

UNIVERSIDAD PRIVADA DE TACNA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

**Segunda Especialidad de Ortodoncia
y Ortopedia Maxilar**



**“TOMOGRFÍA VOLUMÉTRICA Y SU APLICACIÓN EN
ORTODONCIA”**

MONOGRAFÍA PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN
ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

PRESENTADO POR:

C.D. DIEGO EDUARDO TORRES TICONA

ASESORES:

DR. MANUEL ADRIAZOLA PANDO.

DR. MARCO ESTRADA VITORINO.

TACNA – PERÚ

2016



CONTENIDO:

- I. INTRODUCCION
- II. OBJETIVOS
- III. HISTORIA
- IV. CONCEPTO
- V. MECANISMO DEL TOMOGRAFO VOLUMETRICO DIGITAL (TCFC)
- VI. PRODUCCIÓN DE LA IMAGEN EN TOMOGRAFIA VOLUMETRICA DIGITAL
 - 6.1. Configuración de la adquisición.
 - 6.2. Detección de la imagen.
 - 6.3. Reconstrucción de la imagen.
 - 6.4. Exhibición de la imagen.
- VII. TIPOS DE EQUIPOS DE TOMOGRAFIA VOLUMETRICA DIGITAL
 - 7.1. Posicionamiento del paciente.
 - 7.2. Volumen de Adquisición.
 - 7.3. Multimodo.
- VIII. DOSIS DE LA RADIACIÓN
- IX. CONSIDERACIONES DE LA DOSIS DE RADIACIÓN EN ORTODONCIA
- X. DIRECTRICES PARA LA TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA CONE BEAM EN ORTODONCIA POR LA ACADEMIA AMERICANA DE RADIOLOGIA ORAL Y MAXILO FACIAL
 - 10.1. Imagen fiel de acuerdo con la situación clínica.
 - 10.2. Evaluar el riesgo de la dosis de radiación.
 - 10.3. Minimizar la exposición del paciente a la radiación.
 - 10.4. Mantener la competencia profesional en la realización e interpretación de estudios tomográficos.
- XI. EQUIPOS Y SOFTWARE
- XII. APLICACIÓN DE TOMOGRAFIA VOLUMETRICA EN EL DIAGNOSTICO ORTODONTICO
 - 12.1. Cefalometria 3D.
 - 12.2. Evaluación de dientes impactados y/o retenidos.



- 12.3. Articulación temporo-mandibular.
- 12.4. ATM anatomía (normal y patología)
- 12.5. Morfología y reabsorción radicular.
- 12.6. Dehiscencia y fenestración.
- 12.7. Dispositivos de anclaje temporal.
- 12.8. Evaluación de la vía aérea.
- 12.9. Superposiciones
- XIII. DIAGNOSTICO Y PLANIFICACIÓN
- XIV. BENEFICIOS Y DESVENTAJAS
- XV. DISCUSIÓN
- XVI. CONCLUSIONES
- XVII. REFERENCIAS



I. INTRODUCCIÓN

La evolución de la imagenología en la odontología viene disponibilizando medios de diagnóstico precisos, con gran detallamiento de imágenes.

Ejemplos de esto son las tomografías computarizadas que están siendo cada vez más utilizadas en todas las áreas de la odontología, por permitir la reconstrucción de áreas anatómicas y la visualización en 3 dimensiones.

La Tomografía Computarizada (TC) es una técnica que produce imágenes en tercera dimensión de cierto objeto, por la obtención de una serie de secciones bidimensionales realizadas por los rayos X sin cualquier sobre posición de estructuras anatómicas visibles. Después procesada por el computador, la imagen puede ser reformateada en cortes en los tres planos del espacio y reconstruida tridimensionalmente con alta precisión. En cualquier tipo de reformateado de la imagen, no existe sobre posición de imágenes.

Actualmente existen dos tipos de TC, la Tomografía Computarizada Médica (TCM) y la Tomografía Computarizada Cone Beam (CBTC). Los dos tipos de exámenes permiten la obtención de imágenes en cortes de la región dentomaxilofacial, sin embargo, la única característica en común se refiere a la utilización de la radiación X¹.

La literatura está repleta de aplicaciones clínicas de la CBTC, en la ortodoncia, favorece a la visualización de dientes impactados, la detección de reabsorción dentaria, anquilosis y fractura alveolodentaria, evaluación de altura y volumen óseo, investigación de articulación temporomandibular y vías aéreas, determinación precisa de la discrepancia óseo dentaria en dientes aun no erupcionados e identificación de patologías.

El objetivo de la presente revisión bibliográfica fue avalar la importancia e influencia de los exámenes 3D o tomografía volumétrica cone beam en el redireccionamiento del plano de tratamiento ortodóntico.



II. OBJETIVOS:

2.1. Objetivo General:

- Identificar la importancia de la tomografía volumétrica aplicada en la ortodoncia.

2.2. Objetivos Específicos:

- Avalar la importancia e influencia de la tomografía volumétrica en el plano de tratamiento ortodóntico.
- Considerar la posibilidad de prescribir una tomografía Cone Beam en el diagnóstico ortodóntico.
- Conocer el mecanismo y uso de los tomógrafos dirigidos y utilizados en ortodoncia.



REVISIÓN BIBLIOGRAFICA

III. HISTORIA

La Tomografía Computarizada (TC) convencional (o medica) fue desenvuelta en 1972, por el ingeniero ingles Hounsfield y por el físico norteamericano Comark. Representó una grande evolución y por esa razón, sus idealizadores fueron consagrados con el premio Nobel de Medicina en 1979. A pesar del avance, la TC convencional fue aplicada en la odontología con restricciones, en resultado de la elevada dosis de radiación, excesiva dimensión de aparatología, necesidad de posición supina del paciente durante la toma, además del costo financiero. Al final de la década de los 90, el avance tecnológico condujo a una nueva versión que atendió las necesidades de la región los dientes y maxilofacial, y se tornó conocida como Tomografía Computarizada de Faz Cónico (TCFC) o, en el idioma inglés, Cone- Beam².

IV. CONCEPTO

La TC de haz cónico es actualmente el registro diagnóstico más prometedor en el campo de la odontología en general, y por supuesto para los ortodoncistas. Una TC de haz cónico proporciona, en un solo disparo, todas las imágenes radiográficas que empleamos habitualmente dentistas y cirujanos maxilofaciales con una buena calidad de imagen en tres dimensiones (3D) y con una precisión absoluta para efectuar mediciones de las imágenes, ya que estas son 1:1. Es decir, que cuando al paciente le solicitemos una radiografía de cone beam obtendremos todas aquellas radiografías que los ortodoncistas, por ejemplo, pedimos de rutina (radiografía panorámica, telerradiografía lateral y frontal de cráneo), pero además dispondremos de otras como pueden ser las imágenes que veríamos en las periapicales, telerradiografías basales de cráneo o imágenes de vías aéreas. La TC de haz cónico es, por lo tanto, un tipo de radiografía computarizada 3D versátil y útil que ha de representar una gran ayuda a todos los profesionales³.

V. MECANISMO DEL TOMÓGRAFO VOLUMÉTRICO DIGITAL (TCFC)

Como el nombre sugiere, la TCFC produce una faz de radiación en forma de cono que realiza una sola rotación alrededor del paciente (180° a 360°, dependiendo del modelo). Una fuente cónica divergente de radiación ionizante se dirige a través del centro del campo de interés hacia un área detectora de rayos x en el lado opuesto (un sensor con una gran superficie de detección). Ambos giran alrededor de un fulcro de rotación fijado en el centro de la región de interés (imagen 1). Durante esta rotación se adquieren múltiples imágenes planas secuenciales de la proyección del campo visual. Una cantidad específica de rayos X absorbida corresponde a una estructura cuboide tridimensional llamada vòxel, corresponde al pixel de las imágenes bidimensionales⁴. La reconstrucción volumétrica computarizada es obtenida por software utilizando algoritmos para producir la imagen tridimensional (3D) en alta resolución. La dosis de radiación emitida por la TCFC depende del campo de visión deseado, tiempo de exposición, miliamperagen y quilovoltaje, pero se ha informado que corresponde a aproximadamente 20% de la TC convencional y es equivalente a la exposición completa de radiografías periapicales. La diferencia de la TCFC también está en la posibilidad de captación de imágenes en tamaño real en los tres planos del espacio, diferentemente de los exámenes radiográficos bidimensionales, que proyectan la imagen de las estructuras en un solo plano, muchas veces distorsionadas y sobrepuestas².



