

# Implementación de una medida objetiva de fuerte correlación con el sistema visual humano para analizar la influencia de las condiciones de adquisición sobre la calidad de las imágenes panorámicas dentales

**The use of a measure with a strong correlation with the visual system to analyze the influence of the acquisition conditions over image quality in panoramic dental images**

**Marlen Pérez Díaz<sup>1\*</sup>, Iroel Miranda Castañeda<sup>1</sup>, Tairi Borges García<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Universidad Central Marta Abreu de las Villas. Carretera a Camajuaní km 5 ½ Santa Clara 54830, Villa Clara, Cuba.

<sup>2</sup> Hospital Clínico Quirúrgico Manuel Fajardo. Santa Clara, Cuba.

Fecha de Recepción: 08/02/2012 - Fecha de Aceptación: 23/05/2012

El denominado Predictor de Diferencias Visuales para imágenes de alto rango dinámico (HDR-VDP), del inglés *High Dynamic Range Visible Difference Predictor*, fue desarrollado para superar la dificultad de la no correlación entre las mediciones objetivas y subjetivas de la calidad de la imagen digital. Ha sido exitosamente probado para analizar el efecto de la compresión de las imágenes médicas sobre su calidad. En este trabajo se ha realizado un estudio utilizando 13 imágenes panorámicas de un maniquí antropomórfico dental, adquiridas con un equipo Kodak digital. Se varió la corriente de tubo y la energía del haz para analizar cómo se traducen estas variaciones sobre la calidad de la imagen panorámica digital que se obtiene. Para realizar este análisis se empleó el criterio de dos observadores expertos. HDR-VDP fue ajustado al problema bajo análisis y se analizó su correlación respecto al criterio de los observadores. HDR-VDP mostró una correlación de Pearson con coeficiente  $r=0.683$  y significación estadística ( $p=0.013$ ) respecto al criterio subjetivo, en ventanas de  $9 \times 9$  píxeles sobre regiones de interés y fue capaz de detectar diferencias en la calidad de las imágenes para variaciones de mA y kVp en un rango típico para estos estudios.

**Palabras clave:** estudios panorámicos dentales, calidad de imagen, predictor de diferencias visuales para imágenes de alto rango dinámico.

The High Dynamic Range Visible Difference Predictor (HDR-VDP) was created to overcome the poor correlation between objective and subjective digital image quality criteria. This metric has been successfully tested to analyze the effect of medical images compression over image quality. A study using 13 dental panoramic images of an anthropomorphic phantom was carried out. Images were acquired with a digital Kodak equipment. Tube current and beam energy were changed among studies in order to analyze how the image quality was affected by the acquisition parameters variation. The criterion about image quality of two expert observers was taken into account. Furthermore, HDR-VDP was fitted to the problem under analysis. Correlation between the metric and the subjective criterion was also analyzed. HDR-VDP had a correlation of  $r=0.683$  ( $p=0.013$ ) with respect to the subjective criterion. The metric calculated over  $9 \times 9$  pixel windows in regions of interest was able to detect differences in image quality for a typical range of kVp and mA in this type of study.

**Key words:** dental panoramic studies, image quality, high dynamic range visible difference predictor.

\* Correspondencia  
Email: mperez@uclv.edu.cu

## Introducción

El Predictor de Diferencia Visual (VDP) fue introducido por Daly<sup>1</sup> en 1993 y posteriormente fue perfeccionado por Mantiuk et al.<sup>2</sup> y aplicado a imágenes médicas.

Esta medida simula el mecanismo de percepción de la corteza visual humana para tomar en cuenta la respuesta no lineal de los foto-receptores, la sensibilidad de contraste y los canales selectivos de frecuencia en dicho sistema. Puede cubrir un rango completo de luminancia, de ahí que se haya extendido a imágenes de alto rango dinámico (HDR), pasando a denominarse HDR-VDP<sup>2,3</sup>.

