



Dr. Ricardo Ortega Aranegui

Doctor en Medicina y Cirugía por la UCM.
Estomatólogo.
Profesor asociado Estomatología III. Facultad de Odontología UCM.
Profesor responsable del Servicio de Radiología. Facultad de Odontología. UCM.

Dra. Ángela Ortega Manrique

Licenciada en Medicina y Cirugía.
Médico interno residente. Facultad de Odontología. UCM.

Diagnóstico por imagen en implantología; desde el concepto 2D al 3D

Si retrocediéramos unos años, simplemente unos pocos, nos daríamos cuenta de lo complicado que era realizar muchas de las actividades que hoy día hacemos con total normalidad y echaríamos en falta multitud de dispositivos que nos han hecho la vida mucho más fácil. En el ámbito médico nos costaría entender, en unos casos, cómo no se realizaban una serie de tratamientos hoy día tan sencillos y, en otros, cómo se realizaban con la poca información de la que se disponía y que hacía que fueran «normales» ciertas complicaciones, ahora mínimas. En el ámbito general cada persona puede decidir si utiliza, o no, la tecnología disponible más moderna, pero en la actividad de las ciencias de la salud no debería haber elección, siempre debería utilizarse lo último una vez que ha sido comprobado, lo que obliga al especialista a estar siempre al día.

La implantología dental se ha confirmado desde su ya amplia perspectiva como el mejor sistema restaurador en los pacientes desdentados; esto ha sido posible gracias a los avances continuos que se producen y que han permitido evolucionar desde la implantología entendida como la colocación de implantes en el hueso sin más condicionantes, a la implantología basada en la planificación completa del tratamiento en la que previamente se observa la prótesis final y, a partir de ese objetivo, se determinan las ubicaciones y las inclinaciones necesarias para sustentarla de forma óptima; pero también ha sido posible gracias a los medios que el cirujano puede utilizar en el momento de la cirugía.

La cirugía mínimamente invasiva (CMI) es la consecuencia de esta evolución, convirtiéndose en el reto de todo cirujano que busque la menor agresión y, en consecuencia, el menor postoperatorio posible para el paciente en síntomas y tiempo.

Sin embargo, la posibilidad de realizar este tipo de cirugía implica unos medios muy amplios, así como la colaboración de otras especialidades. Disponer de la información previa sobre lo que el cirujano se va a encontrar o, mejor aún, un modelo 3D similar al campo quirúrgico (**figuras 1a, b, c y d**), y además poder trabajar previamente sobre éste a modo de planificación y entrenamiento, es fundamental para poder ser mínimamente invasivo, pero actualmente sólo se puede conseguir con la colaboración de técnicas de diagnóstico por imagen (DI).

Introducción

El diagnóstico por imagen tiene un papel imprescindible e ineludible en el tratamiento implantológico, especialmente en la planificación previa (radiología preoperatoria), pero también es útil, en algunos casos, en el momento de la cirugía (radiología intraoperatoria) y, muy importante, en la valoración posterior (radiología postoperatoria).

En implantología el conocimiento de los sistemas radiológicos disponibles tiene su principal importancia en el diagnóstico preoperatorio, entendido como aquel o aquellos estudios radiológicos efectuados de forma previa a la colocación de los implantes y que tiene como objetivos determinar las posibilidades terapéuticas del paciente y descartar cualquier tipo de alteración que pudiera interferir con el proceso de osteointegración.

La utilización de probados protocolos radiológicos, cada vez más aceptados, optimiza el diagnóstico y simplifica la realización de la cirugía; aunque pueda parecer que su aplicación complica el procedimiento global del tratamiento, está demostrado que gracias a ello se consigue facilitar la cirugía y establecer un pronóstico mucho más preciso y fiable, ade-

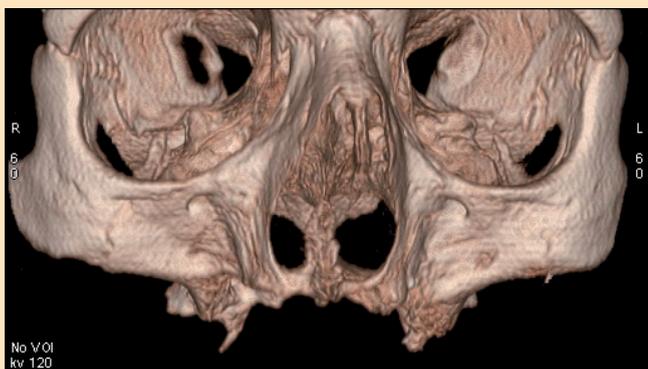


Figura 1a. Las imágenes 3D proporcionan al cirujano una información muy valiosa sobre la anatomía del paciente. La imagen corresponde a una reconstrucción 3D que muestra una atrofia vertical severa del maxilar.

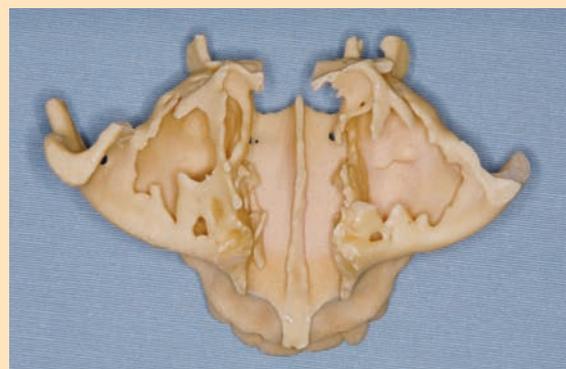


Figura 1b. Las técnicas de estereolitografía permiten fabricar modelos 3D a escala real del maxilar a estudiar; de esta manera el cirujano puede realizar un entrenamiento sobre un duplicado del paciente. En las figuras aparecen modelos estereolitográficos de maxilar (1b y c) y mandíbula (1d).

Figura 1c.



Figura 1d.



más de evitarse complicaciones. Branemark (1), artífice de la implantología moderna y del concepto de la osteointegración, hace ahora 60 años, destaca que los métodos radiológicos son una parte indispensable del tratamiento con prótesis osteointegradas: «La planificación preoperatoria es la clave del éxito del tratamiento con implantes».

El examen radiológico preoperatorio debe aportar información sobre la calidad del hueso, cuantificar el volumen disponible en el lugar teórico de la implantación y orientar sobre la localización más favorable y el tamaño más idóneo de los implantes, pero además, actualmente proporciona la información digital necesaria para realizar una planificación en el ordenador y, de considerarlo oportuno, realizar la cirugía guiada con cualquiera de sus diferentes sistemas. Gracias a estas posibilidades adquieren un gran protagonismo los sistemas informáticos de ayuda al profesional, que son los que realmente permiten realizar la planificación detallada del caso, la simulación de los resultados e, incluso, realizar una cirugía virtual a partir del estudio radiológico del volumen del paciente.

La moderna implantología, desde su inicio, ha tenido en el diagnóstico por imagen un aliado fundamental que le ha permitido alcanzar los resultados que todos conocemos, pero además, la tecnología digital en implantología se originó en el ámbito de la radiología (2). A su vez, los requerimientos que demandaba la implantología para su rápido desarrollo han conseguido que el diagnóstico por imagen avanzara más deprisa. El beneficio ha sido mutuo.

Exploraciones radiológicas 2D en implantología

Naturalmente de forma inicial se utilizó la radiografía intrabucal en la valoración del hueso previo a la colocación de implantes. La radiografía intrabucal retroalveolar puede utilizarse fundamentalmente en la valoración del espacio mesiodistal disponible entre dos dientes, o entre un diente y una estructura anatómica como el seno maxilar o el agujero mentoniano, entre otras, pero para ello es necesario realizar una técnica estricta, lo que es difícilmente objetivable. Para efec-



tuar otras mediciones, la distorsión geométrica inevitable que se produce debido a la forma de los maxilares y a la difícil colocación de la película hace que se puedan producir errores de valoración.