Imagen 1. Sensor con superficie de detección



VI. PRODUCCIÓN DE LA IMAGEN EN TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DIGITAL

Reconocemos cuatro etapas en este proceso:

6.1. Configuración de la adquisición:

El equipo realiza un movimiento giratorio parcial o completo, mientras el generador de rayos x gira simultáneamente junto al área de detección alrededor de la cabeza del paciente.

- **La generación de rayos X:** Lo más simple en la exposición del paciente es usar un haz constante de radiación durante la rotación, permitiendo que el detector tome muestras constantes de lo atenuado por el haz durante su trayectoria. Sin embargo, la emisión continua de la radiación no contribuye a la formación de la imagen y resulta una gran exposición del paciente a la radiación. Como alternativa el haz de rayos X es pulsado para coincidir con el detector, lo que significa que el tiempo de exposición es marcadamente menor al tiempo total de examinación⁵.
- **Tamaño de 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. 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. 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 radiación⁶.

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. 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.

- **Campo Visual (FOV):** 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.

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. 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 completo⁷.

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. 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 detector⁸.

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 imagen⁷. (Imagen 2).

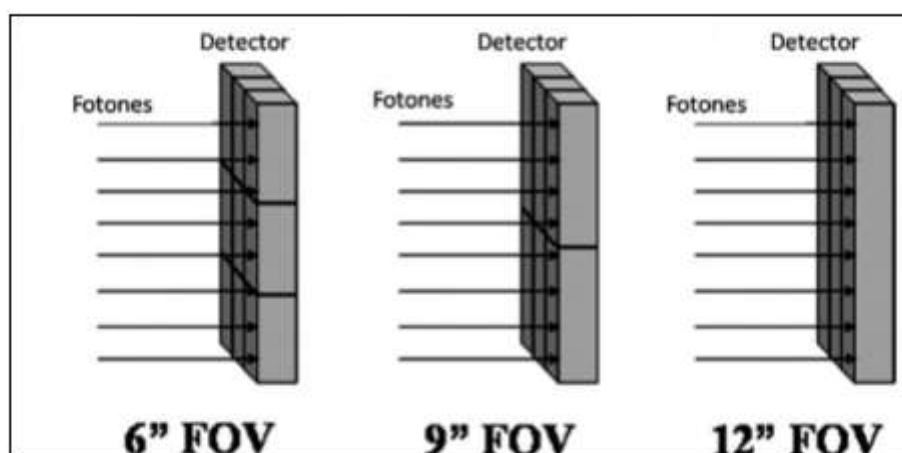


Imagen 2. Relación entre tamaño del FOV, tamaño del vóxel, miliamperaje y calidad de imagen.



- **Factores de exploración:** Durante el examen, se realizan exposiciones simples proporcionando imágenes de proyección 2D conocidas como "crudas". La serie completa de estas imágenes es lo que se conoce como datos de proyección. El número de imágenes comprendidas en estos datos es determinado por el número de imágenes adquiridas por segundo, la trayectoria y la velocidad de rotación. Mientras más datos de proyección, es decir imágenes "crudas" se obtienen, la imagen final será más fiel. Sin embargo, esta cantidad debe ser la mínima posible para obtener una imagen de calidad diagnóstica⁵.

6.2. Detección de la imagen:

Dependiendo del tipo de detector de imágenes que utilice el equipo de TVD:

- **Dispositivo de Carga Acoplada (CCD):** Permite que una baja intensidad de rayos x sea amplificada y a la vez almacena y muestra los datos de una imagen de tal forma que cada píxel se convierte en una carga eléctrica. Con este sistema se pueden crear distorsiones geométricas que se deben procesar luego en la computadora.
- **Detector Tipo Pantalla Plana (TFT):** Percibe los rayos X usando un detector indirecto y una gran área plana cubierta de un material centellador. Este es un material que exhibe luminiscencia cuando por él pasa radiación ionizante, electrones, positrones u otras partículas o iones más pesados. Esto se produce porque el material absorbe parte de la energía de la partícula incidente y la reemite en forma de un corto destello de luz. Los detectores planos proporcionan un mayor rango dinámico y no generan distorsiones geométricas.
- **Sensor CMOS:** Con fibra óptica, convierte las señales de radiación que viajan a través de la fibra óptica en impulsos eléctricos, al tener integrado

un conversor digital. El consumo eléctrico de este tipo de sensores es muy inferior a los otros, y muestra una alta efectividad en su funcionamiento⁵.

La resolución y el detalle de las imágenes obtenidas por el TVD son determinadas por los voxels (volume elements - elementos, unidad de volumen producidos por la data volumétrica). Son la unidad más pequeña del volumen obtenido, así como lo es el pixel en las imágenes digitales en 2D. La dimensión del vóxel depende principalmente del tamaño del pixel en el área del detector⁹.

En el Tomógrafo Volumétrico Digital, los vóxel tienen lados y profundidad de igual tamaño llamados isotrópicos. En el Tomógrafo Computarizado Convencional los voxels son anisotrópicos, es decir, son de igual altura y ancho, pero de diferente profundidad (imagen 3).



Imagen 3. Vóxel isotrópico

Vóxel anisotrópico

6.3. Reconstrucción de la Imagen:

Una vez que los marcos de la proyección se han adquirido, la data debe ser procesada para crear el conjunto de datos volumétricos. Este proceso es llamado reconstrucción. El número de los marcos de proyección individual serán desde 100 a más de 600, cada una con más de un millón de píxel, con 12 a 16 bits (es la unidad más pequeña de información que utiliza un computador, son necesarios 8 bits para crear un byte) asignados a cada píxel. La reconstrucción de los datos es realizada en una computadora que bien puede ser personal, a diferencia de los TC convencionales, en donde son necesarios varios equipos de alto rendimiento (computadora de adquisición de la imagen y computadora de procesamiento de imagen) para obtener la imagen.

El tiempo de reconstrucción varía dependiendo de los parámetros de adquisición (tamaño del voxel, campo visual y número de proyecciones), velocidad de procesamiento de hardware del equipo y del software (algoritmos de reconstrucción). Los equipos de última generación logran la reconstrucción en 2 minutos o menos¹⁰.

6.4. Exhibición de la Imagen:

El volúmen obtenido es presentado al operador en una pantalla con una reconstrucción volumétrica y en tres planos ortogonales (axial, coronal y sagital) (imagen 4).



vista del plano axial



vista del plano sagital



vista de la reconstrucción volumetrica

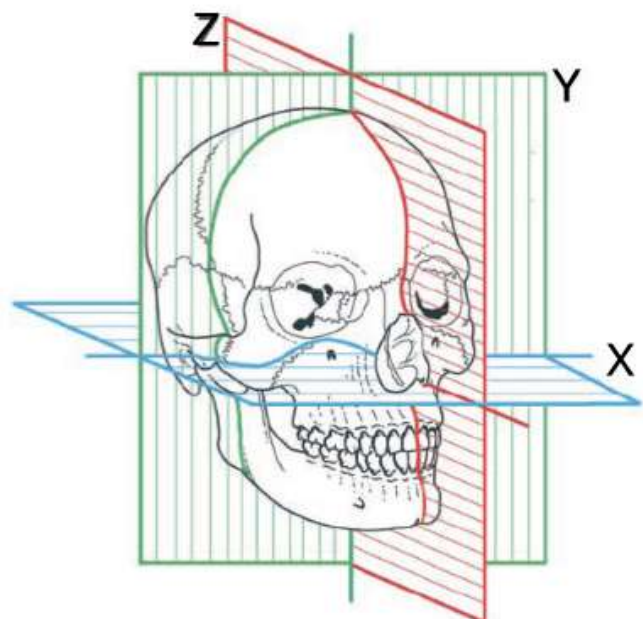


Imagen 4. Representación de cortes axial (X), coronal (Y) y sagital (z) cráneo.



