



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

---



## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

DIGITALIZACIÓN Y MODELADO 3D A PARTIR DE LA  
INTEGRACIÓN DE TOMOGRAFÍA CONE BEAM Y  
ESCÁNERES 3D PARA LA PLANIFICACIÓN DE  
IMPLANTES

**TESINA**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**CIRUJANA DENTISTA**

P R E S E N T A:

PAULINA DENNIS VÁZQUEZ PÉREZ

TUTOR: C.D. GRANADOS SILVESTRE MARÍA DEL CARMEN.

ASESOR: Esp. MENDOZA ESPINOSA BLANCA ITZEL



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## **Agradecimientos**

Este logro se lo dedico a mis padres y a Ita, los pilares de mi vida; que sin su comprensión, apoyo, esfuerzo, paciencia, regaños, y sobre todo, amor, no estaría cumpliendo esta meta.

Sí, esta carrera demanda tener pacientes, por ello agradezco a todos los familiares y amigos que me permitieron atenderlos. Sin su apoyo no hubiera pasado mis materias. A continuación, las menciones honoríficas:

Mi papá, que buscaba hacerse tiempo en su trabajo para ir a las clínicas; a mi mamá, por ser mi paciente más exigente, darme ánimos y conseguirme unos cuantos pacientitos más; y a Ita, por buscarse tiempo y valentía para ser mi paciente, y alimentarme después de un día agotador en la facultad.

A mis primos Alex, Sandy, Carlitos, y Ceci, por aceptar ser mis pacientes en tiempos de necesidad. A mi tía Gaby, por acompañar a mis primos y a mi tío a la clínica, a pesar de la distancia.

Mis amigos Gabriela y Osvaldo, que a pesar de que no estudiábamos las mismas carreras, su compañía siempre estaba presente. Mi estancia en CU no hubiera sido lo mismo sin ustedes, gracias por su amistad.

A Marcos, por convertirse en mi compañero de vida, por estar presente en los años más difíciles de mi carrera; su compañía, amor, y cariño los hizo más soportables. Gracias por apoyarme, guiarme, consolarme, y presionarme cuando es necesario.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por permitirme realizar mis estudios universitarios, y a los docentes de la facultad, por ampliar mis conocimientos. Por último quiero agradecer a la Esp. Blanca Itzel Mendoza Espinosa por guiarme a lo largo de este trabajo, por dedicar tiempo, compartir sus conocimientos y resolver mis dudas. A la C.D. María del Carmen Granados Silvestre por ser la tutora de este trabajo, gracias por su tiempo y apoyo para la realización de este trabajo.

*There is a danger when we are bound by two dimensional concepts  
in a three-dimensional world.*

Scott D. Ganz

## ÍNDICE.

Introducción .....	V
Objetivos .....	VII
1. Antecedentes de los Rayos X.....	1
1.1 Rayos X .....	2
1.2 Radiografía digital .....	4
2. Antecedentes de Tomografía Computarizada.....	7
2.1 Tomografía Computarizada.....	8
2.1.1 Generalidades de la Tomografía Computarizada.....	8
3. Antecedentes de la Tomografía Cone Beam. ....	11
3.1 Tomografía Cone Beam .....	13
3.2 Generalidades de la Tomografía Cone Beam.....	14
3.2.1 Campo de visión (Field of view) .....	16
3.2.2 Voxeles / radio densidades .....	18
3.2.3 Reconstrucción multiplanar .....	20
3.2.4 Artefactos .....	21
3.2.5 Reconstrucción y visualización de datos.....	24
3.3 Ventajas y desventajas .....	27
4. Tomografía Cone-Beam y escáner 3D en la planificación de implantes.....	29
4.1 Cone Beam en implantología .....	29

4.1.1	Visualizaciones 3D anatómicas de importancia .....	30
4.2	Escáneres 3D.....	38
4.2.1	Escáneres de mesa.....	39
4.2.2	Escáneres intraorales.....	42
4.3	Modelo 3D mediante la integración de la tomografía Cone Beam y escaneos 3D.....	45
4.3.1	Marcadores de referencia .....	49
4.4	Planificación de colocación de implantes mediante el modelo 3D .....	50
4.4.1	Cirugía guiada .....	50
4.4.2	Diseño de guías quirúrgicas.....	54
4.4.3	Impresiones 3D para elaboración de guías quirúrgicas.....	56
	Conclusiones.....	61
	Referencias bibliográficas.....	63
	Lista de figuras .....	66

## Introducción

En la actualidad, la colocación de implantes se ha convertido en el tratamiento de elección para la rehabilitación de pacientes que, por distintas causas, han perdido uno o varios dientes; sin embargo, es fundamental que se tenga una planificación adecuada que considere las características clínicas y los hallazgos derivados del análisis de estudios auxiliares de diagnóstico.

La información obtenida a partir de imágenes en 2D, como radiografías periapicales o panorámicas, son insuficientes para planificar y llevar a cabo este tipo de procedimientos con un margen de seguridad adecuado.

La representación volumétrica ofrecida por la tomografía de haz cónico, o Cone Beam, se ha convertido en la modalidad de elección para la visualización y planeación en la colocación de implantes dentales.

A pesar de que la tomografía Cone Beam ofrece excelente información de tejido duro, tiene serias limitaciones en la representación de tejidos blandos y de detalles de las caras oclusales de los dientes, los cuales son necesarios para la elaboración de guías quirúrgicas.

Los escaneos 3D, ya sea por escaneos intraorales, o de modelos de yeso de arcadas dentales del paciente, resultan en un modelo 3D virtual que reproduce

de forma precisa la boca del paciente; tanto las encías, como las coronas de los dientes.

La integración de la tomografía Cone Beam con escaneos 3D crea un flujo de trabajo virtual que da como resultado un modelo 3D que compensa las limitaciones de ambos auxiliares de diagnóstico. Este modelo integrado permite la reproducción adecuada, tanto de tejidos duros, como de tejidos blandos, la cual puede ser usada para una precisa visualización, planeación y simulación 3D del tratamiento.

Tal integración puede ser usada el área de la implantología para la elaboración de guías quirúrgicas estáticas para la colocación de implantes, que hacen posible la transferencia fiable de la planeación virtual al campo operatorio, lo cual resulta en un aumento de la precisión del tratamiento quirúrgico, aumentando a la vez la posibilidad de éxito de tratamiento.



## **Objetivos**

### **Objetivo general**

Identificar y describir capacidades y condiciones para el máximo aprovechamiento de la digitalización y modelado 3D a partir de la integración de Tomografía Cone Beam y escáneres 3D en la planificación de implantes dentales.

### **Objetivos específicos**

- Describir el uso de tomografía cone beam, además de sus capacidades y limitaciones en el ámbito de la implantología.
- Describir el uso escáneres 3D intraorales y de mesa en odontología, además de sus capacidades y limitaciones.
- Describir la integración de escáneres 3D y la tomografía cone beam para obtener un modelo 3D compuesto.
- Describir, a partir de los modelos 3D que surgen de la integración de Tomografía Cone Beam y escáneres 3D, las estructuras anatómicas de importancia en la colocación de implantes y la planificación virtual de la cirugía.

## 1. Antecedentes de los Rayos X

Desde el descubrimiento de los Rayos X (Rx) en noviembre de 1895 por Wilhem Conrad Röntgen, las radiografías se han convertido en auxiliares esenciales de diagnóstico, planeamiento y seguimiento de tratamientos dentales.

Röntgen, al estar realizando experimentos en los recién descubiertos rayos catódicos, cubrió un tubo de Crookes con trozos de cartón negro y creó un ambiente de oscuridad en la habitación para probar la opacidad de la cubierta del cartón negro. Se percató de que al encender el tubo de Crookes se presentaba una fluorescencia que provenía de la pantalla de platino-cianuro de bario, y dedujo que la fluorescencia se trataba de la presencia de rayos de un nuevo tipo, invisible al ojo humano, que penetraban en los cuerpos. Röntgen llamó a su descubrimiento Rayos X porque su naturaleza era desconocida para ese entonces.<sup>1,2</sup>

Tras el descubrimiento de los Rx y de varios experimentos con ellos por parte de Röntgen, se pudo explorar el cuerpo humano sin intervención quirúrgica, con sólo tomar una radiografía, tal como Röntgen lo había hecho a la mano de su esposa, que, al someterla a la exposición de los Rx sobre una placa fotográfica, le fue posible observar los huesos de la mano.

Las primeras radiografías periapicales se realizaron semanas después de que se tomó la primera radiografía del cuerpo humano. En los años 60s, con la introducción de la ortopantomografía, hubo un gran progreso en el área de diagnóstico dental, ya que esta técnica le facilitó a los odontólogos información del aparato estomatognático.<sup>3</sup>

## 1.1 Rayos X

Los Rx se producen dentro de un tubo de rayos x cuando se conecta una fuente de voltaje entre el cátodo y el ánodo (Fig.1).

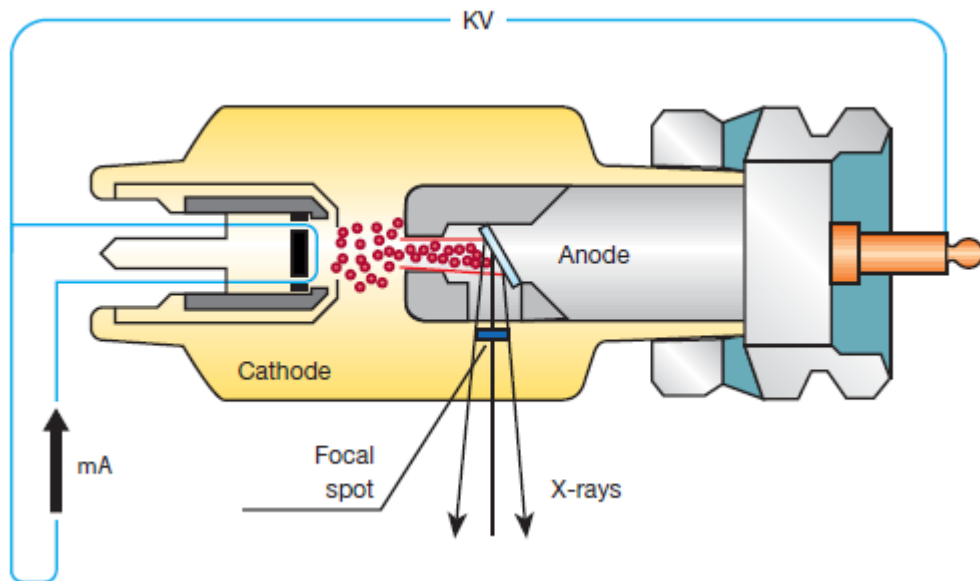


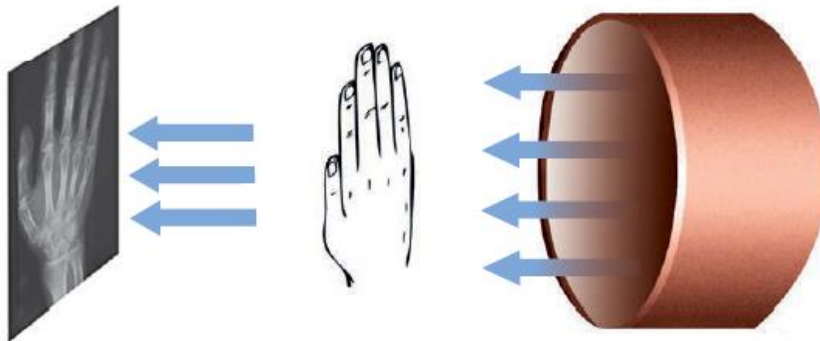
Figura 1. Tubo de rayos X en el que se muestran sus componentes, y como se generan los Rx<sup>3</sup>

El cátodo, el cual tiene una carga negativa (-), está formado por filamentos de tungsteno, y produce electrones de alta velocidad, que bombardean un ánodo,

que tiene una carga positiva (+), está formado por una diana de tungsteno, y dirige el flujo de electrones en un punto focal del ánodo.

Los electrones pasan rápidamente de un estado energético a un estado de reposo, y la energía perdida por los electrones se convierte en calor en un 99% y en Rx en un 1%, que son disipados en todas direcciones. Una fracción de estos rayos disipados salen por una ventana pequeña, y forman el haz de Rx, o fotones de Rx.<sup>1</sup>

La imagen radiográfica se produce cuando los Rx, producidos por un tubo de rayos X, atraviesan una estructura hasta estar en contacto con la emulsión de una placa fotográfica, lo que produce un ennegrecimiento de esta (Fig.2).



*Figura 2 Formación de la imagen radiográfica a partir del tubo de rayos X<sup>3</sup>*

Al pasar los Rx a través de una estructura, cierta cantidad de estos rayos se ven atenuados, esto produce una diferencia de tonalidades de grises en la

placa fotográfica; esta capacidad de los materiales para la atenuación de rayos X se conoce como radiodensidad.

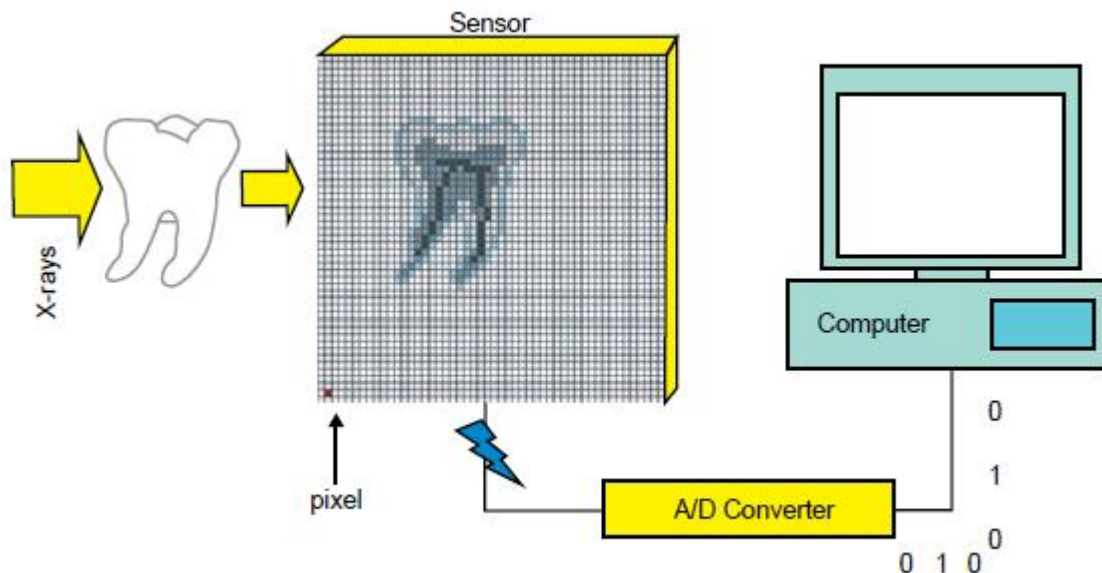
La radiodensidad se puede ver como zonas negras, o radiolúcidas, y zonas blancas, o radiopacas. Las zonas radiopacas representan las estructuras que han frenado el paso de los Rx por ser densas. En contraste, las zonas radiolúcidas son aquellas donde los Rx tuvieron menor impedimento para atravesar el objeto. La radiodensidad de una estructura está determinada por la densidad, forma y posición de la misma.<sup>1</sup>

## **1.2 Radiografía digital**

La radiografía digital tiene el mismo principio físico de funcionamiento que la radiografía convencional: un haz de Rx pasa a través de una estructura y se obtiene una imagen. Sin embargo, la obtención de la imagen es completamente diferente.

En los últimos 60 años, el desarrollo de la tecnología ha ido en incremento, y esto ha influenciado el área de la imagenología. Con el desarrollo de computadoras más potentes y mejores sensores, ha sido posible obtener, procesar y almacenar los datos radiográficos con mayor facilidad.

Un sensor detecta la radiación, y convierte esta radiación en señales utilizando secuencias del sistema binario (ceros y unos), esta información es recibida y procesada por un ordenador, y es expresada como una imagen en un formato digital (Fig.3).<sup>3</sup>



*Figura 3 Digitalización de la radiografía. Se muestra esquemáticamente cómo es el proceso para obtener una radiografía digital<sup>3</sup>*

La imagen digital está compuesta de una matriz de elementos básicos del mismo tamaño llamados pixeles, que están ordenados en filas y columnas. Cada uno de los pixeles (bidimensionales) representa la absorción total de Rx obtenidos de una estructura tridimensional, por lo que toma un valor en la escala de grises que van desde el blanco al negro.

