

## Reconstrucción primaria y secundaria en la tomografía volumétrica digital

Dennis Rottke, Dr. med. dent, y Dirk Schulze, Priv.-Doz. Dr. med. dent.

*El ámbito de aplicación de la tomografía volumétrica digital dental no ha dejado de ampliarse desde su introducción. Esto se debe, entre otras razones, a que la exposición a la radiación del paciente es notablemente menor que en el caso de la tomografía computarizada, a la mejora continua de la calidad de imagen y a que aporta una información más detallada que las radiografías de diagnóstico bidimensionales convencionales con la indicación correcta. La representación esquemática del proceso de reconstrucción primaria ilustra la capacidad de cálculo matemático que es necesaria para poder generar un conjunto de datos tridimensionales. La generación de reconstrucciones secundarias específicas permite al observador emitir un diagnóstico y elaborar un plan de tratamiento de forma más eficaz.*

(*Quintessenz*. 2009;60(1):59-66)

### Introducción

Las imágenes radiográficas bidimensionales convencionales constituyen desde hace muchas décadas uno de los medios de diagnóstico más importantes en medicina, y se utilizan a diario innumerables veces en las distintas subespecialidades. No obstante, están siendo relegadas a un segundo plano cada vez más debido al desarrollo de nuevas tecnologías como la tomografía digital, en forma de tomografía computarizada (TC) o de resonancia mag-

nética nuclear (RMN), dado que aportan una mayor información en relación con las distintas indicaciones. Así, en el año 2004 se calculaba que el número de sistemas de TC instalados era de 40.000 aproximadamente. En su mayoría se trataba de tomógrafos de cuerpo completo<sup>2</sup>.

Con una dosis de radiación efectiva que se encuentra por encima de la de una ortopantomografía, pero muy por debajo de la de una tomografía computarizada, el espectro de aplicaciones de la tomografía volumétrica digital dental, que fue lanzada al mercado europeo a finales de la década de los noventa, no ha dejado de ampliarse en los últimos años. Las ventajas que ofrece una representación precisa del objeto de estudio por medio de un conjunto de datos tridimensionales, cuyas subunidades más pequeñas (vóxel) suelen medir 200  $\mu\text{m}$  o incluso menos, están ampliamente reconocidas y suscitan un gran interés. Así, la TVD se utiliza desde hace tiempo en la cirugía dental como herramienta de análisis en indicaciones como la planificación de tratamientos con implantes o traumatismos, o bien para determinar la relación diente-conducto dentario inferior en la región de los cordales inferiores. También se está empezando a aplicar en otras subespecialidades de la odontología, como son la periodoncia o la ortodoncia.

Como en el caso de la tomografía computarizada convencional, también en la TVD se trabaja con el formato de archivo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), lo que permite utilizar los datos en diversos medios siempre y cuando éstos soporten dicho formato. Esto supone también una gran ventaja en la generación y aplicación de bases de datos (PACS, Picture Archiving and Communication System), puesto que a cada archivo se adjunta una gran cantidad de datos complementarios como el nombre, la fecha de nacimiento y el número de identificación del paciente, además de información sobre el tipo de imagen, los parámetros del equipo, la calibración, la dosis de radiación o la administración de medios de contraste.

---

Servicio de Radiología del Departamento de Odontología y Cirugía oral y maxilofacial.

Clínica Universitaria de Odontología y Medicina oral y maxilofacial de la Albert-Ludwigs-Universität Freiburg.

Correspondencia: Dennis Rottke.  
Hugstetter Straße 55, 79106 Friburgo de Brisgovia, Alemania.  
Correo electrónico: dennis.rottke@uniklinik-freiburg.de