VII. TIPOS DE EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DIGITAL

Hay numerosos modelos de TVD dedicados a la odontología (Illuma, Kodak 9500 y Kodak 9000, Gallileo, Promax 3D, I-Cat, PreXion 3D, Newton 9000, entre otros). La mayoría de los sistemas funciona con menos de 100 Kvoltios y sólo muy pocos usan tubos de alto voltaje reservado para radiólogos.

Cada marca ofrece sus propias innovaciones en facilidad de uso y ergonomía; la tendencia actual es reducir el tamaño del dispositivo para que sea más fácil encontrarle un lugar en la clínica dental. La mayoría de estos equipos pueden ser utilizados para obtener radiografías panorámicas.

Los equipos de TVD se clasifican en la actualidad de acuerdo a uno de tres criterios: al posicionamiento del paciente al momento de la adquisición de la imagen, el volumen de adquisición irradiado o la funcionalidad clínica⁵.

7.1. Posicionamiento del paciente: los volúmenes de la región maxilofacial pueden obtenerse con el paciente en cualquiera de tres posiciones: acostado, de pie o sentado. Los equipos que requieren de un paciente acostado generalmente son de grandes dimensiones, y de difícil acceso para pacientes con dificultades motoras o discapacitados. Las unidades donde los pacientes se sientan son las más cómodas, sin embargo, son de acceso restringido (sillas de ruedas, discapacitados). Los equipos donde el paciente se mantiene de pie suelen ser las más versátiles y de menores dimensiones; sin embargo, deben poder hacer un amplio recorrido vertical de ajuste para permitir la toma de pacientes sentados en sillas de ruedas.

7.2. Volumen de Adquisición: las dimensiones del área de donde se obtiene información son en principio dependientes de la forma y del tamaño del sensor, de la geometría del haz cónico de radiación, y de la habilidad del sensor en la colimación del haz. La forma del área

adquirida (o volumen de adquisición) puede ser cilíndrica o esférica. El que se pueda limitar la radiación al área de interés asegura que es posible ajustar el estudio a las características propias de cada paciente en base a la región seleccionada para ser estudiada y a la enfermedad presente.

En base a la relación altura-diámetro del volumen posible de adquirir, los equipos se pueden clasificar en (imagen 5):

- localizados (también conocidos como focalizados, de campo reducido, pequeño o limitado), aprox. 5 cm o menos.
- arco individual (5 a 7 cm).
- inter arcada (7 a 10 cm).
- maxilofacial (10 a 15 cm).
- cráneo-facial (más de 15 cm).

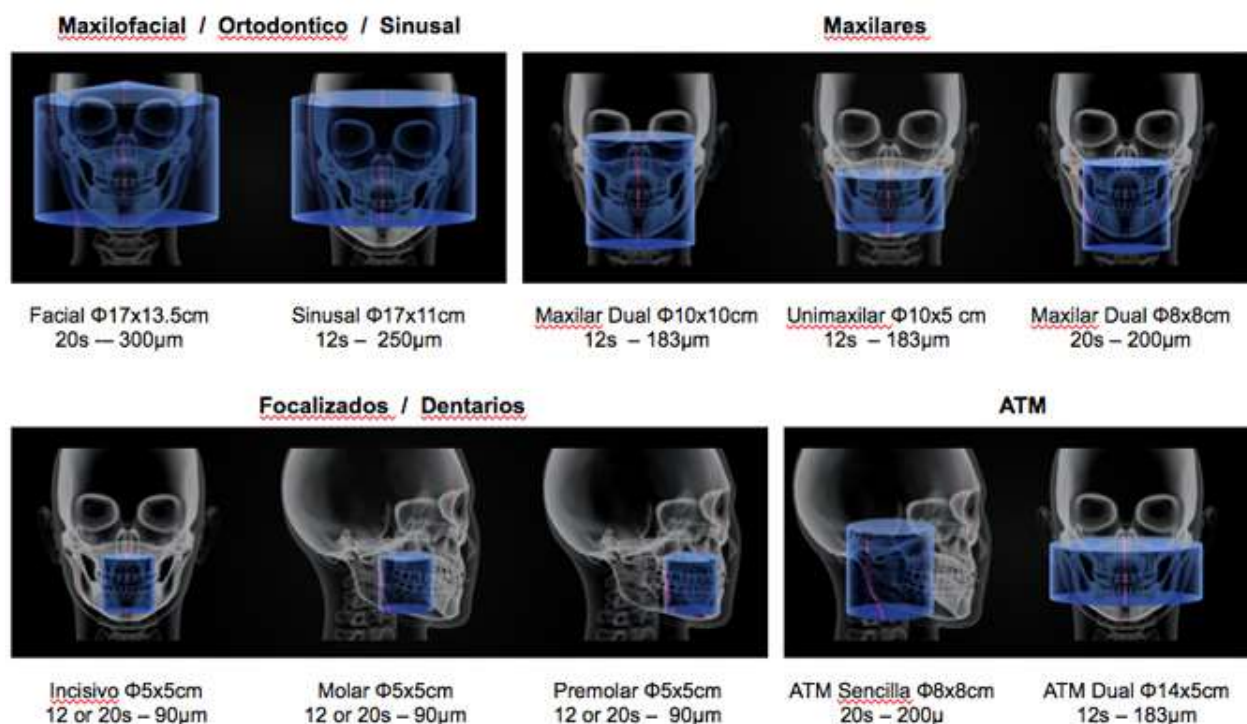


Imagen 5. Relación altura diámetro del volumen

7.3. Multimodo: Es posible encontrar equipos híbridos que combinan panorámicos digitales y cefálicos con Tomografía Volumétrica Digital (TVD) de área de adquisición limitada. Recientemente han sido

introducidos equipos más versátiles que tienen la posibilidad de variar el tamaño del área a adquirir¹¹. (imagen 6).

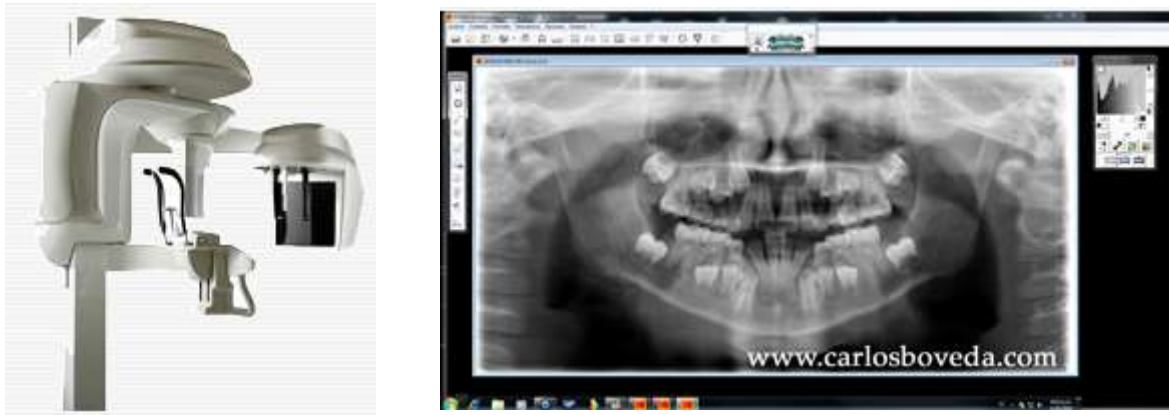


Imagen 6. Versatilidad, RX Panorámica y lateral de cráneo

VIII. DOSIS DE LA RADIACIÓN:

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.

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 eficiente¹².

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.

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 microsievets (μSv)¹³.

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 microsievets.

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 daño¹².

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.

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. 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 exposición¹⁴.

IX. CONSIDERACIONES DE LA DOSIS DE RADIACIÓN EN ORTODONCIA

Como sabemos, hay dos posibles efectos nocivos de la radiación ionizante: los efectos determinísticos (que causan la muerte celular por sobredosis en cortos períodos de tiempo que suele ocurrir después que el umbral es alcanzado, que no ocurre con una dosis única ej. mucositis) y los efectos estocásticos (efecto que altera las células de forma irreversible alterando el ADN de la célula y a diferencia del determinístico se trata de una acumulación de la dosis)¹⁵.