La resolución de la imagen digital está determinada por el tamaño del pixel y por la escala de grises. A reducir el tamaño del pixel, aumentan filas y columnas; esto aunado a la amplitud de la paleta de escala de grises, provoca que la resolución de la imagen aumente. (Fig. 4) <sup>1,3</sup>

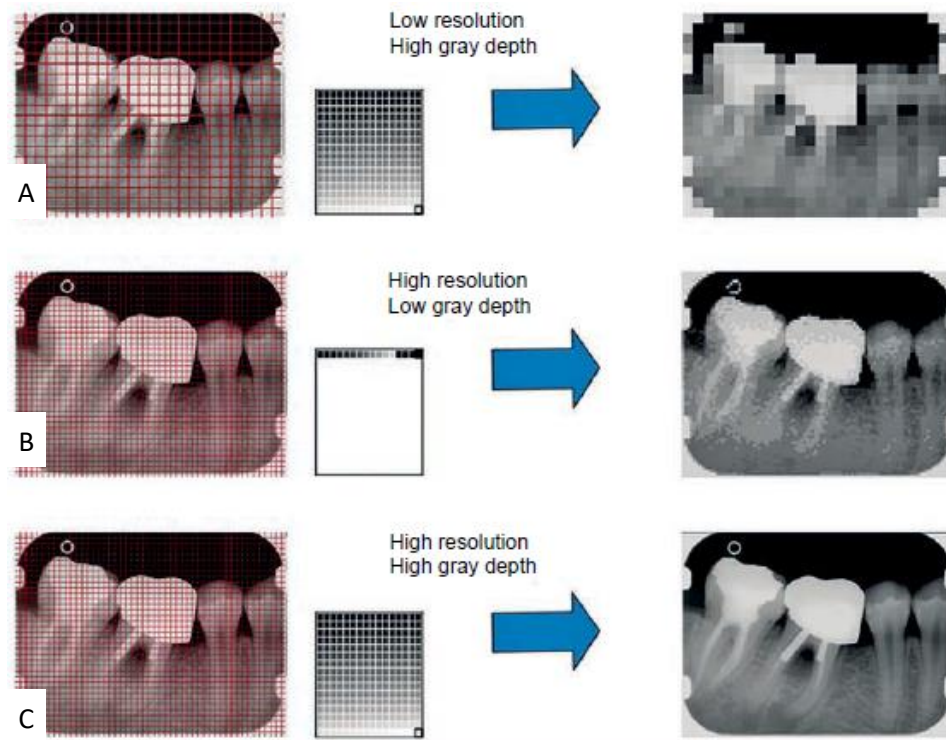


Figura 4. Resolución de la radiografía digital, que depende del tamaño del pixel y de la amplitud de la escala de grises. A) Se muestra una radiografía con un tamaño de pixel grande y con una amplia paleta de colores, en B) radiografía con pixeles pequeños y una pequeña paleta de grises. C) radiografía con pixeles pequeños y una amplia paleta de colores. <sup>3</sup>

Una de las principales limitaciones de la radiografía, ya sea convencional o digital, es que la imagen que se obtiene a partir de una estructura tridimensional es bidimensional. Esto se ha mejorado con el desarrollo de la Tomografía.

## 2. Antecedentes de Tomografía Computarizada

En el año 1967 el Ing. Godfrey Hounsfield desarrolló un sistema que era capaz de reproducir imágenes tridimensionales de tejidos biológicos examinados a partir de la reconstrucción de datos con uno de los primeros aparatos con reconocimiento de imágenes de forma seccional.<sup>4</sup>

El primer modelo de Tomografía Computarizada (CT por sus siglas en inglés) “EMI CT 1000” fue introducido en 1972 en Chicago y presentado por Hounsfield <sup>3</sup>, un año después, en 1973 fue reportado el desarrollo formal de la CT, esto le valió el premio Nobel a Hounsfield en 1979. La CT aportó condiciones para observar imágenes reconstruidas en cross-sectional de una estructura, estos aparatos se utilizaron en muchos campos de la medicina.<sup>5</sup>

El desarrollo de la CT redujo significativamente la posibilidad de errores o distorsiones de estructuras anatómicas complejas en 3d, y ayudó a comprenderlas mejor, en comparación con las proyecciones bidimensionales, como las radiografías. <sup>6</sup> Aunque la CT ha estado disponible por muchos años ya, su uso en el área de la odontología ha sido limitado, ya que los costos son elevados, los aparatos son grandes, y las dosis de radiación ionizante que manejan son elevadas.<sup>7</sup>



## 2.1 Tomografía Computarizada

Una Tomografía Computarizada (CT) es un procedimiento computarizado por el cual se obtienen imágenes seccionales, o cortes transversales, de estructuras. Esto se logra a través de emisores y detectores de Rx que se encuentran en lados opuestos uno del otro, y que giran alrededor del paciente. Los Rx atraviesan el paciente, y los datos obtenidos son procesados por una computadora para generar imágenes.<sup>7</sup>

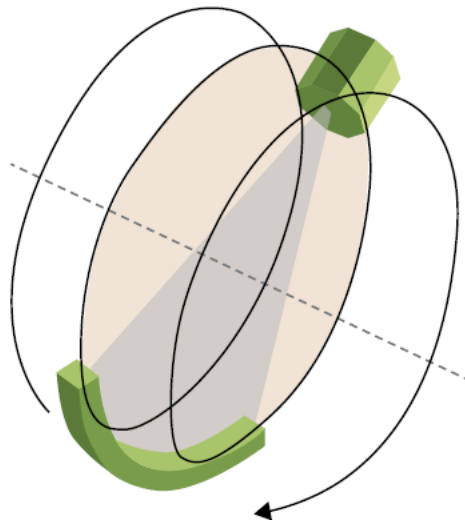


*Figura 5. Ejemplo de un tomógrafo helicoidal<sup>2</sup>*

### 2.1.1 Generalidades de la Tomografía Computarizada

En una radiografía convencional el tubo de los Rx esta estático; en una CT el equipo consta de un elemento central y móvil llamado Gantry, que aloja el tubo

de Rx, y los detectores. Durante el escaneo, el tubo de Rx tiene un movimiento giratorio en forma de espiral, o helicoidal, alrededor del paciente, el cual se encuentra recostado durante el proceso. (Fig. 6) <sup>1</sup>



*Figura 6 Movimiento helicoidal que tiene el emisor de Rx y el sensor en una tomografía helicoidal <sup>1</sup>*

Las imágenes 2D que se obtienen a partir de la radiografía digital están formadas por píxeles; en una CT, las imágenes están construidas por voxeles. En la CT los voxeles son anisotrópicos, esto quiere decir que no son idénticos en todos los planos. Los voxeles son bloques que se apilan en filas y columnas, y generan el volumen de la imagen radiográfica en 3D (Fig. 7). La altura de cada voxel está determinada por el espesor del corte tomográfico que comúnmente es de alrededor de 1 mm. <sup>8</sup>

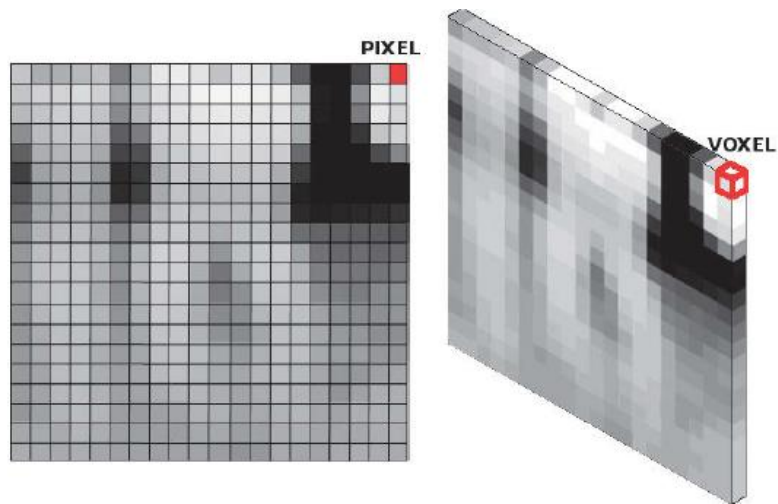


Figura 7. Representación esquemática de píxeles (2D) y voxeles (3D) <sup>1</sup>

A cada voxel se le da un valor de Unidades Hounsfield (UH), que se utilizan para determinar la densidad radiológica; esta escala está basada en la densidad del agua, que equivale a 0 como referencia. La densidad del aire es -1000 (negro absoluto), y un material muy denso, como un implante metálico, es 1000 (blanco absoluto) (Fig.8).

En ocasiones, a los voxels de imágenes de CT también se les da un valor en la escala de grises (de 32, 64 y hasta 256 niveles de grises) que permite reconstruir una imagen digital y visualizarla en una computadora. Como se mencionó en el capítulo anterior, entre más amplia la paleta de escala de grises mayor es la resolución que tendrá la imagen.<sup>1</sup>

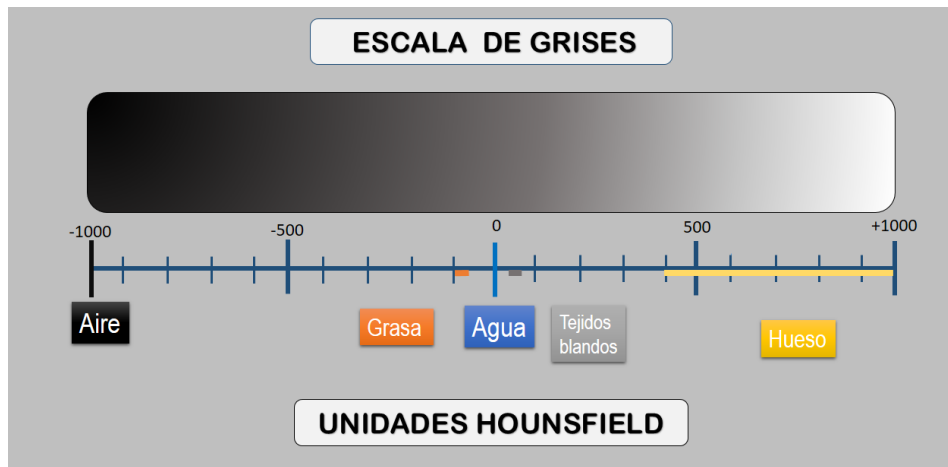


Figura 8 Escala de grises y unidades Hounsfield.<sup>3</sup>

En el ámbito de la odontología, la tomografía computarizada es una excelente herramienta para la visualización 3D de estructuras anatómicas importantes, sin embargo, los equipos son demasiado grandes, las dosis de radiación ionizante que manejan y los costos por estudio son elevados. Debido a estas limitaciones se desarrolló la tomografía Cone Beam como una opción de dosis de radiación y costos más bajos. De ésta se obtiene una buena calidad de imágenes que se utilizan en el diagnóstico dental.<sup>3</sup>

### 3. Antecedentes de la Tomografía Cone Beam.

Aunque los tomógrafos helicoidales se han hecho más compactos a lo largo de los años, continúan siendo equipos grandes, costosos y exponen a los pacientes a dosis altas de radiación ionizante. La Tomografía de haz cónico, o Cone Beam Computer Tomography (CBCT por sus siglas en inglés), surgió

como solución a este problema, y su uso se ha incrementado en la odontología desde su introducción en los años 90. <sup>9</sup>

El primer dispositivo de funcionamiento similar a la CBCT fue diseñado en 1982 para realizar una angiografía 3D usando un C ARM con un intensificador de imagen con un haz cónico. En 1997 se creó un prototipo compacto de CT, una tomografía computarizada específica para odontología, ese aparato fue el “Ortho –CT”, creado por Arie, y colegas, para uso odontológico. En el Ortho –CT la sección donde la película o casete era instalada fue remplazada por un intensificador de imagen, resultando en una mejor resolución, redujo niveles de radiación y mejoró el manejo. <sup>3 7 5</sup>

En el 2000, la Food and Drug Administration – Center for Devices and Radiological Health (FDA –CDRH) aprobó el primer CBCT en Estados Unidos, <sup>7</sup> y la Canadian Dental Association (CDA) lo hizo en el 2002. El CBCT aprobado fue el Newtom 9000, producido en Italia en 1998, y fue diseñado para la región maxilofacial. En un solo escaneo, el tubo de Rx y el sensor rotaba 360° y adquiriría así una imagen por cada grado de rotación, usando 17 segundos en la exposición total. <sup>5</sup>

En sistemas CBCT de primeras generaciones, intensificadores de imagen eran usados comúnmente. Actualmente, en su lugar, se usan diferentes tipos de

detectores de panel plano (FPDS, por sus siglas en inglés), ya que estos detectores son libres de distorsión, son más eficientes en cuanto a la dosis de radiación aplicada, tienen un rango dinámico más amplio, y pueden ser producidos con un campo de visión (FOV) grande o pequeño. <sup>5</sup>

La introducción de la tomografía Cone Beam abrió nuevos horizontes en el diagnóstico imagenológico dental. Ahora es posible realizar exámenes en consultorios que proveen de imágenes 3D del sistema estomatognático, superando así las limitaciones que tienen las radiografías en 2D.

### **3.1 Tomografía Cone Beam**

La tomografía Cone Beam o tomografía de haz cónico (CBCT) es una tomografía más rápida, compacta y con niveles de radiación menores que una tomografía convencional, o helicoidal. Por esta razón, en las dos últimas décadas la CBCT se ha convertido en un auxiliar de diagnóstico indispensable por sus reconstrucciones multiplanares, ya que facilitan la interpretación anatómica por estar libres de superposiciones. <sup>4</sup>



Figura 9 Diferentes modelos de tomógrafos de haz cónico <sup>2</sup>

### 3.2 Generalidades de la Tomografía Cone Beam

Como su nombre lo indica, la tomografía Cone Beam utiliza un haz de Rx en forma cónica (Fig.10). El sensor, junto con la fuente de radiación, rota entre 180° y 360° alrededor de la sólo la cabeza del paciente. Los tiempos de adquisición de la CBCT varían entre 10 y 40 segundos, dependiendo de los parámetros de exposición seleccionados.<sup>8</sup>

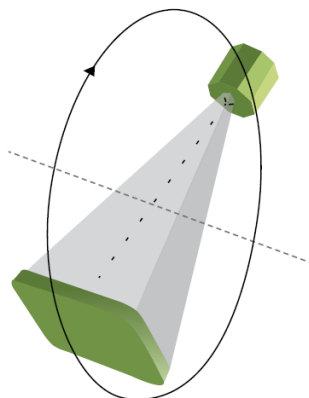


Figura 10 Movimiento del emisor y receptor de Rx durante una CBCT <sup>1</sup>

El funcionamiento de la tomografía Cone Beam puede resumirse en 2 etapas: la primera etapa es la adquisición de la imagen, que se obtiene a partir de la exposición de la radiación ionizante y la detección de esta a partir de sensores; la segunda etapa es la reconstrucción de la imagen por medio de una computadora, donde los datos base bidimensionales (RAW DATA) que se obtienen, son integrados para reconstruir una imagen en 3D, la cual se compone de filas y columnas de voxeles, que resultan en la visualización de la imagen en los planos ortogonales axial, coronal y sagital (fig 8) .<sup>7</sup>

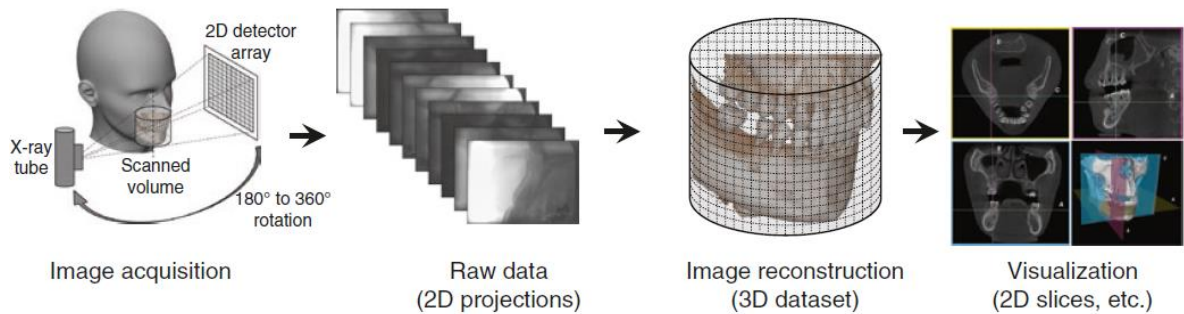


Figura 11 Proceso de adquisición y reconstrucción de la imagen tridimensional de una CBCT. <sup>4</sup>

Para obtener mejores resultados es necesario comprender conceptos como field of view, voxeles, planos ortogonales, artefactos, y datos DICOM ya que estos parámetros pueden afectar la adquisición o la interpretación de las imágenes de la CBCT.



### 3.2.1 Campo de visión (Field of view)

Como el nombre lo indica, el haz de los Rx en la tomografía computarizada es de forma cónica, y el receptor obtiene datos usualmente de un área rectangular; al estar éste en movimiento, todos los datos escaneados obtenidos y reconstruidos por el receptor darán como resultado un prisma cilíndrico (Fig.12,13) . A este volumen de datos obtenidos se le conoce como campo de visión o Field of View o FOV, por sus siglas en inglés.

