



Compresión con pérdidas de imágenes médicas que contienen lesiones de gran tamaño

Juan E. Paz Viera e Iroel Miranda Castañeda

RESUMEN / ABSTRACT

La medición de la posición y las dimensiones de grandes lesiones contenidas en imágenes médicas radiológicas en formato digital resulta una tarea sencilla para el especialista si la imagen no ha sido afectada por un procesamiento que provoque pérdidas de resolución tal como sucede en el proceso de la compresión con pérdidas. En este trabajo se hace un análisis de la variación de calidad respecto a la tasa de compresión y al uso de un determinado códec entre los empleados para la compresión al formato JP2 de las imágenes que contienen tal tipo de lesiones.

Palabras claves: Compresión con pérdidas, lesiones, imágenes médicas, JPEG 2000.

Measuring position and dimensions of large size lesions, contained in radiological medical images stored in digital formats, can be a relative easy task for the specialist if the image is not affected by a lossy compression procedure that might introduce artifacts and resolution loss. In the present work, an analysis is made on image quality versus compression ratio as well as on the use of a certain codec for achieving JPEG 2000 compression of images containing such lesions

Key words: Lossy compression, lesions, medical images, JPEG 2000

Lossy Compression of Medical Images Containing Large Sized Lesions

INTRODUCCIÓN

Diariamente, cientos de imágenes médicas son producidas y evaluadas en hospitales que cuentan con equipamiento y especialistas para prestar estos servicios. Determinar la posición y dimensiones de lesiones contenidas en las imágenes puede resultar una tarea sencilla si las imágenes no han sido procesadas luego de su adquisición con algún proceso que afecte su calidad para el diagnóstico. Tal es el caso de la compactación con pérdidas mediante el uso de algoritmos de compresión-descompresión (códecs) cuando se utilizan altas Tasas de Compresión (TCs). La gran cantidad de imágenes que se producen diariamente y la cantidad de estudios per cápita hace necesario el empleo de este tipo de algoritmo con el fin de reducir el espacio que ocupan las imágenes en los medios de almacenamiento o para disminuir el tiempo de transmisión entre estaciones de trabajo remotas, a pesar del nivel de pérdidas de información útil que introducen y en comparación con los algoritmos de compresión sin pérdidas los que no superan las 3 veces la TC.^{1,2}

Uno de estos códecs es el JPEG 2000 que logra altas TCs manteniendo la calidad diagnóstica de las imágenes, siendo además el códec aceptado dentro del protocolo DICOM establecido para el intercambio de datos e imágenes en medicina.³⁻⁵ Este proceso, aunque es necesario, provoca un deterioro visible de la calidad de las imágenes afectando principalmente su resolución espacial y disminuyendo la efectividad de las mediciones que realiza el especialista sobre la imagen.^{4,6,7}

En anteriores trabajos se ha tratado extensamente el efecto de la compresión con pérdidas sobre la capacidad diagnóstica de las imágenes y sobre la detección de pequeñas lesiones.^{6,7} En el caso particular de imágenes que contienen grandes lesiones se necesita entonces que los bordes en estas se mantengan definidos tras el proceso de la compresión con pérdidas así como se mantenga la integridad de las estructuras que se observan dentro de fronteras.

La figura 1 muestra una imagen de resonancia magnética sopesada en T1 donde se observa una lesión de gran tamaño en el hemisferio cerebral izquierdo con variaciones de intensidad y cambios de textura en su interior.

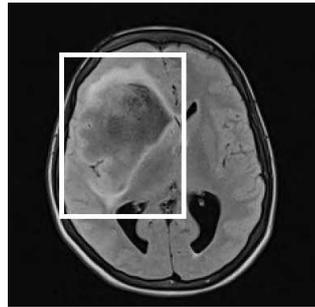


Figura 1

Imagen de resonancia magnética sopesada en T1 donde se observa una lesión de gran tamaño en el hemisferio cerebral izquierdo con variaciones de intensidad y cambios de textura en su interior.