Por otra parte, el estudio subjetivo de la calidad ósea mediante radiografías intrabucales, ampliamente propuesto al conseguirse imágenes de gran definición o nitidez, es relativo teniendo en cuenta que sobre la película se proyecta todo el espesor de la zona estudiada; se trata de una imagen bidimensional pero que representa un volumen. Además, lo que se considera un dato objetivo de la calidad, basado en medidas de densidad en imágenes digitales, es sólo de cierta utilidad si se considera que el dato obtenido está basado en la medición de densidades fotográficas. Anecdóticamente diremos que hace más de 20 años utilizábamos estas proyecciones para evaluar el hueso formado alrededor del implante utilizando un lector de dosimetría, debido a la imposibilidad de acceder a otros sistemas hoy en día disponibles.

Si se tienen en cuenta las limitaciones mencionadas se entiende que las principales indicaciones de la radiografía intrabucal retroalveolar son la valoración intraoperatoria, en algunos casos, y los controles postoperatorios.

La telerradiografía lateral de cráneo se utilizó en un principio por indicación de Branemark (1). La justificaba para evaluar los sectores anteriores, que clasificaba atendiendo a su forma y calidad, pero su utilidad prácticamente se limitaba a la orientación protésica que suponía observar la relación existente entre ambos maxilares o entre éstos y el perfil blando del paciente.

La radiografía panorámica se ha consolidado como la técnica de primera elección en los tratamientos implantológicos, ya que aporta una información muy amplia de los maxilares a la vez que sirve para descartar cualquier patología que requiera otro tipo de tratamiento o que contraindique el tratamiento con implantes; debe utilizarse para hacer una primera aproximación al plan de tratamiento. Aunque su valor diagnóstico en implantología no ofrece discusión, sin embargo, el gran impacto de la radiografía panorámica en implantología no debe hacernos olvidar que es una técnica con características particulares que se deben tener siempre presentes para evitar errores.

La radiografía panorámica es una proyección muy sensible a la posición del paciente durante su realización. Si la colocación no es correcta se producirán distorsiones en la imagen, que, en algunos casos, pueden hacer que el clínico no azeado interprete mal la disponibilidad ósea del caso.

Como la imagen de la radiografía panorámica presenta cierto grado de magnificación, la industria ha desarrollado aparatos, de gran utilidad en implantología, que permiten hacer estas proyecciones con un factor de magnificación vertical conocido y constante que habitualmente es de un 25-30 por 100. Para poder medir sobre este tipo de radiografía es fundamental conocer esta distorsión vertical, pero también tener en cuenta que este factor no puede aplicarse a las dis-

torsiones horizontales. En la planificación del tratamiento sobre esta proyección es cómodo utilizar plantillas trasparentes con los tamaños de los implantes magnificados en la misma proporción que la imagen; la mayoría de los fabricantes disponen de plantillas con sus implantes.

La idea generalizada de que en la radiografía panorámica se aprecia siempre de forma bien definida la localización de los conductos dentarios no es exacta; Ortega (3) estudió la visibilidad de éstos en la radiografía panorámica, poniendo de manifiesto, entre otros datos, que aproximadamente en el 15 por 100 de los pacientes el conducto no se distinguía a lo largo de todo su recorrido entre el ángulo mandibular y el agujero mentoniano. De la misma manera, en función de la anatomía del paciente se pueden observar con más definición unas estructuras u otras. Normalmente resulta complicado definir la localización de los contornos sinusales.

A pesar de estas limitaciones se comprende que la causa más importante que cuestiona su utilización como técnica única es la falta de información de la anchura transversal de las estructuras anatómicas que no pone de manifiesto si el hueso tiene una anchura favorable o insuficiente. La falta de visión de la anchura produce también otros errores; Lee (4) ha comprobado que la relación entre la cresta ósea con respecto al conducto dentario en el eje vertical afecta la medida en la radiografía panorámica de la altura de hueso disponible.

Para obviar estas deficiencias es muy recomendable utilizar otra exploración complementaria que resuelva el problema; esta exploración es la tomografía, técnica de diagnóstico por imagen que permite observar un determinado plano del paciente (**figura 2**) y que tan buenos resultados ha obtenido en determinadas aplicaciones. El Comité Internacional de aparatos radiológicos adoptó oficialmente el término «tomografía» para describir aquella técnica en la que se estudian espesores limitados de determinadas áreas del organismo; también se utilizan los nombres de laminografía, planigrafía y estratigrafía. Puede decirse que la tomografía es la imagen radiográfica de un estrato elegido de un objeto, borrando intencionadamente los volúmenes situados por delante y por detrás del espesor de interés.

Ya en los primeros años de la implantología moderna algunos implantólogos empezaron a solicitar tomografías convencionales de las zonas de interés que aportaban una información aproximada de la anchura transversal; en un principio éstas se realizaban con aparatos de tomografía médica que obligaban a adoptar posturas muy forzadas a los pacientes y que, además, no eran muy precisos para este fin. Los resultados mejoraron a partir de finales de la década de los ochenta del pasado siglo cuando se desarrollan equipos que se conocen como «unidades multimodales», capaces de efectuar, por una parte, una radiografía panorámica de referencia y, por otra, tomografías espirales en diferentes angulaciones, todas ellas con un factor de magnificación exacto; el primero de ellos fue el aparato Scanora (Soredex, Orion Corporation Ltd, Helsinki, Finland) (5, 6, 7) (**figura 3a**). Las radiografías panorámicas



Figura 2. La tomografía es la técnica que estudia espesores limitados de determinadas áreas del organismo; puede decirse que la tomografía es la imagen radiográfica de un estrato elegido de un objeto, que borra de forma intencionada los volúmenes situados por delante y por detrás del espesor de interés. En la figura se aprecian cortes tomográficos (en esquema) localizados en el cuerpo mandibular.



Figura 3a. Aparato Scanora (Soredex, Orion Corporation Ltd, Helsinki, Finland)



Figura 3b. Localización de radiografía panorámica realizada con el aparato Scanora, que presenta una magnificación del 50%.



Figura 3c. Tomografía transversal de la zona observada en la figura 3b, efectuada con Scanora con una magnificación exacta del 70%.

Figura 4a.



Figura 4b.

Figura 4. Localización de radiografía panorámica (a) y tomografía transversal (b) efectuadas con Scanora. En la tomografía se observa la localización exacta del implante en el plano vestibulo-lingual y su relación con el trayecto del conducto dentario inferior. Nótese la ausencia de artefacto radiológico debido al metal al tratarse de una técnica convencional.

efectuadas con este aparato presentaban una magnificación del 50% (figura 3b) y las tomografías transversales del 70% (figura 3c) lo que hacía prácticamente necesaria la utilización de plantillas de acetato o reglas magnificadas en la misma proporción que las imágenes. La postura del paciente durante su realización era cómoda, pero los tiempos de exposición necesarios eran largos. La tomografía espiral fue usada durante bastante tiempo como técnica de visualización postoperatoria en aquellos casos en los que se quería observar la localización del implante con relación al hueso (figura 4).

Simplificando esta tecnología, posteriormente se comercializaron aparatos específicos de radiografía panorámica que incorporaban la posibilidad de realizar secciones transversales de una determinada zona simplemente cambiando los ejes sobre los que el aparato realizaba el giro. A pesar de su sencillez, no tuvieron éxito.

Aunque la información de la radiografía panorámica se complementara con los estudios tomográficos convencionales, seguían existiendo varios problemas que limitaban su utilidad, como la imposibilidad de obtener la imagen de un espesor



exacto, real y no teórico, y fundamentalmente, la inexactitud que se producía cuando se relacionaba la angulación del corte tomográfico con la panorámica (**figuras 5a y 5b**).

La mayoría de edad del diagnóstico por imagen en implantología se produce cuando se incorpora la tomografía computarizada (TC) a la práctica clínica diaria, abriéndose en ese momento posibilidades hasta entonces impensables y que han sido el medio para que la implantología alcanzara la predecibilidad tan favorable que hoy tiene.

Protocolo radiográfico actual

La dilatada experiencia clínica que actualmente se tiene en los tratamientos implantológicos y el acceso generalizado a las técnicas de diagnóstico computarizado conduce a establecer un protocolo de actuación radiológico muy definido y reconocido (8). El primer paso es disponer de una radiografía panorámica que establezca una aproximación al tratamiento y determine la viabilidad del mismo; en caso de ser favorable, es indispensable conocer la anatomía del paciente de forma precisa mediante las imágenes que la tomografía computarizada proporciona.

