabajo se hicieron promedios con todas las mediciones y no se descartaron marcaciones que pudieran afectar de forma errónea en el cálculo de la consistencia, es decir, se tomaron en cuenta los errores debido al mal uso del manejo de las herramientas como el software, esto debido a que se quería involucrar estas variables

para ordenar a los grupos en secuencia de mejor a peor consistencia de los puntos determinados, y analizar cómo los distintos grupos van asimilando estas tecnologías, incluyendo el buen uso de las nuevas herramientas.

En sujetos vivos es imposible identificar la verdadera localización anatómica de cada punto óseo cefalométrico directamente sobre el cráneo del paciente, por lo que para este estudio se carecía de un verdadero *gold standard* o *estándar de oro* con que el se pudieran comparar todos los puntos trazados por los 16 observadores. Estudios como los llevados a cabo por Stratemann *et al.*, o Brown *et al.*, presentaban un gold estándar real, ya que se obtuvo a partir de mediciones realizadas sobre cráneos humanos diseccionados (Stratemann *et al.*, 2008 y Brown *et al.*, 2009). Por ello, siguiendo en este aspecto la metodología de Schlicher *et al.*, se cuantificó la consistencia y la precisión de la identificación de las marcas, pero en nuestro caso por múltiples examinadores agrupados por nivel formativo; se tomó como *referencia* para cada punto cefalométrico el promedio de las coordenadas de todos los examinadores para cada marca de cada paciente (Schlicher *et al.*, 2012). Si hubiese existido la posibilidad de identificar la verdadera ubicación de los puntos de referencia en el hueso de cada paciente estaríamos estudiando la exactitud en lugar de la consistencia.

V.4 Aportaciones y futuras líneas de investigación

En ortodoncia se presentan pacientes con problemas en los 3 planos del espacio, pudiéndose mostrar maloclusiones transversales, sagitales o verticales, y siempre ha existido interés en tratar a los pacientes en sus 3 dimensiones. Antes de la llegada del CBCT no existía en la práctica la posibilidad real de trabajar tridimensionalmente a nivel radiográfico a excepción del TC, prueba que no se usa por excesiva radiación y costo. Los ortodoncistas aún no están familiarizados en la ubicación de estructuras en 3D, es más difícil reconocer una estructura dento-cráneo-facial en imágenes 3D con respecto a las rutinarias bidimensionales. Es misión de la investigación científica realizar estudios para valorar el aprovechamiento de esta tecnología en la clínica diaria. Estudios como el presente ayudan en parte a entender el desdoblamiento de las estructuras anatómicas superpuestas (imágenes 2D), para mejorar el diagnóstico cuando se trabaje en 3D.

Como profesor de Universidad dedicado a la docencia, en nuestra área existe un interés por entender cómo estas tecnologías CBCT van siendo asimiladas por la profesión; en el ámbito universitario se puede evaluar como los diferentes tipos de estudiantes de distintos cursos de su carrera acogen esta tecnología. Las nuevas imágenes tienen muchas aplicaciones y una de ellas es en la cefalometría. Por eso, trabajos como el actual, también pueden servir de guía para la toma de decisiones al revisar los planes de estudios más convenientemente, en las prácticas por ejemplo se podría empezar por la explicación topográfica del macizo craneofacial y cefalometría 3D, para continuar con la 2D, ya que podría ser difícil para alguien que esté acostumbrado al 2D dar el salto a 3D y viceversa podría ser más fácil.

Al existir muchas variables se podrían seguir muchas líneas de investigación a partir de este estudio. Metodológicamente, se podría trabajar en vez de con medias, con las medianas o modas estadísticas para excluir los valores más extremos (*outliers*) y conseguir seguramente datos más afinados con mejores consistencias; se podría utilizar como patrón de referencia (*gold estándar*) el promedio de varios trazados realizados por observadores expertos, en vez de un promedio de todos los examinadores como se realizó en el presente trabajo.

También se podría utilizar la misma muestra de escáneres para realizar otros estudios con observadores que tengan experiencia previa en 3D y con grupos de examinadores de diferentes orígenes: radiólogos, médicos especializados en anatomía, técnicos auxiliares, etc. Sería interesante volver a valorar en estudios secuenciales, los observadores de Grado, de cada año y hacer una comparativa con el paso del tiempo de los observadores de 1º, 2º, 3º de Máster y detectar si los resultados conseguidos hoy se mantienen en estudios prospectivos, en esta misma línea se podría valorar el hecho de que los observadores de Grado sean voluntarios o escogidos aleatoriamente. Se podrían analizar diferencias en el trazado por otras variables, como el género (mayor facilidad de visualización en 3D) o estudiar cómo afecta el factor tiempo de trazado a la fiabilidad de los resultados en un estudio similar al nuestro, o si existen diferencias usando distintos programas informáticos.

Existen nuevas posibilidades de distintos puntos que no existían en la cefalometría clásica en 2D, bien por superposición de estructuras y algún otro motivo de buena visualización, habría que seguir buscando en esa gran cantidad de anatomía real tridimensional que ahora podemos disponer, unos nuevos puntos que puedan servir de firme referencia y no simplemente pasar a 3D los clásicos de la cefalometría bidimensional.

Estudiar nuevos puntos en tejido óseo no estudiados o inclusive puntos en tejido dentario, tejido blando, perfil y estética facial, superponiendo la fotografía del paciente en el sustrato del estudio tridimensional que tenemos. Hacer trazados 3D en reconstrucciones de volumen (volumen rendering), con MPR, y complementando los dos sistemas. Estudios bilaterales de la dentición, valorar superposición de piezas, angulación e inclinación de las coronas de las piezas dentarias homólogas derechas e izquierdas, relación de las raíces dentarias con la cortical de hueso.

Evaluar cómo afectan las diferentes ubicaciones y consistencia de los puntos en el comportamiento de las líneas y ángulos que se construyen a partir de éstos, y ver si tiene significación clínica.

La introducción de una nueva tecnología en cualquier campo de conocimiento hace que sea necesario evaluar su utilidad y en el campo de las Ciencias de la Salud, los beneficios para el paciente en su diagnóstico y tratamiento. La cefalometría 3D permite obtener más información anatómica del paciente, pero con un mayor nivel de gasto y radiación para el paciente que las exploraciones radiográficas habituales en ortodoncia. El estudio de las indicaciones para esta técnica, debido al relativo poco tiempo transcurrido desde su introducción, no ha sido objeto de estudio exhaustivo para permitir según los principios de la odontología basada en la evidencia, determinar en qué casos debe indicarse su realización. Los criterios propuestos son estudios de consenso por parte de distintas instituciones.

La utilización de imágenes digitales y las posibilidades de transformación de datos que permiten, hacen que todavía no exista un consenso sobre las mejores formas de visualización de los datos, que combinen la necesaria precisión y repetibilidad,

dentro de los márgenes que tengan un interés clínico, con unos tiempos de obtención de la cefalometría compatibles con la práctica clínica habitual.

Se debe progresar en la definición de los puntos cefalométricos ajustados a la nueva exploración. Los patrones de valores normales para esta exploración son muy escasos, debiéndose realizar un esfuerzo en su normalización como se realizó con la cefalometría 2D.

A día de hoy existen publicados numerosos estudios que cuantifican el error en la localización de puntos cefalométricos tridimensionales. De ellos destaca la gran heterogeneidad en cuanto a sus protocolos de elaboración, por lo tanto parece necesario realizar nuevas investigaciones que siguiesen unos estándares metodológicos que ayuden a homogeneizar los resultados obtenidos.

Atendiendo a la influencia negativa que ejerce la experiencia previa en cefalometría 2D, en la localización de las marcas anatómicas tridimensionales, parecen recomendables más estudios en esta dirección, que puedan profundizar en el modo que se comportan distintos grupos que se inicien en esta técnica y que se pueda recomendar con mayor respaldo científico, sobre posibles cambios en el plan de estudios universitario de las asignaturas de Ortodoncia, en los cuales actualmente se imparte con anterioridad al 3D el temario de radiología bidimensional.

Todos estos son aspectos que se deben desarrollar en esta nueva tecnología para conseguir que ésta sea un instrumento útil dentro de la práctica ortodóncica habitual.

VI. CONCLUSIONES

1. El nivel de formación académica en ortodoncia de los grupos de observadores estudiados influye tanto al comparar la consistencia media (CM) como la precisión (SD) en la localización anatómica de puntos cefalométricos óseos, en imágenes bidimensionales (2D) y de reconstrucciones volumétricas (3D), obtenidas a partir de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).
2. El alumnado de 2º de Máster fue el grupo que obtuvo la mejor consistencia media en 2D.
3. Al evaluar la consistencia media en 3D, el grupo que realizó una mejor valoración fue el alumnado de Grado.
4. Al estudiar la precisión en 2D, el mejor grupo fue el de 3º de Máster.
5. El alumnado del grupo de Grado fue el mejor al evaluar la precisión en 3D.
6. Comparativamente entre los grupos estudiados, la ausencia de experiencia previa de los examinadores en cefalometría convencional, ejerce un efecto notorio sobre los resultados en la ubicación de los puntos cefalométricos tridimensionales repercutiendo en la mejoría de la consistencia media y precisión de éstas marcas por lo menos en la realización de los primeros trazados.

VII. BIBLIOGRAFÍA

1. Aboudara C., Nielsen I., Huang JC., Maki K., Miller AJ., Hatcher D. Comparison of airway space with conventional lateral headfilms and 3-dimensional reconstruction from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:468-79.
2. Ackerman JL., Proffit WR. Communication in orthodontic treatment planning: bioethical and informed consent issues. *Angle Orthod* 1995;65:253-62.
3. Adams GL., Gansky SA., Miller AJ., Harrell WE., Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:397-409.
4. Adibi S., Zhang W., Servos T., P O'Neill. Cone Beam in Dentistry: What a Practitioners Must Know. *J Dent Educ* 2012;76:1437-42.
5. Ahmed F., Brooks SL., Kapila SD. Efficacy of identifying maxillofacial lesions in cone-beam computed tomographs by orthodontists and orthodontic residents with third-party software. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:451-9.
6. Ajayi EO. Cephalometric norms of Nigerian children. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:653-6.
7. Akpek S., Brunner T., Benndorf G. Three-dimensional imaging and cone beam volume CT in C-arm angiography with flat panel detector. *Diagn Interv Radiol* 2005;11:10-3.
8. Al-Abdwani R., Molesb DR., Noarc JH. Change of incisor inclination effects on points A and B. *Angle Orthod* 2009;79:462-7.
9. Alarashi M., Franchi L., Marinelli A., Defraia E. Morphometric analysis of the transverse dentoskeletal features of class II malocclusion in the mixed dentition. *Angle Orthod* 2003;73:21-5.

10. Al-Azemi R., Artun J. Posteroanterior cephalometric norms for an adolescent Kuwaiti population. *Eur J Orthod* 2012;34:312-7.
11. Alkhader M., Kuribayashi A., Ohbayashi N., Nakamura S., Kurabayashi T. Usefulness of cone beam computed tomography in temporomandibular joints with soft tissue pathology. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39:343-8.
12. Alqerban A., Jacobs R., Lambrechts P., Loozen G. Root resorption of the maxillary lateral incisor caused by impacted canine: a literature review. *Clin Oral Investig* 2009;13:247-55.
13. Alspaugh J., Christodoulou E., Goodsitt M. Dose and image quality of flat-panel detector volume computed tomography for sinus imaging. *Med Phys* 2007;34:26-34.
14. American Association of Orthodontists. Statement on the role of CBCT in orthodontics (26-10 H). eBulletin May 7, 2010. Disponible en: www.aaomembers.org/Resources/Publications/ebulletin-05-06-10.cfm, accedido en mayo 2013.
15. Angle EH. Classification of malocclusion. *Dental Cosmos* 1899;41:248-64.
16. Angle EH. Treatment of malocclusion of the teeth, ed 7. Philadelphia: SS White Dental Manufacturing Co, 1907.
17. Arai Y., Tammissalo E., Iwai K., Hashimoto K., Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245-8.
18. Arisan V., Karabuda ZC., Özdemir T. Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed-based clinical comparative study. *J Periodontol* 2010;81:43-51.
19. Arnett GW., Bergman RT. Facial keys to orthodontic diagnosis and treatment planning. Part I. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:299-312.
20. Arnett GW., Gunson MJ. Facial planning for orthodontists and oral surgeons. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:290-5.

