



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**DIAGNÓSTICO PERIODONTAL A TRAVÉS DE LA
TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE BEAM.**

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

OSWALDO ESPINOZA PÉREZ

TUTORA: Esp. IRLANDA BARRÓN GARCÉS

MÉXICO, D.F.

2015



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

Tengo que manifestar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que durante este tiempo me han apoyado en el desarrollo del presente trabajo.

En primer lugar agradezco a mis padres pilares fundamentales, por su dedicación y apoyo moral que siempre me brindaron y con el cual he logrado terminar mi formación profesional.

De igual manera agradezco a mi tutora y amiga la Esp. Irlanda Barrón Garcés por su paciencia, dedicación, orientación y motivación para realizar el presente trabajo.

Un especial agradecimiento a la Maestra Amalia Cruz Chávez por el apoyo y orientación que me brindó en esta última etapa de formación profesional.

Agradezco a Kadi^{3D} Tlahuac por su asesoramiento técnico, facilidad que me brindaron para utilizar las instalaciones y material imagenológico con fines educativos.



ÍNDICE.

INTRODUCCIÓN	6
OBJETIVO	7
CAPITULO 1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.	
1.1 HISTORIA DE LA RADIOLOGÍA DENTAL.	8
1.2 RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL.	9
1.2.1. VENTAJAS	11
1.2.2. DESVENTAJAS	12
1.3. RADIOGRAFÍA DIGITAL.	14
1.3.1. VENTAJAS	14
1.3.2. DESVENTAJAS	17
CAPITULO 2: ENFERMEDAD PERIODONTAL	
2.1 CONCEPTO GENERAL	18
2.2 PREVALENCIA	19
2.3. CLASIFICACIÓN DE LAS ENFERMEDADES PERIODONTALES	19
2.4 INTERPRETACION RADIOGRÁFICA 2D DEL PERIODONTO	21
2.4.1. TIPO DE HUESO EN LA INTERPRETACIÓN RADIOGRÁFICA	21



2.4.2. DESCRIPCIÓN RADIOGRÁFICA DEL PERIODONTO SANO 22

2.4.3. DESCRIPCIÓN RADIOGRÁFICA DE LA ENFERMEDAD
PERIODONTAL 24

CAPITULO 3: TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

3.1. HISTORIA DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC) 28

3.2. PROCESAMIENTO DE LA IMAGEN 30

3.2.1. INTERPRETACIÓN DE DATOS PARA LA CREACIÓN DE LA
IMAGEN 32

3.2.2. RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES 37

3.2.2.1. SEGMENTACIÓN 37

3.2.2.2. PROYECCIÓN 39

3.2.2.3. GRÁFICO DE VECTORES 41

3.2.2.3 CONSIDERACIONES GEOMÉTRICAS. 41

3.3. TIPOS DE TC 45

3.3.1. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA HELICOIDAL (TCH) 45

3.3.1.1. VENTAJAS. 49

3.31.2. DESVENTAJAS 50

3.3.2 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE BEAM (TCCB) 51

3.3.2.1. VENTAJAS 53

3.3.2.2. DESVENTAJAS 56

3.4. COMPARACIÓN ENTRE LA TC Y LA TCCB. 56



3.5. VENTAJAS DE LA TCCB CON RESPECTO A LA TC	60
3.6. VENTAJAS DE LA TCCB CON RESPECTO A LA RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL.	60
 CAPITULO 4: DIAGNÓSTICO PERIODONTAL A TRAVÉS DE LA TCCB	
4.1. TCCB EN EL DIAGNÓSTICO DE DEFECTOS ÓSEOS PERIODONTALES.	65
4.2 TCCB EN LA VISUALIZACIÓN DEL ESPACIO DEL LIGAMENTO PERIODONTAL.	73
4.3. TCCB EN LA VISUALIZACIÓN DE LA MUCOSA ALVEOLAR	74
4.4 APLICACIONES DE LA TCCB EN OTRAS ÁREAS RELACIONADAS CON PERIODONCIA	78
 CONCLUSIONES	 83
 BIBLIOGRAFÍA	 85



INTRODUCCIÓN

La enfermedad es una infección bacteriana crónica que afecta a la encía y el hueso de soporte de los dientes. El tratamiento requiere tanto de una examinación radiológica además de una evaluación clínica extensa. Las radiografías proveen de una información vital en el tipo y cantidad del daño al hueso alveolar.

El diagnóstico adecuado incluye las radiografías intraorales y el sondeo, los cuales presentan severas limitaciones, siendo estas técnicas las más utilizadas.

Aunque la radiografía intraoral es la más utilizada en el diagnóstico de la pérdida ósea, estas solo muestran estructuras en una vista de 2D subestimando la pérdida ósea y presentan grandes errores debido a la superposición de imágenes. El diagnóstico imagenológico 3D ha revolucionado actualmente como una herramienta clínica más exacta. Sin embargo su alto costo, altas dosis de radiación y la demanda de uso de tecnología han limitado su uso.

La tomografía computarizada Cone Beam (TCCB) es una modalidad imagenológica relativamente nueva que ofrece grandes ventajas de precisión y manipulación para la visualización de las estructuras a diferencia de una radiografía convencional y ha resultado ser eficaz en el diagnóstico sin subestimar la enfermedad periodontal.

Cabe mencionar que en comparación con otras técnicas imagenológicas en 3D como la Tomografía Computarizada Helicoidal (TCH), la TCCB es mejor superando sus desventajas comparando ambas técnicas.

Es importante que los odontólogos manejemos tanto los conocimientos clínicos, teóricos y tecnológicos actualizados para proporcionar un diagnóstico y plan de tratamiento precisos.



OBJETIVO

Pocos estudios hacen referencia a la utilización de la Tomografía Computarizada Cone-Beam en el diagnóstico de las enfermedades periodontales, por lo cual este trabajo se enfoca en las aplicaciones de la TCCB en el diagnóstico de las enfermedades periodontales.



CAPITULO 1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

1.1. HISTORIA DE LA RADIOLOGÍA DENTAL

El 8 de noviembre de 1895 se descubren los rayos X por el físico Wilhelm Conrad Roentgen. Después del descubrimiento de los rayos X, otros pioneros ayudaron a darle forma a la historia de la radiografía dental.

El odontólogo Alemán Otto Walkhoff, realizó la primera radiografía dental. Colocó una placa fotográfica de cristal envuelta en papel negro y goma en su boca y se sometió a 25 minutos de exposición a los rayos X.

En ese mismo año W.J. Morton, médico de Nueva York, realizó la primera radiografía dental en los Estados Unidos usando un cráneo, también dio una conferencia de la importancia de la radiografía en la práctica dental. C. Edmund Kells, odontólogo de Nueva Orleans, se acredita con el primer uso práctico de radiografías en Odontología en 1986. Kells expuso la primera radiografía dental en los Estados Unidos usando una persona viva.¹

William H. Rollins, odontólogo de Boston desarrolló la primera unidad de radiografía dental y realizó la primera publicación sobre los riesgos contra la radiación. Frank Van Woert, odontólogo de Nueva York, fue el primero en usar la película de radiografía intraoral. Howard Riley Raper estableció el primer curso universitario de radiografía para los estudiantes de Odontología.¹



1.2. RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

La radiografía dental es una representación en dos dimensiones de un objeto tridimensional producido por el paso de los rayos X a través de los dientes y de las estructuras de soporte. En Odontología, un examen radiográfico es esencial para los propósitos del diagnóstico. Las radiografías permiten al profesional dental identificar muchas condiciones que pueden de otra manera pasar desapercibidas.¹

Una de las aplicaciones más importantes de las radiografías dentales es en la detección de enfermedades, lesiones y condiciones de los dientes, y del hueso que no se pueden identificar por el examen clínico solamente. Las radiografías dentales también se utilizan para confirmar enfermedades, localizar lesiones y cuerpos extraños; son imprescindibles para demostrar los cambios secundarios en traumas, caries y enfermedad periodontal.¹

Las radiografías en dos dimensiones no proveen información detallada acerca de los tejidos de soporte y el hueso alveolar. Las radiografías panorámicas y periapicales subestiman la pérdida ósea.¹

Para ver las estructuras periodontales, diversas modalidades de imagen existen de forma intra y extraorales. El método más utilizado es la radiografía intraoral periapical que proporciona una imagen bidimensional (2D). Las radiografías panorámicas se utilizan especialmente para ver las áreas extensas.

La principal desventaja de este método es la distorsión de las imágenes y la difuminación de las estructuras anatómicas. La información tridimensional en un plano bidimensional, pierde los detalles esenciales para el diagnóstico²(Fig.1)

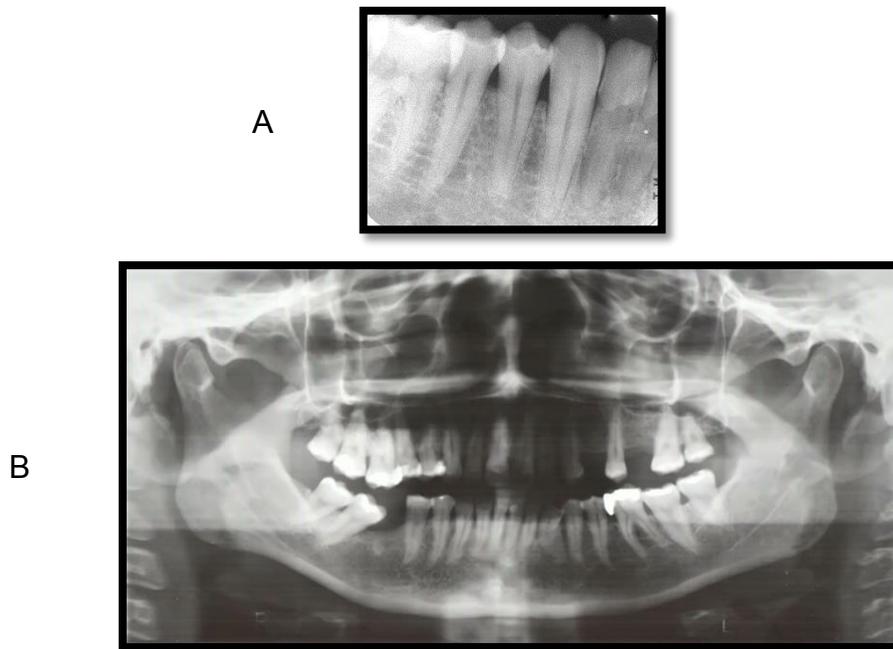


Fig. 1. Imágenes bidimensionales de las estructuras de soporte. A radiografía periapical, B radiografía panorámica. (Fuente directa).

La Academia Americana de radiología Oral y Maxilofacial señala que la obtención de imágenes y la interpretación de las mismas, no debe ser realizada sin el adecuado entrenamiento y que antes de un tratamiento, el clínico debe buscar el entrenamiento u obtener la información necesaria acerca de una radiografía.³



1.2.1. VENTAJAS DE LA RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

Cuando las radiografías se prescriben correctamente, y se compensa el riesgo de pequeñas dosis de radiación, el profesional dental puede ahorrarle al paciente tiempo y dinero mientras mantiene la salud bucal.¹

Las ventajas incluyen:

- Detectar lesiones, enfermedades y condiciones de los dientes y estructuras circundantes, por ejemplo: caries, dientes ausentes, supernumerarios o impactados.
- Confirmar o clasificar la sospecha de una enfermedad, por ejemplo, la enfermedad periodontal.
- Proporcionar información durante los procedimientos dentales por ejemplo la colocación quirúrgica de implantes.
- Evaluar el crecimiento y desarrollo de anomalías en el diente, quistes o tumores.
- Ilustrar los cambios secundarios de las caries, enfermedad periodontal o traumatismos.

- Documentar la condición de un paciente durante el tiempo que dure el tratamiento.¹

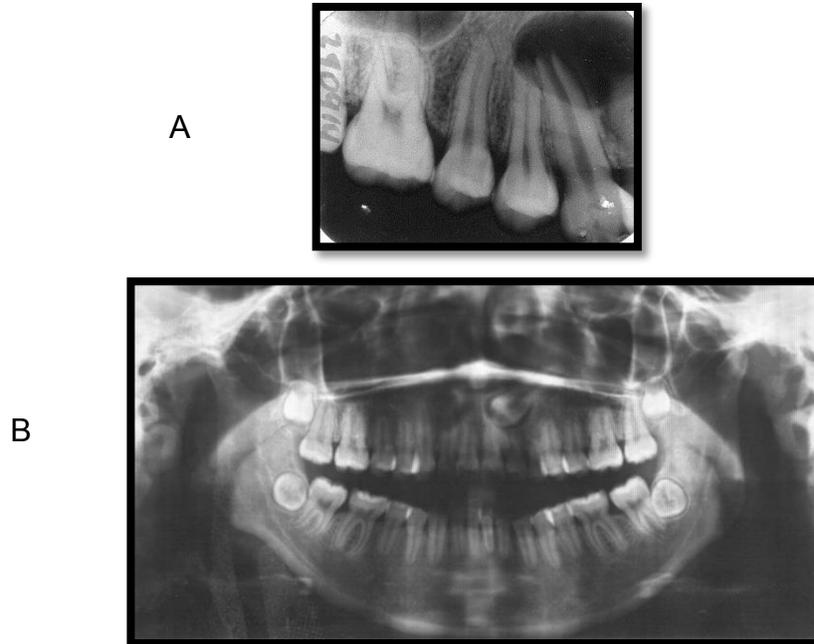


Fig 2 A. Imagen periapical ejemplificando enfermedad pulpar,
B imagen panorámica con diente retenido.(Fuente directa)

1.2.2. DESVENTAJAS DE LA RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

- Los métodos radiográficos se ven severamente limitados por el sobreposicionamiento de estructuras anatómicas y su dificultad para reproducir su angulación a diferentes tiempos.
- Diversos estudios demuestran que los defectos localizados en forma de túnel o lingualmente no pueden ser detectados.¹

- También podría haber errores relacionados con el procesamiento químico y el posicionamiento del paciente.¹
- Algunos estudios sugieren que la pérdida ósea puede ser subestimada en un rango de 1.5 mm con grandes variaciones entre los examinadores, por lo que la radiografía tradicional sigue siendo una herramienta de diagnóstico limitada.^{4,5,6,7}



Figura 3. Radiografía periapical con superposición de imagen



1.3 RADIOGRAFÍA DIGITAL

La proyección de la imagen digital es una técnica utilizada para obtener imágenes radiográficas. A diferencia de las técnicas convencionales de radiografía dental, no se utiliza una película o procesamiento químico. En su lugar, la proyección de la imagen digital utiliza un sensor electrónico, así como un sistema de imagen computarizado que produce imágenes radiográficas casi instantáneamente en un monitor de computador.¹

El propósito de la proyección de la imagen digital es generar imágenes que se puedan utilizar en el diagnóstico y la evaluación de la enfermedad dental.

Las imágenes producidas son diagnósticamente equivalentes a la película basada en imágenes, y permite que el odontólogo pueda identificar muchas condiciones que de otra forma no se detectarían, así como para ver las condiciones que no pueden ser identificadas clínicamente.¹

1.3.1 VENTAJAS DE LA RADIOGRAFÍA DIGITAL

Además de las características que se encuentran en la radiografía convencional en este tipo de radiografía se tienen las ventajas de¹:

- Obtener mayor resolución en la escala de grises, hasta 256 tonos de gris en comparación con la radiografía convencional que tiene de 16 a 25 tonos.



