

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ORTODONCIA

ASPECTOS BÁSICOS DE LA TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA CONE BEAM Y SU APLICACIÓN EN
ORTODONCIA

Trabajo especial de grado presentado
ante la Ilustre Universidad Central de
Venezuela por la Od. María Beatriz
Rodríguez Pérez para optar al título
de Especialista en Ortodoncia.

Caracas, Octubre de 2010

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ORTODONCIA

ASPECTOS BÁSICOS DE LA TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA CONE BEAM Y SU APLICACIÓN EN
ORTODONCIA

Autor: María Beatriz Rodríguez Pérez

Tutor: Dr. Juan Carlos Martínez

Caracas, Octubre de 2010

Veredicto

Aprobado en nombre de la Universidad Central de Venezuela por el siguiente jurado examinador:

Firma _____

Prof. Juan Carlos Martínez (Tutor)

CI:

Firma: _____

Prof. Juana Di Santi (Jurado)

CI:

Firma: _____

Prof. Jadwiga Sánchez (Jurado)

CI:

Lugar y fecha: _____

Observaciones:

Dedicatoria

Esta investigación está dedicada a la Cátedra de Radiología, esperando que pueda servir de apoyo a profesores y estudiantes para que continúen en su constante actualización y sirva de motivación para nuevas investigaciones en el área; y a los estudiantes del postgrado de ortodoncia, esperando contribuir en el continuo desarrollo de cada uno, brindándoles la posibilidad de conocer nuevas herramientas de diagnóstico, esenciales para el buen desempeño en la especialidad.

Agradecimientos

A Dios y a San Miguel Arcángel por estar siempre a mi lado.

A mi mamá, quien me ha apoyado incondicionalmente a lograr mis metas, acompañándome y dándome impulso cada día siempre con la mejor disposición y amor.

A mi papá, mis hermanos y toda mi familia, por estar siempre ahí, entenderme y acompañarme cada uno de mis días.

A Jorge, quien a pesar de estar lejos ha estado más cerca que nadie, siempre dándome fortaleza, amor y apoyo ante todas las situaciones que se me presentaron en el camino.

A mis amigos, quienes cada día supieron entenderme, estuvieron ahí para escucharme, aprender y crecer conmigo.

A mis compañeros y amigos del postgrado, por haberme permitido compartir con ellos durante este tiempo, y por estar conmigo día a día. Especialmente a quienes sin importar las condiciones del momento han estado a mi lado, enseñándome, ayudándome y brindándome su amistad incondicional.

A Adriana Agell, si no fuera por ella todo hubiera sido más difícil, gracias por haber estado ahí cada minuto, dispuesta a ayudar siempre con una sonrisa.

A todos mis profesores, especialmente al Dr. Oscar Quirós, Dra. Gianna di Santi y Dra. Luz de Saturno, por haber compartido sus conocimientos conmigo.

Al Dr. Juan Carlos Martínez, amigo y profesor, quien sembró en mí el interés por la constante búsqueda constante del conocimiento y me enseñó la maravillosa labor de la docencia.

Lista de Contenidos

	Pág
-Dedicatoria.....	iv
-Agradecimientos.....	v
-Lista de Figuras.....	ix
-Lista de Tablas.....	xvi
-Resumen.....	xvii
I-Introducción.....	1
II-Revisión de la literatura.....	4
1.Aspectos básicos de la técnica de tomografía computarizada Cone Beam.....	4
1.1 Reseña histórica.....	4
1.2 Conceptos básicos.....	7
1.2.1 Componentes del sistema.....	7
1.2.1.1 Fuente de rayos X.....	10
1.2.1.2 Detectores de imagen.....	16
1.2.2 Procedimiento para la obtención de imágenes.....	19
1.2.2.1 Preparación del paciente.....	19
1.2.2.2 Parámetros técnicos de exposición.....	21
1.2.3 Reconstrucción de la imagen.....	30
1.2.4 Modos de visualización.....	35

1.2.4.1	Reformación planar oblicua.....	37
1.2.4.2	Reformación planar curva.....	38
1.2.4.3	Reformación planar seriada.....	39
1.2.4.4	Suma de rayos.....	40
1.2.4.5	Renderización.....	42
1.2.5	Optimización, reporte, archivo y envío de imágenes.....	47
1.2.5.1	Optimización de la imagen.....	47
1.2.5.2	Reporte.....	48
1.2.5.3	Archivo, exportación y envío de imágenes.....	49
1.2.6	Dosis de radiación. Radioprotección.....	52
1.2.7	Factores que influyen en la calidad de la imagen.....	65
1.2.7.1	Factores físicos.....	65
1.2.7.2	Posición del paciente.....	67
1.2.7.3	Duración del escaneado.....	71
1.2.7.4	Parámetros del escaneado.....	72
1.2.7.5	Índice de masa corporal.....	73
1.2.7.6	Edad.....	74
1.2.7.7	Artefactos de la imagen.....	74
1.3	Beneficios y limitaciones de la técnica.....	89
1.4	Equipos y Software.....	93
1.4.1	Equipos.....	93
1.4.2	Software.....	105

2.Usos de la técnica de tomografía computarizada Cone Beam en Ortodoncia.....	112
2.1 Evaluación de la posición de las raíces.....	112
2.2 Cefalometría.....	118
2.3 Evaluación de dientes retenidos.....	132
2.4 Evaluación de la articulación temporomandibular (ATM)...	138
2.5 Superposiciones.....	143
2.6 Evaluación de las vías aéreas.....	148
2.7 Estudio de Modelos.....	156
2.8 Evaluación de resorciones radiculares.....	167
2.9 Implantes, microimplantes y miniplacas.....	171
2.10 Planificación prequirúrgica.....	175
2.11 Evaluación de la Expansión Rápida Maxilar.....	182
2.12 Otros usos en ortodoncia.....	186
III.Discusión.....	191
IV.Conclusiones.....	198
Referencias.....	200
Anexos.....	219

Lista de Figuras

	Pág.
Fig.1.Geometría de la proyección de CT y CBCT.....	9
Fig.2.Geometría de la radiación y componentes principales del sistema Cone Beam.....	12
Fig.3.Imagen Scout.....	14
Fig.4.Variación de la calidad de imagen al modificar el miliamperaje.....	15
Fig.5.Variación de la calidad de imagen con el uso de filtros...	16
Fig.6.Detectores de imagen.....	18
Fig.7.Efecto del aumento de la cantidad de proyecciones sobre la calidad de la imagen.....	25
Fig.8.Obtención de imágenes en CBCT y CT.....	26
Fig.9.Relación entre tamaño del FOV, tamaño del vóxel, miliamperaje y calidad de imagen.....	29
Fig.10.Sistema CBCT con brazo en “C”.....	35
Fig.11.Imágenes básicas en los planos axial, coronal y sagital.....	36

Fig.12.Reformación planar oblicua de la ATM.....	37
Fig.13.Reformación planar curva.....	38
Fig.14.Reformación planar seriada.....	39
Fig.15.Suma de rayos (ray sum).....	41
Fig.16.Imagen segmentada con programa Dolphin 3D.....	43
Fig.17.Proyección de máxima intensidad (MIP).....	45
Fig.18.Proyección de máxima intensidad e imagen con renderización para observar canino retenido.....	46
Fig.19.Corrección de imágenes de CBCT.....	48
Fig.20.Archivo DICOM, DICOMDIR y cortes en distintos planos.....	51
Fig.21.Comparación de imágenes de CBCT variando el tiempo de exposición.....	65
Fig.22.Planos de referencia intracraneales usados para generar imagen de cefálica lateral.....	70
Fig.23.Reconstrucción de tejido blando en posición natural de la cabeza para obtener cefálica lateral en esta posición.....	70

Fig.24.Imagen cefálica lateral usando como referencia plano de Frankfurt.....	70
Fig.25.Artefacto de ruido.....	76
Fig.26.Artefactos cupping y bandas oscuras por endurecimiento del haz de radiación.....	79
Fig.27.Artefacto endurecimiento del haz de radiación.....	79
Fig.28.Artefacto de volumen parcial.....	80
Fig.29.Artefacto metálico.....	82
Fig.30.Artefacto por movimiento.....	83
Fig.31.Artefacto relacionado al escáner.....	84
Fig.32.Representación esquemática de volumen parcial promedio.....	86
Fig.33.Volumen parcial promedio en CBCT.....	86
Fig.34.Efecto "Aliasing".....	87
Fig.35.Efecto Cone Beam.....	88
Fig.36.3D Accuitomo.....	95
Fig.37.NewTom 3G.....	97

Fig.38.NewTom Vgi.....	98
Fig.39.Galileos Comfort.....	100
Fig.40.New generation i-CAT.....	101
Fig.41.Iluma.....	102
Fig.42.CB Throne.....	104
Fig.43.Promax 3D.....	105
Fig.44.Estudio para colocación de implantes usando InVivo5..	108
Fig.45.Diferentes modos de visualización en 3 software usando filtros para visualización de tejido blando y duro.....	110
Fig.46.Superposición de fotografías sobre la data de CBCT usando software Dolphin.....	111
Fig.47.Evaluación de la posición de las raíces.....	118
Fig.48.Proceso de obtención de imagen cefálica lateral en CBCT.....	121
Fig.49.Comparación de modos de visualización para observación de cefálica lateral.....	122
Fig.50.Cefálica lateral digital y cefálica lateral con CBCT.....	130
Fig.51.Imágenes convencionales de canino impactado.....	136

Fig.52.Canino impactado en CBCT.....	137
Fig.53.Aislamiento de imagen del cóndilo.....	142
Fig.54.Superposición 3D.....	145
Fig.55.Cuantificación de cambios por tratamiento.....	146
Fig.56.Evaluación de la vía aérea usando Dolphin.....	150
Fig.57.Engrosamiento de la mucosa del seno maxilar. Quiste de retención mucosa.....	152
Fig.58.Pólipos nasales. Congestión nasal y desviación del tabique nasal.....	152
Fig.59.Quiste dentígero. Lesiones endodónticas.....	153
Fig.60.Imagen de la vía aérea nasofaríngea.....	154
Fig.61.Imagen de la vía aérea superior en distintos cortes.....	155
Fig.62.Modelo volumétrico en máxima intercuspidación. Medición de la sobremordida horizontal.....	159
Fig.63.Modelo volumétrico en máxima intercuspidación. Medición de la sobremordida vertical.....	159
Fig.64.Modelo volumétrico. Medición del ancho mesiodistal de los dientes.....	160

Fig.65.Modelo volumétrico. Medición del espacio disponible por segmentos.....	160
Fig.66. Modelo volumétrico. Medición del ancho intercanino e intermolar superior.....	161
Fig.67.Modelo volumétrico. Medición del ancho intercanino e intermolar inferior.....	161
Fig.68.Diferencia en la medición con calibrador y medición en la CBCT.....	162
Fig.69.Índice de Little.....	164
Fig.70.Modelos digitales con Orthoproof.....	166
Fig.71.Evaluación de resorción radicular en radiografía panorámica.....	169
Fig.72.Imagen de CBCT para evaluar resorción radicular.....	170
Fig.73.Evaluación de zonas para colocación de microimplantes..	173
Fig.74.Corte axial para evaluar colocación de microimplantes...	173
Fig.75.Imágenes reconstruidas con InVivo dental del uso de miniplacas.....	175

Fig.76.Simulación tridimensional quirúrgica usando 3dMDvultus..
.....178

Fig.77.Registro y superposición de imágenes de paciente
quirúrgico.....179

Fig.78.Segmentación maxilar y mandibular, reposición quirúrgica.
.....181

Fig.79.Medición del grosor del hueso alveolar.....189

Fig.80.Segmentación para determinar el volumen de los dientes..
.....190

Lista de Tablas

	Pág
Tabla I. Comparación de dosis de radiación de distintos exámenes radiográficos.....	55

Resumen

En la búsqueda de la obtención de imágenes de mejor calidad que las radiografías convencionales, con los beneficios de las imágenes de la tomografía computarizada y sin una elevada cantidad de radiación surge la tomografía computarizada Cone Beam. Ésta utiliza una fuente de radiación que emite un haz de rayos X cónico que atraviesa al objeto y llega a un detector, y en un solo giro se obtienen imágenes de tipo volumétricas. Esta técnica innovadora ofrece diferentes usos en el área de la ortodoncia, facilitando la planificación de casos complejos, así como el manejo multidisciplinario adecuado de los pacientes. Es una técnica nueva y en constante evolución, que ofrece la posibilidad de obtener imágenes de calidad que permitan una mejor planificación de los tratamientos. El objetivo del presente trabajo es realizar una revisión bibliográfica que permita a los odontólogos y a los especialistas en ortodoncia conocer los principios básicos de la técnica así como su aplicabilidad dentro de la especialidad, lo cual es de importancia ya que puede servir de apoyo bibliográfico para estudiantes y profesores.

I- Introducción

El diagnóstico en ortodoncia es un proceso complejo que tiene como finalidad la descripción comprensible de los problemas del paciente, a través de la recolección de registros, entre los que se encuentran los exámenes radiográficos, los modelos de estudio, la historia clínica y las fotografías.

El examen radiográfico es una herramienta esencial dentro de la odontología ya que permite la evaluación de estructuras de tejido duro que no pueden ser evaluadas clínicamente por el profesional y a su vez, realizar mediciones de las mismas, que junto con los demás registros, permiten el logro de un diagnóstico preciso que lleve al profesional a la realización de un plan de tratamiento ajustado a las necesidades del paciente.

Las técnicas tradicionales de obtención de imágenes aportan radiografías que han sido útiles e indispensables para el diagnóstico, sin embargo, presentan limitaciones marcadas por la superposición de estructuras, que por lo general afectan o dificultan la visualización de otras, e igualmente la calidad de las mismas no siempre es la ideal.

Siendo las radiografías un elemento de diagnóstico esencial, la calidad de la imagen radiográfica es determinante para realizar una correcta evaluación de la misma, y es por ello, que desde la invención de los rayos X se ha observado una evolución en las técnicas radiográficas que ha permitido el logro de mejores imágenes, disminución de los efectos nocivos de las radiaciones, mayor comodidad para el paciente y un manejo más sencillo y práctico por parte del profesional.

Inspirado en el éxito de la tomografía computarizada, han surgido nuevos métodos radiográficos que utilizan los avances recientes en la tecnología electrónica y de computación para alcanzar una mayor eficacia diagnóstica, entre ellos la tomografía computarizada Cone Beam.

La tomografía computarizada Cone Beam es una técnica de obtención de imágenes inicialmente desarrollada en 1982 para la realización de angiografías, y posteriormente aplicada a la imagenología maxilofacial. El sistema consiste en un haz cónico de rayos X y una matriz digital bidimensional que provee un área de detección, los cuales rotan alrededor del paciente de forma sincronizada. La información que llega al detector es enviada a un computador y con la ayuda de distintos software se realiza la

reconstrucción tridimensional de la imagen. Por medio del uso de este sistema se pueden obtener imágenes de alta calidad, con una marcada reducción de dosis de radiación con respecto a la tomografía computarizada convencional.

En el campo de la ortodoncia los usos de esta tecnología son numerosos: se pueden obtener imágenes bidimensionales como panorámicas, cefálicas laterales, etc; reconstrucciones 3D de todas las estructuras cráneo-faciales, permite realizar mediciones milimétricas de la posición de los dientes, se pueden realizar trazados cefalométricos, estudio de modelos, superposiciones, estudio de resorciones radiculares, predicciones quirúrgicas, evaluación para la colocación de implantes y microimplantes, medición de espacios aéreos, entre otros.

La importancia en la realización de esta investigación está dada por la necesidad de conocer las herramientas que nos ofrecen las nuevas tecnologías, conociendo los beneficios que ofrecen y la aplicabilidad de las mismas en las distintas áreas o especialidades. Es por ello que el objetivo principal de la presente monografía es describir los aspectos básicos de la técnica de tomografía computarizada Cone Beam y su aplicabilidad en el área de la ortodoncia.

II.Revisión de la literatura

1.Aspectos básicos de la Tomografía Computarizada Cone Beam

1.1 Reseña Histórica

Los inicios de la técnica de tomografía datan de 1917 cuando el alemán Radón, J. determinó que los objetos tridimensionales podían ser reconstruidos si se ensamblaba un set infinito de proyecciones de ese objeto a través de cálculos algorítmicos. ⁽¹⁾

Las primeras investigaciones realizadas para lograr la reconstrucción de imágenes con fines médicos fueron desarrolladas por Oldenforf en 1961 y Kuhl en 1963. ⁽¹⁾

Kuhl trabajó en la Universidad de Pensilvania con radioisótopos y logró reconstruir imágenes de tipo tomográfico basándose en cálculos bastante sencillos, por lo que las imágenes resultantes tenían poca definición. Posteriormente Cormack, en el mismo año, en la Universidad de Tufts logra reconstruir imágenes a partir de proyecciones radiológicas usando un método matemático. ⁽¹⁾

En 1972, el Ingeniero Godfrey Hounsfield anunció la invención de una técnica de obtención de imágenes revolucionaria que usaba la reconstrucción matemática de imágenes desarrollada por Allan Cormack, entre 1950 y 1963, para producir imágenes de corte en la cabeza. La data de las proyecciones fue obtenida en aproximadamente 5 minutos y la reconstrucción de la imagen tomó unos 20 minutos. Desde entonces la tecnología de la tomografía computarizada se ha desarrollado dramáticamente y se ha convertido en el estándar entre los procedimientos imagenológicos para observar todas las partes del cuerpo alrededor del mundo. Actualmente la data requiere 1 segundo para obtenerse, y de 3 a 5 segundos para reconstruirse. ⁽²⁾

Hounsfield y Cormack compartieron el Premio Nobel en Fisiología o Medicina en 1979 gracias a este trabajo pionero. ⁽³⁾

A partir de ese momento la tomografía computarizada ha ido evolucionando, así surgieron cuatro generaciones de tomógrafos, los cuales fueron clasificados según el avance tecnológico del tubo y del sistema detector. Los sistemas más nuevos se clasifican por el movimiento del tubo y el detector, así en 1989 se introduce la tomografía helicoidal, en 1998 la tomografía

computarizada multidetector y más recientemente se desarrolló la tomografía computarizada de haz de electrones. ⁽¹⁾⁽³⁾

A pesar de que la tomografía computarizada fue introducida desde 1971 en el campo médico, su aplicación en el campo de odontología ha sido limitado debido al elevado grado de radiación al paciente y el alto costo del examen, indicándolo únicamente a pacientes con casos especiales. ⁽⁴⁾

En la búsqueda de una técnica radiográfica en la que se obtengan los beneficios de la tomografía computarizada, sin el alto costo y la elevada cantidad de radiación, surge recientemente la tomografía computarizada Cone Beam, inicialmente desarrollada para la realización de angiografías en 1982, y después comenzó a ser aplicada para imagenología maxilofacial. Su introducción en el campo de la odontología fue en el año 2000 en la Universidad de Loma Linda y desde entonces su uso ha crecido notablemente. ⁽²⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾⁽⁶⁾

1.2 Conceptos básicos

1.2.1 Componentes del sistema

Los equipos de tomografía computarizada consisten en una fuente de rayos X y un detector montados en un soporte o “gantry” que es rotatorio. Durante la rotación del “gantry” el receptor detecta rayos X que han sido atenuados por el paciente. Los datos obtenidos constituyen la data que debe ser reconstruida posteriormente por un algoritmo en una computadora para generar imágenes de cortes, en las que el valor de cada píxel corresponde a un coeficiente de atenuación lineal. ⁽⁷⁾

Las tomografías computarizadas pueden dividirse en dos categorías basadas en la geometría del haz de radiación, llamados “fan beam” o haz en abanico y “cone beam” o haz cónico. ⁽⁷⁾⁽⁸⁾⁽⁹⁾

En los equipos “fan beam” la data es obtenida usando un haz de radiación en forma de abanico estrecho que atraviesa al paciente. El paciente es examinado obteniendo imágenes corte por corte, generalmente en el plano axial, y la interpretación de

las imágenes se realiza sobreponiendo los cortes para obtener múltiples representaciones 2D. Actualmente se utilizan equipos multidetectores para adquirir hasta 64 cortes simultáneamente, reduciendo considerablemente el tiempo de escaneado comparado con los sistemas de cortes individuales o sencillos, y permitiendo a los nuevos sistemas 3D trabajar con dosis menores de radiación que los tomógrafos convencionales con detectores sencillos. ⁽²⁾⁽⁸⁾⁽⁹⁾

Los equipos de Cone Beam usan matrices digitales bidimensionales que proveen un área de detección, en vez de un detector lineal, como el usado en la tomografía computarizada convencional. Esto, combinado con un haz de radiación tridimensional y colimación circular resulta en un haz de radiación con forma cónica y de ahí su nombre tomografía computarizada de Haz Cónico o Cone Beam (CBCT) (Ver figura 1). ⁽²⁾⁽⁷⁾⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾

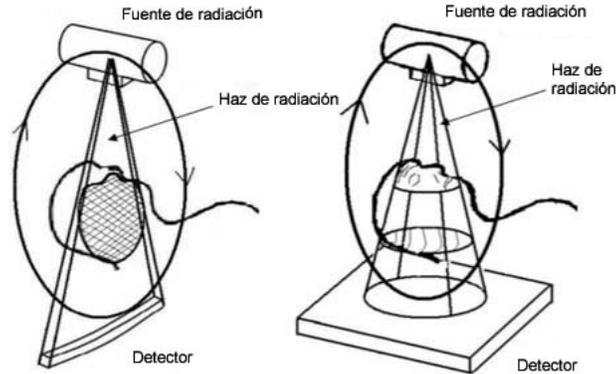


Figura 1. Geometría de la proyección de CT y CBCT. ⁽⁸⁾

La imagen 3D está compuesta por un grupo de imágenes 2D o cortes. Así como las imágenes 2D tienen como unidad mínima al píxel, la imagen 3D va a estar compuesta por vóxel. Cada vóxel tiene un nivel de gris que depende de la cantidad de radiación absorbida o capturada por el detector. ⁽⁸⁾⁽¹²⁾⁽¹³⁾

Existen cuatro componentes básicos en la adquisición de imágenes con CBCT:

- Fuente de rayos X.
- Sistema de detección de imágenes.
- Reconstrucción de la imagen.
- Visualización de la imagen. ⁽⁷⁾

1.2.1.1 Fuente de rayos X

Las características de la radiación generada por un tubo de rayos X pueden ser fácilmente adaptadas a los requerimientos de cada examen. La calidad de la radiación (también llamada dureza de la radiación) está determinada por el nivel de voltaje aplicado y la intensidad depende del nivel de la corriente seleccionada. Ambos factores pueden ser independientemente ajustados dentro de los parámetros permisibles del tubo. ⁽¹⁴⁾

Un parámetro que caracteriza a la calidad de imagen es el tamaño del punto focal. Los electrones en el tubo son acelerados a una velocidad cercana a la de la luz por el voltaje aplicado entre el cátodo y el ánodo; después ellos chocan a un blanco de tungsteno que está incorporado al ánodo y son frenados 30 a 65%. Esta desaceleración genera los rayos X. ⁽¹⁴⁾

La corriente requerida en el ánodo para obtener imágenes está entre unas pocas centenas de miliamperios hasta 2 amperios. La mayoría de los equipos de CBCT usan corriente en el ánodo de aproximadamente 5 a 25 mA. Para obtener foco en el ánodo, los electrones deben ser enfocados utilizando los electrodos auxiliares apropiados. Para optimizar la radiación

emitida en el sistema se requiere de la colimación del haz de radiación, la cual se obtiene por un tubo de plomo en el equipo.

(14)

El haz cónico máximo permisible está definido por una apertura fija, los tubos normalmente utilizados tanto en CBCT como en CT son muy compactos, los cuales integran el generador de alto voltaje dentro del tubo.(Ver figura 2) ⁽¹⁴⁾

El contenido o información obtenida durante la formación de la imagen es determinada por el tipo de detector y la cinemática del objeto (movimiento, disposición del tubo y receptor). En el sistema de radiografía panorámica con un detector lineal de una dimensión, una proyección 2D (panorámica) es producida por la rotación alrededor del objeto. ⁽¹⁴⁾

En la tomografía computarizada un haz de abanico produce una imagen de una dimensión del objeto en el detector y un corte 2D a través del objeto es generado por la rotación. El volumen 3D puede ser compilado por reconstrucción secundaria desplazando el sistema de imagen o el objeto, generando cortes adicionales. ⁽¹⁴⁾

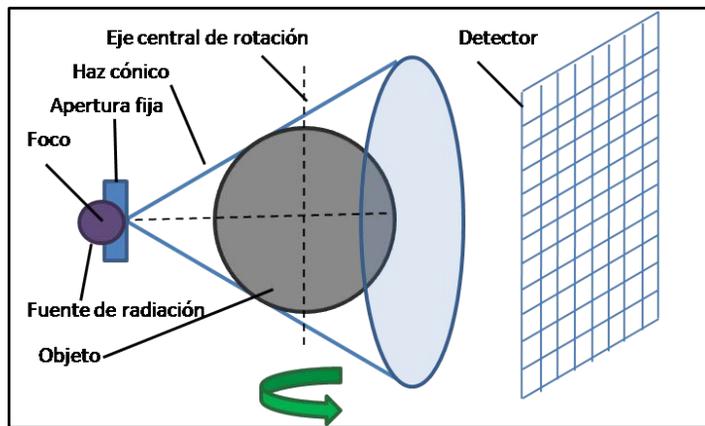


Figura 2. Geometría de la radiación y componentes principales del sistema Cone Beam. ⁽¹⁴⁾

Durante la rotación del equipo, también conocido como escáner, cada proyección de imagen se forma por la captura en el detector de una secuencia de imágenes individuales que se obtienen cuando el rayo atraviesa un objeto. Técnicamente, el método más sencillo de exposición es utilizar un haz de radiación constante durante la rotación y que el detector reciba la radiación atenuada por el paciente en su trayectoria. Sin embargo, esto resulta en una exposición continua a la radiación, mucha de la cual no contribuye a la formación de la imagen. Por esto es preferible que la radiación sea discontinua, lo cual ocasiona que el tiempo de exposición sea menor que el tiempo de escaneado y se reduce de esta forma la cantidad de radiación recibida. ⁽⁷⁾⁽⁸⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾

El principio ALARA (As low as reasonably achievable) de la optimización de dosis requiere que los factores de exposición sean ajustados en base al tamaño del paciente. Esto puede ser alcanzado ajustando el miliamperaje y el kilovoltaje. En algunos equipos de CBCT el kv. y el mA. son automáticamente modulados en tiempo real por un mecanismo de “feed back” que detecta la intensidad del haz transmitido, proceso conocido como control automático de exposición. En otros equipos, el manejo de la exposición está automáticamente determinado por la exposición inicial “scout”, lo cual es altamente deseable porque es independiente del operador. La variación de los parámetros de exposición junto con la presencia de una radiación discontinua y el tamaño del campo de imagen son los determinantes primarios de la exposición del paciente. (Ver figura 3) ⁽⁷⁾



Figura 3. Imagen scout. ⁽¹⁷⁾

Kwong y cols, publicaron un estudio en el año 2008 que tuvo como objetivo evaluar la calidad de imagen realizando ajustes en cuanto al kv, mA y campo de visión (FOV) en la CBCT. Utilizaron en el equipo CB Mercuray CBCT y tomaron imágenes de un cráneo seco modificando kv, mA, FOV, filtro y el algoritmo de reconstrucción. Evaluaron la calidad de las imágenes y la facilidad de diagnóstico en ellas. ⁽¹³⁾

Como resultado obtuvieron que es posible reducir los valores de los factores estudiados en el equipo Mercuray y mantener la calidad diagnóstica. Para minimizar la dosis al paciente, las imágenes deben ser capturadas usando 100 kv. con un filtro de cobre. La elección del mA depende del tamaño del campo de visión o volumen de escaneado a utilizar. (Ver figuras 4 y 5) ⁽¹³⁾

Para mantener un balance entre el principio ALARA y la calidad de imagen requerida, el ajuste del mA. puede ser de ayuda, el profesional debe considerar que los requerimientos para calidad de imagen varían en los distintos tipos de examen o incluso al evaluar diferentes aspectos en un mismo examen. ⁽¹³⁾

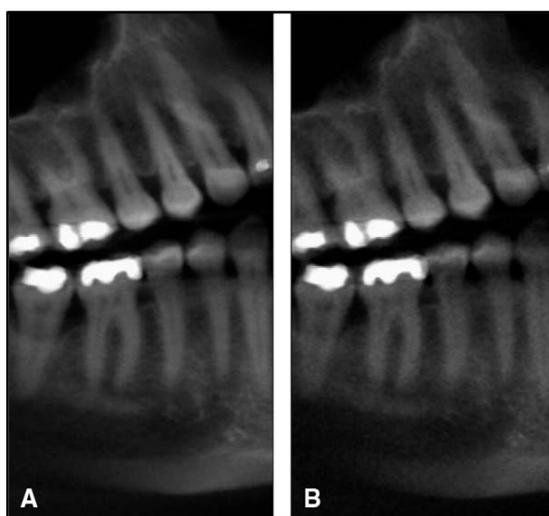


Figura 4. Variación de la calidad de imagen al modificar el miliamperaje. A. Imagen de alta calidad (100kv y 15mA). B. Imagen de baja calidad (100kv y 2mA) ⁽¹³⁾

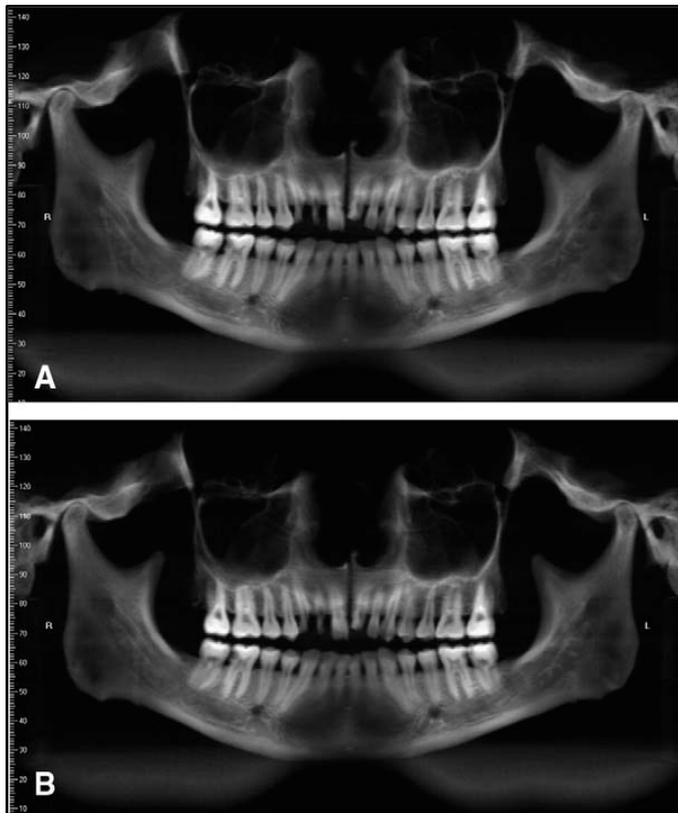


Figura 5. Variación de la calidad de la imagen con el uso de filtros. Imagen usando filtro de Cobre (A). Imagen sin el uso de filtro de cobre (B).⁽¹³⁾

1.2.1.2 Detectores de imagen

Los equipos de CBCT actuales pueden ser divididos en dos grupos basándose en el tipo de detector utilizado: tubo intensificador de imagen/ dispositivo de carga acoplada (Charge couple device: CCD) o un Flat Panel. Ambos sistemas son sistemas de imagen digital, ellos producen proyecciones 2D individuales con píxeles que pueden ser procesados digitalmente. Dependiendo del sistema hay de 250.000 a

1.000.000 de píxeles en cada proyección que deben ser leídos normalmente alrededor de 20 veces por segundo durante el escaneado. ⁽¹⁴⁾

El primer tipo mencionado está conformado por un tubo intensificador de imagen acoplado a un CCD con una fibra óptica. El haz de radiación es convertido a una señal óptica por los cristales de ioduro de cesio en la pantalla fosfórica de entrada, y luego son convertidos a fotoelectrones por la pantalla de fotocátodo. Esos electrones luego son acelerados por el campo eléctrico dentro del intensificador de imagen y convertidos en una señal óptica en la pantalla fosfórica de salida, que es detectada por el CCD. ⁽¹⁴⁾⁽¹⁸⁾

El flat panel funciona con un detector indirecto que está conformado por un área sensor sólida acoplada a una capa de escintilador, lo más común es que esté formado por ioduro de cesio aplicado a una delgada capa de transistor compuesto por silicio amorfo. ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾

El escintilador convierte el haz de radiación en una señal óptica, la cual es convertida en una señal eléctrica por el

fotodiodo y posteriormente convertida en datos por el dispositivo de conversión, ubicados en la matriz fotosensor. (Ver figura 6)⁽²¹⁾

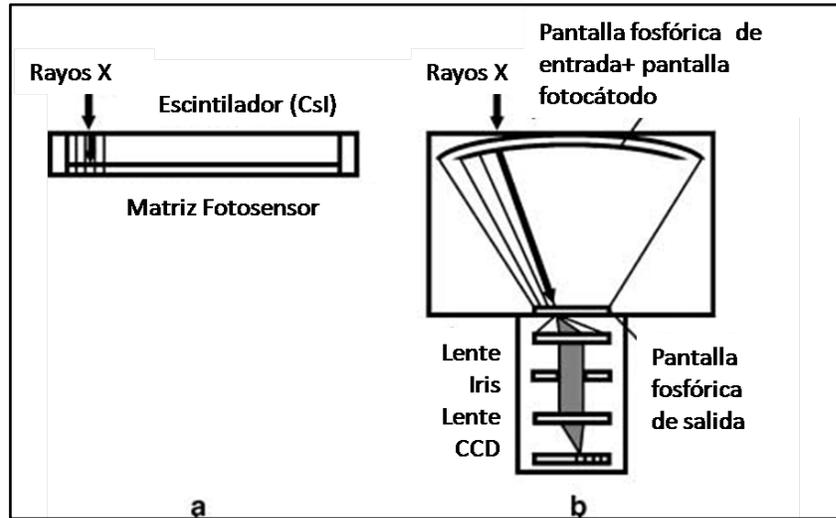


Figura 6. Detectores de imagen a. Flat Panel. b. CCD. ⁽²¹⁾

Las imágenes producidas con tubos intensificadores de imagen generalmente presentan más ruido que las generadas con flat panel y además necesitan ser pre-procesadas para reducir la distorsión geométrica inherente a la configuración del detector. ⁽⁸⁾⁽²¹⁾

1.2.2 Procedimiento para la obtención de la imagen

1.2.2.1 Preparación del paciente

Se debe llevar al paciente al equipo, se debe solicitar la remoción de todos los objetos metálicos de la cabeza y el cuello, esto incluye lentes, joyas, piercings, dentaduras parciales removibles que tengan componentes metálicos. ⁽⁷⁾

Antes de estabilizar la cabeza se debe colocar una barrera de protección contra la radiación adecuada. Se recomienda que al menos se coloque un delantal de plomo que cubra el torso y el cuello del paciente. Esto es particularmente importante para pacientes embarazadas y niños. Se recomienda de igual manera que se use un collar de plomo para proteger la zona tiroidea, siempre que esto no interfiera con el escaneado. ⁽⁷⁾

Cada equipo de CBCT tiene una modalidad distinta de estabilización de la cabeza, variando desde apoyos para el mentón o apoyos posteriores o laterales para la cabeza. El movimiento del paciente puede ser evitado aplicando uno o más métodos simultáneamente ya que el movimiento degrada notablemente la calidad de la imagen. ⁽⁷⁾

La alineación del área de interés con el haz de radiación es crítica para irradiar el campo apropiado, de esta forma se reduce la exposición a la radiación y se optimiza la calidad de la imagen reduciendo la radiación dispersa. Usualmente planos de referencia topográfica facial (línea media facial, Plano de Frankfort) o referencias internas (plano oclusal, plano palatino) son ajustadas para hacerlas coincidir o ser alineadas con luces láser externas para posicionar al paciente correctamente. ⁽⁷⁾

A menos que sea específicamente solicitado (radiografía de ATM en oclusión) es deseable que exista una ligera separación de las arcadas dentarias, se puede colocar un depresor de lengua o rollos de algodón entre los dientes. Esto es muy útil, sobre todo en casos en los que se quiere obtener información de una arcada y existen restauraciones metálicas en la arcada opuesta que pudieran interferir en la imagen. ⁽⁷⁾

Se le debe indicar al paciente que permanezca en la posición indicada, que respire lentamente a través de la nariz y que cierre los ojos. Se indica esto último para evitar movimiento del paciente mientras el detector gira a su alrededor o cerca de su cara. ⁽⁷⁾

1.2.2.2 Parámetros técnicos de exposición

Los parámetros técnicos de la exposición deben ser fijados dependiendo del propósito del examen y del paciente a evaluar. El protocolo de imágenes es creado para producir imágenes de calidad óptima con la menor cantidad de radiación posible para el paciente. Para algunas unidades de CBCT los protocolos de imagen ya están predeterminados en el equipo. ⁽⁷⁾

Por lo general las variaciones entre un protocolo y otro están en el campo de la imagen, número de proyecciones y resolución del vóxel. Los operadores deben conocer el efecto de la modificación de cada uno de estos parámetros en la calidad de la imagen y en la dosis de radiación. ⁽⁷⁾

- Tamaño del vóxel

Una imagen 3D está compuesta por vóxel, los cuales pueden describirse como pequeños cubos ubicados uno al lado de otro. Cada vóxel tiene un valor (brillo o tono de gris) que representa la densidad radiográfica de la estructura correspondiente. ⁽²²⁾

Los determinantes principales del tamaño del vóxel en la CBCT son el tamaño del punto focal en el tubo de rayos X, la

configuración geométrica del rayo, la matriz y el tamaño de píxel en el detector. Tanto el tamaño del punto focal como la configuración geométrica del haz de radiación determinan el grado de pérdida de definición, factor limitante en la resolución espacial. Sin embargo, el costo del tubo de rayos X y de los equipos de CBCT aumenta notablemente mientras más pequeño sea el punto focal. ⁽⁷⁾

Generalmente, reducir el tamaño del vóxel aumenta la resolución espacial, pero debido al factor de relleno del píxel de un detector en particular, podría necesitarse una mayor dosis de radiación. ⁽⁷⁾