21. Arnett GW., Jelic JS., Kim J., Cummings DR., Beress A., Worley CM Jr., Chung B., Bergman R. Soft tissue cephalometric analysis: diagnosis and treatment planning of dentofacial deformity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:239-53.
22. Athanasiou AE. *Orthodontic Cephalometry*. London, United Kingdom and Baltimore, Mosby-Wolfe; 1995.
23. Baba R., Konno Y., Ueda K. Comparison of flat-panel detector and imageintensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph* 2002;26:153-8.
24. Bachá AC., Rodríguez Quiñónez M., Días de Villegas Rushkova V., Otaño Lugo R. Bosquejo histórico de la Cefalometría Radiográfica. *Rev Cubana Estomatol* 2008;45.
25. Barghan S., Merrill R., Tetradis S. Cone beam computed tomography imaging in the evaluation of the temporomandibular joint. *J Calif Dent Assoc* 2010;38:33-9.
26. Basciftci FA., Uysal T., Buyukerkmen A., Demir A. The Influence of Extraction Treatment on Holdaway Soft-Tissue Measurements. *Angle Orthod* 2004;74:167-73.
27. Bauhs JA., Vrieze TJ., Primak AN. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics* 2008;28:245-53.
28. Baum AT. A cephalometric evaluation of the normal skeletal and dental pattern in children with excellent occlusions. *Angle Orthod* 1951;2:96-103.
29. Baumrind S., Frantz RC. The reliability of head film measurements 1. *Am J Orthod* 1971a;60:111-27.
30. Baumrind S., Frantz RC. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. *Am J Orthod* 1971b; 60:505-17.
31. Bedoya MM., Park JH. A review of the diagnosis and management of impacted maxillary canines. *J Am Dent Assoc* 2009;140:1485-93.

32. Behbehani F., Hicks EP., Beeman C., Kluemper JT., Rayens MK. Racial Variations in Cephalometric Analysis between Whites and Kuwaitis. *Angle Orthod* 2006;76:406-11.
33. Bennet GG., Kronman JH. A cephalometric study of mandibular development and its relationship to the mandibular and occlusal planes. 1970;40:119-28.
34. Berco M., Rigali PH Jr., 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* 2009;136:17-9.
35. Björk A. The face in profile. *Svensk Tandlak Tidskr* 1947;40:55-6.
36. Björk A., Skieller V. Facial development and tooth eruption: An implant study at the age of puberty. *Am J Orthod* 1972;62:339-82.
37. Blake FAS., Blessmann M., Pohlenz P., Heiland M. A new imaging modality for intraoperative evaluation of sinus floor augmentation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37:183-5.
38. Bookstein FL. *Morphometric tools for landmark data*. Cambridge: Cambridge University Press 1991;435.
39. Borrie F., Thomson D., McIntyre GT. Precision of measurements on conventional negative 'bones white' and inverted greyscale 'bones black' digital lateral cephalograms. *Eur J Orthod* 2011;34:57-61.
40. Broadbent BH. A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod* 1931;1:45-66.
41. Broadbent BH., Broadbent BH Jr., Golden WH. *Bolton standards of dentofacial development growth*. St Louis: Mosby, 1975.
42. Broch J., Slagsvold O., Rosler M. Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. *Eur J Orthod* 1981;3:9-13.
43. Brodie A. The fourth dimension in orthodontia. *Angle Orthod* 1954;24:15-30.

44. Brodie A., Downs W., Goldstein A., Myer E. Cephalometric appraisal of orthodontics results; a preliminary report. *Angle Orthod* 1938;8:261-351.
45. Brooks SL. CBCT Dosimetry: Orthodontic Considerations. *Seminars in Orthodontics* 2009;15:14-8.
46. Brown AA., Scarfeb WC., Scheetz JP., Silveirad AM., Farman AG. Linear accuracy of Cone Beam CT derived 3D images. *Angle Orthod* 2009;79:150-7.
47. Bruntz L., Palomo JM., Baden S., Hans MG. A comparison of scanned lateral cephalograms with corresponding original radiographs. *Am J Orthod* 2006;130:340-8.
48. Case C. A practical treatise on the techniques and principals of dental orthopedia. Chicago: Case Company; 1908:34-8.
49. Caufield PW, Jacobson A. Introduction to Radiographic Cephalometry. Lea and Febiger: Philadelphia. 1985.
50. Cavalcanti MG., Rocha SS., Vannier MW. Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:170-6.
51. Cavalcanti MG., Vannier MW. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:344-50.
52. Cevidanes LHS., Bailey LJ., Tucker GR., Styner MA., Mol A., Phillips CL., Proffit WR., Turvey T. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34:369-75.
53. Cevidanes LH, Styner MA, Proffit WR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129:611-8.
54. Chang Z., Hu F., Lai E., Yao C., Chen M., Chen Y. Landmark identification errors on cone-beam computed tomography-derived cephalograms and conventional digital cephalograms. *Am J Orthod* 2011;140:289-297.

55. Chate RA. Cephalometric landmark identification within the petrous temporal region. *Br J Orthod* 1987;14:33-41.
56. Chen J., Cheng E., Gabler B., Yang J. A new annotation method for 3D cephalometric Landmark in CBCT. *IEEE* 2011;1793-96.
57. Chen Y., Chen S., Yao JC., Chang H. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitalized cephalometry. *Angle Orthod* 2004;74:155-61.
58. Chien PC., Parks ET., Eraso F., Hartsfield JK., Roberts WE., Ofner S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and threedimensional cone beam computed tomography in vivo. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:262-73.
59. Cho HJ. A three-dimensional cephalometric analysis. *J Clin Orthod* 2009;43:235-52.
60. Cho PS., Johnson RH., Griffin TW. Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Phys Med Biol* 1995;40:1863-83.
61. Christiansen R., Kirkevang LL., Gotfredsen E., Wenzel A. Periapical radiography and cone beam computed tomography for assessment of the periapical bone defect 1 week and 12 months after root-end resection. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:531-6.
62. Cohenca N., Simon JH., Mathur A., Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. *Dental Traumatol* 2007a;23:95-104.
63. Cohenca NJH., Simon JH., Mathur A., Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. *Dent Traumatol* 2007b;23:105-13.
64. Connor SEJ., Arscott T., Berry J., Greene L., O’Gorman R. Precision and accuracy of low-dose CT protocols in the evaluation of skull landmarks. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:270-6.

65. Cotton TP., Geisler TM., Holden DT., Schwartz SA., Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 2007;33:1121-32.
66. Cowen AR., Kengyelics SM., Davies AG. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. *Clin Radiol* 2008;63:487-98.
67. Daly MJ., Siewerdsen JH., Moseley DJ. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. *Med Phys* 2006;33:3767-80.
68. Damstra J., Slater J., Fourie Z., Renc Y. Reliability and the smallest detectable differences of lateral cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:546-8.
69. Damstra J., Slater J., Fourie Z., Renc Y. Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod* 2011;140:107-14.
70. de Oliveira AE., Cevidanes LH., 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;107:256-65.
71. De Vos W., Casselman J., Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:609-25.
72. Delamare EL, Liedke GS, Vizzotto MB, da Silveira HL, Ribeiro JL, Silveira HE. Influence of a programme of professional calibration in the variability of landmark identification using cone beam computed tomography-synthesized and conventional radiographic cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39:414-23.

73. Dörfler A., Struffert T., Engelhorn T. Rotational flat-panel computed tomography in diagnostic and interventional neuroradiology. *Rofo* 2008;180: 891-8.
74. Downs WB. Variation in facial relationships; their significance in treatment and prognosis. *Am J Orthod* 1948;10:812-40.
75. Downs WB. The role of cephalometrics in orthodontic case analysis and diagnosis. *Am J Orthod* 1952;38:162-82.
76. Downs WB. Analysis of the dento-facial profile. *Angle Orthod* 1956;26:191-212.
77. Duarte H., Vieck R., Siqueira DF., Angelieri F., Bommarito S., Dalben G., Sannomiya EK. Effect of image compression of digital lateral cephalograms on the reproducibility of cephalometric points. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:393-400.
78. Dürer A. *Hjerinn sind begriffen vier Bücher von menschlicher Proportion, durch Albrechten Dürer von Nürnberg erfunden und beschrieben, zu Nutz von alien denen, so zu dieser kunst lieb tragen.* Arnheim: Beij Johan Janssen, Buchführer, 1603.
79. Edwards SP. Computer-assisted craniomaxillofacial surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2010;22:117-34.
80. Ericson S., Bjerklin K. The dental follicle in normally and ectopically erupting maxillary canines: a computed tomography study. *Angle Orthod* 2001;71:333-42.
81. Ericson S., Bjerklin K., Falahat B. Does the canine dental follicle cause resorption of permanent incisor roots? A computed tomographic study of erupting maxillary canines. *Angle Orthod* 2002;72:95-104.
82. Evans CA., Cevidanes LHS., Simmons KE. Palomo JM. Clinical recommendations for the appropriate use of cone beam computed tomography (cbct) in orthodontics. Joint Position Statement by the American Association of

- Orthodontists and the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology 2012.
83. Fahrig R., Dixon R., Payne T. Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. *Med Phys* 2006;33:4541-50.
 84. Fahrig R., Fox AJ., Lownie S. Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *AJNR. Am J Neuroradiol* 1997;18:1507-14.
 85. Farman AG.,William T., Scarfe C., Hilgers MJ., Vida O., Moshiri M., Sukovic P. Dentomaxillofacial cone-beam CT for orthodontic assessment. *International Congress Series* 2005;1281:1187-90.
 86. 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.* 2006a;130:257-65.
 87. Farman TT., Vandre RH., Pajak JC. Effects of scintillator on the detective quantum efficiency (DQE) of a digital imaging system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006b;101:219-23.
 88. Farronato G., Garagiola U., Carletti V., Cressoni P., Mercatali L., Farronato D. Change in condylar and mandibular morphology in juvenile idiopathic arthritis: Cone Beam volumetric imaging. *Minerva Stomatol* 2010;59:519-34.
 89. Farronato G., Perillo L., Bellincioni F., Briguglio F., Farronato D., Dominici AD. Direct 3D cephalometric analysis performed on CBCT. *J Inform Tech Soft Engg* 2012; 2:1-3.
 90. Fayed MM., Pazera P., Katsaros C. Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *Angle Orthod* 2010;80:939-51.
 91. Feldkamp LA., Davis LC., Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am* 1984;1:612-9.

92. Fields HW., Vann WF., Vig KWL. Reliability of soft tissue profile analysis. *Angle Orthod* 1982;52:159-65.
93. Finlay LM. Craniometry and Cephalometry: A History Prior to the Advent of Radiography. *Angle Orthod* 1980;4:312-21.
94. Franchi L., Baccetti T., McNamara JA. Thin-plate spline analysis of mandibular growth. *Angle Orthod* 2001;71:83-92.
95. Fuyamada M., Nawa H., Shibata M., Yoshida K., Kise Y., Katsumata A., Ariji E., Goto S. Reproducibility of landmark identification in the jaw and teeth on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Angle Orthod* 2011; 81:843-9.
96. Gamble J., Lagravère MO., Major PW., Heo G. New Statistical Method to Analyze Three-Dimensional Landmark Configurations Obtained with Cone-Beam CT: Basic Features and Clinical Application for Rapid Maxillary Expansion. *Korean J Radiol* 2012;13:126-35.
97. Ganz SD. Defining new paradigms for assessment of implant receptor sites. The use of CT/CBCT and interactive virtual treatment planning for congenitally missing lateral incisors." *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 2010;29:256-8.
98. Ghaemina H., Meijer GJ., Soehardi A., Borstlap WA., Mulder J., Bergé SJ. Position of the impacted third molar in relation to the mandibular canal. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography compared with panoramic radiography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:964-71.
99. Gleis R., Brezniak N., Lieberman M. Israeli cephalometric standards compared to Downs and Steiner analysis. *Angle Orthod* 1989;60:35-41.
100. Graber TM., Olson RE., Mincey DL. *J Am Dent Assoc* 1975;90:998-1011.
101. Gracco A., Lombardo L., Mancuso G., Gravina V., Siciliani, G. Upper incisor position and bony support in untreated patients as seen on CBCT. *Angle Orthod* 2009;79:692-702.