Cambio de concepto: del 2D al 3D

El desarrollo e implantación de la tomografía computarizada (**figura 6**) cambia el concepto habitual del especialista acostumbrado a observar imágenes bidimensionales y estáticas de las estructuras, por el concepto de volumen 3D que, además, añade la posibilidad de estudiar las imágenes de una forma dinámica. A partir de ese momento se puede decir que el volumen del paciente se encuentra a disposición del especialista para que pueda buscar la zona anatómica de interés, pero, a su vez, observándola desde la perspectiva más idónea y con las características que más le convenga.

Si decimos que el volumen del paciente se encuentra a nuestra disposición, de alguna manera habrá que introducirlo en el lugar en el que vamos a interactuar con él, que naturalmente es el ordenador. Pues bien, el volumen llega al ordenador enviado desde un dispositivo llamado escáner, capaz de «captarlo» de la manera necesaria. Un escáner es un aparato que capta un objeto en su totalidad y que genera una serie de datos digitales, que, una vez incorporados en un ordenador, son susceptibles de utilizarse de muy diferentes maneras.

De manera genérica podemos decir que el escáner lo que hace, de una forma u otra, es dividir el objeto escaneado en unidades pequeñas de volumen que llamamos vóxeles. Si a cada vóxel el escáner le asigna un valor de densidad en una determinada escala y unas coordenadas que definen su situación y posición en el espacio, se puede conocer la información de cada vóxel tomado de forma individual pero, también, uniendo esta información con la de un número menor o mayor de vóxeles vecinos, obtener una información más amplia (**figuras 7a, 7b y 7c**).

Cuando decíamos más arriba que el escáner divide el cuerpo que explora en pequeños vóxeles, «de una forma o de otra», queríamos significar que actualmente, utilizando los rayos X como fuente de energía, el «escaneado» puede hacerse con dos tecnologías diferentes; estas dos tecnologías son, naturalmente, la tomografía computarizada médica (TCM) y la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT). Dada la importancia que tienen ambos tipos de escáneres, es muy importante que los usuarios tengan una idea clara de la forma de actuar de cada una de ellas.

Tomografía computarizada médica

Al principio de la década de mil novecientos setenta, basándose en el gran avance que tuvieron los procesadores informá-

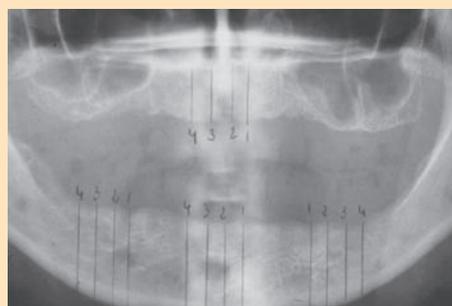


Figura 5a. La localización de los cortes tomográficos convencionales se indicaba mediante la realización de marcas numeradas en la radiografía panorámica, efectuada previamente, mediante un proceso manual que en algunas ocasiones no era preciso.

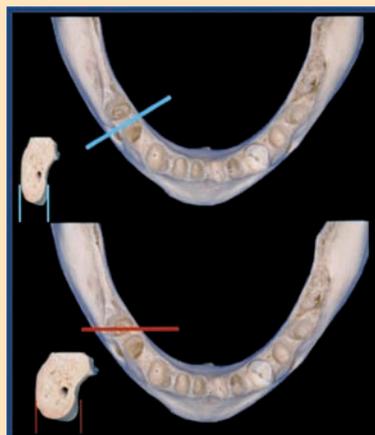


Figura 5b1.



Figura 5b2.

Figura 5b. La realización de los cortes tomográficos de forma convencional hacía muy difícil relacionar el corte en la anatomía real del paciente, lo que podía producir errores en la cuantificación del hueso disponible como se pone de manifiesto en las figuras b1) plano transversal. b2) Plano frontal.



Figura 6. Prototipo de escáner desarrollado por Hounsfield.

Figura 7. Cuando un cuerpo es estudiado por un escáner el fin último que persigue es dividirlo en unidades de volumen individualizadas llamadas vóxeles, de tal manera que el ordenador conozca la ubicación de los mismos y sus valores de densidad. a) El aparato divide el objeto en unidades de volumen. b) El ordenador conoce la localización espacial de cada una de ellas, así como su valor de densidad siendo capaz de individualizar cada unidad. c) Uniendo la información de un grupo determinado de vóxeles se puede obtener la información de un plano completo.

Figura 7a.

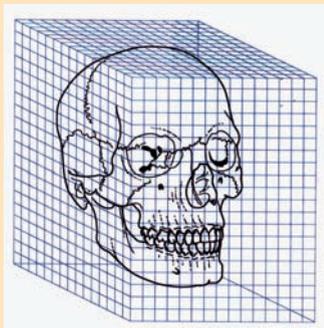
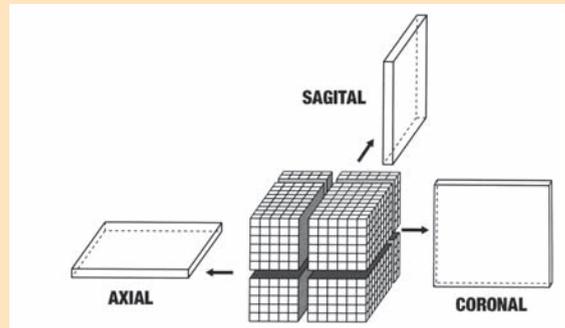


Figura 7b.



Figura 7c.



tos y las memorias electrónicas, el ingeniero inglés Godfrey Hounsfield desarrolló una nueva forma de tomografía (computarizada) médica que en principio se llamó TAC (Tomografía axial computarizada) pero que, en la actualidad, se conoce con el nombre de TC (Tomografía Computarizada) o tomodensitometría, que revolucionó el diagnóstico por la imagen produciendo un cambio espectacular en la forma de entender la manera de observar el interior del paciente. El aparato (figura 8) obtenía los datos de uno o varios cortes axiales del paciente, del espesor que se programaba. Estos datos procesados por el ordenador generaban la imagen de cada corte axial.

La evolución de los aparatos de tomografía computarizada médica ha sido imparable, produciéndose grandes avances en cada nueva generación. El haz de rayos X con forma de lápiz de la primera generación se convierte en un haz en forma de abanico en las siguientes generaciones. Posiblemente, al margen de su invención, el paso más importante en tomografía computarizada se produce con el desarrollo de la tomografía computarizada espiral o helicoidal (TCH) que disminu-

ye de una forma muy determinante el tiempo de exploración y la dosis de radiación (figura 9). Posteriormente al desarrollo de este avance, se consiguen estudios más rápidos gracias a los escáneres multicorte, basados en la aplicación de múltiples haces de rayos X, que consiguen varios cortes en cada giro del aparato. No hace mucho se ha presentado el TC dual que utiliza dos tubos de rayos X funcionando de forma simultánea (figura 10). Los procesadores utilizados permiten ya desde hace unos años que las imágenes se observen y se almacenen en tiempo real.

La utilización de los aparatos helicoidales y multicorte en implantología permite realizar estudios completos del maxilar o de la mandíbula en tiempos muy cortos y con dosis de radiación muy inferiores a los aparatos de generaciones anteriores.

Tomografía computarizada de haz cónico

Es la segunda tecnología disponible para escanear los maxilares. Desde hace unos años existen una serie de apa-



Figura 8. Aparato de TC médico espiral o helicoidal y multicorte. Obsérvese el gantry o aparato propiamente dicho y la camilla donde se coloca al paciente en posición de decúbito.