La dosis eficaz para la TCCB utilizada para la documentación de ortodoncia es especialmente preocupante, especialmente porque la edad donde se inicia el tratamiento de ortodoncia es en una etapa pediátrica. Los niños pueden ser de dos a diez veces más propensos a una carcinogénesis inducida por la radiación comparada con los adultos. En conclusión, se puede decir que para todos los procedimientos de imagen que utilizan radiación ionizante, los beneficios clínicos deben sopesarse contra el potencial riesgo de la radiación, que son determinados por la radiosensibilidad relativa de los que están siendo analizados y las habilidades de los operadores para el control de la exposición a la radiación.

X. DIRECTRICES PARA LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE BEAM EN ORTODONCIA POR LA ACADÉMIA AMERICANA DE RADIOLOGÍA ORAL Y MAXILO FACIAL

10.1. Imagen fiel de acuerdo con la situación clínica:

Basándose en el principio de ALARA:

- La TCCB debe basarse de acuerdo a la historia del paciente, examen clínico, radiografías anteriores y la presencia de condiciones clínicas; en las que se justifica el beneficio de la dosis de radiación mayor¹⁵.



- Utilizar la TCCB cuando la interrogante no se puede responder con imágenes bidimensionales.
- Evitar el uso de la TCCB cuando existe una modalidad alternativa no ionizante la cual puede ayudar en el diagnóstico.
- Utilizar el protocolo correcto (FOV (campo de visión), minimizar la exposición, número de imágenes base, y resolución).
- Evitar el uso de TCCB sólo para obtener las telerradiografías o las reconstrucciones panorámicas.
- Evitar el uso de imágenes en 2D si el examen clínico indica una TCCB.

Para la ortodoncia existen recomendaciones específicas, (tabla 1) donde se puede observar que las recomendaciones incluyen la fase de tratamiento (antes, durante y después), la dificultad del tratamiento, y la presencia de condiciones esqueléticas y dentales.

Tratamiento			Condiciones Clínicas							
Tiempo	Dificultad	Generalidades	Anomalías de la estructura dental	Anomalías en la posición dental	Comprometimiento de las tablas Oseas	Asimetrías	Discrepancias Antero-posterior	Discrepancias verticales	Discrepancias Transversales	Signos y síntomas de las DTM
Antes	Leve	III	FOV s (I)	FOV s (I)	FOV s, m (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV s, m (III)
	Modorada	FOV m, l (II)	FOV s (I)	FOV s (I)	FOV s, m (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)
	Severa	FOV l (III)	FOV s (I)	FOV s (I)	FOV s, m (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)
Durante		III	FOV s (III)	FOV s (II)	FOV s, m (II)	Pre - quirúrgico FOV m, l (II)	Pre - quirúrgico FOV m, l (II)	Pre - quirúrgico FOV m, l (II)	Pre - quirúrgico FOV m, l (II)	FOV m, l (II)
Después		III	FOV s (III)	FOV s (III)	FOV s, m (III)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)	FOV m, l (II)

FOV=campo de visión, FOVs=campo de visión pequeño, FOVm=campo de visión mediano, FOVl=campo de visión grande, I=Indicado, II=Posiblemente indicado, III=No Indicado.
Fuente: American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (1).

Tabla 1. Recomendaciones específicas para la radiación²¹

10.2. Evaluar el riesgo de la dosis de radiación:

El riesgo de la radiación ha sido frecuentemente estimado mediante el cálculo de la dosis efectiva de la TCCB (tabla 2) y este valor ha sido comparado con¹⁵:

- Las mediciones obtenidas a partir de métodos de imágenes comparables (por ejemplo, múltiples imágenes panorámicas o TC Multi-Slice médica).

- El tiempo de radiación equivalente (por ejemplo, días pasados).
- La radiación propiamente dicha (por ejemplo, la probabilidad de cánceres por cada escaneamiento de la tomografía llamada tasa estocástica de cáncer).

Nivel de radiación relativa	Rango estimado de la dosis efectiva (mSv)	
	Adulto	Niño
0	0	0
	<100	<30
	100 - 1000	30 - 300
	1000 - 10 000	300 - 3 000
	10 000 - 30 000	3 000 - 10 000

Tabla 2. Riesgo de radiación estimado²¹

10.2.1. Considerar el nivel de radiación relativa de acuerdo con cada protocolo diferenciando por aparato radiológico que fue usado, se puede colocar este ejemplo donde un protocolo usa tres imágenes digitales de radiografías panorámicas (Planmeca PM Proline 2000 [dosis baja]) antes, durante y después del tratamiento, donde la dosis es de 12 mSv por cada exposición, haciendo un total de 36 mSv y dos radiografías cefalométricas laterales antes y después del tratamiento, con una dosis de 5.6 mSv por cada exposición haciendo un total de 11,2 mSv. La dosis efectiva para este protocolo de ortodoncia es 47,2 mSv, lo que representaría un RRI (Nivel de radiación relativa) para un adulto mientras que para un niño sería de dos RRI¹⁶.

Esto puede ser comparado al protocolo alternativo para ortodoncia que incorpora una TCCB con campo de visión grande (i-CAT Next Generation [16x13 cm]) que tiene una dosis de 83 mSv; dos imágenes digitales (Planmeca PM Proline 2000) de radiografías panorámicas (durante y después del tratamiento) con una dosis de 12 mSv haciendo un total de 24 mSv y una radiografía cefalométrica lateral (después del tratamiento) con una dosis de radiación de 5,6 mSv. La dosis efectiva para protocolo de ortodoncia es 112,6 mSv. Si bien el nivel de

radiación relativa (RRL) utilizando TCCB en este ejemplo es tanto para el adulto y el niño es el mismo nivel, este protocolo ofrece más del doble de la dosis absoluta del protocolo de imágenes convencionales y eleva el riesgo de que el adulto se encuentre en una categoría superior (imagen 7).

10.2.2. Cómo la radiación ionizante puede aumentar el riesgo de algunos pacientes (embarazadas o niños) se deben explicar los riesgos y beneficios, así como las alternativas de imágenes con otras técnicas.

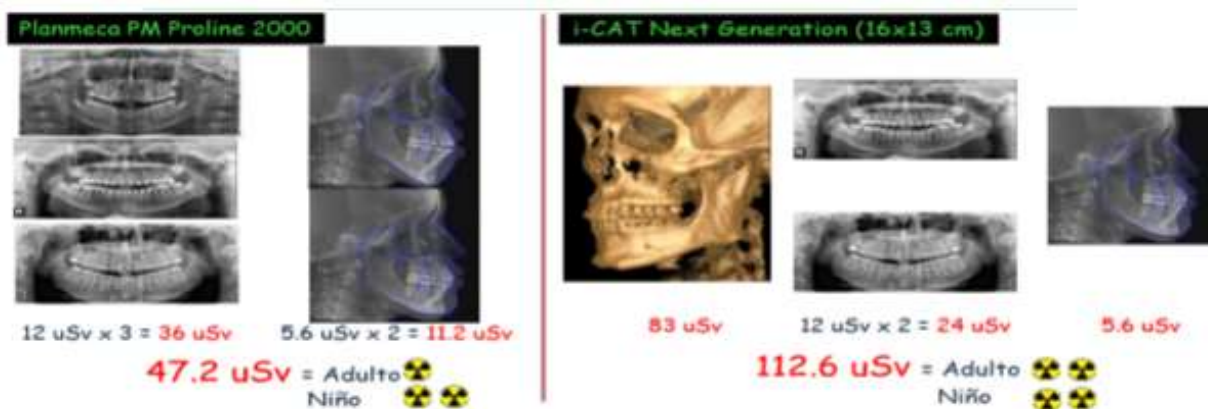


Imagen 7. Comparación entre un protocolo con imágenes convencionales y el protocolo 3D²¹

10.3. Minimizar la exposición del paciente a la radiación:

Dependiendo del tipo de equipo y las preferencias del operador, el operador puede cambiar la dosis de radiación para los pacientes, ajustando los parámetros de exposición (por ejemplo, kilovoltage, miliamperios, etc), en la calidad de imagen (por ejemplo, número de imágenes, la resolución y la trayectoria del arco) y por último en la colimación del haz (por ejemplo, campo de visión)¹⁵.