102. Graham SA., Moseley DJ., Siewerdsen JH. Compensators for dose and scatter management in cone-beam computed tomography. *Med Phys* 2007;34:2691-703.
103. Grauer D., Cevidanes LS., Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J. Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:460-70.
104. Grauer D., Cevidanes SLH., Styner MA., Heulfe I., Harmon ET., Zhu H., Proffit WR. Accuracy and Landmark Error Calculation Using Cone-Beam Computed Tomography–Generated Cephalograms. *Angle Orthod* 2010;80:286-294.
105. Gribel BF., Gribel MN., Frazao DC., McNamara JA., Manzie FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthodontist* 2011;81:26-35.
106. Grünheid T., Kolbeck Schieck JR., Pliska BT., Ahmad M., Larsone BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod* 2012;141:436-43.
107. Guerrero ME., Shahbazian M., Elsiens Bekkering G., Nackaerts O., Jacobs R., Horner K. The diagnostic efficacy of cone beam CT for impacted teeth and associated features: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2011;38:208-16.
108. Gupta R., Bartling SH., Basu SK. Experimental flat-panel high-spatial-resolution volume CT of the temporal bone. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004;25:1417-24.
109. Gupta R., Grasruck M., Suess C. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur Radiol* 2006;16:1191-205.
110. Haiter-Neto F., Wenzel A., Gotfredsen E. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:18-22.

111. Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod* 2005;127:627-37.
112. Hamada Y., Kondoh T., Noguchi K., Iino M., Ishii H., Mishima A., Kobayashi K., Seto K. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft palate Craniofac J* 2005;42:128-37.
113. Haney E., Gansky SA., Lee JS., Johnson E., Maki K., Miller AJ., Huang JC. Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *Am J Orthod* 2010;137:590-7.
114. Hannam AG. Dynamic modeling and jaw biomechanics. *Orthod Craniofac Res* 2003;6:59-65.
115. Hassan B., Metska ME., Ozok AR., van der Stelt P., Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *J Endod* 2009;35:719-22.
116. Hassan B., Metska ME., Ozok AR., van der Stelt P., Wesselink PR. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *J Endod* 2010;36:126-9.
117. Hassan B., Nijkamp P., Verheij H., Taire J., Vink C., van der Stelt P., van Beek H. Precision of identifying cephalometric landmarks with cone beam computed tomography in vivo. *Eur J Orthod*. 2013;35:38-44.
118. Hassan BA., Jacobs R., Scarfe WC., Al-Rawi WT. A web-based instruction module for interpretation of craniofacial cone beam CT anatomy. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:348-55.
119. Haynes S., Chau MN. Inter- and intra-observer identification of landmarks used in the Delaire analysis. *Eur J Orthod* 1993;15:79-84.
120. Hellman M. Fundamental principles and expedient compromises in orthodontic procedures. *Am J Orthod* 1944;30:429-36.

121. Higley LB. Cephalometric Standards for Children 4 to 8 Years of Age. *Am. J. Orthodontics*. 1954;40:51-9.
122. Hilgers ML., Scarfe WC., Scheetz JP., Farman AG. Accuracy of linear TMJ measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod* 2005;1278:803-11.
123. Höfrath H. Die Bedeutung der Röntgenfern und Abstands Aufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschr Orthod* 1931;1:34-41.
124. Hounsfield GN. Nobel Award address: computed medical imaging. *Med Phys* 1980;7:283-90.
125. Hwang H., Hwang CH., Lee K., Kang B. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. *Am J Orthod* 2006;130:779-85.
126. International Commission on Radiological Protection. 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP* 1991; 21:publication N°60.
127. International Commission on Radiological Protection. 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP* 2007; 37:publication N°103.
128. Isaacson KG., Thom AR., Horner K., Whaites E. *Orthodontic Radiographs. Guidelines for the use of radiographs in orthodontics*. British Orthodontic Society: London, 2008.
129. Jackman AH., Palmer JN., Chiu AG. Use of intraoperative CT scanning in endoscopic sinus surgery: a preliminary report. *Am J Rhinol* 2008;22:170-4.
130. Jacobson A. The Wits Appraisal of jaw Disharmony, *Am J Orthod* 1975;67:125-38.
131. Jacobson A, Caufield PW. *Introduction to Radiographic Cephalometry*. Lea and Febiger: Philadelphia. 1985.

132. Jarabak JR. Aparatología del arco de canto con alambres delgados. Edit. Mundi. Argentina 1975;1:129-154.
133. Jarry G., Graham SA., Moseley DJ. Characterization of scattered radiation in kV CBCT images using Monte Carlo simulations. *Med Phys* 2006;33:4320-9.
134. Jeffcoat M., Jeffcoat RL., Reddy MS., Berland L. Planning interactive implant treatment with 3-D computed tomography. *J Am Dent Assoc* 1991;122:40-4.
135. Kamboroğlu K., Kurt H., Kolsuz E., Öztaş B., Tatar Í., Çelik HH. Occlusal caries depth measurements obtained by five different imaging modalities. *J Digit Imaging* 2011;24:804-13.
136. Kapila S., Conley RS., Harrell Jr WE. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:24-34.
137. Katsavrias EG. The effect of mandibular protrusive (activator) appliances on articular eminence morphology. *Angle Orthod* 2003;73:647-53.
138. Kau CH., Pan P., Gallerano RL., English JD. A novel 3D classification system for canine impactions--the KPG index. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery: MRCAS* 2009;5:291-6.
139. Kau CH., Richmond S., Palomo JM., Hans MG. Current Products and Practice Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod* 2005;32:281-92.
140. Kayipmaz S, Sezgin ÖS, Saricaoğlu ST, Çan G. An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. *Eur J Radiol.* 2011;80:478-82.
141. Korbmacher H., Kahl-Nieke B., Schollchen M., Heiland M. Value of two cone-beam computed tomography systems from an orthodontic point of view. *J Orofac Orthop* 2007;68:278-89.

142. Kragstov J., Bosch C., Gyldensted C., Sindet-Pedersen S. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J* 1997;34:111-6.
143. Kudo H., Noo F., Defrise M. Newsuper-short-scan algorithm for fan-beam and cone-beam reconstruction. *IEEE NSS-MIC 2002*;902-6.
144. Kumar V., Ludlow JB., Mol A., Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36:263-9.
145. Kusnoto B., Evans CA., BeGole EA., De Rijk W. Assessment of 3-dimensional computer-generated cephalometric measurements. *Am J Orthod* 1999;116:390-9.
146. Kyriakou Y., Deak P., Langner O. Concepts for dose determination in flat-detector CT. *Phys Med Biol* 2008;53:3551-66.
147. Lagravère MO., Major PW. Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128:657-60.
148. Lagravère MO., Hansen L., Harzer W., Major PW. Plane orientation for standardization in 3-dimensional cephalometric analysis with computerized tomography imaging. *Am J Orthod* 2006;129:601-4.
149. Lagravère MO., Low C., Flores-Mir C., Chung R., Carey JP., Heo G., Major PW. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitalized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography image. *Am J Orthod* 2010a;137:598-604.
150. Lagravère MO., Major PW., Carey J. Sensitivity analysis for plane orientation in three-dimensional cephalometric analysis based on superimposition of serial cone-beam computed tomography images. *Dentomaxillofac Radiol* 2010b;39:400-8.

151. Lai RF., Zou H., Kong WD., Lin W. Applied anatomic site study of palatal anchorage implants using cone beam computed tomography. *Int J Oral Sci* 2010;2:98-104.
152. 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;136:151-6.
153. Larson BE. Cone-beam computed tomography is the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *Am J Orthod* 2012;141:402-11.
154. Leonardi R., Giordano D., Maiorana F., Spampinato C. Automatic Cephalometric Analysis. *Angle Orthod* 2008;78:145-51.
155. Liu D., Zhang W., Zhang Z., Wu Y., Ma X. Localization of impacted maxillary canines and observation of adjacent incisor resorption with cone-beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105: 91-8.
156. Lou L., Lagravère MO., Compton S., Major PW., Flores-Mir C. Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:402-11.
157. Loubele M., Maes F., Schutyser F., Marchal G., Jacobs R., Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study . *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2006;102:225-34.
158. 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;103:534-42.
159. Ludlow JB., Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:106-14.

160. 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;136:312-3.
161. Mah J., Hatcher D. Current status and future needs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003;6:10–6.
162. Maini AP., Durning P., Drage N. Resorption: within or without? The benefit of cone-beam computed tomography when diagnosing a case of an internal/external resorption defect. *Br Dent J* 2008;204:135-7.
163. Major PW., Johnson DE., Hesse KL., Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. *Angle Orthod* 1994;64:447-54.
164. Malusek A., Sandborg M., Carlsson GA. Simulation of scatter in cone beam CT: effect on projection image quality. *Proc SPIE* 2003;5030:740-51.
165. Marques AP., Perrella A., Arita ES., Pereira MF., Cavalcanti Mde G. Assessment of simulated mandibular condyle bone lesions by cone beam computed tomography. *Braz Oral Res* 2010;24:467-74.
166. Martin R., Saller K. *Lehrbuch der Anthropologie*, vol 3. Stuttgart: Fisher, 1957.
167. McWilliam JS., Welander U. The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthod* 1978;48:49-56.
168. Medelnik J., Hertrich K., Steinhäuser-Andresen S., Hirschfelder U., Hofmann E. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: an in vitro study. *J Orofac Orthop* 2011;72:261-78.
169. Melo SL., Bortoluzzi EA., Abreu M Jr., Corrêa LR., Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod* 2010;36:1879-82.
170. Miracle AC., Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *Am J Neuroradiol.* 2009a;30:1088-95.

171. Miracle AC., Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *Am J Neuroradiol.* 2009b;30:1285-92.
172. Mol A., Balasundaram A. In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:319-24.
173. Mori S., Endo M., Nishizawa K. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med Phys* 2005;32:1061-69.
174. Moshiri M., Scarfe WC., Hilgers ML., Scheetz JP., Silveira AM., Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from conebeam computed tomography. *Am J Orthod* 2007;132:550-60.
175. Moyers RE., Hirschfeld WJ., Enlow DH. A method of deriving subgroups of a population: a study of craniofacial taxonomy. *Am J Phys Anthropol* 1973;39:279-90.
176. Moyers RE., Riolo ML., TenHave TR. Imprecision and bias in orthodontic treatment results. *Am J Orthod* 1988;93:138-42.
177. 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;8:1558-64.
178. Nair MK., Nair UP. Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *J Endod* 2007;33:1-6.
179. Neitzel U. Grids or air gaps for scatter reduction in digital radiography: a model calculation. *Med Phys* 1992;19:475-81.
180. Nickoloff EL., Lu ZF., Dutta A. Influence of flat-panel fluoroscopic equipment variables on cardiac radiation doses. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2007;30:169-76.
181. Ning R., Chen B., Yu R. Flat panel detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Trans Med Imaging* 2000;19:949-63.

182. Ning R., Tang X., Conover D. X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging. *Med Phys* 2004;31:1195-202.
183. Noujeim M., Prihoda TJ., Langlais R., Nummikoski P. Evaluation of high-resolution cone beam computed tomography in the detection of simulated inter-radicular bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:156-62.
184. Olszewski R., Frison L., Wisniewski M., Denis JM., Vynckier S., Cosnard G., Zech F., Reyhler H. Reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks in cone-beam and low-dose computed tomography. *Clin Oral Investig* 2013;17:285-92.
185. Orhan K. The use of Cone Beam CT Imaging in Dentistry. *Radiol* 2012;1:101.
186. Orth RC., Wallace MJ., Kuo MD. C-arm cone-beam CT: general principles and technical considerations for use in interventional radiology. *J Vasc Interv Radiol* 2008;19: 814-20.
187. Özen T., Kamburoğlu K., Cebeci ARI., Yuskel SP., Paksoy C. Interpretation of chemically created periapical lesions using 2 different dental cone-beam computerized tomography units, an intraoral digital sensor, and conventional film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107:426-32.
188. Pacini AJ. Roentgen ray anthropometry of the skull. *J Radiol* 1922;3:230-3.
189. Panofsky E. *The life and Art of Albrecht Dürer*, ed 4. Princeton, NJ: Princeton University Press, 1955.
190. Park SH., Yu HS., Kim KD., Lee KJ., Baik HS. A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod* 2006; 129:600:23-34.
191. Patcas R., Müller L., Ullrich O., Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod* 2012;141:41-50.
192. Peck JN., Conte GJ. Radiologic techniques using CBCT and 3-D treatment planning for implant placement. *J Calif Dent Assoc* 2008;36:287-90.