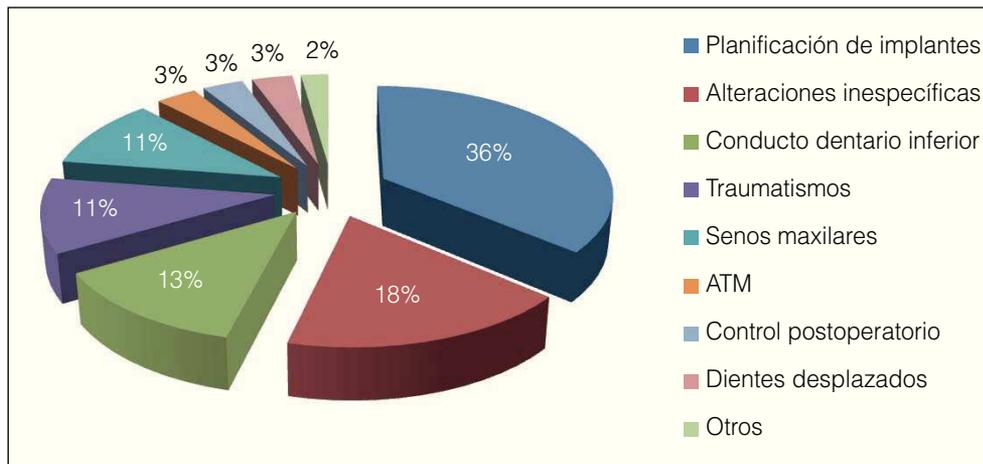


Figura 1. Representación por categorías de 182 exploraciones realizadas con TVD en la Clínica Universitaria de Odontología y Medicina oral y maxilofacial de Freiburg en noviembre de 2008.

El diagrama de la figura 1 categoriza las indicaciones de 182 exploraciones realizadas con TVD en la Clínica Universitaria de Odontología y Medicina oral y maxilofacial de Freiburg en noviembre de 2008. En el diagrama se observa que el sector más amplio es el referido a la planificación de tratamientos con implantes, aunque también están ganando terreno otras indicaciones. La categoría «Alteraciones inespecíficas» engloba lesiones tanto benignas como malignas.

**Tomografía tridimensional: fundamentos técnicos y fases de la exploración**

La formación de imágenes convencionales en dos dimensiones de objetos tridimensionales se basa en la acumulación de diferentes características del objeto de estudio como sus dimensiones o el número atómico del material en la proyección, de modo que la información detallada sobre estructuras específicas presentes en el objeto se pierde y no está disponible para el observador. Este hecho puede influir negativamente en la interpretación y, por consiguiente, en el diagnóstico y en el plan de tratamiento. El haz de rayos X se va atenuando al pasar por los distintos tejidos del paciente. Matemáticamente, el receptor de imagen (una película convencional, un sensor digital o una placa de fósforo fotoestimulable) reproduce una integral del grado de atenuación del rayo a lo largo de un conjunto infinito de rectas imaginarias<sup>2,4</sup>.

Como ocurre en la TC, en la tomografía volumétrica digital el tubo de rayos X y los detectores se encuentran uno frente al otro y en la exploración describen un movimiento de rotación en la misma dirección en torno al paciente, colocado en el centro. En función de la marca del tomógrafo, el paciente se puede colocar en bipedestación, sedestación o decúbiteo. A diferencia de la TC, en la que la unidad formada

por el tubo y el detector gira alrededor del paciente varias veces dependiendo del volumen y del grosor de la capa del conjunto de datos a generar, en la TVD el movimiento se limita a un máximo de 360° y a una sola rotación.

Otra característica que distingue a los dos sistemas es la formación del haz emitido por el tubo de rayos X: en la TC, un colimador reduce notablemente el grosor del haz de rayos, que atraviesa el objeto de estudio y es interceptado por unos detectores situados en el lado opuesto que, o bien giran con el tubo, o bien se disponen alineados en varias coronas estáticas. En la TVD, en cambio, se emite un haz de rayos piramidal o cónico (cone beam) que es registrado por un detector plano «giratorio» situado en el lado opuesto y con una estructura matricial. La figura 2 muestra la configuración de los rayos emitidos por el tubo de rayos X. La forma cónica del haz se refleja en parte en los datos obtenidos, dado que los límites craneales o caudales de los datos de volumen adquiridos no siempre son planos, sino que pueden presentar un pico. En el corte axial esto se manifiesta con una reducción progresiva del diámetro de las distintas capas, hasta que desaparecen. En algunos programas de aplicación, como los visualizadores DICOM, esto puede suponer un problema y generar una representación defectuosa.