- Realizar TCCB con parámetros de adquisición bien ajustados y de buena calidad de imágenes para obtener las informaciones de diagnóstico deseado.



- Reducir el tamaño del campo de visión para coincidir con la región de interés.
- Utilizar el blindaje de protección del paciente (delantales y considerar el uso de escudos de tiroides), para minimizar la exposición a los órganos radiosensibles fuera del campo de visión.
- Asegúrese de que todos los equipos de la TCCB estén correctamente instalados, calibrados y actualizados, y que cumpla con todos los requisitos y las regulaciones gubernamentales.

10.4. Mantener la competencia profesional en la realización e interpretación de estudios tomográficos:

Los cirujanos dentistas que ordenen o realicen la TCCB para los pacientes de ortodoncia son responsables de la interpretación de todo el volumen, así como son responsables de la interpretación de todas las regiones de otras imágenes radiográficas que ordenan.

- Los cirujanos dentistas tienen la obligación de lograr y mejorar su competencia profesional mediante el aprendizaje permanente a lo largo de la vida en relación con las imágenes tomográficas, bien como en interpretar las imágenes resultantes de este tipo de modalidad de imagen.
- Los cirujanos dentistas tienen responsabilidades legales al operar el equipo de TCCB y en la interpretación de las imágenes tomográficas.
- Es importante que los pacientes o responsables sepan acerca de las limitaciones de la TCCB con respecto a la visualización de tejidos blandos, artefactos y el ruido¹⁵.

El proceso de diagnóstico y planificación del tratamiento en ortodoncia empieza en el momento que el paciente llega a la consulta inicial. Después de la evaluación clínica y la anamnesis, pedimos pruebas adicionales y el paciente es referido a la obtención de la documentación de ortodoncia que consiste en la telerradiografía, radiografía panorámica, periapical, modelos de yeso y fotografías intra y extraorales¹⁵.



Hoy en día, muchas oficinas de ortodoncia están reemplazando las imágenes de ortodoncia tradicionales para todos los pacientes para su documentación en 3D que tiene características especiales. Consiste en la adquisición de la TCCB, fotografías convencionales o fotografías en 3D obtenidas por medio de escáneres o mediante un método conocido como la cartografía 2D, modelos convencionales o digitales 3D.

Imágenes convencionales de radiografía panorámica, telerradiografías y radiografías periapicales también se pueden obtener a partir de la TCCB y también hacen parte de la documentación en 3D, mientras que otros están agregando este tipo de imagen sólo en ciertos tipos de casos, como aquellos que tienen los caninos impactados o en pacientes que requieren cirugía ortognática¹⁷. Algunas de las diversas aplicaciones clínicas de nuevas tecnologías para el diagnóstico en 3D ha demostrado que el uso de la TCCB en ortodoncia ha ido creciendo y en aplicaciones tales como cefalometría, instalación de mini implantes, diagnóstico oportuno de reabsorciones radiculares, análisis de las vías aéreas, entre otros.

XI. EQUIPOS Y SOFTWARE

11.1. 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.

- 3D Accuitomo (Morita)¹⁸



-
- Detector tipo flat panel. Al ser un detector plano no hay distorsión en las 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. (imagen 8)
- NewTom VGi (AFP imaging)
- Es un equipo más pequeño que el NewTom 3G, ideal para espacios reducidos.

- La dosis de radiación aproximada para un adulto es de $100\mu\text{Sv}$.
- 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. (imagen 9).



Imagen 8. 3D Accuitomo (Morita)



Imagen 9. NewTom VGi (AFP imaging)

- Galileos Comfort (Sirona)¹⁹

- 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. (imagen 10)



Imagen 10. Galileos Comfort (Sirona)

- ProMax 3D (Planmeca)

- La escala de grises es de 12 bit.
- Utiliza un detector tipo flat panel con un semiconductor de óxido 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. (imagen 11).



Imagen 11. ProMax 3D (Planmeca)

11.2. Software:

Los softwares 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.

Existen otros softwares que son elaborados para ser utilizados con fines más específicos dentro de las distintas especialidades de la odontología, entre ellos resaltan los softwares para diagnóstico de pacientes quirúrgicos y para diagnóstico ortodóncico²⁰.

Los programas más utilizados para el diagnóstico y planificación del tratamiento ortodóncico son: ViewBox, Dolphin, Maxilim, 3dMDvultus e InVivo 5.

Este software tiene 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 aéreas²⁰.



XII. APLICACIÓN DE TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA EN EL DIAGNÓSTICO ORTODONTICO

12.1. Cefalometría 3D

La cefalometría, que se originó a partir de la craneometría, fue desarrollada a partir de una técnica antropológica para cuantificar la forma y tamaño del cráneo, casi 40 años después del descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895, lo cual revolucionó la medicina y odontología²¹.

La cefalometría tradicional en dos dimensiones, también conocido como roentgenografía cefalométrica, se introdujo en la odontología por Broadbent en 1931 y desde entonces se ha mantenido relativamente sin cambios. Desde esos primeros años, cefalogramas fueron ampliamente utilizados como una herramienta para la investigación clínica, del desarrollo y de los efectos del tratamiento y sus resultados²¹.

Más allá de su uso como una herramienta para el diagnóstico, los errores inherentes a la cefalometría y su posterior análisis están bien documentados. Los errores significativos están asociados con la ambigüedad en la localización de estructuras anatómicas, por la falta de características anatómicas bien definidas, contornos, sombras y la variación en la posición del paciente. Por otra parte, Macri y Athanasios demostraron en 1997 que la recolección manual de datos y el procesamiento de análisis cefalométrico tiene una baja exactitud y precisión. Puntos anatómicos específicos como Porion y condilion, no pueden ser localizados con precisión y coherencia en las radiografías laterales y se consideran altamente inestables²¹.

La cefalometría en tercera dimensión es una de las grandes promesas que esta nueva tecnología puede ofrecer; sin embargo, todavía necesitará algún tiempo hasta que tengamos el análisis 3D práctico, útil y sobre la base de una nueva investigación. Sin embargo, cefalogramas reconstruidos a partir de la TCCB no

muestran diferencias estadísticamente significativas (mediciones lineales y angulares) en comparación con cefalogramas tradicionales. Reconstrucciones multiplanares (MPR) se presentan más precisos en relación con las medidas físicas, en comparación con los modos de VR (volumen rendered) y SSD (shaded surface display) ²².

Las medidas cefalométricas angulares en la reconstrucción 2D y 3D derivadas de las imágenes de la TCCB son reproducibles y válidas comparándolas con las mediciones obtenidas en la telerradiografía en normo lateral (TNL), incluso con una excelente correlación entre ellas; pero existen algunas diferencias que no representan valores clínicos relevantes en la evaluación cefalometría en su conjunto (imagen 12).



Imagen 12. Cefalometria 3D

12.2. Evaluación de dientes impactados y/o retenidos

La proyección panorámica ofrece las mejores imágenes cuando la anatomía a ser radiografiada se aproxima a las características genéricas de la mandíbula. Sin embargo, cualquier desvío de la forma se traduce en una estructura que no está centrada en esa área focal, y la imagen resultante muestra las diferencias en el tamaño, forma y ubicación en comparación con el objeto real²³.

La ubicación de caninos se realiza usando técnicas convencionales y variadas. La técnica de paralelismo tiene una sensibilidad del 89% para un desplazamiento

horizontal del foco de los rayos X y una sensibilidad del 46% para un desplazamiento vertical del tubo si el canino estuviese impactado por vestibular. Sin embargo, si el canino se encuentra en palatino, la técnica de desplazamiento horizontal y vertical del tubo tiene una sensibilidad de apenas un 63%.²³

La impactación y erupción ectópica de caninos retenidos presenta un gran problema por la ausencia de síntomas y uno de esos problemas son las reabsorciones externas. Para Ericson y Sellhart alrededor del 12,5% de los caninos maxilares ectópicos causan algún grado de reabsorción en los incisivos adyacentes. En el estudio realizado por Shellhart (15) en 1998, se reportó que en más del 90% de los casos con caninos retenidos, el diente sin erupcionar es uno solo y la retención bilateral ocurría en el 8% de los pacientes.