El modelo original fue desarrollado para imágenes de rango dinámico bajo y parte de descomponer la imagen en sub-bandas de diferente frecuencia y orientación angular. Se toman dos imágenes como entrada (una original y una distorsionada) y la salida es un mapa de probabilidad de detección de diferencias, en el cual el valor del píxel indica la probabilidad de que un observador, al ver las dos imágenes o secciones de la misma, detecte una diferencia visual evidente en los píxeles de la región seleccionada<sup>1</sup>. Por tanto, es una medida relativa de fidelidad de imagen.

La *Distancia de Minkowsky* con un parámetro  $\beta$  entre 2 y 4, ha sido bien descrita en la literatura científica<sup>4</sup> para caracterizar el mapa de probabilidades de detección en un solo valor numérico, para imágenes de alto rango dinámico. Esta medida ha sido usualmente utilizada en la evaluación de la compresión de imágenes médicas, por ejemplo de tomografía computarizada, mostrando una excelente correlación con los criterios subjetivos<sup>5-7</sup>. De hecho, ha presentado mejor sensibilidad que la usual Relación Señal-Ruido Pico (RSRP)<sup>8</sup>.

En el presente trabajo, la medida se propone para monitorizar el efecto visual que produce sobre el observador el hecho de cambiar las condiciones de adquisición, bajar la carga del tubo (mAs) o subir la tensión de pico (kVp), en imágenes panorámicas dentales, lo cual además de afectar la calidad de imagen produce una variación en la dosis absorbida que recibe el paciente.

En esencia, se pretende valorar si HDR-VDP es una medida con buena correlación con el "Sistema Visual Humano" (SVH) para variaciones de dosis en imágenes dentales, ante la falta de una fuerte correlación estadística de otras medidas objetivas tradicionales y muy utilizadas como la Relación Señal-Ruido (RSR), la Relación Contraste-Ruido (RCR) y el Error Medio Cuadrático Normalizado (EMCN) en muchas aplicaciones médicas<sup>9</sup>.

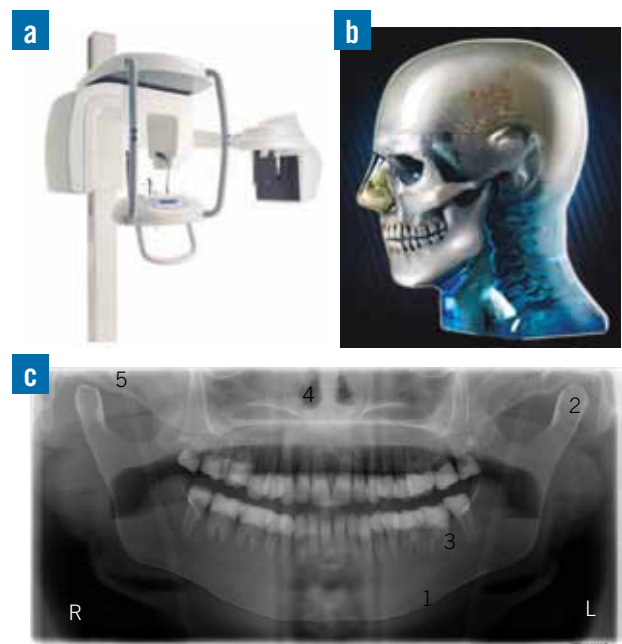
## Material y métodos

Se utilizó un equipo digital Kodak 8000C (véase la fig. 1a), en su modo panorámico de adquisición. Se adquirieron 13 imágenes panorámicas de un maniquí antropomórfico dental equivalente a tejido, modelo 711- HN (véase la fig. 1b), almacenadas en matrices

de 1244 x 2613 píxeles a 8 bits de profundidad de pixel. Las imágenes se adquirieron para variaciones de kVp de 68; 76; 79 y 90 kV, que cubren el rango de talla y peso para pacientes descrito en la literatura científica<sup>10</sup>. Las variaciones de corriente de tubo fueron 6.3; 8; 10 y 12 mA, siguiendo el mismo criterio. El tiempo de exposición de cada estudio fue de 13.9 s. para obtener los mAs correspondientes. Las imágenes fueron transformadas a 16 bits utilizando *Matlab 7.8*.

