



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN EL DIAGNÓSTICO Y
PLANIFICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

ANALY GONZÁLEZ GONZÁLEZ

TUTOR: MTRO. RICARDO ALBERTO MÚZQUIZ Y LIMÓN

ASESOR: C.D. MARINO CRISPÍN AQUINO IGNACIO

MÉXICO, D. F.

2008



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Quiero comenzar estas líneas dándole las gracias a Dios por haberme dado la oportunidad de llegar a esta etapa de mi vida, por todo el valor y la fortaleza que puso en mí para salir adelante con mis estudios.

A mis padres Raúl y Mercedes, quiero decirles que no existe una sola palabra para demostrarles todo mi agradecimiento, esto también es un logro suyo, porque sé que tampoco fue fácil para ustedes. A pesar de la distancia, se que siempre conté con su apoyo....Papá, gracias por tus palabras que me hacían regresar al camino cuando me desviaba.....Mama, gracias por todo tu amor y tu comprensión...

A mis hermanos, Raúl y Rigoberto, por el cariño gracias...

También quiero darle mi más sincero agradecimiento a Juan Pablo y su familia, quienes me brindaron todo su apoyo durante la mayor parte de mi preparación profesional...mil gracias.

A mis amigos, Yazmín...gracias por las palabras de aliento que me brindaste cuando más las necesitaba; Marisol, por el apoyo mutuo que logramos a partir del último año de la carrera...Lizbeth y Alejandro también, muchas gracias.

No puedo dejar de mencionar al radiólogo Pérez Tinoco y al diseñador Salvador Gómez Crespo, porque sin su ayuda este proyecto no habría sido posible...gracias por todo.

A mi director el Mtro. Ricardo A. Múzquiz gracias por su tiempo, su experiencia y su dedicación en este trabajo...

GRACIAS.....

ÍNDICE

| | |
|--|----|
| INTRODUCCIÓN | 5 |
| OBJETIVOS | 7 |
| I. GENERALIDADES | 8 |
| 1.1 Definición de Tomografía | 9 |
| 1.2 Tipos de Tomografía | 9 |
| II. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (CT) | 12 |
| 2.1 Perspectiva Histórica | 12 |
| 2.2 Principios de la CT | 14 |
| 2.3 Tipos de tomógrafos (evolución) | 16 |
| 2.3.1 Primera generación | 16 |
| 2.3.2 Segunda generación | 17 |
| 2.3.3 Tercera generación | 18 |
| 2.3.4 Cuarta generación | 19 |
| 2.3.5 CT espiral/helicoidal | 19 |
| 2.3.6 CT espiral multicorte | 21 |
| 2.4 Componentes del sistema | 21 |
| 2.4.1 Gantry | 21 |
| 2.4.2 Camilla de soporte | 23 |
| 2.4.3 Computadora | 23 |
| 2.4.4 Consola de operaciones | 25 |
| 2.5 Indicaciones y contraindicaciones | 26 |
| 2.6 Ventajas y desventajas | 26 |

| | |
|---|----|
| III. RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES | 27 |
| 3.1 Técnicas de reconstrucción de imagen | 27 |
| 3.1.1 Reformateo multiplanar | 28 |
| 3.1.2 Presentación de superficies sombreadas | 29 |
| 3.1.3 Presentación volumétrica | 30 |
| 3.1.4 Proyección de intensidad máxima | 32 |
| 3.2 Software´s de reconstrucción | 33 |
| | |
| IV. PLANIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES | 34 |
| 4.1 Aplicaciones del software utilizando los datos de CT | 34 |
| 4.2 Obtención de modelos reales 3D | 36 |
| 4.3 Guías quirúrgicas | 38 |
| | |
| V. CONCLUSIONES | 41 |
| | |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 42 |

INTRODUCCIÓN

El uso de implantes para la rehabilitación bucal de los pacientes representa hoy en día uno de los más modernos avances tecnológicos disponibles en Odontología. Los implantes son efectivos y apropiados para el reemplazo de una pieza dentaria, así como también para la rehabilitación de arcadas edéntulas. En la literatura se han reportado éxitos a largo plazo cerca del 95% de los casos o más. Este éxito, ha sido atribuido, en parte, al sofisticado incremento de técnicas de obtención de imágenes que han sido aplicadas al tratamiento de implantes dentales.^{1,2}

Para cada caso protésico se requiere el estudio analítico de la situación bucal del paciente y de sus expectativas, debido a que el éxito clínico a largo plazo está basado en la obtención de un diagnóstico cuidadoso y la elaboración de un buen plan de tratamiento.³

Muchas modalidades para la obtención de imágenes han sido reportadas como útiles para la planificación de implantes dentales, incluyendo radiografías intraorales convencionales, radiografías extraorales y tomografías convencionales o computarizadas.^{1,4,5}

Solo una valoración radiográfica exhaustiva puede proporcionar la información necesaria para seleccionar los sitios óptimos, el número y el tamaño de los implantes a colocar. La selección de un estudio de imagen es una decisión importante, y se debe basar en la calidad de la imagen requerida, más que en los involucrados factores de costo y radiación.^{2,6}

La tomografía computarizada (CT) es una herramienta de diagnóstico dominante en la planificación de un tratamiento con implantes dentales, debido a que ha demostrado ser una de las técnicas más precisas.⁷

Utilizar programas de computación, asociados a exploraciones radiográficas, ha permitido la obtención de una información vital gracias a su disposición multiplanar, al manejo de las imágenes tomográficas a voluntad y manipular el plan de tratamiento en forma virtual a conveniencia.

Los beneficios asociados con el plan de tratamiento de implantes dentales guiados por computadora son: el incremento de precisión en la cirugía, predictibilidad del caso, disminución de efectos negativos, control de riesgos, disminución del daño en tejidos, acortar el tiempo de trabajo y brindar tratamientos de muy alta calidad. ⁸

OBJETIVO GENERAL

Dar a conocer la importancia que representa el uso de la CT como elemento auxiliar para la obtención de un buen diagnóstico y la elaboración de un plan de tratamiento adecuado para la colocación de implantes dentales.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ◆ Obtener imágenes de los huesos maxilares de muy alta calidad.
- ◆ Localizar y visualizar la región de interés para la colocación de implantes dentales en todas sus dimensiones.
- ◆ Observar estructuras anatómicas vitales, que se encuentran íntimamente relacionadas con la colocación de implantes.
- ◆ Obtener imágenes tridimensionales de los maxilares.
- ◆ Obtener medidas exactas y precisas de los rebordes alveolares residuales.
- ◆ Evaluar la calidad del tejido óseo de la zona elegida para la colocación de implantes dentales.

I. GENERALIDADES

En todo tratamiento odontológico se desarrollan tres etapas que son: diagnóstico, objetivo terapéutico y terapia. (Figura 1)



Fig. 1

El diagnóstico se constituye en la etapa más importante y debe ser muy cuidadosa su interpretación, ocupando la mayor parte de nuestra atención, éste se divide a su vez en cuatro fases bien definidas: ⁹

1. Historia clínica
2. Examen clínico
3. Modelos de estudio
4. Estudios de imagen

Los estudios de imagen se han convertido en un componente esencial de la fase preoperatoria en pacientes candidatos para implantes dentales. Y es importante saber que existe una variedad de técnicas para su obtención, desde las más convencionales hasta las más sofisticadas, disponibles actualmente.

Según Frederiksen (1995) la modalidad de la imagen ideal debe: ¹⁰

- ◆ Proporcionar imágenes transversales de los arcos dentales, permitiendo la visualización del proceso alveolar del futuro sitio receptor del implante y su relación con las estructuras anatómicas adyacentes.

- ◆ Permitir la realización de mediciones con exactitud.
- ◆ Facilitar una evaluación de la calidad ósea.
- ◆ Ser accesible económicamente para el paciente.
- ◆ Proporcionar un mínimo factor de exposición a radiación.

Entre todas las técnicas disponibles, actualmente ninguna puede ser considerada como la modalidad de imagen ideal. Por eso, es necesario hacer una combinación de diferentes técnicas radiográficas existentes según la complejidad y la peculiaridad de cada caso, a fin de que se consigan los mejores resultados.⁹

1.1 Definición de Tomografía

El diccionario de la Real Academia Española (2001), admite el término TAC (acrónimo de tomografía axial computarizada): Tomografía proviene del griego *tomos* que significa “corte o sección” y *grafía* que significa “escritura, imagen, dibujo”. Por lo tanto, Tomografía es la obtención de imágenes de cortes o secciones de un objeto.

La palabra axial significa "relativo al eje". Plano axial es aquel que es perpendicular al eje longitudinal de un cuerpo. La tomografía axial, aplicada al estudio del cuerpo humano, obtiene cortes transversales a lo largo de una región concreta del cuerpo (o de todo él).

1.2 Tipos de tomografía

De acuerdo al equipo que utilizan, existen la *tomografía convencional* y la *tomografía computarizada*.