En la figura 2 se muestra una sección de la imagen anterior donde se observa con mayor detalle el área de la lesión y la misma sección (en la imagen reconstruida) luego de haber sido compactada a una alta tasa de compresión $TC = 52:1$. Un efecto de suavizado se observa sobre la imagen resultante, particularmente sobre los bordes de las lesiones.

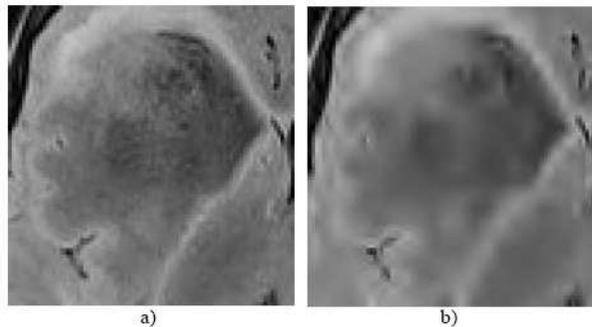


Figura 2

a) Sección de la imagen anterior donde se observa con mayor detalle el área de la lesión. b) la misma sección en la imagen reconstruida luego de haber sido compactada a una alta tasa de compresión $TC = 52:1$. Un efecto de suavizado se observa sobre la imagen resultante, particularmente sobre los bordes de las lesiones y en la pérdida de la textura en el interior de la lesión.

En esta imagen se observa cómo se afecta la definición de los bordes de las estructuras asociado a un efecto de borrosidad que se introduce sobre toda la imagen como resultado de la compresión con pérdidas.

Una situación particular se observa en el seguimiento a pacientes que han sufrido una intervención quirúrgica para el tratamiento de una lesión observable en imágenes antes de la operación y en situaciones posteriores a esta. En este caso se necesita mantener la calidad de las imágenes y estimar correctamente las dimensiones y posición de las lesiones. Esto toma particular importancia durante la realización de ensayos clínicos donde varios pacientes con un tipo similar de patología son sometidos a tratamiento y se les realizan grandes cantidades de imágenes médicas.

En el siguiente trabajo se muestra un análisis de la calidad de las imágenes médicas compactadas con pérdidas. Estas imágenes se caracterizan por tener grandes lesiones en el área de interés de la imagen. El análisis de calidad se efectúa a través de medidas de calidad de tipo objetivas y sobre imágenes reconstruidas luego de haber sido compactadas a varias TCs y utilizando dos códecs diferentes para lograr la compresión JPEG 2000.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las imágenes

Las imágenes utilizadas fueron obtenidas en el departamento de imágenes médicas del Hospital Universitario Arnaldo Milián Castro de la Ciudad de Santa Clara bajo las regulaciones éticas existentes en esa institución y necesarias para este trabajo. En su aspecto estas imágenes son similares a las que se muestran en la figura 1. Fueron obtenidas con la técnica de Resonancia Magnética en cortes axiales sopesadas en T1 con 512 x 512 píxeles de magnitud y 16 bits por píxel (bpp) de profundidad de bits. Un campo de visión (FOV – Field Of View) de 250 mm x 250 mm con una resolución espacial resultante de 0.5 mm/píxel.

Los códecs de compresión utilizados

Aunque con el surgimiento del códec JPEG 2000 surgen paralelamente varias implementaciones para ser utilizados en aplicaciones prácticas, dos de ellos han sido los más difundidos. Se trata de los códecs *JasPer*⁸ y *Kakadu*⁹ realizados por la Image Power Group de la British Columbia University, en Canadá y la empresa *Kakadu* respectivamente. Para el desarrollo del experimento que se describe en este trabajo ambos códecs fueron obtenidos gratuitamente de sus fuentes en internet.⁸ Las tasas de compresión fueron calculadas como el cociente del espacio que ocupa la imagen sin compactar (en formato DICOM) y la compactada (en formato JP2), ambos medidos en bytes. El conjunto de imágenes fue compactado a 50 TCs diferentes con razones de bits entre 2.50 y 0.05 con un paso de 0.05 para TCs entre 6:1 y 260:1 aproximadamente

