

Un enfoque para la compresión de imágenes médicas basado en regiones de interés y compensación de movimiento

González L.¹, Muro J.¹, del Fresno M.^{1,2}, Barbuzza R.¹

¹*Facultad de Ciencias Exactas, UNICEN, Tandil, Argentina*

²*Comisión de Investigaciones Científicas de la Provincia de Buenos Aires (CIC-PBA)*

Resumen

Con el incremento del uso de imágenes digitales en los ambientes clínicos, se ha vuelto necesaria la utilización de métodos de compresión a fin de reducir su costo de almacenamiento o transmisión. Si bien las alternativas de compresión con pérdida permiten obtener altas tasas de compresión, existen limitaciones legales en cuanto a que los estudios deben almacenarse en un formato sin pérdida de información.

En este trabajo se propone un mecanismo de compresión de imágenes digitales compatible con el estándar DICOM que aprovecha las capacidades de JPEG2000 para preservar la calidad diagnóstica de las regiones de interés, mediante codificación sin pérdida, mientras que el resto de la imagen, compuesta por zonas menos relevantes, se comprime con pérdida. Además, se presenta una técnica que permite almacenar las secciones transversales pertenecientes a un estudio 3D en un único archivo, aprovechando las características de compensación de movimiento provistas por el estándar MPEG-4 y se comparan los resultados con la técnica de empaquetado intraframe Motion JPEG-2000.

Palabras Clave

Imágenes médicas, Compresión, ROI, MPEG-4, JPEG-2000, Motion JPEG-2000, DICOM.

1. Introducción

En el área de la medicina se generan anualmente grandes volúmenes de información a través de la adquisición de imágenes digitales, como las Tomografías Computarizadas (CT) o imágenes de Resonancia Magnética (MRI), entre otras. Debido a la tendencia creciente hacia la digitalización de imágenes y eliminación de placas radiológicas (*filmless*) dentro de las instituciones médicas, la compresión de imágenes se vuelve un aspecto clave para los sistemas de almacenamiento y comunicación de imágenes (conocidos como PACS, por *Picture Archiving and Communication Systems*) y para teleradiología o telemedicina, entre otras aplicaciones.

En el caso particular de la legislación argentina, según la ley 26.529 art. 18, los “*derechos del paciente en su relación con los profesionales e instituciones de la salud*” establecen la guarda por un plazo mínimo de 10 años, “*dicho plazo se computa desde la última actuación registrada en la historia clínica y vencido el mismo, el depositario dispondrá de la misma en el modo y forma que determine la reglamentación.*” [1]. Esta información sobre los estudios de un paciente deberá ser almacenada adecuadamente y además permanecer en línea en todo momento, ya que los médicos necesitan poder acceder a ellos fácilmente desde cualquier lugar para diagnosticar y analizar la evolución de cualquier patología [2].

Si bien actualmente no hay legislación que establezca estándares para compresión de imágenes médicas, en las instituciones de salud se suele recurrir a la utilización de

algoritmos de compresión con pérdida para el almacenamiento de estudios ya diagnosticados a fin de reducir su espacio de almacenamiento.

Se han planteado varias iniciativas tecnológicas para optimizar el manejo de esta información, como el diseño de nuevos estándares de compresión, o el desarrollo de DICOM (*Digital Imaging and Communication Medicine*), como estándar para la transmisión y almacenamiento de imágenes médicas [3-4].