El análisis subjetivo de calidad de cada imagen se realizó mediante evaluación visual de todas las imágenes. En este análisis participaron dos especialistas máxilo-faciales, con más de cinco años de experiencia cada uno. Estos realizaron primeramente un experimento de entrenamiento con 12 pares de imágenes aleatorias para adaptarse al ejercicio propuesto y a la búsqueda de detalles sobre las imágenes. Posteriormente realizaron el experimento evaluando un total de 30 pares de imágenes como un todo y además focalizando su atención en 5 Regiones Objeto de Interés anatómico (ROI, del inglés *Region of Interest*) que reflejan detalles importantes a visualizar en este tipo de estudio médico como son el conducto mandibular, el cóndilo maxilar, el canal radicular, la fosa nasal y la eminencia articular. La figura 1c muestra las ROI analizadas.

En cada par de imágenes a visualizar (una encima de la otra), la de arriba siempre era una imagen patrón del maniquí (tomada con alta corriente de tubo (12 mA) y bajo kilovoltaje pico (73 kVp), para garantizar excelente



**Fig. 1.** Equipo Kodak 8000C, Maniquí antropomórfico utilizado y ejemplo de imagen panorámica digital del maniquí con las ROI situadas en: 1- conducto mandibular, 2- cóndilo mandibular, 3- región molar-canal radicular, 4- fosa nasal, 5- eminencia articular.

calidad de imagen de acuerdo con el peso y talla típicos para el que se diseñó este maniquí<sup>12</sup>. La de abajo era la imagen de prueba a comparar en cuanto a calidad visual. La misma fue adquirida o bien con un valor de mA diferente, un valor de kVp diferente o ambos, respecto al patrón, en 28 casos. En dos casos, debajo se colocó la misma imagen patrón. En total se repitieron 17 pares de imágenes para cada observador para evaluar la variabilidad intra-observador al evaluar en diferentes ocasiones el mismo par de imágenes (13+17=30).

Cada especialista debía decir en cada caso, si la calidad de imagen de abajo es semejante o inferior a la del patrón de encima, basándose en la apreciación visual de la imagen como un todo y de los cinco detalles particulares que se evalúan en las ROI. Cuando los observadores planteaban que no veían diferencias en la calidad de las dos imágenes simultáneamente observadas, el par recibía evaluación de 1, mientras que si los observadores manifestaban observar diferencias, el par recibía evaluación de 2. Para obtener la evaluación subjetiva promedio se tuvieron en cuenta las evaluaciones de ambos observadores sobre los 13 pares de imágenes (resumidos en la tabla 1) del total de 30 pares que evaluó cada uno. La mayoría de las condiciones se evaluaron 4 veces y unas pocas, 6 veces, entre los dos observadores.

Los observadores realizaron el análisis subjetivo de calidad de imagen de forma independiente, visualizando los pares de imágenes durante un tiempo ilimitado, de forma consecutiva y bajo las mismas condiciones (habitación con un nivel de iluminación <25 lux, monitor Intel(R) 14.0" HD Graphics Family con el observador sentado a 50 cm del mismo). Los observadores desconocieron las condiciones de adquisición de cada imagen de prueba y las del patrón en todos los casos.

Se evaluó la variabilidad inter-observador. Para esta valoración, así como para la variabilidad intra-observador se utilizó el método de Bland y Altman<sup>13</sup>, adecuado como sigue a nuestro experimento:

$$A_{inter} = \left(100 - \frac{|x_{01} - x_{02}|}{(x_{01} + x_{02})/2}\right) [\%] \quad (1)$$

Donde  $x_{01}$  y  $x_{02}$  son los valores de la evaluación de los dos observadores para cada par de imágenes. La variabilidad inter-observador reportada fue el valor de  $A_{inter}$  promediado para los 13 pares de imágenes.

$$A_{intra} = \left(100 - \frac{|x_{01} - x_{02}|}{(x_{01} + x_{02})/2}\right) [\%] \quad (2)$$

Donde, en este caso,  $x_{01}$  y  $x_{02}$  corresponden a la evaluación que un mismo observador otorga a un mismo par de imágenes en dos oportunidades en que dentro del mismo experimento lo evalúa. La variabilidad intra-observador reportada es el valor  $A_{intra}$  promediado para los 13 pares de imágenes con cada observador.