En algunos casos la TCCB proporciona más información que la radiografía panorámica, por ejemplo, en los casos de dientes retenidos e impactados, reabsorción radicular, fisuras labio-palatinas y los terceros molares, excepto por los cambios en la ATM. (Imagen 13).

Por ejemplo, para el diagnóstico de reabsorciones radiculares producidas por los caninos, se ha detectado que estas reabsorciones ocurren en mucha mayor proporción que la anteriormente descrita, aumentando la prevalencia a un 38% en los incisivos laterales y a un 9% en los centrales.

En situaciones en las que el tercer molar inferior se encuentra cerca del canal mandibular, la imagen panorámica muestra 66% de sensibilidad, 74% de especificidad para la relación de los dientes con el canal.²³

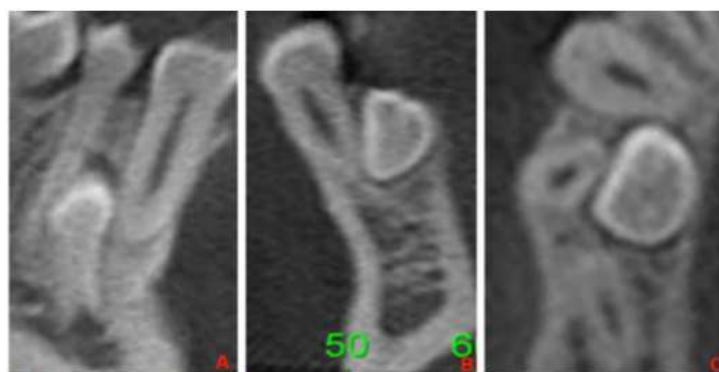


Imagen 13. Dientes impactados y/o retenidos



12.3. Articulación Temporo-Mandibular

La medida clínica de la eficacia de cualquier prueba de diagnóstico se puede expresar como la sensibilidad y la especificidad. En pocas palabras, la sensibilidad es la capacidad de determinar la proporción de personas con una enfermedad en particular, como un resultado positivo, y la especificidad es la capacidad de determinar la proporción de personas sin la enfermedad como un resultado negativo. Sobre la base de estas expresiones de la efectividad del diagnóstico por imagen, las técnicas convencionales para obtener imágenes no son buenas para la evaluación de la articulación temporomandibular, la ortopantomografía mostró una sensibilidad de $0,64 \pm 0,11$, mientras que la tomografía lineal resultó en una sensibilidad del $55 \pm 0,11$. La Tomografía convencional obtiene un valor de $0,58 \pm 0,15$. En contrapartida, la precisión diagnóstica de la TCCB es de $0,95 \pm 0,05$ ²⁴.

Sin embargo, ninguna información adicional se obtuvo mediante la evaluación retrospectiva de la TCCB en 83,3% de los casos, debido a la falta de discriminación de las estructuras adyacentes. Solamente encontraron que la forma y la posición del cóndilo en la fosa glenoidea fueron considerados útiles. Por otro lado, si la adquisición de la TCCB se ha logrado y como se hace generalmente con un campo de visión más grande, lo que permite la obtención de imágenes articulares en reformataciones multiplanares y en tercera dimensión, para evaluar la morfología ósea y el posicionamiento condilar en conjunto con la oclusión dentaria, el examen debe ser obtenido en intercuspidad máxima para una mejor evaluación²⁴.

12.4. ATM anatomía (normal y patología)

En relación con este tema la literatura es controversial ya que hay poca información disponible sobre la eficacia de los exámenes tomográficos en la mejora del diagnóstico de los trastornos temporomandibulares en comparación con la radiografía panorámica. En la literatura se pueden encontrar obras que



hablan que la radiografía panorámica es una herramienta inicial aceptable para evaluar las estructuras óseas de la articulación temporomandibular²⁴.

Cuando se comparó la TCCB, TC y radiografía panorámica en casos de erosión del cóndilo, se observó una mayor exactitud de la TCCB, 95% (dinámica) y 77% (estático) en los escáneres tomográficos y el 65% en las proyecciones panorámicas. Frente a todo esto, es necesario tener en cuenta que la extensión de las alteraciones es proporcional a la duración y la gravedad del dolor.

12.5. Morfología y reabsorción radicular

La mayoría de las reabsorciones radiculares involucradas en el tratamiento de ortodoncia se pueden ver fácilmente en las radiografías periapicales. Sin embargo, la reabsorción que ocurre en el lado vestibular y lingual de los dientes es difícil de evaluar y cuantificar en la vista 2D²⁵.

La diferencia media entre la TCCB y la visualización directa de la medida de la longitud de la raíz es de 0,05 mm (DP + / - 0,75), diferencia estadísticamente significativa para algunas raíces. In vivo: el error es menor que 0,35 mm (tratamiento pre y post)²⁵.

A pesar del cambio en el posicionamiento de los dientes, la TCCB por lo general produce una alta reproducibilidad, mejorando de este modo su utilidad en la investigación de ortodoncia y los estudios muestran que el mayor movimiento de los dientes después del tratamiento ortodóntico puede estar directamente asociado con un aumento de gravedad de la reabsorción de la raíz y que la TCCB es una herramienta útil para evaluar la reabsorción radicular apical después del tratamiento ortodóntico²⁵.(Imagen 14).



Imagen 14. Reabsorción radicular

12.6. Dehiscencia y fenestración

La espesura de la cresta alveolar define los límites del movimiento ortodóntico, y desafiar esos límites puede resultar en efectos colaterales iatrogénicos para el soporte periodontal y la protección provocando a menudo dehiscencia y fenestración. Los movimientos de ortodoncia más críticos incluyen la expansión de los arcos dentales y movimientos de retracción anterior, protrusión y translación²⁶.

La aparición de dehiscencias y fenestraciones durante el tratamiento de ortodoncia depende de varios factores, tales como la dirección del movimiento, la frecuencia y la magnitud de las fuerzas ortodónticas, el volumen y la integridad anatómica de los tejidos periodontales. Antes del tratamiento ortodóntico, la morfología alveolar deberá ser determinada por proyección de imagen para evitar estos problemas. A pesar de toda la ayuda que brinda la TCCB, en el caso de un diagnóstico de dehiscencia y fenestración esta debería hacerse con precaución²⁶.

Sin embargo, en la literatura se puede encontrar que hay una diferencia significativa entre la fenestración entre los individuos con Clase I esquelética, Clase II y III. Además de eso, la fenestración tiene una mayor prevalencia en el maxilar superior, y la dehiscencia se encontró más en la mandíbula.

El patrón de crecimiento facial ejerce influencias en las características de las tablas óseas vestibular y lingual. Los braquifaciales tienen rebordes alveolares más anchos en sentido vestibulolingual comparado con los mesofaciales y dolicofaciales. Los dolicofaciales presentan una sínfisis mandibular y el reborde alveolar antero- inferior más estrecho que otros patrones faciales²⁶.

Desde esta perspectiva, en los pacientes con patrón de crecimiento horizontal (braquifacial), la planificación ortodóntica tiene menos limitaciones morfológicas para el movimiento vestibulolingual de los incisivos inferiores. Por el contrario, en los pacientes con patrón de crecimiento vertical (dolicofacial) tienen las mayores restricciones en las posibilidades de movimiento sagital de los incisivos inferiores²⁷.

Por otro lado, en la región de los primeros premolares se encuentra una zona progresivamente más estrecha superiormente. En esta región, frente a un movimiento de cuerpo hacia vestibular, la raíz puede atravesar el hueso alveolar más fácilmente²⁷. (Imagen 15).

