

¿Qué debo saber de las tomografías cone beam?

Revisión bibliográfica



Prof. Dra.
María Patricia
Lamónica¹



Prof. Dra.
Stella M. de
Tomaszewski²



Prof. Dra.
Rosa María Iza³



Prof. Dra.
María Eugenia
Mateu⁴



Prof. Dra.
Elena
Kavaliauskis⁵



Prof. Dra.
Magda Martínez⁶

Summary

The first computer launched to the market was the Apple I, manufactured by Steve Jobs and Steve Wozniak in 1976. This was designed for playing entertainment games. Years later, and after new designs, IBM introduced it to the business market. Slowly, but gradually, these machines are becoming part of our lives, having a great influence in our personal, scholar and professional lives.

Each computer is made of an operating system known as MS DOS (Microsoft Disk Operating System), which is used up to this date. The computer system is composed of hardware and software. Hardware is an object made with steel, copper and other solid materials; and software is a set of instructions that let the system work. The acronym CPU stands for Central Processing Unity, and it is a set of internal circuits of storage, processing and control, including the arithmetic-logic unit, the control unit and the main memory.

In the same way computers were introduced to the business world (by IBM), they were incorporated to the health world...

Key words: Cone Bean, computed tomography.

Sumario

La primera computadora comercializada fue la Apple I, fabricada por Steve Jobs y Steve Wozniak en 1976. Ésta fue diseñada para juegos de entretenimiento y años después y tras nuevos diseños, IBM la introdujo al mercado de los negocios. Lenta pero paulatinamente se van incorporando en nuestras vidas, ocupando un lugar cada vez más preponderante en lo personal, escolar y profesional.

Toda computadora está compuesta por un sistema operacional conocido como MS DOS (Microsoft Disk Operating System), el cual es utilizado hasta el día de hoy. El sistema informático está constituido por un hardware que es el objeto físico, construido con acero, cobre y otros materiales sólidos y un software, que es el conjunto de instrucciones que hace posible que el sistema funcione. CPU significa Central Processing Unity (Unidad Central de Procesamiento); es un conjunto de circuitos internos de almacenaje, procesamiento y control, incluyendo la unidad de aritmética y lógica, la unidad de control y la memoria principal.

Así como las computadoras fueron introducidas al mundo de los negocios (por IBM), también se las incorporó al mundo de la salud...

Palabras clave: Cone Bean, tomografía computada.



¹Prof. Adjunta de la Univ. J.F. Kennedy. Prof. Titular de la Univ. de Morón y Profesora en la UBA, en las Carreras de Especialista en Ortodoncia. Dictante de cursos en la especialidad de Ortodoncia nacional e internacional. ²Directora de la Carrera de Especialista en Ortodoncia de la Universidad de Morón. Prof. Titular de la Carrera de Espec. en Ortodoncia de la Universidad J.F. Kennedy. Dictante de cursos en la especialidad de Ortodoncia nacional e internacional. ³Prof. Titular de la Univ. de Morón. Prof. Adjunta de la Univ. J.F. Kennedy y Profesora en la UBA en la Carrera de Especialista en Ortodoncia. Dictante de cursos en la especialidad de Ortodoncia nacional e internacional. ⁴Titular de la Cátedra de Ortodoncia de la UBA. Directora de la Carrera de Espec. en Ortodoncia de la UBA. Prof. Titular de la Univer. de Morón. Dictante de cursos en la especialidad de Ortodoncia nacional e internacional. ⁵Prof. Adjunta de la Carrera de Especialista en Ortodoncia. Facultad de Odontología de la Universidad de la República del Uruguay. Dictante nacional e internacional de la especialidad. Presidenta de la Sociedad de Ortodoncia del Uruguay. ⁶Docente de la Carrera de Especialista en Ortodoncia, Facultad de Odontología de la Universidad de Chile. Dictante de cursos.

Introducción

Röntgen (Foto 1) en noviembre de 1895 descubre los rayos X mientras experimentaba con un tubo de rayos catódicos. Al negarse a patentar su descubrimiento, los primeros aparatos de rayos X fueron comercializados rápidamente para beneficio de la ciencia.

Por 1930, el holandés Ziedes des Plantes (Foto 2) describía la planigrafía lineal, que consistía en un movimiento lineal simultáneo de la película y de la fuente de rayos en direcciones opuestas, haciendo foco en la estructura a estudiar. Des Plantes usó la planigrafía para hacer estudios del cerebro y publicó sus trabajos. Esta técnica recibió el nombre de tomografía lineal (tomos: corte, grafía: gráficos).

Por la misma década, el italiano Alessandro Vallebona (Foto 3) describe una técnica más compleja, llamada estratigrafía,

en la cual la fuente de rayos X gira en torno a un eje donde se halla el paciente.

Luego se la llamó tomografía axial.

Ortopantomografía (OPT): Es el único examen tomográfico común en uso. Utiliza un movimiento complejo para permitir el examen radiográfico de los maxilares, como si fuera un hueso plano.

El tomógrafo lineal o convencional obtiene la imagen de una sección del cuerpo, desplazando la fuente de rayos X y la película en direcciones opuestas durante la exposición. Las estructuras en el plano focal aparecen nítidas. Al modificar el sentido y la amplitud del movimiento, los operadores pueden seleccionar diferentes planos focales que contengan las estructuras de interés.