Por otro lado, cabe distinguir entre los equipos con y los equipos sin intensificador de imagen. Por lo demás, normalmente en el caso de la TVD no se produce una exposición continua del paciente durante la exploración, lo que sí ocurre con frecuencia durante la generación de una TC convencional. Durante la rotación el haz de rayos cónico descrito anteriormente se emite por pulsos en una proyección PA craneal a intervalos muy cortos (milisegundos) mientras la unidad formada por el tubo y el detector gira homogéneamente alrededor del paciente describiendo un círculo. De ese modo, el tiempo de ex-

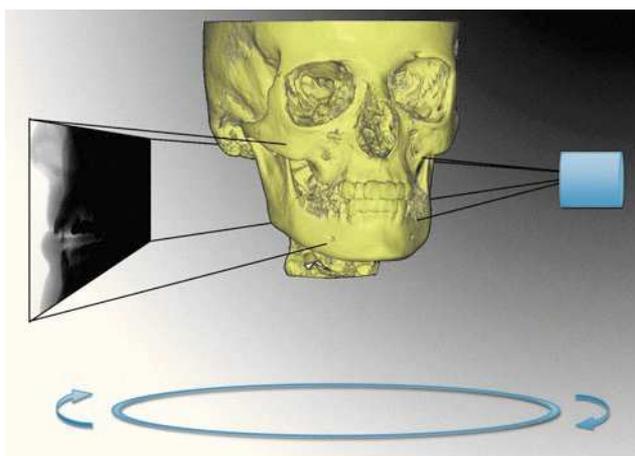


Figura 2. Representación esquemática de la configuración de los rayos en una TVD.

posición neto del paciente se sitúa a menudo muy por debajo de los diez segundos. Así, la TVD supone una alternativa a la TC convencional por razones de seguridad radiológica, dado que esta última va asociada a una exposición a la radiación del paciente mucho mayor<sup>1</sup>.

El resultado de la emisión del haz de rayos pulsada en combinación con la forma cónica del haz y con el movimiento continuo da lugar a lo que se conoce como fluoroscopia, es decir, a la radioscopia del objeto de estudio completo situado en la trayectoria del haz de rayos. En función del fabricante, los equipos pueden obtener entre 200 y 600 fluoroscopias. La figura 2 muestra una fluoroscopia pulsada individual. Generalmente dichos datos en bruto se transfieren de forma inmediata a un ordenador, que inicia la reconstrucción primaria después de finalizar la adquisición de los datos o incluso durante la misma. La velocidad de reconstrucción va en función de la potencia del ordenador y también del algoritmo de reconstrucción utilizado, pero hoy día las reconstrucciones suelen estar listas en unos pocos minutos. En comparación con la cantidad de tiempo necesaria hace algunos años para procesar los datos antes de obtener las tomografías, esto supone un gran ahorro de tiempo y es una buena muestra de la vertiginosa velocidad a la que evoluciona la informática. La duración total efectiva de la exploración del paciente con la mayoría de los equipos actuales suele ser de unos 15 segundos o incluso menos, lo que supone una gran mejora para la comodidad del paciente durante el examen y reduce notablemente la aparición de artefactos de movimiento.

### Reconstrucción primaria

El matemático J.H. Radon fue el primero en sentar las bases del cálculo y la generación de un conjunto de datos

