
VALORACIÓN DIGITAL DE ÍNDICES DE ATENUACIÓN RADIOLÓGICA DE ESTRUCTURAS ANATÓMICAS NORMALES Y MATERIALES DENTALES OBSERVABLES EN IMÁGENES PANORÁMICAS

DIGITAL VALUATION OF RADIOLOGIC ATTENUATION INDEXES OF NORMAL ANATOMICAL STRUCTURES AND DENTAL MATERIALS OBSERVED IN PANORAMIC IMAGES

GIANNA LÓPEZ-VIDELA MONTAÑO¹, MAURICIO RUDOLPH ROJAS², CARMEN LUCÍA GUZMÁN ZULUAGA³

RESUMEN. Introducción: el desarrollo tecnológico vertiginoso, aplicado al diagnóstico mediante imágenes radiológicas digitales ha abierto una nueva dimensión en la valoración cualitativa y cuantitativa de los componentes esqueléticos y dentales así como también en la verificación y control de tratamientos con materiales biocompatibles. El conocimiento del perfil matemático estándar de las estructuras naturales y los materiales biodentales utilizados, permite la detección de alteraciones estructurales ya sea por patologías como también fallas en los materiales utilizados en la reparación de los daños odontológicos más comunes. **Métodos:** mediante radiología digital directa (RDD), se analizó el perfil de valor numérico de atenuación de estructuras anatómicas y materiales dentales más comúnmente manifiestos en imágenes panorámicas. **Resultados y conclusiones:** la escala tonal de grises varió desde el 0 hasta el 255, valores correspondientes a los tonos de píxeles posiblemente observables y dependientes de la corriente eléctrica en tecnología digital de aplicación en el área maxilofacial.

Palabras clave: absorción, píxeles, atenuación, digital.

López-Videla G, Rudolph M, Guzmán CL. Valoración digital de índices de atenuación radiológica de estructuras anatómicas normales y materiales dentales observables en imágenes panorámicas. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2009; 20(2):119-128.

ABSTRACT. Introduction: the fast technological development applied to medical digital images has opened a new dimension in the qualitative and quantitative assesment of dental and skeletal components, as well as treatment control when biomaterials are used. The knowledge of the Mathematical Standard Profiles and biomaterials used allows the detection of structural alterations such as pathology and dental materials failures. **Methods:** direct digital panoramic images were taken and the numerical absorption value of anatomical structures and dental materials most commonly seen in panoramic images were analyzed. **Results and conclusions:** the gray tone scale varied from 0 to 255, corresponding to the value of the tones of pixels observable and dependent on electric current in Digital radiographic technology applied to maxillofacial area.

Key words: absorption, pixels, attenuation, digital.

López-Videla G, Rudolph M, Guzmán CL. Digital valuation of radiologic attenuation indexes of normal anatomical structures and dental materials observed in panoramic images. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2009; 20(2): 119-128.

INTRODUCCIÓN

Desde el descubrimiento de la radiografía convencional y el desarrollo de sus diferentes modalidades hasta los recientes avances en las técnicas más mo-

dernas (resonancia nuclear magnética, tomografía por emisión de positrones, etc.) las interacciones de los elementos del cuerpo humano y sus proce-

-
- 1 Odontóloga Universidad del Valle, La Paz Bolivia. Correo electrónico: dra.giannalopezvidela@hotmail.com
 - 2 Odontólogo, especialista en Radiología Máxilo-Facial, pofesor Asociado Facultad de Odontología, Universidad de Chile. Director Postítulo de Radiología Máxilo-Facial (FAD), Facultad de Odontología, Universidad de Chile. Correo electrónico: mauricio.rudolph@gmail.com
 - 3 Odontóloga Instituto de Ciencias de la Salud, C. E. S, Medellín, Colombia, especialista en Radiología Máxilo-Facial, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, Instructora y Coordinadora del Postítulo de Radiología Máxilo-Facial (FAD); Facultad de Odontología, Universidad de Chile. Correo electrónico: carmenguzu@gmail.com

RECIBIDO: JULIO 22/2008 - ACEPTADO: FEBRERO 17/2009

Los bioquímicos con los diversos agentes físicos —rayos X, ultrasonidos, ondas de radiofrecuencia, partículas radiactivas, radiación luminosa visible, infrarroja y ultravioleta— permiten obtener una imagen de la anatomía, fisiología y actividad de la región del cuerpo considerada, bien mediante la impresión directa sobre una superficie sensible, o bien mediante una reconstrucción informática de los datos registrados.¹⁻²

Las imágenes así obtenidas se caracterizan, en general, por su complejidad y dificultad de interpretación, debidas entre otros factores, a los efectos originados por la superposición de diferentes estructuras y órganos, la propia complejidad y variabilidad de los mismos, los diversos mecanismos simultáneos de interacción de agentes físicos, y los niveles de ruido de fondo asociados a los detectores y procedimientos de medida y caracterización utilizados.^{1,2} El análisis de las imágenes biomédicas es cada vez más importante, tanto para la investigación en las ciencias de la salud como en la generación de diagnósticos.³