La tomografía axial computada fue introducida por Hounsfield (Foto 4), en



Foto 4.

1976, cuyos algoritmos matemáticos de reconstrucción ya habían sido diseñados por el físico Johann Radon en 1917, casi 60 años antes de que fuese creado el primer aparato de TAC (tomografía Axial Computada). Su teoría se fundamenta en el coeficiente de atenuación que experimenta el haz de rayos X al atravesar la materia.

Estos datos son enviados a una computadora, la cual a partir de un algoritmo de software (complicados cálculos logarítmicos que tienen en cuenta la radiación inicial y los datos de radiación obtenidos por los detectores), se hace una reconstrucción tomográfica.

La unidad Hounsfield (HU) (Foto 5) es una escala de transformación lineal que representa las diferentes densidades de los



Foto 1.

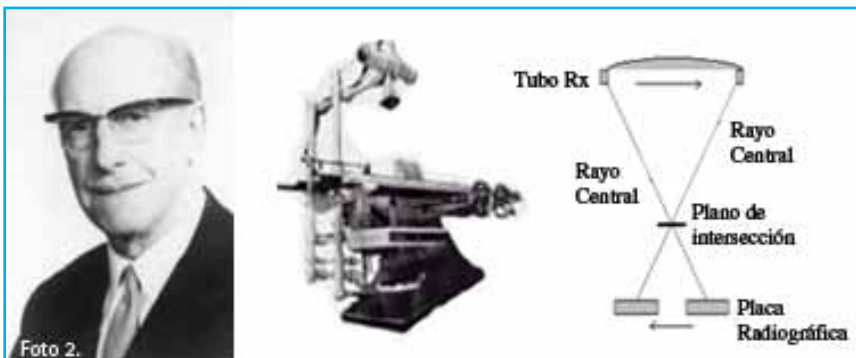


Foto 2.

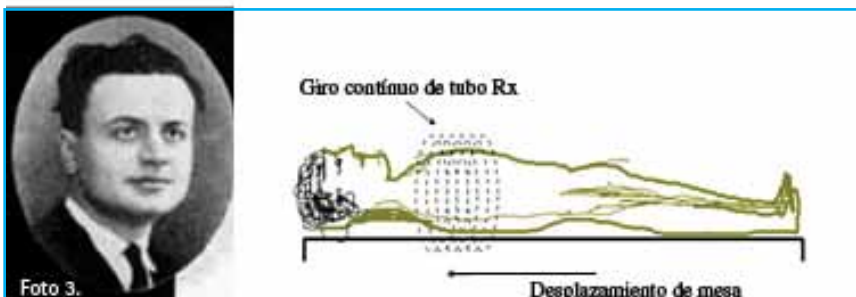


Foto 3.

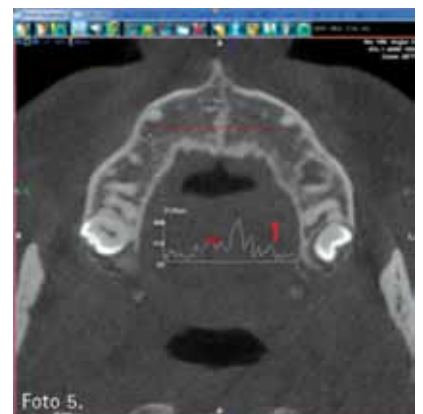
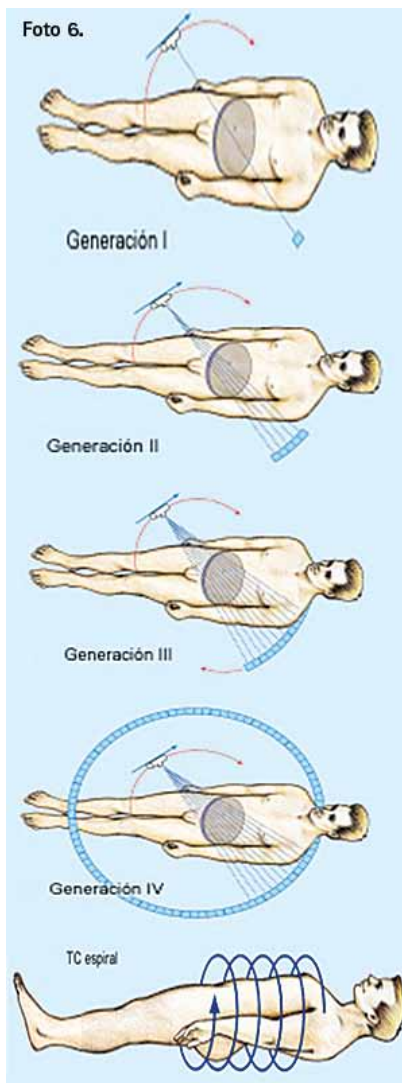


Foto 5.

tejidos, donde la radiodensidad del agua a presión y la temperatura estándar definen al cero HU, mientras que el aire a presión y la temperatura estándar definen al -1000 HU. La siguiente es una medida para CT calibrados en referencia al agua:

- +1000 = hueso
- +80 = hígado
- +55 = músculo
- 0 = agua
- 1000 = Air

Desde el primer aparato de Hounsfield a la actualidad han surgido muchas modificaciones.