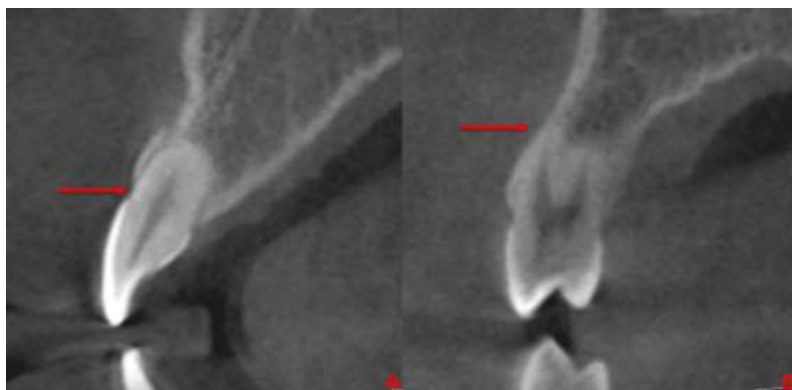


Imagen 15. A. caso de dehiscencia B. caso de fenestración

12.7. Dispositivos de Anclaje Temporal

Los Dispositivos de Anclaje Temporal (DATs) han ganado popularidad en los últimos tiempos por su uso en el tratamiento ortodóntico. Muchos movimientos de los dientes eran mecánicamente difíciles de lograr en el pasado, ahora se han logrado con el uso de estos mini- implantes, mini- pernos y placas de anclaje²⁸.

Para la colocación de los DATs es importante conocer la posición de la raíz, lo cual puede aumentar el éxito del tratamiento. Imágenes tomográficas permiten visiones más precisas y fiables de las relaciones interradiculares que las radiografías panorámicas. Las imágenes de la TCCB permiten no sólo la colocación de más éxito, sino también para una mejor planificación, de manera que los vectores de fuerza apropiada se pueden utilizar durante el tratamiento ortodóntico.

Por otra parte, los DATs pueden colocarse mediante guías quirúrgicas construidas en forma virtual y confeccionada por medio de prototipos. La calidad del hueso en el sitio de colocación de DAT debe ser evaluada antes de la inserción del miniimplante. Cuantificar la espesura del hueso palatino puede ayudar a determinar el tamaño y la ubicación de los DATs, lo que puede ayudar en la planificación del tratamiento, así como saber la ubicación exacta de las estructuras adyacentes²⁸. (Imagen 16).

El lugar ideal para la colocación de mini-implantes en la región anterior es entre los incisivos centrales y laterales en el maxilar superior y entre el incisivo lateral y el canino en la mandíbula. En la región posterior vestibular de ambos maxilares, la localización óptima es entre el segundo premolar y el primer molar y entre los primeros y segundos molares. En la región palatina posterior, la ubicación óptima es entre los primeros y segundos premolares, pues se tiene la ventaja de un mayor grosor cortical²⁸.

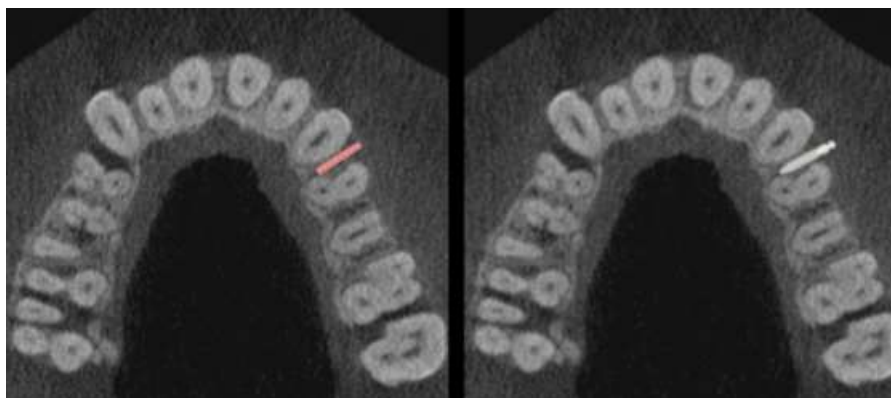


Imagen 16. Dispositivo de Anclaje Temporal.



12.8. Evaluación de la vía aérea

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 pueden 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 normal²⁹.

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 tratamiento²⁹.

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 superior²⁹.

Con el uso de la CBCT hoy se hace más fácil analizar la forma y contornos de la vía aérea en tres dimensiones. El software de la CBCT ofrece 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 patologías²⁹.



12.9. Superposiciones

Una de las tareas más difíciles en la ortodoncia es la desintegración de los componentes de crecimiento morfológicos dentales y esqueléticos que nos brindan la respuesta al tratamiento. La superposición de telerradiografías laterales ha sido la base en la cuantificación de los cambios de tratamiento y el crecimiento³⁰.

Pueden ser de gran utilidad en la evaluación de los resultados de ortodoncia y ortopedia, especialmente en los casos quirúrgicos (cirugía ortognática) y ortopedia en los casos de: asimetrías, discrepancias anteroposteriores, verticales y transversales, utilizando la TCCB ahora como ayuda en 3D. Por otro lado, el movimiento y la expansión de la maxila también pueden ser evaluados mediante la superposición de modelos digitales 3D³⁰.

a) Cirugía ortognática. - La TCCB es útil en la evaluación precisa en la planificación de pacientes sometidos a cirugía ortognática. Se propone que también tiene un papel en la evaluación postoperatoria de un subgrupo de pacientes que sufrieron complicaciones durante la cirugía.

La TCCB debe ser considerada para la evaluación de la mandíbula después de una fractura desfavorable cuando se considera que las radiografías simples no proporcionan información adecuada.

b) Asimetría. - Clínicamente, la asimetría se presenta como una desviación del mentón en la mandíbula, de la línea media dentaria y/o discrepancias oclusales significativas, así como otras asimetrías dentarias y craneofaciales³¹.

c) El labio leporino y fisuras labiopalatinas. - La TCCB estima el tamaño (dimensiones) de los defectos óseos y la relación espacial del defecto a otras estructuras anatómicas importantes que son difíciles de obtener en



imágenes 2D. También proporciona las relaciones anatómicas exactas de las fisuras y el grosor del hueso alveolar alrededor de los dientes existentes en la zona de las fisuras. Esta información es muy valiosa para procedimientos de planificación para un posible injerto y para la movilidad dentaria en la dentición existente³¹.

- d) La expansión maxilar.** - Imágenes de la TCCB de deficiencias transversales maxilares tratadas con expansores fijos o removibles reportan beneficios en la caracterización de aparatos específicos para la expansión, en los efectos dentarios asociados, y cuantificación de los cambios en las dimensiones del esqueleto de la cavidad nasal y del volumen del seno maxilar¹⁵.
- e) Discrepancias transversales.** - Estas anomalías pueden estar presentes ya sea como mordidas cruzadas o discrepancias esqueléticas en las que hay un exceso de compensación dental de inclinación vestibulo-lingual de los dientes posteriores¹⁵.
- f) Discrepancias anteroposteriores.** - Estas son la clase esquelética II y III.
- g) Discrepancias verticales.** - Patrones faciales iniciales evaluados clínicamente o radiográficamente pueden sugerir discrepancias esqueléticas relacionadas con la deficiencia o exceso en la maxila verticalmente y pueden presentar sobremordida o mordida abierta¹⁵.

XIII. DIAGNÓSTICO Y PLANIFICACIÓN

La obtención de una TCCB antes del diagnóstico y planificación del tratamiento ortodóntico debe estar indicado en pacientes que tienen un diente retenido con erupción retardada en una ubicación cuestionable, reabsorción radicular severa, o una discrepancia esquelética grave. Este mismo estudio concluyó que la



obtención de la TCCB para evaluar los cambios de la ATM, de las vías aéreas no dio lugar a ningún cambio significativo en el diagnóstico o plan de tratamiento.

La TCCB sólo debe ordenarse cuando hay una justificación clara, específica y clínica de cada paciente³².

XIV. BENEFICIOS Y DESVENTAJAS

14.1. Beneficios³³:

- Se utiliza una dosis de radiación baja en comparación con la tomografía computarizada convencional y multicorte.
- El costo de un examen con CBCT es menor que el costo de una tomografía computarizada convencional.
- Provee la oportunidad de evaluar distintas áreas de interés a la vez dentro del complejo maxilofacial.
- El tiempo requerido para la adquisición de imágenes es corto.
- 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”).
- Una vez adquiridas las imágenes en formato multiplanar pueden observarse los distintos cortes y navegar a través de la data volumétrica.
- Las imágenes obtenidas pueden ser transformadas a formato DICOM para ser exportadas del computador.
- La mayoría de los equipos permiten al operador reducir el campo de radiación colimando el haz primario de radiación a la región de interés.
- Las imágenes obtenidas suelen presentar pocos artefactos.
- Al obtener imágenes tridimensionales se elimina el efecto de superposición de estructuras característico de las imágenes 2D.
- Las imágenes obtenidas son de tamaño real (1:1) a diferencia de la radiografía cefálica lateral.