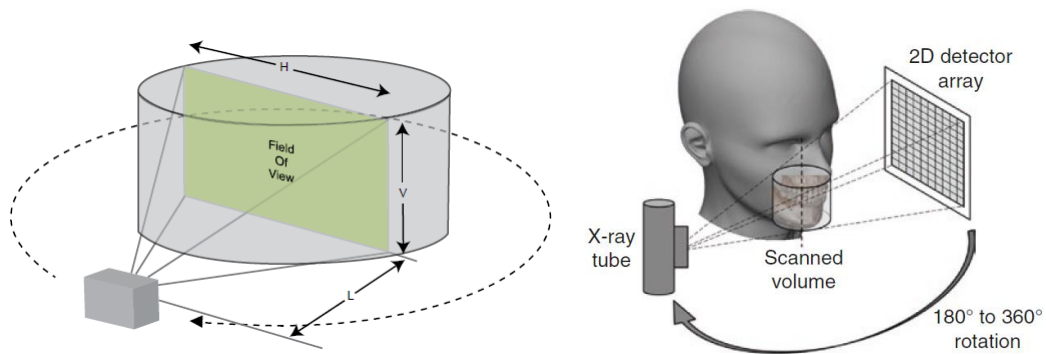
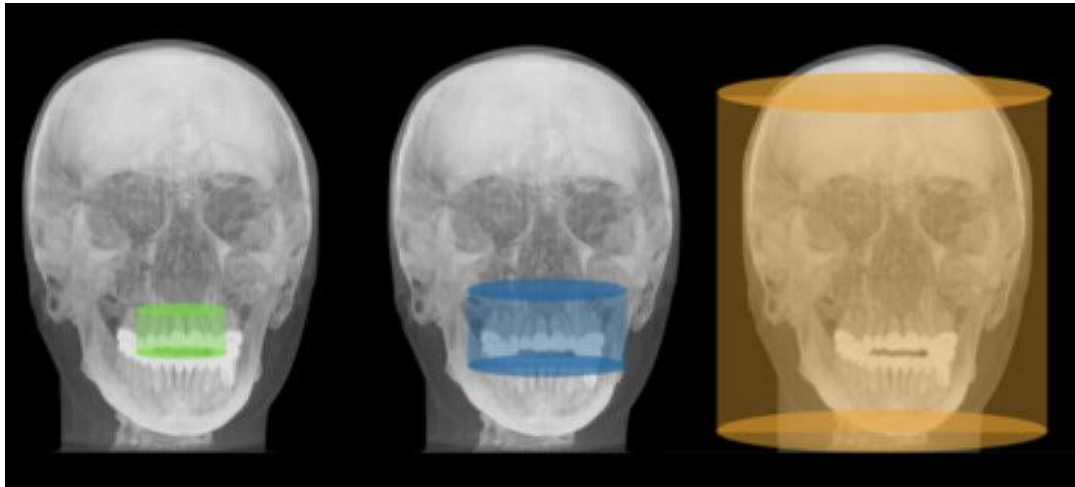


Figura 12 Receptor de datos área rectangular FOV <sup>4</sup> Figura 13 Volumen de datos obtenidos en CBCT <sup>1</sup>

El tamaño del FOV se clasifica en: pequeño, en el que se visualiza un cuadrante de una arcada; mediano, en el que se visualizan ambas arcadas; y grande, en el que se visualiza el cráneo completo (Fig.14). <sup>1</sup> El tamaño del FOV limita la exposición de la radiación ionizante a sólo la zona de interés, por esto es importante seleccionar el tamaño de FOV dependiendo del tamaño de la zona de interés <sup>5</sup>



*Figura 14 Tamaños de fields of view: pequeño, mediano y grande.<sup>5</sup>*

La dosis de radiación aplicada depende también del tamaño del FOV. Si el FOV es grande, la cantidad de dosis de radiación aumenta, ya que el volumen radiado es mayor. También, la resolución está determinada por el tamaño del FOV. Entre más pequeño es el FOV menor será la radiación ionizante.<sup>3</sup>

En resumen, puede decirse que entre más pequeño sea el FOV, menor será la dosis de radiación y la resolución de las imágenes será mayor. Sensores grandes se relacionan a grandes FOV, pero también implica un aumento de costos y menos detalles, por un mayor tamaño de los voxeles.

En odontología se requiere de una baja dosis de radiación y una alta resolución para obtener información más exacta en áreas anatómicas pequeñas, para esto un FOV de tamaño adecuado es esencial. <sup>7</sup>

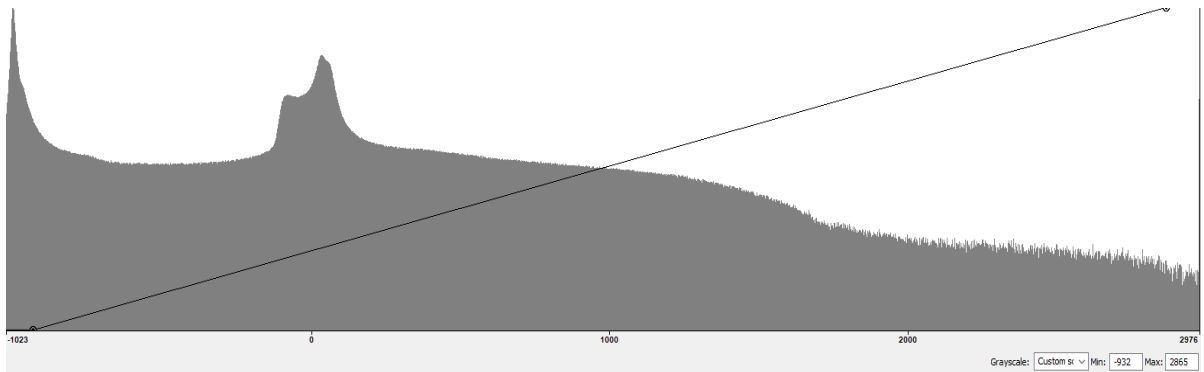
### **3.2.2 Voxeles / radio densidades**

En la CBCT, cada proyección de datos reconstruidos en 3D está compuesta por elementos cúbicos llamados voxeles, al igual que en una TC. Los voxeles en la CBCT son uniformes en longitud, altura y profundidad, es decir, son isotrópicos; por lo tanto, con ellos se puede obtener información que es la misma en todas direcciones, y así, obtener medidas precisas, y sin distorsiones, de estructuras anatómicas con sus relaciones.<sup>7</sup> Los cortes tomográficos en los tres planos ortogonales: axial, sagital y coronal, son tan gruesos como el grosor de un voxel.<sup>8</sup>

Al igual que la CT, la CBCT utiliza unidades Hounsfield (HU) y escala de grises que se describen en la sección 2.1.1. Como habíamos mencionado, HU es un número que expresa la densidad radiológica de cada voxel, con la densidad radiológica del agua como referencia basal. Materiales que son más

radiopacos que el agua tienen valores positivos de HU, y materiales menos radiopacos que el agua tienen valores negativos HU.<sup>7</sup>

A cada voxel también es posible asignarle un valor de gris de acuerdo con la atenuación del rayo X. Un valor de gris disminuido corresponde a una atenuación (Fig. 8,15).



*Figura 15 Histograma de escala de grises correspondientes a una CBCT <sup>3</sup>*

La reconstrucción de la imagen depende de los valores de radiodensidad, ya sean de HU o de escala de gris, asociados a cada voxel, formando datos radiológicos volumétricos del objeto, es decir 3D.<sup>3</sup>

La resolución de la imagen está relacionada al tamaño del voxel, sin embargo no depende exclusivamente de este. Si un corte es más grande que el tamaño del pixel, se obtienen voxels cuboidales, y con ello una mala resolución en ciertos planos. El tamaño de voxel que se utiliza en CBCT en protocolos normales está entre 0.07mm y 0.6mm. <sup>7 10</sup>

### 3.2.3 Reconstrucción multiplanar

Una de las capacidades de la tomografía Cone Beam es que permite una reconstrucción de imagen multiplanar (MPR por sus siglas en inglés), esto quiere decir que podemos observar los tejidos del paciente en diversos planos anatómicos o planos oblicuos arbitrarios definidos por el usuario. <sup>4</sup>

Los volúmenes isotrópicos adquiridos por CBCT, permiten la creación de vistas de la MPR de cualquier plano con la resolución espacial del tamaño del voxel. Aunque se puede definir cualquier plano, de manera predeterminada las reconstrucciones multiplanares muestran los planos ortogonales, es decir, los planos coronal, axial y sagital. (Fig.16) <sup>7</sup>

- El plano coronal es un plano vertical y divide al cráneo en anterior y posterior.
- El plano axial es un corte horizontal y divide al cráneo en superior e inferior.
- El plano sagital es un corte vertical, y divide al cráneo en derecha o izquierda.<sup>4</sup>

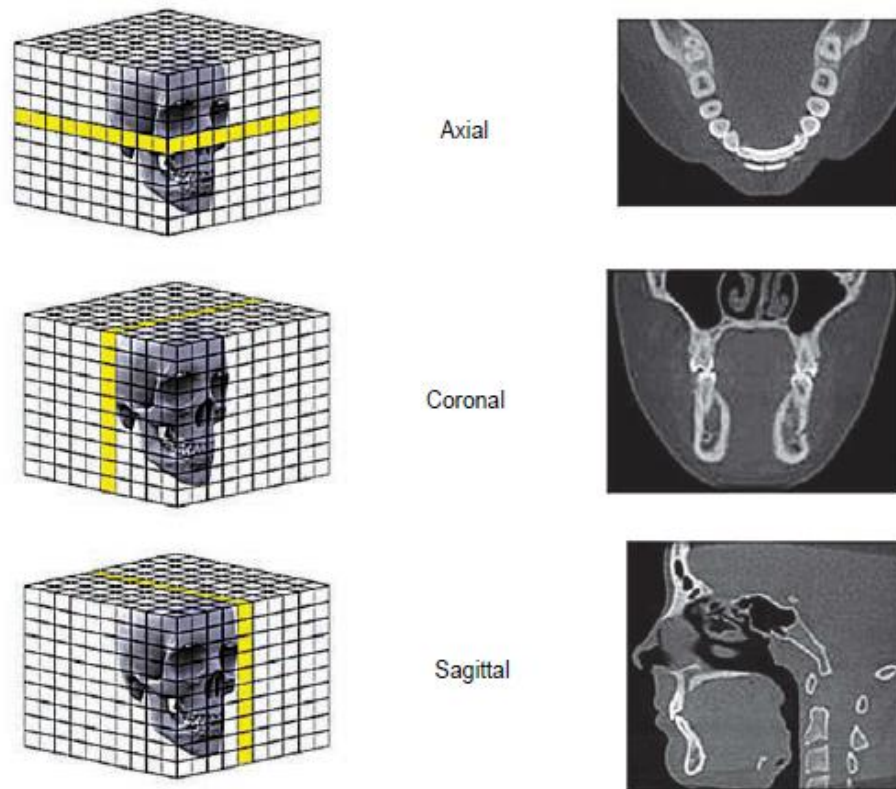
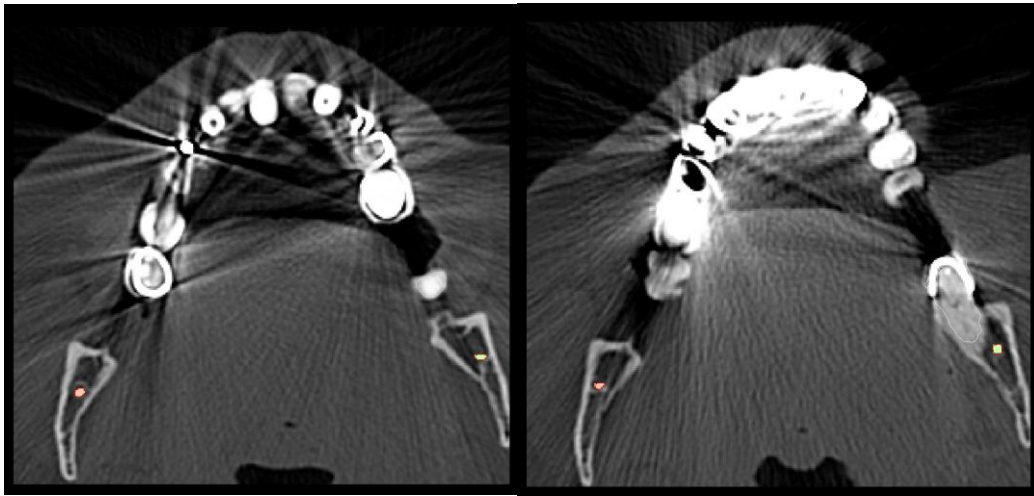


Figura 16 Planos ortogonales<sup>1</sup>

### 3.2.4 Artefactos

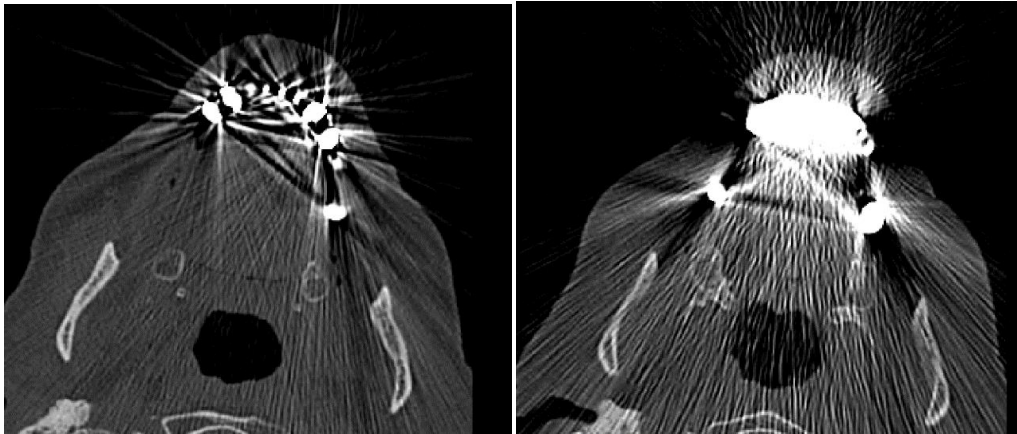
Los artefactos en CBCT son estructuras que se visualizan en los datos reconstruidos, pero que no corresponden, o no están presentes en la realidad, al objeto escaneado.<sup>7</sup> Los artefactos son defectos de imagen que afectan la calidad y visibilidad de las imágenes de CBCT, disminuyendo el contraste entre objetos adyacentes, y comprometiendo el diagnóstico, ya que puede provocar información inexacta o falsa (Fig.17).<sup>5,9</sup>



*Figura 17* Artefactos causados por restauraciones metálicas en una CBCT.<sup>3</sup>

El beam hardening o el endurecimiento del haz, es el tipo de artefacto más común, estos son producidos por restauraciones metálicas, implantes dentales, brackets, o tratamientos con zirconio. Dichos objetos provocan un incremento en el nivel de absorción de energía de radiación detectado por el sensor, incrementando la intensidad del haz, o haciéndolo más denso.

Los artefactos creados por restauraciones metálicas se pueden visualizar como áreas brillantes que emanan de objetos metálicos; o como áreas oscuras que se encuentran cerca de estas estructuras metálicas, y que se visualizan como información perdida, como se muestra en la Fig. 18.<sup>9</sup>



*Figura 18 Artefactos tipo beam-hardening causados por restauraciones metálicas.<sup>3</sup>*

Los artefactos causados por metales interfieren con el diagnóstico. En algunos casos, impiden la segmentación de dientes y estructuras óseas de los maxilares, que son necesarias para una cirugía guiada.<sup>11</sup>

Para reducir los artefactos en las CBCT, los objetos metálicos deben ser removidos antes del escaneo, si es posible. Existe controversia en cuanto al efecto del ajuste de la exposición de radiación (voltaje y corriente eléctrica) en la presencia de artefactos. Algunos autores opinan que estos parámetros pueden adecuarse para reducir la presencia de artefactos.<sup>9</sup> En contraste, otros autores sostienen que el ajuste tiene poco efecto en artefactos causados por metales, y no reducen notablemente la aparición de artefactos ni mejoran la calidad de la imagen.<sup>7</sup>



### 3.2.5 Reconstrucción y visualización de datos

Para una visualización de modelos en 3D es necesaria la adquisición y la reconstrucción de datos obtenidos.

Los datos digitales obtenidos por el escaneo de CBCT son guardados en un formato llamado DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine por sus siglas en inglés), que es un sistema de información digital estándar y universal, creado para facilitar la transferencia y uso de datos radiológicos.<sup>9</sup>

Una de las ventajas de que sea un sistema estándar y universal es que los datos se pueden compartir de manera rápida y sencilla entre distintos laboratorios radiológicos, hospitales, e incluso entre instituciones de distintos países. Los datos DICOM son compartidos físicamente por medio de discos compactos o unidades USB, o por medio de servicios de compartición de datos en la nube; y son importados y convertidos por software especializado capaz de procesar datos DICOM por medio de algoritmos.<sup>3</sup>

A partir del procesamiento de los datos en el software, se obtiene una matriz de voxeles, que es la caracterización radiológica del volumen escaneado en 3D, en la cual se pueden visualizar por planos ortogonales imágenes en 2D y reconstrucciones en 3D. La elaboración preliminar de la imagen 3D es el

resultado de procesos de segmentación y renderizado. La segmentación es el agrupamiento de datos basado en los valores de densidad de cada voxel (Fig.19).<sup>12</sup>

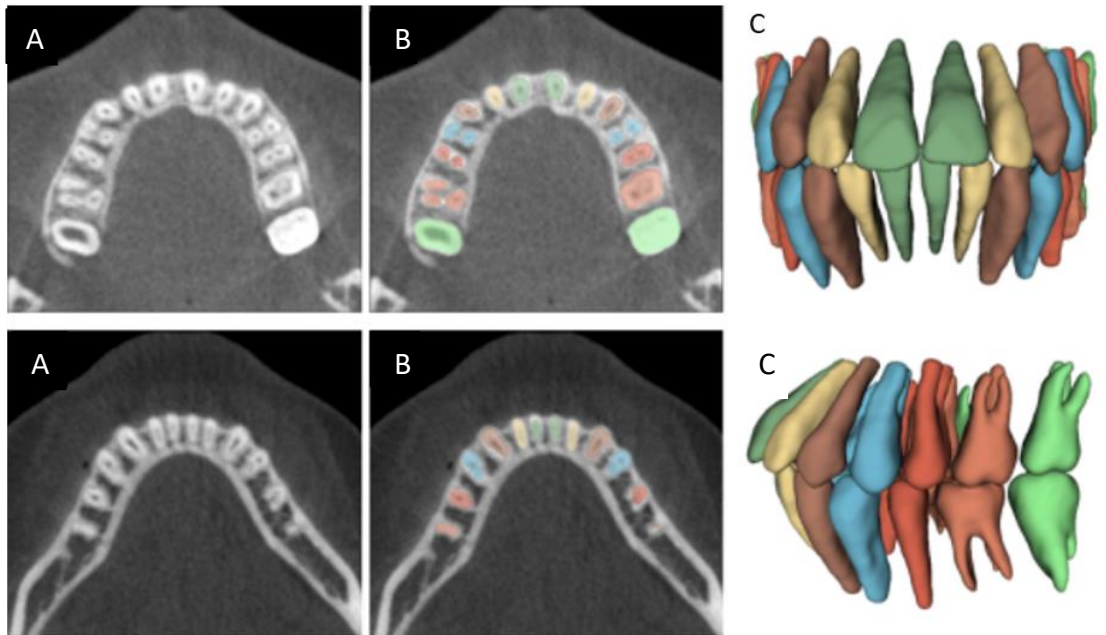


Figura 19 A) Plano axial de una CBCT, B) Segmentación de los dientes, C) Renderizado de los dientes <sup>6</sup>