1ª Generación: el tubo de rayos X y el detector en posiciones opuestas recorren una zona determinada, realizando los cálculos de atenuación correspondientes a esa zona, rotan ambos y recorren otra zona sobre el mismo eje, realizando los cálculos de ésta y repiten el proceso hasta conseguir los cál-

culos correspondientes a un ángulo de 180° sobre el mismo eje. Los tiempos de barrido por corte eran de 4 a 5 minutos.

2ª Generación: treinta detectores, opuestos al tubo de rayos X, reducen el número de rotaciones de 180 a 6 por cada barrido, lo que a su vez reduce el tiempo total del barrido entre 20 y 60 segundos.

3ª Generación: un conjunto de detectores, junto con el tubo de rayos X opuesto a ellos, describen un giro de 360°, con lo que se reduce el barrido a tiempos inferiores a 3 segundos.

4ª Generación: el tubo rota por el interior de una corona de detectores fijos que recogen y envían los datos para su cálculo. Aunque así no se desajusta con facilidad la posición de los detectores, el tiempo de barrido viene a ser igual que el de la generación anterior.

TC helicoidal: es un aparato de TC con un sistema de rotación constante. Estos aparatos tienen la capacidad de realizar cortes axiales (basales), frontales (coronales) y sagitales, además de poder realizar exploraciones helicoidales. Para realizar una exploración helicoidal se combinan a la vez el movimiento rotatorio del tubo y el movimiento de desplazamiento de la mesa durante el barrido, con lo que se consigue una adquisición volumétrica.

Las imágenes en la TC espiral no son producto de una mayor radiación sobre la zona, sino de un complejo proceso matemático. Al factor de desplazamiento se lo denomina **pitch**: movimiento de la mesa en mm x giro (segundo) / grosor de corte. El pitch determina la separación de las espirales, de tal manera que a 10 mm de desplazamiento de la mesa por segundo, si cada giro dura un segundo y el grosor de corte fuese de 10 mm, correspondería un pitch 1 o el índice de pitch sería 1:1. Cuanto mayor es el valor del pitch, más estiradas estarían las espirales, mayor sería su cobertura, menor la radiación del paciente, pero menor sería la calidad de las imágenes obtenidas.

En la actualidad las tomografías se obtienen utilizando otros fenómenos físicos a parte de los rayos X, TAC. Se usan rayos gamma para el SPECT, emisión de positrones en el PET, resonancia magnética nuclear o MRI, ultrasonido.



Michel Phelps, en 1981, (Foto 7) publica un artículo en la revista Science, mostrando la actividad diferencial de varias partes del cerebro durante la realización de distintas funciones como hablar, escuchar, oír, etc.; con esto comenzó la fiebre del PET en estudios de la neurociencia cognitiva.

Avances recientes se basan en el uso de fenómenos físicos integrados, por ejemplo TAC y angiografía o TAC y MRI o de TAC y PET.

Ahora bien, una vez obtenidos los cortes se necesitan los algoritmos de reconstrucción, que se agrupan en dos categorías:

1. **Proyección de retroceso de filtrado (FBP):** que exige menos recursos de la computadora
2. **Reconstrucción iterativa (IR):** con la que se producen menos artefactos (errores en la reconstrucción), a cambio de aumentar el uso de recursos durante el procesamiento.

De la exactitud de estos procedimientos dependerá la exactitud de las imágenes obtenidas, sabiendo que ambos métodos tienen sus limitaciones.

La tomografía también ha incursionado en el área de la geología, a través de una nueva técnica llamada **microscopía tomográfica de rayos X Synchrotron**, la que permite escanear fósiles con detalles en tres dimensiones (Foto 8).



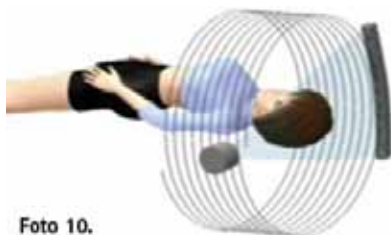


Foto 10.



Foto 11.

Dentro de las últimas invenciones en la imagenología se encuentra la **TC Cone Beam**.

Wisam Al-Rawi (Foto 9) -en su artículo Los Principios Físicos de la TC Cone Beam- nos dice que esta nueva técnica ofrece vistas en tres dimensiones de las regiones de cabeza y cuello del paciente, con baja dosis de radiación en comparación a la dosis de los tomógrafos médicos. Es un sistema económico y de buena relación costo-beneficio.

La TC Cone Beam se basa en la adquisición de 360 imágenes que son unidas en un conjunto de datos volumétricos, obtenido por un procesamiento conocido como "primary reconstruction" o "reconstrucción primaria". El conjunto de datos volumétricos así generado es luego convertido en un estudio del paciente y con el uso del "software" de la TC Cone Beam, cualquier número de imágenes pueden ser generados.

Estos datos volumétricos pueden ser visualizados en reformaciones transaxiales o multiplanares en 2D estandarizadas o por uso de técnicas de visualización en 3D, como reconstrucción por superficie o por volumen.

¿Qué diferencias existen entre la TAC y la TC Cone Beam?