Al reducir la resolución del vóxel se va a producir una imagen de baja calidad, con más ruido y artefactos, y una información anatómica menos detallada. La resolución del vóxel se reduce cuando se disminuye el tiempo de escaneado y con el aumento del tamaño del vóxel. ⁽²²⁾

El tamaño del vóxel de las imágenes adquiridas varía de un fabricante a otro, principalmente dependiendo del tamaño de la matriz del detector y de la geometría de proyección. Además, algunos equipos ofrecen la posibilidad de variarlo. ⁽⁷⁾

Para estas opciones, el detector de la imagen recolecta la información en una serie de píxels en dirección vertical y horizontal y promedia la data. Esta combinación de píxels o “pixel binning” resulta en una reducción sustancial del procesamiento de datos, reduciendo el tiempo de la reconstrucción secundaria. De esta manera el tamaño del vóxel debe ser especificado así como cualquiera de los factores de adquisición o reconstrucción. ⁽⁷⁾

Si se reduce la distancia del objeto al detector y se aumenta la distancia del objeto a la fuente de radiación se minimiza la falta de definición de la imagen. En la CBCT la posición del detector está limitada ya que debe estar localizada a suficiente distancia de la cabeza del paciente para que pueda rotar libremente alrededor de ésta e igualmente el aumento de la distancia a la fuente de radiación es poco factible ya que incrementaría notablemente el tamaño del equipo. ⁽⁷⁾

- Tiempo de escaneado y número de proyecciones

La rapidez con la que se adquieren las imágenes individuales es llamada “frame rate” o tasa de formación de imágenes y es medida en imágenes por segundo. La máxima tasa de formación de imágenes del detector y la velocidad rotacional determina el

número de proyecciones que pueden ser adquiridas. El número de proyecciones que componen un escaneado completo puede ser fijo o variable. ⁽⁷⁾⁽¹⁵⁾

Entre los equipos que tienen número de proyecciones fijo se encuentran el NewTom 3G, Iluma, Galileos y Promax 3D, y entre los equipos con número de proyecciones ajustable esta el i-CAT y el PreXion 3D. ⁽¹⁵⁾

Mientras mayor sea la cantidad de imágenes obtenidas mayor será la información disponible para reconstruir, pero el tiempo de reconstrucción aumentará. Sin embargo, mientras más imágenes se tengan menor ruido se ocasionará en la imagen y menor cantidad de artefactos metálicos, aunque es importante recalcar que para obtener mayor cantidad de imágenes se aumenta el tiempo de escaneado y la dosis de radiación. (Ver figura 7)
⁽⁷⁾⁽⁸⁾⁽¹⁵⁾

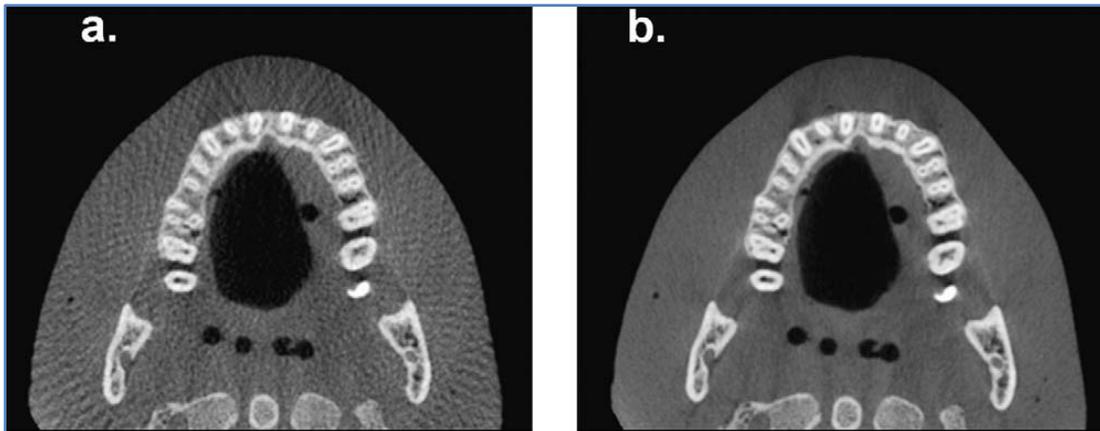


Figura 7. Efecto del aumento de la cantidad de proyecciones sobre la calidad de la imagen. a. 306 proyecciones (20 seg. escaneado). b. 612 proyecciones (40 seg. escaneado) ⁽¹⁵⁾

Es deseable reducir el tiempo de escaneado de la CBCT para disminuir la posibilidad de que haya un artefacto por movimiento resultante del movimiento del paciente, lo cual puede afectar la resolución del vóxel. Se puede disminuir el tiempo de escaneado aumentando la tasa de formación de imágenes, reduciendo el número de proyecciones o reduciendo el arco de proyección, las últimas dos opciones producen mayor ruido en las imágenes, la primera opción es la ideal. ⁽⁷⁾⁽⁸⁾

Ajustar la tasa de formación de imágenes o “frame rate” para incrementar la cantidad de proyecciones de la data volumétrica provee imágenes con menor cantidad de artefactos y mejor calidad de imagen. Al aumentar la cantidad de proyecciones aumenta la exposición a la radiación proporcionalmente. ⁽⁷⁾

- Trayectoria de escaneado

La mayoría de los sistemas de CBCT utilizan una trayectoria de escaneado circular completa o de 360° para adquirir la data de proyección. Este requerimiento físico es usualmente necesario para obtener la cantidad de imágenes necesarias para la reconstrucción tridimensional. Sin embargo, es teóricamente posible reducir el trayecto de escaneado a un círculo incompleto y obtener una reconstrucción de la imagen aceptable lo cual reduce el tiempo de escaneado y facilita la realización del examen. (Ver figura 8) ⁽²⁾⁽⁷⁾

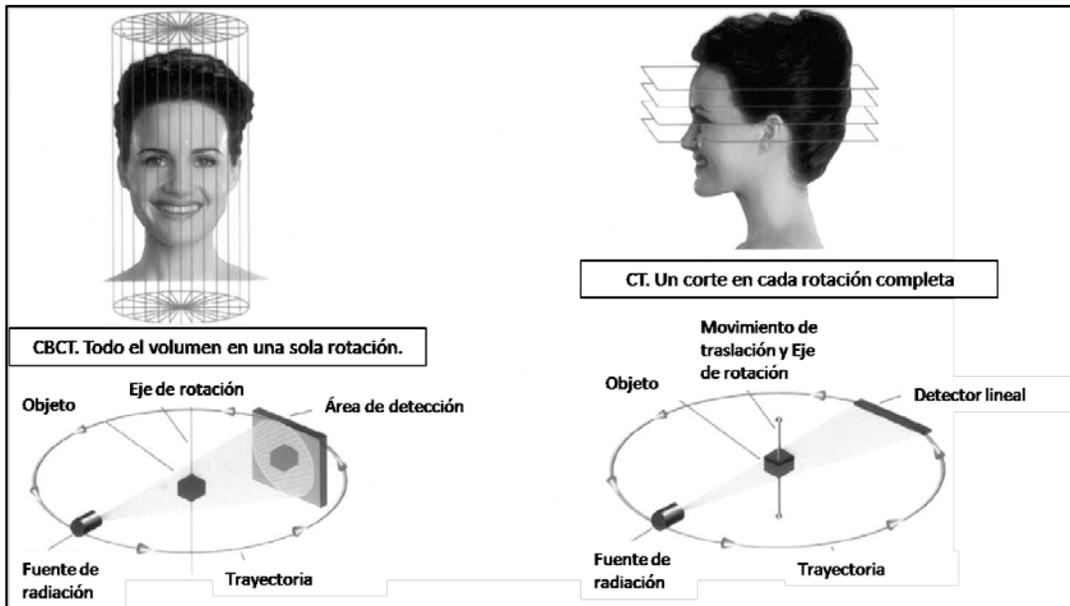


Figura 8. Obtención de imágenes en CBCT y CT. ⁽²⁾

Las imágenes reconstruidas a partir de trayectorias de escaneado incompletas, limitadas o truncadas pueden sufrir de artefacto por limitación de los ángulos, debido a falta de información. Entre los artefactos que se pueden producir se encuentran rayas unidireccionales periféricas y efecto de “cupping”. La falta de data puede ser de alguna manera compensada con el uso del conocimiento estadístico de la anatomía del paciente y el uso de un algoritmo de completación de proyecciones. ⁽⁷⁾

- Campo de visión

Las dimensiones del campo de visión o del volumen de escaneado capaces de ser cubiertos dependen principalmente del tamaño del detector y su forma, la geometría del haz de radiación y la posibilidad de colimar el haz. ⁽⁷⁾⁽⁸⁾

La forma del campo de visión puede ser cilíndrica o esférica. Colimando el haz de radiación primario se limita la radiación a la zona de interés y al limitar el tamaño del campo se asegura que un óptimo campo de visión pueda ser seleccionado en base a las necesidades individuales. El escaneado de la región cráneo facial completa es difícil de incorporar en el diseño del Cone Beam debido al alto costo de los detectores de mayor área. ⁽⁷⁾

La mayoría de los equipos Cone Beam le permiten al operador reducir el campo de radiación colimando el haz de radiación primario a la zona de interés. Por ejemplo, se puede obtener una imagen sólo del maxilar colimando a la mandíbula fuera del campo de radiación. Esto también es de gran utilidad al estudiar la región de la articulación temporomandibular y por supuesto, si se requiere un mayor campo de visión, se puede obtener una imagen del complejo cráneo facial completo. ⁽¹⁰⁾

La colimación del haz primario de radiación de CBCT permite limitar la radiación al área de interés. Esta función provee una disminución de la dosis, limitando el campo de radiación al ajustarlo al campo de visión (FOV), mejorando la calidad de la imagen debido a una reducción en la radiación dispersa. ⁽⁷⁾

Se ha encontrado diferencia en la calidad de la imagen entre los distintos FOV y al variar el miliamperaje. Cuando se utiliza un FOV pequeño, éste va a estar formado por vóxel más pequeños y una mayor resolución. Sin embargo, alta resolución no implica necesariamente calidad de imagen. El tamaño del vóxel, el miliamperaje y la calidad de imagen están íntimamente relacionados. El miliamperaje controla el número de fotones

liberados por el tubo de rayos X y con esto el número de fotones que alcanzan a los vóxel del detector. ⁽¹³⁾

Si el número de fotones liberados es mantenido constante (manteniendo el mA) y el tamaño del vóxel es variado, el número de fotones que van a chocar en cada vóxel variará. En este caso mientras más pequeños sean los vóxel menos fotones los chocarán, y en vóxel más grandes más fotones chocarán. Mientras más fotones choquen cada vóxel, más información será generada en cada uno de ellos, contribuyendo a una diferencia en la calidad de imagen. Cuando el tamaño del vóxel es disminuido se necesitan más fotones para aumentar la cantidad de fotones por vóxel si se busca mantener la calidad de imagen. (Ver figura 9) ⁽¹³⁾

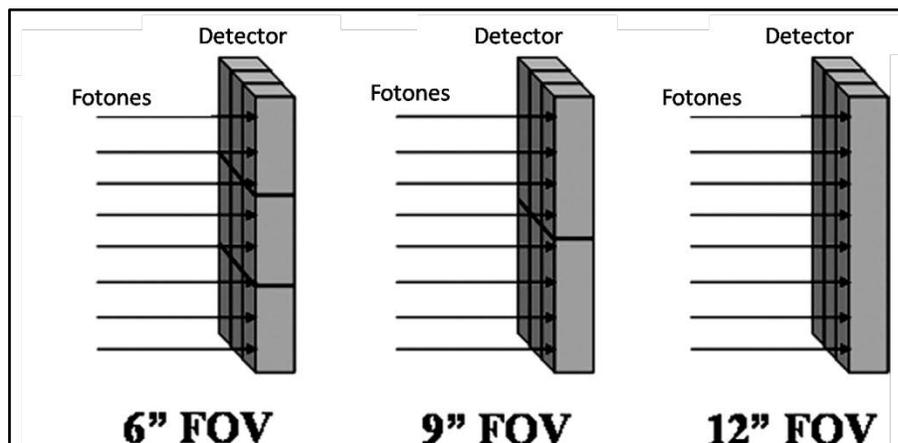


Figura 9. Relación entre tamaño del FOV, tamaño del vóxel, miliamperaje y calidad de imagen. ⁽¹³⁾

- Escala de grises

La capacidad de la CBCT de mostrar diferencia en la atenuación está relacionada a la capacidad del detector de percibir diferencias sutiles de contraste. Este parámetro es llamado profundidad del bit del sistema y determina el número de tonos de gris disponibles para mostrar la atenuación. ⁽⁷⁾

Hasta el momento las unidades de CBCT usan detectores capaces de grabar diferencias en la escala de grises de 12 bits o mayores. Si se utiliza un detector de 12 bits (2^{12}) para definir la escala, 4096 tonos de gris están disponibles para mostrar el contraste. Aunque imágenes de mayor profundidad de bit son posibles en CBCT esta información aumenta el tiempo de trabajo y los archivos serán más pesados. ⁽⁷⁾

1.2.3 Reconstrucción de la imagen.

La reconstrucción de imágenes en las técnicas imagenológicas asistidas por computadoras como la resonancia magnética (IRM), tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) y tomografía con emisión de positrones (PET) está basada en algoritmos matemáticos que permiten crear

imágenes tomográficas axiales del cuerpo humano sin superposiciones. ⁽¹⁴⁾

Diferentes aproximaciones a la reconstrucción de imágenes de Cone Beam y diferentes implementaciones están disponibles, el problema básico asociado con la reconstrucción de imágenes de CBCT es que, detalles de un objeto a ser estudiado son visualizados en diferentes puntos del detector dependiendo de su distancia respectiva hasta el eje central o eje de rotación del sistema de imagen. ⁽¹⁴⁾

La data que es acumulada por un elemento del detector en una rotación completa no representa un plano de corte. Mientras mayor sea el ángulo del cono, mayor contribución de detalles estructurales de otros cortes en la señal y mayor inconsistencia en la imagen, lo que hace a la data de reconstrucción de CBCT mucho más complicada con respecto a la imagen 2D, mas no es imposible. ⁽¹⁴⁾

El proceso de reconstrucción de imágenes se inicia una vez que las imágenes base han sido adquiridas, se inicia procesando la data para crear un set de datos volumétricos, proceso denominado reconstrucción primaria. Aunque una sola rotación

completa del CBCT puede tomar menos de 30 segundos produce de 100 a más de 600 proyecciones individuales, cada una con más de un millón de píxeles con 12 a 16 bits de data asignado a cada píxel. ⁽⁷⁾

La reconstrucción de estos datos es un proceso computarizado complejo; para facilitar el manejo de la data usualmente los datos se adquieren en una computadora (computadora de adquisición) y es transferida vía internet a una computadora procesadora (estación de trabajo). En contraste con la tomografía convencional, la reconstrucción de los datos en la CBCT es realizada en las computadoras y no en estaciones de trabajo. ⁽⁷⁾

El tiempo de reconstrucción varía dependiendo de los parámetros de adquisición (tamaño del vóxel, tamaño del campo de imagen y número de proyecciones), el hardware (rapidez de procesamiento, tasa de transferencia de la data desde la adquisición a la computadora de la estación de trabajo) y software (algoritmos de reconstrucción) usados. La reconstrucción debe ser alcanzada en un tiempo aceptable (menos de 5 minutos) para no enlentecer el flujo de pacientes. ⁽⁷⁾

El proceso de reconstrucción se da en dos etapas:

- Etapa de adquisición:

Esta etapa es llevada a cabo en la computadora de adquisición. Una vez que las imágenes de proyección multiplanar son adquiridas deben ser corregidas por imperfecciones de píxel y exposición desigual. La calibración de la imagen debe ser realizada rutinariamente para remover estos defectos. ⁽⁷⁾

- Etapa de reconstrucción:

Esta etapa se lleva a cabo en la computadora de reconstrucción. Las imágenes corregidas son convertidas en una representación especial llamada sinograma, que es una imagen compuesta, desarrollada al extraer una línea de píxel de cada imagen de proyección. De esta forma el primer sinograma va a conformar una serie de primeras líneas de cada proyección, si hay 300 proyecciones el sinograma tendrá 300 filas, este proceso se le denomina transformación radón. ⁽⁷⁾

La imagen resultante consta de múltiples ondas sinusoides de diferente amplitud. Luego el sinograma es reconstruido con un algoritmo de retroproyección filtrado para data volumétrica de

CBCT llamado algoritmo de Feldkamp. Una vez que todos los cortes han sido reconstruidos son combinados en un solo volumen para ser visualizado. ⁽⁷⁾⁽²³⁾

El algoritmo de Feldkamp fue desarrollado en 1984 por L.A Feldkamp, L.C Davis y J.W Kress, por lo que también es conocido como el algoritmo FDK. El punto de inicio de la reconstrucción de CBCT es la idea de procesar independientemente cada área con forma de abanico dentro del haz cónico, definida por una línea del detector y en la fuente de radiación como si fuera una proyección 2D. La reconstrucción de la imagen 3D es entonces reducida a muchas reconstrucciones 2D. ⁽¹⁴⁾

Aunque los algoritmos estaban disponibles desde 1984, los sistemas de Cone Beam no estaban listos para su aplicación médica por algún tiempo porque no existían detectores apropiados. Uno de los problemas más importantes era la cantidad de data generada que necesitaba ser transferida rápidamente desde el sistema de escáner rotatorio a los dispositivos externos para el procesamiento de datos. Sin embargo, recientemente se han desarrollado dispositivos que son capaces de usar la geometría Cone Beam y reconstruirla, tanto

para sistemas de brazo en “C” como para tomografía computarizada. Los sistemas de tomografía computarizada son llamados sistemas de selección múltiple o de volumen, los de brazo en “C” son sistemas isocéntricos porque la fuente de radiación y el detector se mueven alrededor de un centro fijo de rotación. (Ver figura 10) ⁽¹⁴⁾



Figura 10. Sistema CBCT con brazo en “C”. ⁽¹⁴⁾

1.2.4 Modos de visualización

En la actualidad la tecnología CBCT ofrece al clínico una creciente cantidad de formatos de visualización de imagen para seleccionar. La data volumétrica es una compilación de todos los vóxel disponibles y para la mayoría de los equipos es presentada

al clínico en la pantalla como imágenes reconstruidas secundariamente en tres planos ortogonales: axial, sagital y coronal. La visualización óptima de las imágenes reconstruidas dependerá del ajuste del tamaño de la ventana para que favorezca la visualización del hueso y de la aplicación de filtros específicos. (Ver figura 11)⁽⁷⁾⁽¹²⁾⁽¹⁶⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾

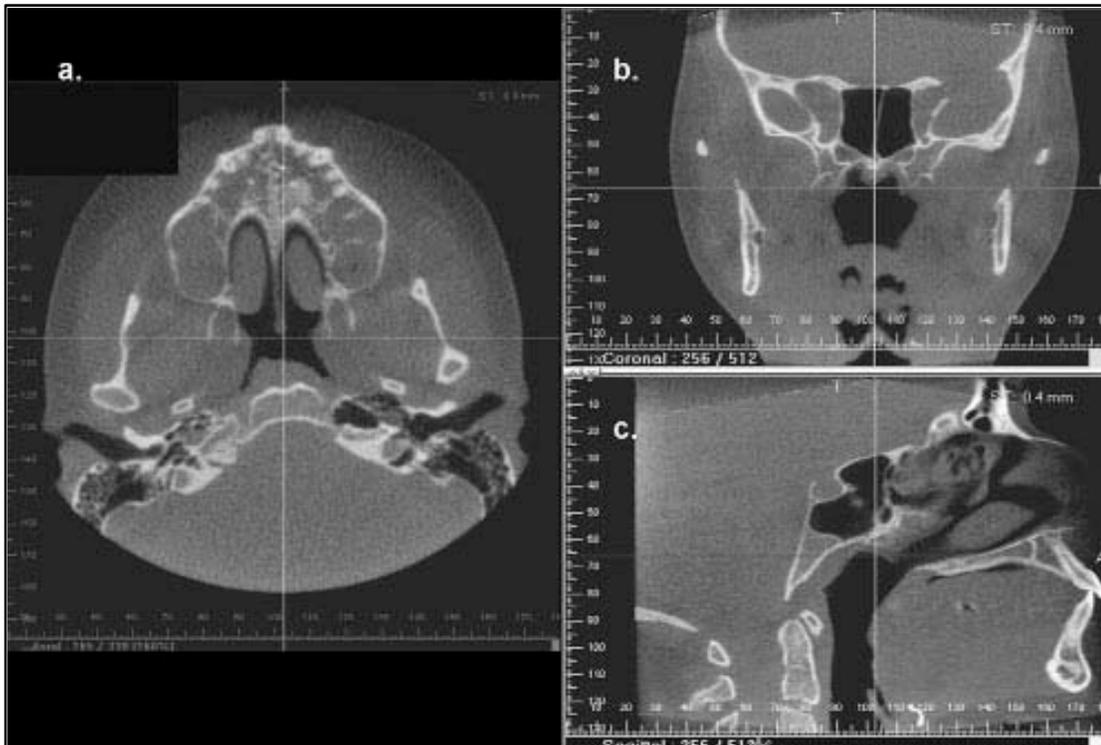


Figura 11. Imágenes básicas en los planos axial, coronal y sagital. ⁽⁸⁾

Debido a la naturaleza isotrópica de la data volumétrica, existe la posibilidad de realizar cortes no ortogonales. Aunque varios sistemas de CBCT tienen capacidades y funciones únicas,

la mayoría brindan opciones para obtener imágenes no axiales 2D a las que se conoce como reformación multiplanar (MPR). Entre estos modos de MPR existe la oblicua, curva y reformación planar en serie. ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

1.2.4.1 Reformación planar oblicua

Esta técnica crea imágenes 2D no axiales tomando un set o un grupo de imágenes axiales. Esta modalidad es particularmente útil para evaluar estructuras específicas (ATM, molares impactados) que no son fáciles de estudiar en los cortes sagital, axial y coronal. (Ver figura 12)⁽⁸⁾

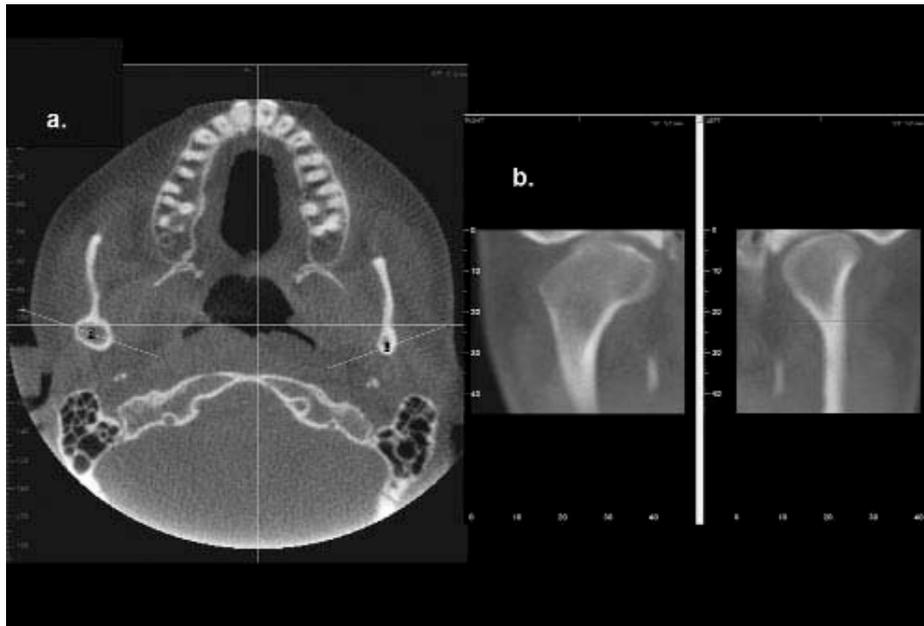


Figura 12. Reformación planar oblicua de la ATM. ⁽⁸⁾

1.2.4.2 Reformación planar curva

Es un tipo de reformación multiplanar alcanzada al alinear el eje largo del plano de la imagen con una estructura anatómica específica. Esta modalidad es útil para observar la arcada dental, brindando imágenes tipo radiografía panorámica. Las imágenes presentan poca distorsión, por lo que las mediciones en ellas tienen error mínimo. (Ver figura 13)⁽⁸⁾

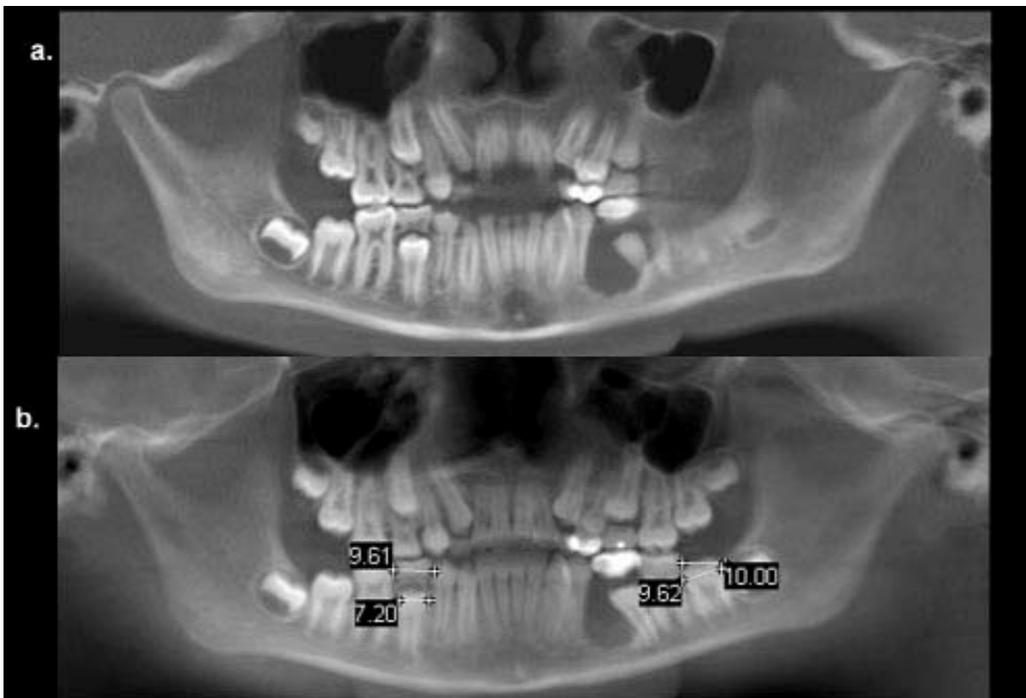


Figura 13. Reformación planar curva. a. Panorámica con un corte de 5.3mm de grosor y b. con 25.6mm de grosor. ⁽⁸⁾

1.2.4.3 Reformación planar seriada

Esta técnica produce una serie de imágenes de corte ortogonales a la reformación planar curva y oblicua. Las imágenes usualmente son cortes delgados con una separación entre ellos conocida. Las imágenes resultantes son útiles en la evaluación de la morfología de estructuras como el grosor del hueso alveolar para la planificación de implantes, la relación del canal del nervio dentario inferior con los terceros molares mandibulares y la superficie y forma del cóndilo mandibular. (Ver figura 14)⁽⁸⁾

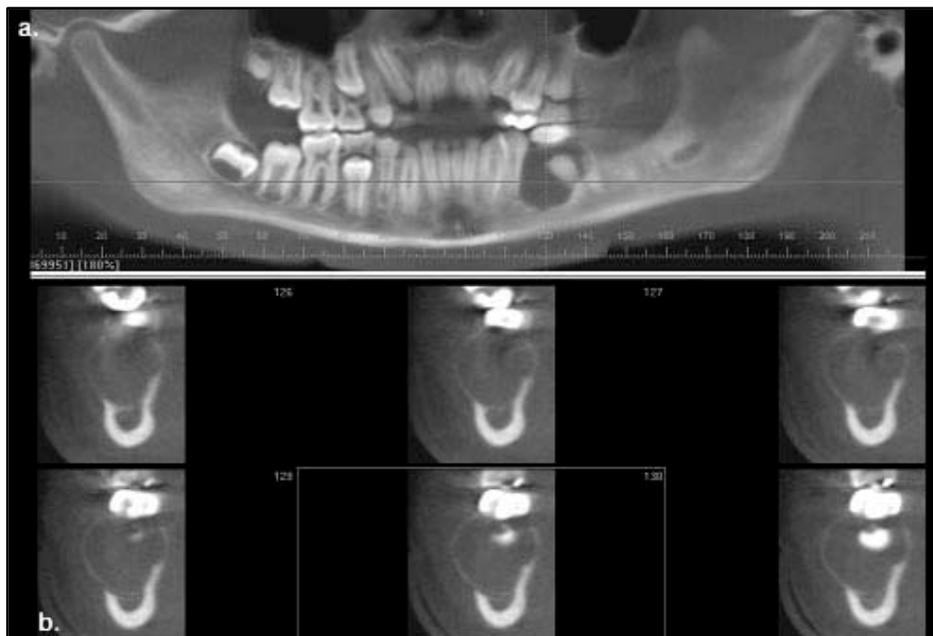


Figura 14. Reformación planar seriada. Cortes delgados para observar lesión radiolúcida a nivel de la mandíbula.⁽⁸⁾

Debido a la gran cantidad de imágenes ortogonales en cada plano y la dificultad de relacionar estructuras adyacentes, se han desarrollado los siguientes métodos para visualizar vóxel adyacentes: ⁽⁷⁾

1.2.4.4 Suma de rayos (ray sum)

En esta técnica la imagen multiplanar es “engrosada” aumentando el número de vóxel incluidos en la vista a proyectar, esto crea una imagen que representa un volumen específico del paciente. La adición de valores de intensidad de vóxel adyacentes, a través de una sección de corte particular, aumentando el grosor de la misma crea un “bloque o trozo” a la cual se denomina “Suma de rayos o Ray Sum”. ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

Esta modalidad se utiliza para generar proyecciones simuladas como la imagen cefálica lateral, la cual puede ser creada con un engrosamiento máximo (130-150mm) de imágenes MPR perpendiculares. A diferencia de las radiografías convencionales estas imágenes no presentan magnificación ni distorsión. Sin embargo, esta técnica utiliza toda la data volumétrica y la interpretación puede dificultarse por superposición de múltiples estructuras. (Ver figura 15) ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

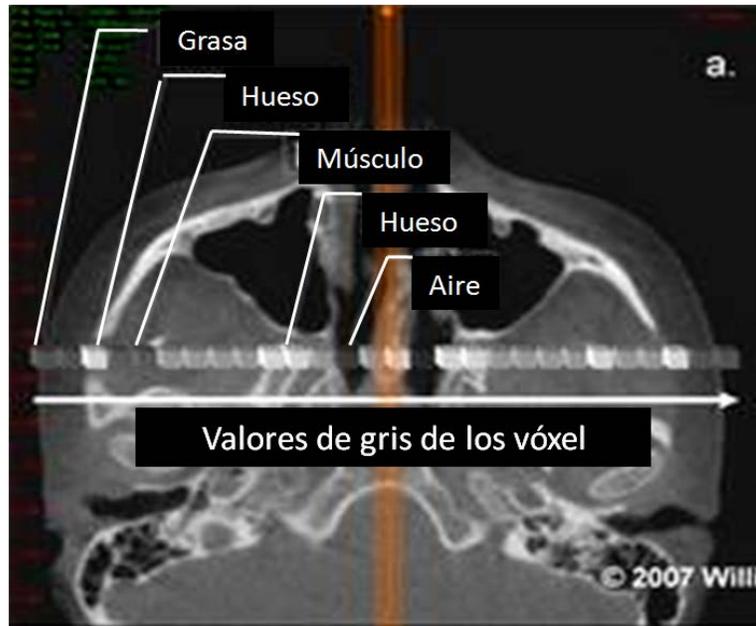


Figura 15. Suma de rayos (ray sum). Imagen cefálica lateral. ⁽⁸⁾(24)

1.2.4.5 Renderización o interpretación de volúmenes 3D

La renderización se refiere a técnicas que permiten la visualización de la data 3D a través de una visualización selectiva de vóxel. ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

Las técnicas que integran gran volumen de vóxel adyacentes son clasificadas como renderización directa de un volumen (DVR) o renderización indirecta de un volumen (IVR). ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾



La renderización indirecta es un proceso complejo que requiere la selección de la intensidad o densidad del nivel de la escala de grises de los vóxel a ser visualizados dentro de la data completa, proceso llamado segmentación. ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

La segmentación es normalmente alcanzada usando una escala ajustable, determinando el nivel superior e inferior del rango de intensidades a incluir en el proceso. Una buena segmentación provee de una representación precisa de la

anatomía ósea con mínima inclusión de tejido blando o ruido.
(Ver figura 16)⁽⁷⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾

Esto es técnicamente complejo, ya que es necesario que el operador provea entradas pre-programadas o manuales en el que los vóxel deben ser incluidos y además requiere un software específico. Sin embargo, el proceso brinda una superficie de reconstrucción volumétrica con profundidad. ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

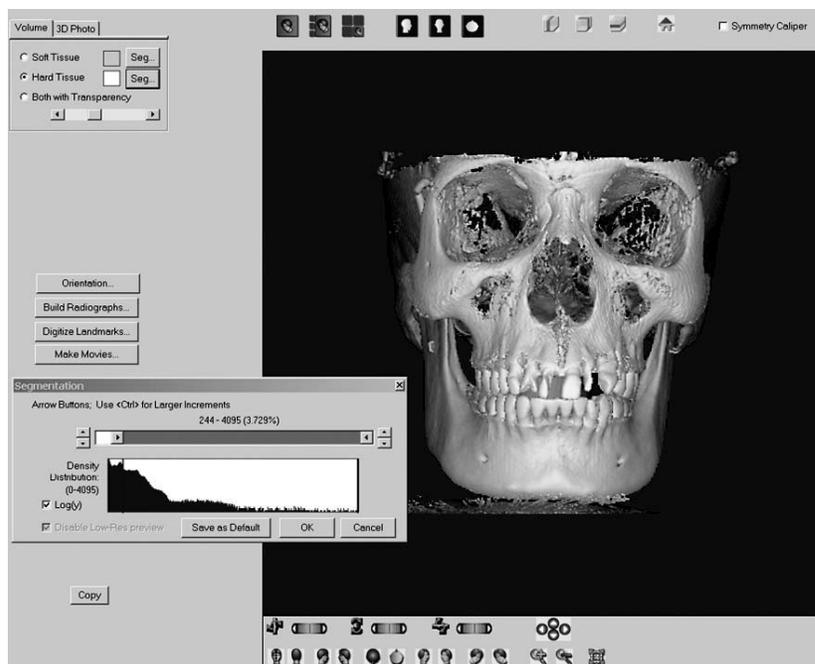


Figura 16. Imagen segmentada en programa Dolphin 3D. ⁽²⁶⁾

La renderización directa es un proceso mucho más simple, la técnica más común es la proyección de máxima intensidad (MIP).