- 193.** Peltonen LI., Aarnisalo AA., Kortensniemi MK. Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography. *Acta Radiol* 2007;48:207-12.
- 194.** Periago DR., Scarfe WC., Moshiri M., Scheetz JP., Silveira AM., Farman AG. Kinematic accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 2008;78:387-95.
- 195.** Petersson A. What you can and cannot see in TMJ imaging - an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. *J Oral Rehabil* 2010;37:771-8.
- 196.** Philips C., Greer J., Vig P., Matteson S. Photocephalometry: error of projection and landmark location. *Am J Orthod* 1984;86:233-43.
- 197.** Pittayapat P., Galiti D., Huang Y., Dreesen K., Schreurs M., Souza PC., Rubira-Bullen IR., Westphalen FH., Pauwels R., Kalema G., Willems G., Jacobs R. An in vitro comparison of subjective image quality of panoramic views acquired via 2D or 3D imaging. *Clin Oral Investig* 2013;17:293-300.
- 198.** Popat H., Richmond S., Drage NA. New developments in: three-dimensional planning for orthognathic surgery. *J Orthod* 2010;37:62-71.
- 199.** Preda L., La Fianza A., Di Maggio EM., Dore R, Schifino MR., Campani R., Segù C, Sfondrini MF. The use of spiral computed tomography in the localization of impacted maxillary canines. *Dentomaxillofac Radiol* 1997;26:236-41.
- 200.** Quereshy FA., Savell TA., Palomo JM. Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:791-6.
- 201.** Rao GV., Rao SA., Mahalakshmi PM., Souyanya E. Cone beam computed tomography—an insight beyond eyesight in clinical dentistry. *Innovative Journal of Medical and Health Science* 2012;2:74-80.

202. Richardson A. A comparison of traditional and computerized methods of cephalometric analysis. *Eur J Orthod* 1981; 1:15-20.
203. Richardson A. An investigation into the reproducibility of some points, planes and lines in cephalometric analysis. *Am J Orthod* 1966;52:637-51.
204. Ricketts RM. Planning treatment on the basis of the facial pattern and an estimate of its growth. *Angle Orthod* 1957;27:14-37.
205. Ricketts RM. The influence of orthodontic treatment on facial growth and development. *Angle Orthod* 1960a;30:103-33.
206. Ricketts RM. A foundation for cephalometric communication. *Am J Orthod* 1960b;46:330-57.
207. Ricketts RM. Cephalometrics análisis and syntheis. *Angle Orthod* 1961;31:141-55.
208. Ricketts RM. The evolution of diagnosis to computerized cephalometrics. *Am J Orthod* 1969;55:795-803.
209. Ricketts RM. Frontal cephalometrics: Practical applications. Part I. *World J Orthod* 2003;4:297-316.
210. Ricketts RM. Frontal cephalometrics: Practical applications. Part II. *World J Orthod*. 2004;5:99-119.
211. Roos PG., Colbeth RE., Mollov I. Multiple gain ranging readout method to extend the dynamic range of amorphous silicon flat panel imagers. *Proc SPIE* 2004;5368:139-49.
212. Rougée A., Picard C., Saint-Félix D., Trouset Y., Moll T, Amiel M. Three-dimensional coronary arteriography. *Int J Card Imaging* 1994;10:67-70.
213. Saint-Félix D., Trouset Y., Picard C. In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Phys Med Biol* 1994;39:583-95.
214. Salzmann JA. Resume of the workshop and limitations of the technique. *Am J Orthod* 1958;44:901-05.

215. Sassouni V., Gupta OP., Forrest EJ., Mundell RD. Studies on experimental malocclusion in rabbits. 1. Method of induction of malocclusion and its effects on the temporomandibular joint. *Am J Orthod* 1971;60:54-67.
216. Schlicher W., Nielsen I., Huang JC., Maki K., Hatcher DC., Miller AJ. Consistency and precision of landmark identification in three-dimensional cone beam computed tomography scans. *Eur J Orthod* 2012;34:263-75.
217. SedentexCT Project Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines, 2011 (v2.0 Final) [www.sedentexct.eu/files/guidelines final.pdf](http://www.sedentexct.eu/files/guidelines%20final.pdf).
218. Şenel B., Kamboroğlu K., Üçok Ö., Yüksel SP., Özen T., Avsever H. Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39:501-11.
219. Shibata M., Nawa H., Kise Y., Fuyamada M., Yoshida K., Katsumata A., Ariji E., Goto S. Reproducibility of three-dimensional coordinate systems based on craniofacial landmarks: a tentative evaluation of four systems created on images obtained by cone-beam computed tomography with a large field of view. *Angle Orthod* 2012;82:776-84.
220. Shirota T., Kurabayashi H., Ogura H., Seki K., Maki K., Shintani S. Analysis of bone volume using computer simulation system for secondary bone graft in alveolar cleft. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:904-8.
221. Siewerdsen JH., Daly MJ., Bakhtiar B. A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT. *Med Phys* 2006;33:187-97.
222. Siewerdsen JH., Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flatpanel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 2001;28:220-31.
223. Siewerdsen JH., Moseley DJ., Bakhtiar B. The influence of antiscatter grids on soft-tissue detectability in cone-beam computed tomography with flatpanel detectors. *Med Phys* 2004;31:3506-20.

224. Silva MA., Wolf U., Heinicke F. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:640-1.
225. Silveira HL., Gomes MJ., Silveira HE., Dalla-Bona RR. Evaluation of the radiographic cephalometry learning process by a learning virtual object. *Am J Orthod* 2009a;136:134-8.
226. Silveira HL., Silveira HE., Dalla-Bona RR., Abdala DD., Bertoldi RF., von Wangenheime A. Software system for calibrating examiners in cephalometric point identification. *Am J Orthod* 2009b;135:400-5.
227. Simon PM. *Grindzüge einer systematischen Diagnostik der Gebissanomalien*. Berlin: Meusser, 1922.
228. Smith BR., Park JH., Cederberg RA. An evaluation of cone-beam computed tomography use in postgraduate orthodontic programs in the United States and Canada. *J Dent Educ* 2011;75:98-106.
229. Stabrún AE., Danielsen K. Precision in cephalometric landmark identification. *Eur J Orthod* 1982;4:185-96.
230. Steiner CC. Cephalometrics for you and me. *Am J Orthod* 1953;39:729-55.
231. Steiner CC. Cephalometrics in clinical practice. *Angle Orthod* 1959;29:8-29.
232. Steiner CC. The use of cephalometrics as an aid planning and assessing orthodontic treatment. *Am. J. Orthod* 1960 46:721-35.
233. Stratemann SA., Huang JC., Maki K., Miller AJ., Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:80-93.
234. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6:31-6;discussion179-82.

235. Sukovic P., Brooks S., Perez L., Clinthorne NH. DentoCATTM—a novel design of a cone-beam CT scanner for dentomaxillofacial imaging: introduction and preliminary results. *CARS* 2001;700-5.
236. Swennen GRJ., Mommaerts MY., Abeloos J., De Clercq C., Lamoral P., Neyt N., Casselman J., Schutyser F. A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed dental surface. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:48-57.
237. Swennen GRJ., Schutyser F., Hausamen JE. Three-dimensional cephalometry: A color atlas and manual. Ed. Springer, 2006a.
238. Swennen GRJ., Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2006b;130:410-6.
239. Takane M., Sato S., Suzuki K., Fukuda T., Asano Y., Honda K., Arai Y., Ito K. Clinical application of cone beam computed tomography for ideal absorbable membrane placement in interproximal bone defects. *J Oral Sci* 2010;52:63-9.
240. Tantanapornkul W., Okouchi K., Fujiwara Y., Yamashiro M., Maruoka Y., Ohbayashi N., Kurabayashi T. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:253-9.
241. Thurow RC. Cephalometric methods in research and private practice. *Angle Orthod* 1951;2:104-16.
242. Tng TT., Chan TCK., Hägg U., Cooke MS. Validity of cephalometric landmarks. An experimental study on human skulls. *Eur J Orthod* 1994;16:110-20.
243. Tweed CH. The application of the principles of the edgewise arch in the treatment of malocclusion. *Angle Orthod.* 1941;11:5-69.

244. Tweed CH. The Frankfort-mandibular incisors angle (FMIA) in orthodontic diagnosis, treatment planning and prognosis. *Angle Orthod* 1954; 24:121-69.
245. Van Loon JAW. A new method for indicating normal and abnormal relationships of the teeth to the facial lines. *Dent Cosmos* 1915a;57:973-83.
246. Van Loon JAW. A new method in demo-facial orthopedia, parts 1 and 2. *Dent Cosmos* 1915b;57:1093-101,1229-35.
247. van Vlijmen OJ., Maal T., Bergé SJ., Bronkhorst EM., Katsaros C., Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of human skulls. *Int J Oral Surg Maxillofac* 2010;39:156-60.
248. van Vlijmen OJ., Maal TJ., Berge SJ., Bronkhorst EM., Katsaros C., Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between two-dimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. *European J Oral Sc* 2009;117:300-5.
249. Vincent AM., West VC. Cephalometric landmark identification error. *Aust Orthod J* 1987;10:98-104.
250. Völk M., Paetzel C., Angele P. Routine skeleton radiography using a flatpanel detector: image quality and clinical acceptance at 50% dose reduction. *Invest Radiol* 2003;38:230-5.
251. Walker L., Enciso R., Mah J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod* 2005;128:418-23.
252. Walter C., Krastl G., Izquierdo A., Hecker H., Weiger R. Replantation of three avulsed permanent incisors with complicated crown fractures. *Int Endod J* 2008;41:356-64.
253. Walter C., Weiger R., Zitzmann NU. Accuracy of three-dimensional imaging in assessing maxillary molar furcation involvement. *J Clin Periodontol* 2010;37:436-41.

254. Wang Y., Zheng QH., Zhou XD., Tang L., Wang Q., Zheng GN., Huang DM. Evaluation of the root and canal morphology of mandibular first permanent molars in a western Chinese population by cone-beam computed tomography. *J Endod* 2010;36:1786-9.
255. Wei SH. The Variability of Roentgenographic Cephalometric Lines of Reference. *Angle Orthod* 1968;38:74-8.
256. Wiegert J., Bertram M., Schafer D. Soft tissue contrast resolution within the head of human cadaver by means of flat detector based cone-beam CT. *Proc SPIE* 2004;5368:330-7.
257. Yan XH, Leahy RM. Derivation and analysis of a filtered back projection algorithm for cone beam projection data. *IEEE Trans Med Imaging*.1991;10:462-72.
258. Yitschaky O., Redlich M., Abed Y., Faerman M., Casap N., Hiller N. Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images. *Angle Orthod* 2011;81:12-8.
259. Young GR. Contemporary management of lateral root perforation diagnosed with the aid of dental computed tomography. *Aust Endod J* 2007;33:112-8.
260. Young SM., Lee JT., Hodges RJ., Chang TL., Elashoff DA., White SC. A comparative study of high-resolution cone beam computed tomography and charge-coupled device sensors for detecting caries. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:445-51.
261. Zamora Montes de Oca CE. Compendio de cefalometría: Análisis clínico y práctico. AMOLCA, Caracas; 2004.
262. Zamora N., Llamas JM., Cibrián R., Gandia JL., Paredes V. A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-dimensional (3D) cephalometric analysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17:678-8.

263. Zamora N., Llamas JM., Cibrián R., Gandia JL., Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod* 2011;81:856-64.
264. Zhang Z., Qu X., Li G., Zhang Z., Ma X. The detection accuracies for proximal caries by cone-beam computerized tomography, film, and phosphor plates. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;111:103-8.
265. Zheng QH., Wang Y., Zhou XD., Wang Q., Zheng GN., Huang DM. Evaluation of the root and canal morphology of mandibular first permanent molars in a Chinese population. *J Endod* 2010;36:1480-4.
266. Zöller JE., Neugebauer J. Cone-beam Volumetric imaging in dental, oral and maxillofacial Medicine. Quintessence Publishing. Germany, 2008.

VIII. ANEXOS

Anexo 1. Informe favorable del Comité de Ética para este proyecto de investigación.



Universidad
Rey Juan Carlos

Rectorado

El Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid, ha considerado las circunstancias que concurren en el proyecto de investigación de título **“IDENTIFICACIÓN CEFALOMÉTRICA TRIDIMENSIONAL A PARTIR DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA DE HAZ CÓNICO (CBCT)”**, que tiene como investigador principal a D. Martín Romero Maroto.

A la vista de la documentación presentada y de los informes facultativos emitidos, este Comité acuerda **informar favorablemente** el proyecto de investigación mencionado, por cumplir con los requisitos éticos requeridos para su ejecución.

Y para que conste a los efectos oportunos se firma en Móstoles, a 29 de febrero de 2012.