-
- 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.
 - 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.
 - Provee imágenes de resolución submilimétrica gracias a que la imagen está conformada por vóxel isotrópicos a diferencia de la tomografía computarizada convencional.
 - Posee fiabilidad diagnóstica comprobada por estudios de investigación.
 - 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.
 - 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.

14.2. Desventajas³⁴:

- Debe evaluarse, al igual que antes de indicar cualquier examen radiográfico, el riesgo-beneficio.
- La dosis de radiación es mayor que la requerida para una radiografía panorámica y una radiografía cefálica lateral.
- La geometría de radiación en la CBCT produce radiación dispersa que puede generar ruido en la imagen resultante.
- No se recomienda como radiografía de rutina en pacientes ortodónticos.



-
- Es necesario recibir entrenamiento en la técnica para poder estudiar las radiografías.
 - 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.
 - 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.
 - Algunos estudios reportan que las mediciones lineales sobre tomografías Cone Beam pueden ser ligeramente menores a las mediciones reales, aunque se considera clínicamente insignificante.
 - El volumen de escaneado que ofrecen algunos equipos no es lo suficientemente grande para el estudio de los pacientes ortodóncicos.

XV. 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 rutina³⁵.

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.

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 quirúrgica³⁴.

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 imágenes³⁶.

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 usados³⁷.

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 las indicaciones 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 radiculares, 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 fiables³⁸.

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^{39, 40}.

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 comparativas⁴¹.

XVI. 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 para la planificación y tratamiento de 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 TC. Por lo tanto, se debe realizar la indicación sólo cuando la imagen pueda aportar información que no pueda ser idealmente observada en una imagen convencional.



- 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 exámen sencillo y rápido.



XVII. REFERENCIAS

1. Soldevilla, L.: Ortodoncia Ciencia y Arte. Rev. Orto SPO. Vol. 1. N°02. 2014.
2. Oliveira, L; Estrela, C.: A influência de imagens tridimensionais no plano de tratamento ortodóntico. Dental Press J Orthod. 2011 Jan-Feb; 16(1):75-80.
3. Lenguas, A.; Ortega, R., Samara, G., López, M.: Tomografía computarizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. Cient Dent 2010; 7; 2:147-159.
4. Frigi, C., Gómez, C.: Importancia y aplicaciones del sistema de tomografía computarizada cone – beam (CBCT). Acta Odontológica Venezolana. Vol. 45 N° 4 / 2007.
5. Bóveda, C., López, J., Clavel. T.: Tomografía Volumétrica Digital – TVD. (Cone Beam Computed Tomography - CBCT). Carlos Bóveda Z. Rev. Octubre 2012.
6. 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.
7. Kwong J., Palomo J., Landers M., Figueroa A., Hans M.: Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133:317-27.
8. Bourgeois M., Sikorski P., Taylor S.: Cone Beam volumetric tomography. Oral health journal. 2007.



9. Nasu, S., y Col.: Conceptos fundamentales en la Interpretación de la Tomografía de radio de cono desde la Odontología General. Manizales. UAM. 2009.
10. Keeve E., Kusch J., y Col.: Fundamentals of cone-beam volumetric imaging technology. Conebeam volumetric imaging in dental, oral and maxillofacial medicine: fundamentals, diagnostics and treatment planning. Landshut Ergolding: 2008: 3-22.
11. Pérez C., Vasconcellos O.: Imagens em 2D e 3D geradas pela TC Cone-Beam e radiografias convencionais: qual a mais confiável?. Dental Press J Orthod. 2010 Sept-Oct; 15(5):40-1.
12. White S., Pharoah M.: Oral Radiology: Principles and interpretation. 6ta ed. St.Louis: Isevier, 2009:32-43.
13. Mah J., Hatcher D.: Three dimensional craniofacial imaging. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126(3): 308-9.
14. García M., Wolf U., y Col.: Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133: 640.e1-640.e5.
15. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013; Vol. 116 Vol.2:238-57.



-
16. Zamora N., Paredes V.: Evaluación de la dosis de radiación con los sistemas de tomografía computarizada de haz cónico en ortodoncia. Rev. Esp. Ortod. 2011: 41.
 17. Accorsi M., Velasco L.: Diagnóstico 3D em Ortodontia - A Tomografia Cone-beam aplicada. 1 ed. Nova Odessa: Editora Napoleão; 2001.
 18. Frigi C., Gómez C., Mitsunari W., y Col.: Importancia y aplicaciones del sistema de tomografía computarizada cone beam (CBCT). Acta Odontológica venezolana 2007; 45(4).
 19. Galileos. The new dimensión in 3D diagnostics. [En línea]. Mayo 2010. Disponible en <http://www.sirona.com>.
 20. Valero P., Garriga N.: Manual práctico de estudio para el ortodontista de la radiografía cone beam. Rev. Esp. Ortod. 2011: 41.
 21. Roque G., Meneses A., y Col.: La tomografía computarizada cone beam en la ortodoncia, ortopedia facial y funcional. Rev Estomatol Herediana. 2015 Ene-Mar; 25(1):60-77.
 22. Adenwalla S., Kronman J., Attarzadeh F.: Porion and condyle as cephalometric landmarks--an error study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988; 94(5):411-5.
 23. Martins M., Andrade M., y Col.: A importância da tomografia computadorizada volumétrica no diagnóstico e planejamento ortodôntico de dentes inclusos. RGO, Porto Alegre, v. 57, n.1, p.117-120, 2009.
 24. Korbmacher H., Kahl B., y Col.: Value of two cone-beam computed tomography systems from an orthodontic. J Orofac Orthop. 2007; 68(4):278-89.



-
25. Lund H., Gröndahl K., Gröndahl H.: Cone beam computed tomography for assessment of root length and marginal bone level during orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2010; 80(3):466-73.
 26. Enhos S., Uysal T., Yagci A., y Col.: Dehiscence and fenestration in patients with different vertical growth patterns assessed with cone-beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2012; 82(5):868- 74.
 27. Beckmann S., Kuitert R., y Col.: Alveolar and skeletal dimensions associated with lower face height. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 113(5):498-506.
 28. Poggio P., 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.
 29. Aboudara C., Nielsen I., Huang J., y Col.: Comparison of airway space with conventional lateral headfilms and 3dimensional reconstruction from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135:468-79.
 30. Cevidanes L., Styner M., Proffit W.: Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129(5):611-8.
 31. Hechler S.: Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dent Clin North Am.* 2008; 52(4):809-23.
 32. Puigdollers A.: Las tendencias más recientes en la ortodoncia. *Rev. Esp. Ortod.* 2011; 41: 63-4.
 33. Bourgeois M., Sikorski P., Taylor S.: Cone Beam volumetric tomography. *Oral health journal.* 2007.



34. García M., Wolf U., Heinicke F., y Col.: Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 640.e1-640.e5.
35. Puigdollers A.: Más investigación y conocimiento sobre la tomografía computarizada de haz cónico. *Rev. Esp. Ortod.* 2011; 41: 3-4.
36. 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. *Dento maxilo facial.* 2004; 33:83-6.
37. Ludlow J., Davies-Ludlow L., y Col.: Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac radiol.* 2006; 35; 219-26.
38. Jansen V., Oropeza J., Flores A.: Estudio comparativo entre mediciones cefalométricas en cone-beam y radiografía lateral digital. *Revista Mexicana de Ortodoncia.* Vol. 3, Núm. 2. 2015. pp 84-87.
39. Periago D., Scarfe W., Moshiri M., y Col.: Linear accuracy and reliability of Cone Beam CT derived 3-dimensional images constructed using and orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod.* 2008; 78(3): 387-95.
40. Ballrick J., Palomo J., Ruch E., y Col.: Image distortion and spatial resolution of commercially available cone beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134:573-82.
41. Kumar V., Ludlow J., Cevidanes L.: In vivo comparison of conventional cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod.* 2008; 78(5): 873-9.