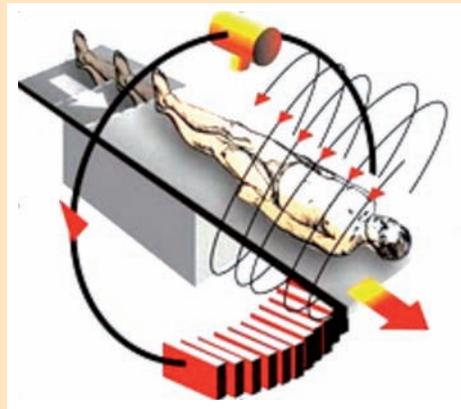


Figura 9. Esquema del funcionamiento de un aparato de TC espiral en el que se pone de manifiesto que el tubo de rayos X gira de forma continua a la vez que el paciente avanza con una velocidad constante, lo que genera adquisiciones de forma espiral.

Figura 10. Tecnología TC con doble fuente de radiación. a) Aparato. b) Esquema. Obsérvese que cada fuente de radiación puede trabajar con diferentes intensidades.



Figura 10a.



Figura 10b.

ratos denominados tomógrafos o escáneres de haz cónico que permiten obtener estudios del volumen maxilo-mandibular y procesarlos de forma similar a como lo hacen los tomógrafos computarizados médicos, pero con una menor dosis de radiación.

La técnica es denominada tomografía computarizada de haz cónico (TCHC), en inglés *cone beam computed tomography* (CBCT); también se conoce como 3D, refiriéndose a su capacidad para generar imágenes tridimensionales, y como escáner dental, para distinguirlo de la TC médica. Es la técnica de diagnóstico por imagen de moda en Odontología.

El desarrollo del CBCT como técnica de diagnóstico odontológico representa un cambio sustancial de la radiología dental y maxilofacial ya que incorpora de una forma generalizada la tomografía computarizada a la práctica diaria. El éxito del CBCT en Odontología se debe a que ha simplificado la transición de las imágenes radiográficas en el diagnóstico dental desde el 2D al 3D. En los últimos años la tecnología *cone beam* se ha equiparado al uso del TC en el estudio de patologías maxilofaciales y, en particular, de la cavidad oral. Prueba de ello son los atlas publicados sobre aplicaciones clínicas (9, 10, 11).



Desarrollo y expansión de la tomografía computarizada de haz cónico

La técnica tomográfica computarizada de haz cónico no se desarrolló inicialmente para aplicaciones odontológicas como suele pensarse. Las primeras aplicaciones fueron la detección del cáncer de pulmón y el estudio de las cardiopatías mediante angiografía, pero también se ha aplicado en mamografía y en la planificación de los tratamientos radioterápicos. El inconveniente fundamental que presentaban estos aparatos (**figura 11**) es que eran muy grandes y pesados.

Aprovechando, una vez más, el aumento en el rendimiento de los procesadores informáticos y el desarrollo de tubos de rayos X capaces de efectuar una exposición continua, se pudo llegar al desarrollo de sistemas más económicos y de tamaño apropiado para su utilización odontológica.



Figura 11. Aparato de tomografía computarizada de haz cónico para uso médico desarrollado en los años 80 del siglo XX.

El primer aparato de haz cónico para aplicación dental fue desarrollado en Italia por la empresa QR de Verona denominándose Newton 9000 (**figura 12**). Sus inventores fueron Tacconi y Mozzo que solicitaron la patente en el año 1995. La presentación del sistema tuvo lugar en Milán en junio de 1996. Trabajaron con los prototipos, Polizzi (Verona, 1996), Novarad (Venecia, marzo de 1997), Bianchi (Turín, abril de 1997), Ortega (Madrid, mayo de 1997) y Jacobs (Maerburg, septiembre de 1997), considerándoseles pioneros en CBCT dental (12).

La gran expansión de la técnica se produce en marzo de 2001 con la autorización de la FDA (Federación Dental Americana) para su comercialización en EEUU. El primer aparato fuera de Europa se instaló en la Universidad de Loma Linda en abril de 2001, prácticamente 5 años después de su inicio. A finales de 2003 la compañía Imaging Sciences Internacional presenta el equipo i-CAT sobre un diseño realizado en la



Figura 12. El primer aparato de tomografía computarizada de haz cónico comercializado para uso fue el modelo Newton 9000 de la empresa QR.

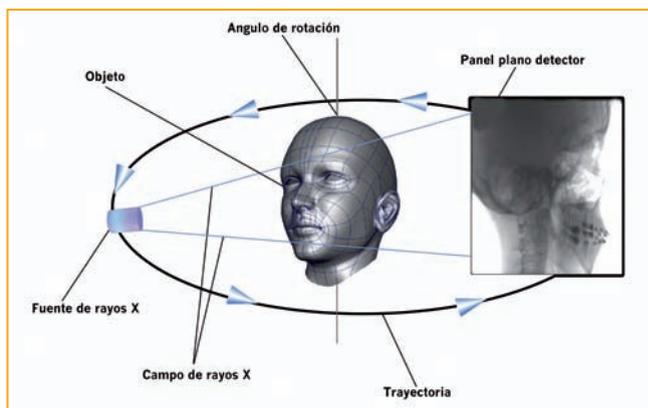
Facultad de Ingeniería de la Universidad de Michigan (EEUU). El prototipo se llamó DentoCAT.

Actualmente, existen una gran variedad de marcas que comercializan esta tecnología y cada una de ellas dispone, a su vez, de una gran variedad de aparatos con unas características propias. Entre estos existen aparatos que exclusivamente realizan esta tecnología, pero, además, se comercializan equipos que combinan esta tecnología con otras técnicas como la radiografía panorámica.

Fundamento del CBCT y forma de funcionamiento

El aparato CBCT se basa en un haz de rayos X cónico o piramidal (divergente), como los que se utilizan en los aparatos de radiología convencional intrabucal o extrabucal, que, atravesando el objeto a estudiar, se dirige hacia un detector bidimensional de rayos X situado en el lado opuesto (**figura 13**). El sistema de detección es una matriz constituida habitual-

Figura 13. Esquema que pone de manifiesto cómo funciona un aparato CBCT; un haz de rayos X cónico o piramidal (divergente) se proyecta sobre el objeto a estudiar. La radiación no absorbida se dirige hacia un detector bidimensional de rayos X situado en el lado opuesto. El detector puede ser de diferentes tamaños.





mente por 512 x 512 detectores que proporciona una imagen digital constituida por 260.000 elementos (píxeles).

Sólo se necesita una rotación para obtener los datos suficientes para generar la posterior reconstrucción de imágenes; el brazo del aparato describe un arco de giro variable (entre 180 y 360 grados) y utilizando diferentes tiempos de exposición produce un gran número de imágenes consecutivas de tipo bidimensional. De esta forma, cada unidad de proyección individual, que correspondería a una sección del volumen de interés en el TC médico, en el sistema de haz cónico sería una radiografía 2D (figuras 14a y 14b). El proceso por el cual a partir de proyecciones 2D se reconstruyen imágenes de volumen se conoce como «reconstrucción de haz cónico». En resumen, mediante un número suficiente de matrices bidimensionales obtenidas desde varios ángulos se reconstruye la matriz tridimensional.

Los primeros detectores utilizados fueron los intensificadores de imágenes, pero eran voluminosos y tenían el inconveniente de producir distorsión en la imagen. Por este motivo se empezaron a utilizar detectores de panel plano de alta resolución que constan de una matriz de píxeles de transistores de película delgada de silicio amorfo hidrogenado (a-Si:H); los rayos X se detectan indirectamente mediante un centelleador que convierte los rayos X en luz visible que posteriormente se registra en la matriz de fotodiodos. Reducen

la distorsión periférica pero, como inconveniente, la radiación necesaria es mayor. Actualmente se utilizan detectores con tecnología de sensor directo que absorben el total de la radiación y la convierten directamente en señales eléctricas (figura 15).

A partir de la información obtenida, mediante programas informáticos de análisis y reformateado, se consigue la extracción de imágenes en 2D de tipo panorámico, secciones sagitales, coronales, etc. También imágenes 3D. El tiempo de cálculo para obtener las imágenes puede ser de varios minutos pero depende, en gran medida, de la capacidad del sistema informático y de la cantidad de disparos que se realicen, así como de la resolución empleada. El tamaño del archivo debe ser razonable.