Fdo.: Virginia Álvarez Rodríguez
Secretaria del Comité de Ética de la
Investigación de la URJC

Anexo 2. Consentimiento informado utilizado para participar en este proyecto de investigación.

Consentimiento Informado para participar en el proyecto de investigación:

Identificación cefalométrica bidimensional y tridimensional a partir de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).

Mediante la firma de este documento D./Dña. _____

_____ con DNI/Pasaporte: _____,
otorga su consentimiento para participar como representante legal del menor:

_____ en el Proyecto referido dirigido por D. Martín Romero Maroto*, Investigador Responsable e Investigador Principal (I.P.), Dña. Ana López de Andrés**, Dña. María Isabel Jiménez Trujillo**, y D. Manuel Míguez Contreras*, miembros del equipo investigador de la Universidad Rey Juan Carlos (*Departamento de Estomatología y **Dpto. de Medicina Preventiva y Salud Pública e Inmunología y Microbiología Médicas).

La investigación se realizará en el Dpto. de Estomatología de la URJC, se utilizará su exploración radiográfica de tomografía computarizada de haz cónico ya realizada, y que fue necesaria como parte del diagnóstico de su tratamiento de ortodoncia. Los archivos de este escáner se cargarán en el programa 3D utilizado para la investigación, cuyo primer paso será la anonimización, por medio de este proceso las imágenes radiográficas serán desprovistas de cualquier identificación personal. Un dato es anonimizado cuando se ha sustituido o desligado la información que identifica a la persona mediante un código que NO permite la operación inversa.

El objetivo del proyecto es hacer un estudio observacional de corte transversal de 12 tomografías (CBCT) anonimizadas para determinar una serie de parámetros cefalométricos de interés ortodóncico. Los ficheros con las imágenes obtenidas se aprovecharán para que observadores (alumnos voluntarios de la Universidad Rey Juan Carlos), realicen la localización de ubicaciones anatómicas tridimensionales. Se obtendrán datos numéricos en las 3 coordenadas espaciales. Los archivos DICOM de cada paciente se importan desde el CD con la exploración al programa 3D (Invivo5 Anatomage®) y se anonimizan. Las exploraciones se identifican con un número aleatorio correlativo de paciente (1 al 12), la edad y el sexo. Se cumple con la normativa de protección de datos, en ningún momento los observadores tendrán acceso a ningún dato personal de los pacientes.

Existe la posibilidad de solicitar más información por parte del participante, siendo una obligación del I.P. facilitar cuanta información adicional requiera el participante.

En cuanto a los riesgos, se me ha informado que en ningún caso se admitirá ninguna exploración radiográfica que no estuviera justificada previamente por motivos ortodóncicos, y que la utilización de las imágenes para este estudio no conlleva para el paciente mayores molestias durante su realización, ni incrementa su riesgo radiológico, ni existen contraindicaciones. Esta investigación de cefalometría volumétrica, tendrá como beneficios una mejor comprensión del proceso de aprendizaje de esta nueva tecnología, ayudará a mejorar la precisión del diagnóstico en un futuro, y el control en la evolución de manera más exacta, y en consecuencia mejorar la calidad global del tratamiento. En lo relativo a los pagos para realizar la investigación cabe destacar que los participantes lo harán de manera voluntaria y gratuita, sin recibir contrapartida alguna.

El tratamiento de sus datos, en el supuesto de que lo hubiera, se hará de acuerdo con la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal, y demás legislación aplicable. Los datos serán almacenados en una base informática en la que serán registrados de manera completamente anónima, de tal forma que no será posible identificar a los participantes. El órgano responsable del fichero es el Vicerrectorado de Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos, y la dirección donde el interesado podrá ejercer los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición ante el mismo es C/ Tulipán s/n 28993. Móstoles, Madrid. Todo lo cual se informa en cumplimiento del artículo 5 de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. El I.P. y el resto del equipo están obligados legalmente a guardar secreto y confidencialidad sobre cuantas informaciones y/o datos puedan obtenerse del sujeto por su participación en el proyecto.

Se me ha informado que la participación o no en la investigación no afectará a ningún tipo de servicio o cobertura sanitaria o social con la que esté vinculado o pueda estarlo en un futuro. Con las garantías legales oportunas, los resultados del estudio podrán ser comunicados a la comunidad científica a través de congresos y publicaciones, garantizando que en todo el proceso de difusión, se omitirá su identidad y cualquier dato personal que pueda facilitar que se le identifique. Los resultados de la investigación le serán proporcionados si los solicita al investigador D. Manuel Míguez Contreras, quien atenderá cualquier tipo de duda o pregunta que tenga que realizarle. Su centro de trabajo está en la Universidad Rey Juan Carlos, en el Campus de Alcorcón, despacho 2023, con teléfono de contacto: 91 488 85 93, y correo electrónico: manuel.miguez@urjc.es

La Universidad Rey Juan Carlos y el equipo de investigación que lidera el referido proyecto están exentos de cualquier responsabilidad que se derive de la investigación que no se haya manifestado en el presente escrito, sea cual fuere el momento y lugar en donde se realizara.

Declaro que he recibido suficiente información sobre el estudio y que he tenido oportunidad de efectuar preguntas sobre el mismo y, en su caso, he recibido respuestas satisfactorias del investigador/es responsables. He comprendido la información recibida y la decisión que tomo es libre y voluntaria pudiendo en cualquier momento revocar por escrito este consentimiento sin expresar la causa y sin que suponga perjuicio alguno en la asistencia sanitaria mía. Declaro que se me entrega una copia de este documento. El I.P. es el responsable de la custodia del documento original de este Consentimiento Informado, debidamente firmado por las partes.

Doy mi consentimiento para que el CBCT realizado previamente y necesario para el diagnóstico ortodóncico de mi hijo (a) pueda ser también utilizado con fines de investigación y docencia.

Firma y nombre del representante legal.

Firma D. Manuel Míguez Contreras

En Madrid, a _____ de _____ del 20 ____.

Anexo 3. Solicitud de informe al Comité de Ética de la URJC para este proyecto de investigación.

<u>Solicitud de Informe</u>		
COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN DE LA URJC		
SOLICITUD DE INFORME DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN		
Fecha:	27-07-2011	Nº de Registro (No rellenar)
Título:	Identificación cefalométrica tridimensional a partir de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).	
Investigadores	Nombre	E-Mail
Principal:	Romero Maroto, Martín	martin.romero@urjc.es
	Ana López de Andrés	ana.lopez@urjc.es
	Maria Isabel Jiménez Trujillo	isabel.jimenez@urjc.es
	Manuel Míguez Contreras	manuel.miguez@urjc.es
Organismo al que se presenta el Proyecto de Investigación: Universidad Rey Juan Carlos		
Convocatoria: 2011		
Fecha límite para entregar el Proyecto: Diciembre 2011		
Resumen (Máximo 1000 caracteres):		
<p>El proyecto tiene por objeto realizar un estudio observacional de corte transversal de tomografías de pacientes, se ha diseñado la determinación de una serie de puntos, líneas y ángulos cefalométricos. Se utilizará una muestra anonimizada de 12 pacientes a los que ya se les ha realizado por motivos de su diagnóstico previo a un tratamiento que necesitaban de ortodoncia una exploración con tomografía computarizada de haz cónico. Obtenidos estos escáneres se aprovecharán para que observadores voluntarios calibrados previamente, realicen la localización anatómica tridimensional (con diferentes visualizaciones del renderizado de volumen). El punteo se administrará de manera informatizada y lo realizarán observadores voluntarios alumnos de la URJC. De cada punteo saldrán datos en las 3 coordenadas espaciales: X,Y, y Z. Cada localización de marca será identificada en 3 ocasiones por cada observador, estas mediciones repetidas se usarán para calcular el coeficiente de correlación intraclase (intra-observador), se evaluará también la fiabilidad interclase (inter-observador).</p>		
Principales asuntos éticos a revisar, según el Investigador Principal (Máx 500 Car.)		
<p>Es necesario contar con la firma del consentimiento informado por los padres o tutores de los pacientes participantes. Realizado el escáner previo para el diagnóstico de su tratamiento ortodóncico, se utilizan estos mismos para la investigación. Se importan los archivos DICOM desde los CD de los pacientes al programa 3D y se anonimizan, usando como datos: el número correlativo de paciente (1 al 12), la edad y el sexo. Se cumple la normativa de protección de datos, en ningún momento los observadores tienen acceso a ningún dato personal de los pacientes.</p>		
IMPORTANTE: Adjuntar el resumen del Proyecto enviado al Organismo del que se solicita el Proyecto		

El proyecto incluye: (Marcar lo que corresponda)

A. Experimentación clínica con seres humanos	<input type="checkbox"/>
B. Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, tejidos embrionarios o fetales	<input type="checkbox"/>
C. Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos.	<input type="checkbox"/>
D. Investigación observacional, psicológica o comportamental en humanos.	<input checked="" type="checkbox"/>
E. Uso de datos personales, información genética...	<input type="checkbox"/>
F. Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o para las plantas.	<input type="checkbox"/>
G. Experimentación con animales vivos.	<input type="checkbox"/>
H. Experimentación con órgano aislado o muestras extraídas tras sacrificio de animales.	<input type="checkbox"/>
I. Experimentación con muestras animales obtenidas de otras fuentes (mataderos, compra a otras empresas o investigadores).	<input type="checkbox"/>
J. Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs)	<input type="checkbox"/>

Otros Comentarios para el Comité

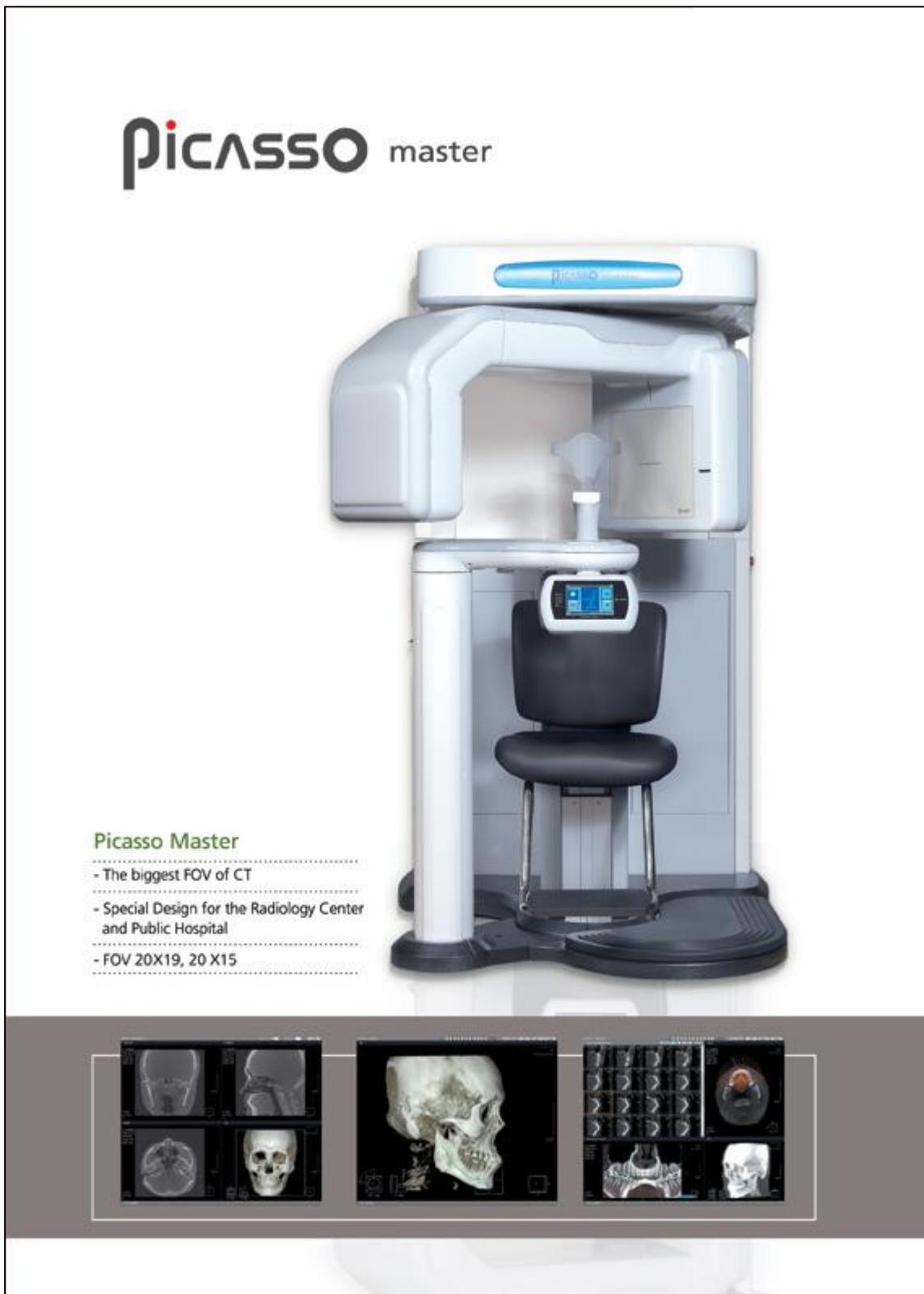
Dado que cada vez es más común que las revistas científicas en el ámbito del área de la salud (investigación con seres humanos, utilización de datos personales, etc.) exijan para la publicación de artículos científicos, la aprobación de los proyectos de investigación por el Comité de Ética del Centro o la Universidad donde se realizan. Solicitamos respetuosamente nos sea aprobada la Autorización para este proyecto de investigación.