Cada técnica tiene ventajas y desventajas cuando son usadas en la práctica clínica y es importante que los clínicos entiendan cuándo y cómo cada técnica debe ser utilizada. ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

La proyección de máxima intensidad (MIP) fue una de las primeras técnicas de visualización de imágenes volumétricas, y es probablemente la más utilizada en imagenología médica porque es muy simple y se utiliza un algoritmo amigable. ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

Es una técnica que es alcanzada a través de la evaluación visual del valor de cada vóxel, dentro de un volumen particular de interés y luego representando sólo el valor más alto de los valores visualizados. El algoritmo de la MIP selecciona sólo los valores en la proyección que tienen más alto valor, usualmente correspondientes a tejido óseo y representan estos como el único píxel en la imagen resultante, eliminando los vóxel que afectan la imagen. (Ver figura 17) ⁽⁷⁾⁽²⁴⁾

El beneficio principal de este método es que provee una pseudo- reconstrucción 3D independiente de la intervención del operador representativa de la data volumétrica. Además, como sólo es utilizada la data de mayor valor las imágenes usualmente contienen 10% o menos de la data original y por tanto se

generan rápidamente. Esta técnica es particularmente útil para representar la morfología de la superficie ósea de la región maxilofacial. ⁽²⁴⁾

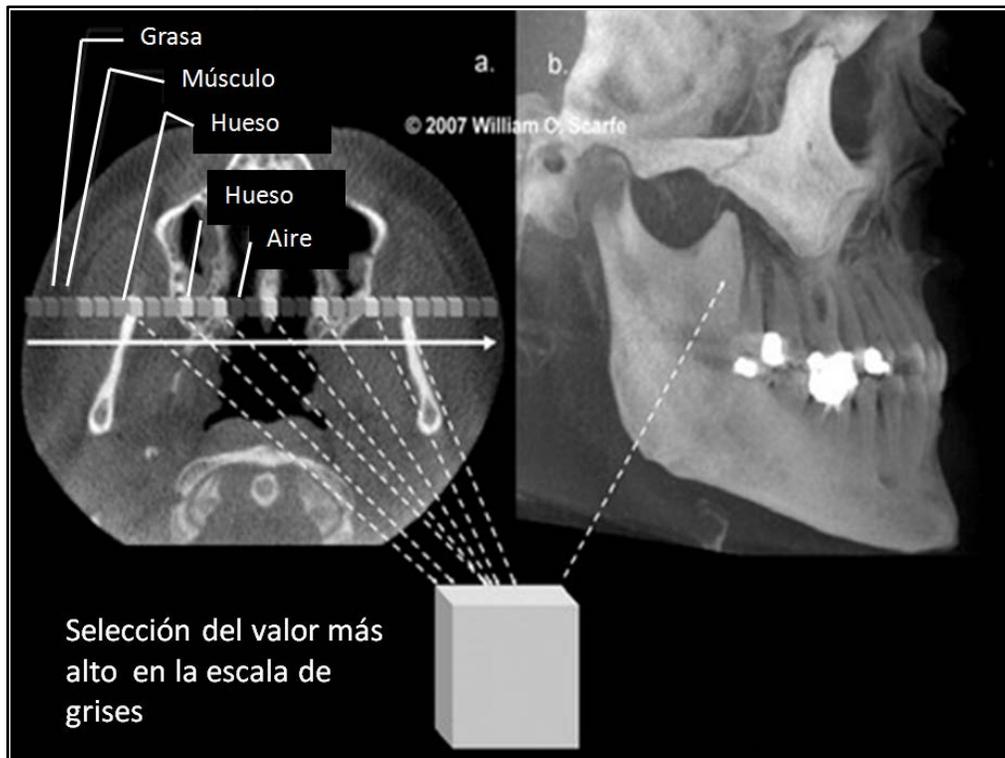


Figura 17. Proyección de máxima intensidad (MIP). ⁽²⁴⁾

A pesar de su utilidad la MIP presenta una importante limitación, y es que el clínico debe conocer para interpretar las imágenes, la MIP no es capaz de representar las relaciones espaciales de las estructuras anatómicas correctamente. Por ejemplo, estructuras con vóxel de alto valor que se encuentran

detrás de estructuras de vóxel de bajo valor, parecieran estar por delante de ellas. (Ver figura 18)⁽²⁴⁾



Figura 18. Proyección de máxima intensidad e imagen con renderización para observar canino retenido a. MIP en donde no se puede observar la posición bucolingual del canino inferior izquierdo. B. Renderización en 3D donde se observa claramente la ubicación del canino retenido en vestibular.⁽²⁴⁾

Una técnica para superar esta limitación es minimizar el grosor o el campo de la imagen MIP, denominado MIP de volumen limitado. Limitando el volumen puede mejorarse la selección de los píxel y mejorar la precisión de la MIP. Aislar estructuras individuales a evaluar mejora la precisión de la renderización y reduce el solapamiento con estructuras adyacentes.⁽²⁴⁾

1.2.5 Optimización, reporte, archivo y envío de imágenes

1.2.5.1 Optimización de la imagen

Muchos programas ofrecen al usuario medios para ajustar el brillo, el contraste y la nitidez de las imágenes. Para optimizar la presentación de la imagen y facilitar el diagnóstico, es necesario ajustar el contraste (ventana) y el brillo (nivel) para favorecer la visualización de las estructuras óseas. Existe gran variabilidad entre las imágenes obtenidas de los diferentes equipos de CBCT e incluso en el mismo equipo dependiendo del número de cortes realizados. (Ver figura 19)⁽⁷⁾

Aunque el propietario del software del CBCT puede brindar el ajuste de ventana y nivel automático o preseleccionado es aconsejable que sea ajustado para cada toma. Después de que estos parámetros han sido programados se pueden realizar arreglos o mejoras posteriores usando la aplicación de nitidez, filtros y algoritmos. El uso de estas funciones debe manejarse sin afectar la cantidad de ruido en la imagen. ⁽⁷⁾



Figura 19. Corrección de imágenes de CBCT. ⁽²⁴⁾

1.2.5.2 Reporte

La creación de imágenes de Cone Beam abarca no sólo el componente técnico de la exposición y creación de imágenes sino la responsabilidad de interpretar los resultados obtenidos de la data. La documentación obtenida de un examen imagenológico es una parte importante del récord del paciente. ⁽⁷⁾

El procedimiento del desarrollo del reporte incluye la creación de una serie de imágenes con formato para mostrar la condición o la región apropiadamente, y una interpretación escrita de la descripción y significado de los hallazgos encontrados en la imagen. ⁽⁷⁾

1.2.5.3 Archivo, exportación y envío de imágenes

El proceso de la creación de imágenes con CBCT da como resultado dos productos: la data volumétrica del escaneado y el reporte de la imagen generado por el operador. Ambos deben ser archivados y distribuidos. ⁽⁷⁾

La data del escaneado usualmente se obtiene en el formato del equipo o formato nativo, sin embargo para ser exportada debe darse un nuevo formato. ⁽⁷⁾

Al inicio de los años 80 el “American College of Radiology” y el “National Electrical Manufacturers Association” unieron fuerzas para estandarizar la codificación de las imágenes obtenidas de las tomografías computarizadas y las resonancias magnéticas. Después de mejoras sucesivas, en 1992 el término imagen digital y comunicaciones en medicina (Digital Imaging and communications in medicine, DICOM) fue adoptado. ⁽¹²⁾

Un archivo DICOM consiste en un archivo DICOMDIR que incluye en primer lugar información del paciente, información específica sobre la adquisición de la imagen y una lista de imágenes que corresponden a los cortes axiales que forman la

imagen 3D, y en segundo lugar una cantidad de imágenes secuencialmente codificadas que corresponden a cortes axiales que al ser combinados en un orden forman la imagen 3D. ⁽¹²⁾

Una vez que se ha realizado el escaneado, se puede realizar un manejo básico, mediciones de la data con el software que brinda la compañía del equipo. Los fabricantes de la CBCT también ofrecen la opción en el software de convertir su formato de propietario en un archivo DICOM exportable, lo cual sería el primer paso en el manejo de la información 3D de la CBCT. (Ver figura 20)⁽¹⁰⁾⁽¹²⁾⁽²⁶⁾

Cuando se ordena la toma de imágenes de Cone Beam a un centro radiográfico, este paso es realizado por ellos y el paciente o el especialista recibe un CD con el archivo DICOM ya creado. ⁽¹²⁾

Si el clínico tiene el escáner CBCT, su software permite exportar las imágenes con formato DICOM. ⁽¹²⁾

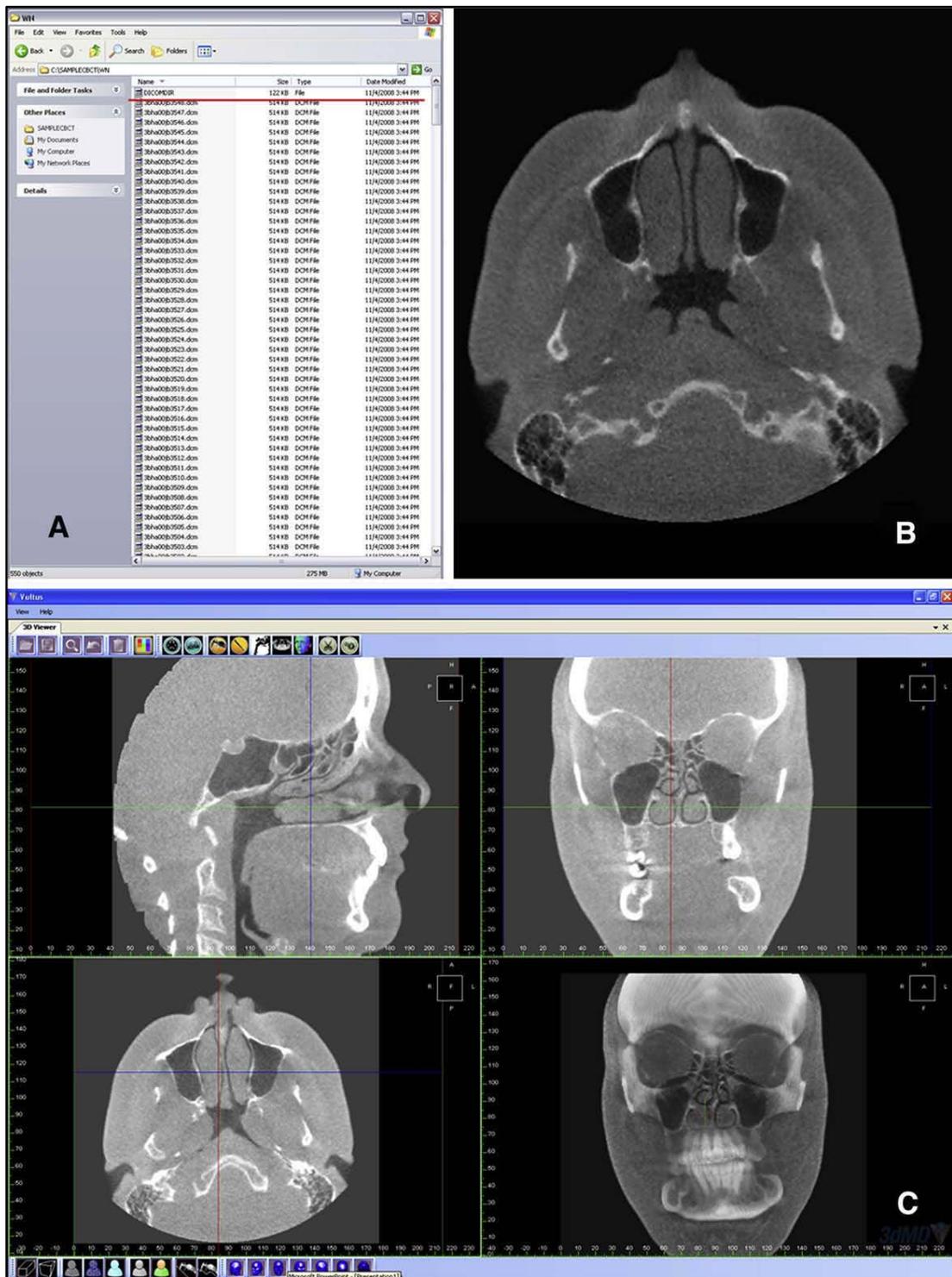


Figura 20. Archivo DiCOM, DiCOMDIR y cortes en distintos planos. ⁽¹²⁾

Las herramientas para visualización, ubicación de puntos cefalométricos, mediciones, registro, superposición y manejo en general de las imágenes 3D son distintas a las que se utilizan en el manejo de imágenes 2D. ⁽¹²⁾

Las implicaciones legales de la adquisición de imágenes de CBCT también son importantes. Al usar este tipo de imágenes se obtiene más información que cuando se tienen imágenes convencionales, lo cual lleva a una responsabilidad de estudiar no sólo la región de interés sino también observar todas las estructuras escaneadas en busca de alguna patología que pueda estar presente, y que como clínico existe la responsabilidad de evaluar y de reportar. ⁽¹²⁾

1.2.6 Dosis de radiación. Radioprotección.

El reconocimiento de los efectos dañinos de la radiación y los riesgos que implica su uso llevaron al “National Council on Radiation Protection and Measurements” y a la “International Commission on Radiological protection” a establecer una guía de limitaciones en cuanto a la cantidad de radiación recibida para la población expuesta a la radiación ocupacionalmente o no. ⁽²⁷⁾

Desde su establecimiento en 1930, la guía ha sido revisada y se han modificado los límites. Las revisiones se dan ya que con el tiempo se ha ido profundizando más en el conocimiento de los daños que genera la radiación y la posibilidad de usar la radiación de manera más eficiente. ⁽²⁷⁾

El límite de exposición actual ha sido establecido para asegurar que los individuos no sufran efectos determinísticos (muerte de un alto número de células) y que la probabilidad de efectos estocásticos (daño subletal a células individuales que produce cáncer o mutación heredable) sea tan baja como sea razonablemente posible y además económica. No existe límite en la exposición que un paciente pueda necesitar por diagnóstico o necesidad terapéutica. ⁽²⁷⁾

La dosis de radiación por una radiografía dental se define como la cantidad de radiación recibida por un órgano diana. ⁽²⁷⁾

Una preocupación constante en el uso del CBCT es la dosis de radiación absorbida en la toma de este examen. La dosimetría en odontología es un tema para muchos complicado, y a veces poco entendido. Parte de la confusión se debe a los distintos

términos utilizados, las unidades de medida de radiación y las diferencias en la metodología de estudio. ⁽²⁾

Las dosis medidas se utilizan en conjunto para obtener la dosis absorbida promedio y su unidad son los micrograys (μGy). El porcentaje expuesto del cuerpo se contabiliza y la dosis promedio de absorción en los tejidos se convierte en dosis equivalente y su unidad son los microsieverts (μSv). ⁽²⁾

Sin embargo, los diferentes tejidos tienen mayor o menor sensibilidad al daño inducido por radiación y esta sensibilidad es tomada en cuenta como la dosis equivalente convirtiéndose en dosis efectiva, con su unidad en microsieverts. ⁽²⁾

Aunque las cantidades de radiación actualmente varían de forma considerable la Tabla I muestra algunas dosis típicas de varios exámenes y se muestra la dosis equivalente de radiación ambiental y fuentes de radiación creadas por el hombre. ⁽²⁷⁾

Tabla I. Comparación de dosis de radiación de distintos exámenes radiográficos. ⁽²⁷⁾

Intrabucal

Examen	Dosis efectiva (μSv)	Dosis equivalente ambiental (días)
Colimación rectangular		
Aleta de mordida-PSP o películas F-Speed.	5.0	0.6
FMX- PSP o película F-Speed	35	4
Colimación circular		
FMX-PSP o película F-Speed	171	21
FMX-Película D-Speed	388	47

PSP: fósforo fotoestimulable.

Extrabucal

Examen	Dosis efectiva (μSv)	Dosis equivalente ambiental(días)
Panorámica	9-26	1-3
Cefálica lateral	3-6	0.5-1
Cone beam		
3D Accuitomo	20	3
NewTom 3G	68	8
Galileos	70	9
Next generation i-CAT landscape mode	74	9
PreXion	185	23
i-CAT Extended scan	235	29
CB Mercuray-facial standard quality	569	69
Iluma	592	74
Promax 3D	599	75
Tomografía computarizada		
Cabeza	2000	243
Abdomen	10000	3 años
Radiografías simples		
Cráneo	70	9
Torácica	20	2

Existen tres principios en la radioprotección: el primero es el de la justificación. En la toma de radiografías, este principio obliga al odontólogo a hacer más bien que daño. Significa que se debe evaluar las situaciones en las que el beneficio al paciente del uso de una exposición diagnóstica es mayor que el riesgo de daño. ⁽²⁷⁾

El segundo es el principio de optimización, este sostiene que los odontólogos deben usar todos los medios posibles para reducir las exposiciones innecesarias para el paciente y para sí mismos. Esta filosofía es conocida como ALARA (as low as reasonably achievable), la cual sostiene que la exposición a la radiación ionizante debe ser mantenida lo más baja posible, tomando en cuenta factores económicos y sociales. ⁽²⁷⁾⁽²⁸⁾

El tercer principio es el de la limitación de dosis. Los límites de dosis son usados para exposiciones ocupacionales y del público para asegurarse que ningún individuo sea expuesto a dosis elevadas inaceptables. No existe límite para individuos expuestos a radiación con propósitos diagnósticos o terapéuticos. ⁽²⁷⁾

Además de seguir estos principios la ADA (American Dental Association) recomienda no prescribir radiografías dentales de rutina, sólo deben indicarse después de un examen exhaustivo del paciente, de manera de sólo indicar las necesarias. Igualmente hacen recomendaciones en cuanto al uso de películas ultra rápidas preferiblemente, pantallas intensificadoras, aumento de la distancia foco objeto para reducir la radiación, uso de colimación rectangular, uso de filtros en el tubo de rayos X, uso de delantales de plomo y manejo adecuado del miliamperaje, kilovoltaje y tiempo de exposición. ⁽²⁷⁾

En el año 2004, la “Victorian University of Manchester” publicó una guía para la prescripción de radiografías dentales con la finalidad de brindar una guía para los profesionales del área en el correcto uso de las mismas. En esta guía existe un capítulo dedicado a normar la prescripción de radiografías en el área de la ortodoncia, en donde se sugiere el uso de radiografías cefálicas laterales sólo en casos específicos del tratamiento ortodóncico, no como un examen de rutina, se indica su uso en pacientes que presenten un marcado patrón de Clase II o Clase III, al finalizar tratamientos con aparatología funcional, en pacientes que requieren tratamiento ortodóncico mayor a un año de duración, al finalizar casos de cirugía ortognática, antes de

finalizar tratamientos ortodóncicos en los que se desee estudiar la posición de los incisivos y que la información obtenida de estos pueda modificar la finalización del tratamiento o el tipo de retención. ⁽²⁹⁾

Igualmente sugieren una restricción en el uso de las radiografías posteroanteriores a pacientes que presenten asimetrías faciales importantes o condiciones mandibulares que ameriten su indicación. ⁽²⁹⁾

Mupparapu M., publicó un estudio en el año 2005 con la finalidad de resumir las guías de radioprotección propuestas por “The national council on radiation protection and measurements” publicadas en el año 2003. Esta publicación contiene guías específicas para el ortodoncista, en las que se sugiere que se deben utilizar películas ultra rápidas en la toma de radiografías intrabucales, así como una colimación adecuada y el uso de equipos digitales preferiblemente para la toma de radiografías panorámicas y cefálicas laterales. ⁽³⁰⁾

En cuanto a la toma y uso de radiografías cefálicas laterales en ortodoncia se comenta que, por lo general, el área clínica de interés en la radiografía cefálica lateral es significativamente

más pequeña que el receptor de la imagen. El eje central del haz es alineado usualmente a través del conducto auditivo externo. Obtener la imagen de estructuras superiores al borde superior de la órbita, posterior al cóndilo occipital e inferior al hueso hioides es innecesario. Esto prevendría la exposición innecesaria de los tejidos duros y blandos del paciente. Igualmente sugieren una disminución de la radiación y el uso de filtros para la obtención de la imagen del perfil blando ubicados en la fuente de radiación.

(30)

Bell J. realiza un comentario final en la publicación de gran importancia, en la que refiere que se ha vuelto común en la práctica ortodóncica el inicio instantáneo del tratamiento en la primera cita del paciente, en la que se le toman las radiografías antes de que el ortodoncista vea al paciente. Esto se hace asumiendo que muchos pacientes van a iniciar el tratamiento ese mismo día. Por supuesto, no todos los pacientes están listos para recibir tratamiento inmediatamente o necesariamente van a decidir realizar su tratamiento con ese profesional, por lo que la realización de estas radiografías no es necesaria, e implica una exposición innecesaria para algunos pacientes y una violación a la normativa de radioprotección. ⁽³⁰⁾

En el año 2009, en Europa, la “European Academy of Dentomaxillofacial radiology” (EADMFR) publicó una guía que contiene veinte principios básicos a ser tomados en cuenta al prescribir estudios de tomografía computarizada Cone Beam. Esta guía surge por la preocupación de que, a pesar de que se ha elaborado literatura que soporta el uso y eficiencia del Cone Beam no se habían establecido límites y líneas a seguir sobre la prescripción de las mismas, a pesar de que se conoce que existe una dosis de radiación elevada en el uso de estas imágenes. (Ver anexo 1)⁽³¹⁾

En Venezuela, existe la Norma venezolana contra las radiaciones ionizantes provenientes de fuentes externas usadas en medicina y odontología (COVENIN), en la cual se establece que no se deben trazar límites a las exposiciones médicas debidas a prácticas autorizadas por un facultativo, ya que involucra directamente un diagnóstico o tratamiento beneficioso para el paciente expuesto, sin embargo recomiendan el seguimiento de los principios ALARA.⁽³²⁾

Otro aspecto resaltante en este documento es que refiere que en el país no se han realizado investigaciones dosimétricas a gran escala para determinar la calidad de equipos, la dosis de

entrada en la superficie, dosis absorbida en la piel de los pacientes sometidos a estudios de radiodiagnóstico que permitan establecer niveles orientativos, razón por la cual se adoptan niveles internacionales como referencia. ⁽³²⁾

Como se puede observar es de vital importancia tomar en cuenta la cantidad de dosis de radiación que generan los distintos exámenes antes de prescribir alguno de ellos. La tecnología del Cone beam no escapa de esta idea y es por eso que se considera un factor importante dentro de lo que ha sido la aceptación de esta tecnología. ⁽¹⁴⁾

Como se puede observar en la Tabla I los sistemas modernos de CBCT permiten obtener imágenes con una cantidad de radiación bastante baja. Si se suma la cantidad de radiación de una radiografía cefálica lateral y una radiografía panorámica, que son los registros básicos para un tratamiento de ortodoncia, podrían sumar mayor cantidad de radiación que el generado al obtener imágenes con CBCT. ⁽¹⁴⁾

Con respecto a la tomografía computarizada la radiación en la CBCT es notablemente menor. ⁽³³⁾

El mayor reto es conseguir la mejor calidad de imagen con la menor exposición a la radiación posible. Sin embargo, estos requerimientos son opuestos y es por ello que se deben realizar ajustes en el sistema dependiendo del tamaño y talla del paciente, asegurando la calidad de la imagen con la menor exposición. ⁽¹⁴⁾

La cantidad de kilovoltaje y miliamperaje óptimo en la CBCT está aún en estudio. ⁽¹⁴⁾

García y cols, publicaron un estudio en el año 2008 que tuvo como objetivo comparar las dosis de radiación en radiografías panorámicas y cefálicas laterales usando dos equipos de CBCT y un equipo CT de multicortes en la práctica ortodóncica. ⁽²⁸⁾

Para el estudio utilizaron un modelo antropomórfico especialmente diseñado para estudios de dosimetría en Alemania. Dentro del modelo se localizaron chips de fluoruro de litio termoluminiscentes capaces de captar la dosis de radiación con una proporción semejante a la de la captación en los tejidos humanos. Cada uno de estos chips fue localizado en zonas específicas correspondientes a órganos radiosensitivos de interés. Para la toma de CBCT se usaron varios equipos,

NewTom 9000, i-CAT, Panorámico Orthophos Plus DS y un Tomógrafo multicorte de Siemens. Se hicieron 5 tomas con cada equipo y se promediaron las dosis para cada uno de ellos. ⁽²⁸⁾

Como conclusión obtuvieron que los estudios con CBCT requieren mayor dosis de radiación que las radiografías convencionales y menos radiación que la tomografía computarizada multicorte. Por eso se recomienda sólo indicar la toma de CBCT cuando el paciente lo requiera, como en casos de dientes impactados, resorciones dentales, anquilosis, evaluación de ATM, planificación quirúrgica o pacientes que requieren de radiografías periapicales, radiografía posteroanterior, cefálica lateral y panorámica, en los que la suma de las dosis de cada una de ellas va a superar la dosis de radiación de la CBCT. ⁽²⁸⁾

La indicación de un examen de CBCT se debe realizar siempre haciendo un balance riesgo beneficio y siguiendo los principios ALARA. ⁽²⁸⁾

Hujoel y cols, realizaron una investigación publicada en el 2008, la cual tuvo como objetivo proveer un estimado de los cambios en órganos específicos producidos en el tiempo por la

radiación y estimar la dosis colectiva para aquellos menores de 19 años de edad en Estados Unidos para 1999. ⁽³⁴⁾

Se recolectaron estudios sobre dosis de radiación en diferentes radiografías que se utilizan comúnmente en el tratamiento ortodóncico y se concluyó que la dosis de radiación en los pacientes ha aumentado en el tiempo y que, equipos como el CBCT podrían aumentar más esta cifra, lo que incrementaría la cantidad de daño por radiación en pacientes jóvenes. Recomiendan asumir un mejor control de las dosis de radiación e indicar cualquier tipo de radiografía sólo cuando se considere realmente necesaria, y en el caso de la CBCT se recomienda utilizar equipos que permitan ajustar la dosis en pacientes jóvenes. ⁽³⁴⁾

Brown y cols., publicaron un estudio en el 2009 que tuvo como objetivo comparar la fiabilidad y la precisión de las medidas lineales entre puntos cefalométricos ubicados en imágenes obtenidas por CBCT variando el número de proyecciones tomadas. ⁽¹⁵⁾

Se utilizaron 19 cráneos secos dentados con una oclusión estable y reproducible. Se estudiaron 15 puntos cefalométricos y

se adquirieron las imágenes usando un equipo i-CAT para CBCT y se escanearon tres veces: la primera con 10 segundos y 153 proyecciones, la segunda con 20 segundos y 306 proyecciones y la última con 40 segundos y 612 proyecciones. Se reconstruyeron las imágenes y se realizaron las mediciones. (Ver figura 21) ⁽¹⁵⁾

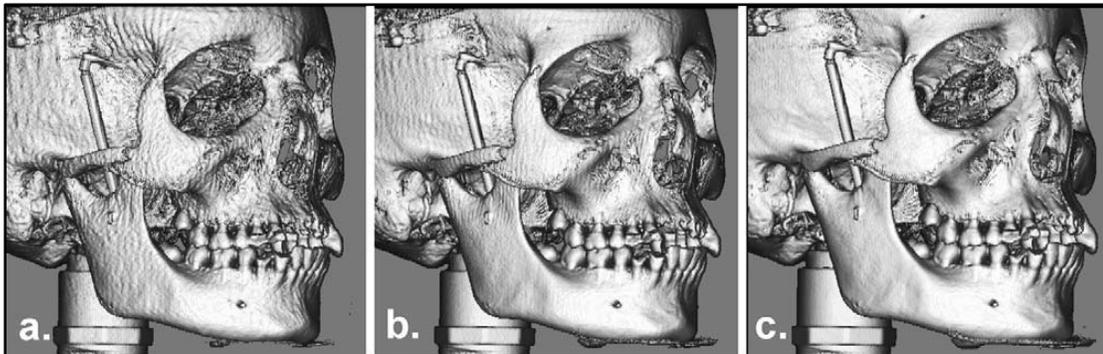


Figura 21. Comparación de imágenes de CBCT variando el tiempo de exposición. a.10 seg. b.20 seg. y c. 40 seg. ⁽¹⁵⁾

Como conclusión obtuvieron que no existe diferencia en la precisión en la ubicación de los puntos y las mediciones al variar la cantidad de proyecciones realizadas. La cantidad de proyecciones está directamente relacionada con la dosis de radiación, lo que significa que la dosis puede ser disminuida sin afectar la calidad de las imágenes. ⁽¹⁵⁾

1.2.7 Factores que influyen en la calidad de la imagen

La calidad de imagen en radiografías convencionales fue definida por Curry y cols. en 1990 como “la habilidad de registrar cada punto del objeto como un punto en la radiografía”. La definición de calidad de imagen para imágenes de tomografía computarizada no está definida con precisión pero ha sido descrita como la visibilidad de estructuras importantes en la imagen de la tomografía. ⁽¹³⁾

La calidad de las imágenes en CBCT aún está siendo estudiada y no ha sido específicamente definida, lo que sí se sabe es que existen diferentes tipos de factores capaces de alterar las imágenes obtenidas con estos sistemas. ⁽¹³⁾

1.2.7.1 Factores físicos

La calidad de la imagen en una radiografía depende principalmente de su diseño y las características de los componentes usados. Entre los factores físicos necesarios para alcanzar una calidad óptima de imagen se encuentran:

1. Minimización de los defectos por movimiento: se puede alcanzar suficiente estabilización usando un tiempo de exposición corto incrementando la dosis de radiación. La dosis de radiación puede ser aumentada elevando la cantidad de kilovoltaje, aumentando el foco o aumentando la cantidad de corriente.
2. Contraste satisfactorio: Variación de la energía del haz (en kv).
3. Minimización de la borrosidad geométrica: Reducción del tamaño del punto focal y/o la distancia objeto-película o aumentando la distancia foco-objeto.
4. Reducción de la radiación dispersa: colimación. ⁽³⁵⁾

1.2.7.2 Posición del paciente

La CBCT puede realizarse con el paciente en tres posiciones posibles: sentado, de pie o acostado. ⁽¹⁰⁾

Los equipos que requieren que el paciente esté acostado ocupan mayor espacio físico y pueden no ser accesibles para algunos pacientes con discapacidad física, pacientes claustrofóbicos y además no son recomendables para pacientes

ortodóncicos porque se puede variar la posición mandibular.

(7)(35)

Sin embargo, permiten evaluar pacientes que han sufrido accidentes severos y es una posición más confortable para el paciente. (7)(35)

Las unidades que requieren que el paciente esté de pie pueden no ser ajustables a ciertas alturas para por ejemplo, realizar un examen a un paciente en silla de ruedas. Sin embargo, algunas de ellas permiten la posibilidad de tener al paciente de pie o sentado, lo cual brinda un gran beneficio en su uso. (7)(35)

Las unidades que trabajan con el paciente sentado son por lo general las más cómodas, sin embargo, no se pueden evaluar pacientes con lesiones severas en accidentes y pueden tener sillas fijas que no permitan su uso en pacientes con silla de ruedas. Otra ventaja es que el equipo requiere menor espacio.

(35)

Debido a que el tiempo de escaneado es generalmente mayor al utilizado en la toma de radiografías panorámicas, quizás es

más importante el apoyo de la cabeza que la posición del paciente como tal, por lo tanto es importante inmovilizar la cabeza del paciente para evitar defectos en las imágenes obtenidas. ⁽⁷⁾⁽³⁵⁾

Cevitanes y cols. realizaron un estudio en el año 2009 con el objetivo determinar la fiabilidad de las medidas cefalométricas obtenidas usando dos orientaciones de la cabeza virtuales usando CBCT. ⁽³⁶⁾

Para ello utilizaron exámenes CBCT de 12 pacientes Clase II y Clase III. Fueron evaluadas por un ortodoncista, un radiólogo dental y un estudiante de 3er año. Se realizaron reconstrucciones de tejido duro y blando, se posicionaron buscando obtener una posición natural de la cabeza y usando planos de referencia intracraneales en 3D (plano de Frankfort, plano medio sagital y plano transporiónico). Cada uno de los observadores generó cuatro cefalogramas laterales de cada CBCT en proyección de perspectiva: dos usando posición natural de la cabeza y dos usando referencias intracraneales 3D. Se hicieron mediciones cefalométricas usando el software Dolphin. (Ver figuras 22, 23 y 24)⁽³⁶⁾

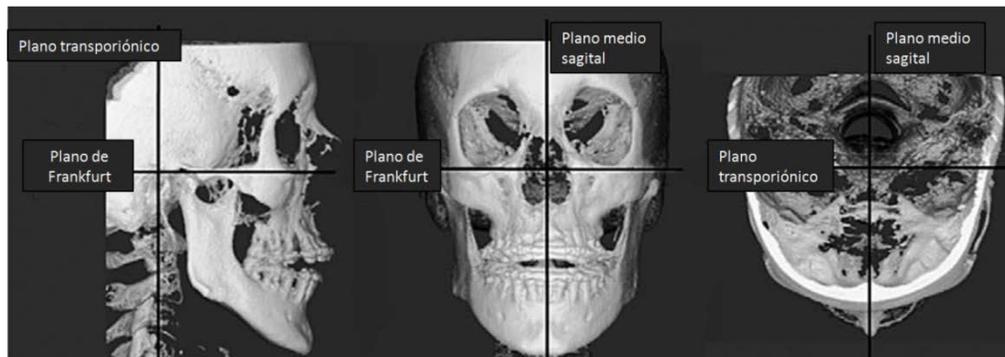


Figura 22. Planos de referencia intracraneales usados para generar imagen de cefálica lateral. ⁽³⁶⁾

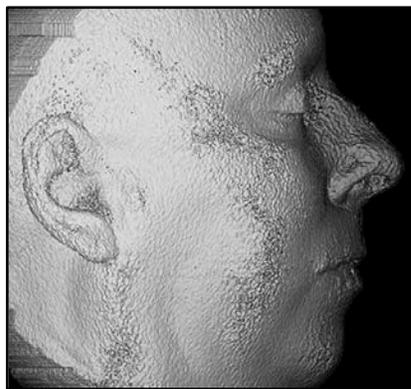


Figura 23. Reconstrucción de tejido blando en posición natural de la cabeza para obtener cefálica lateral en esta posición. ⁽³⁶⁾

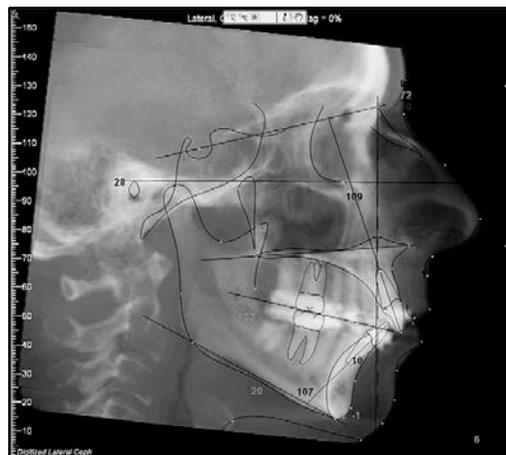


Figura 24. Imagen cefálica lateral generada usando como referencia el plano de Frankfurt. ⁽³⁶⁾

Como resultado obtuvieron que la orientación de la cabeza en posición natural y usando referencias intracraneales 3D proveen una excelente fiabilidad de las medidas obtenidas en las cefálicas laterales a partir de la CBCT. Sin embargo, las medidas usando referencias intracraneales fueron ligeramente más precisas. ⁽³⁶⁾

Se recomienda buscar un método para estandarizar la posición natural de la cabeza y mientras esto se logra usar referencias intracraneales 3D es una buena opción. ⁽³⁶⁾

1.2.7.3 Duración del escaneado

La duración del examen es un parámetro crítico en la calidad de la imagen. Esto es muy conocido en las tomografías computarizadas y en las resonancias magnéticas, en donde el aumento de la duración del examen puede crear artefactos de movimiento que exceden el límite crítico. ⁽³⁵⁾

El centro del problema es que, cuando se reconstruyen volúmenes 3D usando 200 o más imágenes individuales, cualquier movimiento del paciente durante el escaneado causa la generación de imágenes con la posición de las estructuras

alteradas en cada corte. Esto trae como resultado contornos dobles en el volumen reconstruido. Por esto, es recomendable generalmente que la duración del examen sea la menor posible, menos de 20 segundos es lo recomendado. ⁽³⁵⁾

1.2.7.4 Parámetros de escaneado

Para obtener imágenes de calidad con pacientes que son distintos mientras se busca generar la menor exposición a la radiación, se deben adaptar algunos parámetros del equipo a cada paciente. Por ejemplo, el peso y el tamaño de los pacientes deben ser tomados en cuenta. ⁽³⁵⁾

El voltaje aplicado en el tubo de rayos X determina la energía y con ello el poder de penetración del haz de radiación, a lo cual se le denomina dureza de la radiación. Si se aplica mayor voltaje se producirá más energía y menor será la longitud de onda en el haz de radiación. ⁽³⁵⁾

La fuerza de la corriente (miliamperios) programada en la unidad de rayos X determina la cantidad de electrones emitidos en el cátodo y con esto la cantidad de radiación producida.