La tomografía convencional utiliza una película radiográfica, y también es llamada “*radiografía del cuerpo en secciones*”. Es una

técnica que permite visualizar con mayor claridad los objetos situados en un plano de interés. Esto se consigue difuminando las imágenes de las estructuras localizadas superficiales y profundas respecto al plano de interés a través de un proceso de “indefinición” por movimiento. Sin embargo desde la introducción de la tomografía computarizada, la tomografía con películas se utiliza cada vez menos. Actualmente esta técnica se aplica a zonas anatómicas de contraste alto, como la ATM y los diagnósticos sobre implantes dentales.^{17, 18}

El principio básico de la tomografía convencional consiste en un movimiento sincronizado de un tubo de rayos Roentgen y una película radiográfica en direcciones opuestas alrededor de un punto fijo o fulcro, dado que éstos están conectados de forma rígida mecánicamente. Con este movimiento coordinado, las imágenes de los objetos situados dentro del “plano focal” permanecerán en posiciones fijas dentro de la película radiográfica a los largo del recorrido del tubo, de modo que se visualizarán con nitidez, mientras que los objetos que se sitúen por fuera del plano focal experimentarán cambios de posición en la película por lo que se observarán borrosos, resultado de la indefinición debida al movimiento. (Figura 2)^{17, 18}

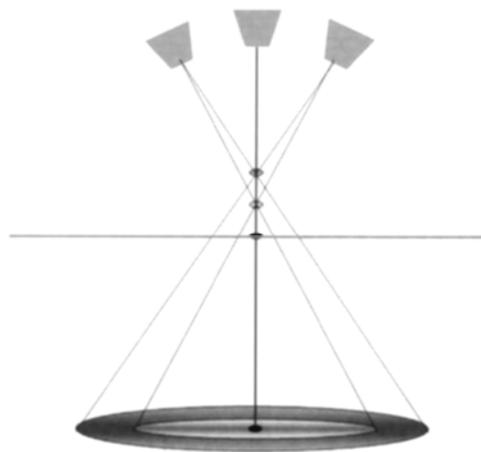
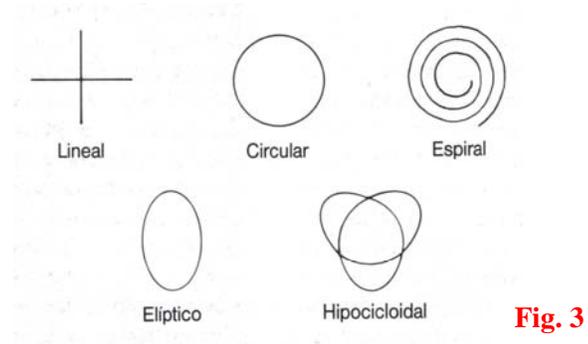


Fig. 2

Existen por lo menos cinco tipos de movimientos tomográfico. Mecánicamente, el movimiento tomográfico más sencillo es el lineal. Los movimientos que producen las mejores imágenes tomográficas son los dos últimos (espiral e hipocicloidal) y son llamados movimientos multidireccionales. (Figura 3) ⁹



En la Tomografía Computarizada (CT) no se utiliza la película radiográfica para la adquisición de las imágenes. Después de que el haz de radiación incide sobre las estructuras anatómicas, éstas son captadas por sensores que transmiten la información a una computadora para procesar las imágenes. La tomografía axial computarizada (TAC) o CT es una exploración de rayos Roentgen que produce imágenes detalladas de cortes axiales del cuerpo. En lugar de obtener una imagen como la radiografía convencional, la CT obtiene múltiples imágenes al rotar alrededor del cuerpo. Una computadora combina todas estas imágenes en una imagen final que representa un corte del cuerpo como si fuera una rodaja. Esta máquina crea múltiples imágenes en rodajas (cortes) de la parte del cuerpo que está siendo estudiada.

II. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (CT)

Las técnicas radiográficas tradicionales como la radiografía dentoalveolar y la ortopantomografía no permiten la evaluación de la tercera dimensión (vestíbulo-lingual o palatina); por eso, nuevas técnicas radiográficas fueron creadas o adaptadas para suplir las principales necesidades de la implantología, como la evaluación de la cantidad y la calidad ósea. A partir de estas necesidades los aparatos radiográficos existentes sufrieron grandes evoluciones tecnológicas y hoy, muchos de estos equipos ya permiten la realización de tomografías convencionales o computarizadas.⁹

2.1 Perspectiva Histórica

La tomografía computarizada es, sin duda, uno de los más significativos e importantes avances en la historia de la imagenología, desde el descubrimiento de los rayos Roentgen en 1895. Este gran logro se lo debemos al trabajo de grandes hombres de ciencia y a muchos años de investigación.

Todo inició en 1917 cuando J. Radon, un matemático austriaco, demostró que toda la estructura interna de un objeto podía ser determinada a partir de la información contenida en el conjunto infinito de todas sus proyecciones, estableciendo el fundamento teórico de la reconstrucción.

Mas tarde en el año de 1956 Allan M. Cormack, un físico inglés, se enfocó al estudio de las matemáticas, por medio de las cuales una imagen podía ser reconstruida desde los datos generados de un escáner, desarrollando así un método para calcular los coeficientes de atenuación de los tejidos de múltiples proyecciones para producir una imagen en escala de grises, publicando sus resultados en 1964.

Durante los años de 1961 a 1963 los doctores D. Kuhl y W. Oldendorf, desarrollaron sistemas de reconstrucción de imágenes con ayuda de una computadora, partiendo de múltiples medidas de radiación tomadas en diferentes ángulos.

Fue entonces que para el año de 1968 el ingeniero inglés Godfrey Hounsfield, quien dirigía la sección del Laboratorio Central de Investigación de la EMI Corporation (Electrical Musical Instruments) una empresa dedicada al campo de la producción discográfica, propuso la posibilidad de emplear computadoras y determinados procedimientos matemáticos para lograr la reconstrucción de una imagen seccional del cuerpo humano. Los trabajos previos de Cormack fueron muy importantes en el trabajo posterior realizado por Hounsfield. Es así como se fabrica el primer prototipo de escáner para CT de la casa EMI, el Mark I, que fue instalado en 1972, en el Atkinson Morley Hospital (Londres, Inglaterra) el cual estaba limitado a la obtención de imágenes del cráneo. Posteriormente se creó el primer equipo de cuerpo entero, el ACTA-Scanner, instalado en el año de 1973.

El premio nobel de Medicina y Fisiología de 1979, fue concedido a Hounsfield y Cormack, por el desarrollo de la tomografía Computarizada.^{13, 14}

Tiempo después en 1987 la tomografía computarizada es usada en Odontología por Rothman, Schwarz y Rhodes, quienes desarrollaron un programa específico para el estudio de la zona maxilo-mandibular al que denominaron Dentascan.⁵

2.2 Principios de la CT

El procedimiento de la CT se puede describir como la irradiación de un cuerpo determinado con rayos Roentgen colimados, desde diferentes ángulos y en un mismo plano.

La radiación emitida por un CT, al atravesar un determinado cuerpo, pierde energía, llegando con menor intensidad al conjunto de detectores, esto se debe a la atenuación o absorción producida por el cuerpo examinado; este cuerpo está compuesto de diferentes elementos celulares, los cuales forman parte de los diferentes órganos del cuerpo humano, y tienen a su vez diferentes rangos de absorción o atenuación de la radiación.

En la CT la radiación residual luego de haber atravesado un cuerpo determinado incide sobre una serie de detectores, los cuales absorben el haz de rayos Roentgen transmitido generando una señal eléctrica de bajo nivel. En los detectores ésta señal eléctrica de bajo nivel es cuantificada, y transformada en una señal digital que posteriormente es enviada a la memoria de la computadora, quien procesa y reconstruye los datos en una imagen tomográfica computarizada. (Figura 4)

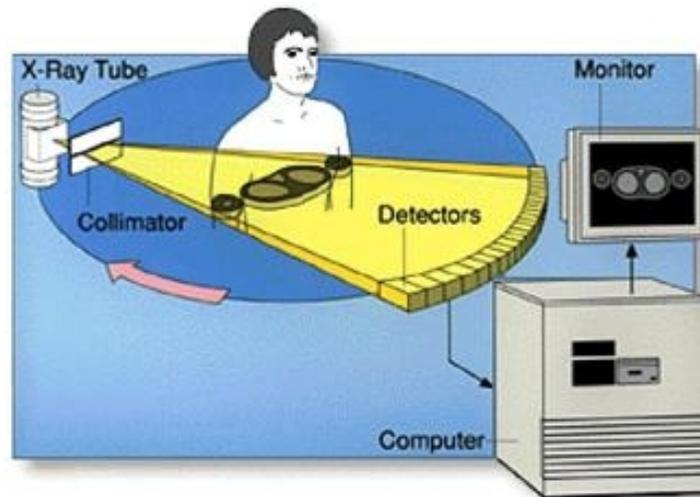


Fig. 4

Las imágenes obtenidas son desplegadas en el monitor del operador, donde son modificadas según la necesidad, para luego transferirlas a películas radiográficas o bien para ser archivadas en discos ópticos o CDs.