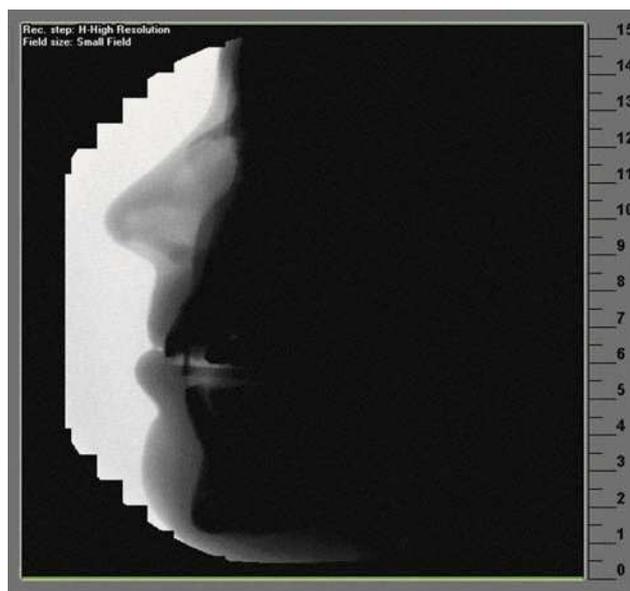


Figura 3. Imagen de una fluoroscopia individual (NewTom 3C, NewTom Deutschland, Marburg).

tridimensionales a partir de datos de proyección bidimensionales. En 1917 publicó un modelo para conseguir precisamente ese objetivo que, no obstante, no se aplicaría al campo de la medicina hasta mucho más tarde. De acuerdo con dicho modelo, se puede representar gráficamente la distribución de las características físicas de una capa dada de un objeto de estudio si se conocen los valores integrales de un juego infinito de líneas que lo atraviesan<sup>4</sup>. Durante la reconstrucción primaria las fluoroscopias obtenidas en la exploración del paciente propiamente dicha se procesan para generar un solo conjunto de datos tridimensionales. Básicamente, el proceso de cálculo se puede describir del siguiente modo: en primer lugar se parte de que la totalidad del objeto de estudio se compone de ortoedros equiláteros. Aplicados a un conjunto de datos volumétricos, dichos ortoedros equiláteros se denominarían «vóxeles isótropos» (vóxel = elemento volumétrico), que constituyen la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional. Cada uno de estos ortoedros contribuye a la atenuación de los rayos X mientras penetran en el objeto y, por tanto, a un perfil de absorción típico del tejido en cuestión.

La figura 3 muestra una fluoroscopia individual y la figura 4 el esquema simplificado al máximo. El área clara representa, por ejemplo, un tejido duro como el hueso, mientras que las áreas de otros colores, más oscuras, representan tejidos blandos como tejido muscular o tejido adiposo. Para hacer más comprensible el principio de reconstrucción, las marcas de color se han sustituido por valores numéricos tal y como muestra la figura 5. Ahora

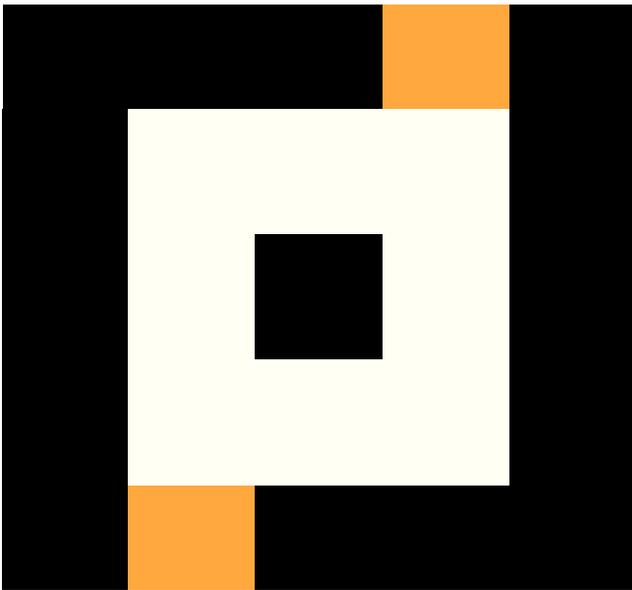


Figura 4. Modelo cuadrulado simplificado de un objeto de estudio (esquema cromático).

|   |   |   |   |   |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 1 | 1 | 3 | 1 |
| 1 | 5 | 5 | 5 | 1 |
| 1 | 5 | 1 | 5 | 1 |
| 1 | 5 | 5 | 5 | 1 |
| 1 | 3 | 1 | 1 | 1 |

Figura 5. Modelo cuadrulado simplificado de un objeto de estudio (esquema numérico).