La generalización del uso y disponibilidad de ordenadores de gran capacidad y velocidad de cálculo así como la rápida evolución de los sistemas de captación de imágenes originalmente no disponibles en soporte informático, abren la puerta a un prometedor campo de investigación y desarrollo tecnológico, genéricamente denominado Procesamiento de Imágenes Médicas.¹⁻²

Cuando una imagen analógica es convertida en digital, es fragmentada en una matriz formada por píxeles. Cada píxel de la matriz tomará un valor numérico binario y un valor numérico entero correspondiente a la densidad media de tono de gris de esa misma posición en la imagen analógica. El dispositivo que otorga estos valores, posición espacial y densidad de gris es el Conversor analógico digital —CAD— y al proceso de conversión se le denomina digitalización.

La resolución final de la imagen es directamente proporcional al número de píxeles de la matriz⁴ y se define como el número de píxeles por pulgada

cuadrada y su unidad es dpi o ppi (dots per inch = puntos por pulgada o ppi = píxel por pulgada). Los valores de resolución varían de 75 dpi hasta algunos miles (7.200 dpi). Generalmente este es un parámetro determinado por el dispositivo de adquisición de la imagen.⁵

La resolución de las matrices se ha perfeccionado mediante la utilización del concepto *Field of view* (campo de visión) que automáticamente asocia el tamaño de la región anatómica objetivo con una matriz determinada, creando matrices variables por unidad de superficie y no por formato. Así, un CAD de 600 ppi realizaría matrices de 600 píxeles por área de superficie, por tanto la resolución espacial será la misma e independiente del tamaño de la imagen objetivo. Actualmente existen CAD de 600, 800, 1.024, 1.240 ppi.

El segundo paso en el tratamiento de una señal analógica-digital es el *muestreo*, que consiste en tomar *muestras promedio* de los valores de cada uno de los píxeles. Posterior al *muestreo*, se realiza un proceso de cuantificación que consiste en la conversión de la señal para asignarle valores enteros dentro de un intervalo. Los intervalos dependen de la potencia del CAD y se denominan rango dinámico del aparato, existiendo en general:

- CAD de 1 byte (8 bites): cada píxel puede tomar 256 valores (entre 0 y 255).
- CAD de 16 bit: cada píxel puede tomar 32.768 valores (entre 0 a 32.767).
- CAD de 32 bit: cada píxel puede tomar más de 16 millones de valores.

Actualmente la mayoría de los dispositivos simples permiten adquirir la imagen con una profundidad de 8 bits, los cuales permiten representar 256 niveles de tonos de gris, con un rango de 0 a 255.⁵ Existe además un proceso de codificación o transcripción de un sistema a otro. En un CAD se realiza del sistema decimal al binario. Una vez en el ordenador, se requiere un *software* que a partir del archivo nos muestre la imagen, y necesariamente debe ser compatible con el CAD.¹⁻⁴

Con relación al almacenamiento de las imágenes es importante definir que mínimamente se almacena el ancho, alto, profundidad de bits y la matriz de píxeles. A esta representación se le denomina *mapa de bits* o simplemente *bitmap*.

Por ejemplo: para guardar una imagen en tonos de gris adquirida de una fotografía de 2 x 3" con resolución de 300 ppi y profundidad de 8 bits se requiere un espacio de almacenamiento determinado por la siguiente fórmula:

(Ancho de imagen x resolución) (alto de imagen x resolución) = bytes necesarios para el almacenamiento, $(2 \times 300)(3 \times 300) = 5,4 \times 10^5$ bytes, que corresponde 0,54 MB.

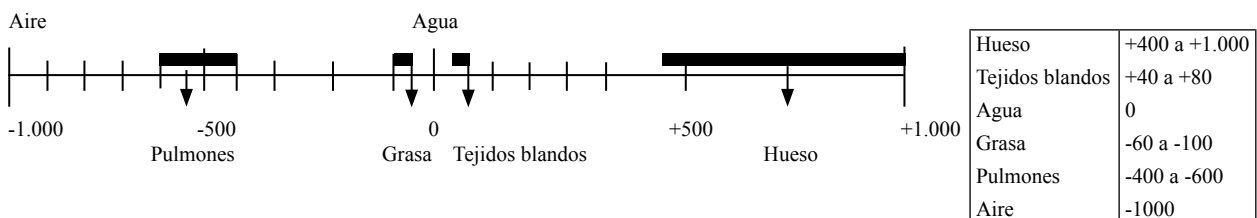
El aumento de resolución demanda mayor capacidad de almacenamiento en el computador, para lo cual se han desarrollado formatos comprimidos de almacenamiento de imágenes, estos utilizan diferentes técnicas para reducir el espacio de almacenamiento, algunas son: método de árboles de Huffman, códigos de empaquetado por repetición de vecinos (RLE), manejo de autorreferencias (métodos LZ77, LZ78 y LZW) y métodos basados en la transformación de Fourier, que son los más eficientes en términos generales.⁵