La imagen generada por la CT está formada por una matriz de múltiples cuadros llamados “píxeles” (picture element) los cuales corresponden a los cuadros que conforman una imagen digital, bidimensional o plana, cuando ésta imagen adquiere un volumen los correspondientes cuadros de la matriz son tridimensionales y se denominan “voxeles” (volume element). (Figura 5)

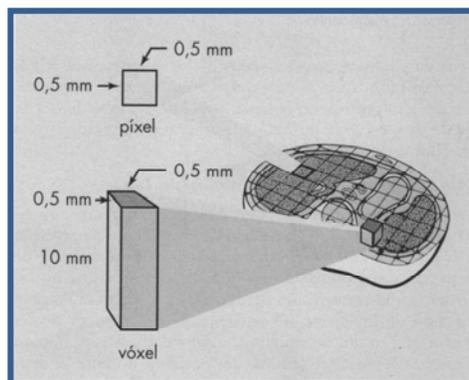


Fig. 5

Esta información se distribuye entre el blanco y el negro en la imagen de la pantalla de la computadora, por lo que se observa una imagen con diferentes tonalidades de grises, en la que cada píxel representa cuantitativamente en diferentes tonalidades de gris los valores atenuados de los tejidos explorados; los valores atenuados son medidos en unidades Hounsfield (UH), el valor de atenuación del aire y del agua es de -1000 y 0 respectivamente, tomando el hueso cortical un valor de +1000. Los colores asignados son: negro para -1000, blanco para +1000 y gris para 0. Esta amplia gama de grises se denomina “escala de Hounsfield” llamada así en honor a Godfrey Hounsfield.

Es así como los diferentes elementos biológicos y tejidos adquieren números en la escala Hounsfield: ⁵

| ELEMENTO | UNIDAD HOUSFIELD |
|------------------|------------------|
| Esmalte | 2500-3000 |
| Dentina | 1600-2400 |
| Hueso cortical | 900-1800 |
| Hueso trabecular | 150-900 |
| Cartílago | 80-130 |
| Tejido fibroso | 60-90 |
| Músculo | 35-70 |
| Agua | 0 |
| Grasa | -80 a -100 |
| Aire | -1000 |

2.3 Tipos de tomógrafos (evolución)

La tecnología en la construcción y diseño de las unidades de CT ha ido evolucionando rápidamente desde sus comienzos y se habla de generaciones de equipos cuando los avances en relación a éstos mejoraban las limitaciones en calidad de imagen, tiempo de exploración y calidad de los equipos.¹⁴

2.3.1 Primera Generación (1972.) La adquisición de datos en la CT de primera generación se basaba en la geometría de haces paralelos con el principio de traslación-rotación entre el tubo y el detector. El tubo de rayos Roentgen y el detector se mueven de forma continua sobre el paciente, realizando proyecciones durante la traslación. Al final de cada traslación el tubo de rayos Roentgen y el sistema de detectores se rotan un número de grados y se repite la traslación para hacer la siguiente proyección.

El proceso de traslación-rotación se repite durante 180° de giro, para hacer una toma de datos completa. (Figura 6)

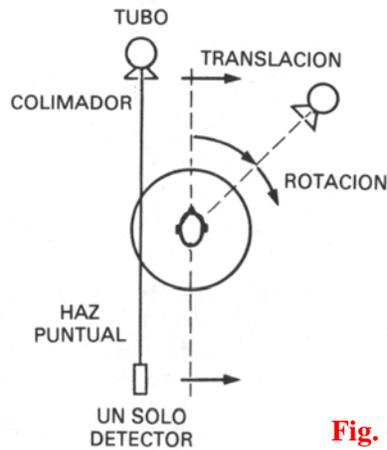


Fig. 6

Desde el punto de vista clínico, esta máquina de primera generación presentaba el gran inconveniente de requerir grandes periodos de exploración (alrededor de 5 minutos), lo que limitaba su uso a partes corporales que podían ser inmovilizadas como el cráneo.^{13, 15}

2.3.2 Segunda generación (1975). En los sistemas de segunda generación el haz de rayos Roentgen se convirtió en un abanico con un ángulo divergente de 3 a 10°, se colocaron varios detectores (30 elementos) para interceptar este haz. (Figura 7)

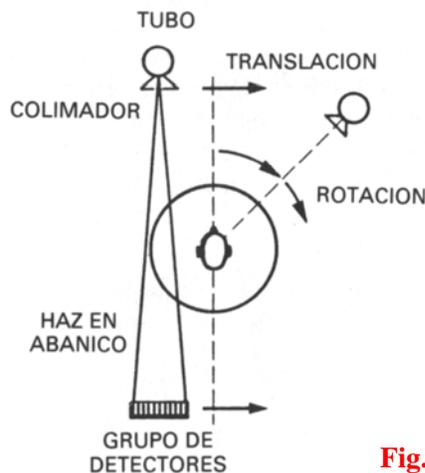


Fig. 7

Al utilizar más detectores de rayos Roentgen el número de rotaciones podía reducirse, a 6 aproximadamente por corte, y obtener un número suficiente de proyecciones en intervalos de tiempo mucho más cortos. Estos aparatos podían obtener una imagen en periodos de 20-60 segundos, por lo que a partir de este sistema se emplearon también en exploraciones de cuerpo entero. De todas formas todavía no eran lo suficientemente rápidos como para evitar los movimientos del paciente.^{13, 15}

2.3.3 Tercera generación (1977). En estos sistemas el abanico divergente del haz de rayos Roentgen utilizado era de mayor ángulo (50-55°), cubriendo de esta forma todo el campo de medición, por lo que se eliminó el movimiento de traslación. (Figura 8)

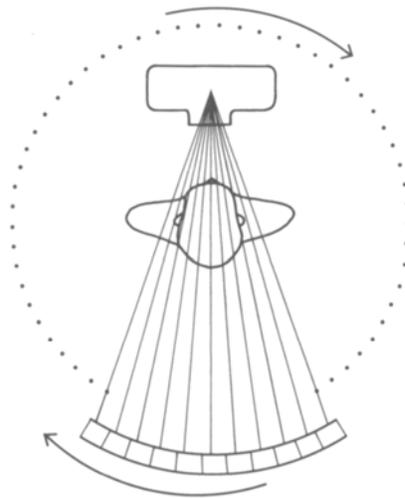


Fig. 8

El sistema de detectores consta de una corona en forma de arco que contiene entre 380 y 750 elementos detectores, dependiendo del sistema. Este arco de detectores y el tubo de rayos Roentgen rotan de forma continua alrededor del paciente hasta completar los 360°. Este sistema hoy en día cubre casi todo el mercado de escáneres para CT, debido a que se obtiene gran

precisión en un tiempo muy corto de aproximadamente 3 segundos por corte.^{13, 15}

2.3.4 Cuarta generación (1977). La cuarta generación es usada actualmente, pero ha sido adoptada por muy pocas casas comerciales. Utilizan también un haz divergente de ángulo ancho (50-55°), sin embargo, en este caso el sistema detector consiste en un anillo estacionario de detectores, que varían entre 424 y 2,400, dependiendo del modelo. (Figura 9)

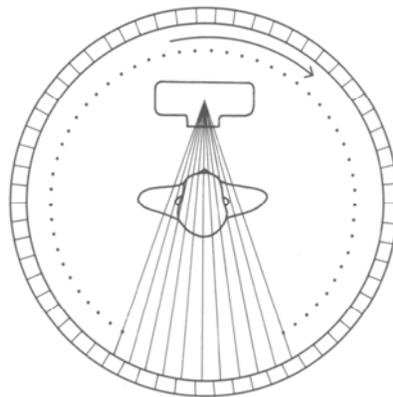


Fig. 9

Con este sistema se obtienen tiempos de exploración iguales a los de la generación anterior (3 segundos) para obtener un corte.¹⁵

2.3.5 CT espiral/helicoidal. (1989) Hasta la cuarta generación de tomógrafos, la energía que alimentaba al tubo de rayos Roentgen llegaba por cables de alto voltaje enrollados en un sistema de tambores y poleas. El tubo podía rotar 360° en una dirección obteniendo una imagen (corte) para luego volver en sentido contrario y generar un nuevo corte. Con el desarrollo de la tecnología de anillos deslizantes (años 80s) el sistema de tambores y poleas se eliminó, estos anillos aportan energía continua al tubo de rayos Roentgen por lo que pueden rotar sin detenerse.¹⁵

De modo que para el año 1989 se introdujo la tomografía computarizada helicoidal, donde la mesa del paciente pasa por el gantry, mientras que el tubo de rayos Roentgen gira continuamente a lo largo de la superficie del paciente produciendo una hélice de proyecciones, ello permite una rápida adquisición volumétrica de los datos. El tubo de rayos Roentgen gira a una revolución (360°) por segundo o menos, por lo que se puede explorar un volumen de varios centímetros en un pequeño periodo de apnea del paciente, lo que permite la realización de estudios completos de las zonas anatómicas de forma muy rápida y en un solo estudio. (Figura 10)

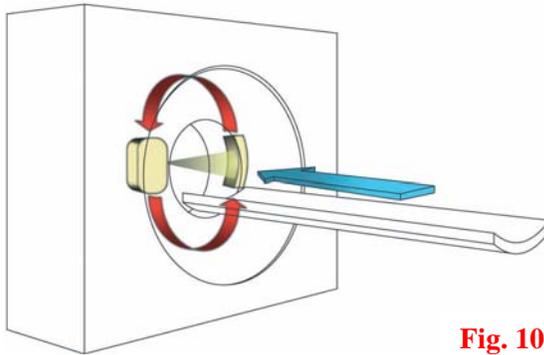


Fig. 10

El espesor del corte puede elegirse libremente, y de forma independiente al movimiento de la mesa y al intervalo de reconstrucción asociándose simultáneamente. De esta manera puede mejorarse la calidad de la imagen en las reconstrucciones multiplanos (sagital, coronal y frontal) así como en la reconstrucción en tercera dimensión (3D).