- Menor exposición a la radiación de un 50% al 90% menos que en la radiografía convencional.
- Aumento en la velocidad de la visualización de la imagen, evitando el proceso químico para su revelado.
- Bajo costo del equipo y de la película a largo plazo.
- Aumento de la eficiencia, se dispone de la imagen al instante y se puede almacenar en una base de datos o ser impresa de ser necesario.
- Mejora la imagen de diagnóstico por las características de coloración y zoom que permite destacar las condiciones de interés.
- Herramienta educativa eficaz para el paciente, el cual puede observar junto con el profesional la imagen y hacer más evidente el proceso de enfermedad que presenta.¹

A



B



Figura 4. Panorámica digital. Nótese el mayor contraste en la imagen digital (A), comparada con una radiografía convencional (B). (Fuente directa)



1.3.2 DESVENTAJAS DE LA RADIOGRAFÍA DIGITAL

- Costos iniciales de la compra del sistema, el cual depende del fabricante, el nivel del equipo y características auxiliares.
- Tamaño y espesor del sensor. Algunos sensores digitales son más gruesos y menos flexibles que la película intraoral.
- Control de la infección. Algunos sensores digitales no pueden resistir la esterilización por calor.
- Uso y desgaste. Los receptores utilizados en esta técnica son vulnerables al desgaste y pueden tener vida útil limitada.
- Cuestiones jurídicas. Debido a que la imagen digital original se puede mejorar, es cuestionable si las imágenes digitales pueden utilizarse como prueba en procesos judiciales.¹

CAPITULO 2 ENFERMEDAD PERIODONTAL

2.1 CONCEPTO GENERAL

La enfermedad periodontal es una infección crónica bacteriana que afecta la encía y el hueso de soporte de los dientes.⁸



Figura 5. Imagen que ejemplifica enfermedad periodontal.⁹

La enfermedad periodontal se refiere a un grupo de enfermedades que afectan a los tejidos alrededor de los dientes, puede extenderse desde una inflamación superficial de la encía a la destrucción del hueso de soporte y ligamento periodontal, la encía exhibe diversos grados de inflamación y puede no aparecer puntilleo, rosada y firme, o parecer inflamada, roja, sangrante y formar bolsas periodontales en los tejidos blandos.⁹



2.2 PREVALENCIA

La enfermedad periodontal es la segunda enfermedad más común reconocida alrededor del mundo después de la pérdida dental. En los Estados Unidos su prevalencia es de 30-50% de la población y solo el 10% presenta una enfermedad severa.¹⁰

Un estudio realizado en México en la Facultad de Odontología demostró que el 67.2% de la población estudiada presenta periodontitis y no da referencia sobre las enfermedades periodontales severas.¹¹

2.3 CLASIFICACION DE LAS ENFERMEDADES PERIODONTALES¹²

La clasificación de las enfermedades periodontales que se utiliza actualmente fue presentada en 1999 en el International Workshop for a Classifications (Taller internacional para la clasificación de las enfermedades periodontales, organizado por la American Academy of Periodontology) y comprende ocho categorías principales.¹² (Tabla 1)

I	Enfermedades gingivales	Enfermedades gingivales inducidas por placa. Lesiones gingivales no inducidas por placa.
II	Periodontitis crónica (leve 1-2 mm de PIC; moderada 3-4 mm de PIC; severa >5mm de PIC.)	Localizada <30% de los sitios sondeados. Generalizada >30% de sitios sondeados.
III	Periodontitis agresiva (leve 1-2 mm de PIC; moderada 3-4 mm de PIC; severa >5mm de PIC.)	Localizada la enfermedad afecta principalmente primeros molares y dientes anteriores. Generalizada la enfermedad afecta a los dientes diferentes de los primeros molares y dientes anteriores.
IV	Periodontitis como una manifestación de enfermedades sistémicas.	Asociada con desordenes hematológicos. Asociada con desordenes genéticos. Otras enfermedades no específicas.
V	Enfermedades periodontales necrotizantes.	Gingivitis ulcerativa necrotizante. Periodontitis ulcerativa necrotizante.
VI	Abscesos del periodonto	Gingival. Periodontal. Pericoronal.
VII	Periodontitis asociada con lesiones endodónticas.	Lesiones combinadas endo-periodontales.
VIII	Deformidades y condiciones del desarrollo o adquiridas.	Factores locales asociados a los dientes que modifican o predisponen a las enfermedades gingivales inducidas por placa o a periodontitis. Deformidades y condiciones mucogingivales alrededor de los dientes. Deformidades y condiciones mucogingivales en rebordes edéntulos. Trauma oclusal.

Tabla 1. *PIC: pérdida de inserción clínica.



2.4. INTERPRETACIÓN RADIOGRÁFICA BIDIMENSIONAL (2D) DEL PERIODONTO.

2.4.1. TIPOS DE HUESO EN LA INTERPRETACIÓN RADIOGRÁFICA.

Los tipos de hueso que se pueden observar en una imagen radiográfica 2D según su radiopacidad son cortical y esponjoso.

Hueso Cortical: También designado hueso compacto, es la capa externa densa del hueso, resiste el paso del haz de los rayos X y aparece radiopaco en una imagen radiográfica 2D, por ejemplo, el borde inferior de la mandíbula y la cortical del hueso alveolar.

Hueso Esponjoso: Esta situado entre dos capas de hueso cortical denso; se compone de numerosas trabéculas óseas que forman un enrejado, como una red de intercomunicación, ocupado por la médula ósea.

Las trabéculas, pedazos de hueso real, resisten al paso del haz de los rayos X y aparecen opacas a las radiaciones; en cambio, los espacios de la médula permiten el paso de los rayos X y aparecen radiolúcidos.¹



Fig.6. Imagen periapical de los dos tipos de hueso observables en una imagen 2D. (Fuente directa)

2.4.2. DESCRIPCIÓN RADIOGRÁFICA DEL PERIODONTO SANO

El término periodonto se refiere a los tejidos que revisten y sostienen a los dientes, tales como la encía, el hueso alveolar, el cemento radicular y el ligamento periodontal.

Las características anatómicas normales del hueso alveolar incluyen la lámina dura, la cresta alveolar, y el espacio del ligamento periodontal.¹ El aspecto del hueso alveolar sano en una imagen dental puede ser descrito como sigue:

Lámina Dura: Cuando está sana aparece como una línea densa a las radiaciones alrededor de las raíces.¹

Cresta Alveolar: Está situada aproximadamente de 1.5 a 2.0 milímetros apical a la unión amelocementaria (UAC) de los dientes adyacentes. La forma y la densidad de la cresta alveolar varían entre las regiones anteriores y posteriores de la boca. En las regiones anteriores, la cresta alveolar aparece en forma de filo de cuchillo y es normalmente muy radiopaca; en las regiones posteriores, la cresta alveolar aparece plana, lisa y paralela a la UAC. La cresta alveolar en las regiones posteriores aparece levemente menos radiopaca que en las regiones anteriores.¹

Espacio del ligamento periodontal: Aparece como una línea radiolúcida fina entre la raíz del diente y la lámina dura. Cuando está sano, el espacio del ligamento periodontal es continuo alrededor de la estructura de la raíz y puede observarse como un reloj de arena.¹



Fig.7. Radiografía periapical ejemplificando las características de un periodonto sano.
(Fuente directa)



2.4.3. DESCRIPCIÓN RADIOGRÁFICA DE LA ENFERMEDAD PERIODONTAL.

Una radiografía provee de información vital a cerca de la cantidad y tipo de daño que presenta el hueso alveolar. En una imagen radiográfica 2D, el aspecto del hueso alveolar afectado por la enfermedad periodontal se observa a la cresta alveolar localizada más allá de 1.5 o 2.0 milímetros apical a la UAC y no aparece más radiopaca, se observa la pérdida ósea y la enfermedad periodontal que puede dar lugar a una destrucción severa del hueso y la pérdida de los dientes.⁹

Las imágenes radiográficas, junto con el examen clínico permiten al profesional dental determinar el grado de la enfermedad periodontal, proporcionan una descripción de la cantidad presente de hueso e indican el patrón de distribución y la severidad en la pérdida del hueso como resultado de la enfermedad periodontal. Además documentan la enfermedad periodontal en los puntos específicos a tiempo. Sin embargo por si solas no se pueden utilizar para diagnosticar la enfermedad periodontal debido a las limitaciones en la detección y el diagnóstico de la condición periodontal y se deben utilizar conjuntamente con un examen clínico cuidadoso. No proporcionan la información sobre la condición de tejidos blandos o de los cambios óseos tempranos considerados como enfermedad periodontal.¹

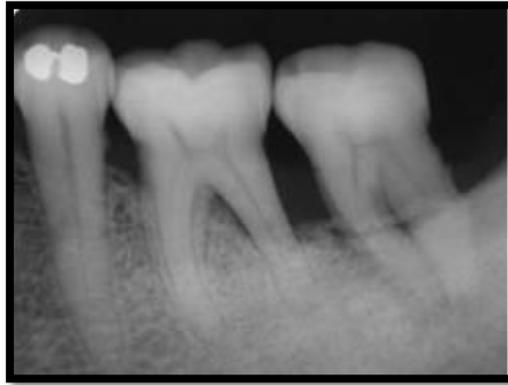


Fig.8. Radiografía periapical con enfermedad periodontal. Nótese la pérdida ósea observable en zonas interproximales. (Fuente directa)

Debido a que las radiografías en dos dimensiones (2D) proporcionan imágenes de estructuras tridimensionales, algunas áreas de los dientes y del hueso son difíciles de examinar en este modo, por ejemplo, en las áreas bucales y linguales, la pérdida de hueso en el área de furcación, no se puede detectar una imagen fiel a causa la superposición del hueso.¹

La cantidad de hueso perdido se puede estimar con la diferencia entre el nivel fisiológico del hueso y la altura del hueso restante, se describe en términos de patrón, distribución y severidad de la pérdida.

El patrón de pérdida ósea vista en una imagen radiográfica se puede describir como horizontal o vertical. La UAC de los dientes adyacentes se puede utilizar como plano de referencia en la determinación del patrón de la pérdida ósea presente.



La pérdida ósea horizontal ocurre en un plano paralelo a la UAC de los dientes adyacentes. La pérdida ósea vertical, ocurre en un plano angular a la UAC de los dientes adyacentes.¹

La distribución de la pérdida ósea considerada en una imagen radiográfica se puede describir según su localización dependiendo de las áreas implicadas.

La pérdida localizada del hueso ocurre en áreas aisladas, con menos del 30% de los sitios implicados. La pérdida generalizada del hueso ocurre con más del 30% de los sitios implicados.¹

La severidad de la pérdida ósea se mide por la pérdida de inserción clínica (PIC). La PIC es una medida de la distancia en milímetros desde la UAC a la base del surco o de la bolsa periodontal. La PIC es medida por la sonda periodontal calibrada.

La severidad de la pérdida del hueso puede ser definida como sigue:

Leve: 1 a 2 milímetros

Moderada: 3 a 4 milímetros

Severa: 5 milímetros o más.

El cálculo es un factor que contribuye o predispone a la enfermedad periodontal, en una imagen radiográfica 2D aparece radiopaco, punteagudo o con proyecciones irregulares que emergen de la zona proximal de las

superficies radiculares o como un anillo cerca de la porción cervical de un diente o liso sobre la superficie radicular.¹

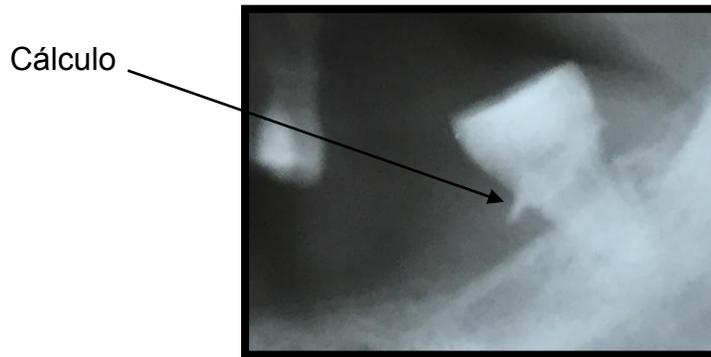


Fig. 9. Radiografía periapical con calculo subgingival. Nótese la proyección punteaguda que presenta el cálculo. (Fuente directa)

Las restauraciones dentales defectuosas actúan como trampas potenciales de restos de alimentos, conllevan a la acumulación de bacterias, actúan como factores que contribuyen a la enfermedad periodontal y se pueden detectar clínicamente en radiografías, estas imágenes permiten al odontólogo identificar las restauraciones con puntos de contacto abiertos, perdidos, pobres de contorno, bordes marginales desiguales, sobreobturaciones y márgenes inadecuados, que pueden contribuir a la enfermedad periodontal.¹



CAPITULO 3. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

3.1 HISTORIA DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

Las primeras aplicaciones clínicas de la tomografía computarizada (TC) en el campo de la medicina fueron introducidas por Hounsfield en 1971, basándose en los estudios matemáticos de Cormack, quienes en 1979 recibirían el premio Nobel de Medicina y Física por estos hechos. ¹³

El término genérico “tomografía” hace referencia a una técnica que proporciona imágenes de las diferentes capas de los tejidos. Estas capas o planos se orientan de tal modo que forman un corte de la anatomía que se desea estudiar. ¹⁴

Estos sistemas constan de una serie de componentes similares a los sistemas de rayos X convencionales; por lo que constan de un tubo de rayos X que genera radiación, un generador con energía que alimenta al tubo de rayos X, un detector que convierte la radiación de los rayos X en una señal de imagen después de que haya pasado a través del paciente y un dispositivo que conecta el tubo, el paciente y el detector entre ellos. ¹⁵

El desarrollo en 1989 de la Tomografía Computarizada Helicoidal (TCH), y la introducción de detectores con múltiples cortes en 1998, aceleraron las técnicas de TC y permitieron una mayor habilidad para adquirir volúmenes de datos. ^{13,16}



En 1998, Mozzo, y col.¹⁷ introdujeron un nuevo tipo de TC en el campo de la Odontología y radiología maxilofacial, la Tomografía Computarizada Cone Beam (TCCB), también llamada imagen de haz cónico o tomografía volumétrica de haz cónico, fruto de la búsqueda por obtener una reducción de la dosis de radiación a las que se exponía el paciente, al lograr una elevada resolución espacial y conseguir una reducción del costo que suponía una TCH.¹⁸

Posteriormente en el año 2000, la TCCB se desarrolló ampliamente en Estados Unidos y recientemente se cuenta con al menos 14 tipos diferentes de escáneres de TCCB¹⁹

El rápido avance de este tipo de tecnología está consiguiendo que su implantación sea cada vez más aceptada en los ambientes médicos y odontológicos.

Probablemente dentro de pocos años sea la exploración radiográfica de elección, con dosis menores de radiación y con una calidad inicial del registro muy superior a las actuales, con posibilidades diagnósticas más efectivas mediante la utilización de los programas de análisis en 3D.

Actualmente el avance en imagen radiográfica es mayor del que se produjo hace unos años entre la radiografía de revelado químico y la radiografía digital.²⁰



3.2. PROCESAMIENTO DE LA IMAGEN

El sistema de detección que se emplea para convertir la radiación de los rayos X en una señal de imagen puede ser de dos tipos:

- **Un sensor** que puede ser a su vez un intensificador de imagen, generalmente una pantalla acoplada a un dispositivo de acoplamiento de carga (DAC) o a un óxido de metal semiconductor complementario. Consiste en una matriz o mosaico de pequeñas células fotoeléctricas individuales que captan señales visuales y las convierten en electrones. A menor tamaño y mayor número de células fotoeléctricas, se obtiene más información. Su principal desventaja es la distorsión de las zonas periféricas.^{18,21}
- **Un detector de panel plano (DPP)**, generalmente un tipo de película delgada formada por un centelleador de un material similar al cesio, generalmente ioduro de cesio, acoplada a un fotosensor que es un transistor receptor de panel plano (RPP)^{18,19,21}

En la TCH para capturar la imagen emplea un abanico de haz de rayos desde la fuente y guarda los datos en detectores de imagen sólidos colocados alrededor del paciente cubriendo los 360°. El escáner realiza múltiples giros y en cada giro toma una imagen.



Figura 10. Imagen de un Tomógrafo Computarizado Helicoidal.²²

La TCCB utiliza un panel plano o un detector de imagen intensificador de radiación que es usada como una plataforma rotatoria en el cual el campo de rayos X y el detector son fijos, el detector rota alrededor del objeto produciendo imágenes múltiples secuenciales y planas siendo reconstruidas en una base de datos volumétrica lo cual reduce significativamente la exposición a la radiación hasta en un 50% (0.0037 mGy), en una radiografía panorámica digital el nivel de exposición es alrededor de 0.0063 mGy y en una radiografía periapical es alrededor de 0.0012 mGy*.^{22,23}

*mGy corresponde a la dosis de radiación absorbida por la piel.²⁴



Fig. 11 imágenes de un tomógrafo computarizado Cone Beam o de haz cónico.²²

3.2.1. INTERPRETACIÓN DE DATOS PARA LA CREACIÓN DE LA IMAGEN

Un aspecto fundamental de la imagen 3D es el software que se utiliza. En el mundo del 3D se obtienen grandes cantidades de datos a los cuales se puede acceder solamente a través de un software. Para poder ayudar al usuario a entender grandes cantidades de datos, es necesario disponer de un sistema asistido por ordenadores donde pueda ser sumada de forma efectiva la información de las imágenes.²⁵



3.2.1.1. VOXEL

Un voxel es un elemento de volumen representado en un cubo que mide entre 20-60 μm ., se dispone en filas y columnas. Cada voxel tiene un valor (brillo, escala de grises) que representa la densidad de la estructura anatómica atravesada por rayos X. ^{18,25}

El tamaño del voxel está relacionado tanto con la calidad de imagen como la dosis de radiación absorbida por el paciente. Un voxel más pequeño tiene una mejor calidad de imagen, a pesar de necesitar una mayor dosis de radiación, y puede afectar la habilidad del diagnóstico hecho por el usuario.²⁶

No hay diferencias estadísticamente significativas en la precisión entre las medidas lineales obtenidas con los diferentes tamaños de voxel (0.2 ,0.3 y 0.4).²⁰

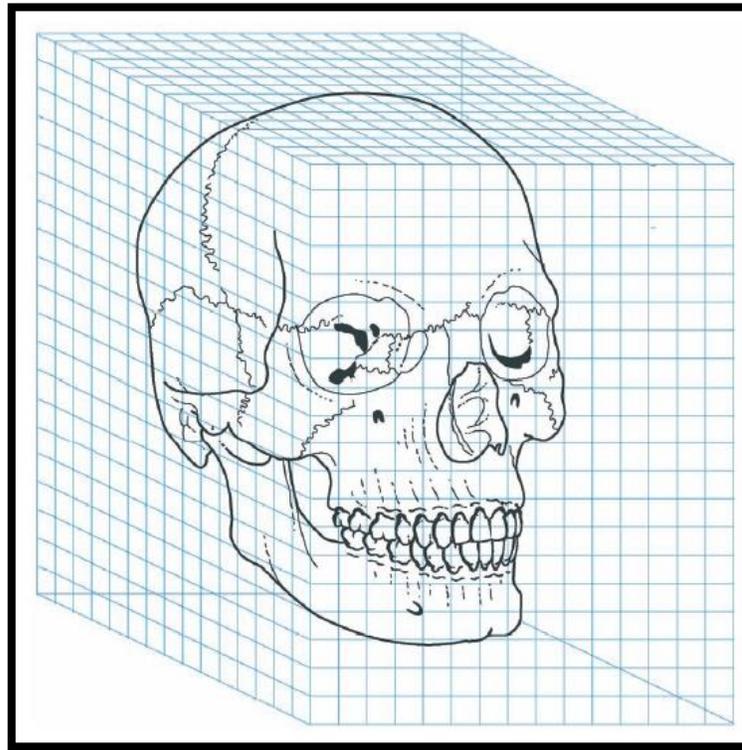


Fig. 12. Imagen que ilustra la segmentación de un cráneo en voxels.¹⁸

Liedke y col. Evaluaron la resorción radicular escaneando los dientes mediante tres tamaños de voxel (0.2, 0.3 y 0.4 mm), concluyendo que aunque el tamaño entre voxels era similar y que el diagnóstico es más fácil con los voxels de 0.2 y 0.3 mm.²⁸

El valor del voxel de un órgano depende de su posición dentro del volumen de la imagen esto quiere decir que se producen diferentes valores de HU para estructuras duras y blandas similares en función del área de escaneo donde se encuentren.¹⁸



Cada voxel de las imágenes que pertenecen a los cortes representa un valor de radiación atenuada, que se mide en unidades Hounsfield (HU). Un valor HU de cero equivale al valor de la radiación de atenuación del agua, mientras que un valor de -1.000 HU corresponde al valor del aire. El valor de atenuación para los distintos tejidos y sustancias del cuerpo es diferente, pero en ocasiones dos tejidos pueden presentar valores parecidos, y entonces no pueden diferenciarse con la TC.¹³

La escala Hounsfield empieza en el valor -1.000 y termina en el 3.000. De este rango numérico, solo los números enteros son los que se emplean para expresar la información de la imagen, y a cada uno se le asigna un valor en la escala de grises. Se requieren 12 bytes por cada voxel para poder abarcar los 4.000 niveles posibles de grises. Sin embargo, la mayoría de escáneres de TC utilizan 16 bites por cada voxel.