En la imagenología médica de alta complejidad, el formato digital para la adquisición de imágenes diagnósticas más utilizado es DICOM (digital imaging and communication in medicine).⁶

El procesamiento de señales médicas mediante *softwares* puede realizarse mediante distintos algoritmos matemáticos, entre ellos: detección de bordes, morfología matemática y thresholding⁶ y smoothing⁷

- *Thresholding* (definición de umbrales). El objetivo del Thresholding es realzar los tejidos de interés y atenuar los tejidos no necesarios en el estudio. Los rangos para la detección de tejidos se denominan ventanas.⁶ El centro de ventana se define como el valor absorcional medio de la estructura objetivo. El ancho de ventana aporta en la discriminación entre las diferentes estructuras que están en una ventana; así, ventanas estrechas permiten mejor discriminación de estructuras de valores de atenuación cercanos.^{8,9} Es una técnica de segmentación que compara niveles de gris con un valor de referencia según el histograma de la imagen. Se puede establecer un umbral en la escala de grises que separe los píxeles de interés del resto de la imagen. Generalmente cada nivel de gris esta relacionado con la composición del material. Para las imágenes médicas obtenidas mediante tomografía axial computarizada —TAC— cada píxel esta asignado a un valor numérico que corresponde a un valor promedio de la atenuación correspondiente del vóxel o unidad de volumen. Utilizando como referencia el valor de atenuación del agua este valor es comparado, conformando así una escala de unidades arbitrarias llamadas unidades Hounsfield (figura 1). Esta escala asigna al agua un valor de atenuación = cero. La escala de Hounsfield tiene un rango de 2.000 valores, en los que cada uno representa el valor de atenuación de un tejido determinado y el negro absoluto es el -1.000 y el blanco absoluto es el +1.000.^{6,8,10} A pesar de que el ojo humano solo percibe entre 25 a 30 tonos de gris, computacionalmente se pueden utilizar “ventanas” que muestran solo una parte, extraída de la información digital no visible al ojo humano y que puede tener interés diagnóstico.

Figura 1
Representación gráfica de la escala de Hounsfield



MATERIALES Y MÉTODOS

Se obtuvieron en total 19 radiografías panorámicas digitales directas, de 19 pacientes adultos, anatómicamente normales, quienes fueron derivados a exámenes radiológicos con fines de rehabilitación oral mediante implantes. Estas imágenes panorámicas fueron tomadas con un equipo Sirona Orthophos Plus DS, utilizando el programa 11 diseñado específicamente para controlar la magnificación de la imagen en un máximo del 25%. Esta imagen fue procesada mediante un rango dinámico CAD de 1 byte (8 bites), y visualizada mediante el *software* Sidexis de Sirona, Siemens Alemania. Desde su origen la imagen obtenida tiene la característica de volumen parcial.

Posteriormente, las imágenes fueron al *software* de planificación virtual de implantes Friacom (1997 Friatec AG, Mannheim/Germany), versión 1.15. El *software* Friacom permite recorrer la imagen con el cursor registrando una valoración numérica correspondiente al índice absorcional arbitrario de la estructura señalada por el cursor.

Se establecieron las siguientes estructuras para el análisis:

Aire, metal, cortical sinusal, cavidades sinusales, conducto dentario inferior, agujero mentoniano, V del malar, trabeculado óseo mandibular; trabeculado óseo maxilar, alvéolos en proceso cicatrizal y restauraciones sintéticas.

RESULTADOS

Aire

El comportamiento del aire durante el paso de los rayos X arrojó un índice absorcional escaso, que no superó el valor 45, con rango inferior de 0 y valor promedio de 24,7 (gráfico 1).

Metal

El índice absorcional del metal fue superior a todos los índices absorcionales de las estructuras estudiadas. El rango mínimo fue de 230 y el máximo fue

de 254, con valor promedio absorcional de 248,77 (gráfico 1).

Restauraciones sintéticas

El análisis de las restauraciones sintéticas arrojó un valor absorcional promedio de 157,8, con índice mínimo de 90 y máximo de 220 (gráfico 1).

Cortical sinusal

La cortical sinusal presentó un índice absorcional promedio de 138,55, con rango inferior a 175 y mínimo de 99 (gráfico 2).

Cavidades sinusales

Las cavidades sinusales presentaron un rango inferior de 2 y máximo de 62, con promedio de 38,11 (gráfico 2).

Conducto dentario inferior

El conducto dentario inferior, en el análisis, presentó un valor de atenuación mínimo de 75 y máximo de 132, con promedio de 103,33 (gráfico 3).

Agujero mentoniano

El agujero mentoniano presentó un valor de atenuación promedio de 80,5, con valor mínimo de 61 y máximo de 116 (gráfico 3).

V del malar

La V del hueso malar presentó un índice absorcional promedio de 180,33, con valor mínimo de 105 y máximo de 220 (gráfico 3).

Trabeculado óseo según maxilar

El trabeculado óseo del maxilar superior presentó un índice absorcional promedio de 87,77, con índice máximo de 106 y mínimo de 63, mientras que el trabeculado óseo mandibular presentó un índice absorcional promedio de 122,5, teniendo como valor mínimo 82 y máximo 157 (gráfico 4).