El tomógrafo axial computado (Foto 10) utiliza el haz de rayos X colimado, estrecho y en forma de abanico (fan beam), que se proyecta por cortes de grosor limitado.

Estas proyecciones serán retenidas por un aro lineal de detectores del equipo y el paciente necesita posicionarse dentro del "gantry" del escáner, mientras el tubo de rayos X y los detectores giran alrededor del paciente.

Las diferencias radican en que la TC Cone Beam (Foto 11) utiliza el haz de rayos X en forma cónica (cone beam) y adquiere el volumen total de la imagen con sólo una rotación, lo que permite una menor radiación y el paciente se encuentra sentado o parado según el equipo, por lo que no se necesita ningún gantry. Los cortes son de 0,05 mm.

¿Qué podemos hacer con las imágenes cone beam?

Lo primero será insertar el CD en la computadora y hacer que se cargue el software para la navegación. Existen 3 módulos separados, que pueden ser leídos desde la barra superior de la página. Cada módulo está compuesto de pequeñas secciones, con una animación para ilustrar los principios discutidos:

1. Visualización bidimensional: la navegación es por una imagen 2 D llamada



Foto 12.

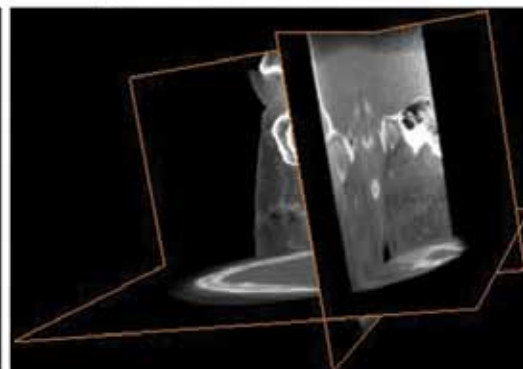
Proyección de Reformación Multiplanar (MPR).

2. Técnicas de proyección tridimensional: la visualización puede ser por Proyección de Máxima Intensidad, Proyección de Mínima Intensidad o "Ray Sum" (suma de rayos).
3. Reconstrucción por volumen: ofrece una descripción del principio de acción de la técnica de reconstrucción por volumen e ilustra los diferentes parámetros que pueden ser manipulados para cambiar el aspecto final de la imagen.

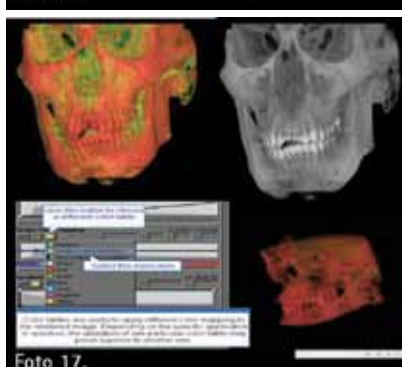
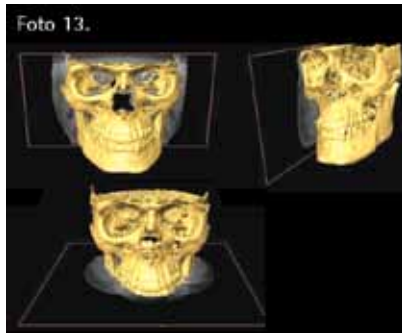
La **Reformación Multiplanar (MPR)** (Foto 12) usa los datos de las imágenes axiales de la TC Cone Beam para generar las imágenes en 2D no-axiales. La MPR da imágenes planas, en sentido coronal, sagital u oblicuo en tres ventanas separadas.

Otra configuración en MPR es la visualización de los 3 planos ortogonales (Foto 13) en una única ventana de reconstrucción. El usuario no tendrá que mover sus ojos de la región de interés para poder identificar la misma.

El modelo en 3D puede aparecer superpuesto a las vistas ortogonales. No se



requiere reconstrucción mental y es más rápido orientarse e identificar el corte de interés.



La **Proyección de Máxima Intensidad (MIP)** (Foto 14) es útil para la evaluación de estructuras radiopacas de "alto contraste", se la puede utilizar para analizar la forma y la extensión del material sellador endodóntico, así como para la presencia o la ausencia de un cuerpo extraño en el interior del hueso y/o de estructuras blandas. Se utiliza cuando los objetos son brillantes en la imagen.

La **Proyección de Mínima Intensidad (Minip)** (Foto 15) es la imagen en 3D donde se usan los menores valores de atenuación. La imagen obtenida es una "inversión", opuesta en relación a los valores mostrados en MIP (Proyección de Máxima Intensidad).

Puede ser útil para la evaluación de cualquier cavidad con aire, como los senos faciales.

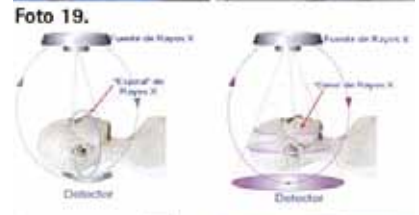
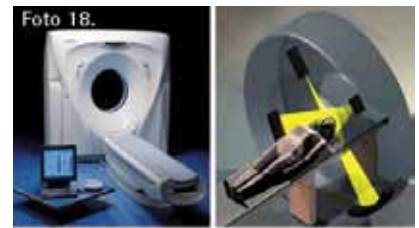
Nos falta la **Proyección Suma de Rayos o Ray Sum** (Foto 16), que es una reconstrucción 3D, la cual resulta en imágenes que son parecidas a las de radiografías convencionales. De esta proyección podemos obtener panorámicas, telerradiografías laterales o frontales.