se toma una fluoroscopia realizada desde dos direcciones distintas como ejemplo de una fluoroscopia del objeto de estudio obtenida con un giro completo de 360° del tubo de rayos X y el detector; el patrón de absorción completo se reproduce en la parte inferior y a la derecha del objeto de estudio (fig. 6). Los distintos resultados de la exploración obtenidos en las dos direcciones se transfieren a una matriz dada y se suman (fig. 7). Después de sustituir las sumas por valores de gris se genera una primera reconstrucción interpretada por vóxeles del objeto de estudio por medio de la retroproyección (fig. 8). Actualmente se utiliza con frecuencia la forma descrita anteriormente del vóxel isótropo, puesto que en conjuntos de datos con dichas subunidades configuradas se puede calcular con precisión cualquier longitud, ángulo, área o volumen gracias a que no es necesario un proceso de interpolación durante el cálculo. En cambio, dicha interpolación sí es necesaria en vóxeles anisótropos, lo que puede alterar el resultado de la reconstrucción.

Como se puede ver en la figura 8, la diferenciación de los vóxeles en comparación con la situación inicial (objeto de estudio) es poco satisfactoria. Esto se debe por un lado a que el objeto de estudio sólo se ha examinado desde dos direcciones y, por consiguiente, sólo se han generado dos fluoroscopias, lo que no es suficiente para la reconstrucción del objeto existente. Por otro lado, en la retroproyección de las fluoroscopias los fabricantes de los equipos y del software de reconstrucción utilizan algoritmos de reconstrucción especiales denominados «kernels» o filtros, algunos de ellos patentados, para

potenciar las características deseadas de la imagen, eliminar los artefactos y realzar el contraste. No obstante, también pueden enmascarar la configuración real del objeto de estudio y por tanto influir negativamente en la reconstrucción. Como es lógico ese efecto no es deseado, por lo que se está trabajando intensamente en la búsqueda de un algoritmo de reconstrucción más sofisticado que altere lo menos posible los datos de cálculo. La figura 9 muestra la reconstrucción del mismo objeto de estudio explorado desde más ángulos y utilizando el filtro correspondiente. El resultado de la reconstrucción ha ganado en calidad. La diferenciación de los distintos vóxeles es mucho más sencilla, dado que también ha mejorado el contraste. Para aumentar el contraste de una imagen e intensificar la diferenciación entre dos vóxeles o dos áreas adyacentes en un conjunto de datos, se utilizan las denominadas ventanas. Dichas ventanas se utilizan para reducir a unos pocos los valores de gris de un área definida del conjunto de datos<sup>5</sup>. Esto facilita el proceso de diferenciación de los matices en la escala de grises para el ojo humano, dado que sólo es capaz de apreciar unos veinte de estos matices<sup>3</sup>. En la TVD no se puede generar una escala de grises expresada en unidades Hounsfield como se hace en la TC convencional. Por esa razón, de momento el campo de aplicación preferente de la TVD es la reproducción de tejidos duros. Los tejidos blandos se diferencian con mucha dificultad (en función de la dosis). Por consiguiente, el resultado de la reconstrucción primaria es un conjunto de datos compuesto por tomografías axiales (fig. 10).

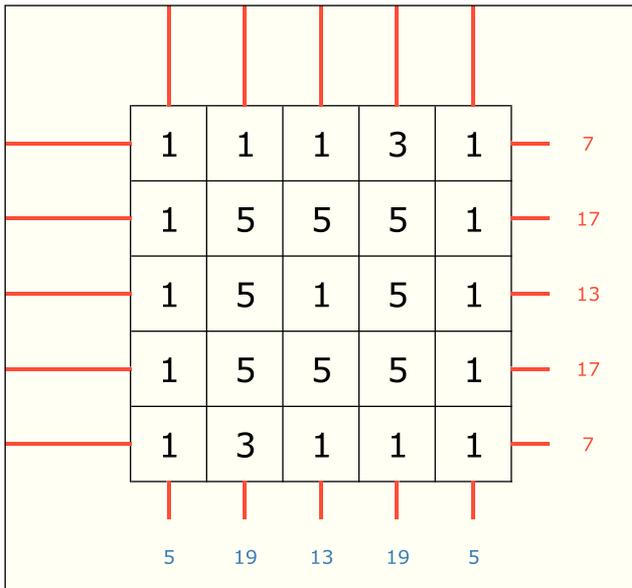


Figura 6. Objeto de estudio después de realizar dos fluoroscopias. El resultado se muestra en la parte inferior y a la derecha del objeto de estudio.