Áreas de cicatrización ósea

El valor mínimo de absorción en un alvéolo en proceso cicatrizal fue de 75 y máximo de 103 (gráfico 5).

Gráfico 1
Índices absorcionales aire, metal
y restauraciones sintéticas

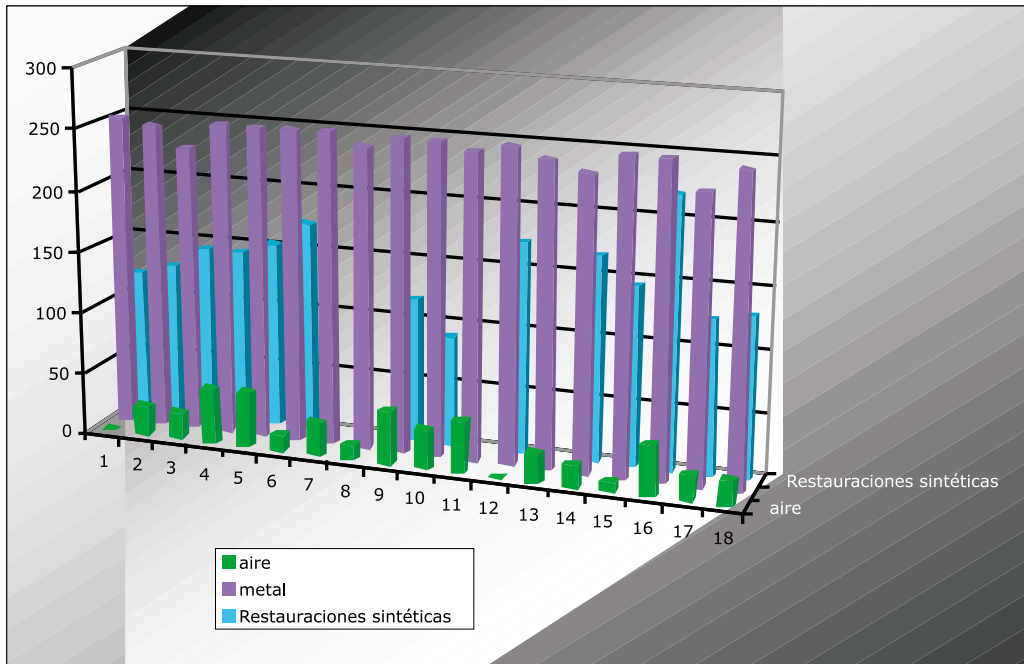


Gráfico 2
Valores de atenuación entre cortical sinusal
y cavidades sinusales

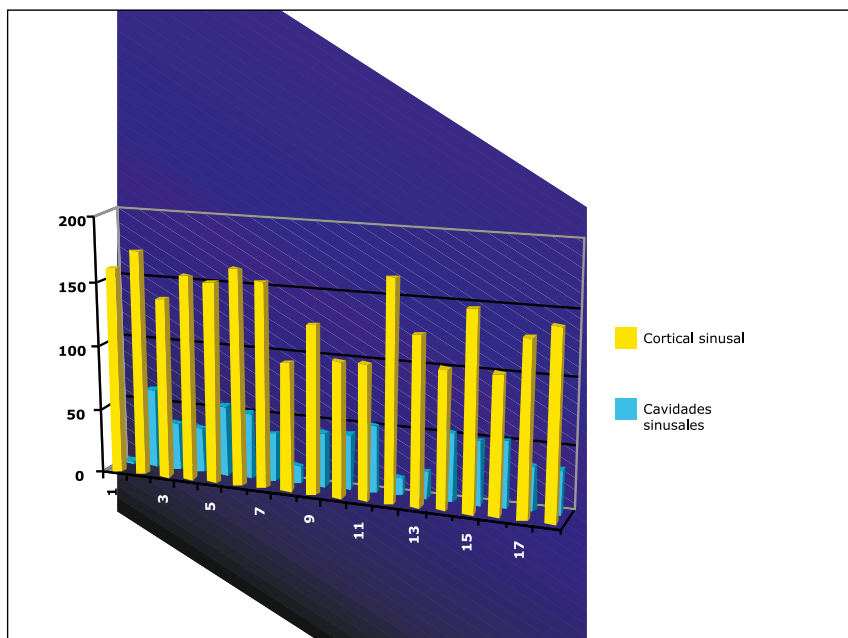


Gráfico 3
Valores de atenuación comparativos
entre conducto dentario inferior, agujero mentoniano y V del malar