Para la implementación del HDR-VDP se situaron ventanas de 9 x 9 píxeles sobre las regiones de interés utilizadas para las evaluaciones subjetivas en las imágenes convertidas a 16 bits. La medición de luminancia se repitió 3 veces en cada ventana y se tomó el valor medio para acotar la incertidumbre estadística introducida en el posicionamiento y reposicionamiento de la ventana.

La definición de las ROI y el cálculo de HDR-VDP fueron implementados en *Matlab 7.8*.

Para calcular el valor de HDR-VDP se utilizó la siguiente expresión, a partir de la *Distancia de Minkowsky*, como proponen Mantiuk et al.<sup>7,11</sup> en sus trabajos para compresión, pero ajustando el parámetro beta a nuestro método:

$$HDR - VDP = \left(\sum_u \sum_v \{p(u,v)^\beta\}\right)^{1/\beta} \quad (3)$$

$p(u,v)$  es el mapa de probabilidad de detección (entre 0 y 1).

$$p(u,v) = (f(u,v) - g(u,v)) \quad (4)$$

$f(u,v)$  y  $g(u,v)$  son los valores de los píxeles en la imagen de referencia (patrón) y en la imagen de prueba.

$\beta$  es un factor de ajuste.

## Resultados y discusión

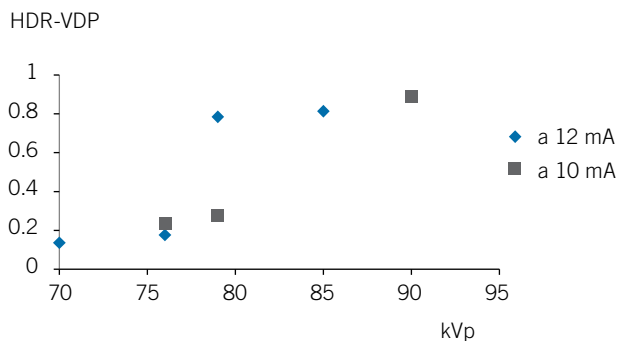
Según el comportamiento de la HDR-VDP cabe esperar que cuanto más difieran el patrón  $f(u,v)$  y la imagen de prueba  $g(u,v)$ , la probabilidad de detección de las diferencias por el SVH sea mayor, es decir HDR-VDP debe tender a 1. En cambio, imágenes muy semejantes no presentarán diferencias sensibles para el SVH, por lo que la medida debería acercarse a 0. Para adecuar la medida objetiva al cambio de condiciones de adquisición el primer paso fue ajustar el valor de beta al problema bajo análisis.

Para un tamaño de ventana de 9 x 9 píxeles, el valor ajustado de  $\beta$  fue 1.45. Otros autores ajustaron previamente este valor para estudiar los efectos de la compresión sobre la calidad de diferentes tipos de imágenes médicas<sup>4-6,11</sup>, obteniendo valores de  $\beta$  entre 2 y 4. Sin embargo, en nuestro caso, estos valores de  $\beta$  conducen a que el valor de HDR-VDP resulte extremadamente bajo y no correlacione bien con el SVH para este tipo de análisis, que es cualitativamente diferente, ya que se pretenden detectar sutiles variaciones de calidad de imagen al variar las condiciones de adquisición. Por otro lado, para valores inferiores a 1.45, HDR-VDP muestra menor correlación con la evaluación subjetiva y aparecen algunos puntos con error en los resultados obtenidos con la implementación del cálculo sobre *Matlab*. Sirva resaltar que las variaciones de calidad