|    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |
|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| 7  | 12 | 7  | 26 | 7  | 20 | 7  | 26 | 7  | 12 |
| 5  |    | 19 |    | 13 |    | 19 |    | 5  |    |
| 17 | 22 | 17 | 36 | 17 | 30 | 17 | 36 | 17 | 22 |
| 5  |    | 19 |    | 13 |    | 19 |    | 5  |    |
| 13 | 18 | 13 | 32 | 13 | 26 | 13 | 32 | 13 | 18 |
| 5  |    | 19 |    | 13 |    | 19 |    | 5  |    |
| 17 | 22 | 17 | 36 | 17 | 30 | 17 | 36 | 17 | 22 |
| 5  |    | 19 |    | 13 |    | 19 |    | 5  |    |
| 7  | 12 | 7  | 26 | 7  | 20 | 7  | 26 | 7  | 12 |
| 5  |    | 19 |    | 13 |    | 19 |    | 5  |    |

Figura 7. Los valores de absorción desde las dos direcciones se transfieren a una matriz dada.

### Reconstrucción secundaria

En un segundo proceso de cálculo se pueden obtener más planos de corte a partir de las tomografías axiales obtenidas en la reconstrucción primaria. Entre los métodos principales de reconstrucción secundaria cabe mencionar en primer lugar la reconstrucción multiplanar, que

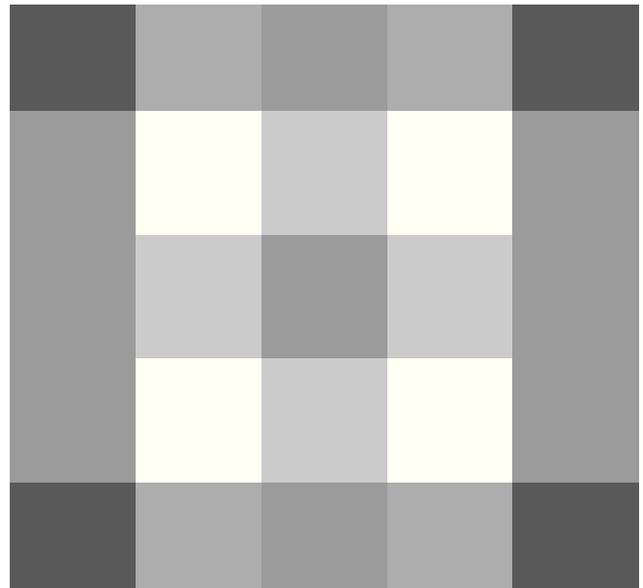


Figura 8. Resultado de una reconstrucción primaria a partir de una exploración del objeto de estudio realizada desde un número insuficiente de ángulos.

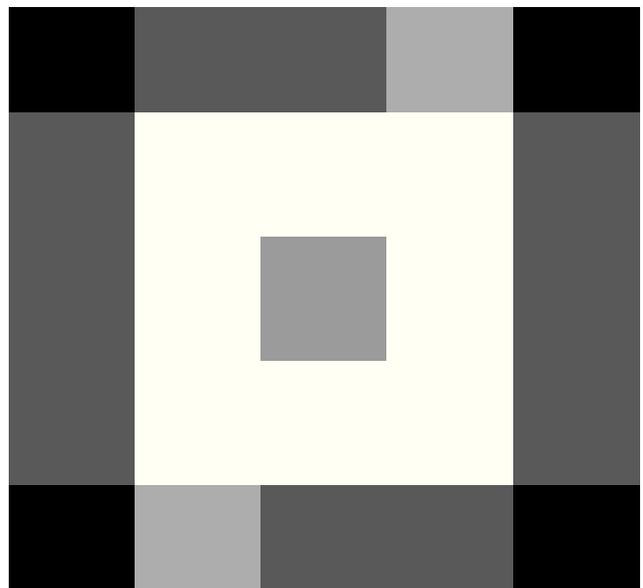


Figura 9. Reconstrucción primaria. En este ejemplo se ha generado un número suficiente de fluoroscopias desde distintos ángulos. Los filtros específicos pueden mejorar el resultado.