Clasificación de los aparatos de haz cónico

Los aparatos de CBCT pueden clasificarse en función de varios parámetros; si se atiende al tipo de detector de imagen que utilizan, podemos clasificarlos en aparatos que utilizan intensificador de imagen o aparatos que utilizan panel plano; atendiendo a la posición del paciente durante la exploración, existen aparatos horizontales en los que el paciente se coloca en decúbito supino y aparatos verticales en los que el paciente puede estar sentado o de pie (figura 16).



Figura 14b.



Figura 14a.

Figuras 14a y 14b. Imágenes de proyección individual de las técnicas TC y CBCT. a) En el escáner médico cada imagen corresponde a una sección del volumen de interés; imagen axial. b) en el sistema de haz cónico (CBCT) sería una radiografía 2D.

Figura 15. En relación con los detectores de panel plano utilizados en los aparatos de CBCT, los rayos X se pueden detectar de dos maneras. De forma indirecta mediante un centelleador que convierte los rayos X en luz visible que posteriormente se registra en la matriz de fotodiodos y de forma directa mediante un sensor que absorbe el total de la radiación y la convierte directamente en señal eléctrica.

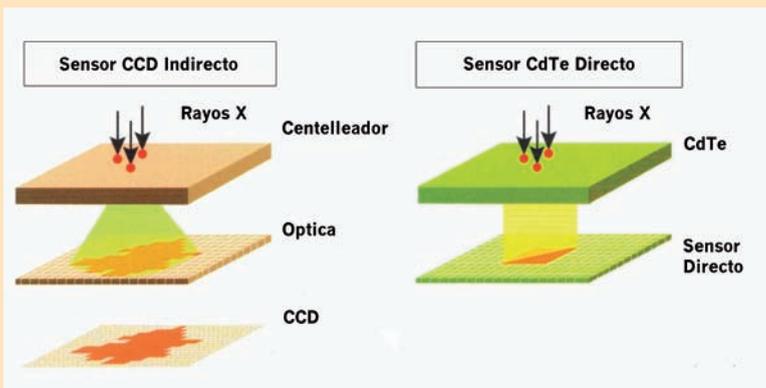
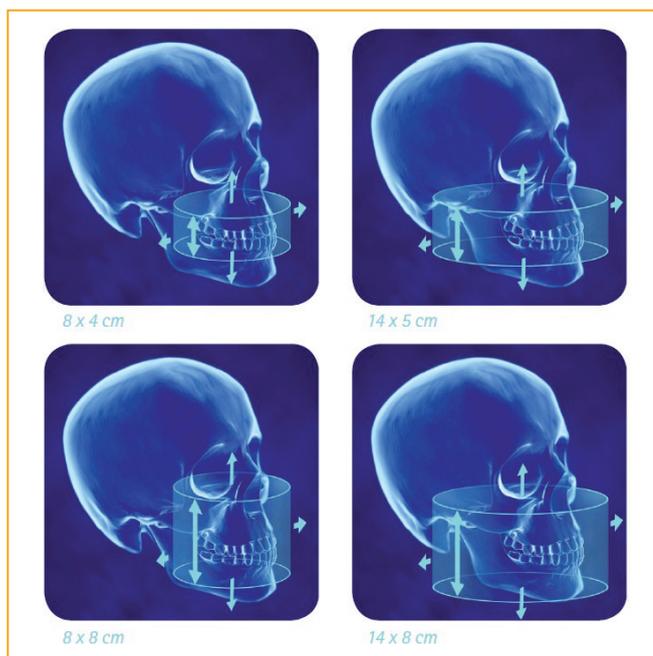




Figura 16. Los aparatos de CBCT pueden clasificarse atendiendo a la posición del paciente durante la exploración, existiendo aparatos horizontales en los que el paciente se coloca en decúbito supino (a) y aparatos verticales en los que el paciente puede estar sentado (b) o de pie (c).

El tamaño del campo visual, es decir, el tamaño del área que se puede explorar, es una de las características que también define y permite clasificar los diferentes aparatos, existiendo equipos capaces de explorar volúmenes pequeños, intermedios o grandes, con posibilidad estos últimos de registrar el cráneo completo (figura 17).

Figura 17. Los equipos actuales de CBCT son capaces de explorar diferentes campos, desde pequeños hasta grandes volúmenes, con posibilidad, estos últimos, de registrar el cráneo completo. En la figura pueden observarse distintos tamaños de campo de imagen con las posibilidades que ofrece cada uno de ellos.



Características de los aparatos CBCT

- Utilidad para diferentes aplicaciones: dental y maxilofacial; estudio de apnea, ATM, etc.
- Posibilidad de modificar el tamaño del campo visual; unos aparatos sólo son capaces de obtener áreas de trabajo preestablecidas, mientras que en otros el campo visual se puede elegir libremente entre unos tamaños máximo y mínimo.
- Estudios con alta resolución; tamaño de vóxel desde 0,08 mm.
- Reducción de artefactos de metal.
- Baja dosis de radiación.
- Diseño ergonómico con acceso más cómodo para el usuario y posibilidad de colocar al paciente en su silla de ruedas.
- Voltaje máximo 120 kV.
- Software dinámico.
- Integración de datos con programas de planificación/simulación.

Comunicación entre aparatos y programas informáticos

Una vez que el escáner (TCH o CBCT) ha efectuado la exploración, los datos que recoge se envían directamente al ordenador para ser procesados. Aunque algunos aparatos trabajan en un formato propio, en la mayoría de los sistemas estos datos se manejan en el formato estándar de la radiología, formato que surgió como una necesidad para poder comunicar aparatos e instalaciones de distintos fabricantes. Se denomina *Digital Imaging and Communication in Medicine* (Almacenamiento y Comunicación de Imágenes Médicas), pero es conocido por sus siglas DICOM. Inicialmente el formato se llamó ACR-NEMA 1.0 (1985) y ACR-NEMA 2.0 (1988), pero poste-



riormente, en 1993, pasó a denominarse DICOM o DICOM 3 (13, 14). Fue desarrollado por el *American College of Radiology* (ACR) y la *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) con el planteamiento de «crear y mantener estándares internacionales para la comunicación de información biomédica terapéutica y diagnóstica, en disciplinas que utilizan imágenes digitales y datos asociados». Las imágenes en formato DICOM están representadas en ficheros que muestran la extensión «.dcm». Básicamente, cada imagen propiamente dicha es precedida de un encabezado, donde se establecen los datos del paciente, el tipo de examen y las características técnicas de su adquisición (grosor de corte, angulación del gantry, tamaño, resolución de la imagen, etc).

Procesado de las imágenes de escáner

Cuando se realiza un estudio con escáner, ya sea con TC médico o con CBCT, lo que se obtiene es una secuencia de imágenes axiales. En el caso del TC médico las imágenes axiales son obtenidas directamente por el aparato; en el caso del CBCT primero se obtienen, como ya se ha indicado, una serie de imágenes 2D del paciente, a partir de las cuales se calculan los datos del volumen y las imágenes axiales.

Habitualmente las imágenes axiales, por sí mismas, no son suficientes para establecer un diagnóstico odonto-estomatológico completo, por lo que es imprescindible disponer de algún programa informático de reformación multiplanar que consiga otras imágenes. La base de los programas de reformateado multiplanar es la sumación de las secciones axiales capturadas como paso previo a la consecución de otros planos.

El desarrollo del formato DICOM ha permitido contar con un protocolo para extraer los datos digitales de las imágenes y así poder desarrollar diferentes aplicaciones informáticas de procesado. El programa *Dentascan*[®] ha sido la referencia a seguir desde su presentación como programa de reconstrucción multiplanar de aplicación maxilofacial para los aparatos de TC médica, produciendo imágenes específicamente creadas para el análisis del maxilar y la mandíbula. Sus autores publican los primeros datos sobre el mismo en 1987 (15).