Los escáneres espirales permiten reducir la dosis de radiación del paciente hasta del 33% durante un estudio completo, comparado con la CT convencional.¹⁵

2.3.6 CT espiral multicorte (1992). Actualmente la CT espiral multicorte representa lo más moderno que existe en tomografía computarizada, es superior a la CT espiral debido a que provee dos ventajas mayores: un incremento dramático en la velocidad de adquisición de los datos, es decir de los exámenes, por la dimensión añadida de filas múltiples de detectores (2, 4, 6....64) permitiendo una mayor cobertura anatómica en una sola rotación, y una franca mejoría en la resolución espacial de las imágenes obtenidas debido a que permite reconstrucciones hasta de 0.2 mm. Todos los sistemas de TC espiral multicorte de hoy utilizan geometría de la tercera generación. (Figura 11)

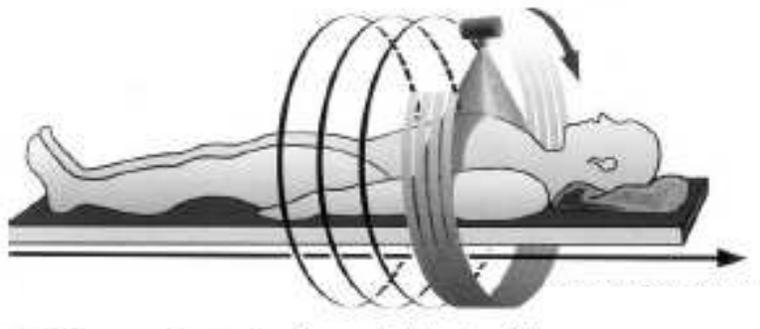


Fig. 11

2.4 Componentes del sistema

Aunque existen muchas configuraciones de sistemas diferentes para escáneres de CT, todos tienen los mismos componentes básicos: el gantry, la computadora y la consola de operaciones. Cada uno de estos componentes posee, a su vez, diversos subsistemas.¹⁶

2.4.1 Gantry. Es el lugar físico donde es introducido el paciente para su examen. En él se encuentran el generador de alta tensión, el tubo de rayos Roentgen, el grupo de detectores y todo el

conjunto mecánico necesario para realizar el movimiento asociado a la exploración. (Figura 12)

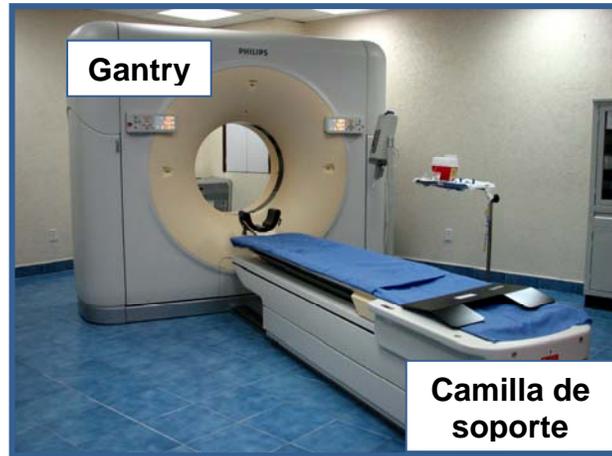


Fig. 12

La mayoría de los escáneres actuales de CT utilizan generadores de alta tensión para producir los cuantos de rayos Roentgen para los exigentes protocolos de estudio. Estos generadores admiten una gama amplia de técnicas de exposición, desde 80 a 140 Kilovoltios (Kv) y de 30 a 500 miliamperios (mA) dependiendo del modelo.

El tubo de rayos Roentgen es básicamente el mismo que se utiliza en la radiografía convencional, con pequeñas variaciones. La tecnología de CT de primera generación utilizaba tubos de rayos Roentgen de ánodo fijo refrigerados con aceite, con una capacidad limitada. Los tubos actuales incluyen ánodos rotatorios (3000 rpm) con métodos de refrigeración especiales para mejorar la capacidad del sistema en los niveles de producción de rayos Roentgen.

A lo largo de las diferentes generaciones de CT se han utilizado diversos tipos de detectores de radiación, los cuales se clasifican como detectores de centelleo y detectores de gas. Los detectores de centelleo más utilizados se fabrican con yoduro de

sodio, germanato de bismuto o tungstato de cadmio; los detectores rellenos de gas normalmente contienen xenón o una mezcla de xenón y criptón. Cualquiera que sea el detector utilizado, el fundamento de estos consiste en absorber el haz de rayos Roentgen transmitido a través del paciente generando una señal eléctrica. Esta señal, que es proporcional a la radiación atenuada, es transformada por medio de un convertidor analógico-digital en valores digitales que pasarán posteriormente a la computadora, donde serán procesados.^{16, 19}

2.4.2 Camilla de soporte. La camilla de soporte permite estabilizar la posición del paciente durante el examen de CT. Está construida con un material de bajo peso molecular, como fibra de carbono, para asegurar que el haz de rayos Roentgen no sea alterado antes o después de atravesar el paciente. (Figura 12)

Se dispone de un dispositivo para accionar la camilla, así que el movimiento del paciente para la adquisición de un corte es suave, controlado y reproducible. En la CT helicoidal la camilla se mueve continuamente durante la examinación, lo cual permite disminuir los tiempos de escaneo, pero requiere una mayor exactitud en el posicionamiento del paciente.^{16, 19}

2.4.3 Computadora. La CT no sería posible sin la ayuda de una computadora con procesadores de alta velocidad. Una vez que los detectores han recibido la información de las proyecciones del objeto de estudio, y después de la transformación analógico-digital de los datos, éstos finalmente son procesados por la computadora mediante un cálculo algebraico.

Para cada proyección de rayos Roentgen realizada durante una exploración de CT se genera una ecuación. Dado que se obtienen miles de proyecciones de rayos en una exploración, existen miles de ecuaciones (alrededor de 30,000) para resolver de forma simultánea. Se han utilizado muchos métodos para resolver este conjunto de ecuaciones generadas, sin embargo en la actualidad la mayoría de los fabricantes utilizan el método de retroproyección filtrada, debido a que permite un tiempo de cálculo corto con soluciones relativamente exactas. Además permite el procesamiento de cada suma de rayos inmediatamente después de obtenerse, mientras continúa la adquisición de datos. Esto permite disponer de la imagen final casi inmediatamente después de la finalización del proceso de exploración. (Figura 13)

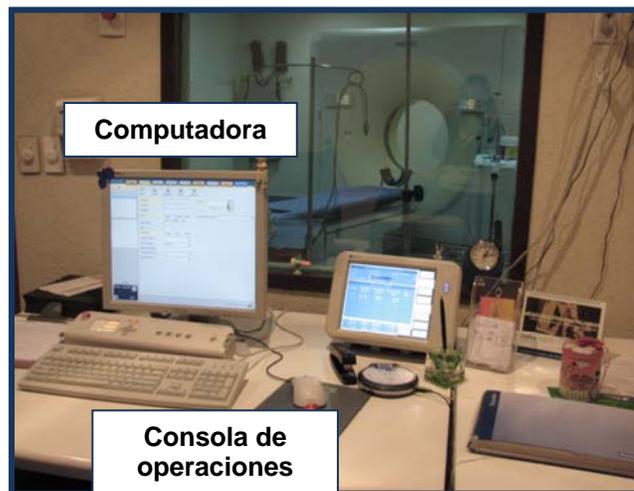


Fig. 13

El resultado del procesamiento de las ecuaciones efectuado por la computadora es una *matriz*, la cual está formada por numerosos elementos. La representación se hace en forma plana o bidimensional, donde el correspondiente elemento recibe el nombre de *píxel* (picture element), y como la sección explorada tiene cierto espesor, cada uno de los elementos recibe el nombre

de *vóxel* (volumen element). A cada píxel se asigna el valor numérico de la atenuación producida dentro del correspondiente *vóxel* y es representado en un tono gris el cual forma parte de la imagen resultante de la zona explorada.

De esta forma se tiene que los valores de atenuación altos están representados por tonos blancos y los valores bajos por tonos negros, donde los valores intermedios se representan por una amplia gama de tonos grises. Es por eso que finalmente se observa una imagen con diferentes tonalidades.