Y por último la **Reconstrucción por Volumen** (Foto 17), que es más compleja y ofrece variabilidad sobre cada parámetro para influir y ofrecer los mejores resultados para su interpretación. Podemos darle diferentes colores a los diferentes tejidos, por ejemplo, el tejido blando lo podemos colorear de verde, mientras el hueso puede ser relacionado al color naranja.

¿Qué más debemos saber sobre las diferencias entre la TC helicoidal y la TC Cone Beam?

En la TC médica (Foto 18) las imágenes son capturadas en las pantallas del detector, y están hechas de múltiples planos, hasta obtener una imagen completa, por lo que precisa **mayor radiación** para el paciente (1.200 a 3.300 μ Sv). Los aparatos son voluminosos, por ende necesitan mayor espacio; también son más caros que los aparatos de radiografía convencional. La imagen de TC se ha convertido en el "gold standard" de los casos de traumatismos maxilofaciales.

En la TC Cone Beam (Foto 19) el volumen tridimensional de los datos es adquirido en el curso de un solo barrido del escáner, usando una relación directa entre sensor y fuente de radiación, que rotan



sincrónicamente alrededor de la cabeza del paciente. Dependiendo del tipo de escáner utilizado, la fuente de rayos X y el detector rotan entre 180° y 360° alrededor de la cabeza del paciente. La mayoría escanean con paciente sentado o de pie. El haz de rayos es de forma cónica y obtiene un volumen de datos cilíndrico o esférico, descrito como Field of View (FOV) o campo de visión.

El tamaño del FOV es variable.

Exactitud de reproducción

Las imágenes 3D están constituidas por voxeles (Foto 20) en lugar de píxeles, que son los que determinan las imágenes digitales 2D. El tamaño de cada voxel depende de su alto, ancho y grosor o profundidad y constituye el elemento más pequeño del volumen de la imagen radiográfica 3D.

En TC los voxeles son anisotrópicos (no idénticos); la altura del voxel depende del grosor del haz (grosor del corte), lo que limita la precisión de imágenes reconstruidas en determinados planos (por ejemplo, en el sagital), puesto que depende de la distancia entre dichos cortes (gap) programada en la adquisición. Pero con los datos CBCT, los

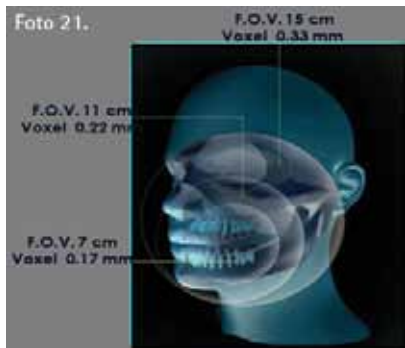


Foto 22.



voxels son isotrópicos (iguales en ancho, alto y profundidad).

Dosis efectiva de radiación

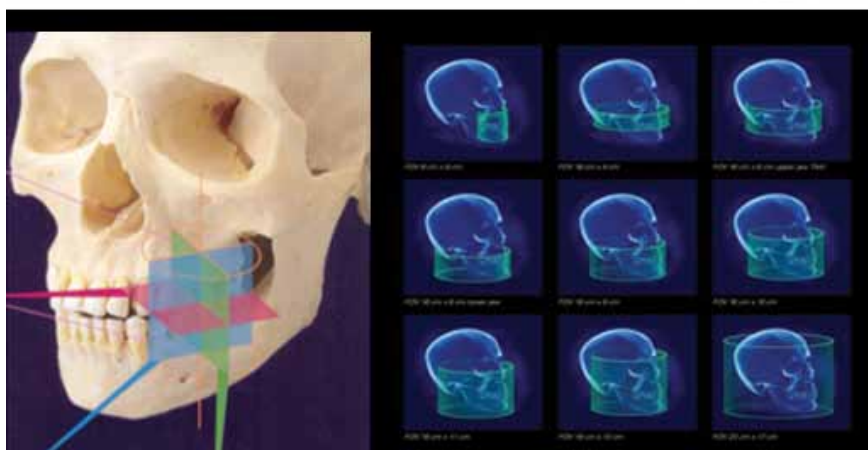
Aunque las dosis efectivas de los escáneres CBCT varían en función de factores como el FOV, pueden ser casi tan bajas como una panorámica y considerablemente menores que un escáner CT médico. Esto es debido a que el haz de rayos está más enfocado y la radiación menos dispersa. La radiación total equivaldría a un 20% de TC convencional y a una exposición radiográfica de una serie periapical completa. Como podría esperarse, los escáneres de volumen limitado, que son específicamente diseñados para capturar información de una zona pequeña de maxilar o mandíbula, liberan una dosis efectiva menor, ya que la zona irradiada es menor.