Tejido	Valor de Intensidad [HU]
Hueso	1000
Hígado	40-60
Materia blanca del cerebro	46
Materia gris del cerebro	43
Sangre	40
Músculo	10-40
Riñón	30
Fluido cerebroespinal	15
Agua	0
Grasa	-50 - 100
Aire	-1000

Tabla 2: valores en la escala Hounsfield

Los datos se almacenan en un formato creado por el Colegio Americano de Radiología y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos. Este formato estándar, digital imaging and communications in medicine (DICOM) permite que puedan intercambiarse las imágenes médicas y la información aunque provengan de aparatos y sistemas creados por distintos fabricantes.¹⁵

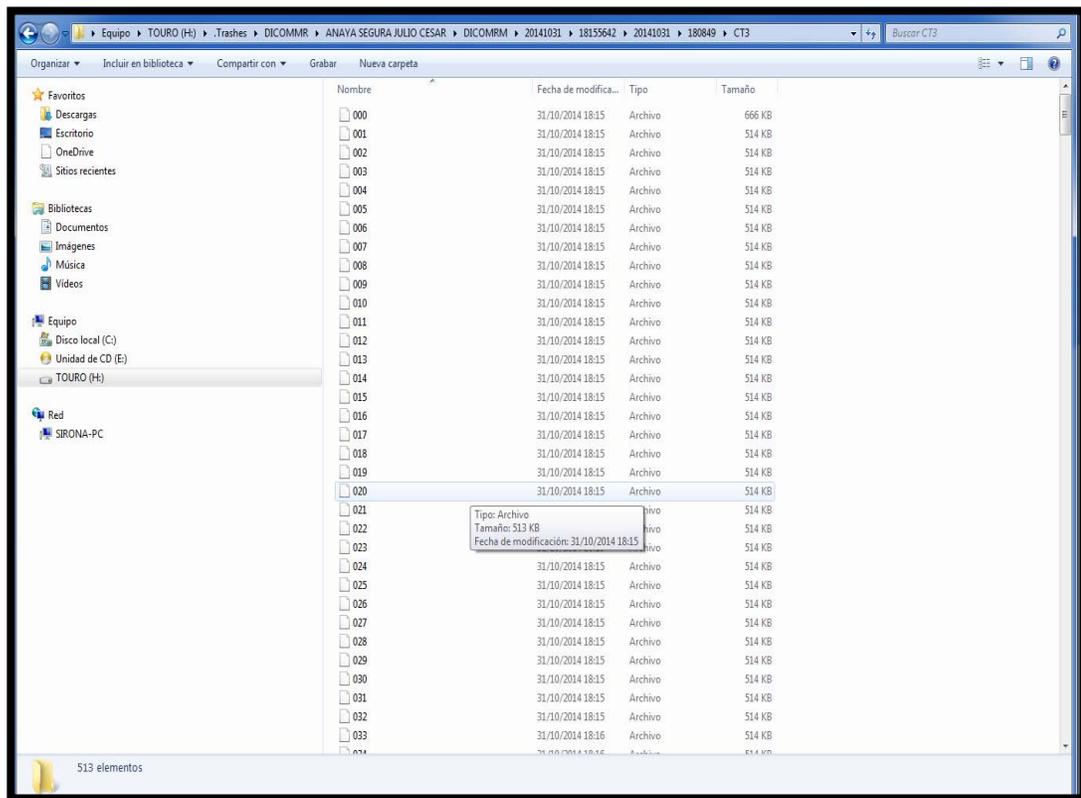


Fig. 13. Imagen de los archivos DICOM, cada archivo contiene un corte de la imagen, en este caso 512 cortes.. (Fuente directa)



3.2.2. RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES

3.2.2.1. SEGMENTACIÓN

Ya que el ojo humano no puede diferenciar los 4,000 niveles aproximados de grises, después de la recolección de los datos de cada voxel en una imagen la TC realiza un proceso llamado windowing. Los 4.000 niveles de grises se visualizan en una unidad como si fueran los 256 niveles de la escala de grises de un video monitor. Todos los valores de TC que son más elevados que el valor más alto de la ventana aparecen en blanco, y todos aquellos valores que son menores que el umbral más bajo aparecen en negro.¹⁵

Cuando se realiza un escaneado, la TC se encarga de obtener todo el volumen, 256 voxeles. Si se intenta dibujar como un objeto, se obtiene un cubo negro en el que no es posible visualizar lo que hay dentro de él, ya que el volumen está rodeado por los voxeles exteriores.

Sería necesaria una cuarta dimensión para no tener problemas a la hora de visualizar lo que hay en el interior, para poder solventar este problema y obtener los datos que son relevantes clínicamente es necesario realizar un proceso de segmentación en el que se deben introducir datos en el ordenador para que separe los voxeles que pertenecen al aire, a los tejidos blandos, al hueso o demás estructuras, y cuál es el valor de brillo del voxel que corresponde a cada estructura.²⁵

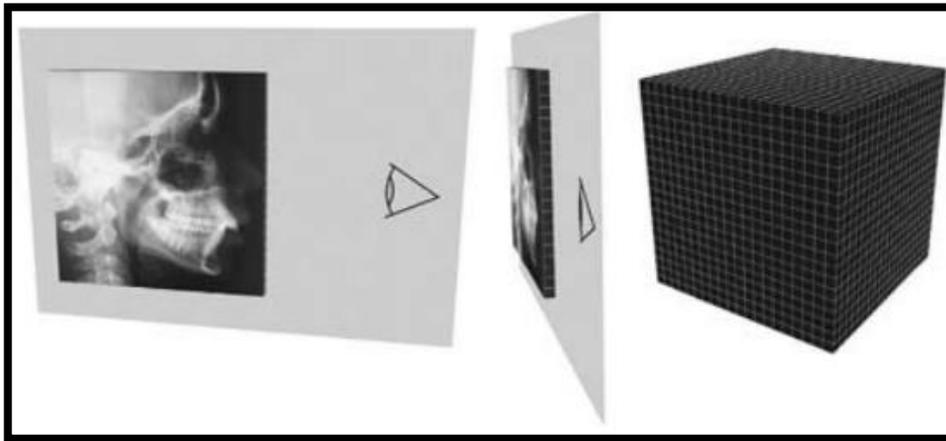


Fig. 14. Cubo representando el volumen de voxeles obtenidos en una TC y la segmentación para la obtención de la imagen.

Empleando los dos parámetros, centro y anchura, se pueden seleccionar diferentes rangos de radiación atenuada que permiten visualizar sustancias específicas del cuerpo humano.²⁵

Por otro lado, dependiendo desde dónde se observe el objeto tridimensional sólo es posible ver ciertas partes de él, ya que las demás se encuentran ocultas por él mismo. El ordenador ha de calcular qué partes son visibles y dibujar solamente dichas partes, sino los resultados que se obtienen no son adecuados.²⁵

Por lo tanto, se deben especificar valores que dividan los voxeles en grupos. De este modo, si no queremos que ciertos grupos sean visibles, el ordenador puede interpretarlos como si fueran transparentes.

La función de transferencia es la relación que existe entre la transparencia de los voxeles y su valor. Se han propuesto métodos que combinan el valor del



voxel y el gradiente de magnitud (diferencia de intensidad entre los voxeles vecinos) para poder separar las estructuras de la mejor manera.²⁵

3.2.2.2. PROYECCIÓN

Otro aspecto importante en la interpretación es que para poder dibujar un objeto en 3D es necesario darle una serie de características que lo hagan parecer un objeto real. Normalmente, un objeto en 3D existe en un espacio 3D. Sin embargo, para poder mostrarlo en una pantalla de ordenador que tiene 2D es necesario realizar una proyección.²⁵

Existen dos métodos fundamentales de proyección.²⁵

- **Proyección en perspectiva**, en la que los resultados son similares a lo que ven nuestros ojos, donde los objetos más cercanos a la pantalla parecen más grandes que los que están lejos y las líneas paralelas parecen converger en la distancia, generan imágenes más naturales.
- **Proyección ortográfica**, en la que el tamaño de los objetos se mantiene, independientemente de la distancia a la que se encuentren de la pantalla, y donde las líneas paralelas se mantienen paralelas. Es más apropiada para representar la geometría de un objeto ya que el tamaño y la forma no varían.

El ordenador ha de ser capaz de dar sombreado a los objetos variando el brillo de su superficie. Los objetos que están más perpendiculares a la dirección de la luz aparecerán con más brillo.²⁵

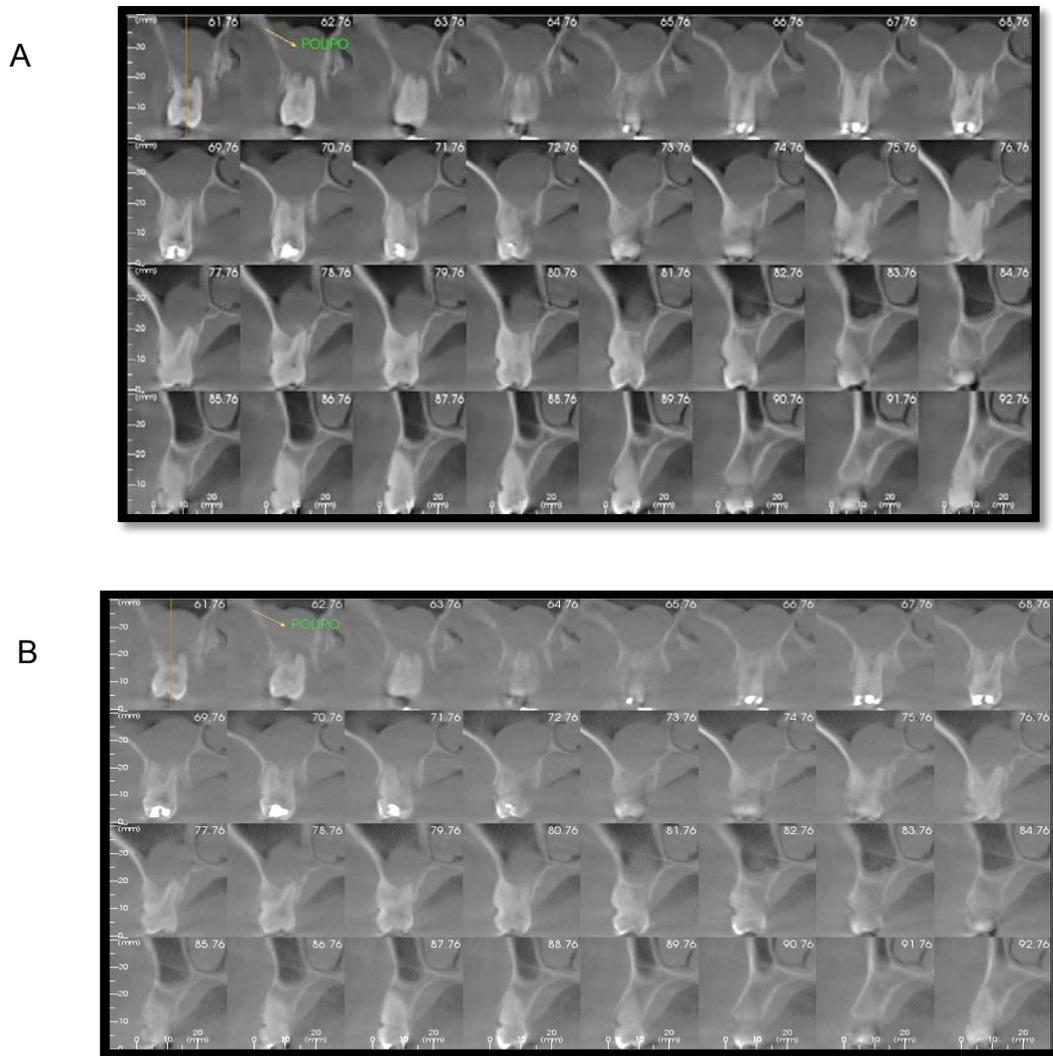


Fig.15. Imagen comparativa de dos objetos con distinto grado de brillo. A menor grado de brillo, B mayor grado de brillo.



3.2.2.3. GRÁFICO DE VECTORES

Una vez decididos los voxeles que se quieren ver se debe encontrar el modo de poder dibujarlos en la pantalla. Para ello, cada objeto 3D se subdivide en elementos más primitivos como triángulos o cuadrados. Estos elementos se describen y representan por las coordenadas de sus vértices, a esto se le denomina gráfico de vectores en la TC, para poder transformar los datos y dibujar es necesario empleo de algoritmos.²⁵

Por lo tanto, la secuencia de procesamiento de la imagen es convertir las imágenes desde el formato DICOM a un formato que permita la segmentación de las estructuras.²⁵

Después de la segmentación será posible la interpretación gráfica en 3D del objeto volumétrico, y permitirá la navegación entre voxeles de la imagen volumétrica y de los gráficos 3D mediante el zoom, la rotación y el enfoque.²⁹

3.2.2.3. CONSIDERACIONES GEOMÉTRICAS

La TC tiene un proceso de reconstrucción que puede producir imágenes en una orientación distinta a la que se obtuvieron originalmente; seleccionando la información podemos obtener diferentes imágenes de la zona explorada sin alterar los voxeles.³⁰



Un ejemplo de este proceso de reconstrucción es el corte según criterios geométricos del volumen de imágenes de TC en un cráneo completo.

De esta manera obtienen imágenes planas en los planos axial, sagital y coronal como se ilustra en la Figura 16. Con el corte en la dirección “X” (Fig. 17) obtenemos una imagen axial a través del eje derecha-izquierda.

El corte en dirección “Y” daría una imagen coronal del cráneo (Fig. 18) parecida a una radiografía convencional en proyección semi-frontal, similar a la proyección de Waters para la exploración de los senos maxilares.

Mediante el corte en la dirección “Z” obtenemos una imagen sagital del cráneo (Fig. 19) igual a la radiografía de cráneo obtenida mediante una proyección lateral.³⁰

La ventaja de estas imágenes planas obtenidas mediante TC sobre las radiografías convencionales de proyección geométrica similar es la ausencia de superposición de las estructuras situadas por delante o detrás del corte, además de poder desplazar la posición del corte a lo largo de la dirección seleccionada.³⁰

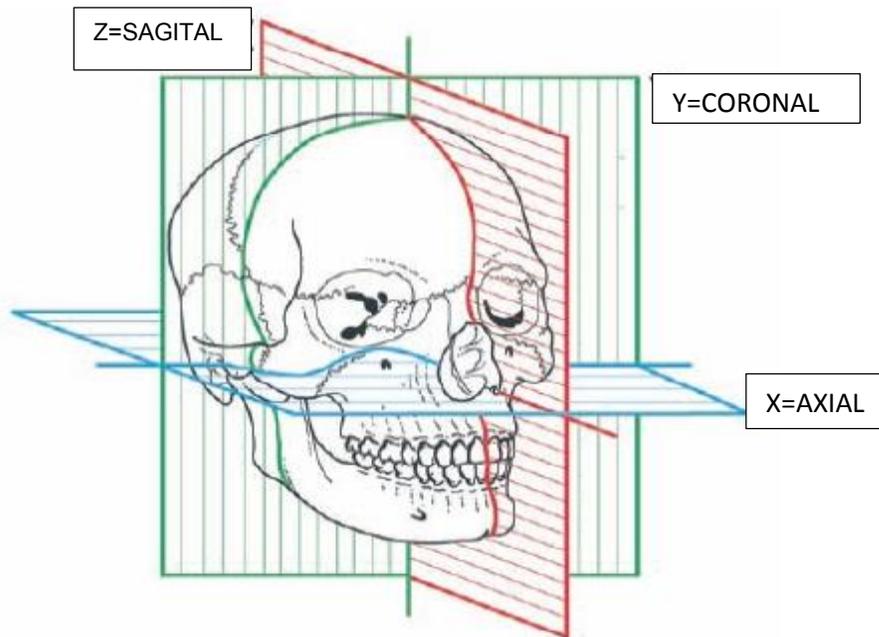


Fig. 16. Esquema de los planos que se obtienen en una TC.