El tiempo que tarda la computadora en generar una imagen visible tras la adquisición de los datos se denomina tiempo de reconstrucción, el cual actualmente es de segundos o algunos minutos dependiendo de la zona explorada.^{16, 19}

2.4.4 Consola de operaciones. La consola de control permite al técnico establecer los parámetros de la exploración de CT, además de permitir visualizar las imágenes así como se van generando y determinar el formato de las mismas. Muchas consolas tienen al menos dos monitores, uno para el técnico y el otro para el radiólogo, quien puede consultar las imágenes y manipular su contraste, tamaño y condiciones generales para su presentación visual. (Figura 13) Los datos de la imagen son guardados en la computadora en formato DICOM (Digital Imaging Communication in Medicine) un sistema de visualización y manipulación de imágenes para Tomografía computarizada y Resonancia magnética con el cual posteriormente pueden ser reformateados. Estos datos pueden ser almacenados en discos o en cintas magnéticas para su uso posterior, o bien pueden ser impresas en películas radiográficas convencionales.^{16, 19}

2.5 Indicaciones y contraindicaciones de la CT

Indicaciones

- ◆ Extensiones de tumores.
- ◆ Localización de cuerpos extraños en tejidos duros y blandos.
- ◆ Trauma severo de la cabeza.
- ◆ Localización y extracción de terceros molares.
- ◆ Planeamiento de cirugía ortognática.
- ◆ Valoración de la calidad y cantidad de hueso en la zona receptora de implantes dentarios.

Contraindicaciones

- ◆ Pacientes psiquiátricos.
- ◆ Pacientes con Parkinson.
- ◆ Pacientes que sufran claustrofobia.

2.7 Ventajas y desventajas de la CT

Ventajas

- ◆ Elimina la superposición de imágenes.
- ◆ Diferenciación de los tejidos blandos y duros.
- ◆ Visualización de imágenes en planos axial, sagital y coronal.
- ◆ Obtención de imágenes en tercera dimensión.
- ◆ Realización de mediciones directas en las imágenes.

Desventajas

- ◆ Costo elevado
- ◆ Producción de artefactos.
- ◆ Radiación recibida.

III. RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES

El estudio de CT permite obtener imágenes axiales, es decir perpendiculares al eje longitudinal del cuerpo, las imágenes coronales o sagitales no son posibles excepto en los casos poco frecuentes en que pueda inclinarse el gantry o pueda colocarse el cuerpo para mostrar el plano de imagen deseado. (Figura 14).

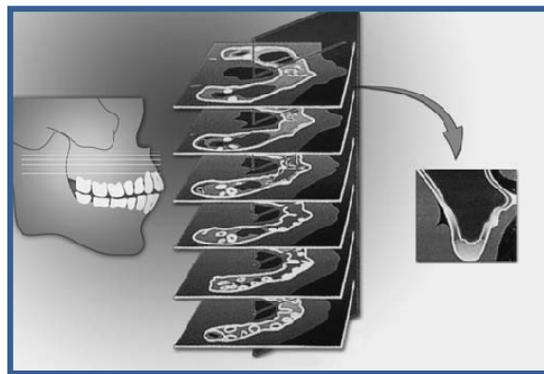


Fig. 14

Esta situación se resuelve con la ayuda de un software de reconstrucción, el cual lleva a cabo un proceso conocido por “reformateo”, éste proceso permite reconstruir los datos de la imagen original para producir imágenes en un plano sagital o coronal, o bien para reconstruir imágenes tridimensionales.¹⁸

Independientemente del tipo de software que se disponga, el procedimiento para la generación de las imágenes es similar en todos, variando en algunos detalles dependiendo del fabricante.¹⁸

3.1 Técnicas de reconstrucción de imagen

Un vez que el equipo de CT ha terminado con la exploración de la zona de interés, la computadora guarda una serie de datos en bruto que constituyen el volumen de los cortes sucesivos que se van a analizar. Las diferentes formas que se tienen para reformatear

estos datos y generar el modo de visualización se denominan “técnicas de reconstrucción de imagen” y son cuatro: ²⁰

- ◆ Reformateo multiplanar
- ◆ Presentación de superficies sombreadas
- ◆ Presentación volumétrica
- ◆ Proyección de intensidad máxima

3.1.1 Reformateo mutiplanar (RMP)

Esta técnica es la representación más fácil, pues para obtener la imagen utiliza varios planos (como el nombre lo indica), en función de la interpretación espacial. (Figura 15)

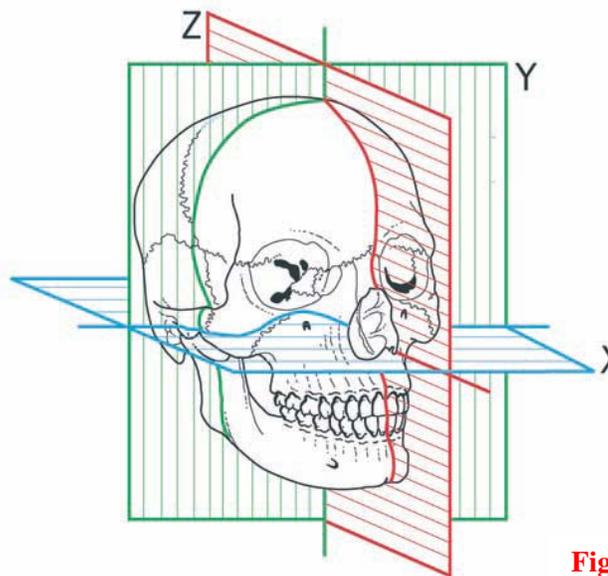


Fig. 15

En este tipo de reconstrucción la computadora “corta” el volumen global de los datos obtenidos, de tal manera que los cortes de la imagen realizados en dirección X permiten ver su posición en un plano axial. Los cortes efectuados en dirección Z

obtienen secciones sagitales, y los cortes en dirección Y obtienen una visión coronal de la imagen. (Figura 16) ^{19, 20}

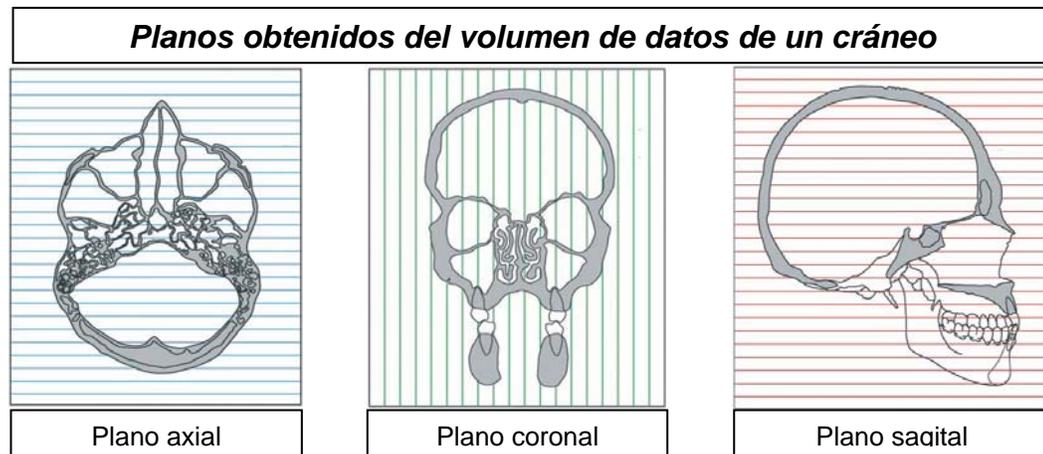


Fig. 16

3.1.2 Presentación de superficies sombreadas

La técnica de presentación de superficies sombreadas (PSS) o surface rendering, es la primera técnica de presentación tridimensional que se suele utilizar cuando se desea estudiar la superficie de una estructura (hueso, dientes o piel). Para visualizar la estructura seleccionada es necesario definir su valor umbral, éste proceso de definición de umbral separa los tejidos blandos y el hueso al especificar un valor de unidades Hounsfield (UH).