En el presente trabajo se analizan estas técnicas en su conjunto y se propone el desarrollo de una solución que permite incorporar los beneficios de cada una de ellas y sus más recientes extensiones. Se presenta un mecanismo de almacenamiento compatible con el estándar DICOM que aprovecha las capacidades del estándar JPEG2000 para introducir una Región de Interés (ROI por *Region Of Interest*), permitiendo comprimir sin pérdida la zona de mayor importancia diagnóstica dentro de la imagen y con una pérdida moderada la región restante. Además, utilizando el estándar de compresión MPEG-4, se aborda el desarrollo de una técnica que permite almacenar las sucesivas secciones transversales pertenecientes a un estudio 3D, aprovechando las características de compensación de movimiento provistas por el estándar. Los resultados obtenidos se comparan con otra propuesta similar desarrollada como parte del estándar JPEG2000: Motion JPEG 2000 (MJ2), que a diferencia de MPEG-4, no utiliza técnicas de compensación de movimiento, pero resulta escalable en el dominio temporal, ya que como cada imagen es comprimida independientemente, se puede extraer cualquier número de tramas de una secuencia.

2. Características de la compresión de imágenes médicas

Las modalidades digitales comúnmente utilizadas (como MRI, CT, radiografías computarizadas, mamografías, etc.), pueden requerir un alto costo de almacenamiento e infraestructura. Por esta razón, este tipo de imágenes se convierten en candidatos ideales para la compresión, a fin de mejorar la utilización de los recursos existentes y aumentar la capacidad de transmisión a través de la red utilizada. Algunas de estas modalidades, por sus características volumétricas, guardan cierta similitud entre los sucesivos cortes o secciones transversales que componen cada estudio, de manera similar a lo que sucede entre los *frames* de un video, además de propiedades de color (escala de grises, alto contraste), cantidad de zonas homogéneas e información secundaria (contexto). Estas características se pueden explotar en busca de mecanismos de compresión especialmente convenientes para este tipo de imágenes, sin peligro de afectar la capacidad de diagnóstico [2].

Las técnicas de compresión se basan en reducirla redundancia presente en los datos. Típicamente, un algoritmo de compresión sin pérdida puede llegar a alcanzar factores de compresión de no más de 2:1, en promedio. Si se desea aumentar la tasa de compresión, entonces será necesario aplicar técnicas que exploten aún más las características espaciales (redundancia *intraframe*) y temporales (redundancia *interframe*) de las imágenes con características volumétricas [5-6]. Otra estrategia con gran potencial de compresión se basa en la definición de una ROI, de modo que el área de la imagen perteneciente a tal región puede comprimirse utilizando un algoritmo sin pérdida con el fin de recuperar los datos originales sin alteración y el área externa a través de un algoritmo con pérdida o irreversible, que igualmente puede alcanzar resultados con disminución de calidad visualmente indistinguible.

El formato MJ2 se basa en la eficiencia del algoritmo de compresión de imágenes fijas JPEG 2000 y consiste en una o más secuencias de imágenes comprimidas individualmente mediante dicho codificador (codificación *intraframe*), permitiendo el acceso aleatorio a cualquier *frame* y reduciendo la complejidad del algoritmo de compresión/descompresión. Este método es utilizado principalmente en ambientes donde se necesita escalabilidad, alta calidad, compresión sin pérdida y tolerancia a errores [3].

Por el contrario, el algoritmo MPEG-4 comprime de a grupos los sucesivos *frames* y la interacción entre estos. Este tipo de compresión es denominada *interframe* y es más eficiente en términos de tasa de compresión, aunque puede dificultarse la extracción de un *frame* aleatorio de una secuencia empaquetada. Por otra parte, la complejidad de los algoritmos de compensación de movimiento tiene un efecto adverso sobre los tiempos de compresión [7].

3. Características del estándar DICOM

El formato DICOM es un estándar creado por la *National Electrical Manufacturers Association* para el manejo, transmisión, almacenamiento e impresión de imágenes médicas digitales [8]. Este formato también define cuales son los algoritmos que se pueden utilizar para la compresión de imágenes, así como la forma en que se debe parametrizar cada uno de ellos de acuerdo al tipo de imagen a almacenar (si se permite pérdida, ROI, etc.).

La definición original de DICOM consiste de 16 partes [9]. Entre sus definiciones, la parte 10 es la de mayor interés en este trabajo, ya que incluye tanto un protocolo de comunicación como un formato de archivo.