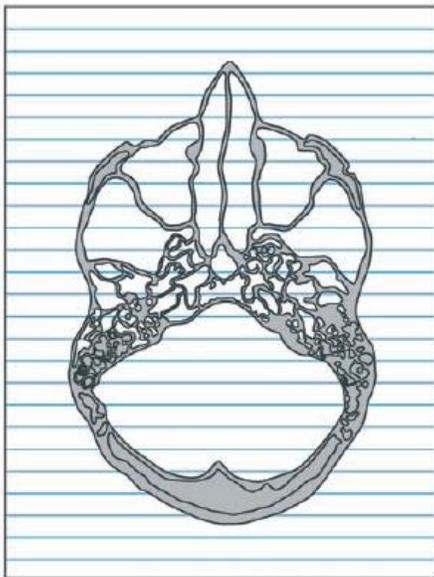


Fig.17. Esquema de los planos obtenidos en un corte Axial.

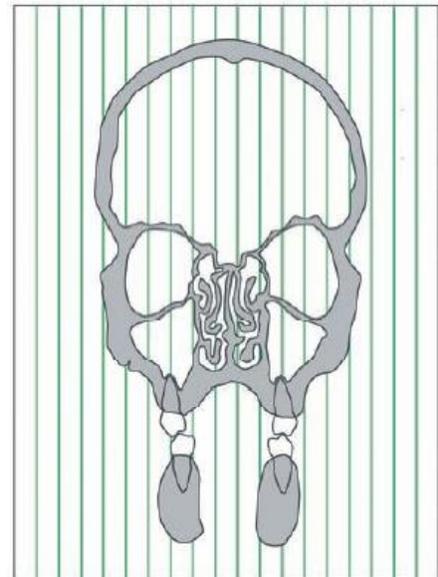


Fig. 18. Esquema de los planos obtenidos en un plano coronal.

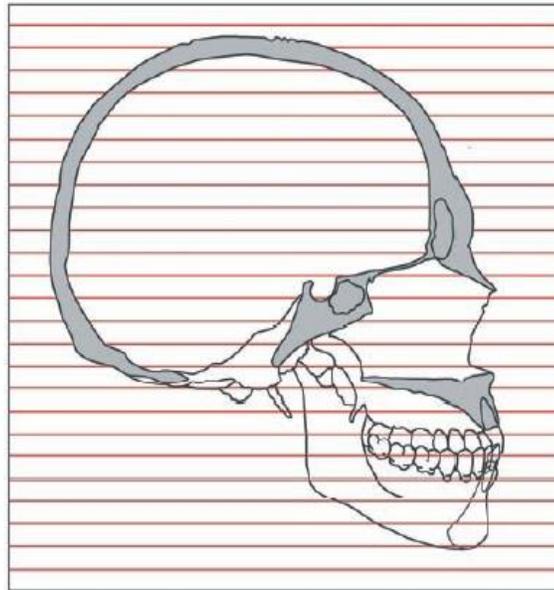


Fig. 19. Esquema de los planos obtenidos en un plano sagital.

El número de imágenes obtenidas (NIO) que componen los datos está determinado por el número de imágenes que se captan por segundo, por la trayectoria del arco y por la velocidad de rotación. Este número de proyecciones que se obtiene durante un escaneado puede ser fijo o variable, dependiendo de cada aparato.²⁵

Una mayor cantidad de datos supone mayor información para la reconstrucción de la imagen, mayor contraste y resolución espacial, menor cantidad de ruidos u obtención de imágenes más suaves, y reducción de artefactos. Sin embargo su pone mayores tiempos de escaneado, mayor dosis de radiación y mayor tiempo de reconstrucción primaria.²⁵



3.3. TIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Existen básicamente dos tipos de TC: la tomografía computarizada helicoidal (TCH) y la tomografía computarizada de haz cónico (TCCB)³¹

3.3.1. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA HELICOIDAL (TCH)

La TCH introducida en 1998, permite la adquisición de múltiples cortes simultáneamente gracias al empleo de paquetes de detectores adyacentes. En 2004 este número de paquetes varió de 2 a 64 cortes.

La fuente de rayos X es un ánodo generador de alta potencia, rota sobre una estructura de soporte en una cámara que contiene el tubo de rayos X y un detector, mientras que el paciente se mueve a través de dicha estructura de soporte en una camilla.

Esta tecnología implica una imagen más rápida con menor radiación. Se obtiene un escaneado secuencial y espiral.

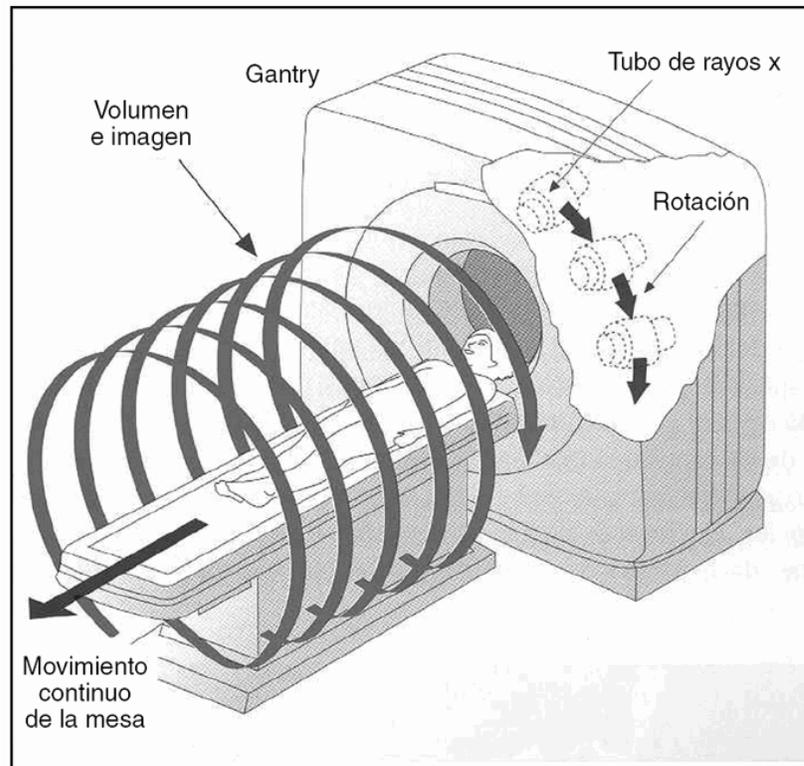


Fig. 20. Imagen del escaneo secuencial en espiral en la TCH. ¹⁸

La región de interés del paciente (RIP) como la cabeza o parte de ella, debe seleccionarse. La fuente de rayos X rota alrededor de la RIP 60 veces por minuto. El sistema de detección del haz de rayos X de datos es el dispositivo de acoplamiento de carga (DAC), compuesto por un gas o material similar, principalmente iode de cesio. ¹⁸

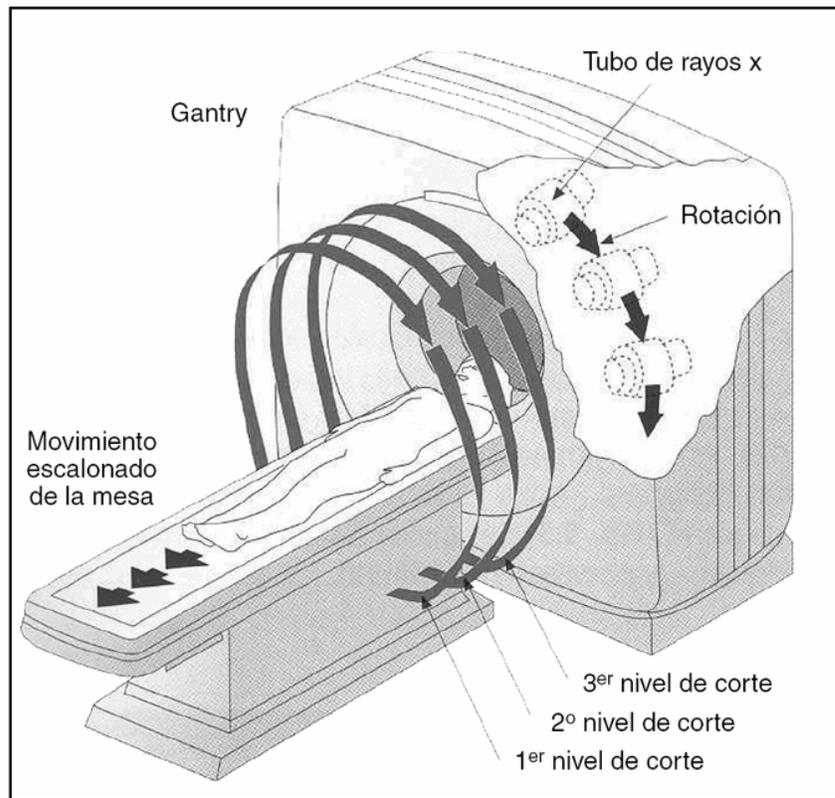


Figura 21. Imagen de la selección para la región de interés del paciente (RIP), en la TCH.¹⁸

El paciente debe ser desplazado hacia el escáner a una distancia determinada del plano “Z”, esta distancia es la que determina el grosor de los cortes (10, 5 mm o en casos donde se requiera mayor resolución, 1mm).

Este tipo de adquisición de la imagen es muy preciso, pero hace que el paciente se exponga a grandes dosis de radiación.¹⁸



La imagen del paciente se puede observar en una serie de cortes en el plano axial obtenidos de las imágenes que han sido capturadas como cortes apilados unos encima de otros o desde un movimiento en espiral. ¹⁴

Aquí la proyección es geométrica y el algoritmo de reconstrucción corrige las distorsiones generadas mediante la segmentación, obteniendo así una visión clara del área anatómica de interés. ¹⁸

La resolución de la imagen en la TCH es anisotrópica y no uniforme, puesto que trabaja con voxels anisotrópicos, cuya altura y anchura no son iguales.

Aquí la posición del paciente es muy importante; la imagen debe obtenerse directamente, no se puede reformatear ni rotar, ya que si se rota se crean distorsiones.

Cuando la resolución se reduce, normalmente es en la dirección del plano "Z", los datos que se adquieren son voluminosos y por lo tanto la dosis que absorbe el paciente también es elevada. ¹³

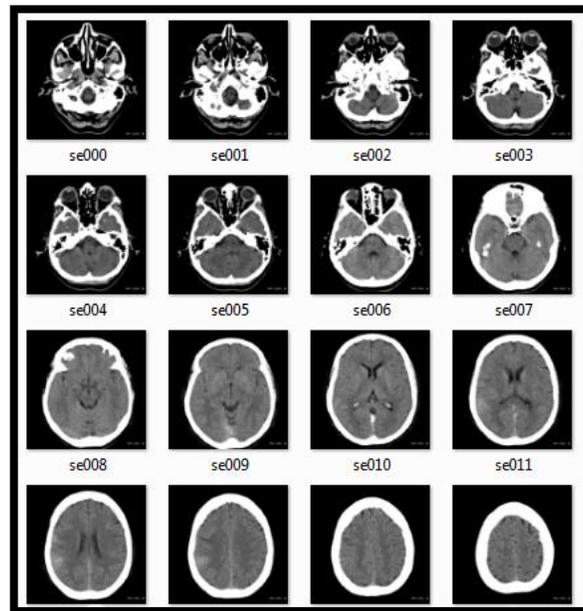


Fig.22. Imagen de los cortes de la TCH no manipulables en otros planos solo en el axial. ¹³

3.2.1.1. VENTAJAS DE LA TCH

- El mejor aval de la fiabilidad diagnóstica de la TCH es en el ámbito legal, al considerarla como la prueba más adecuada para la valoración y el seguimiento implantológico puesto que es el método de imagen con mayor precisión muestra la anatomía dental y la calidad del hueso subyacente. ³²
- La TCH es una herramienta superior en el análisis de tejidos de baja densidad incluyendo tejido blando, alveolos post extracción y hueso poroso. ^{33,34,35.}



3.2.1.2. DESVENTAJAS DE LA TCH

- La TCH tiene algunas limitantes; es impráctica, es compleja en su forma de obtención, por la alta cantidad de dosis de exposición a la radiación, una resolución relativamente baja, el alto costo y tamaño del equipo.³⁶

3.3.2. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE BEAM (TCCB).

La TCCB emplea un ánodo de baja energía dentro de un tubo fijo. Para capturar la imagen emplea un haz de rayos en forma de cono que es más estrecho y emplea una sola rotación del tubo de rayos X de 194-360°, tomando en cada grado una o dos imágenes alrededor de la cabeza del paciente para adquirir directamente los datos (similar al aparato de ortopantomografía) en lugar de múltiples rotaciones como la TCH.

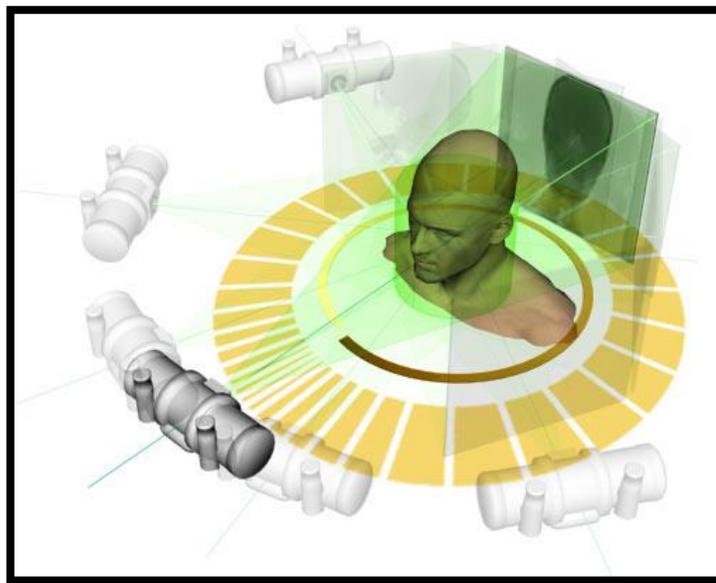


Fig.23. Imagen de la rotación pulsátil del tubo de rayos X en una TCCB.¹⁹

Los aparatos de TCCB pueden emplear un DPP simple o una pantalla de fosforo o centelleador acoplado a una serie de DAC. Los DPP son los tipos de receptores más novedosos para series de área grandes en sensores sólidos.



Estos paneles captan la información de modo continuo y son más eficientes, ofrecen las ventajas de menor distorsión, mayor escala de contraste y eliminación del deslumbramiento.¹⁹

La TCCB trabaja con voxels isotrópicos que tienen las mismas dimensiones en los tres ejes del espacio. Debido a esto, los errores de mal posición del paciente durante el escaneado pueden ser corregidos y ajustados posteriormente de manera interactiva sin que existan problemas de distorsión.¹⁹

La TCCB es ampliamente utilizada en Odontología general y especializada, en Cirugía dentoalveolar, Implantología, y en Otorrinolaringología. Este dispositivo es capaz de proveer imágenes panorámicas y cefalométricas de alta calidad en regiones específicas.³⁷⁻⁴⁶

Farman y Scarfe⁴⁷ mostraron que las mediciones cefalométricas 3D se podían realizar con la TCCB y sugirieron el uso de los escáneres de TCCB para la realización de la cefalometría 3D sin necesidad de exposición adicional innecesaria del paciente.