Estos programas de reconstrucción multiplanar siguen la siguiente secuencia (**figura 18**); una vez abiertos se cargan en el mismo las imágenes axiales generadas por el escáner; a partir de una imagen axial representativa se dibuja una línea que sigue el eje del proceso alveolar (**figura 18a**). Esta línea servirá de referencia para que el ordenador reconstruya las imágenes panorámicas (**figura 18b**) y ortorradales (**figura 18c**) necesarias. Todas estas imágenes, observadas en conjunto, proporcionan una información muy útil acerca de la tercera dimensión, siendo una gran ayuda para el diagnóstico y la planificación del tratamiento implantológico, destacando la posibilidad de valorar la dirección del eje óseo. Para poder interpretar las imágenes de forma conjunta existen referencias numéricas cruzadas que permiten relacionarlas entre sí.

Los datos obtenidos por los aparatos conllevan el conocimiento del tamaño real del objeto escaneado, lo que permite

estudiar el caso de una forma mucho más sencilla ya que cualquier medida que realicemos en el ordenador nos dará la medida real. Sin embargo, si las imágenes se imprimen en película, es importante que la imagen filmada no presente ningún grado de magnificación para evitar equivocaciones.

Cuando se estudian las proyecciones de reconstrucción panorámica, éstas pueden ser la representación de un espesor más o menos ancho. Este es un dato muy importante a tener en cuenta; sin descartar la utilidad y exactitud de cortes muy finos (**figura 19**), es de destacar la buena referencia que implica la utilización de cortes de espesor ancho, obteniéndose imágenes muy parecidas a las ortopantomografías convencionales (**figura 18b**).

Debe tenerse en cuenta que en las imágenes tomográficas existe una gran diferencia entre unos pacientes y otros en relación con la definición de los conductos dentarios inferiores. Estudios sobre la visibilidad del conducto dentario inferior en pacientes escaneados con TC médico y reformateados con el programa *Dentascan* demuestran que, en algunos casos, el trayecto era fácilmente distinguible en toda su extensión, pero que en otros muchos existían conductos difícilmente distinguibles, e incluso, en algunos no se observaban a lo largo de todo su trayecto. Por este motivo, son de gran ayuda las aplicaciones que tienen herramientas para identificar el conducto dentario en la imagen más favorable; una vez señalado en esta, de forma automática, se representa su localización exacta en las otras imágenes (**figura 20 a, b y c**), a pesar de que no se manifieste de una forma aparente en las mismas.

Tanto la TC médica como la CBCT permiten obtener también imágenes tridimensionales (3D), aunque para ello es necesario disponer del software específico. Utilizando diferentes parámetros de visualización se pueden visualizar estructuras duras o blandas (**figuras 21a y 21b**). Las imágenes 3D pueden ser útiles en la planificación del tratamiento, aunque hay que considerar que pueden tener ciertas modificaciones en relación con el tamaño real del hueso.

Formas de presentación de los estudios

Una vez que los datos del escáner llegan al ordenador (estación de trabajo), habitualmente, el técnico procede a revisarlos para descartar cualquier tipo de alteración que haga el estudio inservible.

Comprobada y confirmada la validez del estudio, estos pueden presentarse de dos maneras; la más tradicional ha sido la impresión en película, pero el desarrollo de programas informáticos diseñados para ser usados por el propio especialista han permitido que este pueda estudiar el caso directamente en el ordenador.

En el caso de la impresión en película el radiólogo reformatea las imágenes que considera oportunas utilizando un programa de reformateado multiplanar, siguiendo la secuencia habitual ya mencionada, y las imprime en unas placas que simulan películas radiográficas. Es muy útil y cómodo que las imágenes se impriman sin ningún grado de magnificación, pe-

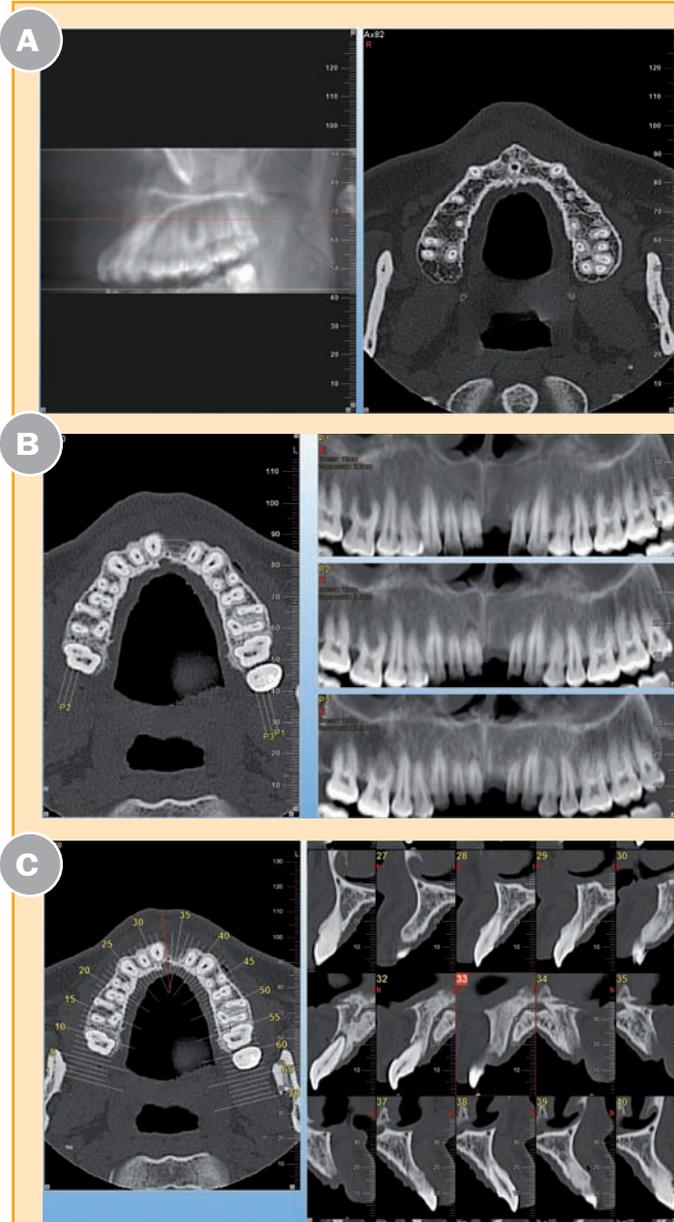
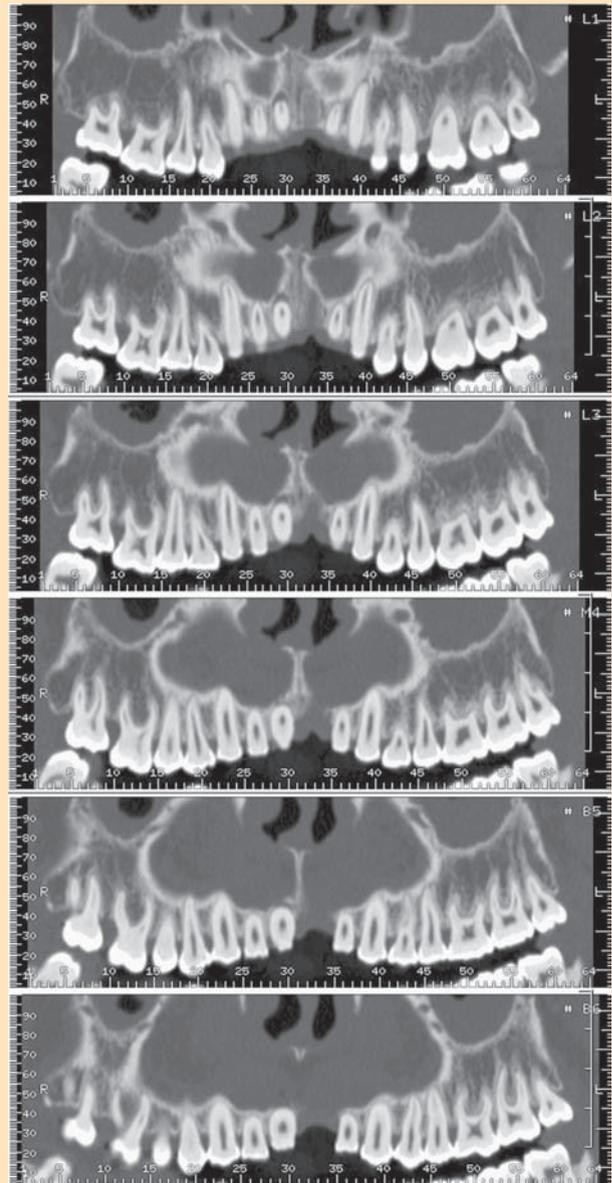


Figura 18. Los programas de reconstrucción multiplanar siguen la siguiente secuencia; elegido un determinado caso, se abre una ventana (a) en la que se observan las imágenes axiales generadas por el escáner junto con una imagen lateral o frontal de referencia en la que se pone de manifiesto (línea roja) la localización de la imagen axial visualizada. (b) De todas las imágenes axiales se elige la que se considera más idónea y, sobre ella, se dibuja una línea siguiendo el trayecto del proceso alveolar (líneas blancas) para que el programa genere las imágenes de reconstrucción panorámica. (c) A partir de la línea dibujada sobre la imagen axial, se generan las imágenes oblicuas ortorradales pudiendo observarse en la imagen axial las localizaciones de cada una de ellas. Entre todas las imágenes existen referencias numéricas cruzadas que permiten relacionarlas entre sí.