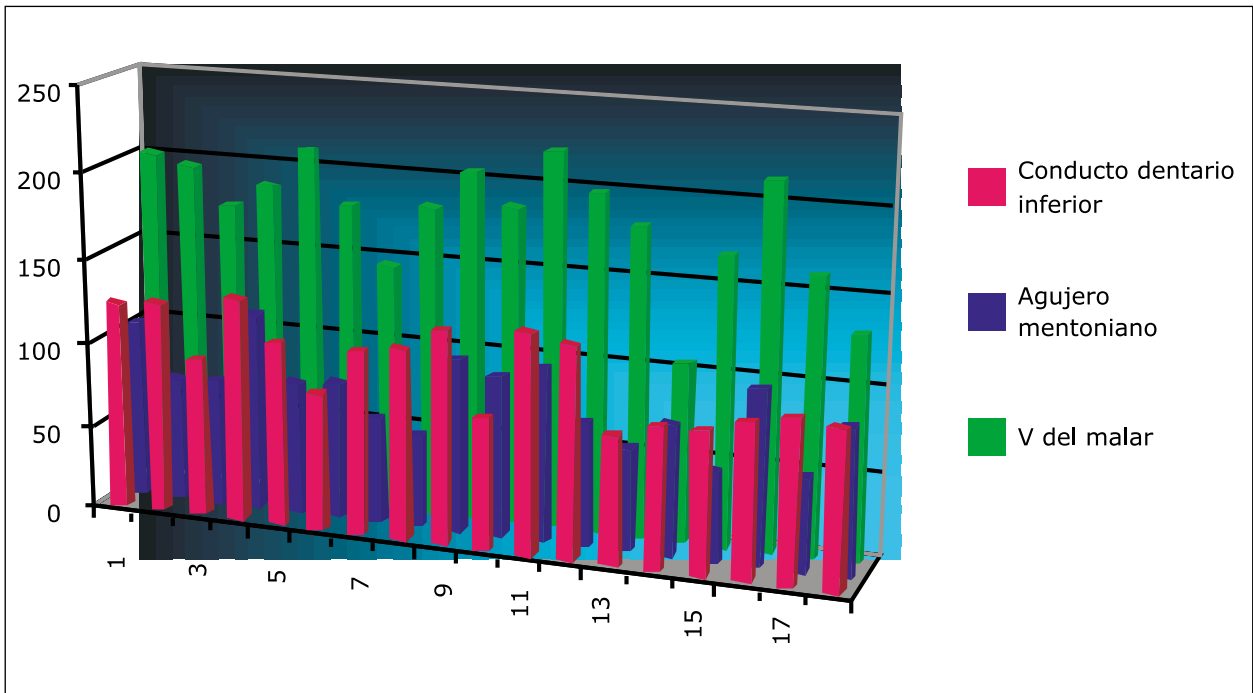


Gráfico 4
Índice absocional comparativo entre maxilares

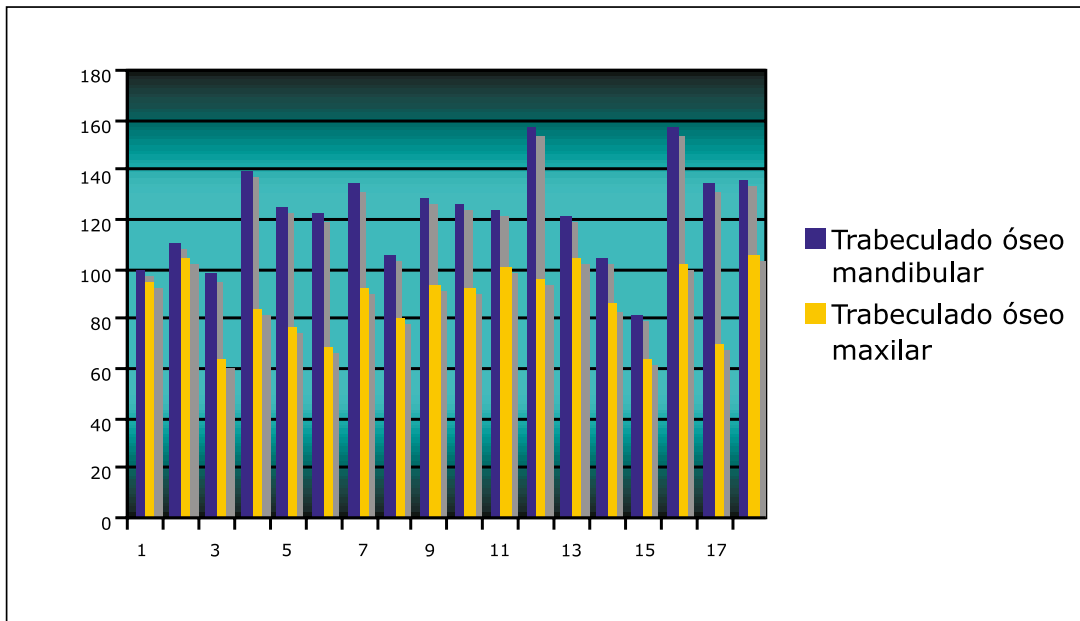
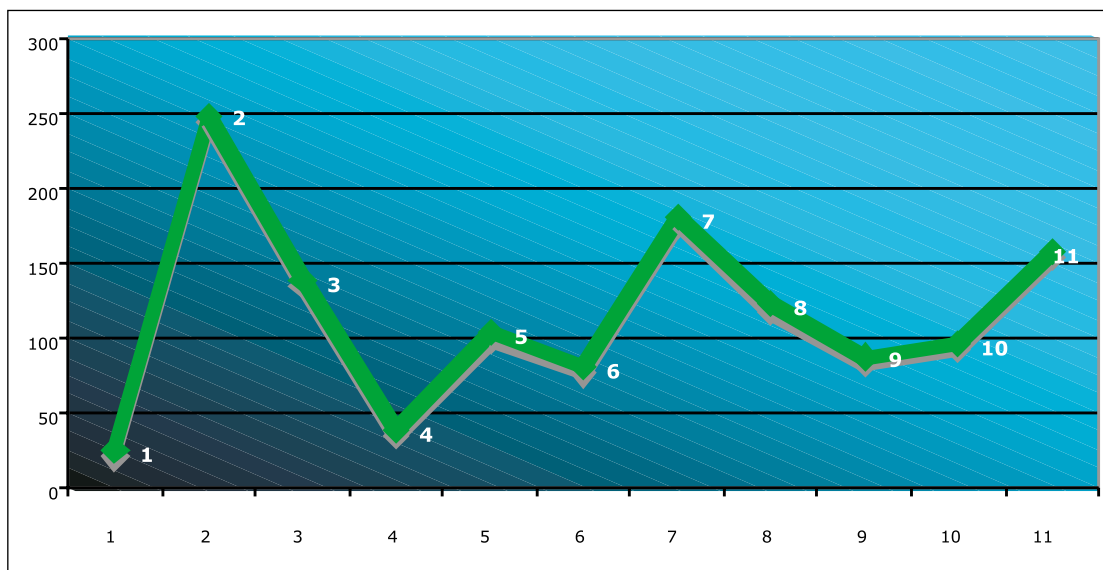