Las medidas de calidad de tipo objetivas

Con el fin de tener un estimado de la calidad de las imágenes, diferentes autores han propuesto el uso de medidas estadísticas calculadas a partir de la información contenida en los píxeles de una imagen o en comparación con los valores de los píxeles en la imagen sin compactar y reconstruida luego de ser compactada.^{1, 2, 10} Estas son las denominadas medidas de calidad de tipo objetivas las que, a pesar de ser criticadas por no correlacionar con el Sistema Visual Humano (SVH), poseen significados físicos claros y son sencillas de implementar.¹¹

Este tipo de medida ha sido estudiada con profundidad anteriormente con énfasis en su utilización sobre las imágenes médicas.¹⁰⁻¹² Medidas de distancia como la Distancia Media Absoluta (MAD – Mean Absolute Distance) o la relación señal a ruido pico (PSNR – Peak Signal to Noise Ratio) la que incluye el Error Cuadrático Medio (MSE – Mean Square Error) son tradicionalmente usadas en experimentos del PDI en la medicina.

A continuación se presentan las expresiones matemáticas para las métricas utilizadas en los experimentos:

Distancia Media Absoluta:

$$MAD = \frac{1}{M \cdot N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N |X(i, j) - Y(i, j)|, \quad (1)$$

donde M y N son el número de filas y columnas respectivamente en la imagen sin compactar X(i,j) y la imagen reconstruida Y(i,j).

Relación señal ruido pico:

$$PSNR (dB) = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{I_{max}^2}{MSE} \right), \quad (2)$$

donde I_{max} es el valor máximo de la Intensidad en la imagen y MSE es el error cuadrático medio definido como:

$$MSE = \frac{1}{M \cdot N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (X(i, j) - Y(i, j))^2. \quad (3)$$

Estas medidas fueron calculadas para cada imagen reconstruida luego de haber sido compactada a cada una de las 50 TCs y tomando como referencia la imagen sin compactar.

Implementación de las medidas de calidad

Para llevar a cabo el cálculo de las medidas de calidad se programaron las expresiones anteriores sobre lenguaje de cálculo *MatLab* v 7.0 y se llevaron los valores de los píxeles de las imágenes de valores enteros a valores reales en escala de grises y normalizados entre 0.00 y 1.00.

El análisis de la variación de la calidad estará dirigido hacia la variación de la calidad en un área cercana a la lesión. En el caso particular de estas imágenes, las lesiones ocupan un gran por ciento del área útil de la imagen y muchas de ellas tienen la

particularidad de no ser homogéneas en su interior donde se observan cambios en la intensidad y/o áreas caracterizadas por texturas de diversos matices.

Por otra parte, los bordes de estas grandes lesiones no siempre tienen la mejor definición por lo que su localización es más una tarea de interpretación subjetiva del sistema visual humano que una variación significativa de su contraste con el fondo. A diferencia de trabajos anteriores,¹³⁻¹⁶ el análisis de la variación de la calidad empleando las medidas objetivas descritas anteriormente y el análisis del desempeño de los códecs se hará tomando una región alrededor de la zona donde se encuentra ubicada la lesión.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A continuación se muestran los resultados de los experimentos realizados sobre el conjunto de imágenes en estudio.

Los códecs: Jasper vs. Kakadu

En la siguiente figura se muestra una ampliación de una zona de interés dentro de la lesión observable en una de las imágenes bajo estudio.

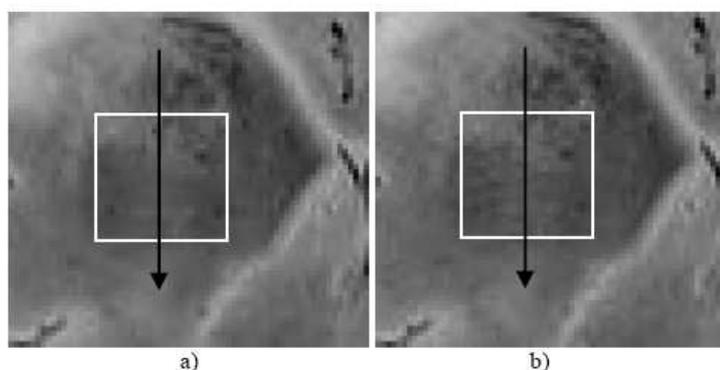


Figura 3

a) La figura muestra una sección de la imagen reconstruida luego de haber sido compactada a 0.1 bpp utilizando el algoritmo *JasPer* y b) utilizando el algoritmo *Kakadu*. Las diferencias de texturas se observan en la zona señalada en las imágenes.