Datos de contacto del Investigador Principal

Departamento:	Estomatología
Dirección:	Campus Alcorcón URJC Avda. Atenas s/n
Teléfono:	914888923
Fax:	
Teléfono móvil:	650319248
Persona a contactar en su ausencia:	Manuel Míguez Contreras

Firma,

Anexo 4. Especificaciones del aparato de CBCT utilizado en el estudio: tomógrafo Vatech modelo Picasso Master.



PICASSO master

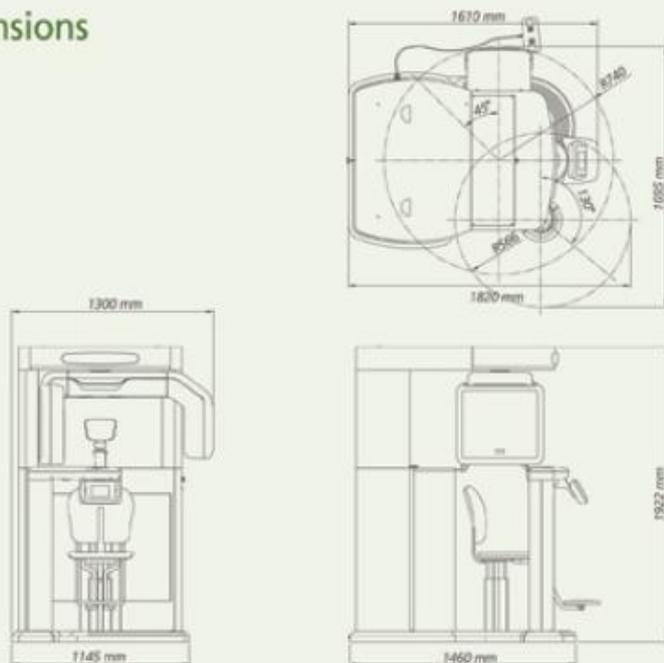


Specification

X-ray Beam	Cone Beam
Detector	Flat Panel Detector
Scan Time	24 sec
FOV	20 cm X 19 cm 20 cm X 15 cm
Anode Current	2 ~ 10 mA
Anode Voltage	40 ~ 90 kVp
Recon. Time	Less than 2 min (Option 29 sec)
Focal Spot	0.5 mm

※ Specifications are subject to change without any prior notice.

Dimensions



Anexo 5. Lista de características ofrecidas por el programa informático InVivo5.

I N V I V O 5 - PIONEERING THE NEW DIMENSION OF PATIENT CARE™

Lista de características

Diversas características ofrecidas por InVivo5

- **Abre directamente datos DICOM de cualquier aparato de TC**
(Directly opens DICOM data from any CTD machine)
- **Compresión de archivo InVivo**
(InVivo File Compression)
- **Operaciones de vista de Secciones y Multicortes**
(Section and Multislice View Operations)
- **Recreación del volumen de datos escaneados**
(Volume Rendering of scan data)
- **Mediciones lineales, angulares, circunferenciales, de área y volumétricas**
(Linear, Angular, Circumferential, Area and Volumetric Measurements)
- **Captura y exportación de imagen**
(Image Capture and Export)
- **Captura y exportación AVI película**
(AVI (Movie) Capture and Export)
- **Plan de tratamiento de implantes**
(Implant Treatment Planning)
- **Evaluación de la densidad ósea**
(Bone Density Evaluation)
- **Reconstrucciones panorámicas, cefalométricas, de ATM y otras reconstrucciones radiográficas**
(Panoramic, Cephalometric, TMJ, and other X-Ray Reconstruction)
- **Superposición e imagen en espejo**
(Superimposition and Mirroring)
- **Plataforma para el servicio AnatoModel**
(Platform for the AnatoModel service)

1003 Rev C. Revised 1/11/2010 - Copyright 2005 Anatomage, Inc. All rights reserved.

9

Anexo 6. Requisitos de las configuraciones del sistema mínimas recomendadas para el programa InVivo5.

I N V I V O 5 - PIONEERING THE NEW DIMENSION OF PATIENT CARE™

Requisitos del sistema

Abajo se hallan las configuraciones de sistema mínimas recomendadas

Es esencial tener la capacidad de utilizar un sistema adecuado de computación para poder usar con eficacia el programa InVivo5 así como para generar imágenes de la más alta calidad posible para el análisis mejorado y la presentación a pacientes y colegas

- *El elemento más importante es la tarjeta de video (chip gráfico 3D graphics GPU).*
- *Si el sistema no tiene la tarjeta correcta, puede comprarla e instalar la tarjeta para ordenadores de escritorio.*

	Minimum	Recommended	Comments
CPU	Pentium 3	Intel CoreDuo 2.4GHz	Mejor CPU da mejor rendimiento.
RAM	2GB	4GB	1GB es bueno para la mayoría de imágenes CBCT
Chip gráfico	ATI Radeon HD 4650 or NVIDIA Geforce 9800 GT	ATI Radeon HD 5770	Video card es crítica para trabajar. Intel GPU no integrado. Debe haber una GPU dedicada (ATI o NVIDIA)
Disco rígido	No hay requisito	No hay requisito	Ocupa menos de 10MB
OS	Windows XP Vista Windows 7		

No compatible con SO Apple (Solo funciona con XP & Vista con Bootcamp).

Recomendaciones de Tarjeta gráfica de escritorio de perfil bajo:
Para ordenadores de escritorio de cuerpo delgado (por ej. Dell Optiplex), solo sirven tarjetas gráficas de perfil bajo.

Radeon HD 5570 1GB 128-bit DDR3
<http://www.newegg.com/Product/Product.aspx?Item=N82E16814102874>
El perfil bajo mas rápido (no necesita otra conexión complementaria a la corriente), solo necesita un espacio.

Radeon HD 4650 512MB 128-bit GDDR2
<http://www.newegg.com/Product/Product.aspx?Item=N82E16814102829>
El perfil bajo mas rápido (no necesita otra conexión complementaria a la corriente) solo necesita un espacio.

1003 Rev C. Revised 1/11/2010 - Copyright 2005 Anatomage, Inc. All rights reserved.

6

Anexo 7. Protocolo a seguir en cefalometría 2D.

Protocolo a seguir en Cefalometría 2D

Abrir **PAC. Inicial** y seleccionar el paciente siempre por orden creciente de número.



Para **Tele-RX-Frontal** (sin magnificación), debe estar en **Volumen Render, Front view**
Method: Quality, Reconstruction: X-ray, View Control: Gray Scale



Sugerencia inicial: opacity: 10%, brightness: 10%, contrast: 60%

Centrar (**shift** +botón izq), Agrandar (**ctrl** +botón izq); comprobar que en **right view** está bien la imagen. Marcar Hide All Values

Apunte en una hoja para evitar errores el N° de paciente

Orden de punteo 2D	Puntos cefalométricos
	2D Frontal
1	Frontozigomático derecho
2	Nasion
3	Frontozigomático izquierdo
4	Orbital derecho
5	Orbital izquierdo
6	Espina Nasal Anterior
7	Menton
	2D Lateral
8	Nasion
9	Posion derecho
10	Cavidad Glenoidea
11	Eminencia Articular
12	Orbital
13	Espina Nasal Anterior
14	Gonion
15	Menton

Tele Rx Frontal (dejar en front view y no mover la imagen)

1. FZ dcha, Nasion, FZ izq
2. Orbital dcha, Or izq
3. ENA, Menton

Tele Rx Lateral (right view y no mover la imagen)

1. Nasion, Porion, C.Glenoidea, Eminencia Articular (eA)
 2. Orbital, ENA, Gonion, Menton
-
- a. Report: guardar en Carpeta Excel y N° de Ob: **ob1 pac2 traz3 rx: confirme 15! filas**
 - b. Guardar Pac Final: file, save as, Pac final, N° Observador, poner nombre y guardar en compact (highly lossy)
 - c. Salir del paciente y **NO** guarde cambios

Anexo 8. Protocolo a seguir en cefalometría 3D.

Protocolo a seguir en Cefalometría 3D

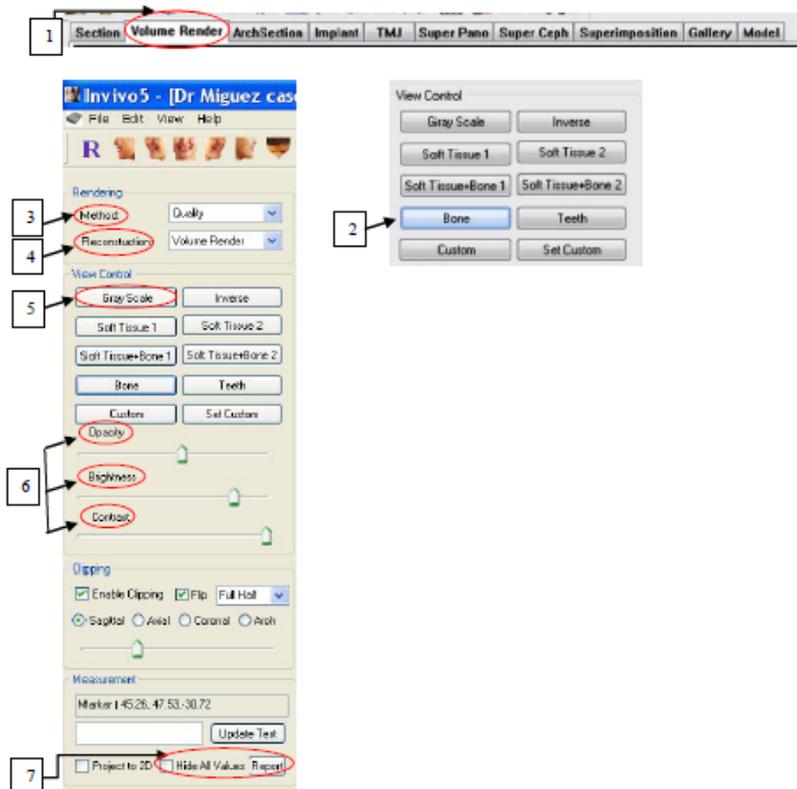
Abrir PAC. Inicial y seleccionar el paciente siempre por orden creciente de número.



Apunte en una hoja el N° de paciente, para evitar errores.

Para Vista frontal (sin magnificación), debe estar en:

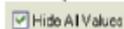
- 1 - Volumen Render.
- 2 - Method: Quality.
- 3 - Bone (No teeth)
- 4 - Reconstuction: X-ray.
- 5 - View Control: Gray Scale.



6 - Sugerencia inicial: **Opacity: 60%, Brightness: 60%, Contrast: 50%.**

Variar a su gusto la vista 3D (el brillo es la que más ayuda para visualizar los puntos).

7 - Marcar (ocultar valores):



Centrar la imagen: **shift** (tecla de mayúsculas) + botón izquierdo del ratón.

Agrandarla: **ctrl** (control) + botón izquierdo del ratón.

Comprobar que en "Right view" está bien la imagen.

Usar si se quiere herramientas: quick zoom, quick measurement (cuadrícula móvil), grid (cuadrícula).

Orden de Punteo a seguir:

Orden de punteo 3D	Puntos cefalométricos
	Frontal
1	Frontozigomático derecho (FZ-dch)
2	Nasion (N)
3	Frontozigomático izquierdo (FZ-izq)
4	Orbital derecho (Or- dch)
5	Orbital izquierdo (Or-izq)
6	Espina Nasal Anterior (ENA)
	Derecha (right view)
7	Menton (Me)
8	Porion derecho (Po- dch)
9	Cavidad Glenoidea derecha (CG- dch)
10	Eminencia Articular derecha (eA- dch)
11	Gonion derecho (Go- dch)
12	Foramen Mentoniano derecho (FM- dch)
	Izquierda (left view)
13	Porion izquierdo (Po-izq)
14	Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq)
15	Eminencia Articular izquierda (eA-izq)
16	Gonion izquierdo (Go-izq)
17	Foramen Mentoniano izquierdo (FM-izq)
18	Coronoides izquierda (Cor-izq)

Para puntear (icono "marker").