Gráfico 5*Índices de atenuación según estructuras en imágenes digitales**1. Aire, 2. metal, 3. cortical sinusal, 4. cavidades sinusales; 5. conducto dentario inferior, 6. agujero mentoniano, 7. V del malar, 8. trabeculado óseo mandibular, 9. trabeculado óseo maxilar; 10. alvéolos en proceso cicatrizal; 11. restauraciones sintéticas*

DISCUSIÓN

La más importante innovación en radiodiagnóstico, desde el descubrimiento de los rayos X, es la utilización de la computación en la obtención y manejo de la imagen.⁸⁻¹¹

Los computadores actuales son digitales, lo que significa que para trabajar con una imagen debemos reducirla a un conjunto más o menos largo de números que contengan la máxima información posible de la imagen en cuestión. La asignación de valores numéricos a las cantidades de luz derivadas de todas las regiones de la imagen se denomina digitalización y conforma una matriz numérica, en la que cada elemento de esta matriz representa una propiedad de la imagen. Para conseguirlo se divide la imagen en pequeños cuadrados. Si se asigna a cada cuadrado de la matriz un determinado valor numérico que representa el nivel medio de gris que tiene esa zona en la imagen original se consigue reducir a números gran parte de la información existente en la imagen. Cada punto de estos cuadrados se conoce con el nombre de píxel, y la información numérica de cada píxel vendrá dada por el número que expresa su situación en el eje X de la matriz, el

correspondiente al eje Y, y un tercero que nos indica el nivel de gris que le pertenece.

Cuanto más pequeños sean los cuadrados que componen la matriz, mayor será la cantidad de información para tratar y archivar, pero también la imagen será más parecida a la real. Lo mismo ocurre cuanto mayor sea el número de grises que es capaz de distinguir dentro de cada cuadrícula.

En radiología médica existen varios tipos de matrices que se utilizan actualmente, y pueden variar entre 256 x 256, 512 x 512 y 4.086 x 4.086 píxeles, dependiendo del equipo que se utilice.

A pesar de que el ojo humano solo percibe entre 25 y 30 tonos de gris, ya que las capacidades para registrar imágenes están limitadas dentro de un rango capaz de percibir señales luminosas entre el rojo y el violeta, que depende de la cantidad de luz y su longitud de onda, rango denominado espectro visible,⁵ computacionalmente se pueden utilizar “ventanas” que muestran solo una parte de la información, extraída de la información digital no visible al ojo humano y que puede tener interés diagnóstico.⁴⁻⁵