Los aparatos CBCT (Foto 21) pueden clasificarse de acuerdo al volumen de la imagen o campo de visión o Field of View (FOV) como:

- Sistemas de gran FOV (de 6 a 12 pulgadas o 15-30,5 cm.) o
- Sistemas de FOV limitado (de 1,6 a 3,1 pulgadas o 4 a 8 cm.).

A mayor FOV, más extensa la imagen del área anatómica, mayor exposición de radiación al paciente y menor resolución de las imágenes resultantes. A la inversa, un sistema de FOV limitado da una imagen de una pequeña parte de la cara, irradia menos y produce una imagen de mayor resolución.

Escáneres CBCT de gran volumen (por ejemplo, i-CAT: Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA, y NewTom: QR, Verona, Italia) son capaces de capturar el esqueleto maxilofacial completo. Algunos escáneres CBCT también permiten ajustar la altura del FOV cilíndrico para capturar sólo una zona (por ejemplo, i-CAT). Esto tiene



la ventaja de reducir la dosis de radiación. Los escáneres CBCT de limitado volumen (por ejemplo, Accuitomo 3D, J Morita Corporation, Osaka, Japón) pueden capturar un volumen de datos de 40 mm de alto por 40 mm de diámetro, similar al ancho y alto de la radiografía periapical. El FOV más pequeño resulta en una dosis efectiva menor de radiación de 7,4 µSv.

El CB MercuRay (Hitachi Medical Corporation, Tokyo) es capaz de hacer el estudio en 10s (ventaja al reducir el movimiento del paciente) con una rotación de 360°. También ofrece tres tipos diferentes de FOV. En comparación con una tomografía computarizada convencional médica, el CBCT es de un costo menor y utiliza una dosis de exposición menor (Foto 22).

Aquellas aplicaciones que no necesiten demasiado detalle de las estructuras, pero sí requieran una representación de una parte significativa de la cara, como en ortodoncia o en la reconstrucción para implantes, podrían beneficiarse de un escáner CBCT de moderado a gran FOV. Los parámetros de CBCT deberían seleccionarse con el fin de obtener la mejor resolución posible.

Aplicaciones de la TC Cone Beam

En ortodoncia (Foto 23), es un método de diagnóstico imprescindible cuando debemos evaluar la ubicación por vestibular o palatino, de piezas dentarias retenidas, para realizar un correcto abordaje quirúrgico y ver con mayor exactitud la situación radicular y posible reabsorción de los dientes vecinos. También nos permite decidir conductas a seguir, en caso de hallarnos

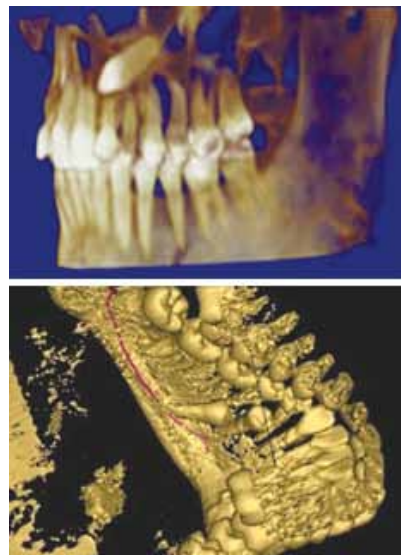


Foto 23.

frente a la presencia de supernumerarios o cualquier otra situación de riesgo donde necesitemos evaluar la cantidad de hueso en la zona alveolar, para no comprometer el sostén óseo entre las tablas vestibular y lingual o palatina de las piezas a movilizar ortodóncicamente.

Diagnóstico Digital 3D: (Foto 24) trabaja en la actualidad con compañías de software de planificación de implantes dentales en la obtención de Férulas Quirúrgicas Estereolitográficas para implantología guiada. En comparación con una serie periodontal convencional, la radiación recibida por el paciente es inferior. La imagen se presenta a escala 1:1, pudiendo identificar de forma precisa la unión amelocementaria y permitiendo realizar un sondaje virtual o la planificación de implantes dentales. Identifica nítidamente el ligamento periodontal, la presencia de lesiones periapicales y el cálculo subgingival. En la valoración de la destrucción del hueso alveolar éste es el método más sensible, ya que detecta tanto pérdidas horizontales como verticales. Puede identificar bolsas vestibulares, linguales y lesiones incipientes de la furcación. Permite evaluar la colocación de implantes de diferentes marcas y tamaños hasta llegar al correcto.

Un gran porcentaje de la población sufre de **síndrome de apnea obstructiva del sueño** (oclusión intermitente y repetitiva de la vía aérea superior durante el sueño), lo que origina una interrupción completa (apnea) o parcial (hipoapnea) del flujo aéreo. Los factores fundamentales son la obesidad y las anomalías estructurales del tracto respiratorio superior. Su morbilidad es importante, siendo responsable de accidentes de tráfico y laborales, cardiopatía isquémica e hipertensión arterial. La faringe es más elíptica que redonda en su corte seccional, por lo que la información en 2D aportada por la telerradiografía es insuficiente para el diagnóstico de la apnea, ya que las mediciones de su forma y tamaño son esenciales y en los casos en que se planifiquen procedimientos de reposición mandibular / setback quirúrgicos.

Los datos volumétricos obtenidos permiten Identificar bordes anatómicos, deter-

Foto 24.