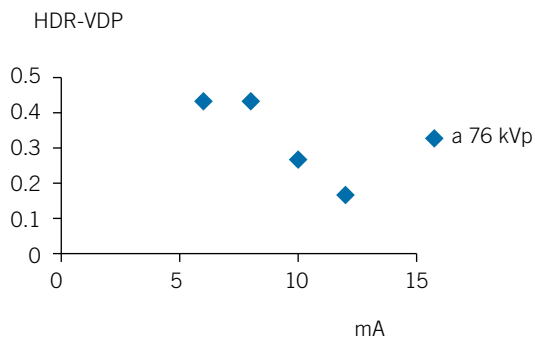
de imagen que introducen variaciones en la corriente de tubo y la tensión de pico son mucho menos agresivas sobre la imagen que el resultado de comprimir la misma a diversas tasas, siempre que se utilice el rango de valores de mAs y kVp propuesto en la literatura científica para este tipo de estudios médicos<sup>10,14,15</sup>.

De igual modo se optimizó el tamaño de ventana a utilizar. Para valores menores de 9x9 píxeles la medida HDR-VDP mostraba ser menos sensible al cambio de condiciones de adquisición. El valor de 9x9 píxeles fue el tamaño mínimo donde la medida resultó sensible a la variación de las condiciones de adquisición a la vez que reproduce la evaluación de los observadores con mayor exactitud y precisión. A los efectos de este trabajo el tamaño de ventana no introduce sesgos sobre la medida, ya que se trata de imágenes de un maniquí antropomórfico, sin diferencias morfológicas entre ellas, pero a los efectos de extender en el futuro la medida a estudios con pacientes reales, tamaños mayores pueden introducir sobre la ventana de medición sesgos debido a la influencia de la morfología, por lo que se trata de que la ventana sea lo más pequeña posible, siempre y cuando contenga la estructura a monitorizar.

El aumento del valor de mA a kVp fijo debe reducir el ruido sobre la imagen de prueba. Ésta debe de acer-



**Fig. 2.** Comportamiento del Predictor de Diferencias Visuales ante variaciones de kVp para dos valores diferentes de mA.



**Fig. 3.** Comportamiento del Predictor de Diferencias Visuales ante variaciones de mA.

arse a la imagen patrón en cuanto a sus características visuales y el valor de su HDR-VDP debe decrecer. Por el contrario, un aumento de la tensión de pico para una corriente fija implica una disminución del contraste de la imagen de prueba. Deben hacerse entonces notables las diferencias entre ambas imágenes desde el punto de vista de la medida propuesta.

Las figuras 2 y 3 muestran el comportamiento de HDR-VDP ante variaciones del kVp y del mA en el experimento realizado.

El rango de variación de HDR-VDP fue más amplio ante variaciones de kVp que de mA, sin embargo los resultados sugieren que existe mejor concordancia entre la respuesta de los observadores y las variaciones en los niveles de ruido que respecto a los cambios de contraste.

La evaluación visual subjetiva realizada por los observadores expertos arrojó los resultados que se presentan en la tabla 1.

**Tabla 1.** Evaluación subjetiva de calidad de imagen.

Condición kVp. mA	Promedio de la evaluación subjetiva	Comentarios
70.12	1	No aprecian diferencias de calidad de imagen los expertos
73.8	1.75	Sube el nivel de ruido. Los observadores no aprecian bien el conducto mandibular en la imagen de prueba
73.12	1	No aprecian diferencias de calidad de imagen los expertos
76.63	2	Mayor nivel de ruido en las imágenes de prueba. Los observadores no aprecian bien el conducto mandibular en la imagen de prueba
76.8	2	
76.10	1.75	
76.12	1.25	Prácticamente no aprecian diferencias de calidad de imagen los expertos
79.63	2	Menor contraste y mayor ruido, se dificulta la visualización del conducto mandibular.
79.8	1.5	
79.10	1	No aprecian diferencias de calidad de imagen los expertos
79.12	1.5	Menor contraste en las imágenes de prueba. Se difumina la zona radicular. No aprecian bien el conducto mandibular
85.12	1.5	
90.10	1.75	