Típicamente, los archivos DICOM se encuentran compuestos por un encabezado (que almacena datos sobre el paciente, metodología utilizada, dimensiones de las imágenes, entre otros) y su contenido (que puede poseer uno o más elementos de datos). Los datos del archivo pueden ser comprimidos con el fin de reducir su tamaño. Las imágenes comprimidas pueden generarse utilizando un algoritmo sin pérdida o variantes con pérdida de técnicas conocidas como JPEG o *Run Length Encoding*, entre otras. El formato de compresión se indica mediante el atributo *Transfer Syntax Unique Identification*. Este valor no sólo describe la estructura de los datos, sino también el orden en que deben interpretarse los bytes. Por ejemplo, los mismos pueden ser leídos en formato *Little Endian* o *Big Endian*. A fin de garantizar compatibilidad con el estándar y con otros sistemas ya establecidos, es deseable que los algoritmos de compresión utilizados sean soportados por DICOM.

4. Herramienta de compresión desarrollada

El objetivo de este trabajo es proveer una herramienta mediante la cual sea posible crear archivos DICOM para el almacenamiento de estudios MRI, CT y demás modalidades monocromáticas, parametrizando aquellos atributos que tengan efecto sobre la compresión. Estos atributos pueden ser comunes a todas las técnicas utilizadas, por ejemplo el número de bits transmitidos por unidad de tiempo (*bitrate*) de las imágenes resultantes, o

particulares de la estrategia como por ejemplo la cantidad de *frames* por segundo para la compresión MPEG-4, porcentaje de pérdida fuera de ROI para JPEG-2000, entre otros.

Con respecto a la definición de una ROI, puede especificarse a través de un conjunto de coordenadas o como una máscara binaria del mismo tamaño que la imagen. En caso de no proveerse, las imágenes se comprimen totalmente sin pérdida. Existen tres alternativas para la codificación con ROI: los mecanismos de *Tiling*, *CodeBlock Selection* y *Coefficient Scaling* (denominado algoritmo *Maxshift* en el estándar JPEG-2000) [10-11]. En este trabajo, por razones de simplicidad se decidió restringir la definición de la ROI a máscaras binarias rectangulares, por lo tanto, se desarrolló la implementación mediante el método *Code Block Selection*, que es más eficiente para este tipo de regiones. Esto se debe a que la definición mediante distintas formas geométricas o curvilíneas, requiere la división en bloques pequeños y puede volver ineficiente la codificación, ya que se aplica un proceso de transformada wavelet discreta (DWT) para cada uno de ellos.

Como se mencionó anteriormente, las imágenes volumétricas se pueden considerar como una imagen de video en la que cada corte o sección transversal corresponde a un *frame* de la secuencia. En este trabajo se pueden empaquetar en alguna de las siguientes alternativas: MPEG-4 y Motion JPEG-2000.

En el caso de MPEG-4, es posible utilizar imágenes JPEG-2000 en escala de grises con una profundidad de 8 bits por pixel (BPP) o a color, con 8 bits por cada componente de color. Por lo tanto, esta opción disponible en la herramienta involucraría una pérdida de información diagnóstica en imágenes de profundidad mayor a 8 bits. Motion JPEG-2000 no tiene esta limitación, si bien su desventaja radica en no poder aprovechar técnicas de compensación de movimiento ya que cada *frame* se codifica individualmente, no soportando codificación *interframe* [13]. En el caso de JPEG-2000, el usuario puede especificar parámetros como el factor de compresión deseable, mientras que para MPEG4 como para Motion JPEG-2000 es posible indicar otros parámetros de empaquetado, como la tasa de bits, entre otros.