Para visualizar la representación de superficies 3D sobre la pantalla de la computadora se juega con la perspectiva del observador por medio de sombras, opacidad y transparencias que diferencian los diferentes tejidos; a este proceso se le conocen como renderizado o rendering como se muestra en el inciso C de la Fig.19. <sup>3</sup>

Una superficie renderizada 3D está compuesta de una gran cantidad de polígonos (triángulos) interconectados que producen una superficie

aproximada a la real. La precisión de la aproximación depende de la cantidad de polígonos utilizados (Fig.20).<sup>3</sup>

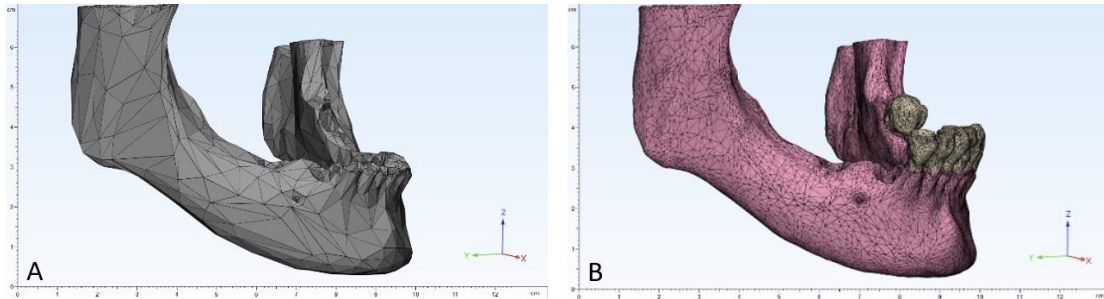


Figura 20 Ejemplo de renderizados de una mandíbula en la que se muestra la red de polígonos. A) se observa que entre más grandes son los polígonos se reduce la precisión de la superficie real. B) se observa es mayor la precisión de la superficie real ya que la red de polígonos es mayor.<sup>3</sup>

El sombreado en el renderizado de superficies consiste en asignar un nivel de gris o tono de color a cada triángulo proyectado, que depende directamente de la cantidad de luz reflejada desde la superficie hacia el observador, como se muestra en la figura 21.<sup>7</sup>

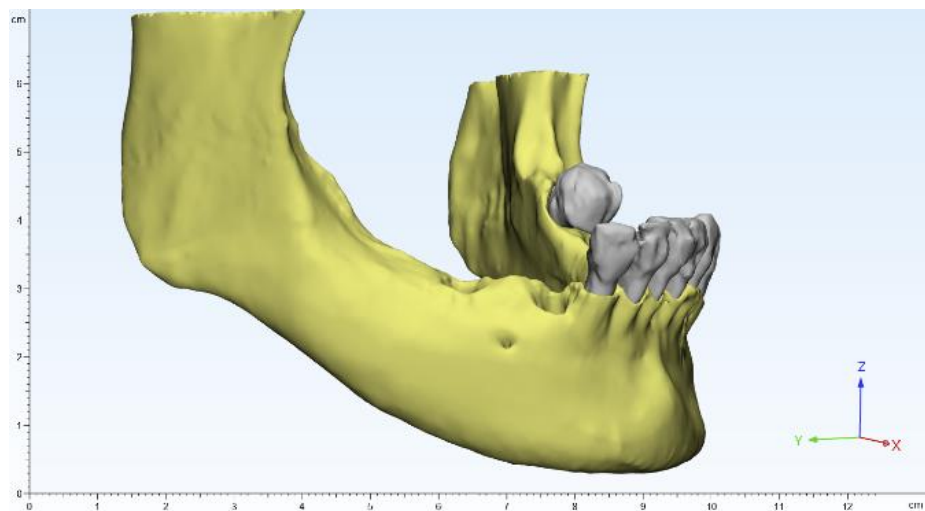


Figura 21 Un ejemplo de renderizado en el que se observan las sombras de un tono de color distinto para observar la figura en 3D.<sup>3</sup>

Existen varios software para la visualización y procesamiento de datos en formato DICOM, algunos de estos son: MIMICS (Materialise), On Demand, Blue Sky Plan, Implastation, 3d Slicer, DentaScan, Osirix entre otros. Sin embargo muy pocos son gratuitos y en éstos, las herramientas accesibles son limitadas.

Cada software tiene comandos y herramientas similares, que permiten al usuario reconstruir, visualizar, analizar, y editar las imágenes.<sup>4</sup>

### **3.3 Ventajas y desventajas**

El uso de CBCT en odontología ha ido en aumento en los últimos años, y se ha convertido en la opción de elección radiológica por una dosis de radiación baja y costos reducidos, en comparación a otras modalidades de imagenología volumétricas para la observación de tejidos mineralizados.

La información tridimensional que brinda la CBCT lleva a un diagnóstico más preciso, ya que elimina la superposición de imágenes, y por lo tanto, mejores recomendaciones de tratamiento en comparación con radiografías bidimensionales.<sup>13</sup>

La CBCT brinda una visualización y diferenciación entre los distintos tipos de tejidos (tejidos duros y blandos) a través de los valores de unidades Housfield o la escala de grises.

Dependiendo del caso clínico, puede modificarse el tamaño de la zona radiada modificando el campo de visión, y así, disminuir la dosis de radiación ionizante para el paciente.

Gracias a la reconstrucción multiplanar es posible observar las imágenes en varios planos, entre ellos los ortogonales, obteniendo una imagen en tercera dimensión a partir del renderizado (Rendering), lo cual permite apreciar íntegramente la anatomía de paciente y ajustar el plan de tratamiento para obtener el mejor resultado posible.

Sin embargo, una desventaja que tiene la CBCT es la aparición de artefactos en las imágenes cuando los pacientes tienen restauraciones metálicas, y esto resulta en una menor calidad de imagen y pérdida de información. Otra desventaja es que, dependiendo del aparato de CBCT utilizado y tamaño de voxel seleccionado, se puede obtener una mala calidad de imagen adquirida. Además, las licencias de los softwares especializados son caras, y los softwares gratuitos tienen herramientas limitadas.

## **4. Tomografía Cone-Beam y escáneres 3D en la planificación de implantes.**

### **4.1 Cone Beam en implantología**

El éxito de los implantes dentales depende, en buena parte, de una adecuada información diagnóstica de la condición de las estructuras óseas, y correcta identificación de referencias anatómicas de la región de interés. Las radiografías periapicales y panorámicas son insuficientes para cubrir estos requerimientos.

La CBCT se ha convertido en la imagen volumétrica de elección para la colocación de implantes dentales, gracias a que es posible obtener imágenes multiplanares y modelos tridimensionales que facilitan la visualización, y evaluación de las estructuras anatómicas en la zona de interés, que da como resultado una precisa evaluación de la viabilidad de la colocación del implante.<sup>4</sup>

Cuando la CBCT fue introducida, la Academia Americana de cirugía oral y maxilofacial (AAOMR) reconoció el gran impacto de la CBCT en el área de la odontología, al expandir las aplicaciones clínicas de la visualización de imágenes tridimensionales. Desde el 2012 la AAOMR recomienda el uso de

las imágenes cross-sectional para la evaluación de sitios probables para la colocación de implantes y concluyó que la CBCT es el método de elección para obtener esta información.<sup>14</sup>

Las capacidades que ofrece la CBCT, combinadas con las herramientas del software, permiten una simulación precisa del procedimiento quirúrgico para la colocación de implantes. Actualmente es posible hacer una cirugía virtual en el software, y transferir ese plan virtual a una realidad clínica. Lo anterior se facilita aún más con la asistencia por medio de guías quirúrgicas.<sup>12</sup> El uso de la CBCT ha mejorado la planeación para la colocación de implantes dentales y ha optimizando la fase quirúrgica, aumentando la precisión, y reduciendo tiempos de cirugía.

#### **4.1.1 Visualizaciones 3D anatómicas de importancia.**

Una de las ventajas que tiene la CBCT es la visualización de imágenes en tercera dimensión sin la superposición de estructuras anatómicas, o la presencia de áreas con mucha densidad, limitaciones que tienen las radiografías en 2D. Los planos ortogonales (axial, sagital y coronal) nos permiten identificar fácilmente estructuras anatómicas en distintas perspectivas, y esto se complementa con la representación renderizada 3D.<sup>3,7</sup>

En la siguiente tabla se mencionan algunas de las estructuras anatómicas que se visualizan en los diferentes planos de una CBCT (Tabla1). En las siguientes figuras de planos ortogonales (figura22 - figura 27) se indican, con los números correspondientes, dichas estructuras.

ESTRUCTURAS ANATÓMICAS			
1	Glóbulos oculares	17	Agujero incisivo
2	Tabique nasal	18	Agujero infraorbitario
3	Espina nasal anterior	19	Agujero mentoniano
4	Espina nasal posterior	20	Canal mandibular
5	Hueso nasal	21	Arcada mandibular
6	Concha nasal media	22	Arcada maxilar
7	Concha nasal inferior	23	Atlas
8	Seno maxilar	24	Axis
9	Celdas etmoidales	25	Hueso hioides
10	Cigoma	26	Ángulo de la mandíbula
11	Cóndilo mandibular	27	cuerpo de la mandíbula
12	Proceso coronoides	28	Meato acústico externo
13	Proceso pterigoideo	29	Meato acústico interno
14	Proceso estiloides	30	Silla turca
15	Agujero palatino	31	Rama de la mandíbula
16	Paladar duro	32	Fosa glenoidea

*Tabla 1 Estructuras anatómicas<sup>3</sup>*

## Sagital

Imágenes de varios cortes en el plano sagital (Fig. 22- Fig. 23) muestran estructuras anatómicas. Se extiende en una dirección lateral partiendo de la línea de la cavidad nasal, hacia el cóndilo de la mandíbula.



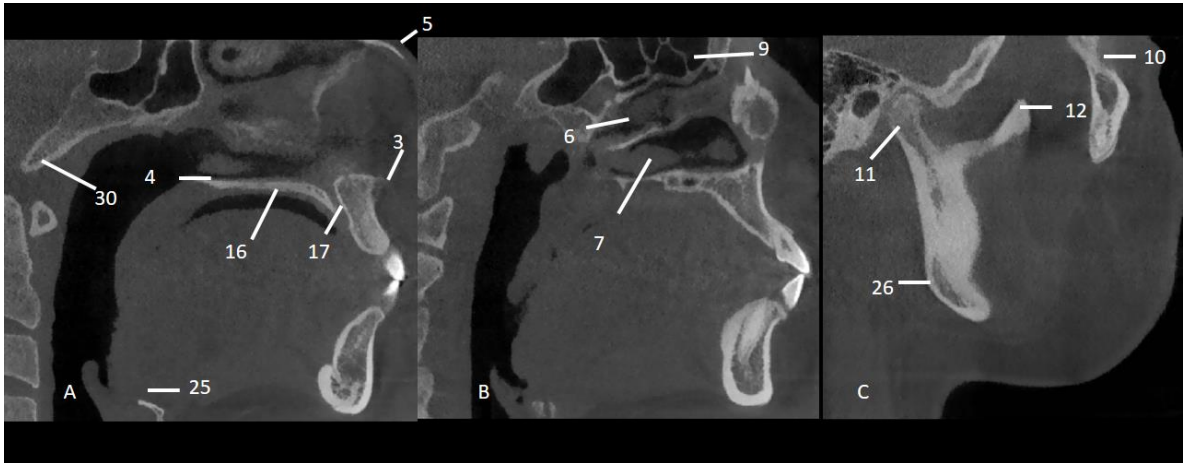


Figura 22 Cortes sagitales en diferentes niveles, números de estructuras anatómicas correspondientes en tabla 1.<sup>3</sup>

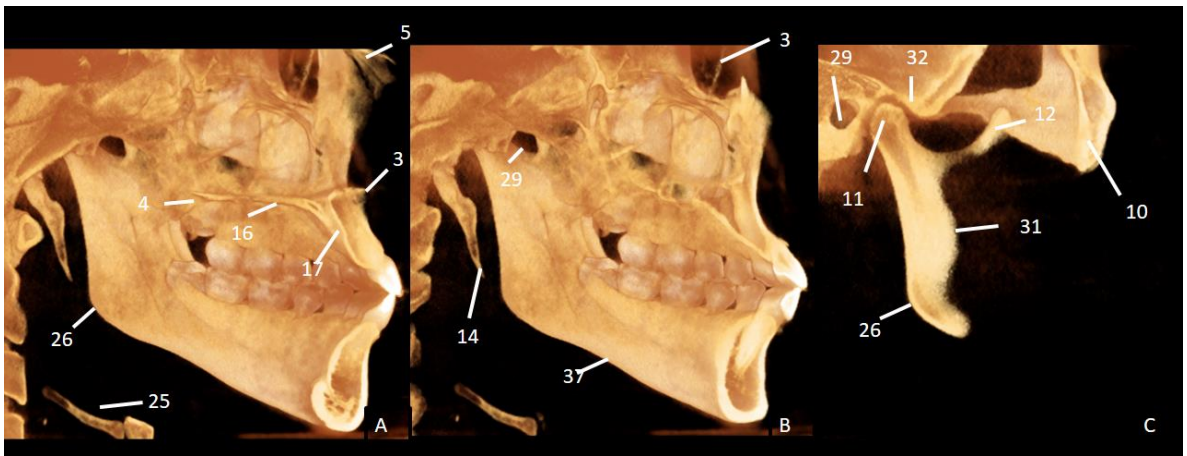


Figura 23 Cortes sagitales renderizados en diferentes niveles, números de estructuras anatómicas correspondientes a tabla1.<sup>3</sup>

## Axial

Imágenes en el plano ortogonal axial (Fig.24- Fig 25). Se extienden de una dirección superior a inferior partiendo de la órbita hasta el hueso hioides.

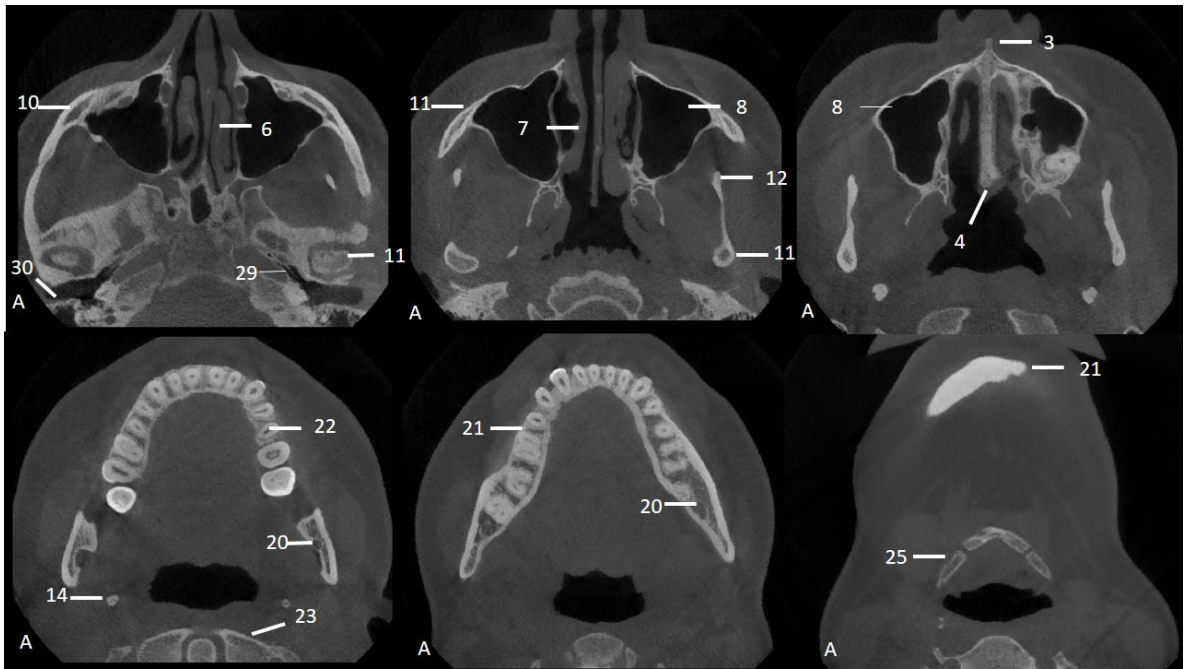


Figura 24 Cortes axiales en diferentes niveles, números de estructuras anatómicas correspondientes a tabla1.<sup>3</sup>