Las condiciones ideales de valores de alto mA y bajo kVp ofrecen excelente calidad de imagen desde el punto de vista visual, sin embargo, conocemos que imparten mayores dosis a los pacientes, por lo que la tendencia debe de ser buscar mejores relaciones de compromiso. El presente estudio no ha tenido como objetivo la optimización de las dosis, para lo cual ciertamente se requiere un análisis mucho más fino que incluya un mayor número de mediciones y condiciones intermedias de prueba. Implementar una medida con buena correlación con el SVH en cambio, pudiera ser parte de una futura estrategia en ese sentido, para lo cual el presente ajuste en la implementación de la medida HDR-VDP puede ser un punto de partida.

Es interesante notar de la tabla anterior, que para los observadores expertos resulta sensible el aumento en el nivel de ruido sobre las imágenes, introducido principalmente para valores de 6.3 y 8 mA. Del mismo, modo se aprecia la reducción del contraste imagen a muy altos valores de kilovoltaje pico, como 79, 85 y 90 kV. Sin embargo, no resulta completamente claro por qué la condición de 79 kV al combinarse con 10 mA resultó más adecuada para los observadores que la condición con 12 mA, donde se expresaron algunas inconformidades. Este aspecto pudiera ser aclarado en el futuro con diseños experimentales más extensos que incluyeran un mayor número de condiciones a monitorizar alrededor de ambos valores así como un mayor número de imágenes para ambas condiciones.

De las 5 estructuras y/o detalles monitoreados en este experimento, el más sensible a las variaciones de las condiciones de adquisición fue el conducto mandibular, que no pudo ser claramente apreciado en varias imágenes. El decrecimiento del contraste en algunas pocas imágenes también provocó que no se pudieran observar con buena claridad los detalles, principalmente de las estructuras radiculares a juicio de los observadores. Estos efectos se destacan en la figura 4.

Obsérvese cómo el ruido es más perceptible en la figura 4a), entorpeciendo la visibilidad de detalles radiculares, cómo prácticamente desaparece el canal mandibular en la imagen de la figura 4b) y cómo el menor contraste, representado en la figura 4c), también afecta la visualización de los detalles radiculares.

La variabilidad intra-observador fue de 99.79% para el observador 1 y de 99.85% para el observador 2. La variabilidad inter-observador fue de 99.82%.

La relación entre la evaluación objetivo-subjetiva de calidad de imagen tuvo el siguiente comportamiento: el observador 1 presenta un coeficiente de correlación lineal de Pearson respecto al valor objetivo HDR-VDP=0.721 ( $p=0.005$ ). El coeficiente del observador 2 es de  $r=0.645$  ( $p=0.017$ ). La correlación promedio objetivo-subjetiva es entonces significativa:  $r=0.683$  ( $p=0.013$ ). De estos resultados deducimos que la medida objetiva HDR-VDP ha tenido buena

correlación con el SVH para las condiciones experimentales utilizadas, a pesar de estar por debajo en sensibilidad respecto al criterio de los observadores para monitorizar cambios en la corriente de tubo. Pudiera recomendarse por ejemplo, para propósitos de control de calidad de este tipo de equipamiento médico.

La figura 5c) muestra el mapa de probabilidades de detección, creado a partir del cálculo de la medida HDR-VDP en cada pixel entre la referencia (73 kVp y 12 mA, véase la fig. 5a) y una imagen de prueba (90 kVp y 10 mA, véase la fig. 5b) en la cual los observadores concuerdan en