Se observan ligeras diferencias en la zona central donde en la primera sección compactada con *JasPer* se tiende a difuminar en el primer caso la textura existente originalmente en la imagen, mientras que en la misma imagen compactada a la misma tasa de compresión esta vez utilizando *Kakadu* este detalle se mantiene. En la figura 4 a continuación se muestran las variaciones de intensidad en esta zona de la imagen.

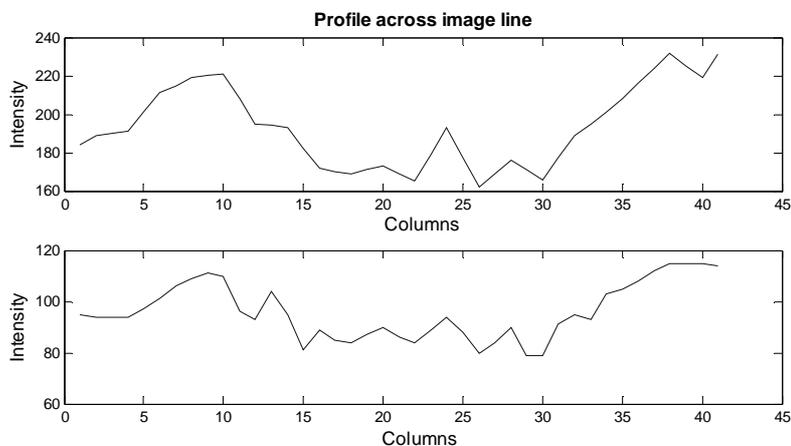


Figura 4

En la parte superior se observa el perfil (variaciones de intensidad) en la dirección vertical a lo largo de la sección de la imagen reconstruida luego de haber sido compactada a 0.1 bpp utilizando el algoritmo *JasPer* y debajo el mismo perfil como resultado de utilizar el algoritmo *Kakadu*. Las diferencias en estos perfiles están relacionadas con las variaciones de textura que se observan en la zona señalada en las imágenes.

En los perfiles que se muestran en estas figuras se observa como para la misma TC el códec *Kakadu* tiende a preservar mejor los detalles mientras que el códec *JasPer* hace un tratamiento más pobre de estos detalles.

Las medidas de calidad

En la gráfica de la figura 5 se muestra el resultado del cálculo del PSNR para ambos códecs sobre las imágenes reconstruidas luego de haber sido compactadas a diferentes TCs y tomando como referencia la imagen sin compactar.

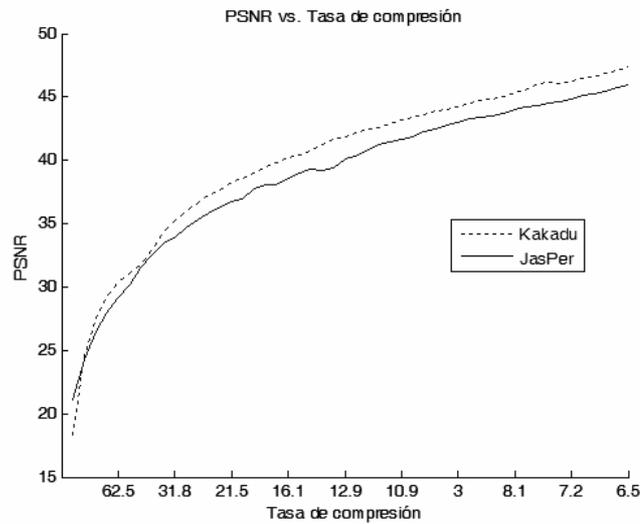


Figura 5

Curvas de la relación señal a ruido pico (PSNR) medida sobre toda la imagen al comparar los dos códecs. Las líneas continua y discontinua representan los códecs *JasPer* y *Kakadu* respectivamente.