Figura 19. Las proyecciones de reconstrucción panorámica pueden ser la representación de un espesor más o menos ancho. En la figura se observa una secuencia de imágenes muy finas.



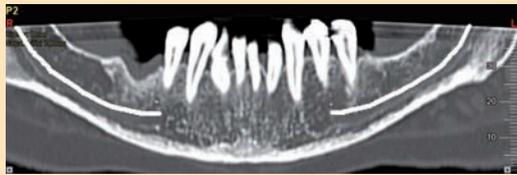


Figura 20a.



Figura 20b.

Figura 20. Son de gran ayuda las aplicaciones que tienen herramientas para identificar el conducto dentario en la imagen más favorable, que habitualmente es una imagen de reconstrucción panorámica estrecha. (a) Una vez señalado en ésta, de forma automática, se representa su localización exacta en las otras imágenes mediante una marca opaca. (b) Imagen de reconstrucción panorámica ancha. (c) Imágenes oblicuas.

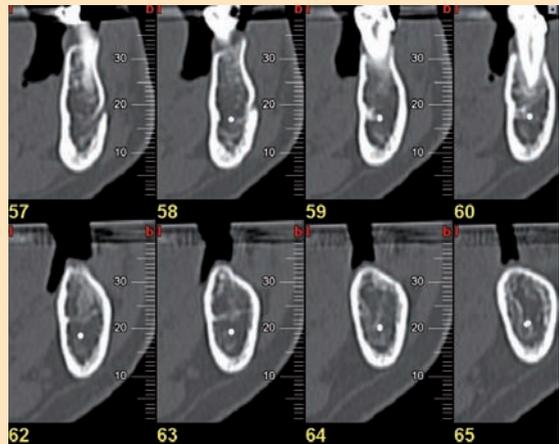


Figura 20c.

Figuras 21 a y 21b. Tanto la TC médica como la CBCT permiten obtener también imágenes tridimensionales (3D). Utilizando diferentes parámetros de visualización se pueden visualizar estructuras duras (a) o blandas (b).

Figura 21a.



Figura 21b.



ro conseguirlo requiere que todo el sistema se encuentre perfectamente calibrado.

La otra forma de presentación de los estudios es más completa y ofrece más posibilidades al implantólogo. Este debe recibir los datos del escáner, vía electrónica o en un soporte digital (CD o DVD habitualmente). Una vez disponibles en su ordenador, pueden ser procesados mediante un programa informático de reformateo genérico (capaz de leer estudios efectuados con cualquier escáner), o uno específico del aparato con el que se ha realizado el estudio y desarrollado habitualmente por el propio fabricante. Los primeros suelen tener un coste económico mientras que los segundos son habitualmente gratuitos. La ventaja que ofrecen estos programas (genéricos o propios de un aparato) es que el implantólogo puede generarse él mismo las imágenes que considere oportunas y manipularlas a su criterio.

Existen programas que además ofrecen la posibilidad de realizar planificaciones del tratamiento simulando la colocación de los implantes en el hueso, determinando la angulación de los pilares para obtener una correcta restauración y eva-

luando la cantidad de material de relleno necesario para efectuar una elevación de seno maxilar, entre otras muchas aplicaciones que facilitan el tratamiento de forma significativa. La planificación del tratamiento se puede hacer directamente en las imágenes 2D o sobre las imágenes tridimensionales, permitiendo comprobar la ubicación y características de los implantes planificados, a la vez, en el resto de las imágenes.

En caso de que el escáner sea efectuado por un centro radiológico, es fundamental que éste conozca, en el momento de realizar el estudio, el programa informático que el profesional prescriptor tiene para visualizarlo o hacer la planificación, ya que en algunos casos es necesario efectuar la adquisición del mismo con unos parámetros específicos para ese programa. De esta manera, por ejemplo, Nobel Clinician precisa que el estudio esté efectuado con un espesor de los cortes axiales de 0,3 a 0,5 mm, mientras que en otros es suficiente un espesor de 1 mm.

Debe tenerse en cuenta que algunos programas obligan a efectuar un procesamiento de los datos DICOM que entrega el escáner, ya que no son capaces de leer éstos directamente;

procesado que suele realizar la marca comercial que distribuye el programa y que suele suponer un coste añadido. Actualmente, la mayoría de los programas que utilizan los profesionales sí suelen ser compatibles con DICOM y no precisan la realización del procesado.

Algunos programas, además, también brindan la posibilidad de diseñar férulas quirúrgicas, a partir de la planificación, que en el momento de la cirugía permiten al profesional cumplir de forma exacta la ubicación de las fijaciones, así como mantener las angulaciones programadas y la justa inmersión del implante, e incluso, efectuar prótesis que están preparadas antes de la cirugía, de tal forma que el tratamiento se convierte en tratamiento inmediato.

Férulas radiológicas y cirugía guiada

Existen estudios como el de Neugebauer (16) que han comprobado que utilizando sistemas de cirugía guiada se produce una mayor exactitud que utilizando el sistema quirúrgico tradicional «a mano alzada».

Para poder realizar una cirugía guiada es de gran ayuda, aunque no imprescindible, realizar el escáner con una férula radiológica colocada en boca; para su realización existen diferentes protocolos. Las férulas más idóneas son aquellas que proporcionan una imagen radiopaca de los dientes sin producir ningún tipo de artefacto. Por tanto, se utilizan férulas acrílicas con los dientes opacificados con bario. En algunos casos, se efectúan perforaciones cilíndricas que simulan el eje de emergencia de los implantes. La férula debe estar correctamente adaptada en el momento de realizar la exploración.

Mediante sistemas CAD/CAM se pueden fabricar férulas quirúrgicas que serán el sistema para trasladar la planificación a la boca del paciente (17).

Las férulas pueden ser realizadas por estereolitografía, en algunos casos, y, en otros, modificando directamente la férula radiológica en guía quirúrgica teniendo en cuenta los datos de la planificación; para este fin se realizan unas perforaciones en la férula radiológica siguiendo el eje de los implantes. Es muy importante que la férula quirúrgica esté perfectamente adaptada en el momento de la cirugía, siendo necesario en muchos casos fijarlas al maxilar con microtornillos.

Las guías estereolitográficas se fabrican en los centros de prototipado mediante una técnica de polimerización por capas que se realiza a partir de los datos de la planificación. La estereolitografía comenzó su andadura a principios de los años ochenta para construir modelos en materiales sólidos, basándose en los datos aportados por un ordenador sobre el que se efectúa el proceso de diseño; de esta forma se consigue de una forma sencilla un cuerpo tridimensional. Los materiales con los que se puede realizar la estereolitografía son múltiples, desde resinas líquidas fotopolimerizadas hasta metacrilatos, utilizándose unos u otros en función de las características que se quieran conseguir en el modelo. La naturaleza es la principal generadora de polímeros (los tejidos de los seres vivos son el mejor ejemplo), pero existen también polí-



meros sintetizados por los químicos (nylon, teflón, acrílico). Lo que hace la estereolitografía es dar forma tridimensional a los polímeros. A las férulas producidas en acrílico se les insertan unos cilindros metálicos que sirven para guiar el fresado del hueso.