en general debería ser capaz de generar y representar automáticamente cualquiera de los sistemas de software modernos utilizados para el procesamiento de los datos. Normalmente se representan los planos sagital y coronal, que son perpendiculares al corte axial (fig. 11). No obstante, también se pueden obtener reconstrucciones mucho más complejas a partir de una ruta creada de forma ma-

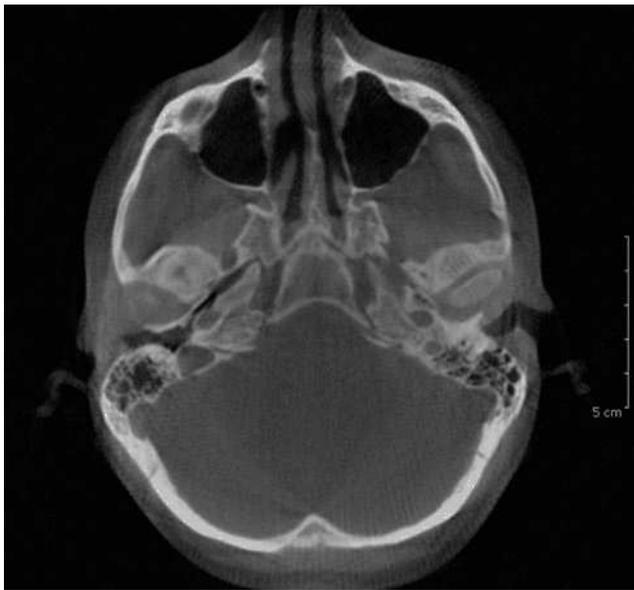


Figura 10. Imagen de la primera reconstrucción (plano de corte axial).

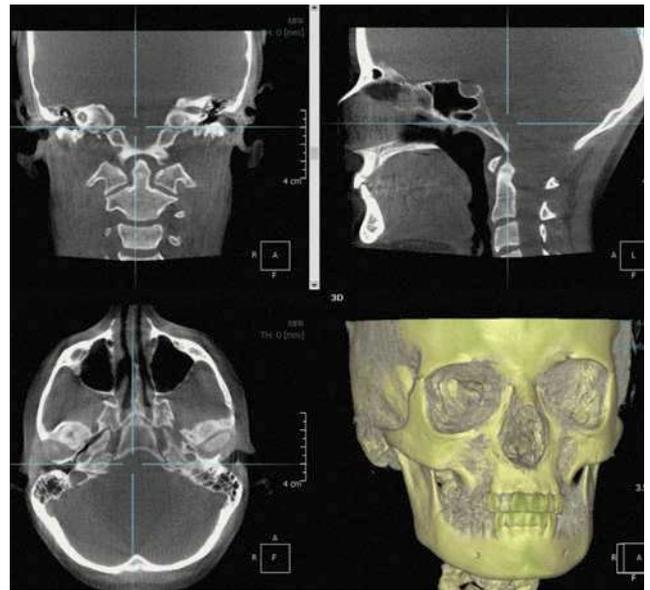


Figura 11. Reconstrucciones multiplanares simples. Arriba izquierda: coronal, arriba derecha: sagital.