Se observa cómo esta medida de calidad es capaz de percibir las variaciones en la calidad para cada TC.

Por otra parte en la figura 6 se observa la MAD en forma de curvas de Razón-Distorsión (Rate-Distortion), calculada para ambos códecs.

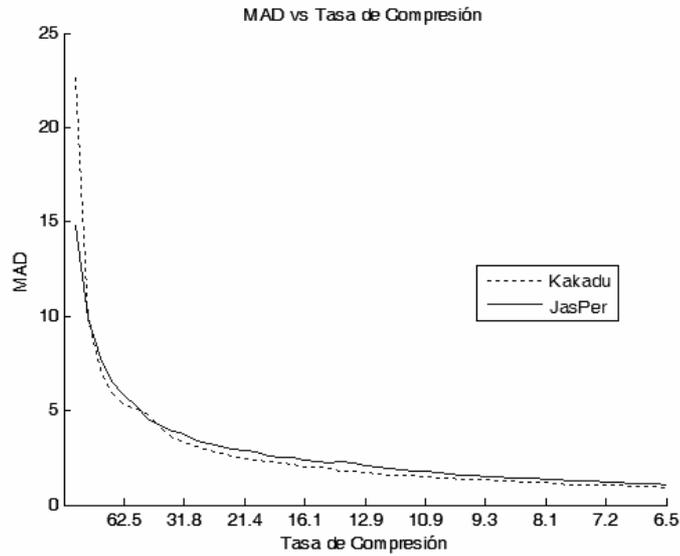


Figura 6

Curvas de la distancia media absoluta (MAD) medida sobre toda la imagen al comparar los dos códecs. Las líneas continua y discontinua representan los códecs *JasPer* y *Kakadu* respectivamente.

En la figura 7 a) a continuación se observan las curvas que se obtienen como resultado de calcular una medida de calidad sobre toda la imagen (línea sólida) y sobre un área que comprende el borde de la lesión (línea discontinua).

En este caso en particular, se ha tomado para el cálculo un área que incluye completamente todos los píxeles que forman parte del borde de la lesión. Esta zona del borde ha sido estimada de forma subjetiva por parte del especialista radiólogo.

Para su implementación práctica se ha usado una subrutina creada en *MatLab* para este fin y que se basa en la función *roipoly* propia del programa con la que es posible seleccionar un área dentro de la imagen con determinada forma según estima el usuario.