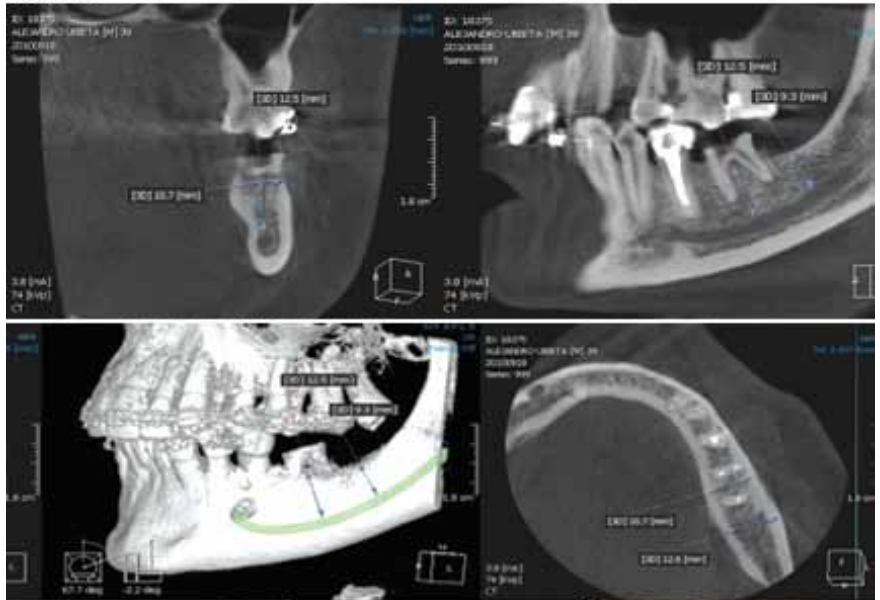
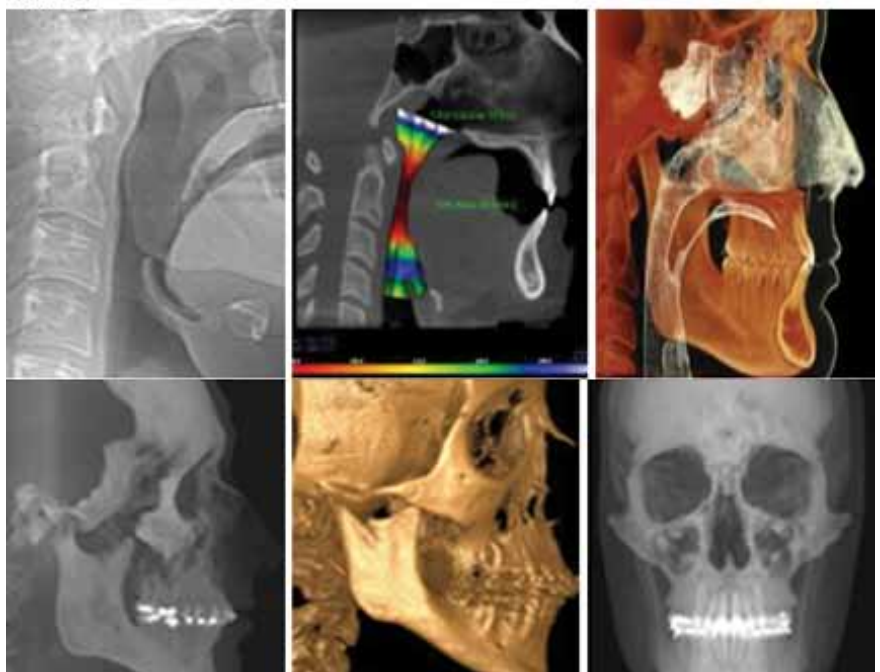


Foto 25.



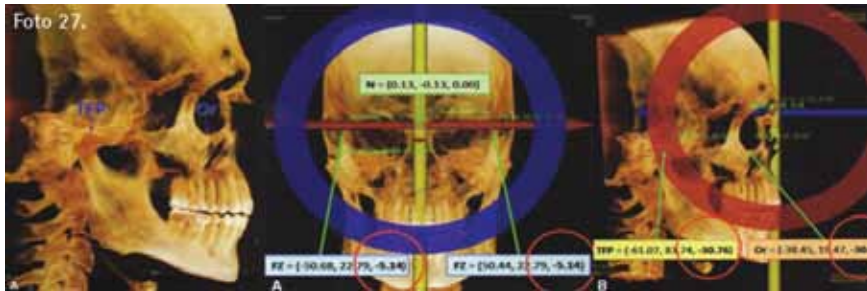
minar el grado de infección, la presencia de pólipos y el punto de la constricción de la vía aérea (Foto 25).

Se han realizado estudios con CBCT para relacionar la morfología facial con el volumen y la forma de las vías aéreas.

Uno de los CTCB más conocidos es el I-CAT (Foto 26), que con máxima calidad y mínima radiación permite obtener imágenes denominadas "visión tomográfica craneomaxilo-dental", que nos sirven como radio-

grafías laterales y frontales que eliminan la magnificación, ya que las imágenes son 1:1, y las distorsiones por posición de la cabeza o alteraciones por la nitidez. El escáner volumétrico permite generar cefalometrías tridimensionales.