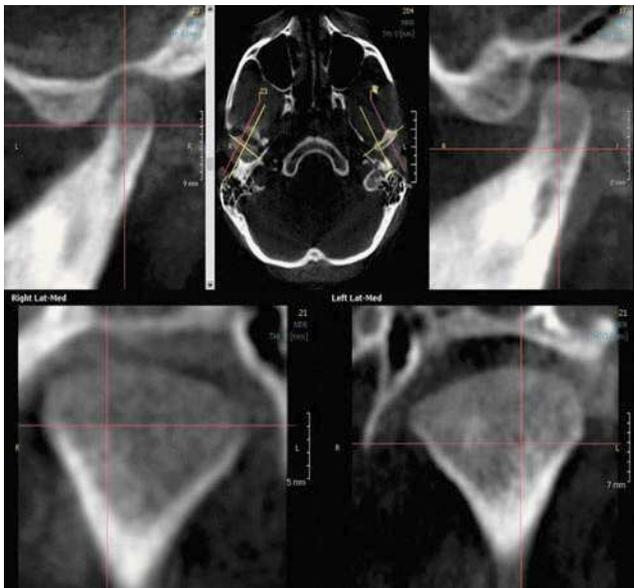


Figura 12. Cortes de la ATM del paciente creados manualmente.



Figura 13. SSD (Surface Shaded Display).

nual en el conjunto de datos, por ejemplo<sup>7</sup>. De este modo, el médico tiene la posibilidad de generar, a partir de un conjunto de datos volumétricos y en muy poco tiempo, una reconstrucción panorámica específica del paciente de estudio o tal vez secciones transversales de la ATM en un plano generado de forma individualizada (fig. 12). En determinados casos esto puede proporcionar mucha más información al médico que la radiografía convencional

de la ATM y facilitar de ese modo el diagnóstico y el plan de tratamiento.

Existe una variante especial de reconstrucción secundaria que se utiliza más para demostración que con fines de diagnóstico. Se trata de la reconstrucción de sombreado de superficie o SSD (Surface Shaded Display), en la que se interpretan sólo aquellos valores de vóxel que le son más cercanos al observador. De ese modo se

genera la impresión de un modelo plástico tridimensional. Dicho efecto se puede intensificar coloreando los distintos tejidos que se pueden diferenciar o configurando una representación transparente de determinadas capas (fig. 13).

### Conclusiones

La TVD permite emitir un diagnóstico y planificar el tratamiento con una mayor fiabilidad que las radiografías bidimensionales convencionales si la indicación es correcta. La menor exposición a la radiación requerida de la TVD en comparación con la TC convencional hace que la primera sea más recomendable desde el punto de vista de la seguridad radiológica, tanto para niños como para adultos. Gracias al incremento continuo de la potencia de los ordenadores registrado en los últimos años, los programas de software modernos utilizados en tomografía digital son capaces de generar reconstrucciones impresionantes en un tiempo récord. Las imágenes obtenidas son de gran ayuda para el observador y, además, se pueden reproducir y transferir gracias al formato DICOM. En muchos centros la TVD se ha convertido en una herramienta imprescindible para planificar los tratamientos

con implantes, dado que permite conseguir la máxima predictibilidad del resultado terapéutico. Por último, las reconstrucciones son de gran utilidad para el paciente y le ayudan a comprender el procedimiento, dado que los modelos tridimensionales permiten al facultativo ilustrar mejor su caso.

### Bibliografía

1. Hümmeke S, Esser E, Vossians J. Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumetomographie (DVT). *Quintessenz* 2003;54:1105-1112.
2. Kalender WA. *Computertomographie – Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*. Erlangen: Publicis Corporate Publishing, 2006.
3. Kaufmann GW, Moser E, Sauer R. *Radiologie*. München: Elsevier, 2006.
4. Radon JH. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs g ewisser Mannigfaltigkeiten. *Ber Sächs Akad Wiss* 1917;69:262-277.
5. Radü EW, Kendall BE, Moseley IF. *Computertomographie des Kopfes*. Stuttgart: Thieme, 1994.
6. *Röntgen-Informationen-System der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Freiburg*. Freiburg: Universitätsklinikum, 2008.
7. Sartoris DJ, Resnick D, Bielecki D, Gershuni D, Meyers M. Computed tomography with multiplanar reformation and three-dimensional image reconstruction in the preoperative evaluation of adult hip disease. *Int Orthop* 1988;12:1-8.