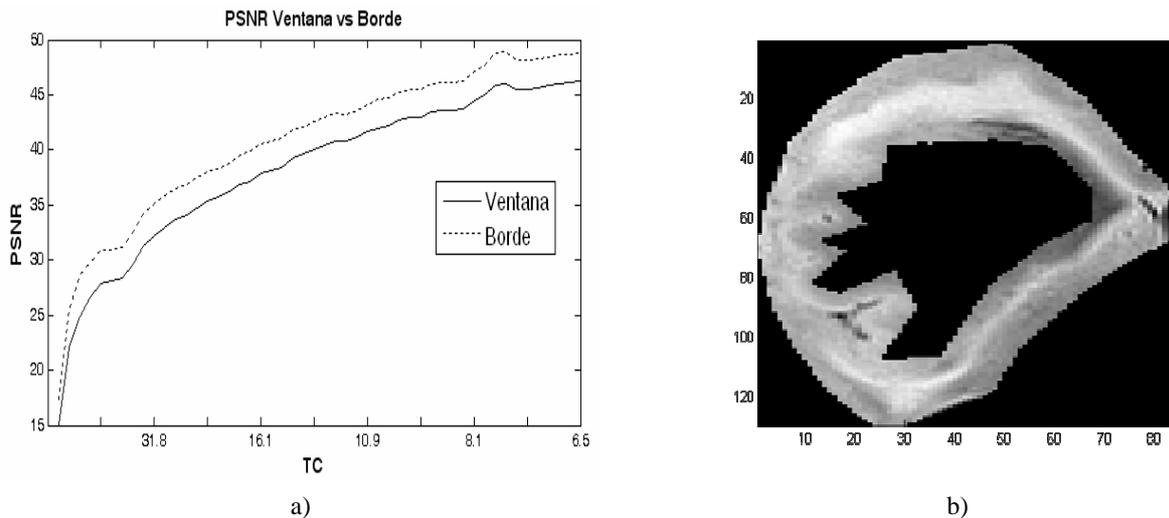


Figura 7

a) La gráfica muestra los valores de PSNR calculados para una ventana alrededor de la lesión y para la región que incluye solamente el borde como se muestra en la figura b).

En un análisis similar se muestra en la figura 8 el mismo cálculo considerando esta vez la región del borde en una consideración más estricta para incluir píxeles que pertenezcan a la zona del borde.

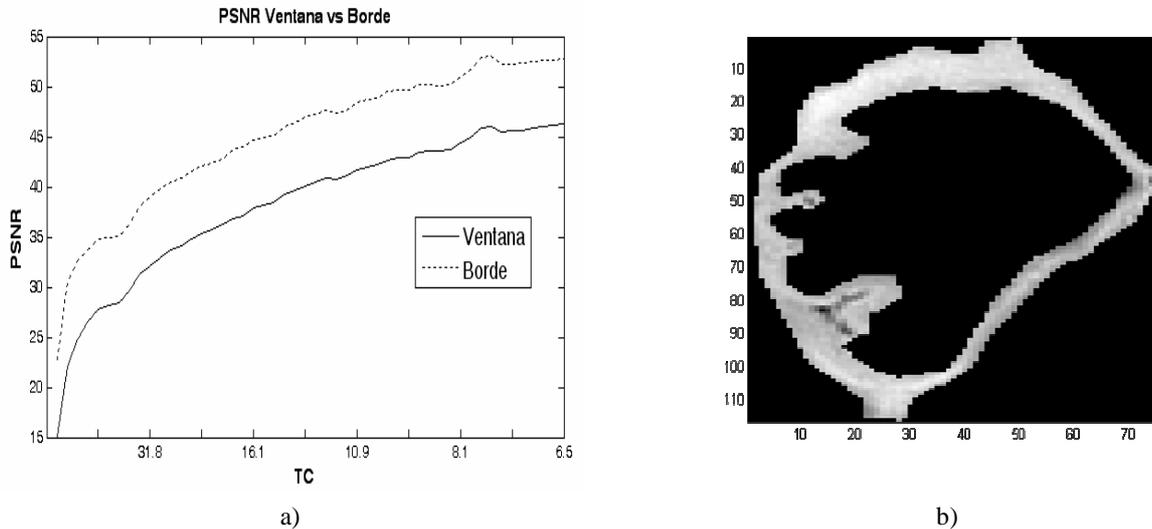


Figura 8

a) La gráfica muestra los valores de PSNR calculados para una ventana alrededor de la lesión y para la región que incluye solamente el borde como se muestra en la figura b).

Este análisis aunque representativo de la variación de una medida de calidad respecto a la variación de TC demuestra lo poco correlacionado que pueden ser estas medidas a la hora de considerar diferentes estructuras en las imágenes.

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha hecho un análisis del desempeño de dos de los códecs comúnmente usados para la compresión con pérdidas mediante el algoritmo JPEG 2000. En los resultados obtenidos puede apreciarse una ligera ventaja en el desempeño del códec *Kakadu* por encima del códec *JasPer* en cuanto a la calidad de la imagen resultante para una misma TC. De igual forma pudo verse el desempeño de dos de las medidas de calidad y sus diferencias al ser calculadas sobre toda la imagen y sobre un área delimitada por los bordes de la lesión.

Este trabajo sirve de base teórico – práctica para trabajos futuros de determinación de valores de TC asociados a entidades gnoseológicas caracterizadas por lesiones de gran tamaño y asociados también a las características propias de las imágenes.