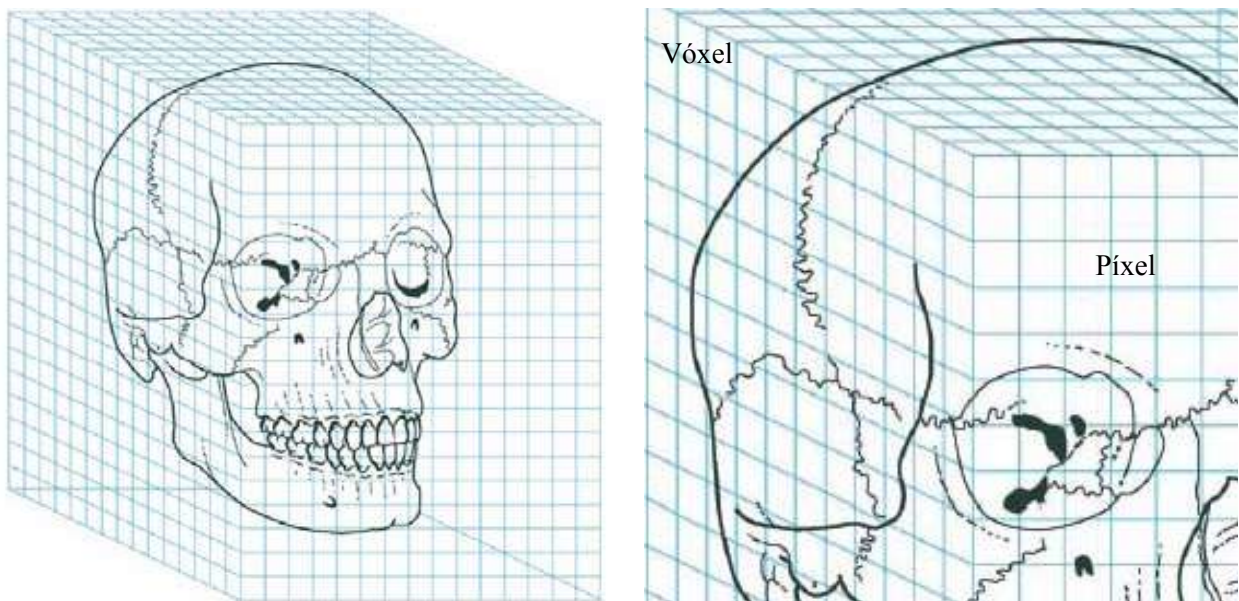
El sistema más simple de digitalización corresponde al llamado tono de gris que indica la cantidad o intensidad de luz registrada. El otro modelo corresponde a los llamados sistemas de reflexión, utilizado en los escáneres de cama plana y las cámaras digitales. En general en los sistemas de digitalización por reflexión pueden existir varias fuentes de luz pero solo un sistema de registro.

La información obtenida se somete a un proceso de discretización o cuantización almacenando la información en números enteros mediante un convertidor analógico digital (CAD)⁵ y transformados mediante la ecuación de Fourier, asignando un valor absorcional a cada volumen estudiado (vóxel), que posteriormente se representará en un solo plano (Píxel). El tamaño del vóxel-píxel depende del diámetro del haz de rayos X y de la cantidad de detectores electrónicos que capten la radiación remanente después de cruzar el cuerpo estudiado. A mayor cantidad de píxel en la imagen, mejor será su resolución. A menor tamaño

del vóxel, más real será la capacidad absorcional en ese lugar del cuerpo.^{7-9, 12} Existen 256 valores enteros posibles que pueden ser representados por un byte por píxel y que corresponden a los índices de absorción que tienen las diferentes estructuras -al paso de los rayos X, lo que se relaciona directamente con la composición química de la misma. Su manejo, aumentando o disminuyendo la varianza de la curva permite modificar el contraste de la imagen, mientras que las variaciones del valor medio modifican el brillo de la imagen o la intensidad media.¹¹

Las radiografías panorámicas digitales directas presentan la característica de volumen parcial que se expresa por la amplia profundidad del vóxel de la imagen. Por esto en un mismo vóxel podrían coincidir dos estructuras con distinta capacidad absorcional al paso de rayos X. En este caso el ordenador hace una media de los valores de ambas estructuras presentes en el mismo vóxel y las representa mediante un tono de gris en el píxel.⁸

Figura 2
Diagrama marcando los vóxeles del conjunto de datos tridimensional obtenida



Fuente: http://scielo.isciii.es/img/revistas/rcoe/v11n3/c_fig1.jpg.

CONCLUSIÓN

Actualmente en odontología ha aumentado significativamente el análisis de las imágenes digitales, en búsqueda de mejores diagnósticos y orientándose no solo al análisis cualitativo sino también cuantitativo de la imagen.¹³

Los procesos de manipulación y análisis de las imágenes médicas son la base de los denominados sistemas de diagnóstico asistido por ordenador, CAD—Computed Aided Diagnosis— orientados a facilitar al usuario de los mismos la interpretación y evaluación correcta de las imágenes consideradas, especialmente en cuanto se refiere a la posible presencia en las mismas de elementos difícilmente discernibles pero de interés diagnóstico y clínico.^{1,2} El procesado de imágenes médicas en la actualidad está orientado a la utilidad, procedimientos de realce de formas y contornos, segmentación de imágenes, suavizados y análisis de texturas, opacidades y densidades ópticas, además en la generación de imágenes tridimensionales y cálculos de áreas y volúmenes.¹⁻³

El diagnóstico odontológico en el futuro próximo va a ser sustentable cualitativa y cuantitativamente, lo que va a aumentar la certeza diagnóstica y por consiguiente va a disminuir el margen de posibles falsos negativos o falsos positivos, resultando en información basada en evidencia verificable.