Por ejemplo, para visualizar la superficie cutánea, se selecciona un umbral mínimo de -300 UH, para evaluar la superficie de un hueso es necesario un umbral mínimo de 150 a 200 UH. Cuando se selecciona un umbral mínimo de más de 1000 UH aparecen representadas en la imagen tridimensional los dientes, debido a que el hueso alveolar presenta un valor de UH menor. Los vóxeles con valores de UH comprendidos en el rango umbral se ponen en estado "activo", mientras que los restantes vóxeles se colocan en estado "inactivo". El resultado son objetos

tridimensionales opacos, es decir, que no dejan ver su interior y que son representados como iluminados por una fuente de luz, que se puede modificar en intensidad. (Figura 17)

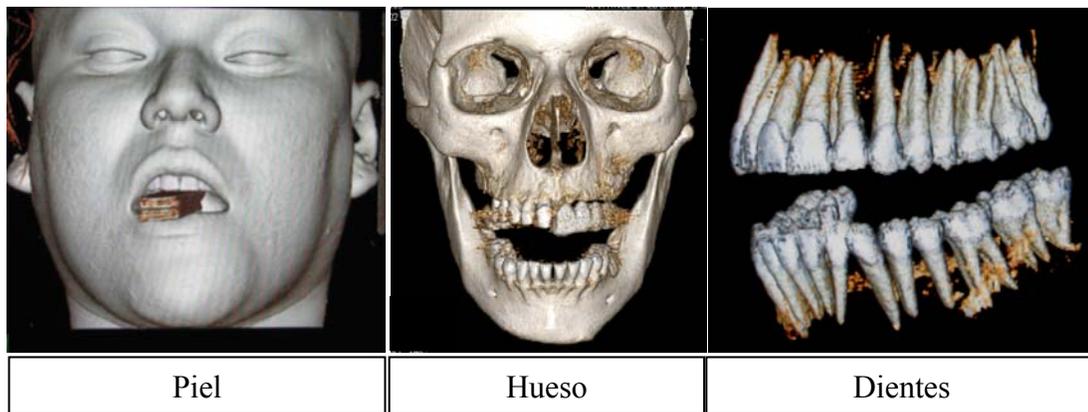


Fig. 17

Esta técnica de reconstrucción desaprovecha muchos datos (solo utiliza el 10% de la información disponible) pero tiene la ventaja de ser rápida de obtener y procesar, permitiendo la manipulación de las imágenes tridimensionales a conveniencia observándolas desde diferentes posiciones. Su principal ventaja radica en que permite una valoración volumétrica global de una estructura concreta ignorando los tejidos que le rodean. Es la presentación que suelen emplear los programas para determinar en qué posición y con qué orientación se deben colocar los implantes dentales para la fabricación de la guía quirúrgica.^{19, 20}

3.1.3 Presentación volumétrica

Como ya se mencionó anteriormente la PSS proporciona una excelente calidad de imagen, pero la selección de un único umbral y una transparencia de 0% reducen la cantidad de información, debido a que los vóxeles con un número de UH inferior al umbral elegido, no aparecen en la imagen de CT en 3D. Para solucionar

este problema se introdujo un tipo de reconstrucción de imagen en el que se seleccionan múltiples umbrales y niveles de opacidad o transparencia, dando como resultado una imagen tridimensional con presentación volumétrica (volume rendering).

Es decir, para diferenciar las estructuras, se asignan distintos valores de opacidad o transparencia (en este caso la opacidad se define como el grado en el que la luz puede penetrar en un objeto) en función de los niveles de atenuación que definen a cada tejido. El efecto es reproducir los objetos de alta opacidad más claramente visibles sobre los objetos menos opacos, los cuales aparecen transparentes en mayor o menor grado, dando como resultado superposiciones de diferentes tipos de tejidos, obteniendo imágenes muy realistas, útiles para analizar la relación entre los tejidos blandos y duros. (Figura 18)

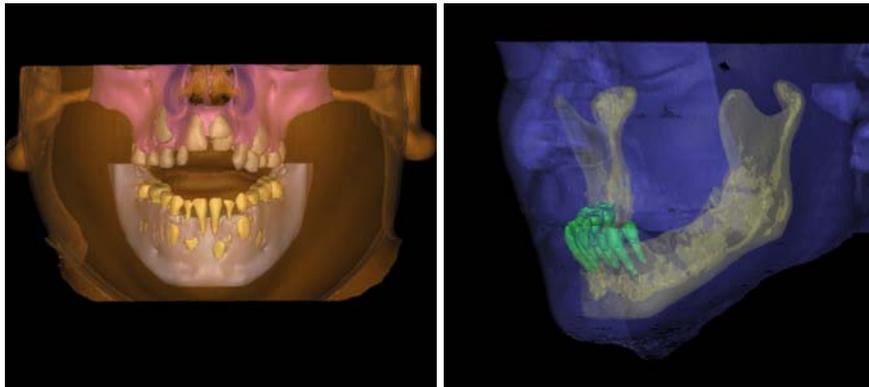


Fig. 18

La presentación volumétrica se puede obtener en tres formas: en blanco y negro, en un solo color, o bien en múltiples colores para cada objeto.

Al analizar varias estructuras anatómicas, se obtiene una imagen a la mayor fidelidad con el paciente real, pero tiene el inconveniente de que al manejar todo el volumen de datos disponible, es necesario emplear computadoras muy potentes.^{19, 20}

3.1.4 Proyección de intensidad máxima

El uso de la proyección de intensidad máxima (PIM) para visualización de imágenes, permite una fácil observación de las estructuras vasculares.

La PIM es una forma de presentación que permite “buscar” una estructura anatómica concreta dentro del volumen de datos. Desde una perspectiva fija, se evalúa cada vóxel a través del volumen de datos representando sólo aquellos vóxeles que tengan el valor máximo (máxima intensidad de atenuación, de ahí su nombre). (Figura 19)

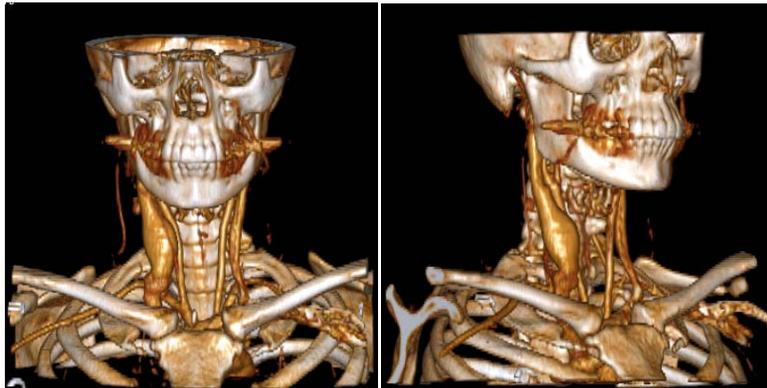


Fig. 19

Esta forma de reconstrucción genera imágenes que permiten su análisis en el interior de las estructuras, pero solo desde la perspectiva que hemos elegido. Esta característica representa también su mayor limitación, pues dependiendo de la proyección, una mayor densidad podría tapar una menor densidad. De manera que se debe buscar la proyección concreta que permita evitar dichas superposiciones y los enmascaramientos que provoca. Se utiliza frecuentemente para crear imágenes angiográficas, con la ayuda de un medio de contraste (normalmente derivados del yodo).

3.2 Software´s de Reconstrucción

Las imágenes de CT multiplanares son muy útiles para la elaboración de diagnósticos, sin embargo, siguen siendo imágenes bidimensionales. Esto condujo a que numerosas investigaciones y progresos tecnológicos se aplicaran a la tomografía computarizada con el desarrollo de diversos Software's, o programas que reformatean los datos obtenidos en el estudio de CT y los transforman en imágenes tridimensionales. Es así como desde finales de los años 80s, éstos software's se han hecho populares para la planificación del tratamiento con implantes dentales. Algunos de estos son: Dental CT (Siemens Electric), DentaScan (General Electric), SIM/Plant (Materialise), MIMICS (Materialise).¹⁹

MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System), es un programa que trabaja con funciones de visualización de imágenes en 3ª dimensión. Los datos de una TC que han sido guardados en un CD, en formato DICOM, pueden ser leídos por MIMICS, para ser reformateados obteniendo diferentes tipos de reconstrucción de imágenes.

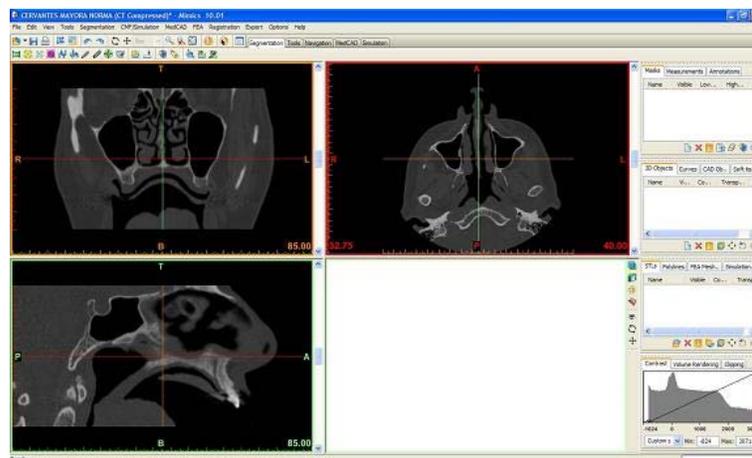


Fig. 20

IV. PLANIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES

Una vez que los datos de la CT se transfieren a una computadora que contiene el software, se inicia la reconstrucción de las imágenes necesarias para la planificación de los implantes dentales.