Además, la cantidad de radiación puede ser influenciada por la duración del flujo de corriente. ⁽³⁵⁾

Con la finalidad de la radioprotección y de evitar artefactos de movimiento es recomendable disminuir el tiempo de exposición a la radiación. Se puede hacer uso de los ajustes pre-programados del equipo, sin embargo, en algunos casos se deben realizar ajustes en base a las características de cada paciente. ⁽³⁵⁾

1.2.7.5 Índice de masa corporal

Ya que la calidad de la imagen depende del objeto a ser evaluado, algunos ajustes son necesarios cuando se va a escanear un paciente obeso. El índice de masa corporal es una medida ampliamente usada para determinar la presencia de obesidad y la masa corporal, por lo que debe ser un factor a tomar en cuenta al escanear a un paciente. ⁽³⁵⁾

Sin embargo, sólo deben ser ajustados los parámetros cuando el equipo lo indique, ya que equipos como el Galileos indica que no deben ajustarse los valores aún cuando el paciente sea obeso. ⁽³⁵⁾

1.2.7.6 Edad

La edad del paciente no ha sido identificada como un factor que influya en la calidad de la imagen, pero algunos factores relacionados a la edad si han sido evaluados. La cooperación de los pacientes de edad avanzada y pacientes muy jóvenes a veces está limitada, lo cual puede comprometer la calidad de las imágenes. En segundo lugar, la cantidad de restauraciones metálicas es mayor, por lo general, al aumentar la edad de los pacientes, lo cual genera mayor incidencia de artefactos metálicos. ⁽³⁵⁾

1.2.7.7 Artefactos de la imagen

Un artefacto es cualquier distorsión o error en la imagen que no está relacionado al objeto estudiado. ⁽³⁷⁾

Existen algunos artefactos de la imagen que son inherentes a la CBCT, dada la naturaleza de la imagen y al proceso de reconstrucción de la misma. Estos artefactos contribuyen a la degradación de la imagen y pueden llevar a diagnósticos imprecisos o falsos. Algunos de estos artefactos son más

pronunciados en la CBCT que en la CT debido a los diferentes procesos mediante los cuales se obtiene la imagen. ⁽³⁷⁾

Los artefactos pueden ser clasificados según su etiología en: artefactos basados en la física o en la adquisición de la imagen, artefactos relacionados al paciente, artefactos relacionados al escáner y al Cone Beam. ⁽⁷⁾

- Artefactos relacionados a la física o adquisición de la imagen

Son los artefactos que resultan de los procesos físicos implicados en la adquisición de la data de la tomografía. Entre ellos tenemos:

- Ruido

Está definido como una alteración de la señal indeseada, al azar o no, que tiende a ocultar el contenido de la señal de información del observador, esto genera una imagen con una falta de uniformidad habiendo expuesto la radiografía uniformemente. El ruido afecta a las imágenes producidas por las unidades de Cone Beam reduciendo el contraste de la imagen, haciendo difícil la diferenciación de los tejidos de baja densidad

y de este modo afectando la facilidad de realizar la segmentación eficientemente. (Ver figura 25)⁽⁷⁾⁽³⁷⁾

En las radiografías tradicionales el ruido se produce principalmente por fluctuación en la fluidez de los fotones en el campo de radiación y se observa como una variación en la densidad de la imagen. Este efecto está directamente relacionado a la cantidad de fotones de rayos X absorbidos por el detector, mientras mayor sea el número de fotones absorbidos menor será el artefacto. ⁽³⁷⁾

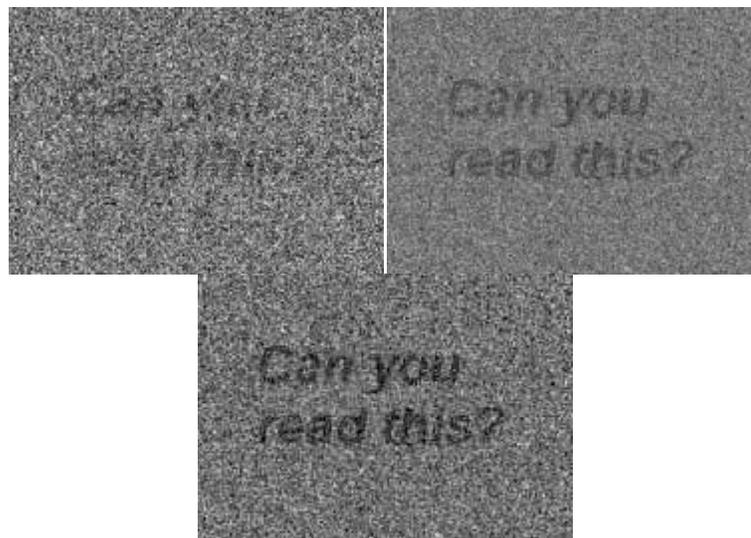


Figura 25. Artefacto de ruido. ⁽³⁷⁾

Otra fuente de ruido en la tomografía computarizada es la radiación dispersa, la cual se forma cuando se da la interacción

del haz de radiación primario con los átomos del objeto, y su magnitud depende del tamaño del objeto, forma y posición en el campo de escaneado. ⁽³⁷⁾

Existe muy poco ruido en los equipos de tomografía computarizada convencional debido al alto miliamperaje utilizado y a la colimación pre y post-paciente, lo cual reduce la radiación dispersa a una cantidad insignificante. Sin embargo, en los equipos de CBCT el ruido es alto debido al bajo miliamperaje utilizado y la gran cantidad de radiación dispersa por no haber colimación post-paciente. ⁽³⁷⁾

- Endurecimiento del haz de radiación

Un haz de radiación está compuesto por muchos rayos X con un amplio espectro de energías. Ya que todos los objetos atenúan los rayos X de baja energía con mayor facilidad que los de alta energía, principalmente por la absorción fotoeléctrica, un haz heterogéneo atravesando un medio que lo absorbe se vuelve proporcionalmente más rico en fotones de alta energía, y así más penetrante o más “duro”. El endurecimiento del haz de radiación se manifiesta como dos artefactos diferentes dentro de la imagen reconstruida: el “cupping” y la apariencia de bandas oscuras o rayas. ⁽⁷⁾⁽³⁷⁾⁽³⁸⁾

El artefacto “cupping” por endurecimiento del haz de rayos X ocurre cuando los rayos que pasan a través del centro de un objeto grande se vuelven más fuertes que los que atraviesan los bordes del objeto, debido a la mayor cantidad de material que el haz debe atravesar. Como el haz se vuelve más fuerte en el centro del objeto el perfil de atenuación resultante difiere del ideal y aparece una imagen semejante a una taza. ⁽⁷⁾⁽³⁷⁾⁽³⁸⁾

El segundo tipo de artefacto relacionado al endurecimiento del haz de radiación son bandas oscuras entre objetos densos en la imagen. En la imagenología dental se podría observar este tipo de artefacto entre dos implantes colocados en la mandíbula que están próximos entre sí. Esto ocurre porque la porción del haz que pasa entre ambos objetos a ciertas posiciones del tubo se vuelve más fuerte que cuando pasa sólo a través de uno de los objetos en otra posición del tubo. (Ver figuras 26 y 27) ⁽⁷⁾⁽³⁷⁾⁽³⁸⁾

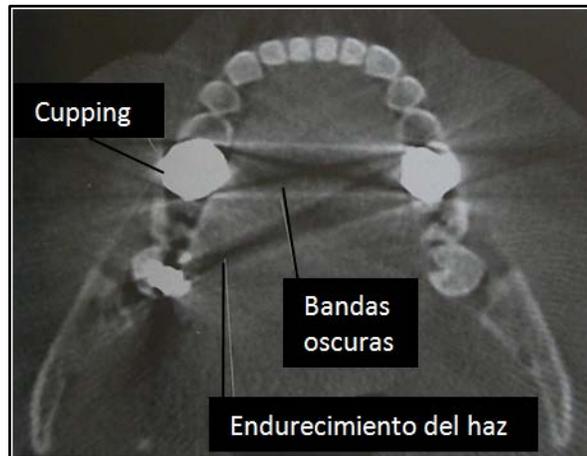


Figura 26. Artefactos cupping y bandas oscuras por endurecimiento del haz de radiación. ⁽⁷⁾

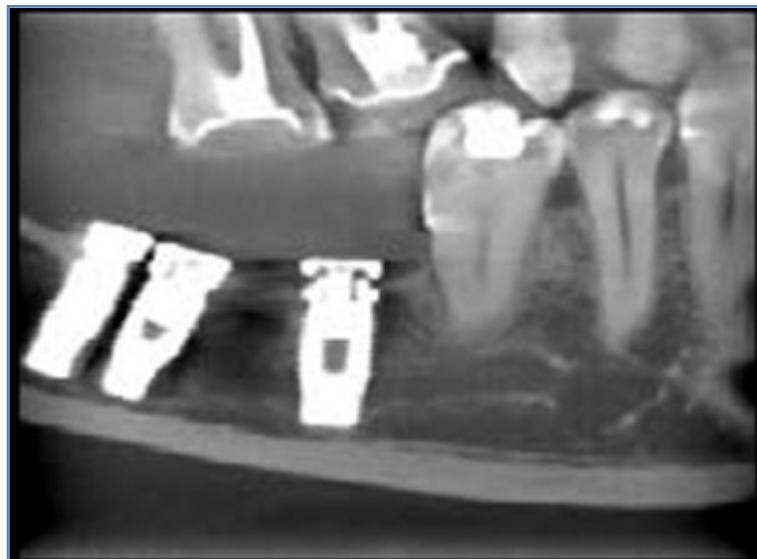


Figura 27. Endurecimiento del haz de radiación ⁽³⁷⁾

- Artefacto de Volumen parcial

Los algoritmos usados en la reconstrucción de una tomografía computarizada asumen que el objeto a estudiar está completamente cubierto por el detector en todos los ángulos de

visión, y que la atenuación es causada sólo por el objeto. Cuando esta situación no ocurre, las imágenes reconstruidas pueden contener una visión truncada del objeto. En las unidades de tomografía convencional esto no es un problema porque el objeto completo está siempre en el campo de visión de la unidad, sin embargo, esto sí afecta en los equipos de CBCT por el limitado campo de visión. Esto ocurre porque el detector no es suficientemente grande y cuando el volumen del objeto no se cubre totalmente se van a producir sombras que van a ser artefactos que podrán ser visualizados en la imagen. (Ver figura 28)⁽³⁷⁾

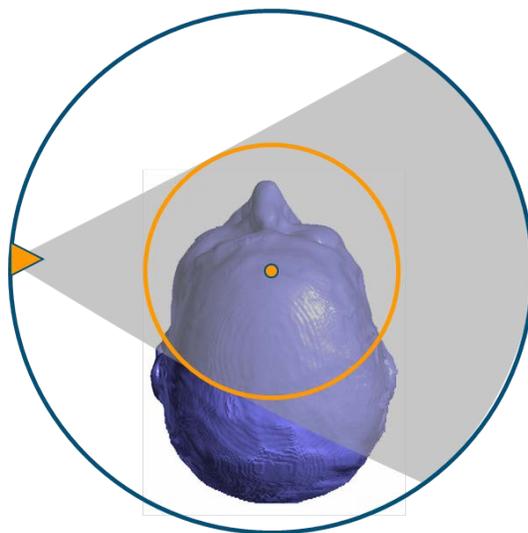


Figura 28. Artefacto de volumen parcial.⁽³⁹⁾

- Artefactos relacionados al paciente

- Artefactos metálicos

Un problema común en las imágenes de tomografía convencional es la presencia de líneas causadas por la presencia de objetos de alta atenuación en el campo de visión. Los objetos metálicos como restauraciones dentales, placas quirúrgicas, pines, brackets y marcadores radiográficos pueden causar este tipo de artefacto. El metal de estos materiales va a atenuar fuertemente el haz de rayos X y el valor de atenuación de los objetos detrás del metal van a ser incorrectamente altos.

(37)(38)

Debido a la reconstrucción de la imagen de Cone Beam, el metal causa el efecto de líneas brillantes y oscuras que dañan la calidad de la imagen, y estas líneas se van a producir en todas las direcciones por la forma cónica del haz. (Ver figura 29)⁽³⁷⁾

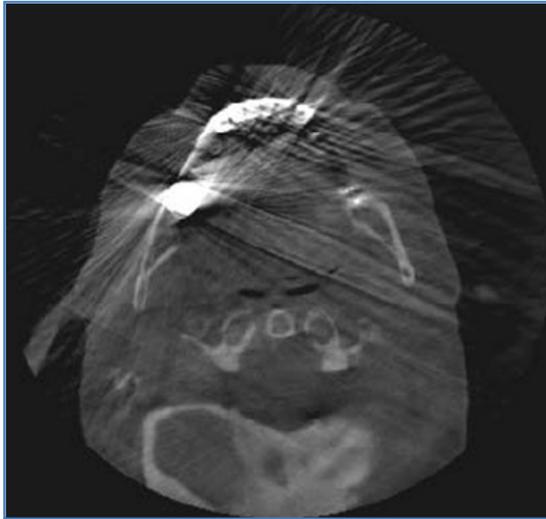


Figura 29. Artefacto metálico. ⁽³⁷⁾

En algunos equipos, como el Galileos, se indica el uso de una inclinación especial del tubo y del detector para minimizar este efecto, logrando con esto que el artefacto metálico se proyecte fuera del plano oclusal. ⁽³⁵⁾

- Artefactos de movimiento

El movimiento del paciente puede causar errores en el registro durante la obtención de la imagen. Como la obtención de la imagen requiere un cierto tiempo (mayor que en la radiografía convencional), los artefactos de movimiento son relativamente comunes. Estos artefactos pueden ser atribuidos a una inadecuada estabilización del paciente. ⁽³⁷⁾⁽³⁸⁾

Como la resolución de las CBCT es muy alta, en un rango de 0,08mm a 0,4mm., pequeños movimientos pueden causar una imagen borrosa y movimientos mayores pueden producir imágenes dobles o imágenes fantasmas, lo que resulta en una calidad pobre de la imagen. (Ver figura 30)⁽³⁷⁾



Figura 30. Artefacto por movimiento. ⁽³⁷⁾

- Artefactos relacionados al escáner

Los artefactos típicamente relacionados al escáner son líneas circulares o anulares que resultan de imperfecciones en la detección del escáner o en una calibración inadecuada del equipo. Cualquiera de estas causas va a generar una lectura consistente y repetida en cada posición del detector que va a generar un artefacto circular. (Ver figura 31)⁽⁷⁾

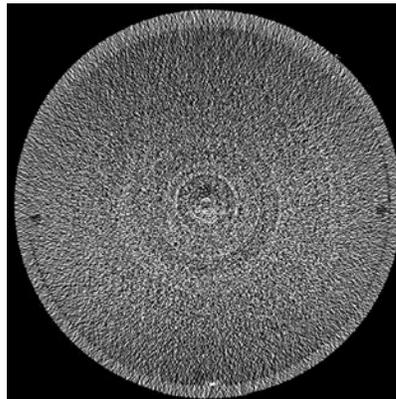
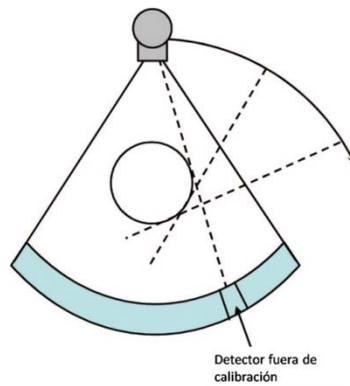


Figura 31. Artefacto relacionado al escáner. ⁽³⁸⁾

- Artefactos relacionados al Cone Beam

La geometría de proyección del haz de radiación en la CBCT y el método de reconstrucción de la imagen puede producir tres tipos de artefactos: el volumen parcial promedio, la toma insuficiente de muestras y el efecto Cone Beam. ⁽⁷⁾

- Volumen parcial promedio

Es un rasgo común de la tomografía convencional y de la CBCT. Esto ocurre cuando el tamaño de vóxel seleccionado del escáner es más grande que el tamaño del objeto del que se obtiene la imagen. En este caso, un vóxel de 1mm por lado puede contener hueso y tejido blando. De esta manera el píxel observado no es representativo ni del hueso ni del tejido blando sino que se forma un promedio de los valores de claridad de ambos. (Ver figuras 32 y 33)⁽⁷⁾

Los límites en la imagen resultante pueden presentarse con un “escalón” o con homogeneidad en los niveles de la intensidad de los píxel. La selección de los vóxel más pequeños puede reducir la presencia de este efecto. ⁽⁷⁾

100		200		0
	150	100		
100	150	50		0
		100		
100		100		0

Figura 32. Representación esquemática de volumen parcial promedio ⁽³⁹⁾

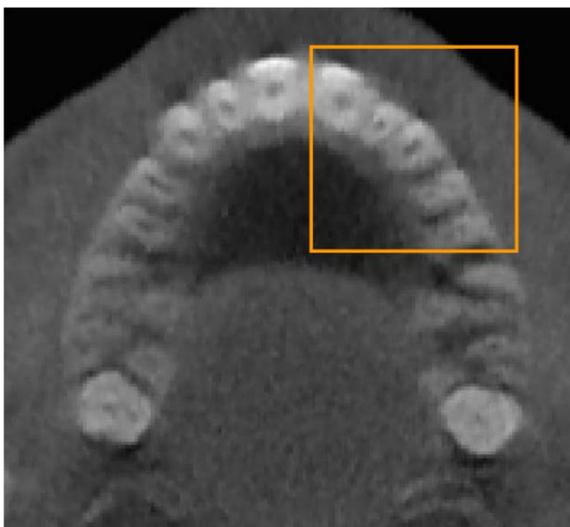


Figura 33. Volumen parcial promedio en CBCT. ⁽³⁹⁾

- Toma insuficiente de muestras

Este artefacto puede ocurrir cuando se obtienen pocas imágenes base para la reconstrucción de la imagen. Una cantidad insuficiente de datos lleva a un error en el registro en la computadora de información relacionada a objetos con ejes definidos o pequeños. Esto conlleva a un efecto denominado “aliasing” en el que líneas delgadas aparecen radiando desde el eje de una estructura densa. (Ver figura 34)⁽³⁸⁾

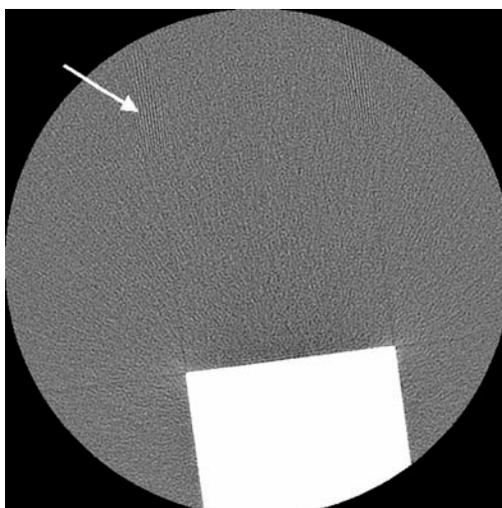


Figura 34. Efecto “Aliasing”.⁽³⁸⁾

Este efecto se contrarresta adquiriendo la mayor cantidad posible de proyecciones durante la obtención de la tomografía, lo cual aumenta la dosis de radiación y por eso debe ser tomado en cuenta en relación a la información diagnóstica requerida. ⁽⁷⁾⁽³⁸⁾

- Efecto Cone Beam

El efecto Cone Beam es una fuente potencial de artefactos, especialmente en las porciones periféricas del volumen escaneado. Debido a la divergencia del haz de rayos X mientras rota alrededor del paciente en un eje horizontal, estructuras en la parte superior o inferior de la imagen sólo serán expuestas cuando la fuente de rayos X está en el lado opuesto del paciente. Esto resulta en distorsión de la imagen, líneas y borrosidad a nivel de la periferia. (Ver figura 35)⁽³⁸⁾

Este efecto es minimizado por las compañías que fabrican los equipos incorporando varias formas de reconstrucción de la imagen de Cone Beam. Clínicamente este efecto puede ser reducido posicionando la región de interés en el plano horizontal del haz de radiación. ⁽⁷⁾⁽³⁸⁾

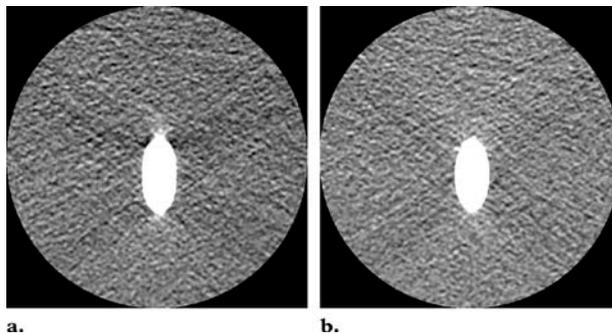


Figura 35. Efecto Cone Beam. ⁽³⁸⁾

1.3 Beneficios y limitaciones de la técnica

Beneficios

- Se utiliza una dosis de radiación baja en comparación con la tomografía computarizada convencional y multicorte. (7)(8)(10)(13)(14)(28)(40)(41)(42)(43)(44)(45)
- El costo de un examen con CBCT es menor que el costo de una tomografía computarizada convencional. (7)(10)(13)(43)(44)
- Provee la oportunidad de evaluar distintas áreas de interés a la vez dentro del complejo maxilofacial. (40)
- El tiempo requerido para la adquisición de imágenes es corto. (7)(8)(10)(14)(42)(45)
- Los equipos ofrecen distintos tamaños de campos de visión, y se pueden obtener imágenes de la región maxilofacial completa cuando se ofrecen campos amplios. (9 a 12"). (11)
- Una vez adquiridas las imágenes en formato multiplanar pueden observarse los distintos cortes y navegar a través de la data volumétrica. (10)(14)
- Las imágenes obtenidas pueden ser transformadas a formato DICOM para ser exportadas del computador. (10)

- La mayoría de los equipos permiten al operador reducir el campo de radiación colimando el haz primario de radiación a la región de interés. ⁽⁸⁾⁽¹⁰⁾
- Las imágenes obtenidas suelen presentar pocos artefactos. ⁽⁸⁾⁽¹⁰⁾⁽³⁵⁾⁽⁴²⁾⁽⁴⁴⁾
- Al obtener imágenes tridimensionales se elimina el efecto de superposición de estructuras característico de las imágenes 2D. ⁽¹³⁾
- Las imágenes obtenidas son de tamaño real (1:1) a diferencia de la radiografía cefálica lateral. ⁽¹⁰⁾⁽⁴¹⁾
- El Cone Beam es un equipo de pequeño tamaño en comparación con otros equipos y no es tan costoso como los equipos de tomografía convencional. ⁽⁷⁾⁽²⁸⁾⁽⁴³⁾
- La reconstrucción de la data puede ser realizada en un computador personal y además el software está disponible para el usuario, no sólo para el radiólogo. ⁽⁷⁾⁽⁸⁾
- Provee imágenes de resolución submilimétrica gracias a que la imagen está conformada por vóxel isotrópicos a diferencia de la tomografía computarizada convencional. ⁽⁷⁾⁽¹¹⁾⁽²⁸⁾⁽⁴²⁾
- Posee fiabilidad diagnóstica comprobada por estudios de investigación. ⁽²⁸⁾

- Su uso está recomendado en el campo de la ortodoncia para la evaluación de dientes impactados, evaluación de la ATM, estudio de la vía aérea superior, evaluación del crecimiento del macizo facial, determinación de la edad dental, colocación de microimplantes, evaluación pre y post-quirúrgica de los pacientes que requieren cirugía ortognática, evaluación cefalométrica, superposiciones, estudio de modelos, evaluación de resorciones radiculares.
(4)(7)(14)(28)(42)
- Es una radiografía útil no sólo en el campo de la ortodoncia, se utiliza también en la evaluación de pacientes con problemas endodónticos, periodontales y pacientes que requieren cirugía bucal. (7)(14)(45)

Limitaciones

- Debe evaluarse, al igual que antes de indicar cualquier examen radiográfico, el riesgo-beneficio. (28)
- La dosis de radiación es mayor que la requerida para una radiografía panorámica y una radiografía cefálica lateral.
(28)

- La geometría de radiación en la CBCT produce radiación dispersa que puede generar ruido en la imagen resultante. (7)
- No se recomienda como radiografía de rutina en pacientes ortodóncicos. (28)
- Es necesario recibir entrenamiento en la técnica para poder estudiar las radiografías. (28)
- La prescripción de radiografías con CBCT implica la responsabilidad de evaluar no sólo el área de interés sino toda el área obtenida en la imagen. (28)
- Se deben mejorar los algoritmos de reconstrucción y el post-procesamiento de la imagen, proveyendo una mejor resolución en las imágenes, manteniendo la dosis de radiación al paciente lo menor posible. (28)
- Algunos estudios reportan que las mediciones lineales sobre tomografías Cone Beam pueden ser ligeramente menores a las mediciones reales, aunque se considera clínicamente insignificante. (43)
- El volumen de escaneado que ofrecen algunos equipos no es lo suficientemente grande para el estudio de los pacientes ortodóncicos. (44,45)

- La CBCT no ofrece imágenes en las que se pueden medir Unidades Hounsfield, estas varían en el mismo tejido al realizar varios escaneados y se ven afectadas por la posición del tejido en el campo de visión. ⁽⁴⁵⁾

1.4 Equipos y software

1.4.1 Equipos

En la actualidad se han desarrollado centenas de equipos de Cone Beam, cada día buscando crear equipos que brinden comodidad en la realización del examen, que sean sencillos de manejar y buscando siempre el logro de mejores imágenes con menor cantidad de radiación. Sin embargo, se seleccionaron algunos de los equipos más utilizados en materia de investigación y los más conocidos en el mercado. (Ver anexo 2)

3D Accuitomo (Morita) ⁽⁷⁾⁽³³⁾⁽⁴⁶⁾

- Detector tipo flat panel. Al ser un detector plano no hay distorsión en la imágenes hacia los extremos del detector como ocurre en los sistemas análogos en los que hay que

hacer un ajuste de la distorsión después de obtenida la imagen.

- Tamaño del vóxel: 0.125mm a 2mm.
- Los vóxels son isotrópicos, lo cual disminuye la distorsión y la presencia de artefactos en las imágenes.
- Área radiográfica de dos tamaños: 40x40mm y 60x60 mm. En el tamaño ampliado de 60x60mm se mantiene el tamaño del vóxel, lo cual garantiza alta resolución de la imagen.
- La toma de la radiografía se hace con el paciente sentado.
- La resolución de las imágenes es aproximadamente de 2 líneas por mm, lo cual le da un MTF (Función de transferencia de modulación) de 10%.
- El grosor de los cortes puede ajustarse entre 0.125mm y 2mm.
- El tiempo de escaneado es de aproximadamente entre 8,5 y 18 segundos y la dosis de radiación es equivalente a 1,8 radiografías panorámicas.
- La radiación es constante durante el examen.
- No tiene control automático de la exposición.
- El tiempo de reconstrucción primaria es de 0,5 minutos.
- Es un equipo compacto, su tamaño es 1.6 veces el de un panorámico (1620x1200mm)

- Las imágenes ofrecen una amplia escala de grises (12bit: 4096 tonos de gris) lo cual permite una fácil diferenciación entre tejidos duros y blandos.
- El software que trae el equipo es el i-Dixel. (Ver figura 36)



Figura 36. 3D Accuitomo .⁽⁴⁶⁾

NewTom 3G (AFP Imaging)⁽⁷⁾⁽⁴⁷⁾

- Ofrece la posibilidad de adaptar el tamaño del campo de visión a 6", 9" o 12" (cefalométrico).
- Utiliza un sistema pulsado o discontinuo de radiación, lo cual permite obtener las imágenes usando una menor cantidad de radiación que otros equipos de CBCT.

- El nivel o cantidad de radiación se ajusta automáticamente para pacientes adultos y niños, usando 40% menos radiación para un niño.
- La cantidad de radiación para un adulto es de aproximadamente 60 μ Sv.
- El detector de imagen es un intensificador de imagen con una cámara CCD.
- La escala de grises ofrecida es de 12 bit.
- El tamaño del vóxel es de aproximadamente 0.07 a 0.2mm.
- El tiempo de escaneado es de aproximadamente de 5.6 a 36seg.
- El tamaño del volumen de reconstrucción tiene un tamaño desde 10cm. hasta 20cm. dependiendo del tamaño del campo de visión.
- El examen se realiza con el paciente en posición supina.
- Las imágenes obtenidas tienen una proporción 1:1 con el tamaño real de objeto, no hay magnificación de la imagen como en los sistemas convencionales de radiografías.
- El tamaño del punto focal es uno de los más pequeños entre los equipos de Cone Beam, lo cual genera imágenes de mayor calidad.
- El software de reconstrucción que utiliza es el NNT.

- El tiempo de reconstrucción primaria es de 7 a 20 minutos.
(Ver figura 37)



Figura 37. NewTom 3G ⁽⁴⁷⁾

NewTom VGi (AFP imaging) ⁽⁴⁷⁾

- Es un equipo más pequeño que el NewTom 3G, ideal para espacios reducidos.
- La dosis de radiación aproximada para un adulto es de 100 μ Sv.
- El paciente se ubica sentado o de pie durante el examen.
- El tamaño del vóxel puede ajustarse entre 0.3 y 0.125mm según el grado de resolución esperado y es de tipo isométrico.

- La dosis de radiación se ajusta automáticamente para pacientes adultos y niños.
- La radiación es discontinua o pulsada.
- El detector usado es de tipo flat panel.
- El tiempo de escaneado es de aproximadamente 18 seg.
- Escala de grises de 12 bit.
- Campo de visión ajustable.
- Software preinstalado NNT.
- Existe el equipo NewTom Vgi flex, que puede funcionar como centro radiográfico móvil.(Ver figura 38)



Figura 38. NewTom VGi. ⁽⁴⁷⁾

Galileos Comfort (Sirona) ⁽⁷⁾⁽⁴⁸⁾

- El tiempo de escaneado es de aproximadamente 14 segundos y el tiempo de exposición de 2 a 6 segundos.
- La radiación es discontinua o pulsada.
- No tiene control automático de la radiación.
- El tamaño del volumen de escaneado es de hasta 15x15x15 cm.
- El tamaño del vóxel varía entre 0,30 y 0,15mm.
- Ofrece una escala de grises de 12 bit.
- El detector es un sistema de Tecnología Siemens.
- El paciente puede estar de pie o sentado durante el examen.
- Dosis de radiación efectiva de 29 μ sV.
- Existe el equipo Galileos compact, sólo indicado para planificación de implantes, es un equipo más pequeño que el Galileos Comfort.
- Utiliza el software Galaxis 3D.
- La reconstrucción primaria de la imagen toma 4.5min.(Ver figura 39)



Figura 39. Galileos comfort. ⁽⁴⁸⁾

New generation i-CAT (Imaging Sciences International) ⁽⁷⁾⁽³³⁾⁽⁴⁹⁾

- Utiliza un sensor tipo flat panel de 20x25cm.
- Ofrece una escala de grises de 14 bit.
- El tamaño del vóxel es ajustable, ofrecen 0.4, 0.3, 0.25, 0.2 y 0.125mm.
- El tiempo de escaneado es variable, 5, 8.9 o 26.9 segundos.
- La dosis de radiación efectiva varía entre 36 y 74 μ Sv.
- Ofrece un campo de visión ajustable de 4, 6, 8, 10, 13 x16 cm y uno de 17x23cm para uso en cefalometría.
- El paciente se ubica sentado en el equipo.
- La radiación es de tipo pulsada o discontinua.

- Utiliza el software 3DVR, Xoran Cat o iVision.(Ver figura 40)



Figura 40. New generation iCAT. ⁽⁴⁹⁾

Iluma (Imtec Imaging) ⁽⁷⁾⁽⁵⁰⁾

- Utiliza el software ILUMA Vision 3D.
- Utiliza 14 bit en su escala de grises.
- Utiliza un detector tipo flat panel.
- El paciente se ubica sentado durante el examen.
- El tamaño del vóxel es variable, desde 0.4mm hasta 0.0936mm cuando se desea mayor detalle.

- El tiempo de escaneado varía entre 20 y 40 segundos.
- La radiación durante el examen es constante.
- Ofrece control automático de la radiación.
- El volumen de escaneado es de (10-19) x (17-19) cm.
- El tiempo de reconstrucción primaria es de 2.5 minutos. (Ver figura 41)



Figura 41. Iluma. ⁽⁵⁰⁾

CB Mercuray (Hitachi Medical Systems America, Inc) ⁽⁷⁾

- Tamaño del campo de visión ajustable de 6", 9" o 12".
- Detector tipo intensificador de imagen y Cámara CCD.
- El tiempo de escaneado es de 10 segundos.

- Ofrece una escala de grises de 12 bit.
- El tamaño del vóxel es ajustable entre 0.1 y 0.5mm.
- Para el examen el paciente se ubica sentado.
- El software que utiliza es el CBWorks.
- La radiación durante el examen es constante.
- El tiempo para la reconstrucción de la imagen es de 6 minutos.

CB Throne (Hitachi) ⁽¹⁸⁾

- Es el equipo más reciente de Hitachi.
- El tamaño del vóxel usado varía entre 0.1mm y 0.2mm.
- El tamaño del campo de visión es ajustable a 4 o 7”.
- El tiempo de escaneado es de 9.6 segundos.
- El paciente se ubica sentado en el equipo.
- La radiación durante el examen es continua.
- Escala de grises de 12 bit.
- El software que utiliza es el CB Works.(Ver figura 42)



Figura 42. CB Throne. ⁽⁵¹⁾

ProMax 3D (Planmeca) ⁽⁷⁾⁽³³⁾⁽⁵²⁾

- La escala de grises es de 12 bit.
- Utiliza un detector tipo flat panel con un semiconductor de oxido metálico complementario.
- El tamaño del vóxel es de 0.15 mm.
- El paciente se ubica de pie para la realización del examen.
- El software que utiliza es el Romexis 3D explorer.
- El tiempo de escaneado es de 18 segundos.
- La radiación es de tipo pulsada durante el examen.
- No ofrece control automático de la radiación.

- El volumen de escaneado es variable, llegando a un tamaño suficiente para obtener imágenes del complejo craneofacial en algunos de sus equipos.
- La reconstrucción primaria tarda de 1.5 a 3min.
- Ofrecen distintos equipos de CBCT: Promax 3Ds, Promax 3D, Promax 3D Mid, Promax 3dMax y Promax 3D Proface, los cuales ofrecen distintos campos de visión y uso según sea la necesidad del especialista.(Ver figura 43)



Figura 43. Promax 3D. ⁽⁵²⁾

1.4.2 Software

Los software para reconstruir y utilizar las imágenes de Cone Beam son variados, existe un gran número de ellos, y gracias al

avance rápido de la tecnología cada día salen nuevos programas al mercado que buscan ofrecer cada vez más opciones a los especialistas.

Cada uno de los equipos de Cone Beam trae un software básico que permite el manejo de las imágenes. Entre las funciones generales de ellos están:

- Permiten la conversión de los datos en archivos DICOM.
- Se puede obtener con ellos una visualización de los cortes en distintos planos del espacio.
- Permiten obtener imágenes de reformación multiplanar, imágenes segmentadas y proyecciones de máxima intensidad.
- Se pueden obtener cortes de distinto grosor.
- Tienen herramientas para el mejoramiento de la calidad de las imágenes.
- Se pueden obtener imágenes tipo radiografía panorámica.
- En algunos de ellos se puede planificar la colocación de implantes.
- Permiten la observación clara del canal del nervio dentario inferior.

- Permiten realizar mediciones lineales y angulares.
- Se puede navegar por las imágenes en tiempo real.
- Permiten observar varias vistas o varios cortes de la misma zona a la vez.
- Algunos de ellos permiten obtener imágenes de cefálica lateral y posteroanterior para el análisis ortodóncico.

(12)(53)(54)(55)(56)(57)(58)(59)(60)(61)(62)(63)(64)

Existen otros software que son elaborados para ser utilizados con fines más específicos dentro de las distintas especialidades de la odontología, entre ellos resaltan los software para diagnóstico de pacientes quirúrgicos y para diagnóstico ortodóncico.

Entre los software utilizados en el campo de la cirugía bucal y maxilofacial están: Dolphin, InVivo5, SimPlant, NobelGuide, Implant 3D, Virtual Implant Placement, CAD Implant, Implant Master, Amira, Maxilim y BioDental Model System. (Ver figura

44)

(12)(53)(54)(55)(56)(57)(58)(59)(60)(61)

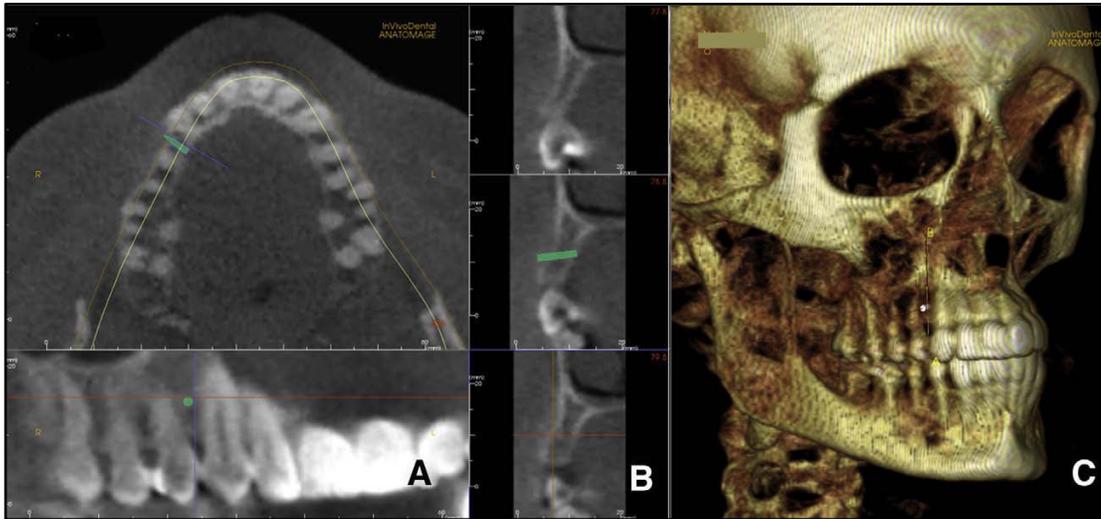


Figura 44. Estudio para colocación de implante usando InVivo. ⁽¹²⁾

Estos programas permiten la observación y medición de la ubicación de dientes retenidos, planificación de implantes convencionales y microimplantes, evaluación de senos maxilares, predicción quirúrgica para pacientes que requieren cirugía ortognática y planificación de cirugía para elaboración de guías quirúrgicas. ⁽¹²⁾

Los programas más utilizados para el diagnóstico y planificación del tratamiento ortodóncico son: ViewBox, Dolphin, Maxilim, 3dMDvultus e InVivo 5. ⁽⁵³⁾⁽⁵⁴⁾⁽⁶²⁾⁽⁶³⁾⁽⁶⁴⁾

Estos software tienen diferentes funciones disponibles dentro del campo de estudio del paciente ortodóncico:

- Realizar trazados cefalométricos digitales en imágenes de cefálica lateral y posteroanterior.
- Permiten la realización de la predicción quirúrgica.
- Se puede realizar el estudio de modelos digitales.
- Permiten la realización de superposiciones de imágenes para evaluación de cambios en el paciente por crecimiento y por tratamiento.
- Se puede realizar la superposición de fotografías sobre las imágenes radiográficas.
- Permiten realizar mediciones y estudio de las vías aéreas.
(Ver figuras 45 y 46) ⁽⁵³⁾⁽⁵⁴⁾⁽⁶²⁾⁽⁶³⁾⁽⁶⁴⁾

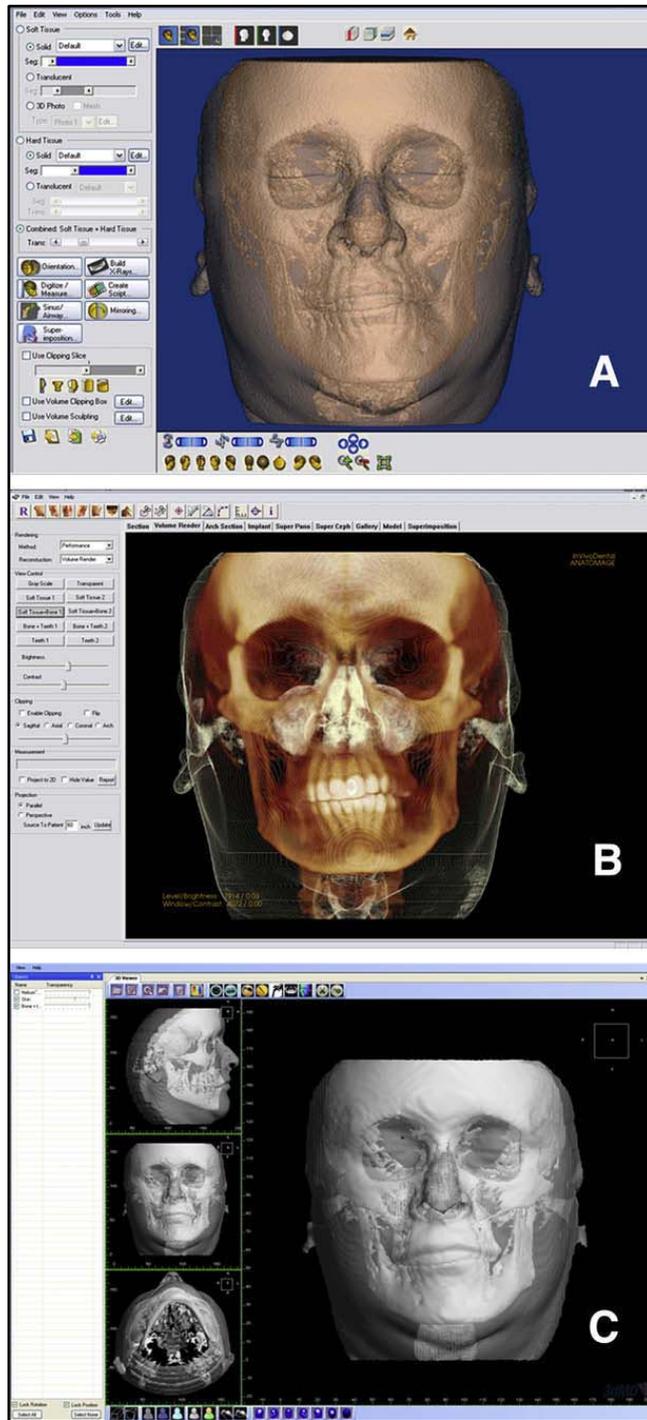


Figura 45. Diferentes modos de visualización en 3 software usando filtros para visualización de tejido blando y duro. A. Dolphin . B. InVivo dental. C.3dMDvultus ⁽¹²⁾