Una vez finalizado el proceso de empaquetamiento, la aplicación procederá a almacenar el archivo resultante en un nuevo fichero DICOM. De acuerdo al tipo de compresión utilizada, se definen los parámetros de encabezado de manera tal que los mismos se adecuen a lo definido por el estándar. Por ejemplo, es necesario especificar correctamente los parámetros *Bits Stored*, *Bits Allocated*, asignar valores por defecto a encabezados no conocidos y definir correctamente la sintaxis de transferencia. De acuerdo a lo definido en los suplementos 105 [14] y 152 [15] del estándar DICOM, las sintaxis correctas para transferir un archivo en formato MPEG-4 y Motion JPEG-2000 son las siguientes:

Tabla 1: Sintaxis de transferencia para ficheros MPEG-4 y MJPEG-2000.

	Sintaxis de transferencia	Descripción
MPEG4	1.2.840.10008.1.2.4.102	MPEG-4 AVC/H.264 High Profile / Level 4.1
Motion JPEG-2000	1.2.840.10008.1.2.4.93	JPEG 2000 Part 2 Multicomponent Image Compression

Utilizar estas sintaxis de transferencia determina, entre otras cosas, el tipo de compresión de la imagen y formato de los archivos almacenados, lo cual es importante para toda aplicación que busque ser compatible con DICOM.

El diseño de la herramienta sigue un esquema modular debido a que resulta deseable proveer interfaces externas capaces de interactuar con cualquiera de las componentes. Teniendo en cuenta esto, se identificó la necesidad de crear componentes para resolver las siguientes responsabilidades:

- **DICOM:** entre sus responsabilidades se encuentra extraer (en distintos formatos) las imágenes, interpretar el encabezado y empaquetar archivos en nuevos ficheros DICOM. Debe ser capaz de escribir encabezados que cumplan con el estándar.
- **ImageCompressor:** se encarga de realizar la compresión JPEG-2000. Acepta distintos formatos como imágenes de entrada y produce una secuencia de imágenes de salida con extensión .jp2. Entre sus capacidades se encuentra la posibilidad de aplicar compresión con o sin pérdida e interactuar con el componente ROI para utilizar la técnica de región de interés durante la compresión.
- **ROI:** debe poder definir una región de interés a partir de la interpretación de un conjunto de coordenadas o una imagen en formato PGM (*portable graymap*). La ROI resultante se retorna en un formato estándar para ser utilizada por *ImageCompressor*.
- **MJ2Compressor:** se ocupa de empaquetar un conjunto de imágenes JPEG-2000 en un archivo Motion JPEG-2000. Debe soportar la definición de parámetros como FPS.
- **MP4Compressor:** es el componente encargado de producir un video en formato MP4 a partir de un conjunto de imágenes JPEG-2000. Entre los parámetros soportados se encuentran FPS (*Frames per second*) y *bitrate*.
- **CompressTool:** este componente fue diseñado para actuar como un director centralizado que ofrezca acceso al resto de la aplicación. Los agentes externos solo deberán conocer el funcionamiento de *CompressTool* y comunicarse directamente con este componente para cualquier servicio que necesiten. *CompressTool* será el encargado del pasaje de mensajes entre los distintos componentes de la aplicación.

Un punto a considerar es cómo integrar el sistema desarrollado con la infraestructura médica existente, teniendo en cuenta el equipamiento en el que se lo ejecutará, de donde provendrán los estudios a comprimir y además dónde y cómo se almacenarán los archivos de salida. La aplicación se puede situar como parte del conjunto de aplicaciones que se ejecutan sobre las terminales de trabajo (o *workstations*) desde las que los médicos o encargados de diagnóstico acceden a la base de datos de estudios, almacenados en los PACS integradas con los HIS/RIS (*Hospital Information Systems/ Radiology Information Systems*), tal como puede observarse en la Figura 1. Estos últimos tienen como responsabilidad proveer el mejor soporte posible para la interacción entre los sistemas informáticos, los cuales contienen información del paciente, datos administrativos generales, clasificación basada en grupos de edad, sexo, etc. Es decir que organizan la información almacenada en los PACS y pueden ser consultados como una base de datos.