Además, la gran precisión de los sistemas digitales de planificación implica que se conozcan previamente las posiciones exactas de los implantes antes de hacer la cirugía. Utilizando réplicas de los implantes sobre un modelo se puede diseñar previamente la prótesis, que puede ser utilizada inmediatamente tras la cirugía como prótesis de carga inmediata (18).

Otra forma de realizar cirugía asistida en los tratamientos implantológicos es la Cirugía por Sistemas de Navegación Óptica (CSNO), posibilidad que ofrece la moderna tecnología para que la planificación efectuada se cumpla en el momento de la cirugía. La navegación permite realizar una «cirugía guiada sin guía» (19). Se basa también en la información aportada por los estudios tomográficos computarizados. Actualmente, el sistema más utilizado es el Robodent[®], diseñado y desarrollado por la compañía alemana Robodent GmbH (figura 22). Esta tecnología de alta precisión se desarrolló para ser aplicada en neurocirugía, pero desde hace años se aplica a la implantología y está evolucionando ampliamente. Este sistema puede considerarse más sofisticado y completo que el basado en las férulas quirúrgicas, pero no está tan probado.

Como ventaja de la CSNO con relación a la cirugía con guías quirúrgicas, hay que destacar que con la primera el cirujano tiene un plan exacto de ruta pero si se requiere alguna modificación sobre la planificación, ésta puede realizarse sobre la marcha. El cirujano puede replanificar la posición de los implantes de acuerdo a las nuevas circunstancias y seguir la cirugía dirigido por el Robodent[®] con una nueva planificación.

En contrapartida, el inconveniente de la cirugía guiada por ordenador está en relación con sus requerimientos técnicos, necesitándose un equipamiento complejo y caro para localizar la situación y la posición de los instrumentos quirúrgicos. Mediante la colocación de unos sensores en el material rotatorio, consigue seguir los movimientos del cirujano, siendo, además, capaz de manifestarle la existencia de discrepancias

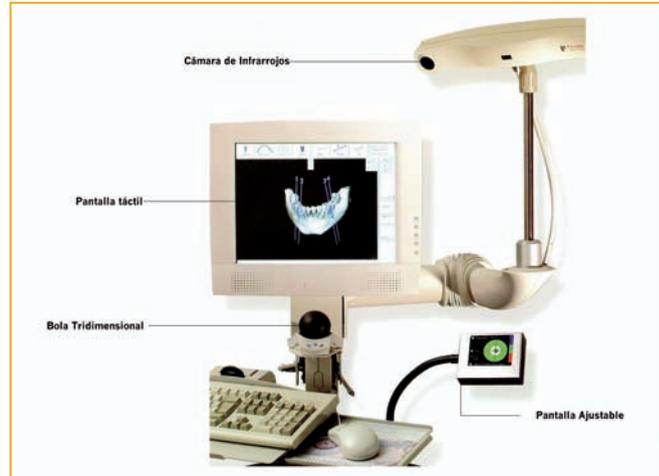


Figura 22. Equipo para cirugía guiada mediante Navegación óptica Robodent[®]; obsérvense los distintos componentes del mismo.

entre lo programado y lo que en cada momento está realizando; conocer la localización exacta de los instrumentos es la base para obtener un resultado óptimo.

La forma de realizar cirugía guiada sin necesidad de planificar en el ordenador consiste en fabricar guías quirúrgicas partiendo de los implantes colocados por el cirujano a mano alzada en un modelo estereolitográfico. A partir de los datos obtenidos por el escáner se puede realizar un modelo idéntico al maxilar o mandíbula del paciente; inicialmente se hacían con máquinas de fresado pero posteriormente con sistemas láser de estereolitografía.

En conclusión, el diagnóstico por imagen es un método indispensable que aporta la información necesaria para obtener una valoración detallada de los casos implantológicos, que ha evolucionado en los últimos años hacia los sistemas digitales 3D. Actualmente debe seguirse el protocolo establecido; radiografía panorámica complementada con un estudio tomográfico computarizado con TC-CBCT. La prescripción de una u otra técnica queda al criterio del especialista.

Se puede afirmar que la planificación del tratamiento efec-

tuada mediante sistemas informáticos es de gran utilidad facilitando en gran medida el trabajo del cirujano y favoreciendo el pronóstico. Aunque requiere un aprendizaje teórico y práctico, éste se compensa enormemente con los beneficios que aporta.

La cirugía guiada ha tomado mucha fuerza en la cirugía implantológica. Hasta el momento, el sistema basado en las férulas radiológicas y quirúrgicas es el más utilizado debido a su relativa sencillez y a una menor necesidad de aparataje que la cirugía asistida por ordenador. Sin embargo, la evolución es muy rápida pudiendo cambiar los criterios en un plazo de tiempo relativamente corto que obliga a estar al tanto de los avances prácticamente al día. ●

BIBLIOGRAFÍA

1. **Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T.** Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co, Chicago, 1985.
2. **García Vega JR.** La era digital en Implantología y Cirugía Maxilofacial. Revista Ripano Edición Internacional en Clínicas Odontológicas. 2012; 24: 7-16.
3. **Ortega, R.** Estudio sobre la fiabilidad del sistema Scanora en la cuantificación ósea prequirúrgica de los sectores posteriores mandibulares en los tratamientos con implantes osteointegrados. (Tesis Doctoral). Madrid. UCM, 1997.
4. **Lee SM, Lee SS, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Choi SC.** The effects of location of alveolar crest on the vertical bone heights on panoramic radiographs. Dentomaxilofacial Radiology (2012) 41, 117-121.
5. **Tammisalo EH, Tammisalo T.** Multimodal radiography: a new system for oral diagnosis. ProcFinn Dent Soc 1991, 87: 259-270.
6. **Tammisalo E, Hallikainen D, Kanerva H, Tammisalo T.** Comprehensive oral X-ray diagnosis: Scanora multimodal radiography. A preliminary description. Dento Maxillo Facial Radiology 1992, 21: 9-15.
7. **Gröndahl K.** From preoperative to posoperative evaluation of implant patients by means of Scanora radiography. Dentomaxillofac Radiolo 1994, 23: 58.
8. **Donado M.** Anatomía implantológica. Bases morfológicas y su aplicación clínica en implantología dental. Ars Médica, 2003.
9. **González García E.** Tomografía Cone Beam 3D. Atlas de aplicaciones clínicas. Ed. Ripano. 2011.
10. **Zöller JE, Neugebauer J.** Cone-beam Volumetric Imaging in Dental, Oral and Maxillofacial Medicine. Quintessence books. 2008.
11. **Miles DA.** Color Atlas of Cone Beam Volumetric Imaging for Dental Applications. Quintessence books. 2008.
12. **Farman AG,** Scarfe W. Rev Esp Ortod. 2008; 38: 269-75.
13. DICOM standard: <http://www.xray.hmc.psu.edu/dicom/>
14. DICOM standard: <http://idt.net/~dclunie/index.html>
15. **Rothman S.** Dental Applications of Computerized Tomography. Surgical Planning for Implant Placement. Ed. Quintessence books. 1998.
16. **Neugebauer J, Stachulla G, Ritter L, Dreiseider T, Mischkowski A, Keeve E, Zoller JE.** Computer-Aided manufacturing Technologies for guided implant placement. Expert Rev Med Devices. 2010; 7 (1): 113-129.
17. **Kapos T, Ashy LM, Gallucci G, Weber HP, Wismeijer D.** Computer-Aided Design and Computer-Assisted Manufacturing in Prosthetic Implant Dentistry. Int J Oral and Maxillofac Implants. 2009; 24 (Suppl 4): 73-83.
18. **Peña Martínez et al.** Protocolos de provisionalización en cirugía guiada por ordenador. Maxillaris. Junio 2010.
19. **Moreno Vázquez JC.** Navegación quirúrgica en Implantología. Revista Ripano Edición Internacional en Clínicas Odontológicas. 2012; 24: 26-35.