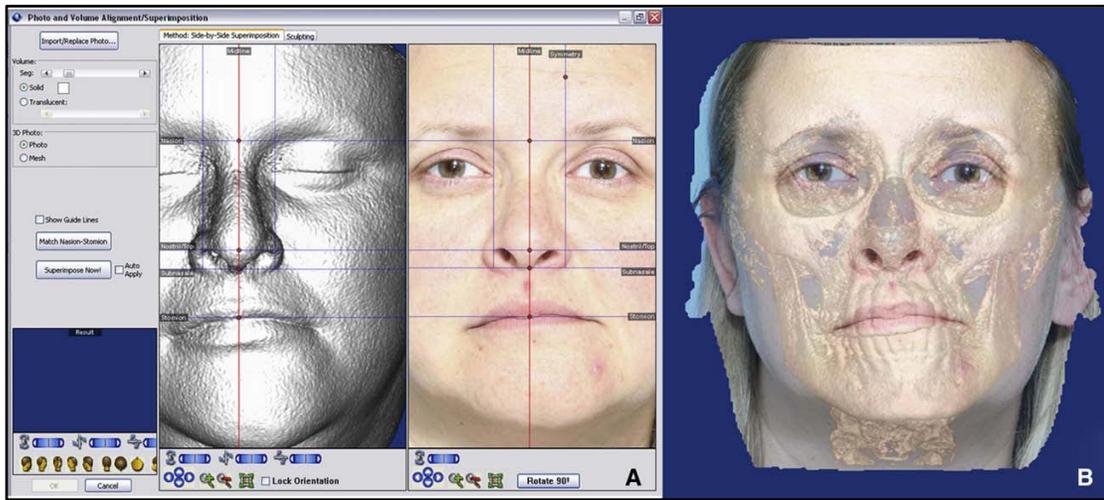


Figura 46. Superposición de fotografías sobre la data de CBCT usando software Dolphin. ⁽¹²⁾

2. Aplicaciones de la Tomografía Computarizada Cone Beam en Ortodoncia.

2.1 Evaluación de la posición de las raíces

Uno de los principales objetivos del tratamiento ortodóncico es corregir la posición de los dientes en los tres planos del espacio, de manera de alcanzar una posición adecuada dentro de las medidas cefalométricas y que brinde una oclusión aceptable. Una de las claves de un diente posicionado idealmente es una adecuada inclinación mesiodistal o tip. ⁽⁶⁵⁾

La radiografía panorámica es utilizada de rutina por ortodoncistas para observar dientes presentes y perdidos, dientes supernumerarios, longitud y alineación radicular e identificar alteraciones a nivel de la ATM. Además, es usualmente utilizada para evaluar la alineación radicular durante el tratamiento, si se observa alguna alteración en el paralelismo de las raíces en la radiografía se pueden recementar los brackets en una nueva posición que corrija la malposición de la raíz. ⁽⁶⁵⁾⁽⁶⁶⁾

Xie y cols, realizaron un estudio en el año 1996, en el que concluyeron que la radiografía panorámica provee una representación bidimensional distorsionada de un objeto tridimensional. En principio, las radiografías son más adecuadas para su interpretación y medición cuando el objeto y la película se encuentran paralelos entre si y perpendiculares a los rayos X. La radiografía panorámica no es una excepción a esta regla. ⁽⁶⁵⁾

Aparentemente existen grandes discrepancias entre la dirección del haz utilizada y la dirección óptima, especialmente a nivel de premolares. La superposición de las imágenes de los dientes es más marcada a este nivel. ⁽⁶⁵⁾

La posición de la cabeza, la geometría del paciente y los parámetros rotacionales del equipo de rayos X pueden producir efectos que no representan exactamente al paciente. Cuando los rayos no inciden de manera perpendicular, en sentido horizontal, las imágenes de los dientes adyacentes que poseen diferencias en su angulación bucolingual (torque) puede crear una falsa percepción de que hay una mal alineación en sentido mesiodistal (tip), la zona más susceptible a este efecto es la zona premolar y de los caninos. ⁽⁶⁵⁾

Así pues, el uso de la radiografía panorámica para evaluar las angulaciones radiculares en casos de extracciones es de un valor dudoso. ⁽⁶⁵⁾

Peck y cols en el 2007 realizaron un estudio que tuvo como objetivo determinar si la radiografía panorámica ofrece precisión al evaluar la alineación radicular y compararla con las imágenes obtenidas con tomografía computarizada Cone Beam. Utilizaron radiografías panorámicas, tomografías computarizadas Cone Beam y modelos de dos hombres y tres mujeres. Midieron la distancia entre marcadores radiopacos colocados en la boca de los pacientes para observar la precisión en el tamaño de las imágenes y luego hicieron mediciones para evaluar la angulación radicular. ⁽⁶⁵⁾

Como resultado obtuvieron que la medida entre los puntos radiopacos colocados en la boca de los pacientes fue más precisa en la imagen obtenida con Cone Beam que con la proyección convencional de panorámica. Al evaluar la angulación radicular obtuvieron que en la radiografía panorámica convencional, en el área maxilar la mayor distancia o angulación de las raíces se observó a nivel del canino y premolar. Esto indica que los caninos y premolares tienden a mostrar una mayor

divergencia de las raíces en la panorámica que la que realmente existe. De esta manera, cuando observamos las raíces de estos dientes paralelas en la panorámica puede existir una excesiva convergencia de las raíces del canino y primer premolar. ⁽⁶⁵⁾

También se observó en la panorámica una falsa impresión de que los dientes anteriores estaban inclinados hacia mesial y los posteriores hacia distal. En la mandíbula los resultados no fueron simétricos bilateralmente, con la mayoría de los dientes mostrando una inclinación mesial. ⁽⁶⁵⁾

Como conclusión general obtuvieron que la radiografía panorámica es una buena imagen diagnóstica pero no brinda información precisa sobre la angulación radicular, particularmente en la zona de caninos y premolares. La imagen obtenida por CBCT es una alternativa que ofrece precisión en la evaluación de la posición de las raíces dentales. ⁽⁶⁵⁾

Owens y Johal, realizaron un estudio en el año 2007 con el objetivo de probar la hipótesis de que no existe diferencia entre la angulación mesiodistal real de los dientes y la angulación mesiodistal medida en una radiografía panorámica. Utilizaron un typodont con oclusión Clase I, se le colocaron piezas de alambre

siguiendo el eje largo de los dientes y fue colocado dentro de un cráneo humano natural, se le colocaron brackets y un arco para poder medir las angulaciones. Se tomaron las medidas reales en el cráneo, luego se tomó la radiografía panorámica y se midió la angulación mesiodistal nuevamente. Posterior a eso se modificó la angulación mesiodistal de los dientes y se realizaron nuevas mediciones. ⁽⁶⁶⁾

Como resultado obtuvieron que la hipótesis fue rechazada. Existe una variación significativa entre la angulación obtenida en la radiografía y la angulación real medida en el cráneo. ⁽⁶⁶⁾

Algunas zonas son más afectadas que otras, en el maxilar superior la zona de caninos y premolares es la más alterada, observándose divergencia de las raíces en la imagen de la panorámica y en el cráneo las raíces se encuentran paralelas; en la mandíbula es la zona de incisivos y caninos, en la que se observa una convergencia de las raíces en la imagen radiográfica cuando realmente no existe. Se puede concluir entonces que la radiografía panorámica es una herramienta útil, más debe ser utilizada con cautela a la hora de interpretar la angulación mesiodistal de los dientes. ⁽⁶⁶⁾

Leuzinger y cols, realizaron un estudio publicado en el 2010 con el objetivo de determinar si la radiografía panorámica muestra la angulación mesiodistal real que existe entre los dientes. Se utilizaron radiografías panorámicas de 22 pacientes cercanos a la finalización de su tratamiento de ortodoncia, en los pacientes en donde se observó en la radiografía panorámica que había dos raíces en aparente contacto se tomó la tomografía Cone beam para mostrar la relación real entre las raíces. ⁽⁶⁷⁾

Como resultado se obtuvo que de 47 zonas en las que se observó aparente contacto de raíces en la radiografía panorámica, sólo 5 presentaron un contacto real entre ellas, es decir que 89% de los diagnósticos realizados con la radiografía panorámica fueron errados. Se concluyó que la radiografía panorámica puede sobrestimar la cercanía de las raíces, sin embargo, la CBCT sólo debe indicarse en los casos que lo ameriten. (Ver figura 47) ⁽⁶⁷⁾

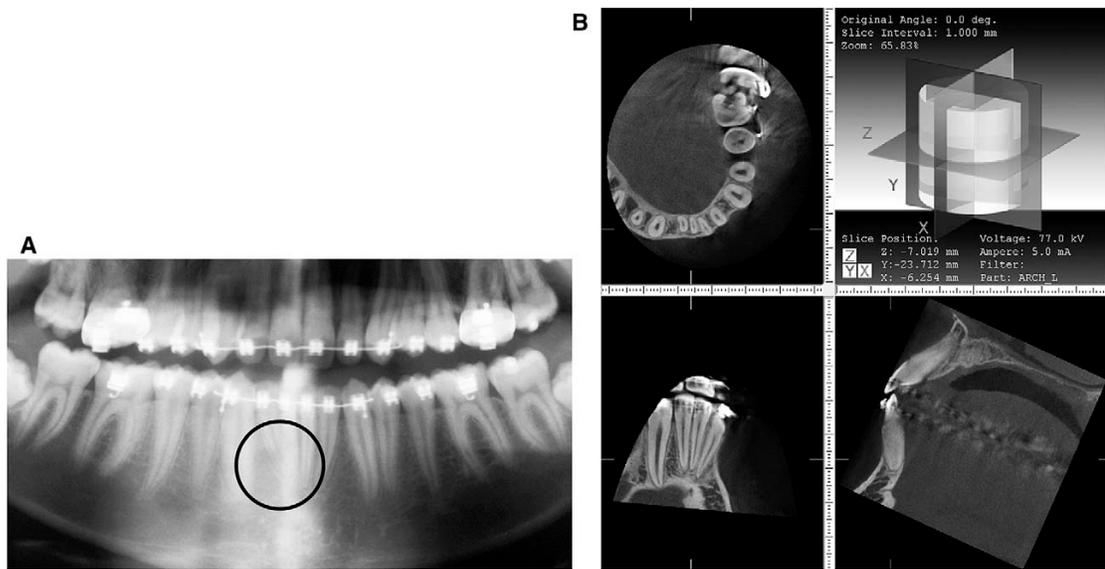


Figura 47. Evaluación de la posición de las raíces. A. Radiografía panorámica en donde se aprecia contacto entre el incisivo central y lateral inferior derecho. B. CBCT del mismo paciente donde se observa que no existe contacto real entre las raíces.⁽⁶⁷⁾

2.2 Cefalometría

Los patrones craneofaciales de los humanos fueron estudiados y analizados por primera vez por los antropólogos y anatomistas, quienes estudiaron las dimensiones de cráneos secos antiguos.⁽⁴¹⁾

Las primeras medidas obtenidas de estos patrones craneofaciales estaban basadas en puntos óseos (craneometría). Con el tiempo, las medidas comenzaron a realizarse sobre sujetos vivos utilizando la palpación o presionando sobre los

tejidos, y con la invención de los rayos X las medidas comenzaron a realizarse sobre radiografías cefalométricas. ⁽⁴¹⁾

Las radiografías bidimensionales utilizadas tradicionalmente para el análisis cefalométrico presentan algunos errores de proyección, entre ellos la magnificación y la distorsión. La magnificación se va a producir porque el haz de radiación se origina desde una fuente que no es paralela a todos los puntos del objeto examinado y la distorsión ocurre debido a los diferentes grados de magnificación entre varios planos. ⁽⁴¹⁾⁽⁶⁸⁾

En la CBCT la proyección es de tipo ortogonal, lo cual indica que el haz de radiación tiene sus rayos aproximadamente paralelos entre sí, y como el objeto está cerca del sensor existe poco efecto de distorsión en la proyección. Además lo poco que pueda haber de este efecto es manejado por el software resultando una imagen proporcional 1:1 con el objeto. ⁽²⁾

Aunque muchos de los puntos usados en el análisis cefalométrico se encuentran localizados en el plano sagital medio, algunos puntos y algunas estructuras útiles se ven afectadas por la distorsión debido a su ubicación a distintas profundidades en el campo. ⁽⁴¹⁾

Otros de los problemas relacionados a las radiografías cefalométricas son las superposiciones de estructuras anatómicas, los artefactos en las imágenes y errores en la posición de la cabeza. ⁽⁶⁾

La cefalometría ha sido usada en la planificación de los tratamientos de ortodoncia por más de 75 años. Durante este tiempo se han utilizado imágenes 2D para obtener información diagnóstica. ⁽⁶⁹⁾

La ortodoncia hoy día se mueve hacia el uso de imágenes 3D, lo cual hace lógico pensar en descartar la información del pasado. Sin embargo, el uso de las imágenes obtenidas con CBCT para obtener mediciones cefalométricas se ha estado estudiando con la finalidad de conocer la precisión y la fiabilidad con respecto a las mediciones reales. ⁽⁶⁹⁾

Para hacer más fácil la transición de los estudios 2D a los realizados en imágenes 3D, distintos software y métodos de reconstrucción de imágenes han sido desarrollados para permitir obtener imágenes o cortes semejantes a los obtenidos en la radiografía cefálica lateral convencional. (Ver figura 48) ⁽⁶⁹⁾

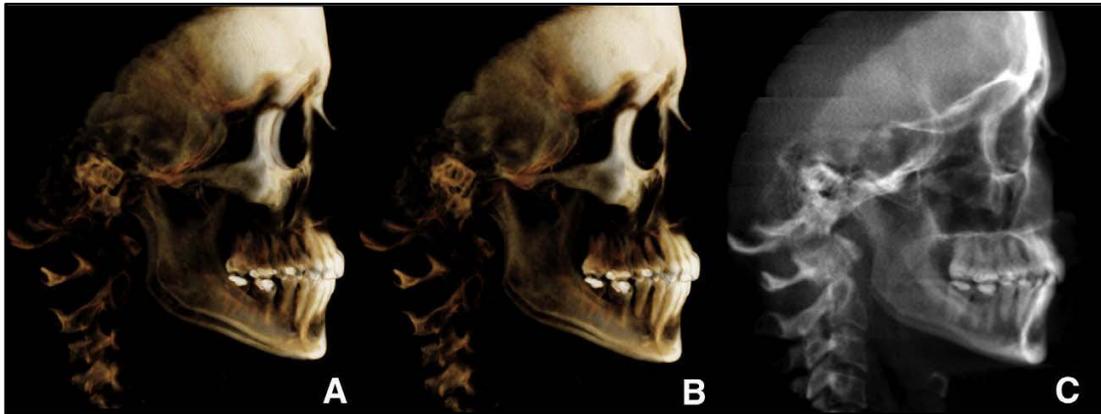


Figura 48. Proceso de obtención de imagen cefálica lateral en CBCT. A. Imagen sin orientación de la cabeza. B. Imagen con plano de Frankfurt paralelo al piso. C. Imagen cefálica lateral final. ⁽¹²⁾

La técnica de reconstrucción de “Suma de Rayos o Ray Sum” ha sido reportada como el método para simular imágenes cefalométricas desde una data de CBCT. Por esta razón se le denomina el “cefalograma virtual”. ⁽⁶⁹⁾

Sin embargo, otros investigadores han detectado ciertas fallas en la ubicación de puntos asociados a superficies con el uso de “Ray Sum” y por ello recomiendan el uso combinado de estas con proyecciones de máxima intensidad (MIP) ya que permiten la visibilidad de puntos ubicados en superficies curvas, orificios y estructuras delgadas. (Ver figura 49) ⁽²⁴⁾

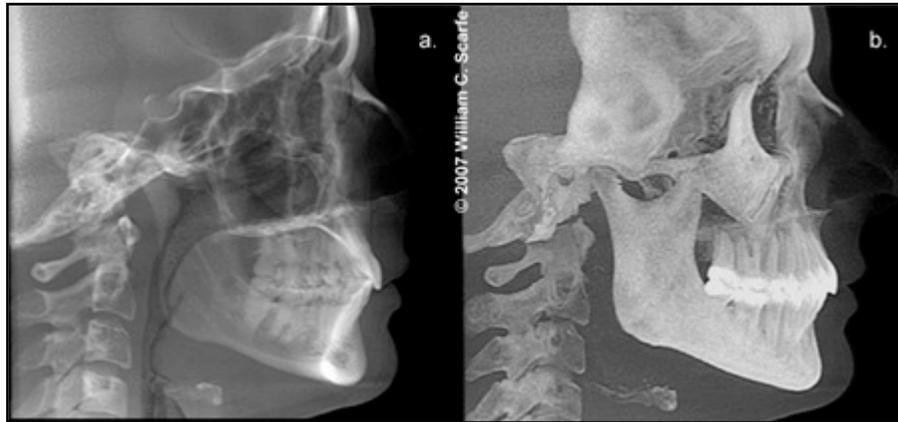


Figura 49. Comparación de modos de visualización para observación de cefálica lateral. a. Técnica Ray Sum. b. Técnica MIP. ⁽²⁴⁾

Otra técnica que permite obtener imágenes semejantes a la cefálica lateral a partir de imágenes de CBCT es el uso del detector del equipo de Cone Beam como un panel digital realizando sólo una proyección acercando al paciente al detector y alejándolo de la fuente de radiación. ⁽⁶⁹⁾

Durante los últimos años distintos investigadores se han interesado por estudiar la fiabilidad y precisión en la ubicación y medición de puntos cefalométricos sobre imágenes obtenidas con CBCT para determinar si es recomendable sustituir las imágenes convencionales, dejando atrás los errores y las dificultades que ofrece el manejo de imágenes 2D para el estudio de objetos y problemas tridimensionales.

Moshiri y cols realizaron un estudio en el 2007, el cual tuvo como objetivo cuantificar la precisión en las mediciones cefalométricas sobre imágenes obtenidas con CBCT usando la técnica de “Ray Sum”, imágenes scout de CBCT y un corte de CBCT, comparado con una radiografía cefálica convencional captada con un detector PSP (fósforo fotoestimulable) y con las mediciones directamente sobre el cráneo. ⁽⁶⁹⁾

Utilizaron 23 cráneos secos con dentición completa, oclusión estable y reproducible. Se seleccionaron 15 puntos anatómicos, 4 de ellos bilaterales y fueron ubicados en el cráneo. Se hicieron las mediciones entre los puntos directamente sobre el cráneo para obtener las medidas reales. Se obtuvieron las imágenes de CBCT y se usaron los tres métodos nombrados para obtener imágenes de cefálica lateral a partir del uso de imágenes de CBCT y se tomó una radiografía cefálica convencional. ⁽⁶⁹⁾

Se realizó la ubicación de puntos cefalométricos y se realizaron las mismas mediciones que se habían hecho sobre los cráneos. ⁽⁶⁹⁾

Como resultado obtuvieron que para la mayoría de las mediciones cefalométricas en el plano sagital, las mediciones

obtenidas a partir de CBCT fueron más fiables y precisas que las obtenidas con imágenes convencionales. Las imágenes obtenidas por CBCT con el scout fueron menos fiables que las obtenidas con CBCT por otros métodos de reconstrucción. La reconstrucción con “Ray Sum” no brindó ningún beneficio adicional a las imágenes obtenidas con CBCT por los otros dos métodos. ⁽⁶⁹⁾

Cattaneo y cols. realizaron un estudio en el 2008 buscando comparar las mediciones realizadas sobre radiografías cefálicas convencionales e imágenes obtenidas por CBCT. Utilizaron las imágenes de 37 pacientes que tenían radiografías convencionales y un examen de CBCT. Concluyeron que la CBCT puede perfectamente ser utilizada para realizar la cefalometría y así sustituir a las cefálicas convencionales. ⁽⁴⁾

Kumar y cols realizaron un estudio en el año 2008 sobre pacientes, y concluyeron que las mediciones realizadas sobre imágenes de CBCT son fiables, por lo que no se deben indicar radiografías cefálicas laterales cuando ya el paciente tiene indicación de tomografía Cone Beam. ⁽⁷⁰⁾

Lagràvere y cols. publicaron un estudio en el año 2008 con el propósito de evaluar la precisión en las mediciones hechas sobre imágenes de CBCT con un campo de visión de 9 y 11 pulgadas comparándola con las mediciones hechas con equipo medidor de coordenadas que define el estándar de oro. Se utilizó una mandíbula a la cual se le colocaron marcadores, se tomaron mediciones lineales y angulares con el equipo de medición y se tomaron radiografías con CBCT (Equipo NewTom 3G) usando imágenes de 9 y 11 pulgadas. Se realizaron las mismas mediciones sobre las imágenes de CBCT y se compararon. ⁽⁴¹⁾

Como conclusión obtuvieron que la correlación entre las mediciones del equipo utilizado como estándar de oro y las mediciones en las imágenes de CBCT fueron prácticamente perfectas, por lo que se concluye que las imágenes obtenidas con CBCT en el equipo NewTom 3G presentan proporción 1:1, es decir que tienen el tamaño real del objeto. ⁽⁴¹⁾

Periago y cols. realizaron un estudio en el año 2008 con el objetivo de comparar la precisión de las mediciones lineales realizadas sobre imágenes de CBCT en comparación con las mediciones reales realizadas sobre cráneos humanos directamente. ⁽²⁶⁾

Utilizaron 20 puntos anatómicos en 23 cráneos humanos secos y se tomaron las medidas con un calibrador digital. Se tomaron las imágenes con CBCT y se utilizó el software Dolphin 3D para su reconstrucción, se tomaron las mismas medidas que se hicieron sobre el cráneo seco y se compararon. ⁽²⁶⁾

Como resultado obtuvieron que las mediciones realizadas sobre imágenes de CBCT presentaron diferencias pequeñas con respecto a las mediciones reales, sin embargo, no son clínicamente significativas por lo que se consideran suficientemente precisas para el análisis cráneo facial. ⁽²⁶⁾

Muramatsu y cols. realizaron un estudio publicado en el 2008 con la finalidad de evaluar la reproductibilidad de la ubicación de puntos ubicados en imágenes de CBCT utilizando una elipse de confianza de 95% para proponer un sistema de coordenadas suficientemente estable para la realización de mediciones. ⁽⁷¹⁾

Seis odontólogos ubicaron 19 puntos dos veces sobre las imágenes 3D. Se utilizaron gráficas de dispersión y elipses de confianza en 3D para evaluar la reproductibilidad de la ubicación de puntos. Como resultado obtuvieron que es posible crear planos y sistemas de coordenadas para realizar los estudios con

CBCT, proponen el uso de los puntos Porion, Basion y Orbital como puntos base para la creación del sistema de coordenadas, siendo estos puntos más bajos que Nasion y Silla, logrando así no irradiar la parte superior de la cabeza cuando no sea necesario. ⁽⁷¹⁾

Berco y cols realizaron un estudio publicado en el 2009, el cual tuvo como objetivo determinar la precisión de las mediciones obtenidas a partir de imágenes con CBCT sobre cráneos humanos secos. Se tomaron las tomografías Cone Beam y se varió la posición del cráneo. Se realizaron las mediciones directamente sobre el cráneo y sobre las imágenes. ⁽⁶⁾

Como resultado se obtuvo que las imágenes obtenidas con CBCT son fiables y precisas para la realización de mediciones cefalométricas y que aunque se varíe la posición de la cabeza las mediciones no se ven afectadas. ⁽⁶⁾

Lamichane y cols, realizaron un estudio en el 2009 que tuvo como objetivo determinar si las imágenes bidimensionales obtenidas usando un equipo iCAT de Cone Beam puede sustituir a las radiografías cefálicas convencionales. ⁽⁷²⁾

Utilizaron un modelo confeccionado con láminas de acrílico y con los puntos anatómicos a medir en acero inoxidable. Se tomaron las proyecciones de cefálica lateral y posteroanterior convencionales y luego se realizó una toma con CBCT y se hizo la reconstrucción de las dos proyecciones usando magnificación del 10% y sin magnificación de las imágenes. Se realizaron las mediciones digital y manualmente entre los distintos puntos seleccionados en todas las radiografías. ⁽⁷²⁾

Como resultado se obtuvo que las medidas realizadas sobre las imágenes sin magnificación obtenidas con CBCT tienen una alta correlación con las medidas realizadas sobre el modelo. Las imágenes por CBCT con magnificación presentan mediciones semejantes a las obtenidas en las radiografías cefálicas convencionales. ⁽⁷²⁾

Ludlow y cols realizaron un estudio en el año 2009 con la finalidad de comparar la precisión en la ubicación de puntos cefalométricos usando reformación multiplanar (MPR) en imágenes de CBCT y radiografías cefálicas laterales convencionales. ⁽¹¹⁾

Utilizaron 20 pacientes prequirúrgicos a los que se les indicó una CBCT y una radiografía cefálica lateral, se ubicaron los puntos cefalométricos a evaluar y se realizaron las mediciones en todas las radiografías. ⁽¹¹⁾

Se concluyó que las imágenes de Cone Beam usando MPR (reformación multiplanar) proveen por lo general una identificación más precisa de los puntos cefalométricos tradicionales. Se logró una ubicación más precisa de los puntos condilar, gonion y orbital, lo cual supera la dificultad hallada en las radiografías convencionales de superposición de estructuras en estos puntos. Sin embargo, algunos puntos mediolaterales no fueron ubicados tan precisamente, lo cual pudiera deberse a una inadecuada definición de los puntos en 3D. ⁽¹¹⁾

Ballrick y cols. realizaron un estudio publicado en el año 2010 con el objetivo de evaluar las imágenes obtenidas por medio del uso del equipo i-CAT en cuanto a la fiabilidad de las mediciones y resolución espacial. Usaron un modelo con marcadores de cromo colocados en posiciones específicas separados entre sí 5mm. Se realizó el escaneado del modelo y fue evaluado por los expertos. ⁽⁴³⁾

Como resultado se obtuvo que hubo diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones sobre el modelo y las mediciones sobre la imagen, sin embargo no fueron clínicamente significativas. ⁽⁴³⁾

Grauer y cols, publicaron un estudio en el año 2010, con la finalidad de evaluar las diferencias en la ubicación de puntos cefalométricos en imágenes CBCT y cefálicas laterales digitalizadas y estimar cuanta variación debe ser tomada en cuenta cuando se utilizan ambas modalidades en un mismo estudio longitudinal. (Ver figura 50)⁽⁷³⁾

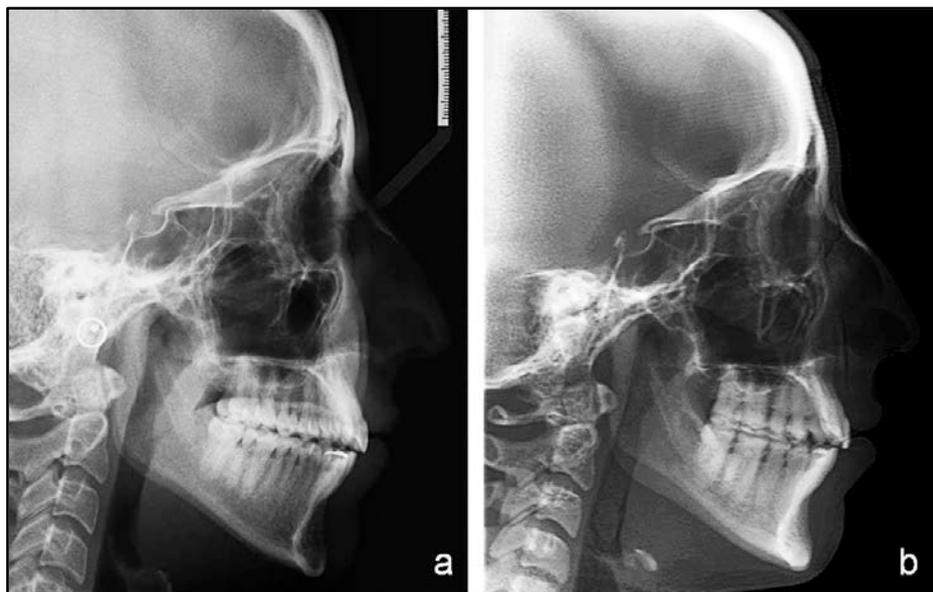


Figura 50. Cefálica lateral digital (a) y Cefálica lateral con CBCT (b) ⁽⁷³⁾

Se ubicaron puntos cefalométricos y se realizaron mediciones en las dos modalidades de radiografías. Concluyeron que no existe como tal diferencia al comparar cada grupo de radiografías, sin embargo no se deben combinar las dos modalidades al hacer estudios longitudinales ya que las diferencias entre ellas son significativas. ⁽⁷³⁾

Lagravère y cols realizaron un estudio publicado en el año 2010, con la finalidad de determinar y comparar la fiabilidad intra e interexaminador de la ubicación de puntos cefalométricos en imágenes de cefálica lateral convencional e imágenes obtenidas con CBCT. Utilizaron 10 radiografías cefálicas laterales digitalizadas y 10 registros tomados con CBCT de pacientes adolescentes. ⁽⁶⁸⁾

Tres investigadores ubicaron puntos cefalométricos comunes en todas las imágenes y se evaluó la precisión en la ubicación de los puntos. Como resultado obtuvieron que la fiabilidad en la ubicación de los puntos cefalométricos es alta tanto inter como intraexaminador, en la cefálica lateral convencional y en CBCT. En la cefálica lateral se observó dificultad en la ubicación de puntos como espina nasal posterior, cóndilo, gonion, porion y basion. En la CBCT la mayor dificultad estuvo en la identificación

de puntos ubicados en superficies curvas como porion, orbital, cóndilo y gonion. ⁽⁶⁸⁾

Concluyeron que la fiabilidad en la ubicación de puntos en la CBCT fue alta, sin embargo los clínicos e investigadores deben estudiar aun más el uso de esta herramienta diagnóstica. ⁽⁶⁸⁾

2.3 Evaluación de dientes retenidos

La prevalencia de las retenciones dentarias aumenta con la evolución del ser humano, dada la involución que están sufriendo los maxilares y que es debida, entre otras causas, al cambio de alimentación experimentado en los últimos siglos hacia dietas blandas que hacen innecesario un aparato masticatorio potente. ⁽⁷⁴⁾

En nuestro siglo, en la población general, la prevalencia de dientes permanentes impactados incluyendo los terceros molares, oscila entre el 10 y el 25% dependiendo de la población analizada. ⁽⁷⁴⁾

Los caninos permanentes maxilares son después de los terceros molares los dientes más frecuentemente impactados. Su

frecuencia de impactación oscila entre 1 y 2.2% con variaciones según las distintas etnias. ⁽⁷⁵⁾⁽⁷⁶⁾

Cuando se presenta un canino impactado, frecuentemente se requiere de la intervención en equipo del ortodoncista y el Cirujano. La decisión de traccionar el canino depende de numerosos factores, entre ellos la localización del diente, pronóstico de la intervención del diente impactado y de sus vecinos, accesibilidad quirúrgica, impacto del tratamiento sobre la oclusión final y daños que se puedan causar durante el acto quirúrgico. ⁽⁷⁶⁾

La detección y control radiográfico temprano de los caninos en posición ectópica es de gran importancia para evitar las resorciones de los incisivos adyacentes y para planificar e iniciar el tratamiento en el momento adecuado. Se debe contar con un examen clínico periódico, y en muchos casos es necesario indicar control radiográfico adicional. ⁽⁷⁵⁾

Tradicionalmente las radiografías diagnósticas para estos casos incluyen radiografías periapicales, oclusales y radiografías panorámicas. ⁽⁷⁶⁾

Algunas veces cuando el diente está impactado por vestibular se puede hacer su palpación directa en la zona, si el diente está posicionado en el centro del hueso alveolar es necesario valerse de dos radiografías periapicales realizadas con la técnica de Clark para determinar la localización del mismo. Muchas veces se requiere de otras radiografías como la radiografía panorámica o la radiografía oclusal para determinar la posición del diente. (76)

Debido a la necesidad de una ubicación exacta de los dientes impactados para la planificación de los tratamientos ortodóncicos se han utilizado técnicas más precisas como la tomografía computarizada, sin embargo, esta técnica es costosa y requiere una alta dosis de radiación en el paciente. Con la llegada de nuevo métodos como la tomografía computarizada Cone Beam se tiene la posibilidad de obtener imágenes que permiten ubicar el diente tridimensionalmente con una menor dosis de radiación. (76)

Nakajima y cols en el 2005 realizaron un estudio que tuvo como objetivo demostrar la efectividad de las imágenes generadas por el sistema de tomografía computarizada Cone Beam en el diagnóstico ortodóncico y planificación de

tratamiento utilizando casos de pacientes que presentaban dientes impactados y alteraciones de la ATM. ⁽⁷⁷⁾

Como conclusión se demostró la efectividad en el diagnóstico y planificación de tratamiento por medio del uso de imágenes obtenidas con CBCT. Obtuvieron en un solo examen la posibilidad de ver fácilmente el diente impactado en los tres planos del espacio. Esta visualización previa al tratamiento permite al ortodoncista planificar con precisión el tratamiento ideal para el paciente, pudiendo tomar la decisión desde un principio de la extracción o no del diente retenido o de alguno de sus vecinos que pudiera haber sufrido de una resorción radicular. ⁽⁷⁷⁾

Además, al tomar la decisión de extraer, el cirujano puede estudiar detalladamente la cirugía a realizar removiendo la menor cantidad de tejido óseo posible gracias a la precisión del examen radiográfico, y si no se toma la decisión de extraer, el ortodoncista puede estudiar cuál es el movimiento que necesita para lograr la erupción forzada del canino impactado rápida y sin causar lesiones a dientes vecinos. ⁽⁷⁷⁾⁽⁷⁸⁾

Haney y cols. , publicaron un estudio en el año 2010, el cual tuvo como objetivo comparar las diferencias en el diagnóstico y planificación del tratamiento de caninos superiores impactados usando dos métodos radiográficos. ⁽⁷⁶⁾

Se utilizaron 25 casos de pacientes con caninos superiores impactados con dos sets de radiografías, el primero consistía en imágenes 2D tradicionales como la radiografía panorámica, radiografía oclusal y dos radiografías periapicales; el segundo set era un examen realizado con un equipo de Cone Beam. Siete expertos observaron todas las imágenes y completaron un cuestionario sobre el diagnóstico con respecto a la posición del canino impactado y la planificación del tratamiento para cada uno de ellos. (Ver figuras 51 y 52)⁽⁷⁶⁾



Figura 51. Imágenes convencionales de canino impactado. A. Radiografías periapicales. B. Radiografía panorámica. ⁽⁷⁶⁾



Figura 52. Canino impactado en CBCT. ⁽⁷⁶⁾

Como resultado obtuvieron un 21% de discrepancia en la ubicación de la cúspide del canino, 16% de discrepancia en la posición vestibulolingual del diente y 36% de discrepancia en cuanto a la presencia o no de resorciones radiculares en los dientes vecinos. Un 27% de los dientes fueron planificados para ser extraídos al observarse en las radiografías 2D, y el tratamiento planificado al observar los mismos dientes en la imágenes de CBCT fue otro para una parte de ellos. Se concluyó que el uso de imágenes 2D y 3D en la planificación del tratamiento de caninos impactados produce diferentes diagnósticos y planes de tratamiento. ⁽⁷⁶⁾

La planificación exitosa de la cirugía en un diente impactado depende de la precisión en su localización y en entender la orientación, profundidad, angulación y la proximidad con otras estructuras anatómicas. La proyección de máxima intensidad (MIP) en la CBCT es de gran valor en el estudio de dientes impactados, brindándole al clínico la posibilidad de obtener múltiples imágenes 3D en varios ángulos con elevada calidad de imagen. ⁽²⁴⁾

En conclusión, la CBCT provee información esencial para un mejor manejo de los caninos superiores impactados. El entendimiento de la ubicación espacial del mismo facilita las decisiones clínicas y orienta al profesional hacia un correcto diagnóstico y un tratamiento con mayor éxito. ⁽⁷⁸⁾⁽⁷⁹⁾

2.4 Evaluación de la articulación temporomandibular (ATM)

En algunas ocasiones, están indicadas radiografías de ATM en el paciente ortodóncico como radiografía para evaluación previa al tratamiento e incluso después del mismo. ⁽²⁰⁾

Algunas condiciones que afectan a la ATM pueden producir deformaciones esqueléticas, maloclusiones, disfunción

masticatoria o desarreglos del disco articular. La radiografía panorámica, las proyecciones transcraneanas y la tomografía son las más utilizadas en el estudio de la ATM por la disponibilidad, sin embargo, se conoce que la radiografía panorámica no ofrece la calidad de imagen que se necesita para un estudio de la articulación, y en el caso de la tomografía presenta una calidad de imagen excelente pero es una imagen costosa, con un alto nivel de radiación para el paciente. ⁽²⁰⁾⁽⁸⁰⁾

Otra técnica que permite evaluar la ATM es la CBCT, que ofrece una visualización del cóndilo y de la fosa articular en múltiples planos con un solo escaneado, y permite observar cambios anatómicos que antes no se podían observar en radiografías convencionales. ⁽²⁰⁾⁽⁴⁰⁾⁽⁷⁸⁾

Con el surgimiento de la CBCT se han realizado distintos estudios para evaluar este método de observación de la ATM, entre ellos se encuentra el estudio realizado por Hilgers y cols en el 2005, el cual tuvo como propósito desarrollar proyecciones de CBCT que permitieran observar la morfología de la ATM y comparar la exactitud y precisión de las medidas obtenidas con imágenes digitales sobre placas PSP. ⁽²⁰⁾

Se utilizaron 25 cráneos y se simuló el tejido blando con globos de látex rellenos con agua que cubrían al cráneo, y el disco articular fue simulado con un relleno de goma espuma. Se tomaron proyecciones cefálica lateral, posteroanterior y submentovertex con la técnica de imagen digital y se realizó una toma con CBCT del cráneo. ⁽²⁰⁾

Se establecieron 11 puntos anatómicos y se tomaron medidas lineales entre ciertos puntos con un calibrador digital. Como resultado obtuvieron que las imágenes obtenidas con CBCT son de mayor calidad. Las medidas obtenidas en ellas fueron notablemente más precisas que las obtenidas en las imágenes digitales con PSP. ⁽²⁰⁾

Nakajima y cols, en el 2005, realizaron un estudio que tuvo como objetivo demostrar la efectividad de las imágenes generadas por el sistema de tomografía computarizada Cone Beam en el diagnóstico ortodóncico y planificación de tratamiento utilizando casos de pacientes que presentaban dientes impactados y alteraciones de la ATM. ⁽⁷⁷⁾

En cuanto al estudio de la ATM concluyeron que la radiografía panorámica tiene un valor limitado en su observación, con el uso

de la CBCT se observaron alteraciones en el cóndilo que no habían podido ser observados en la radiografía panorámica y que tuvieron una importancia en la planificación del tratamiento. Las imágenes por CBCT mostraron una precisión alta en el estudio de la cortical ósea del cóndilo y comparar la posición condilar previa y posterior al tratamiento ortodóncico, sin embargo tiene un valor limitado en la observación de tejidos blandos como el disco articular. ⁽⁷⁷⁾

Schlueter y cols realizaron un estudio en el 2008 con el objetivo de determinar el ancho ideal de ventana para estudiar el cóndilo, y si esto lograba ser identificado evaluar si se puede realmente estudiar con precisión el cóndilo mandibular usando la reconstrucción con CBCT. ⁽⁸⁰⁾