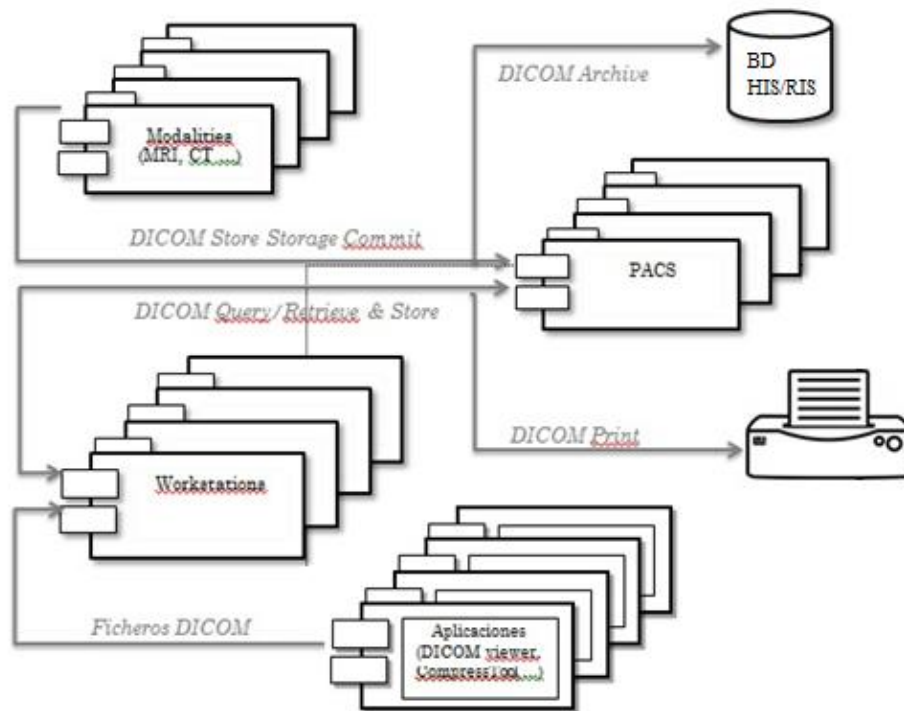


Figura 1: Estructura de una red DICOM

Para la generación de archivos DICOM se utilizó *dcm4che* [16]. Este proyecto implementa de manera robusta el estándar DICOM y ofrece acceso a un conjunto de utilidades que pueden ser utilizadas independientemente. Con el fin de resolver el proceso de empaquetado, fue necesario integrar las utilidades *jpg2dcm* y *mpg2dcm*, que proveen funcionalidad para generar un archivo DICOM a partir de uno o más archivos JPEG o MPEG en cualquiera de las versiones de los estándares.

Implementación de compresión JPEG-2000

Para resolver esta funcionalidad se incorporó la herramienta *Kakadu* [17], la cual ofrece una implementación completa de la Parte 1 del estándar JPEG-2000 (incluida la definición de ROI). Entre las utilidades provistas por *Kakadu*, se encuentra la herramienta de compresión *kdu_compress*. Una invocación típica a la herramienta incluye la lista de imágenes a comprimir junto con valores para las opciones *-rate* y *Clayers*, que permiten controlar la calidad de compresión. El parámetro *-rate* permite especificar uno o más *bitrates* y se utiliza en conjunto con la opción *Clayers* para indicar el número de capas de calidad y la precisión de cada una de ellas.

Implementación de compresión MPEG-4

Para la compresión MPEG-4 se utilizó *FFmpeg* [18], un proyecto de software libre que produce librerías y programas para manipular información multimedia. Las partes más notables de este proyecto son *libavcodec*, un códec de audio/video y *ffmpeg*, un programa de línea de comandos utilizado para transformar archivos multimedia. Permite la generación de archivos en formato MPEG-4 a partir de una colección de imágenes de

entrada JPEG o JPEG-2000. También implementa el concepto de compensación de movimiento.