AGRADECIMIENTOS

El autor agradece al Dr. José L. Rodríguez Monteagudo, Jefe de Servicio de Imagenología del Hospital Universitario Arnaldo Milian Castro de la Ciudad de Santa Clara, por las imágenes aportadas para este estudio y por las sugerencias en el trabajo, así como a los proyectos internacionales con la Agencia Canadiense para el Desarrollo Internacional Tier II-394-TT02-00 y con las Universidades Flamencas VLIR-UOS Programme for Institutional University Cooperation (IUC) por el apoyo logístico brindado para la realización de este trabajo.

REFERENCIAS

1. **ACHARYA, T, Y RAY, A K.** "Image processing Principles and applications", Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2005.
2. **GONZALEZ, R C, Y WOODS, R E.** "Digital Image Processing", Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall, 2008.
3. **RABBANI, M Y, JOSHI, R.** "An overview of the JPEG2000 still image compression standard", Signal Processing: Image Communication, vol. 17, pp. 3-48, 2002.
4. **SANTA-CRUZ, D, GROSBOIS, R, Y EBRAHIMI, T.** "JPEG 2000 performance evaluation and assessment", Signal Processing: Image Communication, vol. 17, pp. 113-130, 2002.
5. **CLUNIE, DA** "DICOM Supplement 61: JPEG 2000 Transfer Syntaxes", Disponible: ftp://medical.nema.org/medical/dicom/final/sup61_ft.pdf
6. **FOES, D H, et al.** "JPEG 2000 compression of medical imagery" SPIE Proc. Medical Imaging 2000, vol. 3980. San Diego, California.
7. **PENEDO, M, et al.** "Effects of JPEG 2000 data compression on an automated system for detecting clustered microcalcifications in digital mammograms", IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine, vol. 10, pp. 354-361, 2006.
8. **ADAMS, M, Y KOSENTINI, F.** "JasPer: a software based JPEG2000 codec implementation", Proceedings of IEEE International Conference on Image Processing. vol. 2, págs. 53-56, 2000
9. **KAKADU SOFTWARE**, Available at: <http://www.kakadusoftware.com/>
10. **ESKICIOGLU, A M, Y FISHER, P S.** Image Quality Measures and Their Performance. IEEE Transactions on Communications, vol. 43, pp. 2959-2965, 1995
11. **ESKICIOGLU, A M.** "Quality measurement for monochrome compressed images in the past 25 years", Proceedings of the International Conference on Acoustics Speech (ICASSP), pp. 1907-1910, 2000
12. **AVCIBAS, I, SANKUR, B, Y SAYOOD, K.** "Statistical evaluation of image quality measures", Journal of Electronic Imaging, vol. 11, pp. 206-223, 2002
13. **PENNEBAKER, W B, Y MITCHELL, J L.** "JPEG: Still Image Data Compression Standard". New York, NY: Kluwer Academic, 1992.
14. **ZHANG, Y, Y ECKSTEIN, M P.** "Evaluation of JPEG 2000 Encoder Options: Human and Model Observer Detection of Variable Signals in X-Ray Coronary Angiograms" IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 23, pp. 613-632, 2004
15. **TAUBMAN D S, Y MARCELLIN, M W.** "JPEG 2000: Image Compression Fundamentals, Standards and Practice" Boston, MA: Kluwer Academic, 2002.
16. **AGARWAL, A, ROWBERG, A H Y KIM, Y.** "Fast JPEG 2000 Decoder and Its Use in Medical Imaging" IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 7, pp. 184-190, 2003

AUTORES

Juan E. Paz Viera

Licenciado en Física, Doctor en Ciencias Técnicas, Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI), Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas (UCLV), Santa Clara, Villa Clara, Cuba. jpaz@uclv.edu.cu

Iroel Miranda Castañeda

Ingeniero Biomédico, Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI), Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas (UCLV), Santa Clara, Villa Clara, Cuba. miranda@uclv.edu.cu

Recibido: Noviembre 2011

Aprobado: Febrero 2012