Utilizaron 25 cráneos secos, se establecieron 6 puntos anatómicos en los cóndilos, los cuales fueron marcados y fotografiados. Se tomaron medidas entre los puntos con calibradores digitales. Se realizó la tomografía con un equipo i-CAT, se logró el aislamiento de la imagen del cóndilo y se hicieron medidas volumétricas variando el ancho de ventana. Cada ventana representa un rango de densidades óseas definidas en el software como HU. (Ver figura 53)⁽⁸⁰⁾

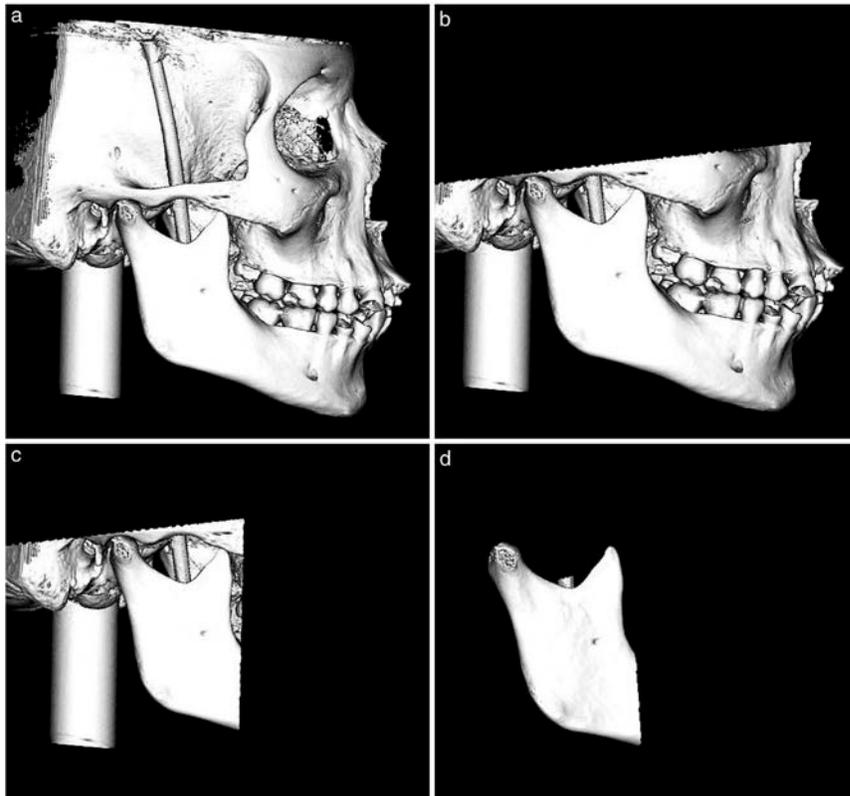


Figura 53. Aislamiento de imagen del cóndilo. ⁽⁸⁰⁾

Como resultado se obtuvo que el ancho de ventana recomendado para la observación del cóndilo es entre 176 y 2476 HU, lo cual es un valor menor que el recomendado para la observación ósea en general. ⁽⁸⁰⁾

El estudio de la ATM es complejo, requiere del conocimiento preciso de las estructuras anatómicas que la componen y las distintas alteraciones que se pueden presentar a este nivel, sólo de esta manera se puede determinar con éxito el tipo de

imágenes requeridas en cada caso en particular. Las distintas técnicas imagenológicas ofrecen beneficios y limitaciones diferentes que se deben conocer detalladamente para indicar el examen adecuado y así realizar el diagnóstico y tratamiento correcto. ⁽⁴⁰⁾

2.5 Superposiciones

Entre los retos más grandes en la ortodoncia se encuentra el estudio de los cambios morfológicos por crecimiento y por tratamiento entre los componentes esqueléticos y dentales. La superposición de las radiografías cefálicas laterales ha sido la radiografía de elección para cuantificar estos cambios. ⁽⁸¹⁾

Diferenciar los cambios dentofaciales causados por tratamiento de los cambios producidos por el crecimiento no es posible ni con los métodos de estudio de radiografías 2D ni 3D. Sin embargo, la comparación entre imágenes de pacientes tratados y no tratados tiene el potencial de mostrar los cambios o desplazamientos, así como el remodelado óseo y de los tejidos blandos en relación a la base craneana. La posibilidad de realizar este tipo de evaluación podría mejorar las

interpretaciones de la dinámica del crecimiento y del tratamiento ortodóncico realizada por los especialistas. ⁽⁸¹⁾

Una de las capacidades más interesantes del estudio de la CBCT es que permite realizar superposiciones a lo largo de la superficie de la base craneal en adultos y en la base craneal anterior en los niños. Aunque históricamente para las superposiciones 2D se han usado puntos cefalométricos, planos y proyecciones de superficies, ahora las herramientas de los software permiten alinear de forma óptima la data 3D con una precisión de sub-vóxel después de la identificación de las estructuras de la base craneal. El registro computarizado es aplicado luego a las estructuras segmentadas para medir los cambios por crecimiento o tratamiento. ⁽²⁵⁾

Cevitanes y cols, hicieron un estudio en el año 2009, con el objetivo de determinar la reproductibilidad de las superposiciones 3D para evaluar los cambios en la cara de los pacientes en crecimiento a través del tiempo. Se evaluó un método para tomar como estructura anatómica base a la fosa craneal anterior y el hueso etmoides, ya que estas estructuras finalizan su crecimiento en la infancia temprana. ⁽⁸¹⁾

Se utilizaron 18 casos, las imágenes fueron obtenidas utilizando un equipo i-CAT y fueron evaluadas por 3 expertos. Se realizó la reconstrucción de imágenes, el registro de las mismas, una superposición en transparencia y las mediciones sobre las imágenes. El registro está definido como el proceso de combinar 2 o más imágenes tomadas en distintos tiempos, cada una con su sistema de coordenadas, en un sólo sistema de coordenadas. (Ver figura 54)⁽¹²⁾⁽⁸¹⁾

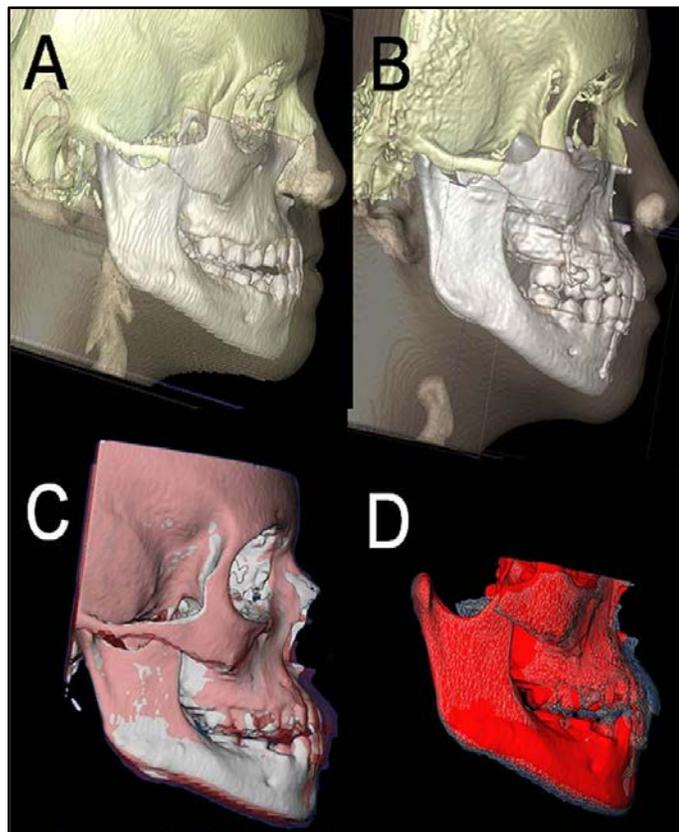


Figura 54. Superposición 3D. A y B Pre y post-tratamiento. C y D. Superposición, en blanco imagen pre-tratamiento y en rojo semitransparente el imagen post-tratamiento. ⁽⁸¹⁾

Como conclusión obtuvieron que la técnica usada en el estudio provee un método de evaluación válido y reproducible para observar los cambios por crecimiento en los pacientes. La visualización de la superposición 3D de las imágenes y las mediciones realizadas en las superficies permiten una mejor y más comprensible descripción de los resultados de tratamiento y los diferentes patrones de remodelado después del tratamiento. (Ver figura 55)⁽⁸¹⁾

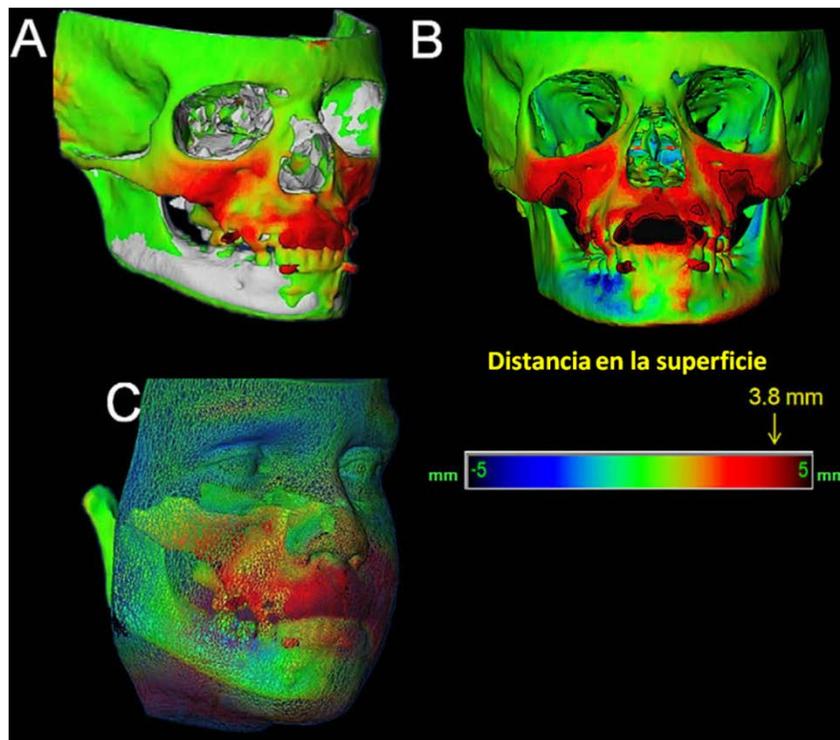


Figura 55. Cuantificación de cambios por tratamiento. Pre-tratamiento en blanco y cambios en la superficie en color según la escala. ⁽⁸¹⁾

Chen y cols, en el 2009, realizaron un estudio con el objetivo de demostrar un método para calcular el desplazamiento de los dientes durante el tratamiento ortodóncico a través del uso de imágenes por CBCT y estimar la cantidad de variación en su posición. ⁽⁸²⁾

Utilizaron los récords de un adulto, quien tenía registros previos para otro propósito, fue escaneado dos veces dos semanas y se realizó la reconstrucción de las estructuras dentales y óseas. Se realizó segmentación de las imágenes separando el hueso mandibular de los dientes. Se creó un modelo correspondiente a antes del tratamiento, uno después del tratamiento sin desplazamiento de los dientes y otro para generar desplazamiento simulado de algunos dientes. ⁽⁸²⁾

Concluyeron que es posible cuantificar el desplazamiento 3D de los dientes con la data de la CBCT ya que el método provee suficiente precisión para calcular la cantidad de desplazamiento de los dientes. ⁽⁸²⁾

2.6 Evaluación de las vías aéreas

La respiración en la vía aérea superior es un proceso funcional vital que puede tener un impacto profundo en el desarrollo craneofacial normal. Los cambios en la función normal de la vía aérea durante la fase de crecimiento puede tener una influencia profunda en el desarrollo facial al momento en el que el paciente usualmente asiste a la consulta ortodóncica. Esto hace que el diagnóstico temprano sea imperativo para asegurar un desarrollo facial normal. ⁽⁷⁸⁾⁽⁸³⁾

En los pacientes en crecimiento con discrepancias esqueléticas y signos clínicos de fascies adenoidea, el diagnóstico temprano, la etiología y el manejo de los factores funcionales son vitales para el restablecimiento del crecimiento craneofacial normal y la estabilidad del tratamiento. ⁽⁸³⁾

Normalmente durante la consulta ortodóncica el especialista tiene la oportunidad de evaluar clínicamente la función respiratoria del paciente y obtener una información radiográfica general con la panorámica y la cefálica lateral. La evaluación morfométrica de la vía aérea faríngea por lo general se realiza sobre la radiografía cefálica lateral, identificando puntos

anatómicos y realizando medidas de longitudes y áreas en la región faríngea. Con el surgimiento de nuevas técnicas de diagnóstico como la CBCT se abre una nueva posibilidad de encontrar hallazgos en la misma que conduzcan a un mejor conocimiento y evaluación de la vía aérea superior. (Ver figura 56)⁽⁸³⁾⁽⁸⁴⁾

Con el uso de la CBCT hoy se hace más fácil analizar la forma y contornos de la vía aérea en tres dimensiones. Los software de la CBCT ofrecen herramientas para medir el volumen de la vía aérea. Esto abre las puertas a nuevas investigaciones sobre cambios en el volumen de la vía aérea durante el crecimiento, tratamiento y presencia de patologías.⁽¹²⁾

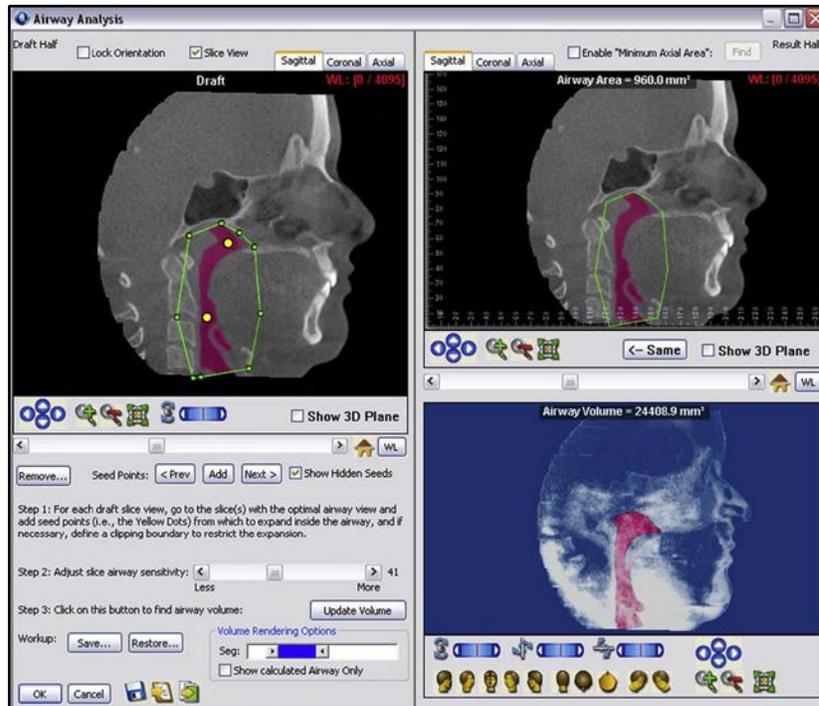


Figura 56. Evaluación de la vía aérea usando Dolphin. ⁽¹²⁾

Cha y cols en el 2007, realizaron una investigación con la finalidad de evaluar la ubicación, naturaleza y ocurrencia de hallazgos incidentales en estructuras maxilofaciales al analizar CBCT realizadas para el diagnóstico odontológico, y observar asociaciones entre estos hallazgos y la sintomatología de los pacientes. ⁽⁸⁵⁾

Para la investigación revisaron 500 exámenes realizados con CBCT en la USC (University of Southern California). Se

clasificaron en hallazgos de la vía aérea, de la ATM, endodónticos y otras patologías. ⁽⁸⁵⁾

Como resultado obtuvieron que de 500 pacientes 123 presentaron hallazgos radiográficos. En 94 los hallazgos fueron en la vía aérea, en 13 fueron en la ATM y 9 endodónticos. La alta frecuencia de los hallazgos a nivel de la vía aérea demuestra que la CBCT es una herramienta eficiente para detectar cambios en la misma, entre ellos: pólipos, quistes y alteraciones en la mucosa respiratoria. Sin embargo, a pesar de este resultado pocos pacientes refieren sintomatología e historia médica de problemas respiratorios, razón por la cual se concluyó que estas tomografías pueden ayudar a realizar un diagnóstico pero no debe ser interpretado sin un contexto de signos y síntomas. Además, el diagnóstico definitivo debe ser realizado por un radiólogo o un médico especialista en esta área que corrobore el hallazgo hecho por el ortodoncista. (Ver figuras 57, 58 y 59)⁽⁸⁵⁾

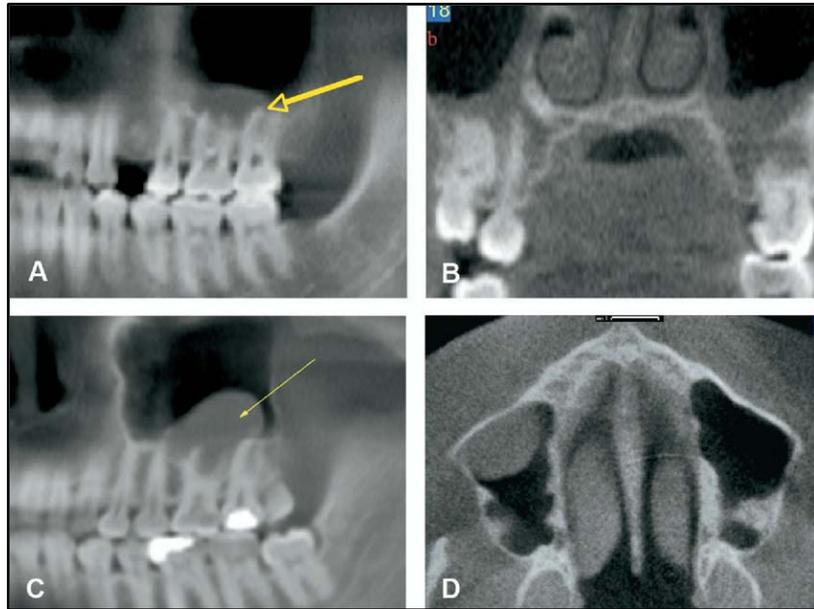


Figura 57. A y B. Engrosamiento de la mucosa del seno maxilar. C y D Quiste de retención mucosa. ⁽⁸⁵⁾

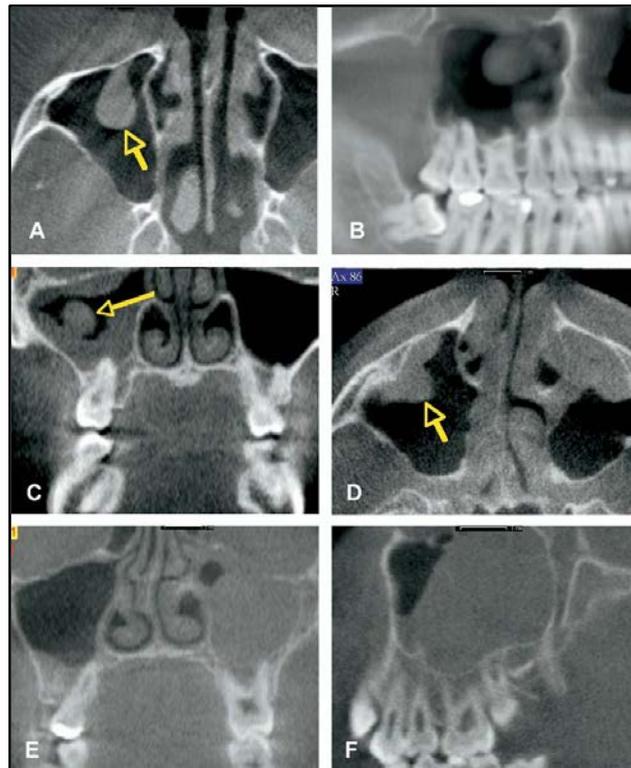


Figura 58. A-D Pólipos nasales en distintos cortes. E y F Congestión nasal y desviación del tabique nasal. ⁽⁸⁵⁾

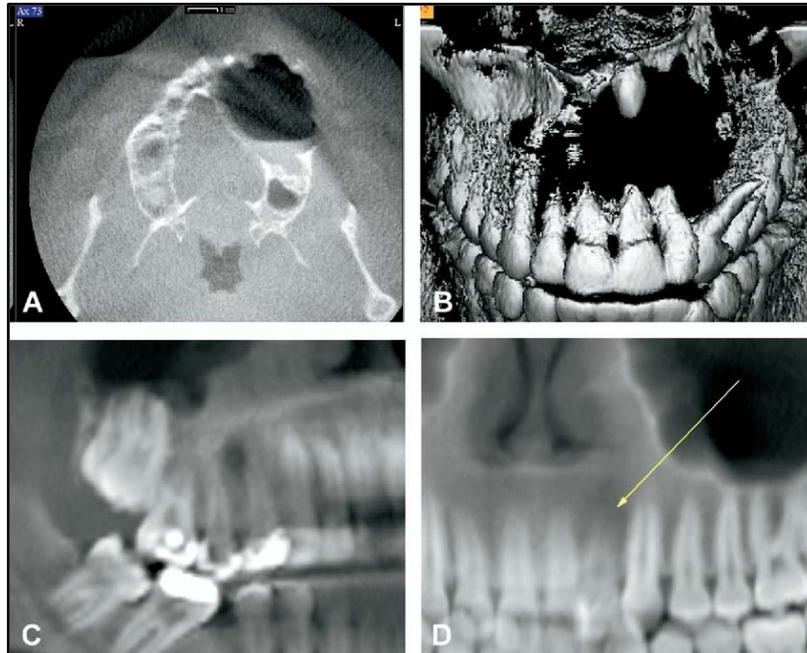


Figura 59. A y B Quiste dentígero ocasionando expansión de tablas y retención de un diente supernumerario. C y D Lesiones endodónticas. ⁽⁸⁵⁾

Aboudara y cols en el 2009 realizaron un estudio con la finalidad de comparar la información sobre el tamaño de la vía aérea nasofaríngea ofrecida por una imagen de cefálica lateral y una CBCT en pacientes adolescentes. ⁽⁸³⁾

Utilizaron una muestra de 35 pacientes que acudieron a un centro radiográfico, a los cuales se les hicieron las dos radiografías. Un factor a considerar es que la cefálica fue tomada con el paciente de pie y la CBCT en posición supina. Algunos autores refieren que el cambio de posición del paciente genera cambios en la vía aérea, razón por la cual sólo evaluaron la vía

aérea nasofaríngea que es la menos afectada por la posición del paciente. ⁽⁸³⁾

Realizaron la toma de imágenes y se hicieron medidas lineales y del volumen en la vía aérea nasofaríngea. Como resultado se obtuvo que existe una correlación entre el valor obtenido en la medida lineal de la cefálica lateral con la medida de volumen obtenida en la CBCT. La imagen por CBCT permite observar la medida de volumen a través de la vía aérea, sin embargo al ser diagnosticada una alteración debe ser referida al especialista en otorrinolaringología. (Ver figura 60) ⁽⁸³⁾

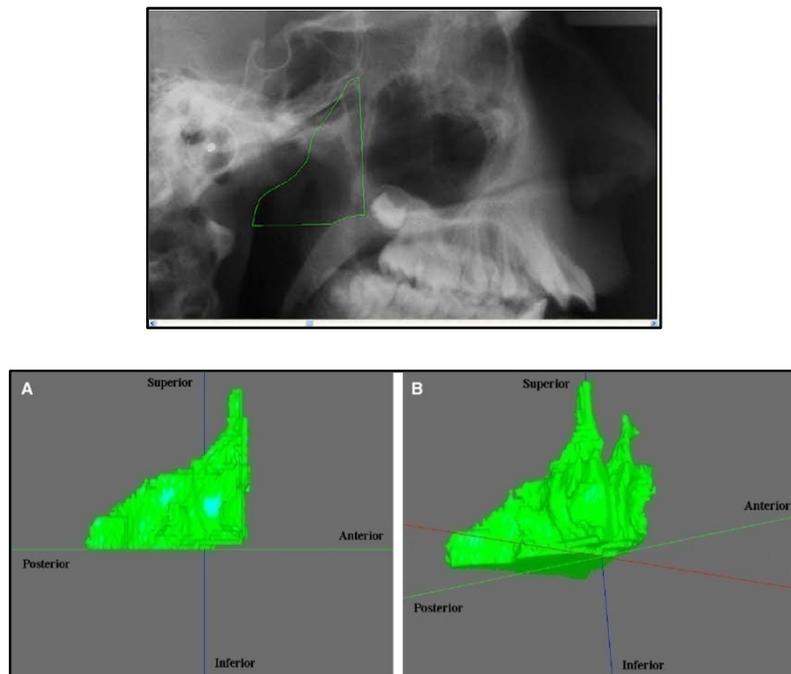


Figura 60. Imagen de la vía aérea nasofaríngea. ⁽⁸³⁾

Kim y cols., realizaron un estudio en el año 2010 con el objetivo de comparar el volumen 3D de la vía aérea faríngea en niños sanos con mandíbula retrognática y el volumen en niños con crecimiento normal, además investigar la posible relación entre las variables cefalométricas estudiadas y la morfología de la vía aérea. Para el estudio utilizaron 27 niños, a los que se les tomó una CBCT y se realizaron mediciones de la vía aérea. (Ver figura 61)⁽⁸⁴⁾

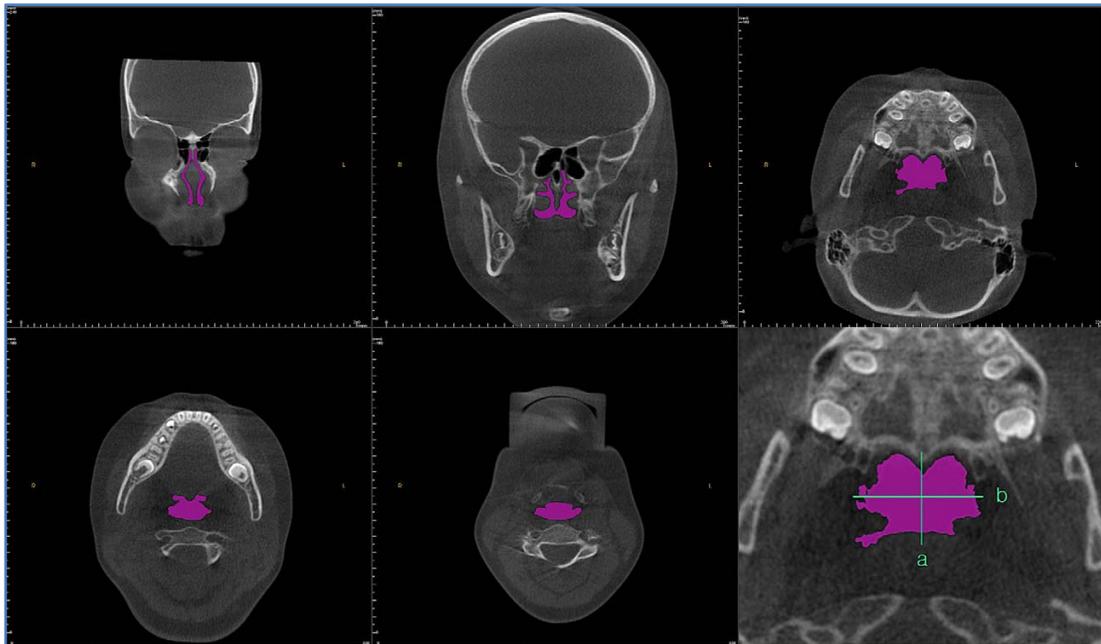


Figura 61. Imagen de la vía aérea superior en los distintos cortes.⁽⁸⁴⁾

Como conclusión obtuvieron que el volumen de la vía aérea es notablemente menor en pacientes con mandíbula retrognática

que en pacientes con relaciones esqueléticas anteroposteriores normales. ⁽⁸⁴⁾

2.7 Estudio de Modelos

Los modelos de estudio en ortodoncia son una parte importante de la planificación del tratamiento. Un modelo de estudio es una réplica tridimensional de la dentición del paciente en el cual se pueden realizar algunas medidas más fácil y con mayor precisión que en la boca del paciente. ⁽⁵⁾

Con el creciente uso de las computadoras en los consultorios de ortodoncia en los últimos 25 años, muchas aplicaciones digitales multimedia han surgido y han estado disponibles para el clínico y su equipo de trabajo facilitando los procedimientos y haciendo de los procesos algo cada vez más digitalizado y simple. ⁽⁵⁾

Se han desarrollado distintos métodos para crear modelos de estudio digitales, entre ellos el escaneado de modelos con láser, escaneado de modelos no destructivo con tomografía microcomputarizada y obtención de imágenes de modelos destructiva con toma de imágenes incrementales. ⁽⁵⁾

El uso de modelos digitales en ortodoncia ofrece muchas ventajas sobre los modelos de yeso convencionales, entre ellas que los modelos de yeso ocupan un espacio físico importante de los consultorios, se necesita un lugar para tenerlos y conservarlos en buen estado y los digitales se encuentran almacenados en la memoria del computador. ⁽⁵⁾

Igualmente facilita la ubicación de los modelos, la comunicación con otros especialistas, la duplicación, manejo y envío de los mismos se volverá obsoleto. ⁽⁵⁾

Muchas compañías ofrecen hoy modelos de estudio virtuales, el propietario del software brinda al especialista herramientas de valor para las aplicaciones. La capacidad de los modelos virtuales de representar la dentición del paciente con precisión, y la validez y reproductibilidad de las medidas en estos modelos han sido estudiados extensamente. ⁽⁵⁾

La precisión ha mostrado ser suficiente para su uso clínico pero inferior a las medidas realizadas directamente sobre los modelos con calibradores digitales, los cuales son de elección para investigaciones científicas. ⁽⁵⁾

El uso de los modelos digitales ofrece un menor tiempo de trabajo, facilidad de uso y precisión semejante a la que se obtiene sobre los modelos en físico. Por estas razones ya en el año 2004 10% de los ortodoncistas en Canadá los utilizaban y su popularidad ha ido aumentando desde entonces. ⁽⁵⁾

A pesar de las ventajas de los modelos virtuales, se deben realizar algunos pasos que consumen tiempo y otros que son costosos para generarlos. La aplicación de los escaneados con CBCT podría ser la solución. ⁽⁵⁾

Baumgaertel y cols realizaron un estudio publicado en el 2009 que tuvo como objetivo evaluar la validez y la precisión de las medidas realizadas en los dientes de imágenes obtenidas con tomografías Cone Beam. ⁽⁵⁾

Para ello utilizaron 30 cráneos humanos, los cuales fueron escaneados, se realizó la reconstrucción de las imágenes y se tomaron medidas sobre ellas como sobremordida horizontal y vertical, anchos intercaninos e intermolares, espacio disponible, espacio requerido con un calibrador digital sobre los cráneos y utilizando el software en las imágenes. (Ver figuras 62, 63, 64, 65, 66 y 67)⁽⁵⁾

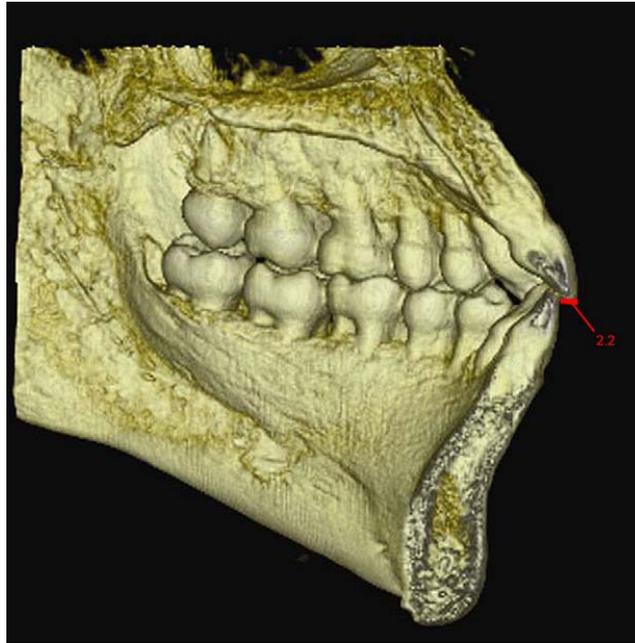


Figura 62. Modelo volumétrico en máxima intercuspidadación. Medición de la sobremordida horizontal. ⁽⁵⁾

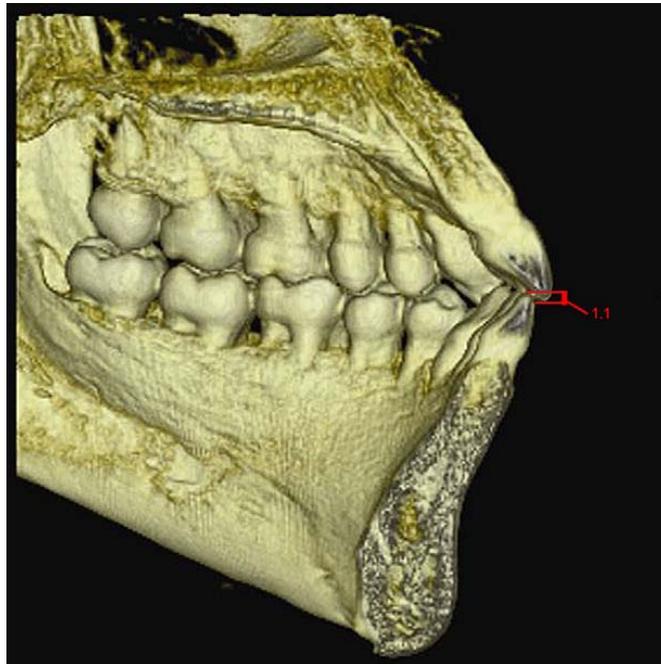


Figura 63. Modelo volumétrico en máxima intercuspidadación Medición de la sobremordida vertical. ⁽⁵⁾

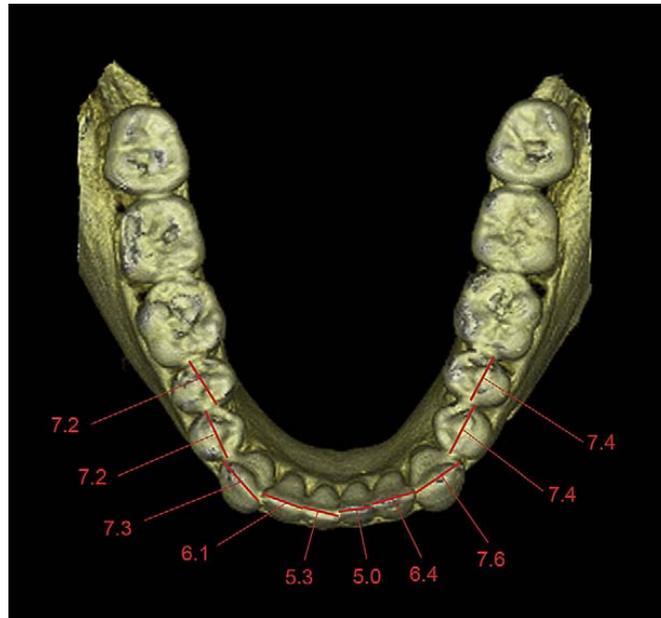


Figura 64. Modelo volumétrico. Medición del ancho mesiodistal de los dientes. ⁽⁵⁾

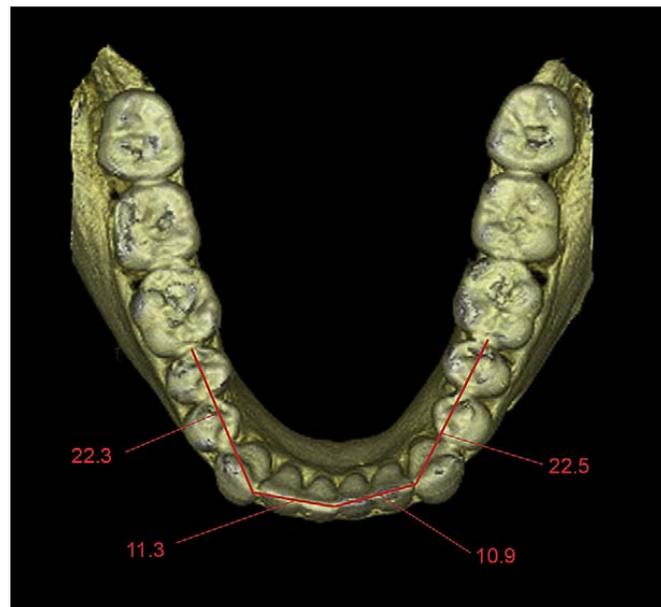


Figura 65. Modelo volumétrico. Medición del espacio disponible por segmentos. ⁽⁵⁾

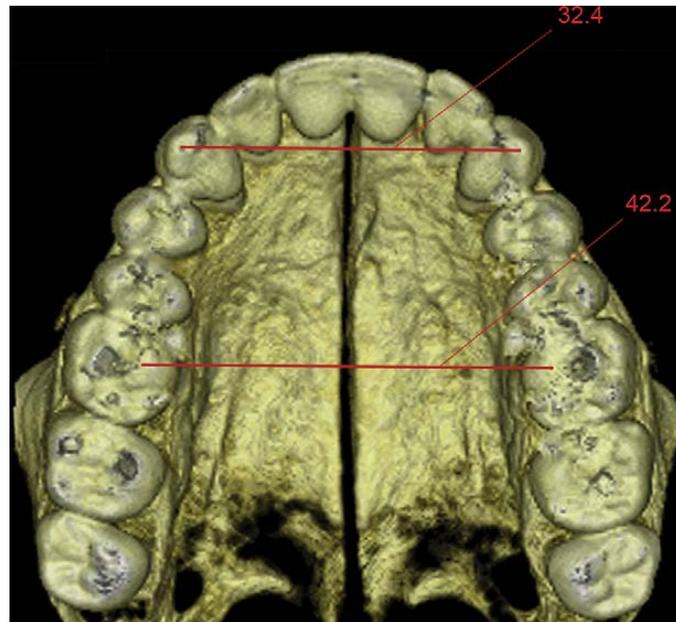


Figura 66. Modelo volumétrico. Medición del ancho intercanino e intermolar superior.
(5)