Realizar el punteo, siempre en la misma secuencia prefijada, inicialmente usar la vista recomendada, pero puede mover a su gusto el volumen en los 3 planos del espacio, si se pierde puede volver a la vista inicial tecleando el icono correspondiente.

Importante: antes de ampliar o recolocar el cráneo 3D cerciorarse que no haya ningún punto o distancia activo. Para comprobarlo ver casilla inferior izda "measurement".

Un punto marcado por equivocación se **anula** volviendo a marcar con botón izquierdo y viendo si los datos numéricos (palabra marker + valores) están en casilla inferior izquierda “measurement”, dar a tecla **supr**. Desactivar casilla Hide All Values (cambiará a rojo los números si están visibles) y tras presionar el botón izquierdo del ratón sobre la marca, dar a tecla **supr**.

Para recolocar un punto teclee en él con el botón izquierdo del ratón (al activarlo cambiará a rojo) se mueve al nuevo lugar y se teclea en otro lado de la pantalla para confirmarlo (cambiará a verde).

VISTA FRONTAL

1. Sutura Fronto Zigomática (FZ) derecha (siempre del paciente), Nasion, FZ izq.
2. Orbital derecho, Or izq.
3. Espina Nasal Anterior (ENA), Menton.

V. DERECHA (Right view-derecha del paciente)

1. Confirmar posición correcta de ENA (lupa-remarcar si es necesario) *El mover un punto de posición aunque haya estado marcado anteriormente no altera el orden del Excel, sin embargo si lo borra y vuelve a marcar sí, por lo se debería empezar de 0: desmarque hide all values y sitúese con el cursor y botón izq del ratón sobre los números en verde, al ponerse rojos teclee supr.*
2. Porion, Cavidad Glenoidea, Eminencia Articular (eA), Gonion (Go), centro Foramen mentoniano (brightness mejora la visión y aumenta o disminuye el tamaño)

V. IZQUIERDA (Left view)

1. Po, C.Glenoidea, eA, Go, F.mentoniano
2. Coronoides izq: mover el cráneo para visualizarla, comprobar marcando **enable clipping** y **flip**, con **full half**, remover la apófisis cigomática. **ANULAR** esta herramienta una vez marcado.(vale con desmarcar sólo enable clipping).

Durante todo el ejercicio puede usar si lo desea las otras vistas: V. AXIAL INFERIOR (Bottom View), V. FRONTAL

EXPORTAR a EXCEL (tecla report): escritorio → Carpeta Excel → carpeta observador. Cambiar nombre (measurement report) por un nombre nuevo siempre en minúscula: **obl pac2 traz3 b** (es más fácil si marca un punteo anterior guardado previamente y cambia el último número de pac, observador, etc.) Si por error se repitiera un nombre existente en “nombre” en la línea “tipo” desaparece CSV File (*.csv) así nos damos cuenta que existe un fallo.

Constatar que en tabla Excel (minimizar arriba a la derecha para ir a escritorio) que existen 18! filas volver a marcar si existe algún fallo.

TERMINADA LA EXPORTACIÓN A EXCEL, vamos a archivo (file) y damos a **guardar como** (Save As), buscar carpeta en mi escritorio **PAC**. Final → N° de observador → poner el nombre correspondiente según protocolo: **obl pac2 traz3 b**.

Queda guardado como inVivo File (*.inv). Guardar cambios en: **compact** (highly lossy).

Salimos del paciente y **NO** guardamos cambios para que el siguiente observador se lo encuentre como usted (posicionado estándar y sin marcas). (Do you want to save before closing? No).

Anexo 9. Resumen de los protocolos a seguir en cefalometría 2D y 3D.**Resumen Protocolo en 2D**

1. Abrir la carpeta de pacientes y escoger uno por orden.
2. Apuntar el N° de paciente en una hoja.
3. Tele-RX (sin magnificación):
 - Ir a Volumen Render, **Front view**.
 - **Method: Quality**.
 - **Reconstruction: X-ray**.
 - **View Control: Gray Scale**.
4. Sugerencia: Opacity: 10%, Brightness: 10%, Contrast: 60%
5. **Centrar** (shift+botón izq).
6. **Agrandar** (ctrl+botón izq).
7. Comprobar que en **Right view** está bien la imagen.

Orden de Punteo a seguir:

- **Tele Rx Frontal** (dejar en "Front view" y no mover la imagen).

Orden de punteo 2D	Puntos cefalométricos
	2D Frontal
1	Frontozigomático derecho (FZ-dch-rx)
2	Nasion (N-f-rx)
3	Frontozigomático izquierdo (FZ-izq-rx)
4	Orbital derecho (Or-dch-rx)
5	Orbital izquierdo (Or-izq-rx)
6	Espina Nasal Anterior (ENA-f-rx)
7	Menton (Me-f-rx)

- **Tele Rx Lateral** ("Right view" y no mover la imagen).

Orden de punteo 2D	Puntos cefalométricos
	2D Lateral
8	Nasion (N-lat-rx)
9	Porion derecho (Po-lat-rx)
10	Cavidad Glenoidea (CG-lat-rx)
11	Eminencia Articular (eA-lat-rx)
12	Orbital (Or-lat-rx)
13	Espina Nasal Anterior (ENA-lat-rx)
14	Gonion (Go-lat-rx)
15	Menton (Me-lat-rx)

8. Marcar Hide All Values.
9. Guardar en Carpeta Excel y N° de Ob: **ob1 pac2 traz3 rx**: confirmar que hay **15 filas**.
10. Guardar Pac Final: file, save as, Pac final, N° Observador, poner nombre y guardar en compact (highly lossy).
11. Salir del paciente y **NO** guarde cambios.

Resumen Protocolo en 3D

1. Abrir la carpeta de pacientes y escoger uno por orden.
2. Apuntar el N° de paciente en una hoja.
3. Tele-RX (sin magnificación):
 - Ir a Volumen Render, **Front view**.
 - **Method: Quality**.
 - **Reconstruction: X-ray**.
 - **View Control: Gray Scale**.
4. Sugerencia: **Opacity: 10%, Brightness: 10%, Contrast: 60%**
5. **Centrar** (shift+botón izq).
6. **Agrandar** (ctrl+botón izq).
7. Comprobar que en **Right view** está bien la imagen.

Orden de Punteo a seguir:

Orden de punteo 3D	Puntos cefalométricos
	Frontal
1	Frontozigomático derecho (FZ-dch)
2	Nasion (N)
3	Frontozigomático izquierdo (FZ-izq)
4	Orbital derecho (Or- dch)
5	Orbital izquierdo (Or-izq)
6	Espina Nasal Anterior (ENA)
	Derecha (right view)
7	Menton (Me)
8	Porion derecho (Po- dch)
9	Cavidad Glenoidea derecha (CG- dch)
10	Eminencia Articular derecha (eA- dch)
11	Gonion derecho (Go- dch)
12	Foramen Mentoniano derecho (FM- dch)
	Izquierda (left view)
13	Porion izquierdo (Po-izq)
14	Cavidad Glenoidea izquierda (CG-izq)
15	Eminencia Articular izquierda (eA-izq)
16	Gonion izquierdo (Go-izq)
17	Foramen Mentoniano izquierdo (FM-izq)
18	Coronoides izquierda (Cor-izq)

8. Marcar **Hide All Values**.
9. Guardar en Carpeta Excel y N° de Ob: ob1 pac2 traz3 b: confirmar que hay 18 filas.
10. Guardar Pac Final: file, save as, Pac final, N° Observador, poner nombre y guardar en compact (highly lossy).
11. Salir del paciente y **NO** guarde cambios.

Anexo 10. Características del sistema operativo y ordenador utilizado.

Sistema operativo y Hardware informático utilizado

Abajo aparecen las características del ordenador utilizado

- **Sistema operativo:** Microsoft Windows XP Professional Service Pack 3.
- **Ordenador:** Hewlett-Packard HP Compaq 6000 Pro MT, Microtorre PC. Con Disco Duro: ST3160813AS (149 GB, IDE), y Disco duro (para copia de seguridad) WDC WD2500AAJS-60M0A0 (232 GB, IDE).
- **Procesador:** Pentium (R) Dual-Core Intel Wolfdale, CPU E5300-2600 MHz (13 x 200) Placa Base: Hewlett-Packard HP Compaq 6000 Pro MT PC. Tipo de BIOS Compaq Hewlett-Packard,786G2.
- **Lector óptico:** HP. CDDVDW TS-H653RControlador IDE: Intel (R) ICH10D/DO SATA AHCI Controlador Equipo multiprocesador ACPI.
- **Tarjeta gráfica:** de alta resolución NVIDIA GeForce 9800 GT (1024 MB) Calidad de color: profundidad 32 bits.
- **Monitor:** Samsung, modelo SyncMaster P2370HD, Plug and Play Tamaño de visión máximo: 16 cm x 9 cm (7.2"). Ratio de aspecto de la imagen 16:9. Entrada de Frecuencia: Frecuencia horizontal 26 - 81 KHz Frecuencia vertical 24 - 75 Hz tiempo: 5ms. 1080p full HD, es un monitor con HDMI, panorámico 23 pulgadas con resolución 1080x1920 pixeles, contraste dinámico 50000:1, Pantalla: LCD. Tamaño (cm /mm) 571 x 432.5 x 189.5 mm.

- **Conexión del Monitor al PC:** Cable conector HAMA HDMI 1,3 para Full HD de alta resolución de hasta 1440p; conector cubierta de oro 24 kilates para optimizar la transmisión de señal e incrementar su velocidad hasta 10,2 Gbit/s, recubierto completamente de metal para reducir interferencias y revestimiento textil irrompible de máxima flexibilidad, núcleo de ferrita para minimizar y asegurar una transmisión limpia de interferencias. Frecuencia de imagen mayor de 200Hz. (Hama Gmb & Co KG. D-86651 Monheim/ Alemania www.hama.com).
- **Teclado:** Logitech K200 Dispositivo de teclado HID, Teclado estándar de 101/102 teclas o Microsoft Natural PS/2 Keyboard. Tipo de Bus: Intel AGTL+ Intel Corporation. Resolución de las fuentes 96 dpi.
- **Ratón:** Mini Mouse-Black (MI-4930Rp) inalámbrico XpertClick Inalámbrico con micro receptor USB de 2,4 GHz inclinable que permite desplazarse horizontal y verticalmente. Funcionamiento de 2,4 GHz para respuesta inmediata y sin interrupciones, con rango de alcance de 8 metros.
- **Disco Duro Externo (para copia de seguridad):** Externo HDD Mini Ultra Delgado HXD5 500 ronicos Inc. www.lge.com Interface: USB 2.0/1.1 Ratio de transferencia de datos: 480 Mbps. USB autoalimentado. Dimensiones: (82,4x124,9 x14,2) milímetros.

Anexo 11. Barra de herramientas (*toolbar*) del programa InVivo5.

I N V I V O 5 - PIONEERING THE NEW DIMENSION OF PATIENT CARE™

Sección: Barra de herramientas (Section: Toolbar)

Abajo se encontrará la Barra de herramientas cargada con la solapa Sections View Tab:



The toolbar contains the following tools from left to right: a large 'R' icon, a ruler with two points, a protractor with two points, a blue irregular shape, a patient's face with a vertical line, a grid layout, an eye icon, an 'i' icon, an arrow, a circle, a 'Text' label, and a 'HU' icon.