Las dosis de radiación efectiva en la TCCB varía de acuerdo con la marca comercial del equipo y con las especificaciones técnicas seleccionadas durante la toma (campo de visión, tiempo de exposición, miliamperaje y kilovoltaje).²³

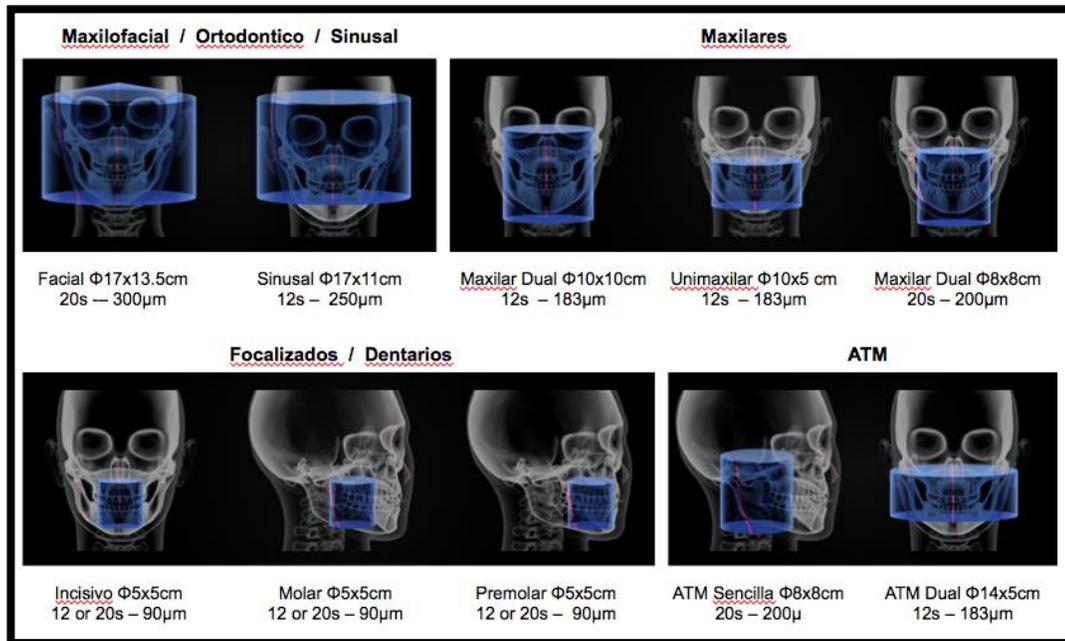


Fig.24. Imagen de la selección para la región de interés del paciente (RIP) en TCCB. ²³

3.3.2.1. VENTAJAS DE LA TCCB

- Las ventajas de la TCCB incluyen, buena accesibilidad, fácil manipulación, imágenes multiplanares, reconstrucción en 3D, bajas dosis de radiación. ⁴⁶
- Este sistema permite la reducción de la dosis efectiva de radiación absorbida por los pacientes y el tiempo de exposición. ¹⁸

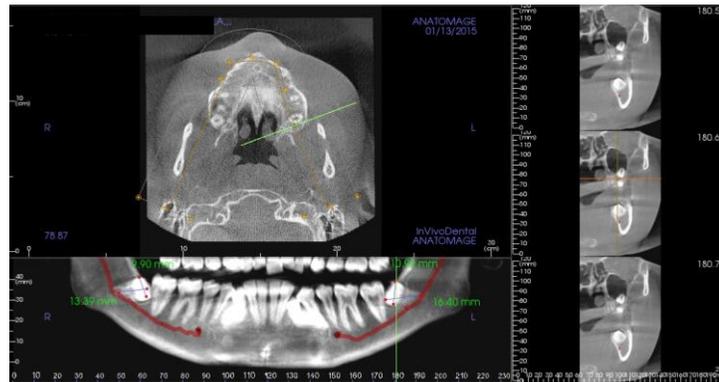


Fig.25. Imágenes multiplanares y reconstrucción en 3D. (Fuente directa)

- Aquí la proyección es ortogonal, esto indica que los haces de rayos X son paralelos entre sí. Puesto que el objeto se encuentra cercano al sensor, se produce muy poco efecto de error proyección, resultando mediciones de escala 1:1.¹⁹
- En una TCCB el tiempo de exposición puede llegar hasta un rango de 30 segundos o en un rango de exposición similar a la toma de la serie radiográfica.^{23,48}
- La TCCB permite al clínico hacer una variedad de análisis para conocer las características de las estructuras óseas entre estas la calidad del hueso, el cual se puede examinar esencialmente para prever la vascularidad para la maduración y preservación ósea.
- Se pueden detectar defectos óseos que resultan cruciales para decidir algún procedimiento de injerto. Al no tener distorsión se puede planear mejor el tratamiento como en el caso Implantología de acuerdo del sitio receptor, el tamaño y el diseño del implante.^{49,50,51}

- Son capaces de representar la forma natural de los tejidos blandos debido a que el escaneado se realiza en posición sentado, los artefactos a nivel de la oclusión son menores, tienen un coste menor y un tamaño adecuado para poder hacer uso rutinario de ellos ¹³

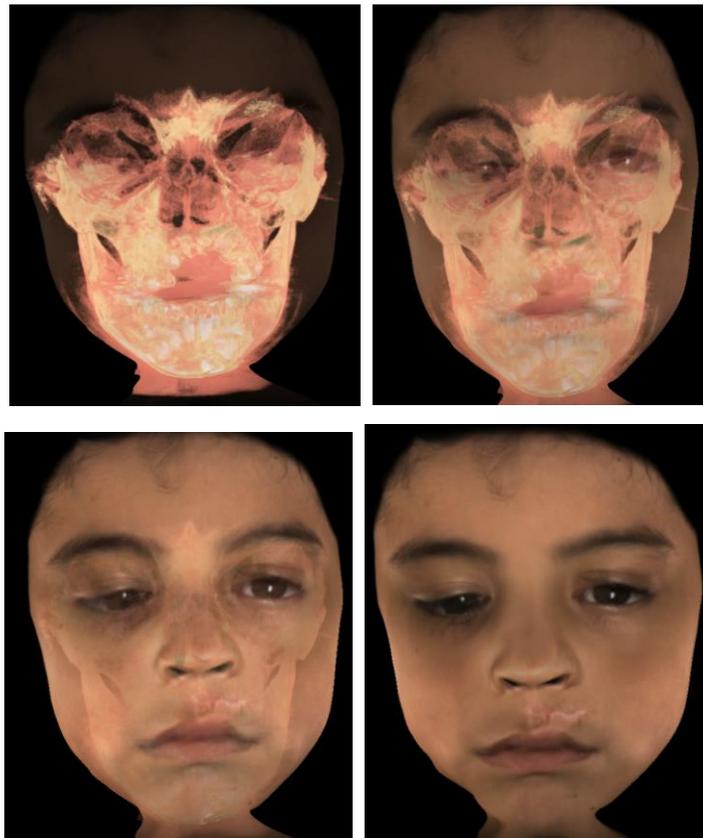


Fig.26. Imágenes multiplanares y reconstrucción en 3D en tejido blando. (Fuente directa)



3.3.2.2. DESVENTAJAS DE LA TCCB

- Una de las principales desventajas de la TCCB es el alto costo del equipo y los insumos del mismo, además de la disponibilidad económica del paciente.¹³
- Para la visualización e interpretación de la TCCB se requiere una orientación o entrenamiento por parte del radiólogo al usuario, quien indicara la forma en que se utilizará el programa para obtener los mayores beneficios de las imágenes.²³
- El tiempo de exposición en la radiación es mayor que en una radiografía periapical por lo que primero el odontólogo debe valora el riesgo beneficio de exponer al paciente a esa radiación, sin embargo el tiempo de exposición a la radiación es menor que en unas serie completa periapical.⁴⁸

3.4. COMPARACIÓN ENTRE LA TCCB Y LA TCH

Kobayashi y col. Compararon las medidas en la TCH y la TCCB con medidas directas sobre cráneo y encontraron una media de error de 0.22 a 0.23mm para las imágenes de la TCCB ³⁴ mientras que la precisión en la medida entre la distancia de un punto de referencia al proceso alveolar en la mandíbula presentaba un promedio de error de 2.2% en la TC y de 1.4% en la TCCB

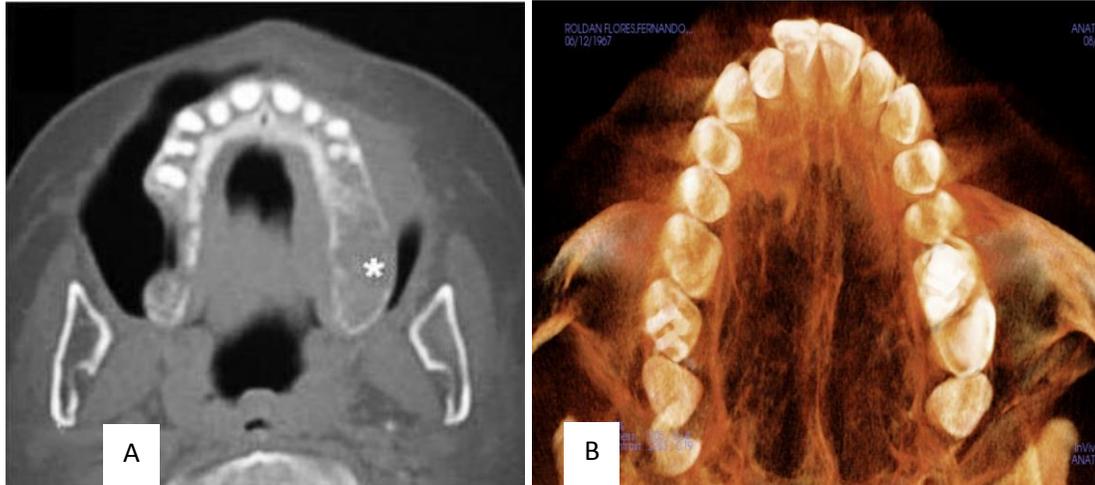


Fig.27. Comparación axial de la TCH (A) y TCCB en maxilar (B). (Fuente directa)

La resolución en TCCB puede ser tan pequeña en un rango de 0.2mm comparada al rango de una TCH que es de 0.5 a 1 mm.^{23,48}

Una de las ventajas de la TCCB es su relativo bajo costo y baja dosis en comparación con la TCH.²⁰

La resolución de los cortes o proyecciones en 2D procedentes de la TCCB es la misma que la de los cortes de la TCH, en el plano horizontal. En el plano vertical tienen mayor resolución los cortes de la TCCB, sin embargo el contraste suele ser mayor en la TCH.²⁰

En TCCB este cubo está formado por voxeles isotrópicos que tienen los lados iguales y con dimensiones conocidas (0,15-0,60 mm). En la TCH, el voxel es monoisotrópico que significa que dos de los lados son iguales, pero el tercero (plano “Z”) es de una anchura que varía entre 0,5 mm o incluso más.¹⁸



Fig. 28: Representación de los voxeles isotrópicos en la TCCB (A) y los voxeles anisotrópicos en una TCH (B).¹⁸

Tanto la TCH como la TCCB son registros dinámicos, es decir, con un escaneo se pueden producir distintas imágenes desde el conjunto de datos originales. ¹⁹

Diferencia entre la TCH y la TCCB	
TCH	TCCB
Detector CCD	Detector CCD o de panel plano
Haz plano	Haz cónico
Múltiples rotaciones de 360° / en cada rotación 1 imagen.	1 rotación de 360° / por cada grado 1-2 imágenes.
Voxeles anisotrópicos.	Voxeles isotrópicos
Grosor de los cortes +/- 1mm	Grosor de los cortes <1mm
Dosis de radiación elevadas	Dosis de radiación bajas

Tabla3: diferencias entre la TCH y la TCCB²⁰



Fig. 29. Diferencias en el tipo de escaneo entre la TCH (haz plano) y TCCB (haz cónico).²⁰



3.5 VENTAJAS DE LA TCCB CON RESPECTO A LA TC

Las TCCB son aparatos capaces de proveer resolución submilimétrica en imágenes de alta calidad diagnóstica, con tiempos cortos de escaneado (10-70 s) y dosis de radiación hasta 15 veces menores a la dosis de las TC convencionales^{47,58}

La TCH puede observarse en una serie de imágenes de dos dimensiones, y puede cambiar a tres dimensiones, mientras que la TCCB provee una mayor precisión en las medidas estructurales óseas,

Chau, Fang y Schulze y col. reportaron que una TCH libera una dosis de radiación de 2 a 16 veces más que una TCCB^{35, 53,54}

3.6. VENTAJAS DE LA TCCB CON RESPECTO A LA RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

En comparación a las radiografías convencionales, la dosis de radiación de la TCCB se presenta similar al del examen periapical de toda la boca o equivale aproximadamente de 4 a 15 veces la dosis de una radiografía panorámica.⁵⁵

Una radiografía convencional digitalizada se compone de pixeles, mientras que los sistemas TCCB generan imágenes volumétricas compuestas por voxeles que son geoméricamente precisas, con una correcta relación

anat6mica y, por lo tanto, no realizan medidas distorsionadas, a diferencia de los sistemas convencionales de 2D.

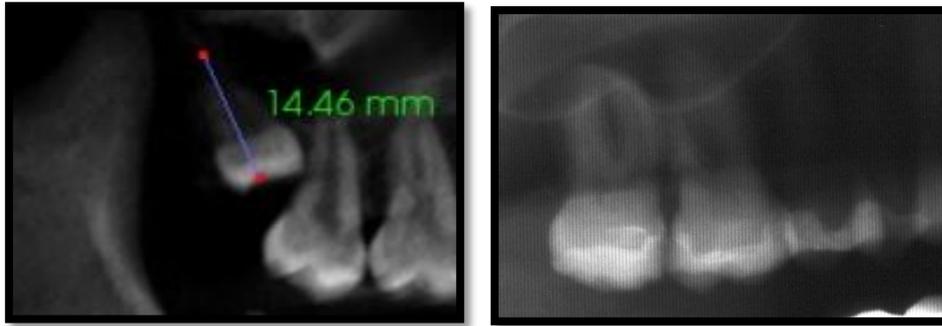


Fig. 30. Ventaja de la precisi6n en las medidas en una TCCB en comparaci6n con una TCH.
(Fuente directa)

Si se comparan las radiografías panorámicas convencionales con las reconstrucciones panorámicas obtenidas a partir de la TCCB se observa que, a pesar de aportar la misma informaci6n diagn6stica, tienen una apariencia diferente.

Por otro lado, con la imagen que se obtiene en la TCCB se evitan las estructuras que aparecen siempre con la radiografía convencional, como puede ser la superposici6n de la columna vertebral.¹⁹

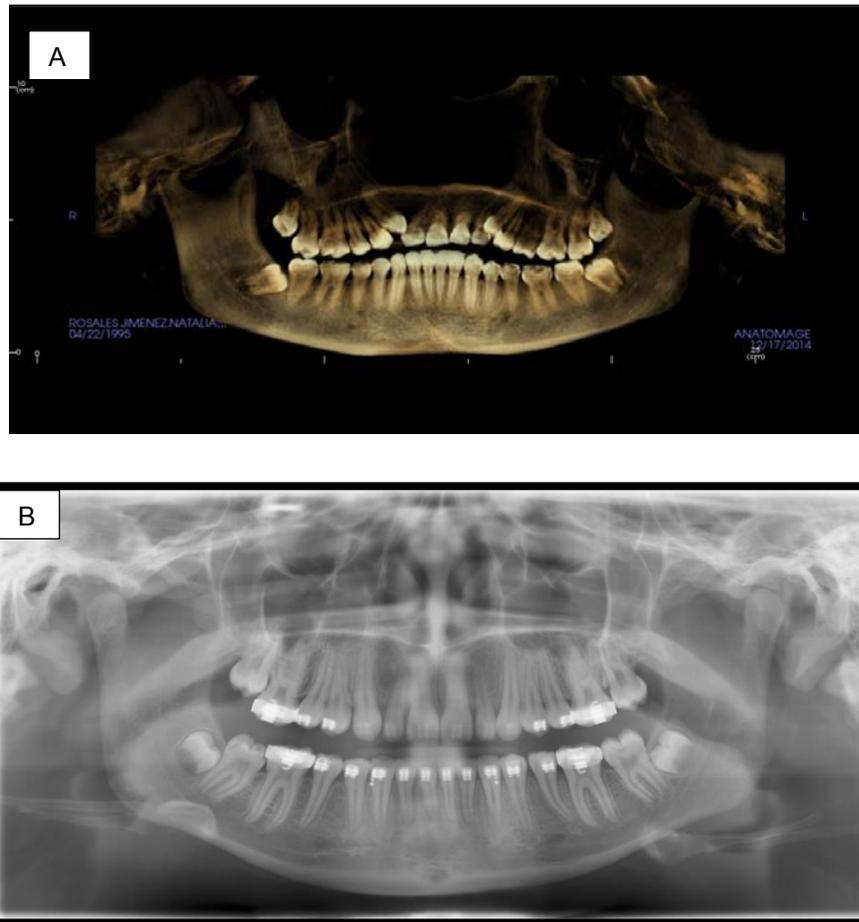


Fig. 31. Comparación de una radiografía panorámica de TCCB sin superposición (A) y una radiografía panorámica convencional con superposición (B). (Fuente directa)

Moshiri, y col. ⁵⁶ compararon la fiabilidad de las medidas lineales obtenidas a partir de imágenes en 2D obtenidas con la TCCB y a partir de radiografías laterales de cráneo digitalizadas, concluyendo que la mayor parte de las medidas lineales en el plano sagital simulando proyecciones cefalométricas laterales en 2D obtenidas con la TCCB, por cualquier método eran más fiables que las obtenidas a partir de la radiografía convencional.



Kumar, y col. ⁵⁷ compararon medidas lineales y angulares de las proyecciones ortogonales y en perspectiva lateral obtenidas a partir de una TCCB con las realizadas mediante radiografías convencionales, concluyendo que las medidas realizadas en las proyecciones de TCCB eran similares a las realizadas en la radiografía lateral y no era necesaria la realización adicional de radiografías laterales convencionales en los pacientes a los que se les había pedido una TCCB como herramienta diagnóstica.