4.1 Aplicaciones del software utilizando los datos de CT

Reconstruidas las imágenes, éstas se pueden manipular en cualquier dirección permitiendo su visualización desde cualquier orientación. Con esto, el especialista puede evaluar las características morfológicas (forma del hueso) de la zona elegida para los implantes y observar las estructuras anatómicas en relación como el seno maxilar, las fosas nasales, los trayectos neurovasculares, etc. (Figura 21) ²¹

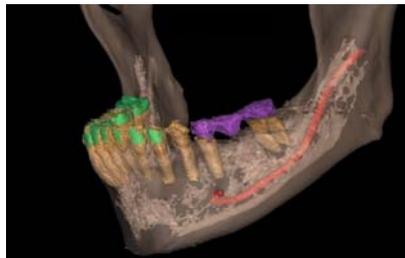


Fig. 21

También se pueden detectar las condiciones patológicas que puedan afectar la colocación de los implantes como por ejemplo: tumores, quistes, lesiones inflamatorias, fragmentos de dientes retenidos, etc. ²¹

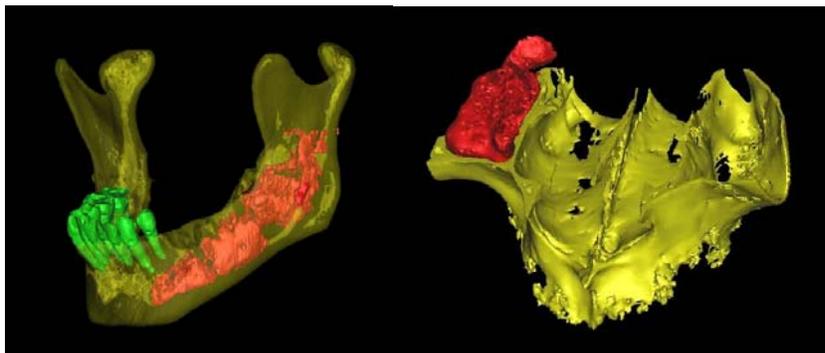


Fig. 22

Estos software's contienen herramientas que obtienen mediciones lineales exactas de los procesos residuales, en longitud y espesor, y en relación a estructuras anatómicas; además, permite determinar la calidad del hueso receptor del implante al realizar mediciones densitométricas que son expresadas en unidades Hounsfield. Las mediciones obtenidas se pueden comparar con los valores predeterminados que han sido clasificados como se muestra en la siguiente tabla: ⁵

| Densidad | Unidad Hounsfield |
|----------|-------------------|
| D 1 | >1250 |
| D 2 | 850-1245 |
| D 3 | 350-845 |
| D 4 | 150-345 |
| D 5 | <145 |

Otro aspecto importante es que permite planificar con gran precisión la estrategia quirúrgica debido a que se puede determinar la orientación óptima de los implantes de forma virtual, dicho de otra forma, se pueden colocar cilindros en las imágenes que simulan los implantes y determinar su angulación, longitud y grosor, utilizando las herramientas que proporciona el mismo software. (Figura 23)

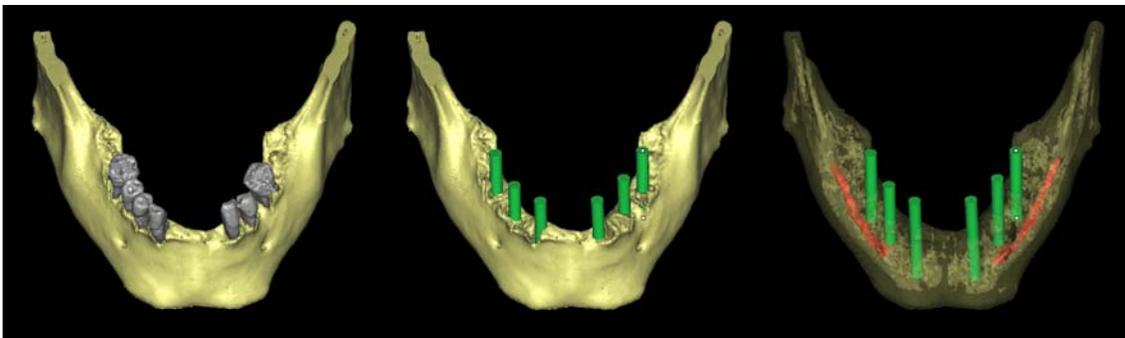


Fig. 23

De modo que la CT con ayuda de un software de reconstrucción es capaz de determinar los objetivos necesarios para el diagnóstico preimplantológico que son:

1. Identificar la existencia de procesos patológicos.
2. Determinar la cantidad de hueso.
3. Determinar la calidad del hueso.
4. Identificar estructuras anatómicas críticas en las regiones propuestas para los implantes.
5. Determinar la posición óptima de la colocación de los implantes.

4.2 Obtención de modelos reales 3D

Otra ventaja que permite la CT y el software de reconstrucción (que incluye la planificación de los implantes) es la posibilidad de realizar modelos anatómicos tridimensionales exactos, al exportar los datos a un software de diseño y fabricación asistido por computadora (CAD-CAM), evitando de este modo la toma de impresiones al paciente.^{22, 23}

Una de las técnicas para la fabricación de modelos tridimensionales es la estereolitografía (SurgiGuide, Materialise). (Figura 24) Este proceso ha sido utilizado ampliamente en diseño e ingeniería para la fabricación de piezas a partir de programas computacionales. En Odontología se ha utilizado especialmente en prótesis y cirugía maxilofacial.²³



Fig. 24

Los métodos para la fabricación de modelos tridimensionales se realizan en diversos materiales. Un método se realiza en una maquina que consiste en una serie de instrumentos de corte que van formando el modelo a partir de un bloque de sulfato de calcio hasta obtenerlo por completo, finalmente el modelo tallado se separa del bloque y se eliminan los excedentes. En otro proceso se deposita y polimeriza una capa de polímero líquido por un láser dirigido por computadora, se colocan capas adicionales y se polimerizan hasta que se genera un modelo final.

La fabricación de éstos modelos se realiza a partir de la información obtenida de una tomografía computarizada, por lo que su exactitud va a depender de la calidad del escáner de CT, donde es preciso que los cortes tomográficos se realicen a intervalos de 0.5mm para poder realizar adecuadamente la reconstrucción tridimensional y el modelo real. (Figura 25) ²⁴

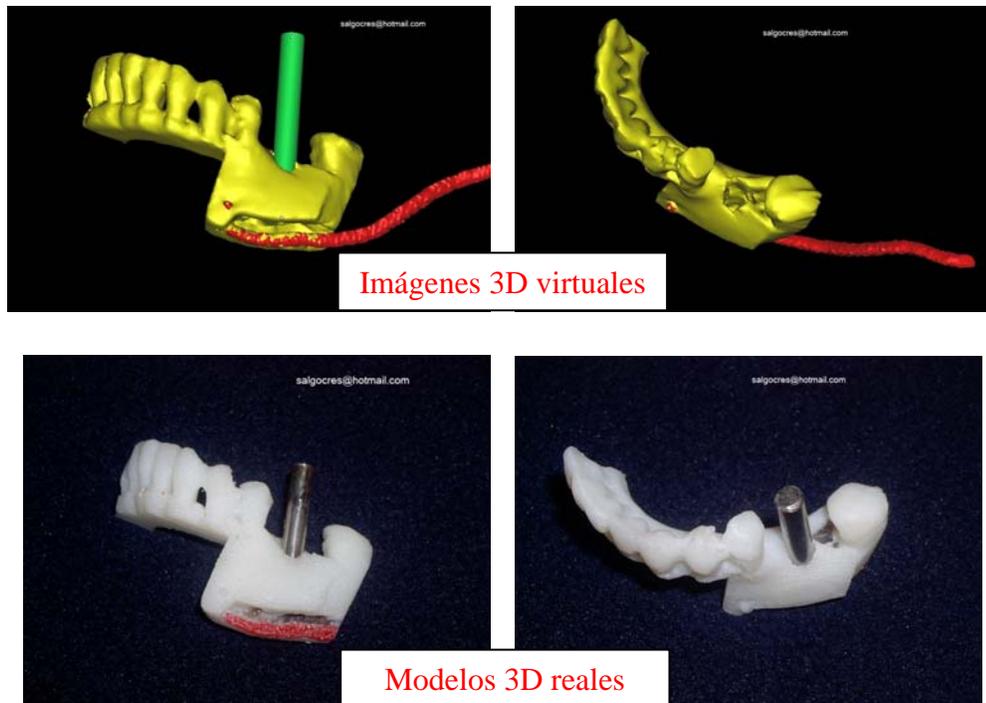


Fig. 25

Choi y cols. (2002), evaluaron la exactitud de estos modelos haciendo mediciones lineales de muchos juegos idénticos y observaron que estaba en el rango de 0.5 mm.²⁴

Este modelo permite una visualización real de la condición de los maxilares, siendo un medio auxiliar útil, ya que se obtienen físicamente los datos anatómicos con exactitud, lo cual permite planear con certeza la colocación de los implantes y los procedimientos de injerto, en caso de que sean necesarios, para lograr la cantidad de hueso adecuada. Finalmente a partir de éste modelo se puede realizar el diseño y la fabricación de la guía quirúrgica.²²

4.3 Guías quirúrgicas

Para establecer una continuidad lógica entre el diagnóstico, el plan protésico y la fase quirúrgica, es esencial el uso de un dispositivo de transferencia denominado guía o férula quirúrgica.⁵

La guía quirúrgica se fabrica cuando ya se ha determinado el diseño protésico final, es decir el tamaño, la angulación y localización de los implantes dentales.