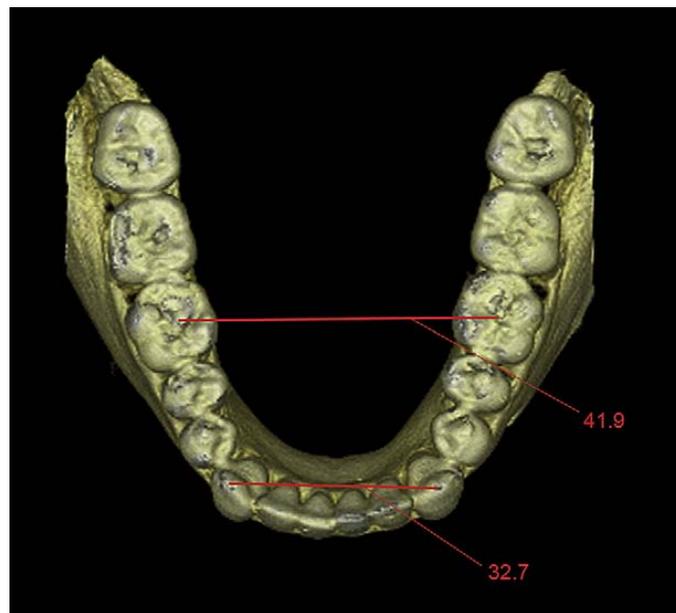


Figura 67. Modelo volumétrico. Medición del ancho intercanino e intermolar inferior.
(5)

Los resultados obtenidos demuestran que existe gran precisión en las mediciones, sin embargo, las mediciones en la CBCT tienden a ser más pequeñas que las reales, lo cual es estadísticamente significativo sólo para medidas compuestas y se puede corregir sumando el factor de error hallado en este estudio. ⁽⁵⁾

La razón por la que las medidas con CBCT tienden a ser ligeramente menores que las reales es que el software mide un diente mesiodistalmente, la distancia entre el centro de los vóxeles más externos del diente y no necesariamente el borde del diente coincide con el centro del vóxel, lo cual genera una mínima diferencia en la medida, y al ser los dientes estructuras pequeñas las diferencias de menos de 1 mm son significativas. (Ver figura 68)⁽⁵⁾

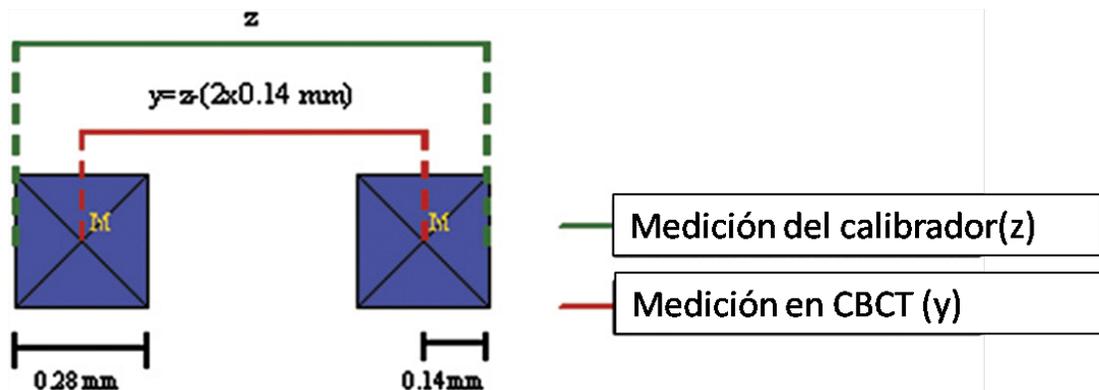


Figura 68. Diferencia en la medición con calibrador y medición en la CBCT. ⁽⁵⁾

Kau y cols, realizaron un estudio publicado en el 2010 que tuvo como objetivo determinar si las mediciones obtenidas en modelos digitales con el uso de CBCT son comparables a la medición obtenida por el método tradicional de estudio de modelos digitales con el uso de impresiones. ⁽⁸⁶⁾

Utilizaron los modelos de 30 pacientes. El software InVivoDental fue utilizado para analizar las imágenes de CBCT tomadas con un equipo Galileos y se utilizó el software OrthoCAD para analizar el escaneado de las impresiones de los pacientes. Las impresiones fueron tomadas con alginato y se enviaron a OrthoCAD para la conversión en digital. Los escaneados fueron regresados en formato digital para su análisis. (Ver figura 69)⁽⁸⁶⁾

Como resultado obtuvieron que las medidas tomadas sobre las imágenes de CBCT para las medidas lineales usadas como sobremordida vertical y horizontal, y mediciones de apiñamiento (Índice de Little) son tan precisas como las realizadas sobre los modelos digitalizados con OrthoCAD. ⁽⁸⁶⁾

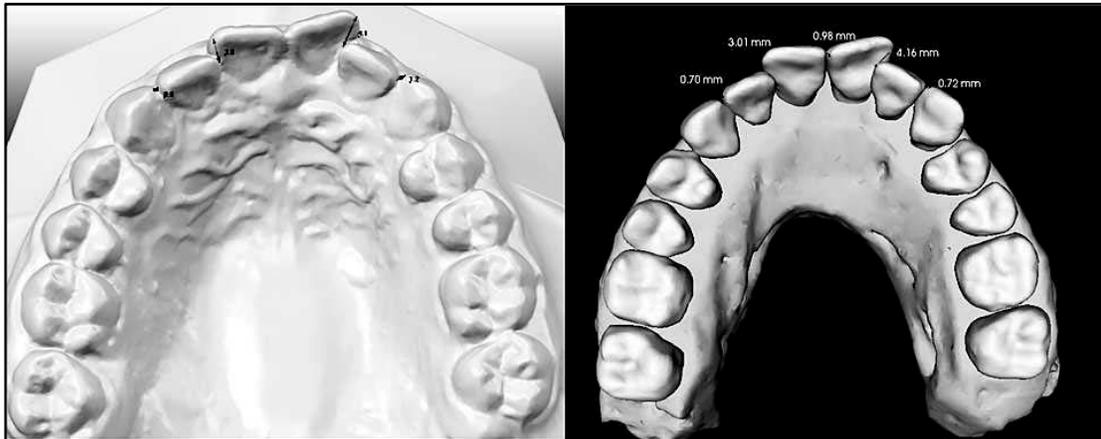


Figura 69. Índice de Little con Orthocad y CBCT ⁽⁸⁶⁾

Damstra y cols publicaron un estudio en el 2010, que tuvo como objetivo determinar la precisión en las mediciones lineales de modelos de superficie 3D obtenidos con un Sistema de tomografía computarizada Cone Beam y un software de reconstrucción volumétrica para investigar la influencia de la resolución del vóxel en la precisión de las mediciones realizadas sobre los modelos. ⁽²²⁾

Utilizaron marcadores que fueron fijados a 10 mandíbulas secas, las mandíbulas fueron escaneadas usando un tamaño de vóxel de 0.40 y 0.25 en tres sesiones. La medición sobre los cráneos fue realizada con calibradores digitales. ⁽²²⁾

Los modelos en CBCT fueron medidos haciendo uso del software y sacando un promedio de los tres escaneados. ⁽²²⁾

Como resultado obtuvieron que no hubo diferencia significativa en la precisión de las mediciones realizadas variando el tamaño del vóxel y las mediciones realizadas sobre modelos en CBCT son tan fiables y precisas como las realizadas sobre las mandíbulas directamente. ⁽²²⁾

White y cols, en el 2010, realizaron un estudio con el objetivo de estudiar la precisión de las medidas digitales realizadas sobre modelos digitales obtenidos con CBCT. Para ellos utilizaron un typodont modificado con puntos de referencia estandarizados para realizar medidas intra e inter-arco y se tomaron 16 impresiones con polivinil siloxano y con alginato. Se realizó un registro oclusal con cera de mordida en máxima intercuspidad para complementar cada par de impresiones. Las impresiones fueron enviadas a Orthoproof USA en donde se generaron los modelos digitales usando CBCT. ⁽⁸⁷⁾

Se tomaron las medidas intra e inter-arco directamente en el typodont con un calibrador digital y sobre los modelos digitales

usando el software DigiModel de la compañía OrthoProof. (Ver figura 70)⁽⁸⁷⁾

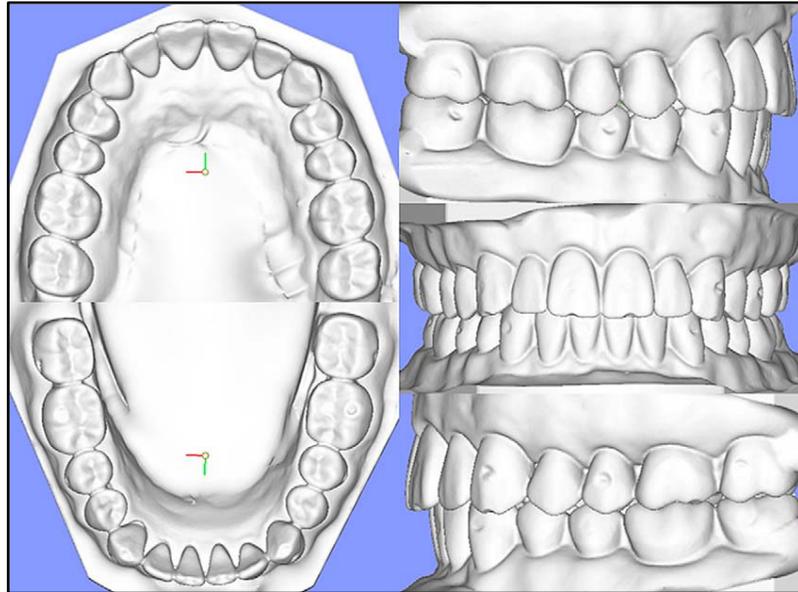


Figura 70. Modelos digitales con Orthoproof.⁽⁸⁷⁾

Como resultado obtuvieron que las medidas intra-arcada realizadas sobre los modelos digitales obtenidos a partir del uso de impresiones de alginato y de polivinil siloxano son lo suficientemente precisas para sustituir a los modelos convencionales. Sin embargo, el uso de cera de mordida en este proceso de digitalización no provee adecuada y precisa representación de las relaciones interarcada.⁽⁸⁷⁾

2.8 Evaluación de resorciones radiculares

La resorción radicular externa es un efecto colateral indeseable común del tratamiento ortodóncico. El diagnóstico clínico está basado principalmente en la observación de radiografías de rutina como la panorámica y la periapical. Sin embargo, debe ocurrir una cantidad de resorción antes de ser detectada radiográficamente. Además, la panorámica ha demostrado sobreestimar la cantidad de pérdida de tejido dentario en un 20% o más comparado con la radiografía periapical. ⁽⁴²⁾

Con la llegada de nuevas técnicas radiográficas como el CBCT se han realizado nuevos estudios para evaluar la capacidad de estas radiografías en la detección de resorciones radiculares. ⁽⁴²⁾

Dudic y cols en el 2009, realizaron un estudio con el objetivo de comparar la eficacia de la radiografía panorámica y la CBCT en la detección de la resorción apical radicular después del movimiento ortodóncico. Utilizaron para su estudio 22 pacientes de una clínica privada que estaban finalizando el tratamiento

ortodóncico, se les indicó la toma de una radiografía panorámica y una CBCT. ⁽⁴²⁾

Como resultado obtuvieron que 69% de los dientes fueron diagnosticados con resorción radicular por medio de la observación de la CBCT y sólo 44% fueron diagnosticados con la panorámica. Además 17 dientes no pudieron ser observados en la panorámica. Por lo anteriormente dicho se concluyó que la resorción radicular apical puede ser subestimada por la radiografía panorámica. ⁽⁴²⁾

La resorción radicular es un fenómeno en 3D y su extensión debe ser determinada con precisión, es por ello que su diagnóstico se dificulta al observar imágenes 2D. Sin embargo, sólo en casos que lo ameriten se debe indicar la evaluación con CBCT ya que la dosis de radiación es mayor que en la panorámica. ⁽⁴²⁾

Alqerban y cols en el 2009, realizaron un estudio que tuvo como objetivo comparar la precisión en el diagnóstico radiográfico de resorciones externas simuladas con radiografía convencional 2D y dos sistemas CBCT. Utilizaron un cráneo del cadáver de un niño en dentición mixta temprana con el canino

superior izquierdo retenido, extrajeron el incisivo lateral izquierdo superior y se hicieron lesiones radiculares de distinta magnitud en incisivos laterales que se colocaron en el cráneo y se hicieron las radiografías. (Ver figuras 71 y 72)⁽⁸⁸⁾

Como resultado obtuvieron una diferencia significativa entre los diagnósticos realizados con las dos técnicas radiográficas, el uso de la CBCT mostró ser mucho más eficiente en la identificación de resorciones radiculares que la radiografía panorámica.⁽⁸⁸⁾

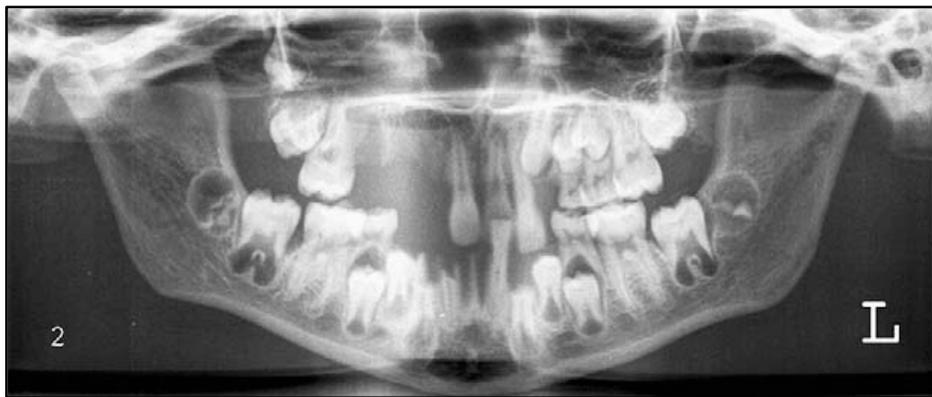


Figura 71. Evaluación de resorción radicular en radiografía panorámica. Canino superior izquierdo impactado sin signos de resorción en el incisivo lateral.⁽⁸⁸⁾

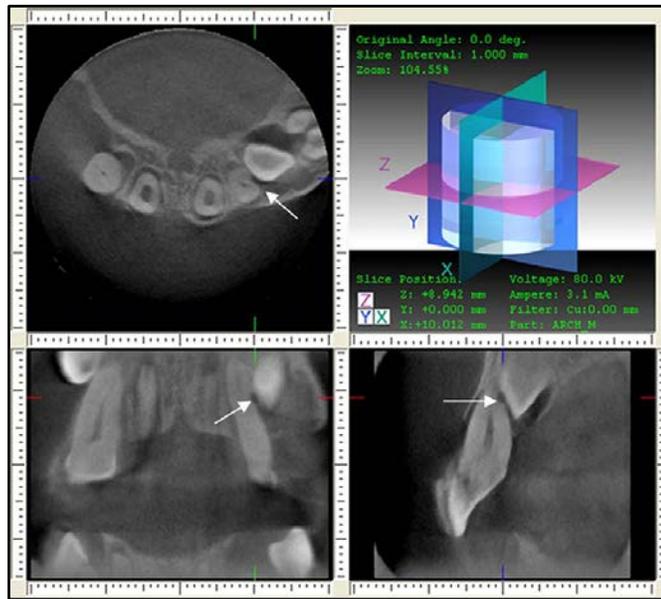


Figura 72. Imagen de CBCT para evaluar resorción radicular. Canino impactado con un evidente resorción de 0.20mm en el incisivo lateral no apreciable en la radiografía panorámica. ⁽⁸⁸⁾

Lund y cols, realizaron un estudio publicado en el año 2010 que tuvo como objetivo evaluar la exactitud y la precisión con respecto a las mediciones de la longitud radicular y el nivel de hueso marginal, así como la precisión con la cual estas medidas pueden realizarse en vivo. Para evaluar la precisión en la medición de la longitud radicular y nivel de hueso marginal se usó un cráneo seco. Para la evaluación in vivo se utilizaron radiografías de 13 pacientes. En ambos casos se estudiaron dientes al azar. ⁽⁸⁹⁾

Las radiografías intrabucales siguen siendo las más utilizadas en el estudio de la longitud radicular durante el tratamiento

ortodóncico, pero a pesar de los esfuerzos por obtener radiografías idénticas periódicamente la geometría de la radiación puede dificultar la obtención de imágenes comparables.

(89)

El uso de la CBCT en este estudio demostró tener muchas ventajas sobre las radiografías intrabucales en el estudio de la longitud radicular, puesto que ofrece la posibilidad de crear imágenes similares a las previas a pesar de los cambios que pueden haber ocurrido durante el tratamiento ortodóncico y así comparar los cambios en la longitud radicular que se pueden haber producido. (89)

2.9 Implantes, Microimplantes y miniplacas

Uno de los más grandes impactos que ha tenido el surgimiento de la técnica CBCT es sobre la planificación de la colocación de implantes, microimplantes y miniplacas como dispositivos que pueden ser utilizados para obtener anclaje absoluto en el tratamiento ortodóncico. Para su colocación se requiere conocer la anatomía maxilar y mandibular, y a su vez, se requiere del uso de radiografías para medir el espacio a ser utilizado para la colocación de los mismos. (7)(90)

La CBCT provee de imágenes de corte del hueso alveolar en donde se puede estudiar el ancho, la altura y el grosor del mismo para planificar el tratamiento. Igualmente permite observar estructuras como canales nerviosos y el seno maxilar para evitar daños durante la colocación de los mismos. ⁽⁷⁾

La técnica de colocación de implantes sigue siendo hoy un procedimiento “artístico” ayudado la mayoría de las veces por el estudio de imágenes radiográficas bidimensionales. Gran cantidad de ellos son colocados sin estudios tridimensionales que permitan obtener información sobre el grosor óseo y el espacio interradicular. La colocación de los microimplantes de esta manera conlleva a la presencia de dos problemas principales: la posibilidad de daño radicular durante la colocación del implante y la pérdida prematura del mismo al colocarlo en una posición inadecuada. ⁽⁹¹⁾⁽⁹²⁾

Por lo anteriormente explicado se han realizado diferentes estudios, como el realizado por Poggio y cols. en el 2006 y por Park y Cho en el 2009, con el objetivo de evaluar cuales son las zonas seguras para la colocación de microimplantes. Para ello utilizaron imágenes obtenidas con la técnica de Cone Beam, la cual les permitió realizar las mediciones adecuadas del grosor

óseo, grosor de las corticales y espacio interradicular. Como conclusión proponen algunas zonas consideradas como “seguras” para la colocación de los microimplantes y sugieren que la planificación del tratamiento con estos dispositivos debe realizarse sobre imágenes 3D. (Ver figuras 73 y 74)⁽⁹¹⁾⁽⁹²⁾

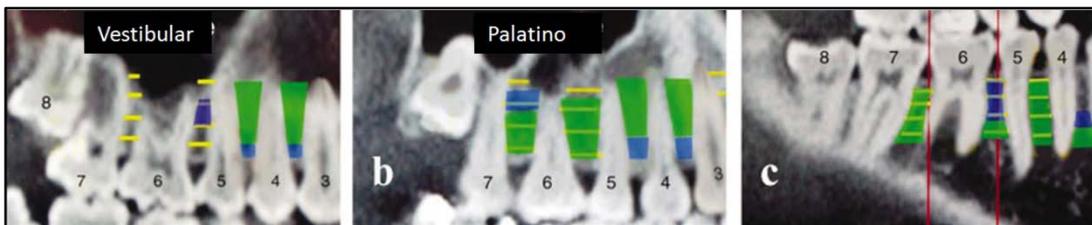


Figura 73. Evaluación de zonas para colocación de microimplantes. En verde más de 3.1mm, en azul entre 2.9 y 3.1mm.⁽⁹¹⁾

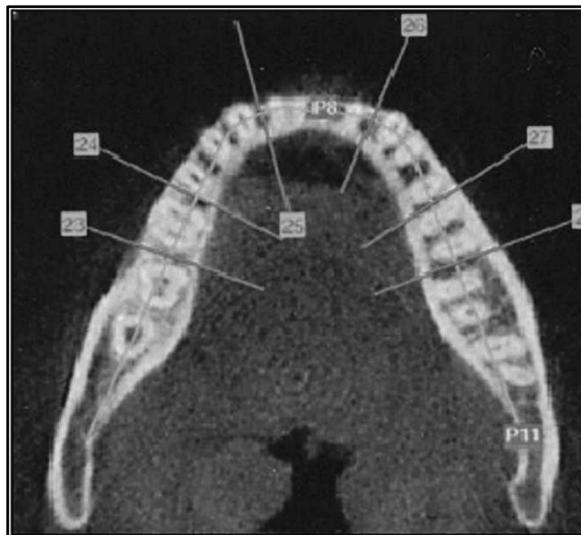


Figura 74. Corte axial para evaluar colocación de microimplantes.⁽⁹¹⁾

Existen software que permiten realizar la simulación de la colocación de implantes, permiten visualizar y medir el hueso

alveolar y secciones del arco dental. El operador puede simular la colocación del implante convencional o implantes de anclaje temporal. Se pueden seleccionar tamaños y marcas de implantes e igualmente se puede evaluar de forma tridimensional al ser colocado cual es su relación con el hueso que lo rodea, la densidad ósea de la zona, la cercanía a las raíces de los dientes adyacentes, etc. ⁽¹²⁾

Las miniplacas son una alternativa a los microimplantes convencionales cuando se habla de dispositivos de anclaje temporal. El sistema de miniplacas ha sido reportado como un sistema con mayor estabilidad comparado con los microimplantes, sin embargo, para ser colocados requieren de la realización de un colgajo y de un mayor cuidado a la hora de elegir la zona de colocación por ser dispositivos de un mayor tamaño que los microimplantes. ⁽⁹³⁾

Muchos de estos sistemas han sido colocados con un aparente éxito, sin embargo, Kim y cols en el 2009 realizaron un estudio para analizar, por medio del uso de la CBCT, la posición de estas miniplacas de forma tridimensional después de su colocación en pacientes que presentaban una anatomía desfavorable. ⁽⁹³⁾

Se obtuvieron imágenes por CBCT de 74 miniplacas y se estudió la cercanía de los tornillos a las raíces de los dientes y a estructuras como el seno maxilar. Como resultado se obtuvo que las miniplacas son una excelente opción en pacientes donde los microimplantes no se pueden colocar y la CBCT es una herramienta útil en el asesoramiento y estudio para la colocación y evaluación de microplacas. (Ver figura 75)⁽⁹³⁾

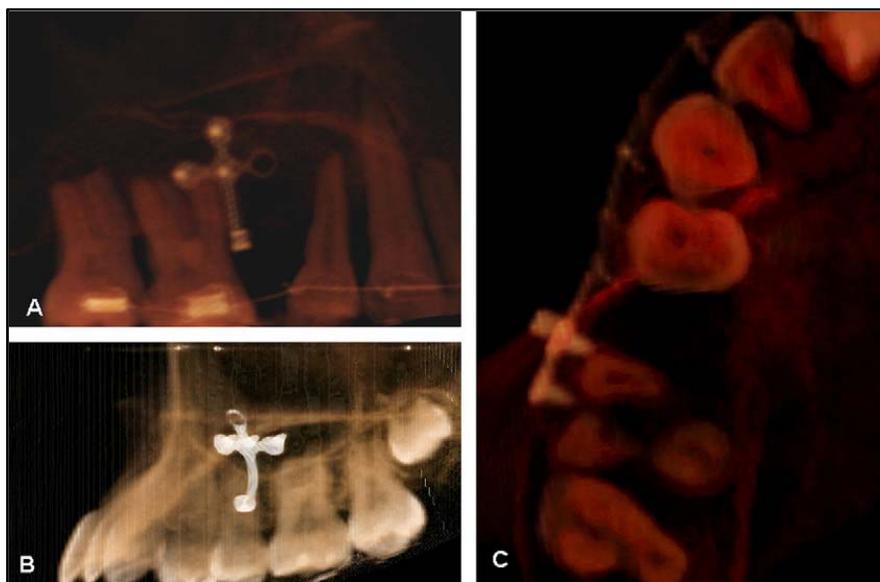


Figura 75. Imágenes reconstruidas con InVivo dental del uso de miniplacas. ⁽⁹³⁾

2.10 Planificación prequirúrgica

El tratamiento ortodóncico quirúrgico permite que pacientes con problemas dentofaciales severos puedan mejorar su aspecto

facial y que su oclusión sea adecuada. Aunque el uso de la tomografía computarizada está bien establecido en el campo de la cirugía maxilofacial, las imágenes tridimensionales de tomografía computarizada proveen información más útil para el diagnóstico y planificación del tratamiento. ⁽⁹⁴⁾⁽⁹⁵⁾

Además, las simulaciones en computadora con el uso de software que incluyen procesamiento de imágenes y cálculos biomecánicos, son herramientas para la investigación y para la toma de decisiones clínicas. ⁽⁹⁴⁾

Nakajima y cols, realizaron un estudio en el 2009 con el objetivo de reportar el caso de una paciente Clase III que necesitaba tratamiento ortodóncico-quirúrgico y periodontal. La planificación quirúrgica, así como la evaluación periodontal, fue realizada por medio del uso de tomografías CBCT. Como resultado obtuvieron que la CBCT ofrece imágenes que facilitan la planificación del movimiento a realizar quirúrgicamente y mantener en observación el estado periodontal de la paciente, observando detalles, que con radiografías convencionales no sería posible. ⁽⁹⁴⁾

Con el uso de software, como el InVivo5, se pueden realizar simulaciones quirúrgicas a partir de data DICOM y se pueden observar los cambios a realizar tanto en tejido duro como en tejido blando. Se pueden hacer segmentos y ser movilizados para cirugía ortognática o reconstrucciones de trauma. (Ver figura 76) ⁽⁵⁴⁾

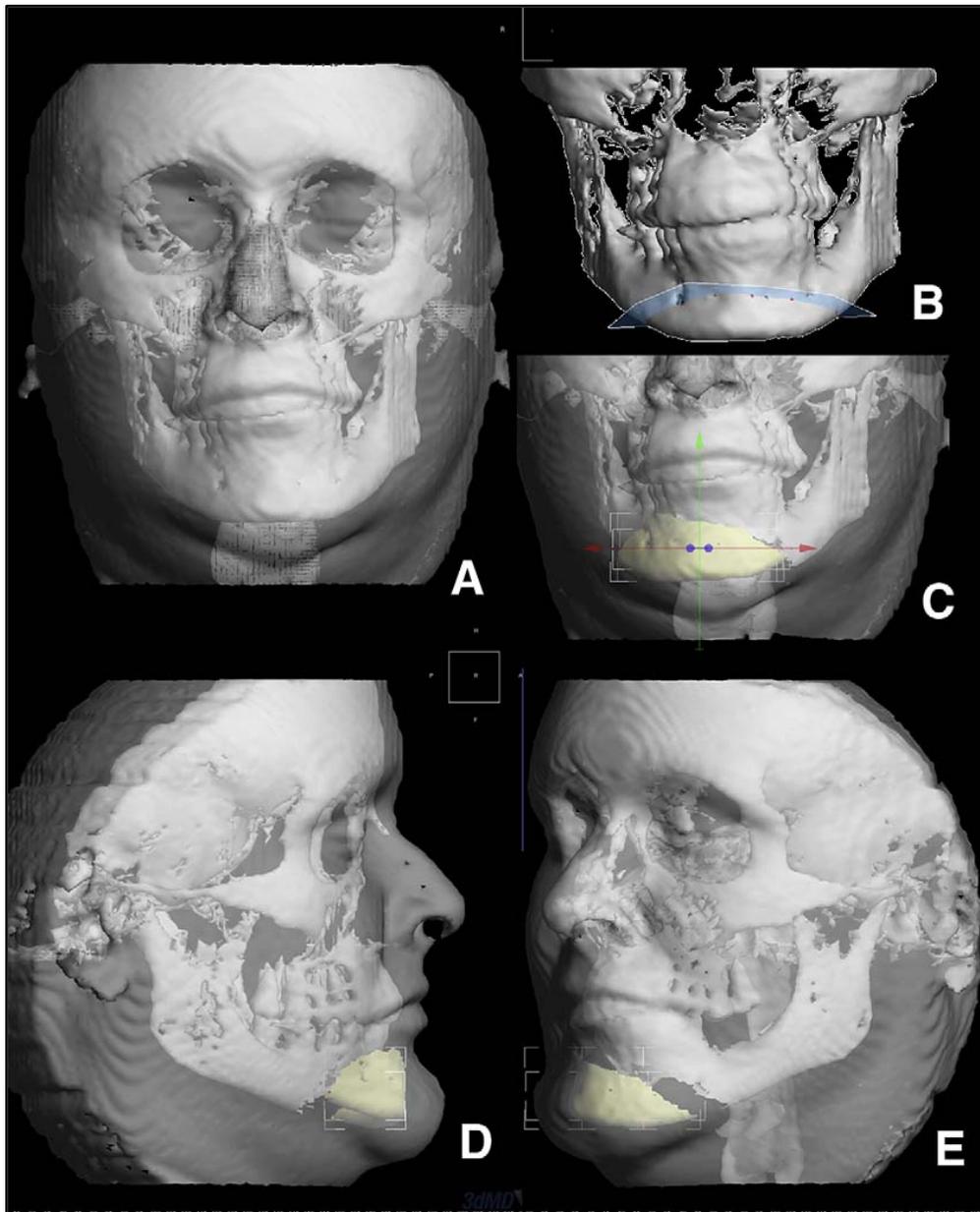


Figura 76. Simulación tridimensional quirúrgica usando 3dMDvultus, B y C planificación de osteotomía. D y E. Resultados. ⁽¹²⁾

Igualmente permiten, a través de una presentación dinámica, mostrar al paciente los cambios después de ser operado, este procedimiento se realiza a través de la superposición de

imágenes, igualmente se puede observar en ésta el mantenimiento de los resultados quirúrgicos en el tiempo. (Ver figura 77) ⁽⁵⁴⁾

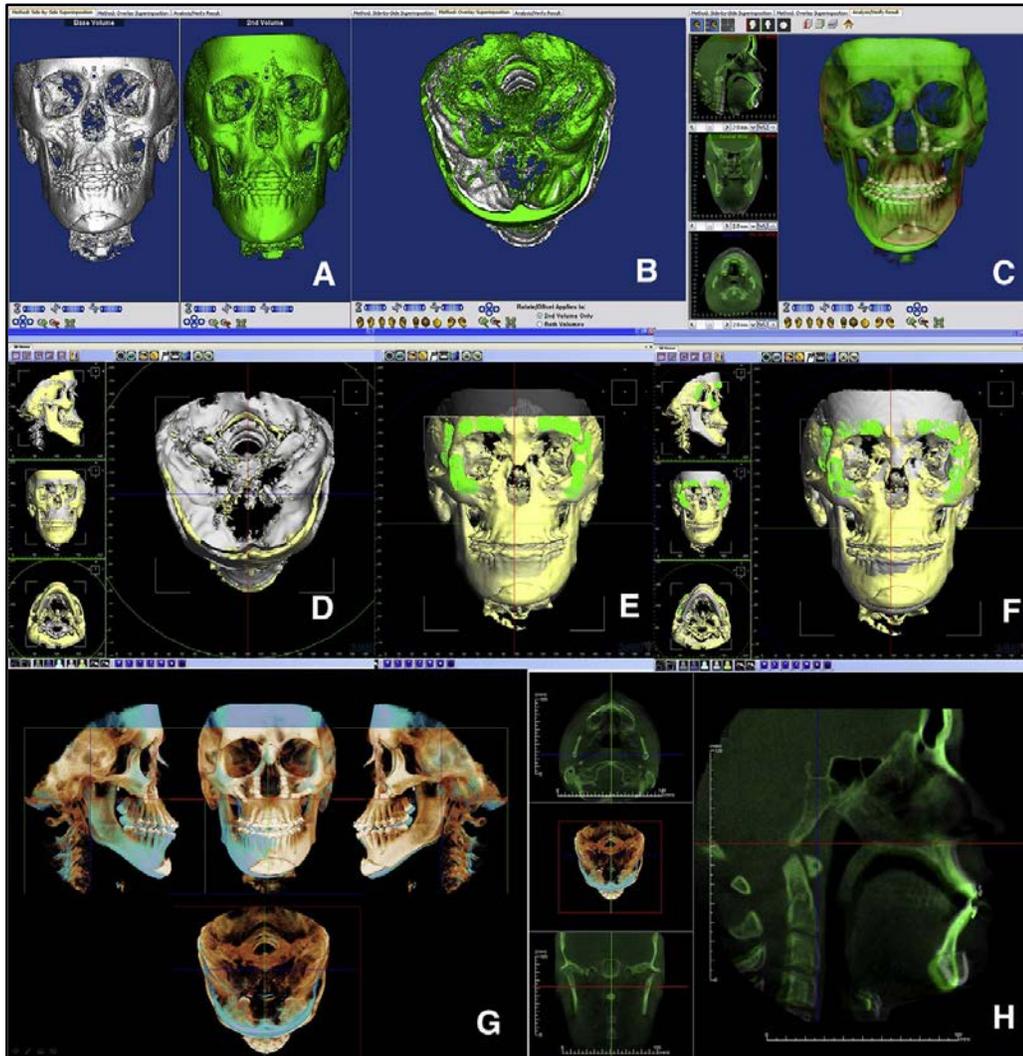


Figura 77. Registro y superposición de imágenes de paciente quirúrgico. A y B. Dolphin, superponiendo puntos estables. C. Imagen con superposición en semitransparencia para observar cambios. D.3dMDvultus, superposición de superficies. E y F, una vez superpuestas se observan los cambios (avance maxilar, genioplastia y autorotación de la mandíbula. G y H Visualización de cambios usando InVivo Dental. ⁽¹²⁾

Otro software disponible para la realización de cambios quirúrgicos es el 3dMDvultus, en el se pueden combinar fotos con la imagen radiográfica para una mejor visualización del tejido blando, se realizan los cortes virtuales, se reposicionan los segmentos y mediante un algoritmo el programa calcula los cambios a nivel de tejido blando y se producen las imágenes finales de la simulación de los resultados del acto quirúrgico. ⁽¹²⁾

Existen programas capaces de crear férulas quirúrgicas digitales sobre la nueva posición de las estructuras óseas obtenida con el manejo de las imágenes 3D, que se pueden obtener en físico posteriormente para ser utilizadas en el momento del acto quirúrgico y así colocar los huesos en la posición ideal, con mayor precisión que los métodos tradicionales. ⁽⁹⁵⁾

Metzger y cols, realizaron una investigación en el 2009 con el objetivo de proponer una nueva técnica para producir férulas quirúrgicas usando una impresora 3D. Se obtuvieron imágenes por CBCT de los pacientes a operar, se realizó la predicción quirúrgica usando el software, y combinando esta información con la de los modelos escaneados se confeccionó una férula quirúrgica digital en base a la nueva posición creada en la

simulación quirúrgica. Esta información fue enviada al equipo o impresora capaz de elaborar la férula quirúrgica en físico con la información obtenida del manejo de las imágenes 3D. (Ver figura 78)⁽⁹⁶⁾

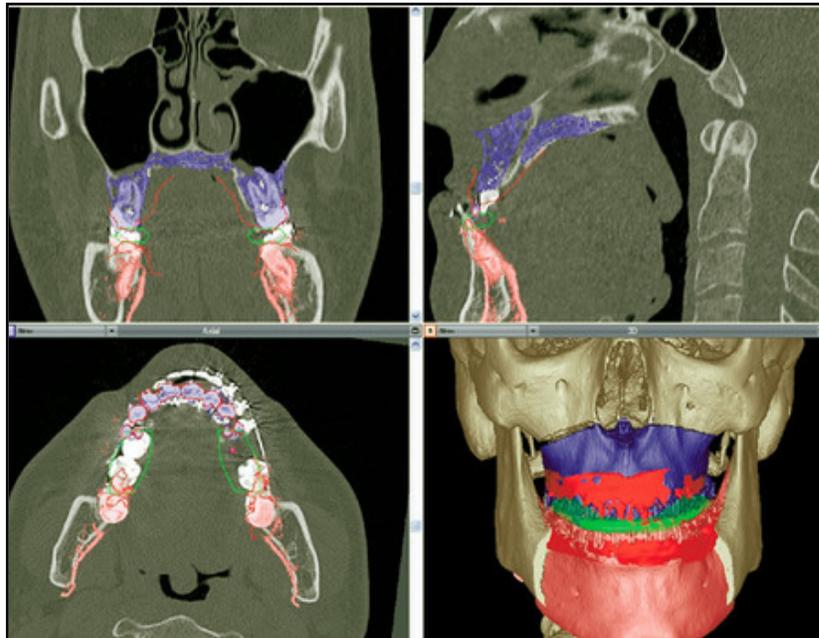


Figura 78. Segmentación maxilar y mandibular, reposición quirúrgica (azul y rojo). En verde la férula quirúrgica.⁽⁹⁶⁾

Como conclusión obtuvieron que las férulas quirúrgicas obtenidas de las imágenes 3D en combinación con la imagen de los modelos son más precisas que las realizadas cuando se hace la predicción quirúrgica sobre modelos, en donde puede haber pequeños errores por los cortes sobre yeso. Además no hay suficiente control de los movimientos como rotación y traslación

con respecto al cráneo completo al hacer la predicción sólo sobre modelos. ⁽⁹⁶⁾

Aparte de la planificación de casos ortodóncico- quirúrgicos la CBCT permite al cirujano la planificación de implantes, el estudio de fracturas en el complejo maxilofacial, pacientes con anomalías craneofaciales, dientes impactados y anomalías de las vértebras cervicales. ⁽²⁴⁾

2.11 Evaluación de la expansión rápida maxilar (ERM)

Los tratamientos de expansión rápida maxilar han sido usados ampliamente para corregir deficiencias transversales en adolescentes. Se han hecho diferentes estudios y revisiones en los tratamientos de expansión maxilar buscando conocer los efectos de ésta sobre las estructuras dentales y esqueléticas. ⁽⁹⁷⁾

Los dispositivos de ERM son rígidos y van fijos, producen fuerzas pesadas que son capaces de separar la sutura maxilar, resultando una expansión esquelética ortopédica del maxilar con un mínimo de movimiento dental. La expansión ortopédica realizada con ERM no se gana sólo con un movimiento en masa de la sutura media palatina sino también con una rotación

vestibular de los segmentos alveolares maxilares. Los huesos maxilares rotan transversalmente con la sutura frontonasal como centro de rotación. Aunque la fuerza de expansión está principalmente concentrada en separar la sutura maxilar existen cambios concomitantes a nivel de la sutura fronto-maxilar, cigomático-maxilar, cigomático-temporal y pterigo-palatina. Algunas veces se observa un aumento de la cavidad nasal mejorando el flujo de aire. ⁽⁹⁷⁾

Estos cambios han sido estudiados por lo general sobre radiografías 2D y este método tiene limitaciones significativas en cuanto a la identificación de puntos y errores de medición. ⁽⁹⁷⁾⁽⁹⁸⁾

Los avances en el uso de software para imágenes 3D ha permitido cambios importantes en la percepción de los cambios en las estructuras craneofaciales. Existe el reto para los clínicos de entrenarse para entender e interpretar las imágenes 3D, así como establecer líneas guía para el estudio de las imágenes. ⁽⁹⁸⁾

Garrett y cols. realizaron un estudio en el año 2008 el cual tuvo como objetivo utilizar la tomografía computarizada Cone Beam para evaluar cuantitativamente la expansión esquelética y el tipping o inclinación del proceso alveolar maxilar a nivel del

canino, premolares y primer molar después de realizada la ERM.
(97)

Se evaluaron 30 pacientes que requirieron expansión rápida maxilar con Hyrax como parte de su tratamiento ortodóncico. Se realizaron medidas antes y después de la expansión a nivel del ancho maxilar, ángulo del proceso alveolar, ancho nasal, ancho del piso nasal y ancho del seno maxilar a nivel de caninos, premolares y molares. (97)

Como resultado obtuvieron que la expansión esquelética del maxilar tiene un patrón triangular con la base hacia la zona anterior, observándose 55% de la expansión total a nivel de primeros premolares, 45% en los segundos premolares y 38% a nivel del primer molar. (97)

La inclinación o “tipping” del proceso alveolar fue de 6% de la expansión total a nivel del primer premolar, 9% en el segundo premolar y 13% en el primer molar, y la inclinación dental fue de 39% a nivel del primer premolar, 46% en el segundo premolar y 49% en el primer molar. (97)

También se concluyó que la ERM produce un incremento en el ancho nasal estadísticamente significativo y una disminución en el ancho del seno maxilar. La expansión ortopédica, la inclinación del proceso alveolar y la inclinación dental tienen una baja correlación con la tasa de expansión en el dispositivo, sin embargo, tiene alta correlación con la cantidad de expansión realizada. ⁽⁹⁷⁾

Lagràvere y cols realizaron un estudio publicado en el 2009 que tuvo como objetivo evaluar la precisión intra e inter-examinadores en la ubicación de puntos sobre imágenes 3D generadas con CBCT para evaluar los cambios por expansión rápida maxilar. ⁽⁹⁸⁾

Se utilizaron 24 exámenes con CBCT de pacientes en tratamiento con expansión rápida maxilar, las tomografías fueron tomadas en dos tiempos, al inicio y a los 6 meses de iniciada la expansión. Se obtuvieron cortes sagitales, coronales y axiales así como la reconstrucción 3D de las imágenes, se determinaron los puntos a ubicar y se creó un sistema de coordenadas X, Y y Z que permitiera la evaluación 3D de los cambios. El examinador principal localizó los puntos cinco veces y otros cuatro investigadores los localizaron una vez y se evaluó la precisión y

fiabilidad de la ubicación de puntos entre los distintos examinadores. ⁽⁹⁸⁾

Como resultado se obtuvo una alta fiabilidad y precisión en la ubicación de puntos en las distintas coordenadas. Los mejores puntos para evaluar la expansión rápida del maxilar fueron Ekm (Ectomolar), superficie bucal y ápices de los molares, premolares y caninos superiores y superficies bucales de molares y caninos inferiores. El Foramen espinoso, ELSA (Centro de coordenadas), conducto auditivo externo y el dorso del foramen magno demostraron adecuada precisión para determinar un sistema de referencia estandarizado. ⁽⁹⁸⁾

2.12 Otros usos en Ortodoncia

El uso de la tomografía computarizada Cone Beam no se limita sólo a su aplicación clínica, existe la posibilidad de realizar otro tipo de estudios y mediciones que permitan conocer aún más las características anatómicas de los pacientes, facilitando así el surgimiento de nuevas mecánicas de tratamiento que sean más eficientes.