CAPITULO IV DIAGNÓSTICO PERIODONTAL A TRAVÉS DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE-BEAM.

Las radiografías son necesarias para determinar el alcance y la gravedad de las lesiones periodontales ^{58,59}.

Cuando se compara el sondeo periodontal, la radiografía intraoral 2D y el escaneado 3D de la TCCB, esta última es más eficaz en la evaluación de las estructuras periodontales y para detectar defectos óseos en todas las direcciones; mientras que en comparación con una radiografía periapical es tan confiable como las radiografías interproximales. ⁶⁰

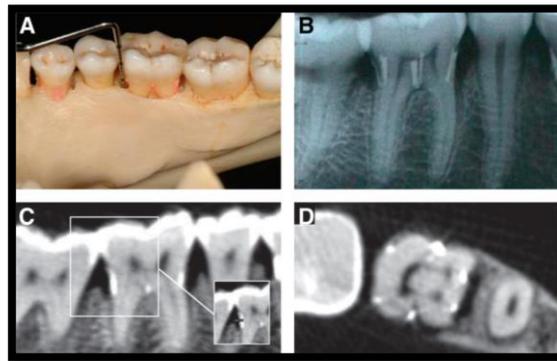


Fig.32. Eficacia de la TCCB para la medición de defectos óseos, en comparación con una radiografía 2D y el sondeo periodontal. ⁶⁰

El éxito de la terapia periodontal depende de muchos factores, uno de los factores más importantes es una imagen exacta de la morfología y destrucción ósea periodontal para planificar el tratamiento. ⁶¹



Misch y col. reportaron que la TCCB es tan precisa como la medición directa utilizando una sonda periodontal calibrada y esta tan fiable como una radiografía de áreas interproximales.

Además dado que los defectos bucales y linguales no se pueden diagnosticar con una radiografía intraoral, la TCCB puede considerarse una técnica superior para su aplicación en el diagnóstico periodontal de dichos defectos además de identificar al 100% defectos infra óseos.^{62,63}

La radiografía interproximal ha dado los mejores resultados en la evaluación de la altura de la cresta ósea, sin embargo, las características importantes del hueso alveolar pueden pasar inadvertidas como resultado de las estructuras superpuestas o de una orientación desfavorable del haz de rayos X.⁶³

En un estudio realizado en 2009 en el cual se realizó una revisión sistemática de la literatura, solo 3% de los estudios reportaron el uso de la TCCB en periodoncia y muchos de ellos de ellos son estudios in vitro^{23, 36, 46, 67, 68,69.}

4.1. TCCB EN EL DIAGNÓSTICO DE DEFECTOS ÓSEOS PERIODONTALES

Lekholm y Zarb proponen una clasificación ósea en 1985, que se basa en cuatro tipos, en ellos el tipo de hueso es clasificado según el grosor de

hueso cortical y su relación con el grado de densidad de hueso esponjoso. De este modo perfeccionan una clasificación propuesta años atrás la cual solo empleaba 3 tipos de calidad ósea, propuesta por Linkow en 1970.⁷⁰

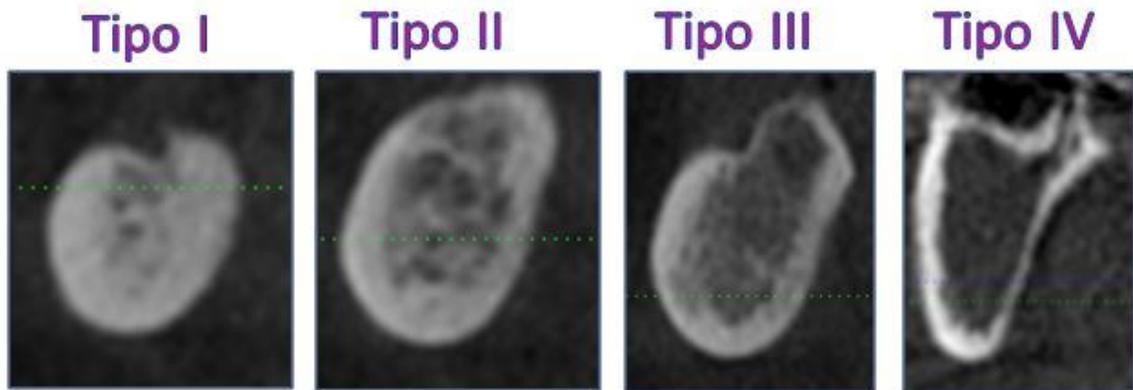


Fig.33. Tipos de calidad ósea.⁷⁰

Norton y Gamble en 2001 proponen una nueva clasificación ósea empleando nuevamente las unidades Hounsfield obtenidas mediante un DentaScan gracias a un software de Implantología.

Apoyándose en las publicaciones de Trisi & Rao (1999) y Thomsen y col. (1998), donde se evidencia un alto grado de variación entre los tipos D3 y D4 propuestos por Misch.

De este modo Norton & Gamble proponen una nueva clasificación donde los tipos D3 y D4 parecen ofrecer resultados similares y por ellos los agrupan en un mismo rango.⁷¹

Calidad	Unidades	Región
Tipo 1	>+850 HU	Mandíbula (anterior)
Tipo 2/3	+500 y 850 HU	Maxilar (anterior)
Tipo 4	0-500 HU	Maxilar (posterior)
Tipo 4*	<0 HU	Tuberosidad

TABLA 4. Calidad de hueso y HU.⁷¹

Misch en 1993 propone una nueva clasificación ósea, describiendo cuatro clases, ordenadas al igual que hicieron Lekholm & Zarb anteriormente en base al grosor de cortical y espesor trabecular. Asimismo también se describieron las regiones de mayor de predominancia en el maxilar y mandíbula.

A su vez Misch complementó su clasificación aportando también una relación de similitud táctil a cada clase, donde cada Implantólogo puede correlacionar el grado de calidad ósea con la resistencia del hueso en el fresado.⁷²

Tipo	Similitud táctil	Localización
D1 Cortical densa	Madera de Roble o Arce	1
D2 Cortical porosa/Trabéculas gruesas	Pino Blanco o Abeto	1,2 y 3
D3 Cortical porosa/Trabéculas finas	Madera de balsa	2,3 y 4
D4 Trabéculas finas	Polietileno	4

Tabla 5.*1: Zona Anterior Mandibular; 2: Zona posterior mandibular; 3: Zona anterior maxilar; 4: Zona posterior maxilar.⁷²



La expansión de los TCCB abren un nuevo horizonte en el análisis de la calidad ósea, gracias a que con estos podemos realizar no solo una apreciación visual, como en los casos anteriores, sino que podemos validar la calidad de hueso mediante Unidades Hounsfield, dado que cada voxel contiene una cantidad determinada de HU que está en relación con la densidad de los tejidos. Misch aprovechó esta información para complementar su anterior clasificación, correlacionando HU con y la densidad táctil en el momento del fresado.⁷²

En un inicio correlacionó 4 tipos de densidades, D1, D2, D3 y D4, años más tarde añadió D5 a su clasificación.

Tipo	Unidades
D1	+1250 HU
D2	850-1250 HU
D3	350-850 HU
D4	150-350 HU
D5	-150HU

Tabla 6. Tipos de densidades óseas.⁷²

El volumen del hueso alveolar suficiente y la arquitectura favorable de la cresta alveolar son esenciales para obtener la reconstrucción protésica funcional y estética ideales⁸⁶. Persson y col. ⁸⁷ reportaron que las imágenes radiográficas convencionales proporcionan una mejor resolución de los niveles de hueso que lo que puede lograrse a partir de imágenes digitales en un ordenador.



TCCB proporciona imágenes de alta resolución que se pueden utilizar para recopilar información de diagnóstico y evaluar la salud ósea periodontal. Las imágenes en 3D son ideales para evaluar los defectos infraóseos y evaluar los resultados del tratamiento.

Mol y Balasundaram comparó en las imágenes, obtenidas con TCCB y radiografías convencionales, la calidad de los niveles de hueso alveolar. Encontraron que la TCCB siempre fue mejor para el diagnóstico y en la medición de los niveles óseos periodontales en tres dimensiones que la radiografía convencional. Encontraron que la precisión en la cara anterior de la mandíbula está limitada en ambas técnicas de imagen, obtenida con los medios tradicionales.⁶³

Numerosos estudios han reportado que las imágenes tomadas con TCCB proporcionan mediciones comparables de los niveles óseos periodontales y defectos óseos como la radiografía intraoral ^{60,88}

Vandenberghe y col. reportaron que las imágenes obtenidas con TCCB tienen un mayor potencial en la descripción morfológica de defectos óseos periodontales, mientras que la radiografía digital proporciona más detalles óseos.⁷⁶

Noujeim y col. encontró que la TCCB fue más precisa en la detección de los defectos que la radiografía convencional. Del mismo modo, otros estudios han informado de una mayor precisión en el diagnóstico de los defectos

periodontales, en particular la vista de vestíbulo-lingual, usando CBCT comparada con la radiografía convencional. ^{61, 75, 76}



Fig.34. Imagen TCCB con dehiscencias y fenestraciones en zona vestibular. (fuente directa)

Stavropoulos y Wenzel evaluaron la precisión de la exploración con la radiografía periapical y con la TCCB para la detección de defectos óseos. Se encontró que la TCCB tenía una mejor sensibilidad en comparación con la radiografía intraoral.

Varios estudios in vitro han indicado que TCCB es efectiva identificando y midiendo defectos creados artificialmente en muestras. ^{60, 63, 73,77, 78, 79,80.}

Leung y col. evaluaron la exactitud y fiabilidad de TCCB en el diagnóstico de defectos óseos de origen natural y compararon la diferencia entre las mediciones realizadas directamente en los cráneos. Informaron que las mediciones CBCT no eran tan precisas como las mediciones directas sobre cráneos.

Una cierta discrepancia entre las mediciones directas y mediciones estimadas en las radiografías tiene que ser considerada como clínicamente aceptable⁷⁶.

Además con el desarrollo de equipos y software avanzado se ha demostrado que la capacidad diagnóstica de la TCCB ha reportado una cuantificación mejorada de defectos óseos periodontales basados en los datos utilizando un nuevo software.⁴²

Estos estudios proporcionan datos prometedores que promueven el uso de TCCB para la detección de defectos óseos periodontales.⁸¹,



Fig.35. Imagen TCCB con defectos óseos horizontales. (Fuente directa)

Vandenberghe y col., estudiaron defectos óseos periodontales de cráneos humanos adultos, utilizaron la radiografía intraoral digital y TCCB, midieron los niveles y defectos óseos en ambas modalidades y se compararon con el “estándar de oro”. Concluyeron que la radiografía intraoral fue



significativamente mejor en el contraste, calidad del hueso, y delimitación de la lámina dura, pero la TCCB fue superior para la evaluación de defectos de cráter e involucraciones de furca.⁷⁶

La detección de defectos óseos con involucración de furca plantea retos importantes para el odontólogo. Estudios recientes han demostrado que el uso de la Tomografía Computarizada (TC) en la evaluación de la altura y defectos en el hueso periodontal es exacta y precisa. Sin embargo, la exposición a la alta radiación no siempre se justifica adecuadamente.^{73, 74}

La identificación limitada y la evaluación de una involucración de furca inicial es un problema frecuente en el diagnóstico periodontal debido a que involucra una examinación clínica y su evaluación radiográfica.⁷⁹

Ross y Thompson detectaron la involucración de furca en radiografías convencionales en 22% de los casos; mientras que Walter y col. reportaron que con la TCCB y la evaluación intraquirúrgica de las involucraciones de furca tenían una estimación exacta, así como en la visualización de la morfología radicular, la proximidad radicular y/o las fusiones radiculares, por lo cual este tipo de método debe ser utilizado para establecer el diagnóstico con la evaluación 3D, para facilitar el plan de tratamiento.⁸²⁻⁸⁵



4.2 TCCB EN LA VISUALIZACIÓN DEL ESPACIO DEL LIGAMENTO PERIODONTAL.

Una ruptura en la continuidad de la lámina dura y una zona radiolúcida en forma cuneiforme en la cara distal o mesial del ligamento periodontal son unos de los primeros signos de la enfermedad periodontal sin embargo, está claro que esto no se ocurre hasta en algún momento después de la pérdida de inserción de tejido blando. Por tanto solo una técnica sensible sería capaz de detectar los primeros cambios en el ligamento periodontal.^{89, 90}

Teniendo en cuenta las ventajas potenciales del uso de TCCB para la evaluación de las estructuras periodontales, muy pocos estudios la han utilizado para la visualización del espacio del ligamento periodontal. En términos de calidad de imagen, se encontró que los escáneres de TCCB son superiores a las TC, con especial referencia al espacio del ligamento periodontal.^{45, 92}

Ozmeric y col., crearon un espacio del ligamento periodontal fantasma en un modelo artificial para comparar la imagen entre TCCB y las radiografías convencionales. Ellos encontraron que la TCCB era inferior a las radiografías convencionales en términos de la claridad del espacio artificial ligamento periodontal. Sin embargo, se informó de puntos de vista contradictorios en un estudio in vitro encontró la TCCB es mejor que la radiografía convencional para visualizar el espacio del ligamento periodontal.^{93, 94.}



Un espacio fantasma imitando a el ligamento periodontal fue radiografiado usando TCCB y radiografías convencionales, este estudio encontró que la TCCB proporciona una mejor visualización del espacio simulando al ligamento periodontal ⁹⁴

4.3. TCCB EN LA VISUALIZACIÓN DE LA MUCOSA ALVEOLAR.

La TC es una herramienta precisa para evaluar las estructuras óseas, sin embargo también se puede aplicar para la evaluación de la mucosa oral debido a que se obtienen imágenes de mayor resolución comparadas con el Cone Beam por su alto contraste de resolución sobre los tejidos blandos. ³³

La TCCB es considerada como un método eficaz para visualizar y medición precisión las dimensiones de la mucosa masticatoria palatal en pacientes dentales.

El espesor de la mucosa oral es esencial en varias situaciones clínicas, por ejemplo en la mucosa masticatoria palatina como sitio de injerto para un tejido conectivo, para tratar una recesión gingival sobre dientes o implantes y lograr un resultado estético aceptable. ⁹⁵



Fig.36. medida de la mucosa alveolar utilizando una TCCB y una prótesis radiopaca. (Fuente directa)

Belser y col. y Sclar reportaron que la cantidad, calidad y posición de la mucosa queratinizada existente debe evaluarse de una cirugía para prevenir una recesión mecánica o quirúrgica si la mucosa es demasiado delgada. ^{95, 96,97.}

Las medidas del tejido blando utilizando TC fue desarrollada en medicina forense existen dos estudios que reportan el espesor de la mucosa masticatoria evaluadas por TC y TCCB, sin embargo el Cone Beam presento tener una precisión menor que la TC debido a que no distingue tejidos blandos por el bajo contraste en su resolución. ^{33, 97,98, 99.}



La mucosa alveolar posee propiedades visco elásticas y su deformación ocurre con la compresión de la misma, su desplazamiento depende de su espesor.

En un estudio realizado en el 2015 se evaluó el espesor de la mucosa masticatoria mediante una guía de resina fotopolimerizable colocada sobre la zona edentula en donde la mucosa masticatoria alveolar disminuye según la fuerza de mordida en un promedio de 0.3mm por lo que se midió el espesor con un TCCB en posición de descanso con ausencia de presión obteniendo que la mucosa en promedio midió 1.77 mm, en la zona anterior midió 2.21mm y en lingual 1.46mm, sin embargo son estudios limitados debido a que no se pueden establecer las propiedades físicas de la mucosa alveolar en cuanto a su dureza, el grado de resorción ósea la toma de medicamentos y las características morfológicas del proceso alveolar; por lo que el espesor en la mucosa no es uniforme en las zonas edentulas del reborde alveolar. ¹⁰⁰

Los senos maxilares son cavidades de aire que se comunican con la cavidad nasal por el ostium, están cubiertos por una membrana mucosa respiratoria fina, que se adhiere al periostio y mide normalmente 1mm de espesor.

La mucosa sana no se visualiza en una radiografía, sin embargo cuando se inflama tanto por infecciones o procesos alérgicos puede aumentar su grosor de 10-15 veces y es visible radiográficamente.