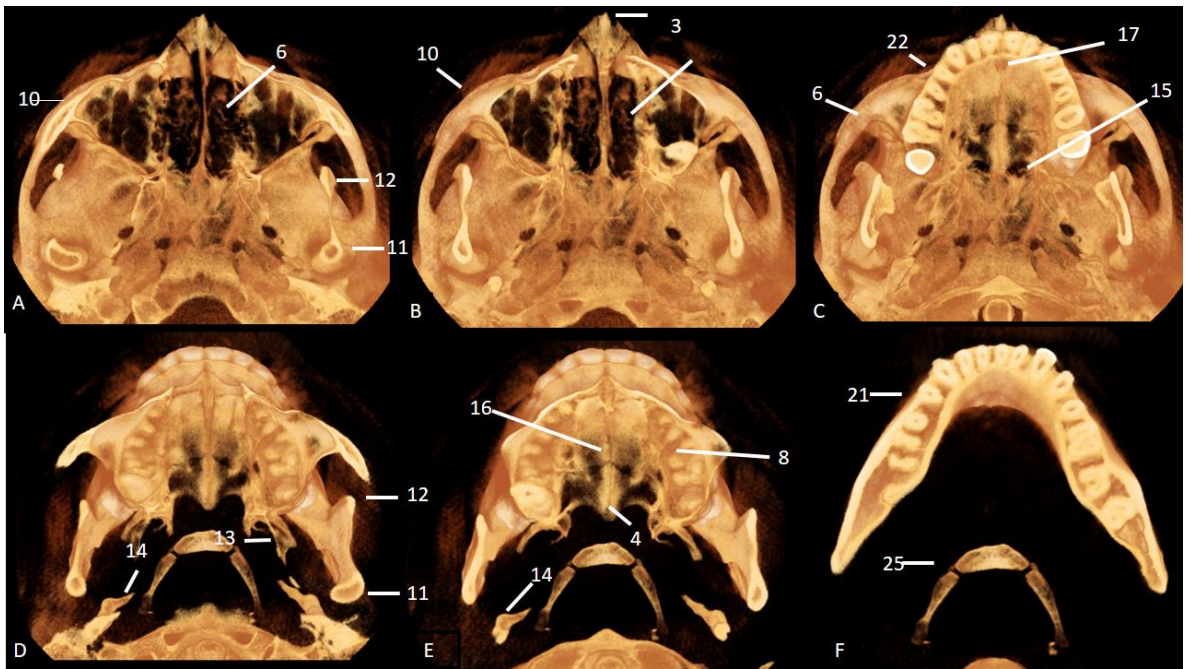
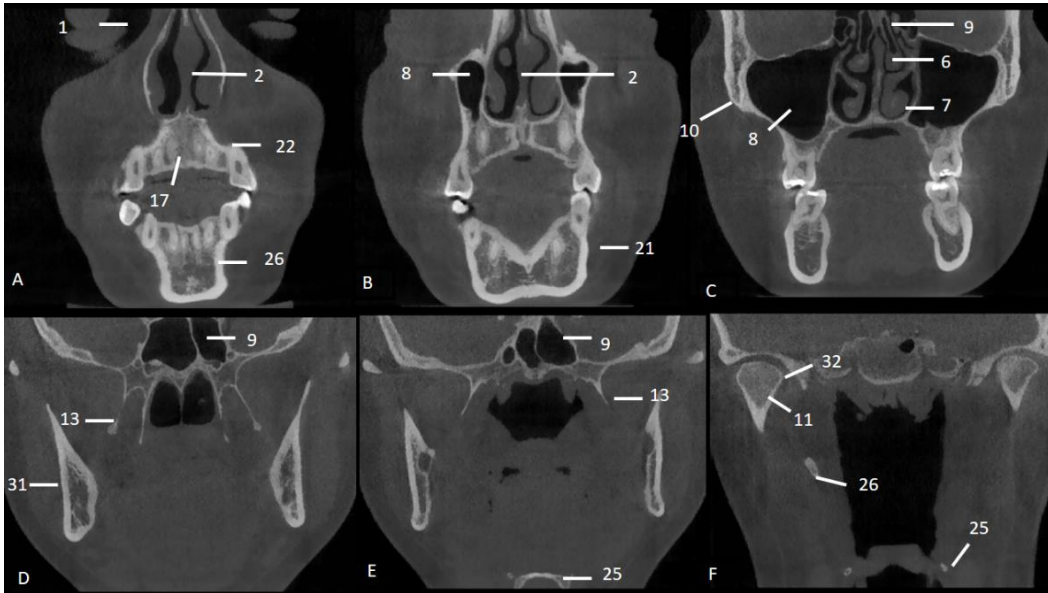


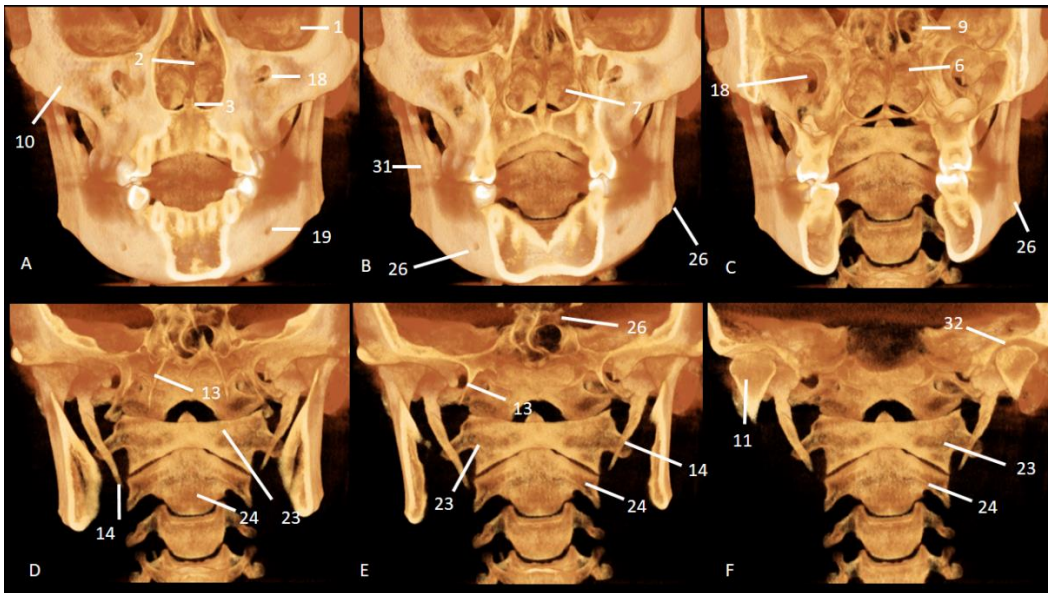
Figura 25 Cortes axiales renderizados en diferentes niveles, números de estructuras anatómicas correspondientes a tabla1.<sup>3</sup>

## Coronal

Las imágenes en el plano coronal (Fig.26- Fig 27) se extienden en una dirección anteroposterior, a partir del mentón hasta el hueso occipital.



*Figura 26 Cortes coronales en diferentes niveles, números de estructuras anatómicas correspondientes a tabla1.<sup>3</sup>*



*Figura 27 Cortes coronales renderizados en diferentes niveles, números de estructuras anatómicas correspondientes a tabla1.<sup>3</sup>*

En implantología, el uso de CBCT se ha convertido en una herramienta crucial para localizar, visualizar, y proteger estructuras anatómicas que son de gran importancia en la colocación de implantes dentales.<sup>3</sup>

Las estructuras anatómicas que deben ser evitadas para prevenir complicaciones o lesiones durante la colocación de implantes son: el seno maxilar, la cavidad nasal, el canal nasopalatino, el canal alveolar inferior, y el foramen mentoniano.<sup>5</sup>

Las consideraciones anatómicas que cada cirujano debe tomar en cuenta respecto a el maxilar son: la distancia al seno maxilar, la ubicación del agujero insisivo, el ancho bucolingual y la calidad y cantidad del hueso maxilar. Las consideraciones para la mandíbula son: la distancia con el nervio inferior, el ancho buco lingual, la concavidad lingual, y la calidad de hueso.<sup>15</sup>

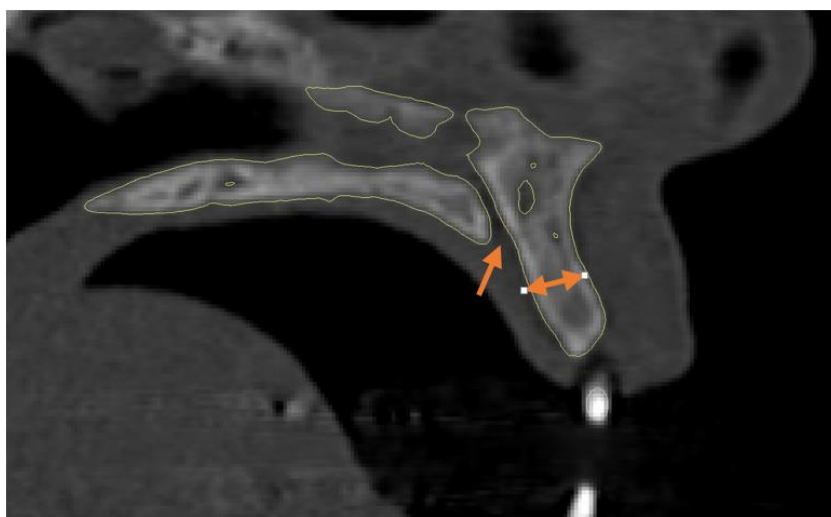


Figura 28 Corte sagital en el que se señalan con flechas el canal nasopalatino, y el ancho buco lingual.<sup>3</sup>

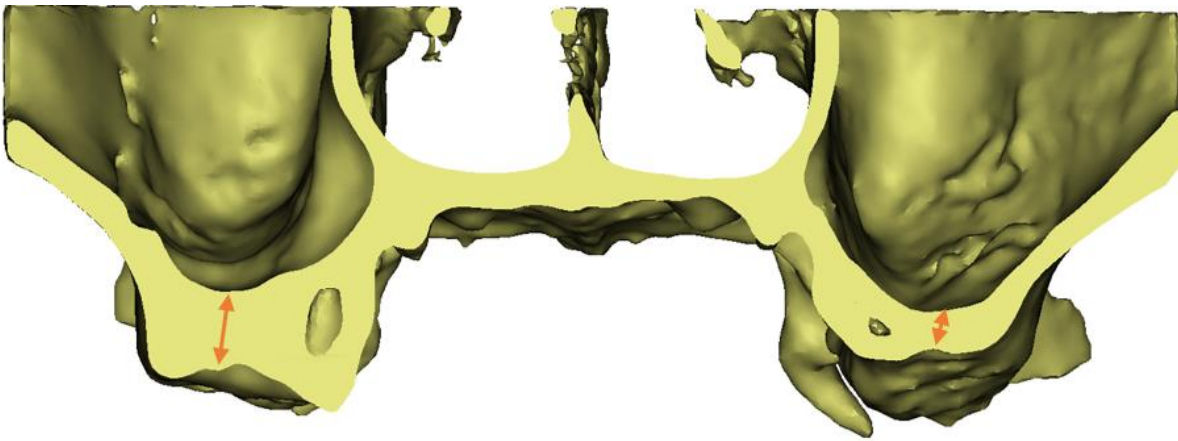


Figura 29 Corte coronal en modelo 3D renderizado en el que se observa el seno maxilar y el espesor del hueso, señalado con flechas.<sup>3</sup>

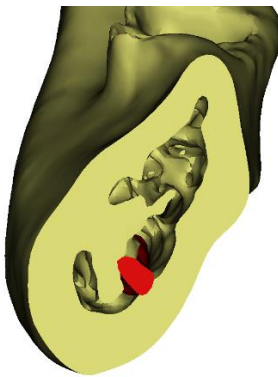


Figura 30 Corte oblicuo transversal de modelo 3D renderizado de la mandíbula, a nivel de molares, en el que se observa el nervio maxilar y la cantidad de hueso disponible para la colocación del implante.<sup>3</sup>

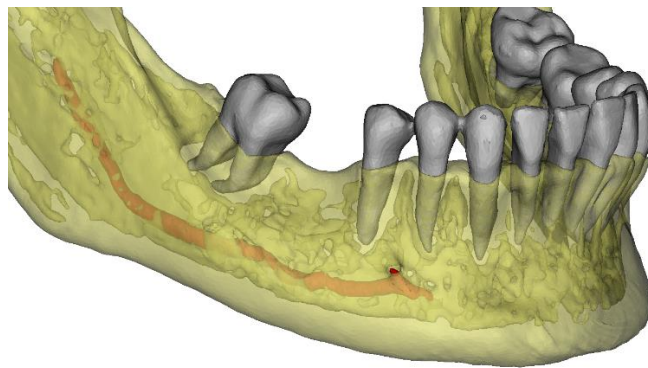


Figura 31 Reconstrucción 3D con transparencia donde se observa el nervio mandibular y el agujero mentoniano.<sup>3</sup>

A través de las reconstrucciones multiplanares y la reconstrucción de imágenes en 3D, la CBCT permite: evaluar el sitio receptor del implante para seleccionar el tipo de implante, el grado de vulnerabilidad que tienen las estructuras anatómicas adyacentes, la cantidad y calidad del hueso disponible para el implante, así como valorar si es necesario realizar un injerto óseo. (Fig.32) <sup>4</sup>

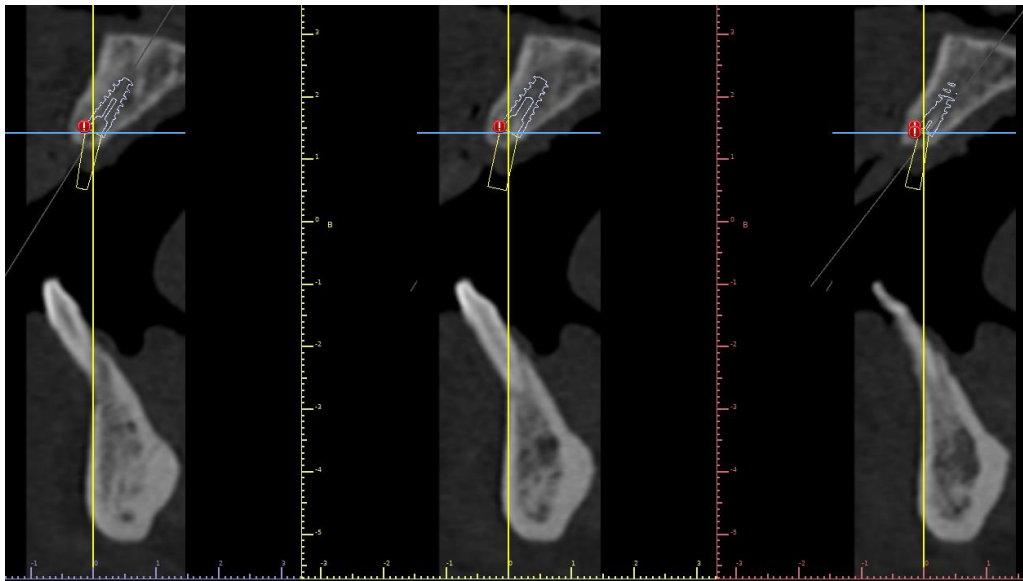


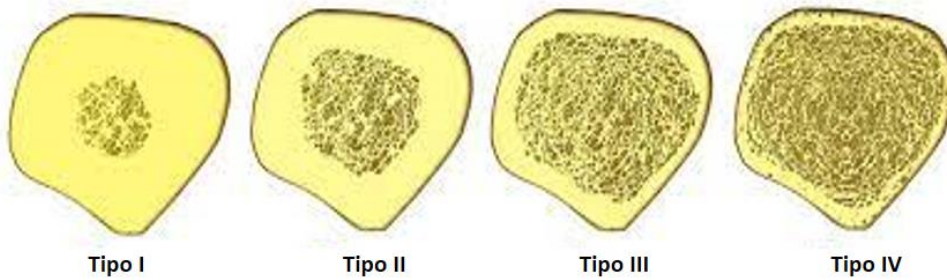
Figura 32 Reconstrucción multiplanar donde se observa el posible sitio receptor del implante.<sup>3</sup>

La calidad de hueso afecta la interface hueso-implante, y la estabilidad del implante. Por esto es importante analizar la calidad del hueso en donde se pretende colocar un implante.

La clasificación de calidad ósea de Lekholm y Zarb de 1985 (Tabla 2).<sup>12</sup>

Clasificación de Lekholm, Zarb y Albrektsson 1985	
Tipo	Descripción
Tipo I	Hueso cortical compacto
Tipo II	Hueso cortical compacto y hueso trabecular denso y grueso
Tipo III	Hueso cortical delgado y abundante hueso trabecular
Tipo IV	Hueso cortical muy delgado y hueso trabecular con baja densidad

Tabla 2. Clasificación de calidad ósea de Lekholm y Zarb.<sup>(11)</sup>



*Figura 33. Ejemplificación de la clasificación de calidad ósea de Lekholm y Zarb.<sup>7</sup>*

Aunque las imágenes cross-seccional obtenidas por la CBCT son útiles para identificar un potencial sitio receptor para la colocación de implantes, la falta de visualización de la relación entre el hueso y tejidos blandos, además de una posible propuesta de restauración, limita la información para generar una guía quirúrgica.

Por eso es recomendable que la fase diagnóstica de cualquier tratamiento incluya la adquisición de modelos en 3D por un escaneo intraoral de la dentadura actual del paciente, o por escaneo 3D de un modelo de yeso o un encerado diagnóstico del paciente.<sup>14</sup>

## **4.2 Escáneres 3D.**

Es posible obtener mediante escaneos 3D, ya sean intraorales o de mesa, la digitalización de modelos 3D de las arcadas dentales, de la geometría de las coronas dentales, y de tejidos blandos, permitiendo así, tener fácilmente un flujo de trabajo de forma virtual.