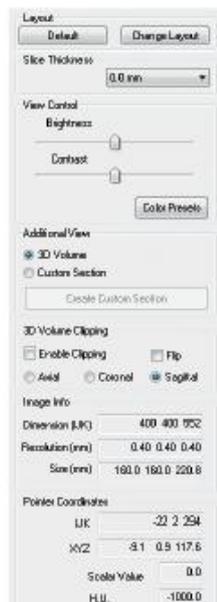
- 
Reset (Reiniciar): Reinicia Modeling Window al tamaño de visualización original
- 
Distance (Distancia): Una vez seleccionada esta herramienta haga clic en un punto y mueva el ratón sobre el extremo del otro punto que desea medir y cliquee de nuevo.
- 
Angle (Ángulo): Una vez seleccionada esta herramienta haga clic el primer punto, luego mueva el ratón sobre el segundo punto y cliquéelo y finalmente cliquee el último punto. Automáticamente aparecerá un número en grados.
- 
Area (Área): Una vez seleccionada esta herramienta haga clic en los límites de la zona que interesa. Para terminar la medición haga doble clic derecho. Automáticamente aparecerá un número en milímetros cuadrados.
- 
Patient Orientation (Orientación del paciente): Haga clic en este ícono para reorientar la imagen. Aparecerá un círculo en cada sección. Presione sobre el círculo y gire la imagen en la orientación deseada.
- 
Layout (Diseño): Crea un diseño diferente según su preferencia. Una vez que haga clic en el ícono Layout aparecerán opciones. Cliquee en la opción que prefiera para aplicarla.
- 
Hide/Show Cursors: Cursor Ocultar/Mostrar
- 
Patient Info (Información del paciente): Muestra u oculta la información que está en los datos.
- 
Arrow Notation (Notación de flecha): Permite dibujar una flecha sobre la imagen.
- 
Circle Notation (Notación de círculo): Permite dibujar un círculo sobre la imagen.
- 
Text Notation (Notación de texto): Permite escribir y editar un texto sobre la imagen.
- 
Select Region (Seleccionar región): Permite calcular la densidad de una superficie dentro de una caja limitadora.

1003 Rev C. Revised 1/11/2010 - Copyright 2005 Anaromage, Inc. All rights reserved.

20

Advertencia: Toda medición incorrecta lleva a complicaciones quirúrgicas si el diagnóstico, el plan de tratamiento y/o el tratamiento se basan en mediciones incorrectas. Es indispensable que el usuario aprenda cómo medir correctamente y emplee el procedimiento correcto de todas las herramientas de medición. Si observa diferencias o problemas de software con las mediciones, o surgen otras preguntas o dudas acerca del uso correcto de las herramientas, por favor contáctenos al 91-7216730 o al email dib@dib.es

Panel de control (Sections: Control Panel)



Layout (Diseño):

- **Default:** Va al diseño (layout) original.
- **Change Layout (Cambiar diseño):** Haga clic y escoja el diseño personalizado (custom layout).

Slice Thickness (Espesor de corte): Selecciona el espesor acumulativo de los cortes visualizados.

View Control (Control de visualización):

- **Brightness & Contrast (Brillo y contraste):** Ajusta cada opción predeterminada para mejorar la imagen.
- **Color Presets (Opciones predeterminadas de color):** Permite ver mejor ciertas estructuras anatómicas, perfiles de tejidos blandos, vías aéreas etc. **Los colores se basan en densidades pero NO representan el valor de la densidad del hueso.** [Icon]

Additional View (Otras visualizaciones):

- **3D Volume (Volumen 3D):** Esta opción permite la recreación del volumen 3D (3D volumen rendering) en el cuarto ángulo de la ventana.
- **Custom Section (Sección personalizada):** haciendo clic en dos puntos, se puede crear una sección personalizada en cualquier sección transversal para ver mejor la anatomía en el eje mayor.

3D Volume Clipping (Recorte de volumen 3D):

- Cuando el volumen 3D está visible, esta opción permite recortar el volumen para ver la anatomía interna. El plano de recorte se sincronizará con los cursores de las secciones.

Image Info (Info de imagen):

- Se resume la dimensión (Dimension), resolución (Resolution) y tamaño del campo visual (Size).

Pointer Coordinates (Coordenadas del puntero):

- **IJK o XYZ:** Las coordenadas dan la capacidad de examinar la coordenada del cursor sobre el sistema de coordenadas absolutas.
- **Scalar Value (Valor escalar):** Es el valor de la escala de gris del voxel señalado por el puntero del cursor. UH (HU) o Unidad Hounsfield es el valor aproximado de voxel calculado por Rescale Slope y Rescale Intercept en la información DICOM.

Las aproximaciones del valor H.U. pueden no ser tan exactas si su aparato CT está des-calibrado. Contacte al fabricante de su aparato para obtener mayor exactitud de H.U.

I N V I V O 3 - PIONEERING THE NEW DIMENSION OF PATIENT CARE™

Recreación del volumen: Barra de herramientas (Volume Render: Toolbar)

Shown below is the Tool Bar and tools that are loaded with the Rendering View Tab:



- R** **Reiniciar** (Reset): Reinicia Rendering Window (Ventana de recreación de volumen) en su tamaño de visualización original.
-  **Lateral izquierdo** (Left Lateral): Automáticamente orienta el volumen y el paciente queda hacia sagital izquierdo.
-  **3/4 izquierdo** (3/4 Left): Automáticamente orienta el volumen y paciente queda hacia 67° sagital izquierdo.
-  **Frontal**: Automáticamente orienta el volumen y el paciente queda de frente.
-  **3/4 Derecho** (3/4 Right): Automáticamente orienta el volumen y el paciente queda hacia 67° sagital derecha.
-  **Lateral derecho** (Right Lateral): Automáticamente orienta el volumen y el paciente queda hacia sagital derecho.
-  **Supramaxilar** (Supramaxillary): Automáticamente orienta el volumen de modo que usted queda por sobre el paciente.
-  **Submandibular**: Automáticamente orienta el volumen de modo que usted queda por debajo del paciente.
-  **Posterior**: Automáticamente orienta el volumen hacia la vista posterior.
-  **Zoom rápido** (Quick Zoom): Cliquee el icono Zoom y luego señale el volumen que quiere acercar. Use el icono Reset (Reiniciar) para volver al tamaño normal.
-  **Esculpir (Forma libre)** (Sculpt (Free Form)): Le permite delimitar libremente una zona que desea eliminar del volumen a la manera de un "cortapasta". Puede eliminar zonas internas o externas a la selección cliqueando las tijeras de la zona interna o externa que ha delineado.

2003 Rev. C. Revised 1/11/2010 - Copyright 2003 Anoromage, Inc. All rights reserved.



Esculpir (punto por punto) Sculpt (Point-to-Point) : Le permite delimitar una zona (seleccionando una serie de puntos para quitarla del volumen a modo de "cortapasta". Puede eliminar áreas de dentro o fuera de la zona delimitada. Puede eliminar zonas internas o externas a la selección haciendo clic en las tijeras por dentro o por fuera de la zona delineada.

Nota: Haga clic con "botón derecho" del ratón para indicar que ha marcado el último punto.



Punto de referencia 3D (3D Landmark Point): Una vez seleccionado puede marcar un punto en el volumen y aparecerán las coordenadas X,Y,Z (Transversal, Sagital, Vertical). Si cliquee sobre el punto y mueve el cursor puede modificar puntos. Se los puede eliminar cliqueando sobre el punto y presionando delete (eliminar) Las características de Control de visualización (View Control) permite proyectar los valores a 2D, ocultarlos o exportarlos a un informe.



Medir distancia 3D (Measure 3D Distance): Una vez seleccionado, puede marcar 2 puntos sobre el volumen y aparecerá la distancia. Los puntos se pueden modificar haciendo clic en el punto y moviendo el cursor. Se los puede eliminar haciendo clic sobre el punto y presionando delete (eliminar). Las características de Control de visualización (View Control) permiten proyectar los valores a 2D, ocultarlos, o exportarlos a un informe.



Medir ángulos 3D (Measure 3D Angles): Una vez seleccionado, puede marcar 3 puntos sobre el volumen y aparecerá un ángulo. Las mediciones se pueden modificar cliqueando en sus flechas de control y moviendo el cursor. Se los puede eliminar cliqueando sobre el punto o la línea y presionando delete (eliminar). Las características de View Control (Control de visualización) permiten proyectar los valores a 2D, ocultarlos, o exportarlos a un informe.



Medir la distancia 3D-Puntos múltiples (Measure 3D Distance-Multiple Points): Una vez seleccionado puede marcar una cantidad ilimitada de puntos sobre el volumen y aparecerá el total entre el primer punto y el último. Los puntos se pueden modificar cliqueando en el punto y moviendo el cursor. La medición se elimina cliqueando sobre el punto y presionando delete (eliminar). Las características de View Control (Control de visualización) permiten proyectar los valores a 2D, ocultarlos, o exportarlos a un informe. Nota: "Cliquee con el botón derecho" del ratón para indicar que ha marcado el último punto.



Medición volumétrica (Volumetric Measurement): Este botón abrirá la ventana de medición volumétrica.



Comentarios: Se puede ingresar un punto en el volumen e ingresar un comentario. Una vez seleccionado un punto en el volumen aparecerá la opción automática Comment. Seleccione el punto rojo y use la caja Edit en el panel de control para incorporar el texto. Presione el botón Update Text (Actualizar texto) para completar el ingreso.



Medición rápida (Quick Measurement): Cliquee para activar una regla en la punta del cursor. Cliquee de nuevo para desactivarlo.



Rejilla (Grid): Alterna entre 4 rejillas de diferentes diseños para la valoración de tamaño, medición y localización espacial.

I N V I V O S - PIONEERING THE NEW DIMENSION OF PATIENT CARE™



Orientación del paciente (Patient Orientation): Cliquee para cambiar la orientación del paciente.



Información del paciente (Patient Info): Muestra u oculta la información que se halla en los datos.



Selección de proyección (Select Projection): Permite la opción para ver vistas paralelas o en perspectiva, en 3D.



Secuencia de cámara (Camera Sequence): Permite la creación de secuencias personalizadas de cámara y captura de archivo avi de película.

Advertencia: Toda medición incorrecta lleva a complicaciones quirúrgicas si el diagnóstico, el plan de tratamiento y/o el tratamiento se basan en mediciones incorrectas. Es indispensable que el usuario aprenda cómo medir correctamente y emplee el procedimiento correcto de todas las herramientas de medición. Si observa diferencias o problemas de software con las mediciones, o surgen otras preguntas o dudas acerca del uso correcto de las herramientas, por favor contáctenos al 91-7216730 o al email dib@dib.es

1000 Rev C. Revised 1/11/2010 - Copyright 2005 Anoromage, Inc. All rights reserved.

Volume Render: View Control (Recreación de volumen: control de visualización)



Recreación del volumen (Rendering): Puede escoger diferentes métodos para obtenerlo.

- **Method (Método):** Performance es rápido pero hay ciertas imperfecciones. Quality da el mayor nivel de detalle pero la respuesta es más lenta..Default se halla entre los anteriores.
- **Reconstruction (Reconstrucción):** Hay tres métodos de reconstrucción posibles: Volume Rendering (Recreación del volumen), Maximum Intensity Projection (Proyección de máxima intensidad) y X-ray (Radiografías).

View Control (Control de visualización):

- **Color Presets (Color predeterminado):** Gray Scale (Escala de gris), Inverse (Inverso), Tejido blando 1 (Tejido blando 1 (Soft Tissue 1), etc. Permite la mejor visualización de ciertas estructuras anatómicas, perfiles de tejidos blandos, vías aéreas, etc. Esto se consigue activando densidades con colores específicos.
- **Opacity (Opacidad):** Permite ajustar translucidez y opacidad.
- **Brightness & Contrast (Brillo y Contraste):** Se ajusta con opciones determinadas para mejorar la imagen.

Clipping (Recorte): Clicar la caja Enable Clipping (Habilita Recorte) para rebajar la imagen a lo largo Planos anatómicos predefinidos (Sagital, Axial, Coronal, y Arch). Al rodar la rueda del ratón, el plano recortado se moverá. Para ver el lado opuesto, clicar en Flip. Controlar el recorte con el ratón o la barra de deslizamiento.

Measurement (Medición): Una vez definidos los puntos de referencia o las medidas, se los puede proyectar a valores 2D u ocultarlos clicando en la caja correspondiente. **Report (Informe):** exporta los valores a un archivo .CSV para ser visualizados y/o hacer cálculos computerizados en Excel u otros programas similares. La caja Edit (Edición) permite entrar textos relacionados con la medición. Las mediciones se pueden ocultar o también proyectar en 2D.

Advertencia: Toda medición incorrecta lleva a complicaciones quirúrgicas si el diagnóstico, el plan de tratamiento y/o el tratamiento se basan en mediciones incorrectas. Es indispensable que el usuario aprenda cómo medir correctamente y emplee el procedimiento correcto de todas las herramientas de medición. Si observa diferencias o problemas de software con las mediciones, o surgen otras preguntas o dudas acerca del uso correcto de las herramientas, por favor contáctenos al 91-7216730 o al email dib@dib.es