Las mediciones realizadas a partir de cefalometrías 2D generadas con CBCT son comparables a las obtenidas a partir de cráneos disecados. La visualización de las estructuras vitales en 3D aportan una mejor localización de las marcas anatómicas en los



análisis cefalométricos (condylion, gonion y orbital), mediciones lineales precisas así como medidas angulares entre puntos no sólo del mismo plano.

Los datos del CBCT pueden convertirse en la imagen clásica de cefalometría lateral para su análisis, pero hoy en día se están desarrollando análisis de datos cefalométricos en tres dimensiones que demuestran una gran reproductibilidad intra e interobservador con el entrenamiento y protocolo adecuados, fundamentales en la identificación de puntos cefalométricos en los tres ejes del espacio, para obtener el mayor provecho de toda la potencial información que ofrece la imagen en 3D (Foto 26).

Por todo ello, la identificación de los puntos cefalométricos en 3D lleva más tiempo que la convencional en 2D. Los puntos de coordenadas 3D corresponden a las localizaciones reales anatómicas, según el Dr. Redmond (Foto 27).

Las CTCB, junto con diferentes programas como Nemocef o Dolphin 3D, nos



permite una completa reconstrucción del maxilo facial (Foto 28).

El análisis cefalométrico es preciso, pues se genera a tamaño real, sin distorsión y con gran nitidez.

La cefalometría volumétrica proporciona imágenes claras y precisas, tanto en visión frontal como lateral, que permite la fácil identificación de los puntos anatómicos y las referencias estructurales.

La CTCB permite realizar reconstrucciones tridimensionales del perfil blando y la superposición del esqueleto facial a tamaño real.

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

Las tomografías cone beam nos permiten realizar férulas y modelos estereolitográficos para reconstrucciones maxilo-faciales (Foto 29).

Permiten determinar el grosor y la forma del hueso en general y, en determinadas zonas, la planificación y el seguimiento de procedimientos terapéuticos como la colocación de microimplantes o la expansión maxilar rápida. Los microtornillos localizados cerca de las raíces, como se observa en estudios realizados con radiografías, tienen una elevada tasa de fracaso. Gahleitner et al. utilizaron la TC para analizar las estructuras óseas en la colocación de miniimplantes en 32 pacientes, ya en 2004 (Foto 30).



Foto 30.

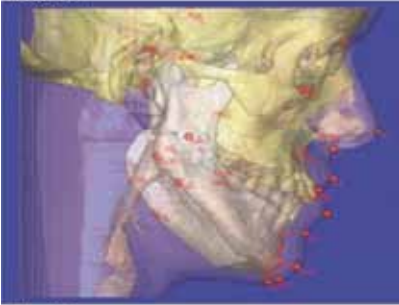


Foto 31.



La evaluación de ATM siempre ha sido difícil, por la superposición de estructuras como la región petrosa del temporal, el proceso mastoideo y la eminencia articular. La TC ha mejorado el diagnóstico de la patología de ATM al ser un método diagnóstico

preciso, eficiente, no invasivo y rápido. La TC permite el ajuste y la manipulación de la imagen después del escaneado. También permite ajustar el contraste de la escala de grises para visualizar una estructura en particular y posibilita la determinación precisa de medidas lineales y angulares (Foto 31).

Ahora es mejorada con la tecnología CBCT, siendo posible analizar la anatomía condilar de la ATM sin superposición ni distorsión de la imagen (Foto 31).

Esperamos que esta revisión de los avances tecnológicos en el área de la medicina y aplicados a casi todas las especialidades de la odontología, surgidos en los últimos años, nos permitan evaluar las ventajas que tienen las imágenes obtenidas con TC cone beam en relación a las técnicas convencionales.

Bibliografía

- Rodríguez Villafuerte M, Martínez Dávalos A. el uso de los rayos X en la medicina. Instituto de Física, UNAM.
- Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1999; 28, 245-8.
- Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology*. 1999; 8, 1558-64.

Tyndall DA, Rathore S. Cone-Beam CT Diagnostic applications: Caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am*. 2008; 52(4):825-841.

Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). Description of system. *Br J Radiol*. 1973; 46:1016-22.

www.akisrx.com/spagnolo/htm/roentgen.htm
<http://www.xtec.es/~xvila12/funciona.htm>

Renato M. E. Sabbatini, A História da Neuroimagem PhD Revista Cérebro Et Mente, Novembro 20, 2003 - Enero 2004, Copyright 2003 Renato M.E. Sabbatini, Parte 2 de 7. Publicado en Mai. 2003.

Wisam Al-Rawi. Los Principios Físicos de la TC Cone Beam, postado en diciembre 15, 2009.

Cotton T P, Geisler T M, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod*. 2007; 9, 1121-32.

Marmulla R, Wörtche R, Mühling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2005; 34, 28-31.

Ludlow JB, Lester WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod*. 2007; 103, 534-42.

Ngan D CS, Kharbanda O P, Geentty JP, Darendelider MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J*. 2003; 19, 67-75.

14. Dr. Redmond, Dr. Cho. The Cutting Edge a three dimensional cephalometric analysis. *JCO* 2009, Vol. XLIII, number 4, 235-252.

Hu-Friedy®