#### 4.2.1 Escáneres de mesa.

Impresiones de modelos por elastómeros han tenido un gran éxito a lo largo de los años con una buena dimensión, estabilidad y precisión. Para integrar estas impresiones en un flujo de trabajo virtual, los laboratorios toman la impresión física y escanean el modelo de yeso con un escáner de laboratorio dental o lab-escáner (Fig.34), como comúnmente se denomina, para la obtención de un modelo digitalizado. <sup>16</sup>



*Figura 34 Ejemplo de un lab-scanner con el que se puede obtener un modelo digital en 3D.<sup>8</sup>*

El escaneo 3D de los modelos de yeso es una forma simple de trabajar los datos del paciente en un formato digital.<sup>14</sup>



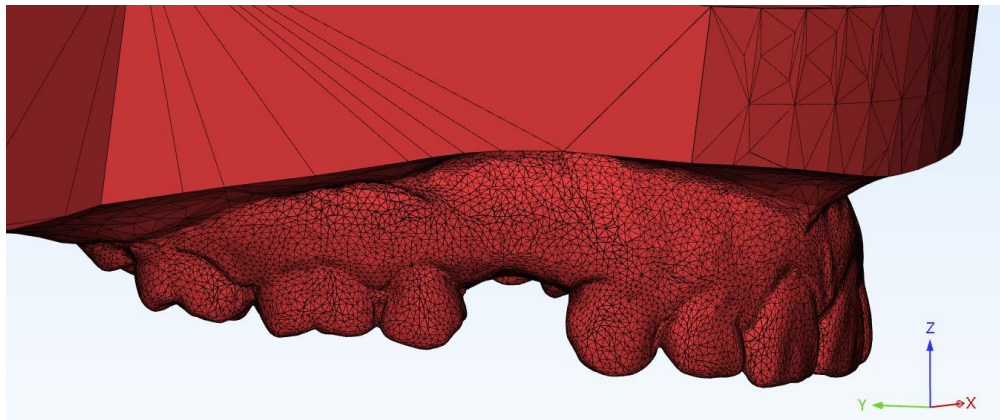


Figura 35 Ejemplo de un modelo digital 3D obtenido por el escaneo de un modelo de yeso.<sup>3</sup>

El escaneo del modelo de yeso para obtener un modelo digital en 3D, se obtiene en un formato STL (Standard Tessellation Language por sus siglas en inglés). Este formato se visualiza como una imagen renderizada del modelo en el software de diseño o el software de alguna impresora 3D (Fig.35). Como se mencionó en la sección 3.1.5, una imagen renderizada está compuesta por una red de polígonos responsable de la reconstrucción 3D del modelo. (Fig.36)

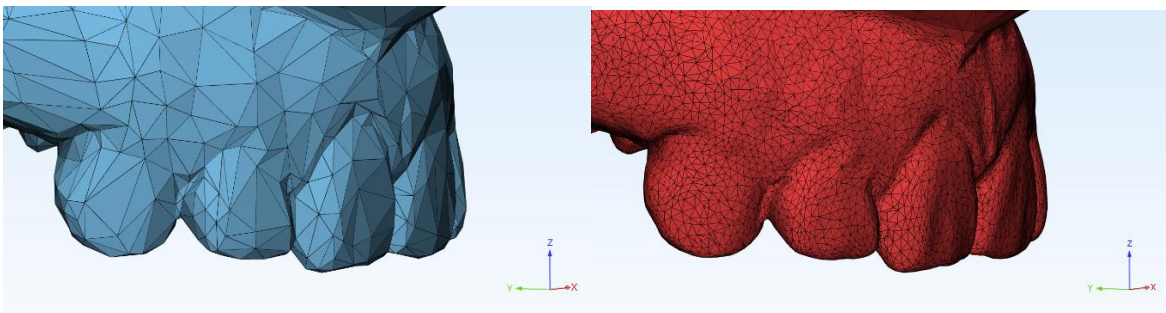


Figura 36 Ejemplo del modelo de yeso escaneado en el que se enfatiza que el detalle de la superficie escaneada depende de la cantidad de polígonos que componen el modelo.<sup>3</sup>

El modelo digital del modelo de yeso es sencillo de obtener, sin embargo, tiene limitaciones como: distorsión de los materiales de impresión, cambio dimensional en los materiales de impresión o en los modelos de yeso, provocar reflejo gago al tomar la impresión, y alergias en ciertos materiales de impresión.

El escáner de mesa ha mostrado funcionar mejor que los escáneres intraorales en arcadas completas. Aunque la reproducción de la forma el objeto obtienen datos similares en ambos escáneres, la reproducción de distancia es mejor en los escáneres de mesa que los intraorales. <sup>17</sup>

Es posible integrar los modelos 3D obtenidos a partir de un escáner de mesa con datos DICOM de una tomografía Cone Beam para la planeación virtual de implantes dentales y la fabricación de guías quirúrgicas. (Fig.37)

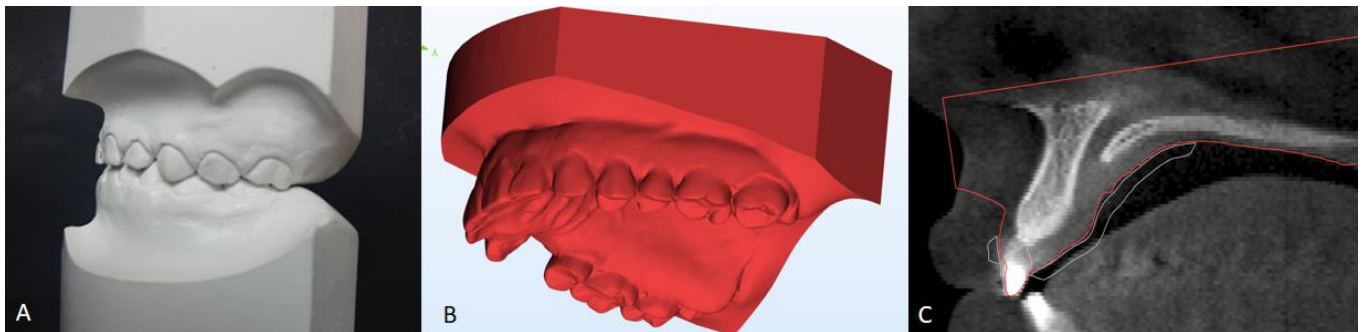


Figura 37 A) Fotografía de modelo de yeso. B) Modelo digital 3D del modelo de yeso. C) integración de Tomografía CBCT con modelo digital del modelo de yeso.<sup>3</sup>

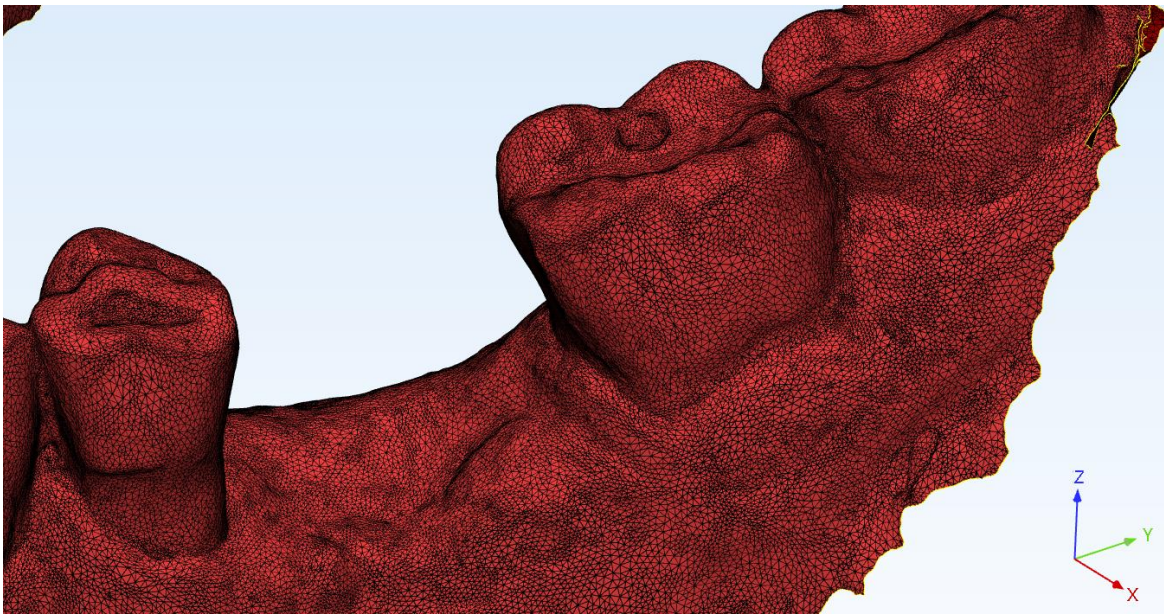
## 4.2.2 Escáneres intraorales

Un escáner intraoral (Fig.38) permite capturar características intraorales en un formato STL para crear una impresión digital 3D de las arcadas del paciente. Al igual que el escáner de mesa o del Lab-scanner, los modelos digitales obtenidos por escáneres intraorales pueden integrarse con los datos DICOM obtenidos de la tomografía CBCT para crear precisas representaciones digitales en 3D de tejidos duros y blandos, que son valiosos auxiliares para la planeación de implantes y la fabricación de guías quirúrgicas estáticas.<sup>14,18</sup>



*Figura 38 Ejemplo de un escáner intraoral <sup>9</sup>*

El escáner intraoral detecta asperezas de un objeto y las captura en datos 3D. El proceso del escaneo consiste en irradiar un objeto con un láser para detectar las asperezas y se adquieren los datos tridimensionales en un conjunto de polígonos que producen una superficie, (Fig. 39) como lo habíamos mencionado anteriormente 3.2.5.<sup>17</sup>



*Figura 39 Modelo 3D, que muestra la red de polígonos, obtenido por un escáner intraoral.<sup>3</sup>*

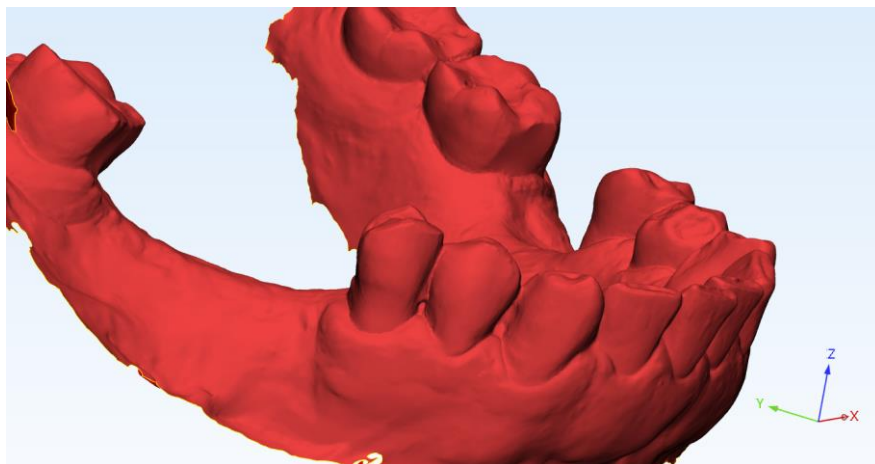
Las ventajas de las impresiones digitales usando un escáner intraoral es que tienen mayor aceptación por pacientes con altos reflejos vomitivos. Ya que la impresión no es necesaria, y por lo tanto tampoco es necesario el tiempo de polimerizado del material de impresión, o la obtención de un modelo de yeso, el tiempo clínico se reduce. Sin embargo, cuando el escaneo se realiza por una persona sin experiencia, el proceso puede consumir más tiempo.



*Figura 40 Ejemplo del procedimiento de un escaneo intraoral. <sup>10</sup>*

La precisión del escaneo puede verse afectado por la presencia de saliva o sangre, así como la presencia de restauraciones metálicas o movimientos de la lengua o tejidos suaves. Si alguna sección no llega a ser clara, el software del escáner permite corregir el escaneo solo en la parte que presenta errores.

A pesar de sus ventajas, los escáneres intraorales son menos precisos cuando los pacientes tienen áreas edentulas grandes, y se ha reportado un menor grado de precisión en las áreas posteriores de molares en comparación con los datos adquiridos con modelos de yeso escaneados.<sup>19</sup>



*Figura 41 Modelo 3D de la arcada inferior escaneado con un escáner intraoral.<sup>3</sup>*

Los modelos digitales obtenidos de los escáneres intraorales han comenzado a reemplazar gradualmente los obtenidos por el escaneo de modelos de yeso, ya que los primeros tienen como ventaja que no es necesario el modelo físico, se elimina la posibilidad de distorsiones que llegan a tener los materiales de impresión, los modelos digitales 3D se producen automáticamente, y son fácilmente compartidos vía internet; en contraste con el transporte de modelos de yeso y el riesgo de extravió, rotura o daño de los mismos.<sup>11,17</sup>

La expansión de la odontología digital ha avanzado, con el uso de modelos digitales. Por el escaneo intraoral o el escaneo de modelos de yeso o encerados diagnóstico, se obtienen modelos digitales en formato STL que puede superponerse o combinarse con los datos obtenidos de la tomografía Cone Beam, mejorando la precisión del diagnóstico, el planeamiento del tratamiento, y facilitan la fabricación de guías quirúrgicas en la colocación de implantes.<sup>20</sup>

#### **4.3 Modelo 3D mediante la integración de la tomografía Cone Beam y escaneos 3D).**

En los últimos años , el uso de imágenes tridimensionales obtenidas a partir de una CBCT y de sistemas de escaneo 3D, tales escáneres intraorales o de mesa, ha aumentado en la práctica odontológica.<sup>11</sup>

Aunque se pueden obtener imágenes 3D del aparato estomatognático mediante la CBCT, es difícil obtener información precisa de la dentición y la relación oclusal sólo con la CBCT. Lo anterior toma especial relevancia cuando hay presencia de artefactos causados por restauraciones de metal, brackets, o implantes.<sup>19 21</sup>

Las principales formas de adquirir modelos 3D de dientes son mediante el escáner 3D, ya sea intraoral o de mesa, y mediante la CBCT. (Fig. 42) El escaneo 3D es una forma conveniente de obtener información precisa de la geometría de las coronas de los dientes y de tejidos blandos, pero no se puede obtener ninguna información de las raíces de estos, que son necesarias para el diagnóstico y tratamiento en implantes.<sup>10,11</sup>

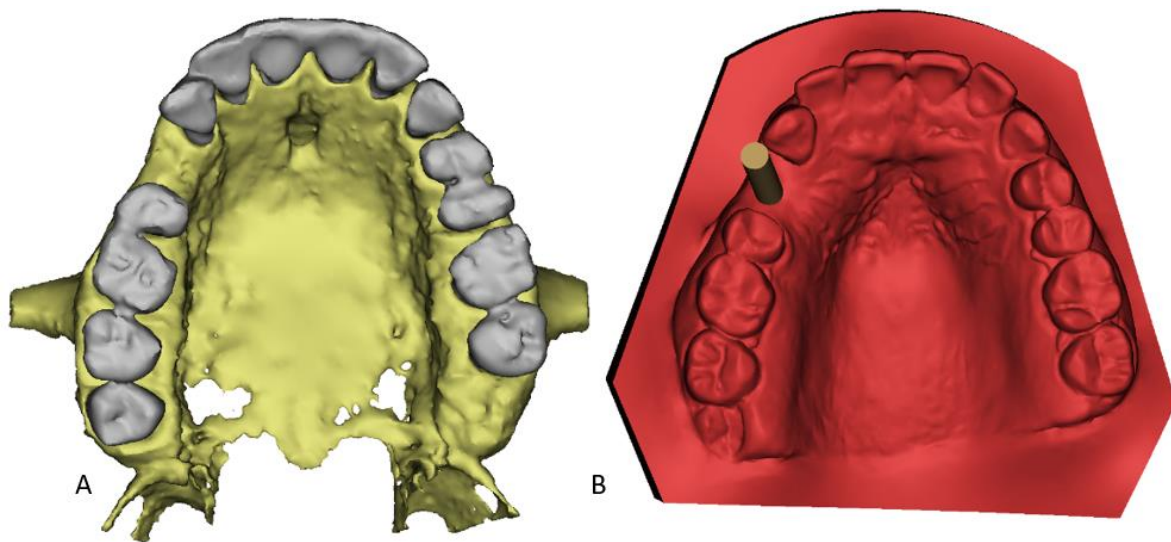
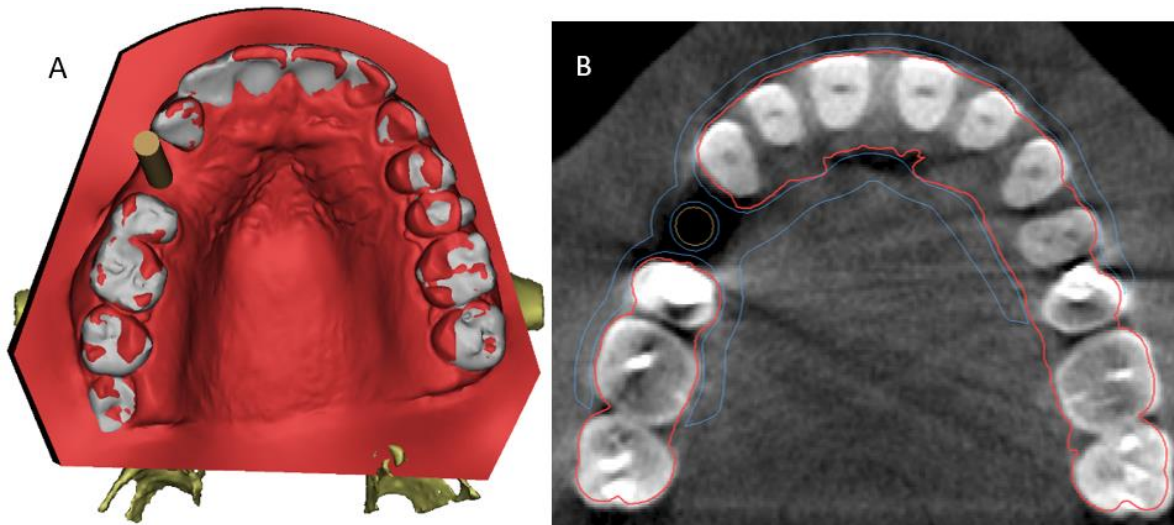