Kim y cols. en el 2009 realizaron un estudio con el objetivo de probar la hipótesis de que no existe diferencia en el nivel vertical del hueso alveolar y en el grosor de las tablas óseas a nivel de los incisivos centrales superiores e inferiores en pacientes Clase III quirúrgicos. La muestra utilizada fue de 20 pacientes coreanos con maloclusión Clase III esquelética, mordida cruzada anterior y mordida abierta. Se tomaron imágenes con Cone Beam un mes antes de la cirugía y se hicieron cortes sagitales a nivel del punto más ancho del grosor labiolingual de los incisivos centrales maxilar y mandibular del lado derecho. Se midió la cantidad de hueso alveolar en sentido vertical y el grosor del hueso alveolar a nivel de la tabla vestibular y lingual a nivel del ápice del diente usando el software Simplant Pro 12.0. ⁽⁹⁹⁾

Como resultado obtuvieron una reducción del hueso alveolar tanto en sentido vertical como en grosor, presente en los incisivos superiores e inferiores, siendo más marcada en estos últimos. La hipótesis fue rechazada, y se concluye que en pacientes Clase III esquelética que requieren tratamiento quirúrgico se debe tener especial cuidado para prevenir o no agravar pérdida ósea alveolar que se puede presentar a nivel de los dientes anteriores, especialmente en los mandibulares. ⁽⁹⁹⁾

Gracco y cols. realizaron un estudio en el año 2009 con el objetivo de probar la hipótesis nula de que no existe correlación entre la morfología del maxilar, la posición de los incisivos superiores y el tipo facial. ⁽¹⁷⁾

De una muestra de 191 pacientes, se utilizó el ángulo FMA para seleccionar 20 pacientes braquifaciales, 20 mesofaciales y 20 dólícofaciales, con edades entre 12 y 40 años. Se usó la tomografía computarizada Cone Beam y se obtuvieron cortes sagitales correspondientes a la zona de los cuatro incisivos superiores. Algunos parámetros que definen la relación dentoalveolar fueron medidos, entre ellos el grosor alveolar, la altura alveolar y el movimiento dental. Como resultado obtuvieron que a nivel de los incisivos centrales superiores, los pacientes braquifaciales presentan un mayor grosor del hueso alveolar que los pacientes dólícofaciales. En los pacientes braquifaciales y mesofaciales el ápice radicular de los incisivos superiores se encontró más alejado de la cortical lingual que en los pacientes dólícofaciales. A nivel de los incisivos centrales el grosor alveolar fue mayor y la cortical lingual tiene mayor altura que a nivel de los incisivos laterales en los tres tipos faciales. (Ver figura 79)⁽¹⁷⁾



Figura 79. Medición del grosor del hueso alveolar. ⁽¹⁷⁾

Concluyeron que a nivel de los incisivos superiores el tipo facial está estadísticamente correlacionado con el grosor del hueso alveolar y la distancia del ápice radicular y la cortical lingual. ⁽¹⁷⁾

En un estudio realizado por Liu y cols., publicado en el año 2010 se planteó como objetivo determinar la precisión del análisis volumétrico de los dientes in vivo usando la tomografía computarizada Cone Beam con un campo de visión amplio, comúnmente usado en ortodoncia. Se midió el volumen físico de 24 bicúspides extraídos por razones ortodóncicas (16 imágenes fueron obtenidas con i-CAT y 8 con MercuRay) usando la técnica del desplazamiento del agua. La imagen pretratamiento fue

cargada al software Amira para su segmentación y medición del volumen radiográfico. Todas las mediciones se realizaron dos veces por dos observadores y se estableció la diferencia en las mediciones por los dos métodos. (Ver figura 80)⁽¹⁰⁰⁾

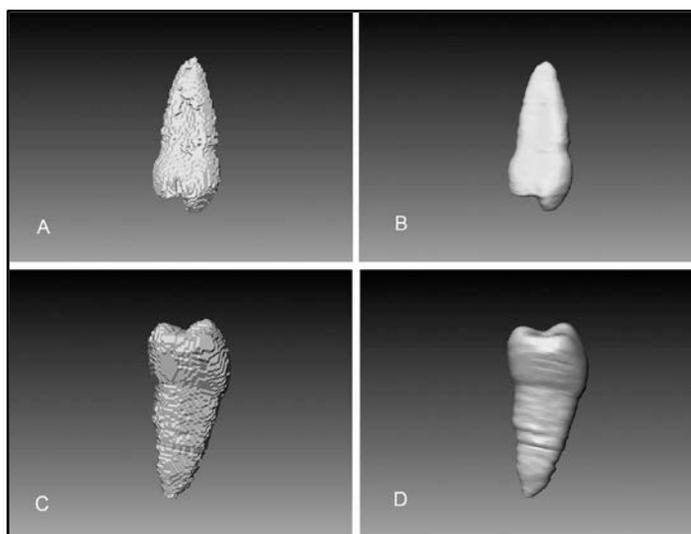


Figura 80. Segmentación para determinar el volumen de los dientes. A y C. segmentación sin optimización de imagen. B y D. Imágenes ya optimizadas con el uso del software Amira. ⁽¹⁰⁰⁾

Como resultado obtuvieron pequeñas diferencias entre las mediciones físicas y radiográficas, esto se debe a que la calidad de la segmentación es variable por distintos factores, sin embargo, las diferencias no son clínicamente significativas. Se concluye que se deben realizar más estudios para determinar los requerimientos para obtener valores volumétricos exactos. ⁽¹⁰⁰⁾

III. Discusión

La tomografía computarizada Cone Beam ha despertado el interés de los odontólogos ya que es una técnica sencilla que ofrece innumerables beneficios con sus imágenes, sin embargo requiere del uso de dosis de radiación relativamente altas en comparación con las técnicas convencionales de obtención de imágenes, y es por eso que distintos autores han buscado estudiar la factibilidad de uso de esta técnica como radiografía de rutina.

Muchos pacientes que requieren tratamiento ortodóncico son niños en crecimiento activo, quienes son más sensibles a los efectos de la radiación. Las imágenes son necesarias para la planificación y evaluación de los tratamientos, muchas veces es suficiente con imágenes convencionales, pero en algunos casos se requiere de la ayuda de las imágenes 3D. ⁽²⁸⁾

Sin embargo, los criterios de selección para la indicación de una imagen en cualquier fase del tratamiento deben seguir los principios ALARA. ⁽⁷⁾⁽²⁸⁾

García y cols, en el 2008, obtuvieron como resultado en su estudio sobre el uso de la CBCT como examen de rutina, que existe una mayor dosis efectiva de radiación al utilizar Tomografía multicorte en comparación con la CBCT, sin embargo esta última requiere una mayor dosis de radiación que la requerida para la obtención de una imagen panorámica o cefálica lateral con técnica convencional. Se concluye que la CBCT es la radiografía de elección sólo en pacientes en los que se necesite información adicional a la requerida en la planificación de un tratamiento normal, como por ejemplo: pacientes con dientes impactados, resorciones radiculares, anquilosis, alteraciones de la ATM o planificación quirúrgica. ⁽²⁸⁾

Existen también los pacientes ortodóncicos que requieren, aparte de la radiografía panorámica y la cefálica lateral, una radiografía de ATM, posteroanterior, radiografías periapicales, coronales y oclusales. Tomando en cuenta que la dosis efectiva generada en la toma de un periapical completo, como fue reportado por Gibbs, es de 13-14 μSv (con colimación rectangular), 64-73 μSv (con colimación circular) y 83-100 μSv con el uso de cono corto y bisección), la suma de la dosis efectiva generada por la toma de un periapical completo, una

radiografía panorámica y una cefálica lateral podría estar en el mismo rango o incluso mayor que con la toma de una CBCT. ⁽²⁸⁾

Cohnen y cols. (2002), y Schulze y cols (2004), coinciden con el resultado de García, obtuvieron una mayor dosis de radiación en la Tomografía multicorte que en la CBCT, recomiendan evaluar su uso en pacientes que realmente requieran de estas imágenes. ⁽¹⁰¹⁾⁽¹⁰²⁾

Existe una gran diferencia en las dosis de radiación emitidas por los diferentes equipos de CBCT, García y cols. hallaron una mayor dosis de radiación en el i-CAT cuando lo compararon con el equipo NewTom 9000. ⁽²⁸⁾

Ludlow y cols. en el año 2006, estudiaron las dosis de radiación emitidas por tres equipos: NewTom 3G, i- CAT y CB Mercuray usando los campos de visión de 12" utilizados en ortodoncia. Obtuvieron como resultado que el NewTom 3G genera una dosis de 45 a 49 mSv, el i-CAT de 135-193 mSv y el CB Mercuray de 477 a 558 msV, lo cual es 4 a 42 veces mayor en comparación a una radiografía panorámica (6.3 a 13.3 mSv). Concluyen que la dosis de radiación varía de forma importante

dependiendo del equipo de CBCT, el campo de visión y los parámetros técnicos usados. ⁽¹⁰³⁾

Existe gran variedad de equipos de CBCT disponibles, en la Tabla I se puede observar claramente que existe una diferencia marcada en cuanto a la dosis de radiación generada por algunos uno de ellos, cada día se siguen generando mejoras en cada uno de estos equipos y surgen otros nuevos, buscando lograr un equilibrio entre la dosis de radiación y la calidad de las imágenes obtenidas.

Lo importante es evaluar con detenimiento los casos y decidir la indicación justificada de un examen de CBCT siguiendo los principios de radioprotección, no debe ser indicado rutinariamente en pacientes ortodóncicos, sólo en aquellos casos que tengan condiciones especiales a estudiar o en casos en donde la indicación de una cantidad de radiografías convencionales sumen una dosis de radiación tal que sea conveniente la toma de un examen de CBCT.

En cuanto al uso de la tomografía computarizada Cone Beam en el campo de la ortodoncia los autores coinciden en que ofrece la posibilidad de estudiar la posición de las raíces, la presencia o

no de resorciones radicales, estudio detallado del área de la ATM, permite la evaluación de las vías aéreas y planificación quirúrgica.

Uno de los usos más investigados del Cone Beam en ortodoncia es la obtención de estudios cefalométricos. Se han realizado numerosos estudios que buscan conocer si realmente las mediciones realizadas sobre estas imágenes son fiables.

Lascaia y cols. en el año 2004, determinaron la precisión de las mediciones lineales realizadas sobre cráneos secos usando el equipo NewTom 3G y determinaron que existen diferencias de 2 a 3mm en las distancias de la región maxilofacial y 4-6mm en la región de la base craneal. Estos resultados difieren de los hallados por Làgraverre y cols.(2008) en donde se hallaron variaciones en las mediciones menores a 1mm. ⁽⁴¹⁾⁽¹⁰⁴⁾

Las discrepancias entre estos estudios se puede deber a los marcadores utilizados y aparte Lascaia utilizó cortes sagitales, coronales y axiales para medir las distancias y en el estudio de Làgraverre se utilizaron mediciones sobre imágenes en 3D. ⁽⁴¹⁾⁽¹⁰⁴⁾

Ballrick en el año 2008, determinó la presencia de diferencias milimétricas en las mediciones realizadas sobre CBCT con las mediciones reales, sin embargo no se consideraron clínicamente significativas, estos resultados coinciden con los hallados por Periago y cols en el mismo año. ⁽²⁶⁾⁽⁴³⁾

Moshiri ⁽⁶⁹⁾, Lamichane ⁽⁷²⁾, Kumar ⁽⁷⁰⁾, Cattaneo ⁽⁴⁾ y Berco ⁽⁶⁾ realizaron estudios para determinar la fiabilidad de las mediciones sobre imágenes CBCT y hallaron una alta fiabilidad en las mismas.

Otros estudios han sido realizados para determinar precisión en la ubicación de puntos y establecimiento de sistemas de coordenadas para el estudio cefalométrico, se han encontrado puntos fiables y otros con dificultad en su ubicación, y ya se ha logrado proponer sistemas de coordenadas para el uso de la CBCT en el estudio cefalométrico, sin embargo hacen falta más estudios para sacar conclusiones al respecto y proponer sistemas de trazado y mediciones como actualmente existen en la radiografía convencional. ⁽⁶⁸⁾⁽⁷¹⁾

La imagen de CBCT ofrece sin duda imágenes de calidad que permiten su uso para realizar mediciones, además es posible

obtener imágenes de cefálica lateral, lo cual facilita la transición entre la cefalometría tradicional y la cefalometría en 3D, se han ido desarrollando estudios para realizar las mediciones en imágenes 3D pero aún hacen falta más estudios para establecer mediciones estándar y comparativas. ⁽⁷⁰⁾

IV. Conclusiones

- La tomografía computarizada Cone Beam es una herramienta de diagnóstico innovadora que permite la obtención de imágenes de alta calidad y resolución que pueden ser utilizadas en las distintas especialidades de la odontología, entre ellas la ortodoncia.
- El uso de un examen CBCT ofrece numerosos beneficios, entre ellos que es menos costoso y con una dosis menor de radiación que los exámenes de tomografía computarizada convencional.
- La indicación de un examen con CBCT se debe realizar sólo cuando la imagen pueda aportar información que no pueda ser idealmente observada en una imagen convencional, cuando se requiera del manejo multidisciplinario en donde esté justificado su uso o cuando se necesite una cantidad de imágenes convencionales tal que la suma de la radiación de ellas supere la radiación con CBCT, nunca como examen rutinario y siempre siguiendo los principios ALARA.

- Los profesionales que deseen usar este tipo de imágenes deben estar entrenados debidamente para dar uso correcto a las mismas.
- Dentro del área de la ortodoncia el uso de CBCT está indicada para la evaluación de la posición de las raíces, cefalometría, dientes retenidos, evaluación de la A.T.M, superposiciones, evaluación de las vías aéreas, estudio de modelos, evaluación de resorciones radiculares, planificación de implantes y cirugía ortognática, y evaluación de la expansión rápida maxilar.
- Los sistemas de tomografía computarizada Cone Beam se encuentran en constante desarrollo buscando obtener imágenes de mayor calidad, con el uso de una menor cantidad de radiación y ofreciendo mayor comodidad para el paciente con un examen sencillo y rápido.

Referencias

1. Martínez J.C. Aspectos básicos de la tomografía computarizada y su aplicación en la cirugía bucal y maxilofacial. Tesis de grado. Caracas: Universidad Central de Venezuela, 1999
2. Mah J., Hatcher D. Three dimensional craniofacial imaging. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126(3): 308-9.
3. Frederiksen N.L. Advanced imaging. En: White S.C., Pharoah M.J. Oral Radiology: Principles and interpretation. St.Louis: Elsevier, 2009:207-24.
4. Cattaneo P.M., Borgkvist C., Calmar D., Hjortshøj M., Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 134:798-802.
5. Baumgaertel S., Palomo J.M., Palomo L., Hans M. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136: 19-28.

6. Berco M., Rigali P.H., Miner R.M., DeLuca S., Anderson N.K., Will L.A. Accuracy and reliability of linear measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:17.e1-17.e9.
7. Scarfe W.C., Farman A.G. Cone-Beam computed tomography. En: White S.C., Pharoah M.J. *Oral Radiology: Principles and interpretation*. St.Louis: Elsevier, 2009:225-43.
8. Scarfe W.C, Farman A.G, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can dent assoc*. 2006 Feb; 72(1): 75-80.
9. Sukovic P. Cone beam computed tomography in dentomaxillofacial imaging. *AADMRT newsletter* 2004.
10. Bourgeois M., Sikorski P., Taylor S. Cone Beam volumetric tomography. *Oral health journal*. 2007 Jun.
11. Ludlow J.B., Gubler M., Cevitanes L., Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: Cone-Beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 312.e1-312.e10.

12. Grauer D., Cevidanes L.S., Proffitt W. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:460-70.
13. Kwong J.C., Palomo J.M., Landers M.A., Figueroa A., Hans M. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133:317-27.
14. Keeve E., Kusch J., Hey J., Ritter L. Fundamentals of cone-beam volumetric imaging technology. En: Zöller J.E., Neugebauer J. Cone-beam volumetric imaging in dental, oral and maxillofacial medicine: fundamentals, diagnostics and treatment planning. Landshut-Ergolding: 2008: 3-22.
15. Brown A.A., Scarfe W.C., Scheetz J.P., Silveira A.M., Farman A.G. Linear accuracy of cone beam CT derived images. *Angle Orthod* 2009; 79:150-7.
16. Farman A.G., Scarfe W.C. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:257-65.

17. 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.
18. Yajima A., Otonari-Yamamoto M., Sanon T., Hayakawa Y., Otonari T., Tanabe K., et al. Cone-Beam CT (CB Throne®) applied to dentomaxillofacial región. *Bull Tokyo Dent Coll* 2006;47(3):133-41.
19. Ludlow J.B., Mol A. Digital imaging. En: White S.C., Pharoah M.J. *Oral Radiology: Principles and interpretation*. St.Louis: Elsevier, 2009:78-99.
20. Hilgers M., Scarfe W.C., Scheetz J.P., Farman A.G. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with the cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 128:803-11.
21. Baba R., Ueda K., Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Rad* 2004; 33:285-90.
22. Damstra J., Fourie Z., Huddleston J., Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived

surface models of different voxel sizes. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010; 137:16.e1-16.e6.

23. Feldkamp L.A., Davis L.C., Kress J.W. Practical cone-beam algorithm. J. Opt. Soc. Am A 1984;1(6):612-9.

24. Scarfe W.C., Farman A.G. Voxel vision using maxillofacial CBCT: clinical applications of the maximum intensity projection. AADMRT Newsletter 2007.

25. Cevidanes L.H., Styner M., Proffitt W.R. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129: 611-8.

26. Periago D.R., Scarfe W.C., Moshiri M., Scheetz J.P., Silveira A.M., Farman A.G. Linear accuracy and reliability of Cone Beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. Angle Orthod. 2008; 78(3): 387-95.

27. White S.C., Pharoah M.J. Oral Radiology: Principles and interpretation. 6th ed. St. Louis: Elsevier, 2009:32-43.

28. García Silva M.A., Wolf U., Heinicke F., Bumann A., Visser H., Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 640.e1-640.e5.
29. European commission. Radiation protection 136. European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. 2004
30. Mupparapu M. Radiation protection guidelines for the practicing orthodontist. *Am J Orthod dentofacial Orthop* 2005;128:168-72.
31. European Academy of dentomaxillofacial radiology. Basic principles for use of dental cone beam CT. Consensus guidelines of the European academy of dental and maxillofacial radiology. Enero 2009.
32. COVENIN. Norma venezolana de protección contra las radiaciones ionizantes provenientes de fuentes externas usadas en medicina. Parte 1: radiodiagnóstico médico y odontológico. 1era revisión. 2000.
33. Frigi C., Gómez C., Mitsunari W., De Melo J.C., Medici E., Leonelli M.E. Importancia y aplicaciones del sistema de tomografía

computarizada cone beam (CBCT). Acta Odontológica venezolana 2007; 45(4).

34. Hujoel P., Hollender L., Bollen A., Young J.D., McGee M., Grosso A. Head-and-neck organ doses from an episode of orthodontic care. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133: 210-7.

35. Ritter L., Dreiseidler T. Image Quality: requirements and influencing factors. En: Zöller J.E., Neugebauer J. Cone-beam volumetric imaging in dental, oral and maxillofacial medicine: fundamentals, diagnostics and treatment planning. Landshut-Ergolding: 2008: 23-36.

36. Cevidanes L., Oliveira A.E., Motta A., Phillips C., Burke B., Tyndall D. Head orientation in CBCT-generated cephalograms. Angle Orthod. 2009; 79(5): 971-7.

37. Lee R.D. Common image artifacts in cone beam CT. AADMRT newsletter 2008.

38. Barrett J.F., Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. RadioGraphics 2004; 24(6):1679-91.

39. Halazonetis D. Cone-beam computed tomography in Orthodontics: limitations and future directions. University of Athens. 2008.
40. Eraso F. TMJ imaging: what should be the standard of care? AADMRT Newsletter 2006.
41. Lagrèvere M.O., Carey J., Toogood R.W., Major P.W. Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 112-6.
42. Dudic A., Giannopoulou C., Leuzinger M., Kiliaridis S. Detection of apical root resorption after orthodontic treatment by using panoramic radiography and cone-beam computed tomography of super-high resolution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 434-7.
43. Ballrick J.W., Palomo J.M., Ruch E., Amberman B.D., Hans M.G. Image distortion and spatial resolution of commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134:573-82.

44. Swennen G.R., Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:410-6.
45. Swennen G.R., Schutyser F. Three-dimensional virtual approach to diagnosis and treatment planning of maxillofacial deformity. En: Bell W., Guerrero C.A. *Distraction osteogenesis of the facial skeleton*. Ontario: BC Decker Inc, 2007:55-79.
46. 3D Accuitomo 80. [En línea]. Citado en abril de 2010. Disponible en http://www.jmorita-mfg.com/en/en_products_diagnostics_general_3d_accuitomo_80.htm.
47. NewTom 3G. [En línea]. Citado en mayo de 2010. Disponible en <http://www.afpimaging.com/horizontalcbct>
48. Galileos. The new dimensión in 3D diagnostics. [En línea]. Citado en mayo de 2010. Disponible en <http://www.sirona.com>.
49. New generation i-CAT. [En línea]. Citado en mayo de 2010. Disponible en http://www.imagingsciences.com/pro_iCAT_design.htm.

50. Iluma Cone Beam CT. [En línea]. Citado en Abril de 2010. Disponible en <http://www.hytecinc.com/iluma/orthodontic.php>
51. Hayakawa Y. From Japan: Newly added oral and maxillofacial radiology imaging technologies. AADMRT newsletter 2007.
52. Planmeca Promax 3d. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.planmeca.com/index.php?lng=1&page=00301>.
53. Dolphin 3D software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.dolphinimaging.com/3d.html>.
54. Invivo 5 software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.anatamage.com/product-Invivodental.html>.
55. SimPlant software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.materialise.com/materialise/view/en/3106193-Product+overview.html>.
56. NobelGuide software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.nobelbiocare.com/en/products-solutions/treatment-planning-guided-surgery/features-benefits/default.aspx>.

57. Implant3D software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.implant3d.com/overview.html>.
58. Virtual implant placement software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.biohorizons.com/vip.aspx>.
59. Cad implant software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.cadimplant.com/>.
60. Implant master software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en http://www.ident-surgical.com/iDent_Brochure.pdf.
61. Amira software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.amira.com/amira.html>.
62. Viewbox software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.dhal.com/viewboxindex.htm>.
63. 3dMDvultus software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.3dmd.com/3dmdsoftware.html>.

64. Maxilim software. [En línea]. Citado en Mayo de 2010. Disponible en <http://www.medicim.com/en/products>.
65. Peck J.L, Sameshima G.T, Miller A., Worth P., Hatcher D.C. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam CT. *Angle Orthod.* 2007; 77(2): 206-13.
66. Owens A.M., Johal A. Near-end of treatment panoramic radiograph in the assessment of mesiodistal root angulation. *Angle Orthod.* 2008; 78(3):475-81.
67. Leuzinger M., Dudic A., Giannopoulou C., Killiaridis S. Root-contact evaluation by panoramic radiography and cone-beam computed tomography of super-high resolution. *Am J Orthod dentofacial orthop* 2010;137:389-92.
68. Lagravère M.O., Low C., Flores-Mir C., Chung R., Carey J., Heo G., Major P. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:598-604.

69. Moshiri M., Scarfe W.C., Hilgers M.L., Scheetz J.P., Silveira A.M., Farman A.G. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132: 550-60.
70. Kumar V., Ludlow J., Cevidanes L.H., Mol A. In vivo comparison of conventional cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod.* 2008; 78(5): 873-9.
71. Muramatsu A., Nawa H., Kimura M., Yoshida K., Maeda M., Katsumata A., et al. Reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3-dimensional computed tomographic images determined with the 95% confidence ellipse method. *Angle Orthod.* 2008; 78(3): 396-402.
72. Lamichane M., Anderson N.K., Rigali P.H., Seldin E.B., Will A.A. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 156.e1-156.e6.
73. Grauer D., Cevidanes L.H., Styner M.A., Heulfe I., Harmon E.T., Zhu H., Proffit W.R. Accuracy and landmark error calculation using cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Angle orthod.* 2010;80:286-94.

74. Canut J. Ortodoncia Clínica y terapéutica. Barcelona:Masson;2000.
75. Bjerklin K., Ericson S. How a computerized tomography examination changed the treatment plans of 80 children with retained and ectopically positioned maxillary canines. Angle Orthod. 2006; 76(1): 43-51.
76. Haney E., Gansky S.A., Lee J.S., Johnson E., Maki K., Miller A.J., et al. 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 Dentofacial Orthop 2010;137:590-7.
77. Nakajima A., Sameshima G.T, Arai Y., Yoshito H., Shimizu N., Dougherty H. Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited Cone Beam-Computed Tomography. Angle Orthod. 2005; 75(6): 895-903.
78. Way D.L. Utilization of CBCT in an Orthodontic practice. AADMRT newsletter 2006.
79. Mah J. 3-Dimensional visualization of impacted maxillary cuspids. AADMRT newsletter 2003.

80. Schlueter B., Kim K.B., Oliver D., Sortiropoulos G. Cone Beam computed tomography 3D reconstruction of the mandibular condyle. *Angle Orthod.* 2008; 78(5): 880-8.
81. Cevidanes L.H., Heymann G., Cornelis M.A., DeClerck H.J., Tulloch C. Superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models of growing patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:94-9.
82. Chen J., Shuning L., Fang S. Quantification of tooth displacement from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:393-400.
83. Aboudara C., Nielsen I., Huang J.C., Maki K., Miller A.J., 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.
84. Kim Y., Hong J., Hwang Y., Park Y. Three-dimensional analysis of pharyngeal airway in preadolescent children with different anteroposterior skeletal patterns. *Am J Orthod dentofacial orthop* 2010;137:306.e1-306.e11.

85. Cha J., Mah J., Sinclair P. Incidental findings in the maxillofacial area with 3-dimensional cone-beam imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132:7-14.
86. How C., Littlefield J., Rainy N., Nguyen J., Creed B. Evaluation of CBCT digital models and traditional models using the Little's index. *Angle Orthod* 2010;80:435-39.
87. White A., Fallis D.W., Vanderwalle K.S. Analysis of intra-arch and interarch measurements from digital models with 2 impression materials and a modeling process based on cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:456.e1-456.e9.
88. Algerban A., Jacobs R., Couto P., Willemns G. In-vitro comparison of 2 cone-beam computed tomography systems and panoramic imaging for detecting simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:764.e1-764.e11.
89. Lund H., Gröndahl K., Gröndal H. Cone Beam computed tomography for assessment of root length and marginal bone level during orthodontic treatment. *Angle Orthod* 2010; 80: 466-73.

90. Echarri P., Kim T., Favero L., Kim H. Ortodoncia y microimplantes. Técnica completa paso a paso. Madrid: Ripano; 2007.
91. Poggio P.M., Incorvati C., Velo S., Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 76: 191-7.
92. Park J., Cho H.J. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Am J Orthod dentofacial orthop* 2009;136:314.e1-314.e12.
93. Kim G., Kim S., Choi Y., Park Y., Chung K., Suk K., et al. Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:628.e1-628.e10.
94. Nakajima K., Yamaguchi T., Maki K. Surgical orthodontic treatment for a patient with advanced periodontal disease: evaluation with electromyography and 3-dimensional cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:450-9.

95. Mischkowski R.A., Zinser M. Maxillary surgery using cone-beam volumetric imaging. En: Zöller J.E., Neugebauer J. Cone-beam volumetric imaging in dental, oral and maxillofacial medicine: fundamentals, diagnostics and treatment planning. Landshut-Ergolding: 2008: 201-12.
96. Metzger M.C., Hohlweg-Majert B., Schwarz U., Teschner M., Hammer B., Schmelzeisen R., et al. Manufacturing splints for orthognatic surgery using a three-dimensional printer. AADMRT Newsletter 2009.
97. Garrett B.J., Caruso J.M., Rungcharassaeng K., Farrage J.R., Kim J.S., Taylor G.D. Skeletal effects to the maxilla after rapid maxillary expansion assessed with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 134: 8.e1-8.e11.
98. Lagrèvere M.O., Gordon J.M., Guedes I.H., Flores-Mir C., Carey J.P., Heo G., Major P.W. Reliability of traditional cephalometric landmarks as seen in three-dimensional analysis in maxillary expansion treatments. Angle Orthod. 2009; 79: 1047-56.
99. Kim Y., Park J.U., Kook Y. Alveolar bone loss around incisors in surgical skeletal Class III patients. Angle Orthod 2009;79:676-82.

100. Liu Y., Olszewski R., Alexandroni E.S., Enciso R., Xu T., Mah J.K.
The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *Angle Orthod* 2010; 80:160-6.
101. Schulze D., Heiland M., Thurmann H., Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac radiol* 2004; 33:83-6.
102. Cohnen M., Kemper J., Möbes O., Pawelzik J., Mödder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur.Radiol* 2002;12:634-7.
103. Ludlow J.B., Davies-Ludlow L.E., Brooks S.L., Howerton W.B. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac radiol* 2006;35;219-26.
104. Lascala C.A., Panella J., Marques M.M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33:291-4.

ANEXOS

Anexo 1

Principios básicos del uso de Cone Beam (EADMFR)⁽³¹⁾

1. No se debe indicar un examen de CBCT sin antes haber realizado el examen clínico del paciente.
2. Los exámenes CBCT deben ser justificados para cada paciente, evaluando el riesgo-beneficio.
3. El examen de CBCT debe brindar información que ayude al manejo del paciente.
4. Los exámenes con CBCT no deben ser practicados de rutina, al menos no sin evaluar un nuevo riesgo-beneficio.
5. Al aceptar la referencia indicando un examen de CBCT, el odontólogo tratante debe enviar información clínica suficiente (resultados de la historia clínica y examen clínico) para permitir al técnico la realización del proceso de justificación.
6. El examen de CBCT sólo debe ser usado cuando lo que se quiere evaluar no puede ser observado adecuadamente en una radiografía convencional que genere una dosis menor de radiación.

7. Las imágenes de CBCT deben ser examinadas exhaustivamente y deben llevar un reporte adecuado de todo el set de datos.
8. Cuando se requiera evaluación de tejidos blandos como parte de la evaluación a realizar se debe indicar una tomografía computarizada convencional o una resonancia magnética y no una CBCT.
9. El equipo de CBCT debe ofrecer una selección de volúmenes de escaneado y se debe usar el volumen más pequeño posible compatible con la situación clínica, de manera de usar la menor radiación posible.
10. Cuando el equipo ofrezca la posibilidad de selección de resolución, se debe usar la resolución que permita un diagnóstico adecuado y la menor dosis de radiación posible.
11. Se debe establecer e implementar un programa de garantía de calidad para cada examen de CBCT, incluyendo el equipo, técnica y procedimientos de control de calidad.
12. Se deben usar siempre las herramientas de posicionamiento del paciente que brinden mayor precisión en el procedimiento (marcadores de haz de luz).

13. Al instalarse los equipos de CBCT debe realizarse un examen crítico exhaustivo y se deben probar a través de test de radioprotección para garantizar la protección del personal, miembros del público y pacientes.
14. Se deben realizar test de rutina al equipo para asegurarse de que la radioprotección es la adecuada para el paciente y el personal.
15. Para la protección del personal de trabajo, se deben seguir las guías detalladas en la Sección 6 del documento de la Comisión Europea “Radioprotección 136. Guías europeas de radioprotección en radiología dental”.
16. Todos aquellos que trabajen con el equipo de CBCT deben tener entrenamiento teórico y práctico en radiología y radioprotección.
17. Se requiere de mantener una educación continua y entrenamientos de actualización, particularmente si se adquieren nuevos equipos de CBCT o nuevas técnicas.
18. Los odontólogos que sean responsables de equipos de CBCT, que no hayan recibido un entrenamiento práctico y teórico adecuado deben realizar un entrenamiento validado en una institución académica. (Universidad o equivalente).

19. Las imágenes de CBCT de la zona dentoalveolar, de los dientes, de las estructuras de soporte, mandíbula o maxilar hasta el piso de la nariz (campo de visión de 8x8cm) deben ser realizadas por un radiólogo y de ser imposible por un odontólogo general entrenado.
20. En imágenes de CBCT fuera del complejo dentoalveolar (Ej. Hueso temporal) y estructuras cráneofaciales (campos de visión más allá de los dientes, estructuras de soporte, mandíbula, ATM, maxilar hasta el piso de la nariz), la evaluación clínica (reporte radiológico) debe ser realizada por un radiólogo.

Anexo 2

Comparación de especificaciones de algunos equipos de tomografía computarizada Cone Beam

	3D Accuitomo	NewTom 3G	NewTom Vgi	Galileos Comfort	New generation i-CAT	Iluma	CB Mercuray	CB Throne	Promax 3D
Compañía	J.Morita manufacturing	AFP imaging	AFP imaging	Sirona dental systems	Imaging sciences international	Imtec imaging	Hitachi medical systems	Hitachi medical systems	Planmeca
Tipo de detector	Flat panel	Int.imagen/ CCD	Flat panel	Tecnología Siemens	Flat panel	Flat panel	Int. imagen/ CCD	Int. imagen/ CCD	Flat panel/ SOMC.
Tamaño del vóxel	0.125-0.2mm	0.07-0.2mm	0.125-0.3mm	0.15-0.3mm	0.125-0.4mm	0.0936-0.4mm	0.1-0.5mm	0.1-0.2mm	0.15mm
Posición del paciente	Sentado	Supina	Sentado o de pie	Sentado o de pie	Sentado	Sentado	Sentado	Sentado	De pie
Software preinstalado	i-Dixel	NNT	NNT	Galaxis 3D	3DVR/Xoran Cat/iVision	Iluma visión 3D	CB works	CB works	Romexis 3D explorer
Volumen de escaneado	40x40cm 60x60cm	6", 9" o 12"	Ajustable. No especificado	Hasta 15x15x15 cm	4,6,8,10 y 13x16. 17x23cm	10x19cm 17x19cm	6", 9" o 12"	4" o 7"	Variable
Fuente de radiación	Continua	Pulsada	Pulsada	Pulsada	Pulsada	Continua	Continua	Continua	Pulsada
Tiempo de escaneado	8.5-18seg.	5.6-36seg	18 seg	14seg	5-8.9-26.9 seg	20-40 seg	10 seg	9.6 seg	18 seg
Escala de grises	12 bit	12 bit	12 bit	12 bit	14 bit	14 bit	12 bit	12 bit	12 bit