La imágenes panorámicas digitales directas se han calibrado dimensionalmente, y analizado cualitativamente mediante los valores absorcionales, sin embargo por su condición de volumen parcial adquirido es relevante considerar la sobreproyección de estructuras en la sumatoria del recorrido del haz de radiación, lo que se manifestaría como un valor promedio y no individual de cada una de ellas.

CORRESPONDENCIA

CL Guzmán. Av. Kennedy 7120 Of.107
Vitacura, Santiago, Chile
Correo electrónico: carmenguzu@gmail.com.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Lucas G, Elizondo ML, Rosa GM. Estudio radiográfico de los cambios dentinarios producidos por el hidróxido de calcio y vitremer® en el tratamiento de caries en molares temporarios. *Rev Ciencia y Técnica, U. Nacional del Nordeste Comunicaciones Científicas y Tecnológicas* [Revista en línea]. 2003. [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: <http://www.unne.edu.ar/Web/cyt/cyt/2003/comunicaciones/03-Medicas/M-069.pdf>.
- Gómez E. Método de análisis de coincidencias de imágenes médicas y/o de microscopía. *World Intellectual Property Organization WIPO* [Documento en línea] 2000 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: <http://www.wipo.int/pctdb/en/wo.jsp?IA=ES1999000385&DISPLAY=DESC>.
- Platero C, Verbiest K, Úbeda A, Trillo A, Gosálvez J, Bartolomé J. Plataforma abierta para el procesamiento y gestión de imágenes biomédicas. XXI Jornadas de Automática, ISBN: 84-699-3163-6, Sevilla. [Libro en línea] septiembre de 2000. [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: http://www.elai.upm.es/spain/Publicaciones/pub00/ja00_017.pdf.
- Manzanares A. Procesado y tratamiento de la imagen radiológica, UT07. La imagen Digital, IES Torreón del Alcázar. Ciclo formativo de Grado Superior de “Imagen para el Diagnóstico”. [Documento en línea] 2008 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: <http://www.iestorreondelalcazar.org/Sanidad/Imagen/ptir/pdf/ut07.pdf>.
- Martin M. Curso de procesamiento de imágenes digitales. Cap 1. Introducción. Facultad de Ciencias de la Computación. Benemerita Universidad Autónoma de Puebla [Documento en línea] 2008. [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: <http://www.cs.buap.mx/~mmartin/pdi/PDI-Cap1.pdf>.
- Bonilla D, Ramírez JC, Mármol A. Identificación de tejido mamario en imágenes de mamografía. Trabajo desarrollado por el Grupo de Investigación Biomédica EIA-CES (GIBEC) en conjunto con la Clínica Medellín. [Documento en línea] 2008 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/articulos/paper_mamoTAC.pdf.
- Vergara E, Sepulveda G, Vega D. Técnica radiográfica en radiografía computada. *Rev Chil Radiol* [Revista en línea]. 2006, [Fecha de acceso 03 Julio 2008]; 12(4):153-156. URL disponible en: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-93082006000400003&lng=es&nrm=iso. ISSN 0717-9308.
- Rodríguez J. Radiología en fisioterapia. Tema 5. Tomografía computarizada Escuela Universitaria de Fisioterapia de Soria. Universidad de Valladolid. España. Departamento de Radiología y Medicina física. [Documento en línea] 2008 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: <http://personal.telefonica.terra.es/web/radiologia/temas/tema5.htm>
- Fundamentos del TC. TSID net. 2001-2007 [Documento en línea] 2008 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: <http://www.tsid.net/tac/fundamentos.htm>

10. Arana E, Buitrago P, Benet F, Robarra E. Tomografía computarizada: introducción a las aplicaciones dentales. RCOE [Revista en línea] 2006 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; 11(3): 311-322. URL disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/rcoe/v11n3/original3.pdf>
11. Solé L. Procesos de mejora de la imagen. Tutorial con ejemplos sobre procesos y aplicaciones de análisis de imágenes digitales. IJA (Instituto de Ciencias de la Tierra Jaime Almera), Grupo de Proceso de Imagen y Teledetección. [Documento en línea] 2008 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: http://wija.ija.csic.es/gt/tele/Tutorial%20A.I/enhancement/marcos_enhan.htm.
12. Gonzales C, Godfrey H. Grupo Radio Centro. En las redes del tiempo. Cápsula 111 del 28 de agosto de 2004. [Documento en línea] 2008 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; URL disponible en: <http://www.radioredam.com.mx/grc/homepage.nsf/main?readform&url=/grc/redam.nsf/vwALL/MLOZ-64ET2A>.
13. Aranha PC, Caldeira SA, Tenfuss JC, Aristizábal DA. Análisis del patrón óseo trabecular de mandíbulas maceradas en radiografías panorámicas digitales. Int. J. Morphol. [Revista en línea] 2006 [Fecha de acceso 03 de julio de 2008]; 24(3): 369-376. URL disponible en: <http://www.scielo.cl/pdf/ijmorphol/v24n3/art13.pdf>.