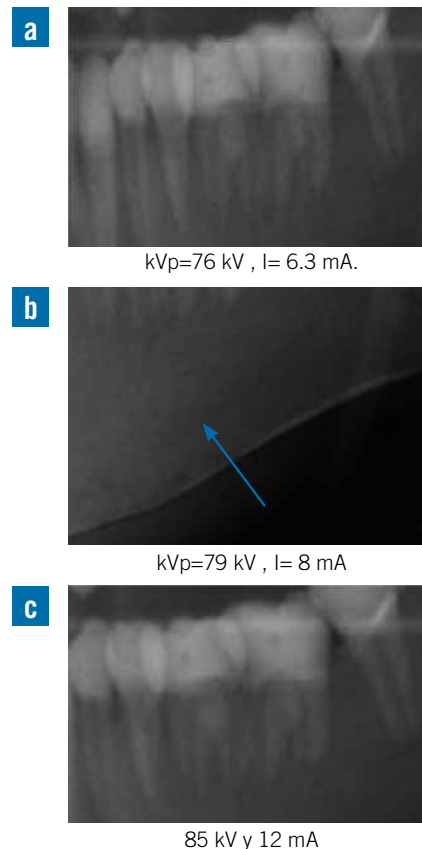


Fig. 4. Pérdidas de calidad de imagen en algunas regiones de interés ante el cambio de las condiciones de adquisición.

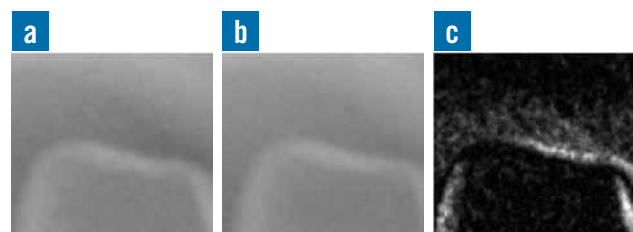


Fig. 5. HDR-VDP en una ROI. a) luminancias en el patrón, b) luminancias en la prueba, c) mapa de probabilidades de detección pixel a pixel en la región, cada pixel representa el HDR-VDP correspondiente.

que posee menor calidad de imagen que el patrón. Se ha utilizado como ejemplo del significado de la medida, una región de interés alrededor del cóndilo maxilar derecho.

Estudios previos han demostrado que no existe buena correlación entre el Sistema Visual Humano y muchas de las figuras de mérito que han sido diseñadas, publicadas y aceptadas hasta la presente fecha para describir matemáticamente la calidad de imagen en diversas técnicas<sup>8,9</sup>. Esto ha estimulado el desarrollo de medidas que solucionen este problema<sup>9,16,17</sup>. La medida VDP<sup>1</sup>, y posteriormente HDR-VDP<sup>2</sup>, fue desarrollada y probada también para este fin. El presente trabajo constituye un paso más a favor de la validación de la medida, esta vez ante un problema físico-médico diferente, asociado a la optimización de las condiciones de adquisición en relación con la calidad de imagen. Resultaría interesante refinar la medida para propósitos de optimización de calidad de imagen respecto a la dosis que recibe el paciente en este u otros tipos de estudio de radiodiagnóstico médico. De igual modo, se podría analizar la calidad de imagen de estudios reales con pacientes, para lo cual se requiere superar la actual limitación en la implementación de la medida, que al ser relativa es dependiente de la información que se introduce en las ventanas de cálculo, por lo que habría que optimizar previamente sus dimensiones para ese caso.

## Conclusiones

La medida HDR-VDP resulta sensible al cambio de condiciones de adquisición (mA y kVp) en estudios panorámicos dentales digitales, por lo que resulta útil para propósitos de optimización de calidad de imagen. Del mismo modo, presenta buena correlación con el SVH ( $r=0.683$ ,  $p=0.013$ ) para monitorizar tales variaciones. Su implementación mediante la *Distancia de Minkowsky* ajusta a este tipo de problema para un valor de beta de 1.45 y un tamaño de ventana de 9 x 9 píxeles para las condiciones experimentales utilizadas.

## Agradecimientos

Los autores quieren agradecer al proyecto CAPES-MES 44/08 por facilitar parcialmente los recursos para desarrollar esta investigación, a la Dra. Ana Cecilia Valdés Borroto, por su colaboración en el experimento perceptual y al Profesor Juan V. Lorenzo Ginori por sus recomendaciones para la implementación de la medida.