El engrosamiento de la mucosa superior a 3mm es considerado como un dato patológico, la imagen radiográfica de una mucosa engrosada en como un halo radiopaco paralelo a la pared ósea del seno. ¹⁰¹

Se estima que del 10 al 12 % de los casos de sinusitis maxilar tienen una etiología dental. Las causas más comunes de sinusitis odontogénica son abscesos dentales y enfermedad periodontal que perforan la membrana sinusal. Algunos estudios han demostrado la relación entre las lesiones periodontales y periapicales y el engrosamiento de la membrana ^{64, 102}

Las infecciones dentales ocurren particularmente en senos pneumatizados en donde la membrana es fácilmente penetrada por patógenos. El hueso maxilar poroso contribuye directamente a la difusión de los patógenos y sus productos al piso del seno. Las técnicas radiográficas convencionales no permiten una detección adecuada ni medidas del engrosamiento de la mucosa ^{66, 102, 103}

La tomografía computarizada se considera como el estándar de oro para el diagnóstico sinusal. ¹⁰⁴

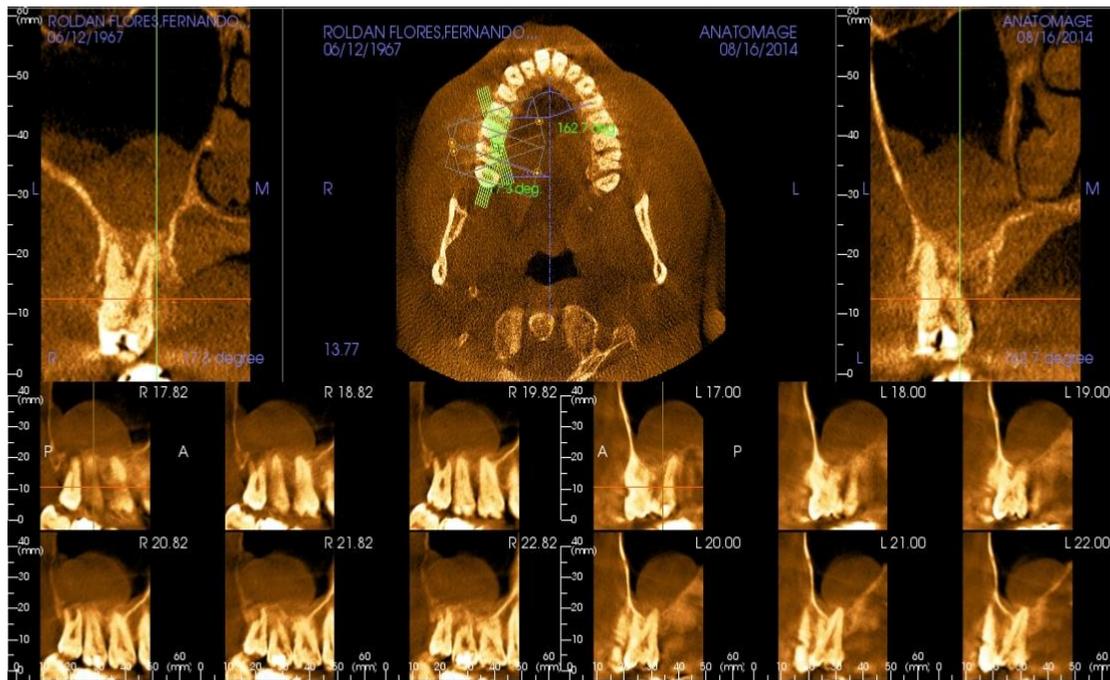


Fig.37. Imagen TCCB con engrosamiento de la mucosa sinusal, nótese el tamaño del pólipo sinusal. (Fuente directa)

4.4 APLICACIONES DE LA TCCB EN OTRAS ÁREAS RELACIONADAS CON PERIODONCIA

La TCCB presenta mayores ventajas sobre una TC tradicional incluyendo menor dosis de radiación. En un estudio realizado en 2014 considera la asociación entre el engrosamiento de la membrana, las bolsas periodontales y las lesiones pulpo-periapicales utilizando la TCCB, y reportaron que el 70% de los pacientes evaluados presentaban periodontitis moderada con una mayor prevalencia del engrosamiento de la mucosa sinusal, por lo cual hay una relación directa entre la pérdida ósea periodontal y el engrosamiento de la mucosa del seno maxilar, aunado a la edad. ^{64, 65,66.}

Varios estudios indican que la TCCB ofrece una excelente imagen de la morfología de la mandíbula y una localización exacta del canal mandibular ¹⁰⁵

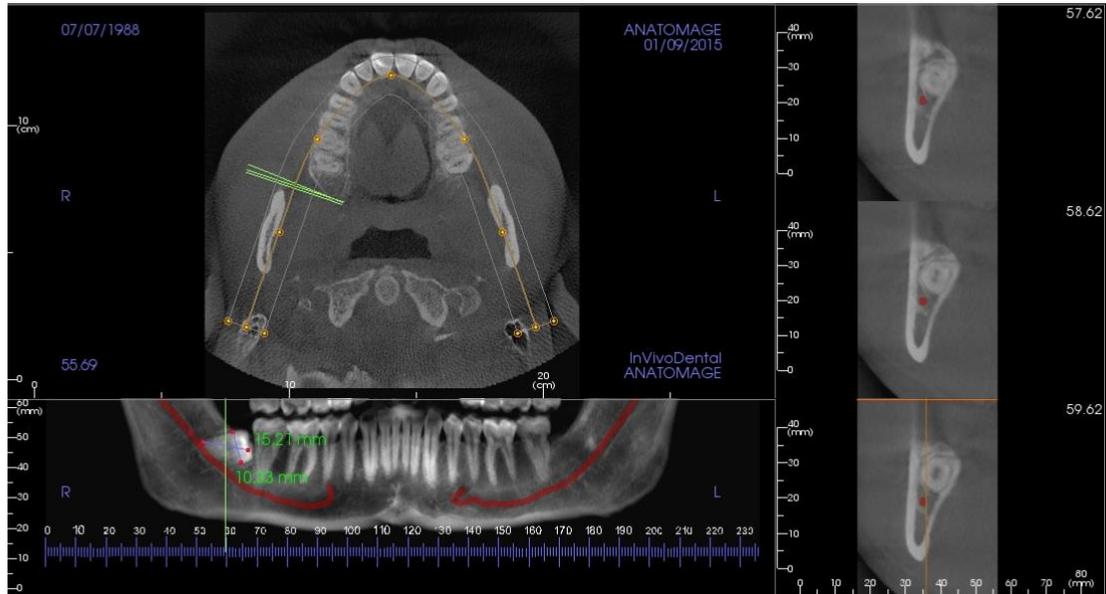


Fig. 38. Imagen TCCB del mapeo del canal mandibular. (Fuente directa)

Pawelzik y col concluyeron también que las imágenes transversales de la TCCB proveen una percepción claramente significativa del canal mandibular que es posible evaluar en relación con 90% de las estructuras anatómicas adyacentes debido a que se pueden identificar el 100% de las imágenes. ¹⁰⁷

Nakagawa y col. concluyeron que la TCCB muestra la posición del canal mandibular más evidentemente que cuando se compara con las radiografías convencionales para la planeación prequirúrgica de terceros molares impactados ¹⁰⁶

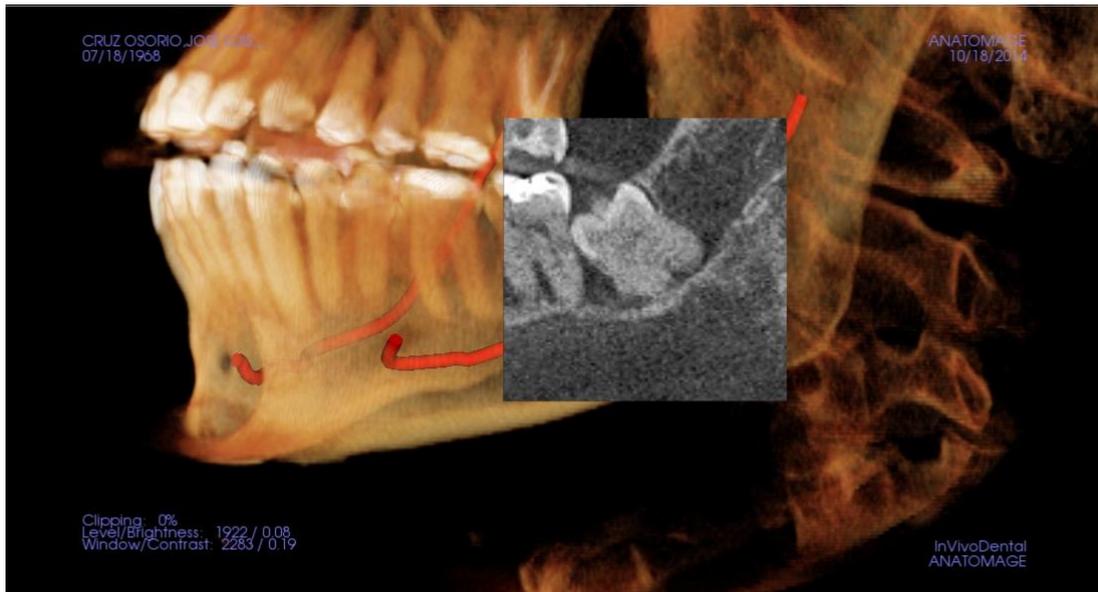


Fig.39. Imagen TCCB de un tercer molar impactado. (Fuente directa)

Se han empleado estudios 3D para analizar la efectividad de procedimientos quirúrgicos que tienen la finalidad de preservar alveolos y rebordes alveolares, y así determinar si realmente se evita el colapso post-extracción.¹⁰⁸

La TCCB es utilizada en el diagnóstico de la patología periapical. La literatura muestra que las imágenes tomadas con TCCB son superiores para la detección de la periodontitis apical que las radiografías convencionales¹⁰⁹⁻¹¹¹.

La Periodontitis apical es una de las enfermedades más comunes de endodoncia, es considerada como la indicación principal para el tratamiento del conducto y la secuela de un tratamiento inadecuado ¹¹².

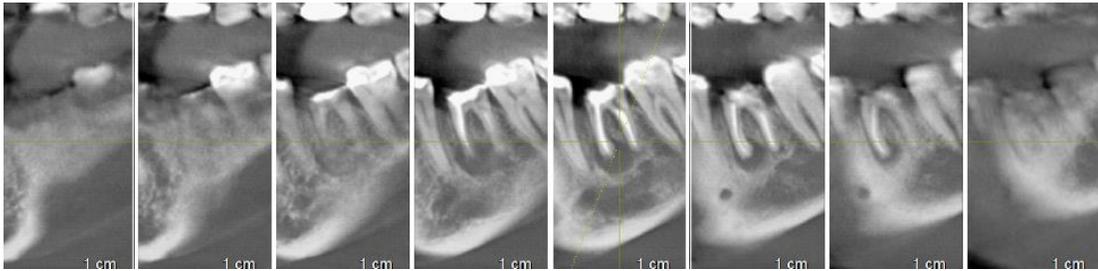


Fig.40. Imagen TCCB de patología periapical. (Fuente directa)

La TCCB ha encontrado aplicación incluso en estudios epidemiológicos. Un estudio reciente utiliza imágenes de TCCB a partir de una base de datos para determinar la prevalencia de periodontitis apical.

Dutta y col. ¹¹³ investigaron la prevalencia de periodontitis perirradiculares utilizando escáneres de TCCB en un estudio de epidemiología transversal retrospectivo en una subpoblación de Escocia.

La TCCB es una técnica radiológica que ha tenido más éxito en la detección de cambios perirradiculares que la radiografía convencional. ¹¹⁴

En un informe reciente de un caso, la TCCB se utilizó en el diagnóstico de una ranura palatogingival ¹¹⁵.

Otro estudio reciente evaluó la resorción ósea de los sitios de extracción de un grupo de pacientes en tratamiento de ortodoncia utilizando la TCCB para evaluar la pérdida periodontal y el hueso de soporte después de la extracción

del diente, la TCCB se prefiere debido a su mayor precisión en la detección de cambios en el hueso.¹¹⁶



Fig.41. imagen TCCB con dehiscencias y fenestraciones. (Fuente directa)



CONCLUSIONES.

A medida que la dosis de radiación de la TCCB es sustancialmente mayor que la de otras técnicas de imagen dental de rutina, los criterios adecuados de selección de pacientes deben adoptarse. Además, la influencia de las condiciones técnicas sobre la calidad de la imagen es relativamente mayor para la TCCB.

La TCCB tiene el potencial para recopilar información de diagnóstico y valoración precisa sobre la condición del hueso periodontal. Defectos óseos, cráteres, y compromisos de furcación parecen estar representado mejor en la TCCB, mientras que la calidad del hueso y el espacio del ligamento periodontal obtuvieron mejores resultados en la radiografía convencional. CBCT no ofrece ventaja significativa sobre la radiografía convencional para evaluar los niveles óseos periodontales.

La decisión de la utilización de TCCB en el campo de la periodoncia debe tomarse después de una cuidadosa consideración de sus ventajas, limitaciones y riesgos.

La TCCB tiene diferentes protocolos de adquisición de imagen, los cuales dependen del equipo, la posible selección en el número de proyecciones, el campo de visión, el tamaño del voxel en donde estas combinaciones determinan un tiempo de escaneo mayor o menor (adquisición de la imagen) y una menor o mayor exposición a la radiación.



La selección en la calidad de la imagen debe estar directamente relacionada al propósito del examen. Cada caso debe estar evaluado individual y cuidadosamente.

La selección en un protocolo de imagen debe tomarse en cuenta de acuerdo a las necesidades del diagnóstico, el riesgo potencial y los beneficios obtenidos. Por lo tanto es esencial encontrar un compromiso entre el protocolo de imagen que ofrezca una mejor calidad de imagen y la menor dosis de radiación posible.

Un tamaño de voxel de 0.3 mm resulta en una buena relación entre la calidad de imagen adecuada y dosis bajas de radiación que se utiliza en el examen.

Las radiografías periapicales y panorámicas comparadas con la TCCB para medir defectos periodontales como fenestraciones, dehiscencias, defectos de furca y defectos bucolinguales están limitadas debido a su mala calidad en la imagen por las variaciones en el contraste, brillo, distorsión, sobreposicionamiento, densidad ósea y enfoque que son superadas por la TCCB. Sin embargo las radiografías 2D se utilizan para lesiones interproximales pero la TCCB evalúa la precisión geométrica de un defecto.



BIBLIOGRAFÍA

1. Iannucci, J. (2013). Radiografía dental: principios y técnicas. Caracas Venezuela: México, DF: Amolca, p.466.
2. M. K. Jeffcoat, I. C. Wang, and M. S. Reddy, "Radiographic diagnosis in periodontics," *Periodontology 2000*, vol. 7, pp. 54–68, 1995.
3. Tyndall AA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89:630-7.
4. Ramadán AB, Mitchell DF. A roentgenographic study of experimental bone destruction, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1962; 15:934-943.
5. Ress T. Biggs NL; Collins CK. Radiographic interpretation of periodontal osseous defects. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1971; 2:141-153.
6. Eickholz P, Hausmann E. Accuracy of radiographic assessment of interproximal bone loss in intrabony defects using linear measurements. *Eur J Oral Sci* 2000; 108:70-73.
7. Hirschmann PN. Radiographic interpretation of chronic periodontitid. *Int Dent J* 1987; 37:3-9
8. B. L. Pihlstrom, B. S. Michalowicz, and N. W. Johnson, "Periodontal diseases," *The Lancet*, vol. 366, no. 9499, pp. 1809–1820, 2005.
9. G. C. Armitage, "The complete periodontal examination," *Periodontology 2000*, vol. 34, pp. 22–33, 2004.
10. Shao MY, Huang P, Cheng R, Hu T. Interleukin-6 polymorphisms modify the risk of periodontitis: A systematic review and meta-analysis. *J Zhejiang Univ Sci B.* 2009; 10:920–7.
11. Rojo Botello, N., Flores Espinosa, A., Arcos Castro M.(2011). Prevalencia, severidad y extensión de la periodontitis crónica. *Revista Odontológica Mexicana*, 15 (1), pp 31-39.



12. 1999 International Workshop for a Classification of Periodontal Diseases and Conditions. Papers. Oak Brook, Illinois, October 30-November 2, 1999. *Ann Periodontol* 1999; 4:i, 1-112
13. Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs. cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 130(3): 410-6.
14. Mah J, Hatcher D. Diagnóstico por imagen craneofacial en ortodoncia. Capítulo 2. En: Grabber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL, eds. *Orthodontics: current principles and techniques*. St. Louis. Elsevier; 2005. p 71-100.
15. Keeve E, Kusch J, Ritter L. fundamentals of cone-beam volumetric imaging technology. In *Cone-Beam volumetric imaging in dental, oral and maxillofacial medicine*. Quintessence Books; 2008.
16. Lane C, Harrell W Jr. Completing the 3-dimensional picture. *Am J Orthod dentofacial Orthop*. 2008; 133: 612-20.
17. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*. 1998; 8(9): 1558-64.
18. Miles A. *Color atlas of cone-beam volumetric imaging for dental applications*. Quintessence publishing Co, Inc; 2008.
19. Cattaneo PM, Melsen B. The use of cone-beam computed tomography in an orthodontic department: between research and daily clinic. *World J Orthod*. 2008;9(3):269-82.
20. Zamora, N., Paredes, V., Cibrán, R. and Gandía, J. (2011). Funcionamiento de la TC médica y de la TC de haz cónico en odontología. ¿Qué debemos saber?. *Rev. Esp. Ortod.*, 41(1), pp.31-7.
21. Baba R, Konno Y, Ueda K, Ijckeda S. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph*. 2002;26(3):153-8.