Según su composición las guías se pueden clasificar en función del material de fabricación como resina acrílica, acetato, etc. Dependiendo del tipo de soporte que se obtiene, las guías quirúrgicas pueden ser de apoyo mucoso (con o sin retenedores), de apoyo óseo, de apoyo en las caras oclusales de los dientes vecinos o de apoyo en microimplantes.⁵

Los requisitos que debe reunir la guía quirúrgica son estabilidad y rigidez cuando está colocada en su situación correcta y debe señalar la angulación ideal para la inserción del implante,

permitiendo el paso de las fresas quirúrgicas sin problema. Otros requisitos ideales son que no debe ser voluminosa ni difícil de insertar, además de que debe permitir su esterilización para no contaminar el campo quirúrgico durante la colocación de los implantes. Debe ser transparente y permitir un acceso fácil al cirujano y el auxiliar.

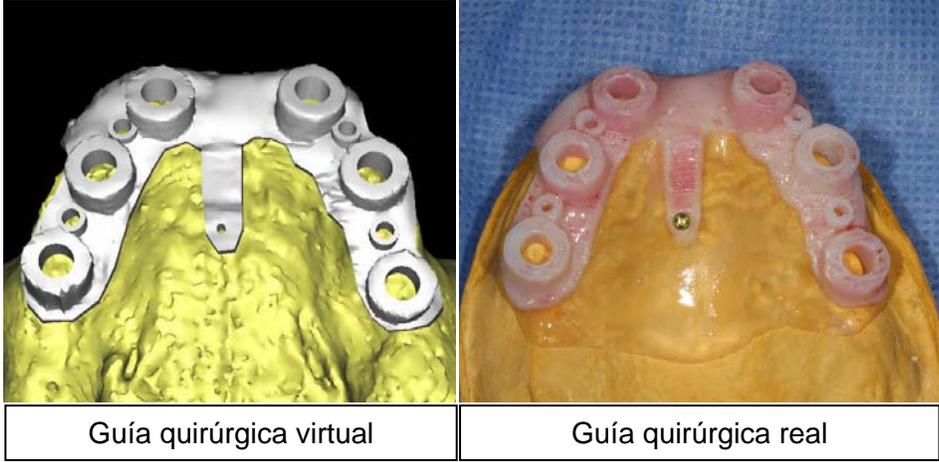
Aunque durante mucho tiempo se ha reconocido el posicionamiento preciso como un objetivo importante en la colocación de implantes, la transmisión de la información detallada a la fase quirúrgica ha sido una tarea difícil. De hecho hasta un implante unitario requiere una colocación exacta, incluso cuando el diagnóstico es sencillo, debe utilizarse una guía quirúrgica para garantizar una colocación precisa.⁵

Hasta hace poco, no existía ningún método para transferir una posición ideal del implante con precisión a una guía quirúrgica, especialmente si no habían dientes.

Actualmente se han aplicado desarrollos innovadores con la tecnología de software's para confeccionar guías muy exactas. Esta tecnología permite una posición del implante más exacta asegurando la transferencia de la planificación del tratamiento al campo quirúrgico y forzando las fresas quirúrgicas en una posición estable. Se abre también el campo a técnicas quirúrgicas nuevas, menos invasivas, como la osteotomía sin colgajo, que mejoran a su vez el tiempo de cicatrización.

Las guías quirúrgicas avanzadas requieren la tomografía computarizada (CT) como requisito previo para el análisis, debido a su precisión, además del software que permite su planeación y

visualización tridimensional. Una vez completado el diseño, la guía quirúrgica se procesa con el método estereolitográfico a base de polímero para finalmente programar la cirugía. (Figura 26) ⁵



CONCLUSIONES

Todas las técnicas radiográficas aportan información diagnóstica en una valoración para implantes dentales, pero no todas son capaces de proveer información precisa. El estudio para la colocación de implantes dentales requiere la identificación morfológica del sitio receptor con la mínima distorsión posible, además de proveer datos en cuanto a la calidad del hueso sobre el que se ha de actuar.

Los estudios de CT incorporados a programas de reconstrucción se han convertido en una de las técnicas de elección, debido a que han demostrado proveer una mayor información diagnóstica de gran importancia para la planeación de los implantes dentales, permitiendo de tal forma una valoración completa para cada caso en particular, evitando así complicaciones durante los procedimientos quirúrgicos, como perforaciones de seno maxilar o lesiones a estructuras nerviosas, que pudieran comprometer seriamente el resultado del tratamiento.

Simular la colocación de los implantes de forma virtual, permite una mayor predictibilidad de los casos, concediendo así la posibilidad de realizar modificaciones en el plan de tratamiento, con el fin de conseguir resultados satisfactorios, antes de someter al paciente a una cirugía.

Gracias a las guías quirúrgicas realizadas con la información obtenida mediante el estudio de CT, la colocación de los implantes es mucho más precisa. Además, se disminuye el daño a los tejidos, debido a la aplicación de nuevas técnicas quirúrgicas, como la osteotomía sin colgajo, que ha permitido a su vez acortar los tiempos de trabajo, ofreciendo a los pacientes tratamientos de muy alta calidad.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Babbush Charles A. Dental Implants, the Art and Science. W. B. Ed. Saunders Company. 2001. pp: 35-57.
2. Byron W. Benson. Presurgical radiographics planning for dental implants. Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America. 13:4. 751-61.
3. Gutiérrez J.L. Pérez M.G. Integración de la implantología en la práctica odontológica. Madrid Ed. Ergon. 23-27.
4. Peñarrocha D. Miguel. Implantología Oral. Ed. Ars Médica. 2001. pp 23-30.
5. Misch Carl E. Dental Implant Prosthetics. Ed. Elsevier Mosby. 2005. pp 53-68.
6. Guerrero M. Eugenia. State of the art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement.
7. Sarment DP. Shammari KA. Kazor CE. Stereolitographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. The I. Journal of Periodontics and Restorative Dentistry. Vol 23, Num 3 2003 pp 287-295.
8. Tardieu FB. et al. Computer assisted implant placement: scan template, simplant, surgiguide, and safe system. The I.

Journal of Periodontics and Restorative Dentistry. 27-2, 2007
pp 141-149.

9. Cicero D.J. Waldemar D.P. Implantes oseointegrados, cirugía y prótesis. Ed. Artes Médicas Latinoamérica. 2003. pp: 36-51.
10. Frederiksen, N. L. Diagnostic imaging in dental implantology. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology. 80(5), 1995, pp 540-554.
11. Scortecchi M.G. Implants and Restorative Dentistry. Ed. Martín Dunitz. 2001, pp 178-201.
12. Freitas, A. Et al. Radiología Odontológica. Ed. Artes Médicas Latinoamérica. 1ª. Edición. 2002. pp 3-12.
13. González R. J. et al. Tomografía computarizada. Ed. Paraninfo. 1992. pp 17-29.
14. Álvarez Pedrosa C., Casanova Gómez R., Diagnóstico por imagen, tratado de radiología clínica. Vol. I 2ª ed. Editorial McGraw Hill Interamericana, 1997. pp 83
15. Aaga J.R. Lanzieri C.F. Gilkeson R.C., TC y RM Diagnóstico por imagen del cuerpo humano. Vol. I 4ª ed. Editorial Elsevier, 2004. pp: 2-33.
16. Parks, T. E. Basic principles of computed tomography. Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America. Vol. 13 N° 4 Nov 2001.

17. White S., Pharoah M. J., Radiología oral principios e interpretación. 4ª ed. Editorial Harcourt S.A. 2002. pp: 217-231.
18. Urzúa N. R. Técnicas radiográficas dentales y maxilofaciales, aplicaciones. Editorial Amolca. 2005. pp: 235-308.
19. Miles D. A., Madero S. Clínicas Odontológicas de Norteamérica, Aplicaciones de las distintas modalidades de imagen digital en Odontología. Vol. II. Editorial McGraw-Hill. 2000. pp: 403-445.
20. Arana-Fernández de Moya E, Buitrago-Vera P, Benet-Iranzo F, Tobarra-Pérez E. Tomografía computarizada: introducción a las aplicaciones dentales. RCOE 2006; 11(3):311-322.
21. James J. Abrahams, MD. Dental CT images: a look at the jaws, Radiology 2001; 219: 334-345.
22. Matos Rodriguez Dalton. Manual de prótesis sobre implantes, pasos clínicos y laboratoriales. Editorial Artes Médicas Latinoamérica. 2007, pp: 19-30.
23. Rodriguez Tizcareño M. H. Fundamento estéticos para la rehabilitación con implantes oseointegrados. Editorial Artes Médicas Latinoamérica. 2006, pp: 32-48.

24. Jiménez R, Benavides A. La estereolitografía en la Facultad de Odontología de la UNAM. Revista Odontológica Mexicana, 2005; 9:48-50.
25. Almong D. M. Computarized tomography-based imaging and surgical guidance in oral implant. The Journal of oral implantology. 2006; 32, 1:14-18.
26. Bou Serhal C, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. Clin. Impl. Dent. Res. 2002; 4(3): 156-72.