Figura 42 A) modelo 3D del hueso maxilar y dientes obtenido a partir de una CBCT. B) Modelo 3D escaneado en el que se observan con detalle las coronas de los dientes y la mucosa.<sup>3</sup>

Por lo tanto, en la integración de escaneos 3D con los datos obtenidos de la CBCT, las partes dentales de la CBCT son remplazadas con las imágenes escaneadas 3D. Si un modelo digital escaneado es integrado de forma precisa o con un error mínimo, el modelo resultante de esta integración puede ser usado no sólo para el diagnóstico, sino también para la simulación del tratamiento (Fig.43).<sup>6,19</sup>



*Figura 43. A) Modelo 3D resultado de la integración del modelo 3d de una CBCT y el modelo 3D de yeso de un escaneo. B) Corte axial de una CBCT con el contorno del modelo 3D del modelo de yeso (en rojo) y el contorno de la guía quirúrgica (en azul).<sup>3</sup>*

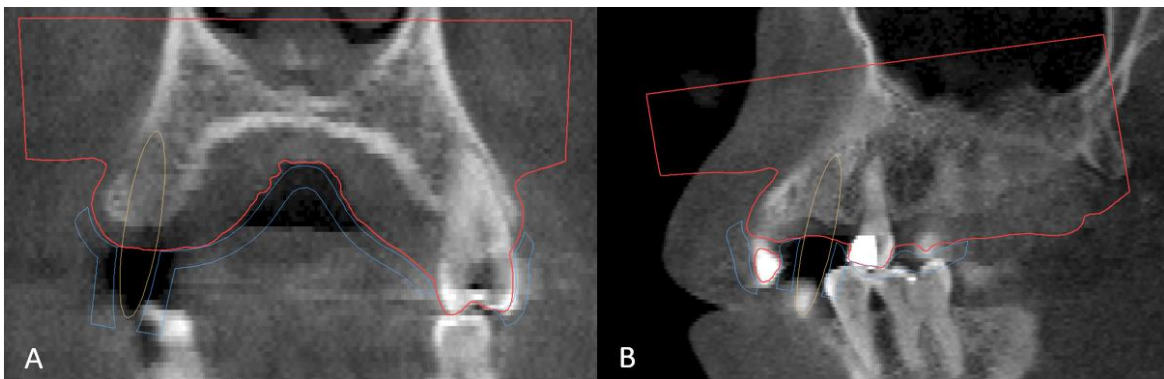
El modelo del paciente escaneado y digitalizado se importa al software especializado. El modelo del escáner 3D se superpone en las imágenes de la CBCT por medio de las herramientas utilizando las aplicaciones del software especializado.

Con la integración de modelos se compensa las limitaciones de cada tecnología, sumando las capacidades, es decir, se tiene información precisa de las raíces y condición ósea gracias a la CBCT e información precisa de la dentición externa y

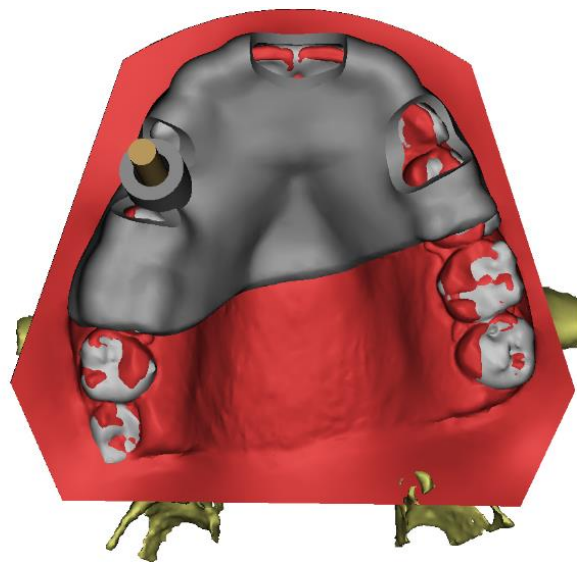


tejidos blandos gracias al escaneo 3D, libre de artefactos, y con detalle de la morfología de los dientes. <sup>12,22</sup>

La creación del modelo resultante de la integración del CBCT y de los escaneos 3D permite el diseño de un tratamiento específico y de alta precisión para cada paciente, explotado las capacidades de estas dos tecnologías. Como principal aplicación en la rehabilitación de implantes dentales, en ocasiones con la asistencia de guías quirúrgicas fabricadas por impresión 3D (Fig.45). <sup>9</sup>



*Figura 44 A) Corte coronal B) Corte sagital. Se observa en rojo el contorno del modelo 3D escaneado, en azul el contorno de la guía quirúrgica y en amarillo ejemplificación de un implante.*



*Figura 45 Modelo 3D resultante de la integración de una CBCT y escáneres 3D con la guía quirúrgica como planeación del implante dental <sup>3</sup>*

### 4.3.1 Marcadores de referencia

Los marcadores de referencia son herramientas para la superposición correcta entre las imágenes volumétricas, en este caso de la CBCT y modelos digitales obtenidos por el escaneo 3D. Estos marcadores utilizan estructuras anatómicas o no anatómicas para obtener un registro correcto. <sup>19,23</sup>

El registro por marcadores de referencia no anatómicos o fiduciales, consiste en colocar pequeñas porciones de material radiopaco, ya sean pequeñas esferas de titanio, o de material cerámico; en ocasiones se colocan pequeñas porciones de gutapercha. Los materiales radiopacos se colocan en el modelo y en el paciente exactamente en los mismos lugares al momento de tomar el escaneo o CBCT. Estas pequeñas porciones de material radiopaco permiten tener indicadores en ambas imágenes, y posteriormente permiten el registro rápido, fácil y correcto de dichas imágenes volumétricas en el software (Fig.46). <sup>14,22,23</sup>

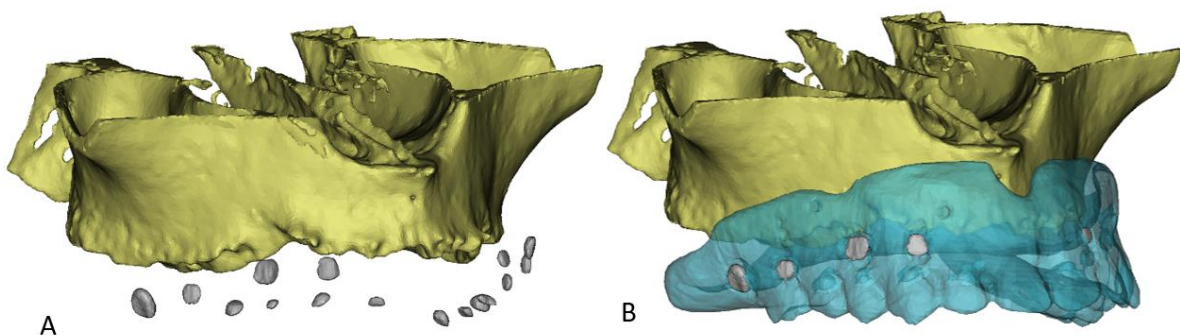


Figura 46 Marcadores no anatómicos utilizando gutapercha. A) Modelo 3D de una CBCT con marcadores B) Integración de modelos guiado por marcadores no anatómicos. <sup>3</sup>

Aunque los marcadores no anatómicos tienen una precisión adecuada, llegan a ser complicados e imprácticos. Para facilitar el registro se han buscado nuevas técnicas de registro sin utilizar marcadores de referencia fiduciales.

El registro que utiliza marcadores de referencia anatómicos es introducido para facilitar el registro al reducir la complejidad del proceso manteniendo la precisión. Este tipo de marcadores no requieren más de un escaneo de CBCT y el procedimiento no requiere materiales especiales para el registro. El registro se lleva a cabo de manera semiautomática o automática en el software por medio de algoritmos matemáticos iterativos, llegando a ser un registro rápido y simple.

El registro basado en superficies o Surface-based registration es un tipo de registro semiautomático que utiliza un algoritmo iterativo para aproximar dos volúmenes rotando y trasladando uno de ellos hasta que se minimiza la distancia entre dos superficies, es decir, se superponen. Este método llega a ser efectivo incluso en casos con severos artefactos, por lo que este tipo de registro puede facilitar la integración de datos entre una CBCT y un escaneo intraoral. <sup>14, 19, 21, 23,24</sup>

## **4.4 Planificación de colocación de implantes mediante el modelo 3D**

### **4.4.1 Cirugía guiada**

La colocación de implantes en pacientes con ausencia de dientes se ha convertido en un plan de tratamiento popular. La cirugía guiada por computadora se ha

convertido en una técnica que contribuye al éxito en la colocación de implantes debido a que provee un resultado preciso, predecible, y menos invasivo gracias a la planificación virtual mediante softwares que procesan los datos adquiridos mediante auxiliares de diagnóstico, como son CBCT, y escáneres 3D, y la integración de ambos.<sup>24,25</sup>

La cirugía guiada tiene como beneficio la disminución del tiempo de trabajo y un procedimiento quirúrgico más cómodo para el paciente, disminuyendo las complicaciones durante y después de cirugía en comparación con procedimientos convencionales que usan solo radiografías, cortes 2D de CBCT, y modelos físicos de yeso o cera.

Los datos obtenidos por CBCT y escaneos 3D son importados y procesados por el software, lo cual crea un flujo de trabajo digital. Por medio de herramientas interactivas dentro del software es posible una planificación virtual de la cirugía, simulando la colocación precisa de implantes, y se facilita transferir esta planeación quirúrgica a una realidad por medio de la cirugía guiada, tomando en cuenta la calidad de hueso, evitando estructuras anatómicas delicadas, cumpliendo con requerimientos funcionales y estéticos, y evadiendo estructuras anatómicas de importancia (Fig.47).<sup>12 26 14 25</sup>

Algunos softwares pueden simular la colocación de coronas virtuales y de implantes dentales. Esto es útil para determinar una adecuada posición y angulación del

implante respecto al hueso y elegir el ancho y largo del implante considerando la anatomía del sitio receptor del implante, así como la cantidad y calidad de hueso disponible tomando en cuenta las mediciones transversales (Fig.48).<sup>12,26</sup>

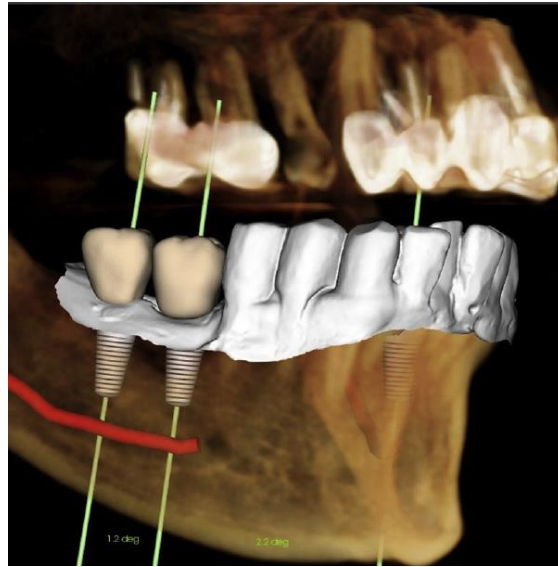


Figura 47 Modelo 3D a partir de una CBCT con integración de un escaneo 3D con transparencia que permite la visualización del nervio dentario, y la posición de implantes dentales.<sup>11</sup>

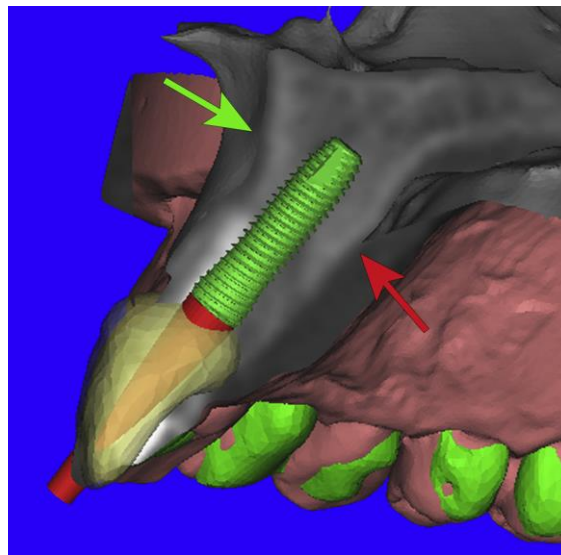


Figura 48 Simulación virtual de la colocación de un implante tomando en cuenta el espesor del hueso, mediante la integración de los modelos obtenidos de un escaneo 3D del modelo de yeso y una CBCT.<sup>12</sup>

La cirugía guiada puede clasificarse en cirugía guiada dinámica y estática. El sistema dinámico es un complejo sistema de guía virtual que consta del seguimiento de movimiento en tiempo real por medio de una cámara y computadoras para rastrear el dril durante la osteotomía y la colocación del implante para que coincida con el plan preoperatorio digital que se realizó previamente. (Fig.49) (14,2)



*Figura 49 Cirugía guiada dinámica. <sup>11</sup>*

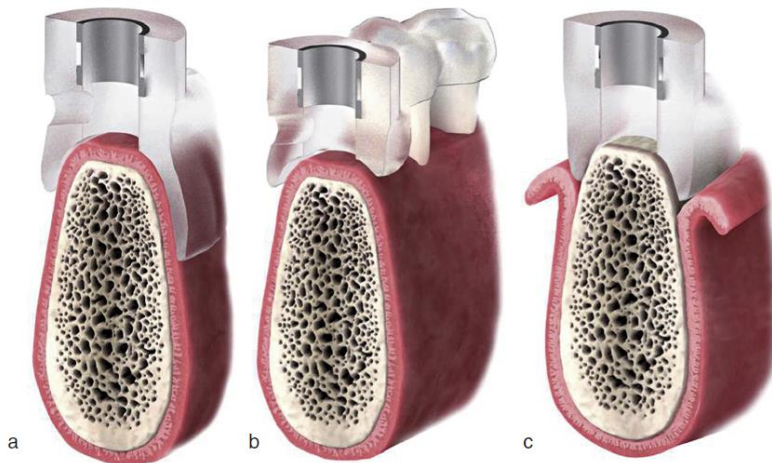
Durante la cirugía el cirujano tiene completo control del fresado y le es posible hacer modificaciones del procedimiento, ya que es posible visualizar la anatomía del paciente en tiempo real durante el fresado. <sup>26</sup>

La cirugía guiada estática consiste de la elaboración de guías quirúrgicas físicas. Una vez que la cirugía virtual es realizada, los datos adquiridos de la integración de la CBCT con el escaneo de modelos de la CBCT permite diseñar y fabricar en 3D

guías quirúrgicas para la colocación de implantes, aumentando la precisión del tratamiento ya que direcciona el fresado .<sup>14 23,27</sup>

#### 4.4.2 Diseño de guías quirúrgicas

Para el diseño de la guía quirúrgica se debe identificar qué tipo de soporte se utilizará durante la cirugía, hay tres tipos básicos de diseño: soportada en mucosa, soportada en hueso, y soportada en dientes (Fig.50)



*Figura 50 Tipos de guías quirúrgicas. A Guía soportada por mucosa, B Guía soportada por dientes, C Guía soportada por hueso.<sup>12</sup>*

##### 4.4.2.1 Guía soportada por mucosa

La guía que es soportada por la mucosa oral es utilizada en pacientes completamente edéntulos. La técnica más comúnmente utilizada es sin colgajo o “flapless”, la cual consiste en realizar un corte circular en el nivel del sitio del implante. Esta técnica tiene como ventaja que es una técnica mínimamente invasiva

que reduce el tiempo del procedimiento.<sup>25</sup> Es importante verificar y estabilizar la posición de la guía quirúrgica ya que con una técnica flapless es fácil cometer errores de colocación por falta de referencias anatómicas. Para la guía soportada por mucosa es recomendable utilizar tornillos de anclaje.

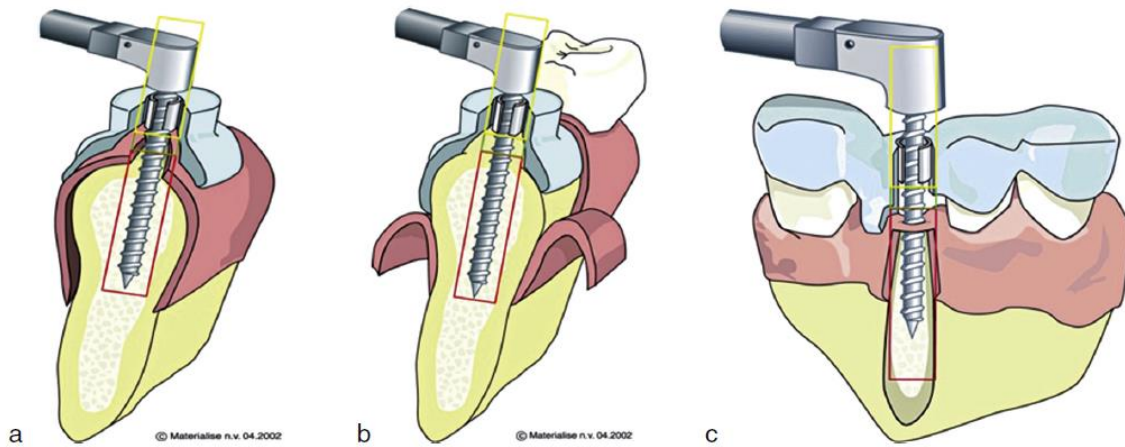
#### **4.4.2.2 Guía soportada por dientes**

La guía está soportada por los dientes remanentes. La presencia de los dientes generalmente asegura la estabilidad de la guía en la posición correcta, y tiene como ventaja que puede realizarse con una técnica flapless o con un colgajo de mínima invasión.