22. R. A. Danforth, I. Dus, and J. Mah, "3-D volume imaging for dentistry: a new dimension," *Journal of the California Dental Association*, vol. 31, no. 11, pp. 817–823, 2003.
23. J. B. Ludlow, L. E. Davies-Ludlow, and S. L. Brooks, "Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: newtom cone beam CT and orthophos plus DS panoramic unit," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 32, no. 4, pp. 229–234, 2003.
24. http://www.scielo.cl/scielo.php?pid=S0717-93082013000100003&script=sci_arttext&lng=pt. Consultado el 18 de septiembre 2015 a las 20:21 horas.
25. Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.2005; 127(5):627-37.
26. Damstra J, Fourie Z, Huddleson Slater JJ, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am j Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:16. E1-16.e6.
27. Waltrick, K., de Abreu Junior, M., Correa, M., Zastrow, M. and D'Avila Dutra, V. (2013). Accuracy of Linear Measurements and Visibility of the Mandibular Canal of Cone-Beam Computed Tomography Images With Different Voxel Sizes: An In Vitro Study. *Journal of Periodontology*, 84(1), pp.68-77.
28. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *J Endod* 2009; 35: 233-235.
29. Mengel R, Kruse B, Flores de Jacoby L. Digital volumen tomography in the diagnosis of peri-implant defects: An in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006; 77:1234-1241.



30. Arana-Fdez. De Moya, E., Buitrago Vera, P., Benet-Iranzo, F. and Tobarra-Pérez, E. (2006). Tomografía computarizada: introducción a las aplicaciones dentales. RCOE, 11(3°), pp.311-322.
31. Rodríguez Tizcareño, M. (2013). Principios de la planificación digital en implantología oral. Dental Tribune Hispanic & Latin America, 12(1), pp.22-25.
32. Scribano E, Ascenti G, Mazziotti S, Blandino A, Racchiusa S, Gualniera P. Computed tomography in dental implantology: médico-legal implications. Radiol Med (Torino); 2003; 105:92-9.
33. Loubele M, guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. Int J Oral maxillofac implants 2007;22: 446-454
34. Kobayashi K, Shimoda S, Nakawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19:228-231.
35. Schulze D, Heiland M, thurmann H, Adam G. radiation exposure during midfacial imaging using 4 and 16 slice computed tomography, cone beam computed tomography and conventional radiography. Dentomaxillofac Rdiol 2004; 33:83-86.
36. Misch KA, yi Es, Sarmant DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontla defect measurements. J Periodontol 2006; 77:1261-1266.
37. Y. Nakagawa, H. Ishii, Y. Nomura et al., "Third molar position: reliability of panoramic radiography," Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 65, no. 7, pp. 1303–1308, 2007.
38. D.-G. Liu, W.-L. Zhang, Z.-Y. Zhang, Y.-T. Wu, and X.-C. Ma, "Localization of impacted maxillary canines and observation of adjacent incisor resorption with cone-beam computed



- tomography,” *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, vol. 105, no. 1, pp. 91–98, 2008.
39. M. Martorelli, P. Ausiello, and R. Morrone, “A new method to assess the accuracy of a cone beam computed tomography scanner by using of a non-contact reverse engineering technique,” *Journal of Dentistry*, 2014.
40. S. D. Ganz, “Conventional CT and cone beam CT for improved dental diagnostics and implant planning,” *Dental Implantology Update*, vol. 16, no. 12, pp. 89–95, 2005.
41. M. E. Guerrero, R. Jacobs, M. Loubele, F. Schutyser, P. Suetens, and D. van Steenberghe, “State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement,” *Clinical Oral Investigations*, vol. 10, no. 1, pp. 1–7, 2006.
42. J. Fleiner, C. Hannig, D. Schulze, A. Stricker, and R. Jacobs, “Digital method for quantification of circumferential periodontal bone level using cone beam CT,” *Clinical Oral Investigations*, vol. 17, no. 2, pp. 389–396, 2013.
43. K. de Faria Vasconcelos, K. M. Evangelista, C. D. Rodrigues, C. Estrela, T. O. De Sousa, and M. A. G. Silva, “Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 41, no. 1, pp. 64–69, 2012.
44. K. Nakajima, T. Yamaguchi, and K. Maki, “Surgical orthodontic treatment for a patient with advanced periodontal disease: evaluation with electromyography and 3-dimensional cone-beam computed tomography,” *The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 136, no. 3, pp. 450–459, 2009.



- 45.A. Dutta, F. Smith-Jack, and W. P. Saunders, "Prevalence of periradicular periodontitis in a Scottish subpopulation found on CBCT images," *International Endodontic Journal*, 2013.
- 46.W. de vos, J. Casselman, and G. R. J. Swennen, "Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature," *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 38, no. 6, pp. 609–625, 2009.
47. Farman AG, Scarfe WC, Development of imagin selection criteria and procedures should precede cephalometric assessmente with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 130(2):257-65.
48. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofaial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6 (Suppl.1): 31-36.
49. Ganz SD. Defining New Paradigms for Assessment of Implant Receptor Sites. The Use of CT/CBCT and Interactive Virtual Treatment Planning for Congenitally Missing Lateral Incisors. *Compend Contin Educ Dent*. 2008; 29(5):256-67.
50. Klein M, Abrams M. Computer-guided surgery utilizing a computer-milled surgical template. *PractProcedAesthet Dent*. 2001; 13(2):165-9.
51. Peñarrocha M, Boronat A, Carrillo C, Albalat S. Computer-guided implant placement in a patient with severe atrophy. *J Oral Implantol*. 2008; 34(4):203-7.
52. Mischikowski RA, Pulsfort R, Ritter L, et I. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxilofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Rdiol Endod*. 2007, 104(4): 551-9.
53. Chau AC, Fung K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomografphy, computed tomography, and cone-beam computed. *Oral Surg Oral med Oral Pathol oral Radiol Endod* 2009; 33:83-86.



54. Lodlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT device and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106-114.
55. Scarfe WC, Farman A, Sukovic P. Clinical applications of Cone – Beam Computed Tomography in dental practice. *J Can dent Assoc*, 2006; 72:75-80.
56. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers MI, Scheetz JP, Silveria AM, Farman Ag. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod dentofacial Orthop*.2007; 132(4):550-60
57. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. in vivo comparison of conventional and cone-beam computed tomography synthesized cephalograms. *Angle Orthod*. 2008; 78(5):873-9.
58. P. Eickholz and E. Hausmann, “Accuracy of radiographic assessment of interproximal bone loss in intrabony defects using linear measurements,”*European Journal of Oral Sciences*, vol. 108, no. 1, pp. 70–73, 2000.
59. U. Brägger, “Radiographic parameters: biological significance and clinical use,”*Periodontology* 2000, vol. 39, pp. 73–90, 2005.
60. K. A. Misch, E. S. Yi, and D. P. Sarment, “Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements,” *Journal of Periodontology*, vol. 77, no. 7, pp. 1261–1266, 2006.
61. X. Braun, L. Ritter, P.-M. Jervøe-Storm, and M. Frentzen, “Diagnostic accuracy of CBCT for periodontal lesions,” *Clinical Oral Investigations*, 2013.
62. Fuhrmann RA, Bucker A, Diedrich PR. Assessment of alveolar bone loss with high resolution computed tomography. *J Peridontal res* 1995, 30:258-263.



- 63.A. Mol and A. Balasundaram, "In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 37, no. 6, pp. 319–324, 2008.
64. Phothikhun S, Suphanantachat S, Chuenchompoonut V, Nisapakultorn K. Cone-beam computed tomographic evidence of the association between periodontal bone loss and mucosal thickening of the maxillary sinus. *J Periodontol* 2012, 83:557-64.
65. Vallo J, Suominen-Taipale L, Huumonen S, Soikkonen K, Norblad A. Prevalence of mucosal abnormalities of the maxillary sinus and their relationship to dental disease in panoramic radiography: Results from the health 2000 health examination survey. *Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109: E80-7.
66. Iwabuchi Y, Hnamure Y, Ueno K, Fukuda K, Futura S. Clinical significance of asymptomatic sinus abnormalities on magnetic resonance imaging. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1997; 123:602.
67. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: An in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37:252-260.
68. Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dent Clin North Am* 2000; 44: 371-394.
69. Gomes-filho IS, Sarmiento VA, de Castro MS, et al. Radiographic features of periodontal bone defects: Evaluation of digitized images. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 256-262.
70. U. Lekholm and G. A. Zarb, "Patient selection and preparation," in *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*, P. I. Brånemark, G. A. Zarb, and T. Albrektsson, Eds., pp. 199–209, Quintessence, Chicago, Ill, USA, 1985.



71. M. R. Norton and C. Gamble, "Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 12, no. 1, pp. 79–84, 2001.
72. C. E. Misch, "Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading," *International Journal of Oral Implantology*, vol. 6, no. 2, pp. 23–31, 1990.
73. R. A. Fuhrmann, A. Bucker, and P. R. Diedrich, "Assessment of alveolar bone loss with high resolution computed tomography," *Journal of Periodontal Research*, vol. 30, no. 4, pp. 258–263, 1995.
74. R. Mengel, M. Candir, K. Shiratori, and L. Flores-de-Jacoby, "Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles," *Journal of Periodontology*, vol. 76, no. 5, pp. 665–673, 2005.
75. M. Noujeim, T. J. Prihoda, R. Langlais, and P. Nummikoski, "Evaluation of high-resolution cone beam computed tomography in the detection of simulated interradicular bone lesions," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 38, no. 3, pp. 156–162, 2009.
76. B. Vandenberghe, R. Jacobs, and J. Yang, "Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 37, no. 5, pp. 252–260, 2008.
77. A. Stavropoulos and A. Wenzel, "Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws," *Clinical Oral Investigations*, vol. 11, no. 1, pp. 101–106, 2007.
78. D. A. Tyndall and S. Rathore, "Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic



- applications,”*Dental Clinics of North America*, vol. 52, no. 4, pp. 825–841, 2008.
79. A. Pistorius, C. Patrosio, B. Willershausen, P. Mildemberger, and G. Rippin, “Periodontal probing in comparison to diagnosis by CT-Scan,”*International Dental Journal*, vol. 51, no. 5, pp. 339–347, 2001.
80. H. M. Pinsky, S. Dyda, R. W. Pinsky, K. A. Misch, and D. Sarment, “Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT,”*Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 35, no. 6, pp. 410–416, 2006.
81. C. C. Leung, L. Palomo, R. Griffith, and M. G. Hans, “Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations,”*The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 137, supplement 4, pp. S109–S119, 2010.
82. Deas DE, Moritz AJ, Mealey BL, McDonnell HT, Powell CA. Clinical rability of the “furcation arrow” as a diagnostic marker. *J Peridontol* 2006; 77:1436-1441.
83. Akesson L, Hakansson J, Rohlin M. Comparison of panoramic and intraoral radiography and pocket probing for the measurement of the marginal bone level *Clin Periodontol* 1992; 19: 326-332.
84. Ross IF, Thompson RH Jr, Furcation involvement in maxillary and mandibular molars. *J Periodontol* 1980; 51:450-454.
85. Walter C, Weiger R, Zitzmann UN. Accuracy of three dimensional imaging is assessing maxillary molar furcation involvement. *J Clin periodontol* 2010; 37 436-441.
86. L. Schropp, A. Wenzel, L. Kostopoulos, and T. Karring, “Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study,”*International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, vol. 23, no. 4, pp. 313–323, 2003.



87. R. E. Persson, L. G. Hollender, and G. R. Persson, "Assessment of alveolar bone levels from intraoral radiographs in subjects between ages 15 and 94 years seeking dental care," *Journal of Clinical Periodontology*, vol. 25, no. 8, pp. 647–654, 1998.
88. B. Vandenberghe, R. Jacobs, and J. Yang, "Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, vol. 104, no. 3, pp. 395–401, 2007.
89. F. Carranza, "Radiographic and other aids in the diagnosis of periodontal disease," in *Carranza's Clinical Periodontology*, M. G. Newman, H. H. Takei, P. R. Klokkevold, and F. A. Carranza, Eds., pp. 364–365, Saunders, Philadelphia, Pa, USA, 8th edition, 1996.
90. P. N. Hirschmann, "Radiographic interpretation of chronic periodontitis," *International Dental Journal*, vol. 37, no. 1, pp. 3–9, 1987.
91. T. Tammissalo, T. Luostarinen, K. Vähätalo, and M. Neva, "Detailed tomography of periapical and periodontal lesions. Diagnostic accuracy compared with periapical radiography," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 25, no. 2, pp. 89–96, 1996
92. K. Ito, N. Yoshinuma, E. Goke, Y. Arai, and K. Shinoda, "Clinical application of a new compact computed tomography system for evaluating the outcome of regenerative therapy: a case report," *Journal of Periodontology*, vol. 72, no. 5, pp. 696–702, 2001.
93. N. Özmeric, I. Kostiuotchenko, G. Hägler, M. Frentzen, and P.-M. Jervøe-Storm, "Cone-beam computed tomography in assessment of periodontal ligament space: in vitro study on artificial tooth model," *Clinical Oral Investigations*, vol. 12, no. 3, pp. 233–239, 2008.
94. P.-M. Jervøe-Storm, M. Hagner, J. Neugebauer et al., "Comparison of cone-beam computerized tomography and intraoral radiographs for



- determination of the periodontal ligament in a variable phantom,”*Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, vol. 109, no. 2, pp. e95–e101, 2010
95. Belser UC, Buser D, Hess D, Schmid B, Bernard JP, Lang NP. Aesthetic implant restorations in partially edentulous patients, A critical appraisal. *Periodontol* 2008; 17:132-150.
96. Sanavi F, Weisgold AS, Rose LF. Biologic width and its relation to periodontal biotypes. *J Esthet Dent* 1998; 10:157-163.
97. Sclar AG. Guidelines for flapless surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 65 (Suppl.7): 20-32.
98. Arai Y, Tamminen E. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28:245-248.
99. Song JE, Um YJ, et al. Thickness of posterior palatal masticatory mucosa: the use of computerized tomography. *J Periodontol* 2008; 79: 406-412.
100. Yin, J., Dong, J., Zhang, F., Wu, G. and Zhang, W. (2015). Measurement of Mucosal Thickness in Denture-bearing Area of Edentulous Mandible. *Chinese Medical Journal*, 128(3), p.342.
101. White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology*. 6th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2009, p. 506-12.
102. Nenzén B, Welander U. The effect of conservative root canal therapy on local mucosal hyperplasia in the maxillary sinus. *Odontol revy* 1967; 18:295-302
103. Soikkonen K, Ainamo A. radiographic maxillary sinus findings in the elderly. *Oral Surg Oral med Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80: 487-91.



104. Mafee MF, Tran BH, Chapa AR. Imaging of rhinosinusitis and its complications: Plain film, CT, and MRI. *Clin Rev Allergy Immunol* 2006; 30: 165-86.
105. Ito K, Gomi Y, Sato S, Arai Y, Shinoda K, Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible A case report. *Clin Oral implants Res* 2001; 12:539-542.
106. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, et al. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery, *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31:322-326.
107. Pawelzik J. comparison of conventional panoramic radiographs with parison of conventional panoramic radiographs with volumetric computed tomography images in the preoperative assessment of impacted mandibular third molars. *J Oral mazillofac Surg* 2002; 60:979-984.
108. Shakibaie M B, Socket and ridge preservation from the three-dimensional perspective- A clinical study-. 2009; 4:369-77.
109. S. Lofthag-Hansen, S. Huuonen, K. Gröndahl, and H.-G. Gröndahl, "Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, vol. 103, no. 1, pp. 114–119, 2007
110. C. Estrela, M. R. Bueno, C. R. Leles, B. Azevedo, and J. R. Azevedo, "Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis," *Journal of Endodontics*, vol. 34, no. 3, pp. 273–279, 2008
111. R. Ordinola-Zapata, C. M. Bramante, M. H. Duarte et al., "The influence of cone-beam computed tomography and periapical



radiographic evaluation on the assessment of periapical bone destruction in dog's teeth," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, vol. 112, no. 2, pp. 272–279, 2011.

112. M. A. Al-Omari, A. Hazaa, and F. Haddad, "Frequency and distribution of root filled teeth and apical periodontitis in a Jordanian subpopulation," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, vol. 111, no. 1, pp. e59–e65, 2011.
113. A. Dutta, F. Smith-Jack, and W. P. Saunders, "Prevalence of periradicular periodontitis in a Scottish subpopulation found on CBCT images," *International Endodontic Journal*, 2013.
114. S. Patel, R. Wilson, A. Dawood, and F. Mannocci, "The detection of periapical pathosis using periapical radiography and cone beam computed tomography—part 1: pre-operative status," *International Endodontic Journal*, vol. 45, no. 8, pp. 702–710, 2012.
115. A. Rajput, S. Talwar, S. Chaudhary, and A. Khetarpal, "Successful management of pulpo-periodontal lesion in maxillary lateral incisor with palatogingival groove using CBCT scan," *Indian Journal of Dental Research*, vol. 23, no. 3, pp. 415–418, 2012.
116. L. Lombardo, R. Bragazzi, C. Perissinotto, D. Mirabella, and G. Siciliani, "Cone-beam computed tomography evaluation of periodontal and bone support loss in extraction cases," *Progress in Orthodontics*, vol. 14, no. 1, p. 29, 2013.
117. D. A. Tyndall, J. B. Price, S. Tetradis, et al., "Position statement of the American academy of oral and maxillofacial radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography," *Oral Surgery, Oral*



Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, vol. 113, no. 6, pp. 817–8126, 2012.

118. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, et al.. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaillofacial applications. *Eur J. radiol* 2009; 71:461-468.