## Bibliografía

1. Daly S. The visible differences predictor: An algorithm for the assessment of image fidelity. In Watson A.B. Ed. Digital Images and Human Vision. MIT Press, Cambridge, MA, 1993. p. 179–206.
2. Mantiuk R, Daly S, Myszkowsky K, Seidel H. Predicting visible differences. In: high dynamic range images-model and its calibration. Human Vision and Electronic Imaging. Daly S, Rogowitz B, Pappas T, Ed., 2005. p. 204–14.
3. Tunc A, Mantiuk R, Myszkowsky K, Seidel H. Dynamic Range Independent Image Quality Assessment. 2005. Disponible en [http://www.mpi-inf.mpg.de/resources/hdr/vis\\_metric/aydin\\_sg08.pdf](http://www.mpi-inf.mpg.de/resources/hdr/vis_metric/aydin_sg08.pdf)
4. Eckert M, Bradley A. Perceptual quality metrics applied to still image compression. Signal Process 1998;70: 177-200.
5. Bohyong K, Ho Lee K, Joong K, Mantiuk R, Hahn S, Jung K, Hoon K. Prediction of Perceptible Artifacts in JPEG 2000-Compressed Chest CT Images Using Mathematical and Perceptual Quality Metrics. Am J Roentgenol 2008; 190:328-34.
6. Bohyong K, Ho Lee K, Joong K, Mantiuk R, Hye-Ri K, Hoon K. Artifacts in Slab Average-Intensity- Projection Images Reformatted from JPEG 2000 compressed Thin-Section Abdominal CT Data Sets. Am J Roentgenol 2008;190:342-9.
7. Joong K, Bohyong K, Mantiuk R, Richter T, Lee H, Heung-Sik K, Jinwook S, Kyoung L. A comparison of three image fidelity metrics of Different Computational Principles for JPEG2000 in Compressed Abdomen CT images. IEEE Med Imaging 2000;29:1496-503.
8. Siddiqui K, Siegel E, Reiner B, Jonhson J. Correlation of radiologists' image quality perception with quantitative assessment parameters: just-noticeable difference vs. peak signal-to-noise ratios. Proceedings of the SPIE; 2005;5748:58–64.
9. Avcibas I, Sankur B, Sayood K. Statistical evaluation of image quality measures. Electron Imaging 2002;11:206-23.
10. Mark W, Krupinsky E, Straus K, Briden W, Mark S. Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition. J Am Coll Radiol 2007;371-88.
11. Kil K, Bohyong K, Young K, Tae K, Mantiuk R, Heung-Sik K, Young K. Regional Difference in Compression Artifacts in Low-Dose Chest CT Images: Effects of mathematical and Perceptual Factors. Am J Roentgenol 2008;191:30-w37.
12. ATOMMAX Diagnostic Head Phantom 711-HN. Dental Cone Beam CT & Panoramic X-Ray. 2008. Disponible en <http://www.supertechx-ray.com/a298-r.htm>
13. Bland J, Altman D. Statistical methods of assessing agreement between methods of clinical measurement. Lancet 1986;1:307-10.
14. Meryem T, Lilkay P, Guiten U, Bulent A. Clinical Evaluation of Dose Reduction on Image Quality of Panoramic Radiography. Contemp Dent Pract 2008;9:1-8.
15. Jae-Seo L, Young-Hee K, Suk-Ja Y, Byung K. Reference Dose Levels for Dental Panoramic Radiography in Gwangju, South Korea. Radiat Prot Dosim 2010;138:1–7.
16. Wang Z. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity, IEEE Image Process 2004;13:600-12.
17. Rusell R, Pawan S. Perceptually-based Comparison of Image Similarity Metrics. CBCL Memo 201. Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA02139, USA. 2001. Disponible en [www.ai.mit.edu](http://www.ai.mit.edu).