#### **4.4.2.3 Guía soportada por hueso**

La guía es soportada directamente por hueso, por lo que es necesario levantar un colgajo para exponer el hueso. Este tipo de guías permite tener más control en la intervención quirúrgica y revisar la cirugía en cada momento, sin embargo, son más invasivas. Este tipo de guías soportadas por hueso son indicadas cuando se requiere visualizar la preparación del sitio del implante, reducir márgenes de seguridad, cuando se presenta inestabilidad de la mucosa, o se necesita hacer correcciones en el sitio del implante como regeneración ósea u osteoplastia.<sup>12</sup>





*Figura 51 Tipos de guías quirúrgicas. A Guía mucosoportada, B Guía soportada por hueso, C Guía soportada por dientes.<sup>12</sup>*

#### **4.4.3 Impresiones 3D para elaboración de guías quirúrgicas.**

En años recientes, las impresiones 3D, o técnicas de manufactura aditiva, han aumentado su uso; desde impresiones de metales en sistemas automotrices o médicos, hasta pequeñas impresiones a base de resinas. En odontología, las impresiones 3D de metales se han usado para la fabricación de dentaduras parciales metálicas. Por otro lado, la aplicación más común de las impresiones 3D

a base de resinas, en el área de implantología, es la fabricación de guías quirúrgicas para la colocación precisa de implantes (Fig.52).

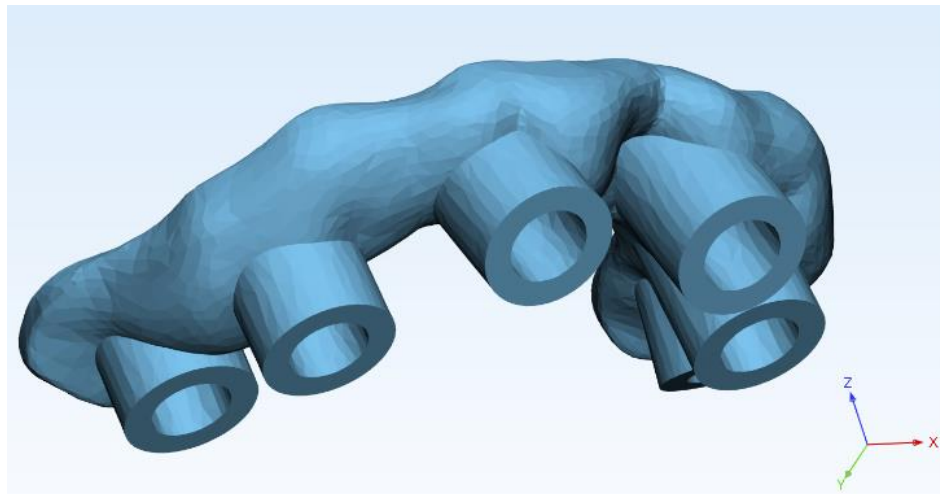


*Figura 52 Guía quirúrgica impresa en 3D con cilindros metálicos.<sup>12</sup>*

Las resinas dentales pueden usarse en algunas impresoras 3D basadas en el formato STL. Los odontólogos han complementado los tratamientos y las planeaciones para la fabricación de guías quirúrgicas y dentaduras con las impresiones 3D.

Por medio de datos obtenidos a partir de la integración de una CBCT con los de escáneres 3D, es posible diseñar la guía quirúrgica con las herramientas de algunos softwares especializados. Para diseñar la guía quirúrgica se tiene que identificar el tipo de soporte con el que se cuenta en cada caso. (Fig.53)

Una vez diseñado el modelo virtual de la guía quirúrgica, se envían los datos en formato STL, a la impresora 3D para la impresión de la guía quirúrgica. <sup>5</sup>



*Figura 53 Guía Quirúrgica soportada por hueso diseñada en software Mimics. <sup>3</sup>*

Estereolitografía es una de las tecnologías de impresión 3D más comunes que permiten generar una figura tridimensional, a base de resina, a partir de un modelo digital. Para generar un modelo tridimensional, este se construye capa por capa, que se superponen entre ellas.

Las resinas usadas en la estereolitografía son fotocurables, esto quiere decir que estas pasan de estar en un estado líquido a sólido al recibir energía luminosa producida por láser o por luz ultravioleta. Cuando la resina líquida absorbe la energía producida por una fuente de luz se forman enlaces entre las moléculas adyacentes, este fenómeno resulta en el cambio de estado de materia (Fig. 54) <sup>28</sup>

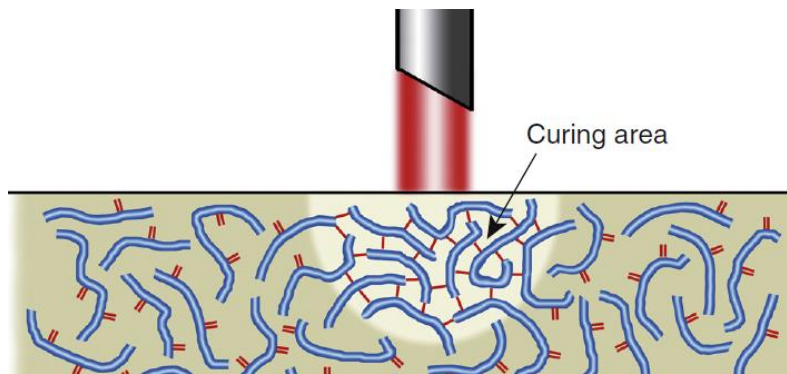


Figura 54 Esquema de la unión de enlaces de las moléculas de la resina al ser expuestas a una fuente de energía luminosa.<sup>12</sup>

El objetivo de la guía quirúrgica es transferir la planeación virtual tridimensional a la intervención quirúrgica. La guía quirúrgica nos ayuda a mantener la posición e inclinación correcta del implante durante preparación del sitio y proporciona soporte mecánico al drill al momento de perforar hueso para la colocación de un implante.

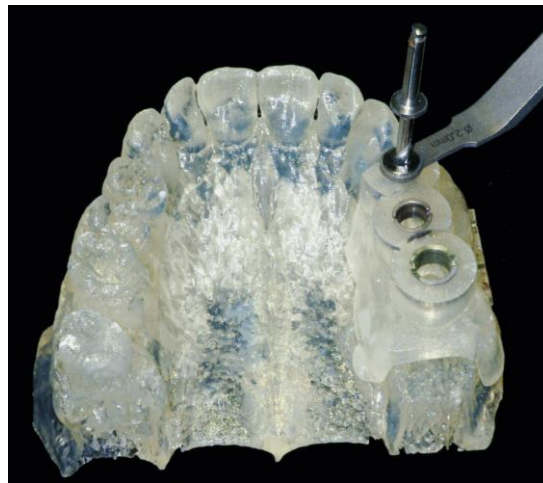


Figura 55 Impresión 3D del modelo de la arcada superior y de la guía quirúrgica. Simulación de la colocación del implante.<sup>12</sup>

Esto es posible gracias a cilindros metálicos que guían la perforación y dan soporte al drill, estos tubos metálicos se insertan en la resina curada de la guía y la protegen de desgaste durante la osteotomía. El diámetro de estos cilindros metálicos

corresponde a la secuencia de fresado de acuerdo a los que se usaran en la intervención quirúrgica.

La planeación de una colocación de implantes dentales, basada en información radiográfica 3D con la integración de modelos 3D, ha permitido una transferencia de la planeación virtual al campo operatorio.<sup>27</sup>

## **Conclusiones.**

La representación volumétrica digital se ha convertido en la modalidad imagenológica de elección para la planificación de los implantes dentales. En implantología, los datos volumétricos que se obtienen a partir de una tomografía Cone Beam y de un escaneo 3D se han incorporado al flujo del trabajo del odontólogo para la planificación y simulación de implantes dentales.

A pesar de que los datos 3D obtenidos de la tomografía Cone Beam proporcionan adecuada información del estado anatómico del probable sitio receptor del implante, en la presencia de restauraciones o estructuras metálicas, suelen presentarse artefactos que interfieren con una correcta visualización de la anatomía.

El escaneo 3D a partir de escáneres intraorales, o de mesa, compensa las limitaciones que llega a tener la tomografía Cone Beam. La integración de imágenes volumétricas a partir de tomografía cone beam y escáneres 3D dan como resultado un modelo 3D preciso que reproduce tanto tejidos duros como blandos.

Con la visualización de reconstrucciones multiplanares e imágenes volumétricas, por medio de softwares, es posible identificar estructuras anatómicas y las características del sitio receptor, que son relevantes para la colocación de implantes. Estos softwares, permiten una planificación digital y una simulación de tratamiento, que se adecua a cada paciente.

La simulación virtual permite ajustar el plan de tratamiento antes de someter al paciente a cirugía, y permite recabar información para el diseño y elaboración de guías quirúrgicas para la ejecución de una cirugía guiada estática. El proceso anterior da como resultado una colocación de implantes más precisa.

Al aprovechar las capacidades que brindan estas tecnologías, es posible transferir la planeación virtual a una realidad quirúrgica, haciendo la planeación y ejecución más exacta, acortando tiempos de trabajo, y mejorando el pronóstico del tratamiento, dando como resultado una disminución de la posibilidad de fracaso de los implantes dentales.

## Referencias bibliográficas.

1. Whaites, Eric DN. Fundamentos de radiología dental. 5ta ed. España: Elsevier; 2014. 475 p.
2. Freitas A de, Rosa JE, Souza IF e. Radiologia odontológica. 5.ª ed. Michigan: Artes Médicas; 2008. 794 p.
3. Ambu E, Ghiretti R, Laziosi R. 3D Radiology in Dentistry. Diagnosis Pre-operative Planning Follow-up. 1.ª ed. Elsevier; 2013. 200 p.
4. Caruso P, Silvestri E, Sconfienza LM, editores. Cone Beam CT and 3D imaging: A Practical Guide. 1.ª ed. Mailand: Springer-Verlag; 2014. 153 p.
5. Nasseh I, Al-Rawi W. Cone Beam Computed Tomography. Dent Clin North Am. julio de 2018;62(3):361-91.
6. Noh H, Nabha W, Cho J-H, Hwang H-S. Registration accuracy in the integration of laser-scanned dental images into maxillofacial cone-beam computed tomography images. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 de octubre de 2011;140(4):585-91.
7. Scarfe WC, Angelopoulos C, editores. Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography: Principles, Techniques and Clinical Applications. 1.ª ed. Springer International Publishing; 2018. 1242 p.
8. Lenguas Silva AL, Ortega Aranegui R, Samara Shukeir G, López Bermejo MÁ. Tomografía computerizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. Cient Dent Ed Impr. 2010;7:147-59.
9. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. BMC Oral Health. 15 de mayo de 2018;18(88).
10. Cui Z, Changjan Li. ToothNet: Automatic Tooth Instance Segmentation and Identification from Cone Beam CT Images. junio de 2019;IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR).



11. Hung K, Yeung AWK, Tanaka R, Bornstein MM. Current Applications, Opportunities, and Limitations of AI for 3D Imaging in Dental Research and Practice. *Int J Environ Res Public Health*. 19 de junio de 2020;17(12).
12. Rinaldi M, Ganz SD, Mottola A. *Computer-Guided Dental Implants and Reconstructive Surgery - E-Book: Clinical Applications*. 3ra ed. Missouri: Elsevier Health Sciences; 2015. 568 p.
13. Rios HF, Borgnakke WS, Benavides E. The Use of Cone-Beam Computed Tomography in Management of Patients Requiring Dental Implants: An American Academy of Periodontology Best Evidence Review. *J Periodontol*. octubre de 2017;88(10):946-59.
14. Deeb GR, Tran DQ, Deeb JG. Computer-Aided Planning and Placement in Implant Surgery. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. septiembre de 2020;28(2):53-8.
15. Nikoyan L, Patel R. Intraoral Scanner, Three-Dimensional Imaging, and Three-Dimensional Printing in the Dental Office. *Dent Clin North Am*. abril de 2020;64(2):365-78.
16. 3shape. dental Laboratory 3D scanner [Internet]. Medical Expo. [citado 5 de abril de 2021]. Disponible en: [https://img.medicalexpo.es/images\\_me/photo-g/71366-12473604.webp](https://img.medicalexpo.es/images_me/photo-g/71366-12473604.webp)
17. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res*. abril de 2020;64(2):109-13.
18. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng*. 2017;2017:8427595.
19. Park J-H, Hwang C-J, Choi Y-J, Houschyar KS, Yu J-H, Bae S-Y, et al. Registration of digital dental models and cone-beam computed tomography images using 3-dimensional planning software: Comparison of the accuracy according to scanning methods and software. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1 de junio de 2020;157(6):843-51.

20. Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont.* junio de 2016;29(3):277-83.
21. Han G, Li J, Wang S, Liu Y, Wang X, Zhou Y. In-vitro assessment of the accuracy and reliability of mandibular dental model superimposition based on voxel-based cone-beam computed tomography registration. *Korean J Orthod.* marzo de 2019;49(2):97-105.
22. Sun L, Hwang H-S, Lee K-M. Registration area and accuracy when integrating laser-scanned and maxillofacial cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* marzo de 2018;153(3):355-61.
23. Lin C-C, Wu C-Z, Huang M-S, Huang C-F, Cheng H-C, Wang DP. Fully Digital Workflow for Planning Static Guided Implant Surgery: A Prospective Accuracy Study. *J Clin Med.* 1 de abril de 2020;9(4).
24. Almkhatar A, Ju X, Khambay B, McDonald J, Ayoub A. Comparison of the Accuracy of Voxel Based Registration and Surface Based Registration for 3D Assessment of Surgical Change following Orthognathic Surgery. *PLoS ONE.* 2 de abril de 2014;9(4). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3973674/>
25. Lanis A, Álvarez Del Canto O. The combination of digital surface scanners and cone beam computed tomography technology for guided implant surgery using 3Shape implant studio software: a case history report. *Int J Prosthodont.* abril de 2015;28(2):169-78.
26. Alexandre Oliveira N, Matos Garrido N, España López A, Jiménez Guerra A, Ortiz García I, Velasco Ortega E, et al. Planificación de tratamiento con software para cirugía guiada en implantología oral. *Av En Odontoestomatol.* agosto de 2019;35(2):59-68.
27. Jacos Reinhilde. planificación radiológica preoperatoria de la cirugía implantaria en los pacientes de riesgo. *Periodontology 2000.* 2004;8:12-25.
28. Impresoras de resinas fotocurables: Diferencias entre las tecnologías SLA, DLP y LCD. TRESDE. 2019. Disponible en: <https://tresde.pe/diferencias-entre-las-tecnologias-sla-dlp-y-lcd/>

## Lista de figuras

1. Ambu E, Ghiretti R, Laziosi R. 3D Radiology in Dentistry. Diagnosis Pre-operative Planning Follow-up. Elsevier; 2013. 200 p. **(Figuras 1- 4, 6-7, 10, 12, 16).**
2. Lenguas Silva AL, Ortega Aranegui R, Samara Shukeir G, López Bermejo MÁ. Tomografía computarizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. Cient Dent Ed Impr. 2010;7 **(Figuras 5,9)**
3. Fuente directa. **(Figuras 8, 15, 17-18, 20-32, 35-37, 39, 41- 46, 53 )**
4. Scarfe WC, Angelopoulos C. Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography: Principles, Techniques and Clinical Applications. Springer International Publishing; 2018 **(Figura 11,13)**
5. Principles of Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Applications in Dentistry <https://www.dentalcare.com/en-us/professionaleducation/cecourses/ce531/principles-of-cbct> **(Figura 14)**
6. ToothNet: Automatic Tooth Instance Segmentation and Identification from Cone Beam CT Images <https://enigma-li.github.io/projects/toothSeg/toothNet.html> **(Figura 19)**
7. [http://www.safeandsimple.net/file\\_public/prodotto/Mod5ing.pdf](http://www.safeandsimple.net/file_public/prodotto/Mod5ing.pdf) **(Figura 33)**
8. [https://img.medicaexpo.es/images\\_me/photo-g/71366-12473604.webp](https://img.medicaexpo.es/images_me/photo-g/71366-12473604.webp) **(Figura 34)**
9. <file:///C:/Users/mmmmc/Zotero/storage/YCL9IRMW/comparativa-escaneres-intraorales-cual-es-el-mejor-tu-clinica-dental.html> **(Figura 38)**
10. <https://www.dentaltix.com/es/blog/comparativa-escaneres-intraorales-cual-es-el-mejor-tu-clinica-denta> **(Figura 40)**

11. Nikoyan L, Patel R. Intraoral Scanner, Three-Dimensional Imaging, and Three-Dimensional Printing in the Dental Office. Dent Clin North Am. abril de 2020;64(2):365-78. **(Figura 47 )**
  
12. Rinaldi M, Ganz SD, Mottola A. Computer-Guided Dental Implants and Reconstructive Surgery - E-Book: Clinical Applications. Elsevier Health Sciences; 2015. 568 p **(Figuras 48,50-52, 54-55)**