Implementación de compresión MJPEG-2000

Para la implementación de la compresión Motion JPEG-2000 se utilizó la herramienta *Kakadu*, incorporando la utilidad *kdu_merge*. Esta utilidad permite especificar un directorio de entrada, el cual contiene las imágenes en formato JPEG-2000, y un directorio de salida, donde se almacena el archivo MJ2 resultante.

5. Resultados

Como datos de prueba se utilizaron diferentes estudios de imágenes médicas, tanto de MRI como CT. El análisis de resultados se llevó a cabo sobre las siguientes variaciones de parámetros:

- Compresión sin pérdida.
- Compresión con ROI, con pérdida fuera de la región y sin pérdida dentro de la misma, con distintos parámetros

Los resultados expuestos a continuación fueron obtenidos a partir de uno de los estudios de resonancia magnética mencionados, las características del mismo son: 256x256x181 voxels con 16 bits de profundidad, en escala de grises, de los cuales solo 12 son aprovechados por la codificación. El tamaño de cada corte es de 128KB y el del estudio es de 22.6 MB.

Las secciones transversales codificadas con JPEG-2000 sin pérdida ocupan en promedio 75.8KB, siendo el tamaño total resultante del estudio 13.4MB. La reducción es del 59% de su tamaño original, obteniendo una tasa de compresión de 1.69:1. En la Figura 2 se muestra uno de los cortes transversales del estudio. *Sprecision=12* denota la cantidad de bits de información útil extraídos de los 16 bits iniciales. *Creversible* indica que la compresión fue realizada utilizando el modo reversible, lo que resulta en una codificación sin pérdida.

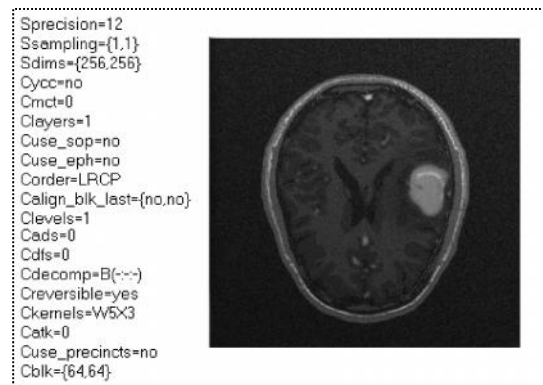


Figura 2: Imagen DICOM obtenida mediante JPEG-2000

Además de los parámetros mencionados con anterioridad, para la evaluación de resultados al utilizar compresión con pérdida se definió una serie de escenarios a fin de poner a prueba de manera exhaustiva las diferentes combinaciones de parámetros como *Cblk* y *Rate*. *Cblk*

representa el tamaño de bloque en que se divide la imagen antes de la compresión, de acuerdo al mecanismo de *Code Block Selection*. Un valor pequeño permite delimitar mejor la región de interés, pero tiene menor potencial de compresión. Se define como una dupla (ancho, alto), donde ambos valores deben ser potencia de 2. Generalmente se utilizan bloques cuadrados de tamaño (2,2), (4,4),..., (64,64). Por otro lado, *Rate* indica la calidad de la codificación fuera de la región de interés y puede adoptar valores reales mayores a cero pero menores o iguales a la cantidad de bits por pixel de las imágenes a comprimir. Valores mayores no producen ningún efecto en las codificaciones resultantes.

Se definió una región de interés que incorpora el tumor junto con el área adyacente al mismo. En la Figura 3 se puede observar la ROI seleccionada en el estudio MRI mediante la herramienta desarrollada, incluyendo un renderizado mediante cortes ortogonales. Si bien en el siguiente análisis la ROI se aplica a todos los *frames* del estudio, la aplicación también permite definir un rango de *frames* afectados (como por ejemplo en la siguiente imagen). La región de interés se delimita mediante un rectángulo en el plano X e Y, mientras que los *frames* seleccionados se corresponden con el eje Z de la imagen, transformando el rectángulo en un prisma rectangular.

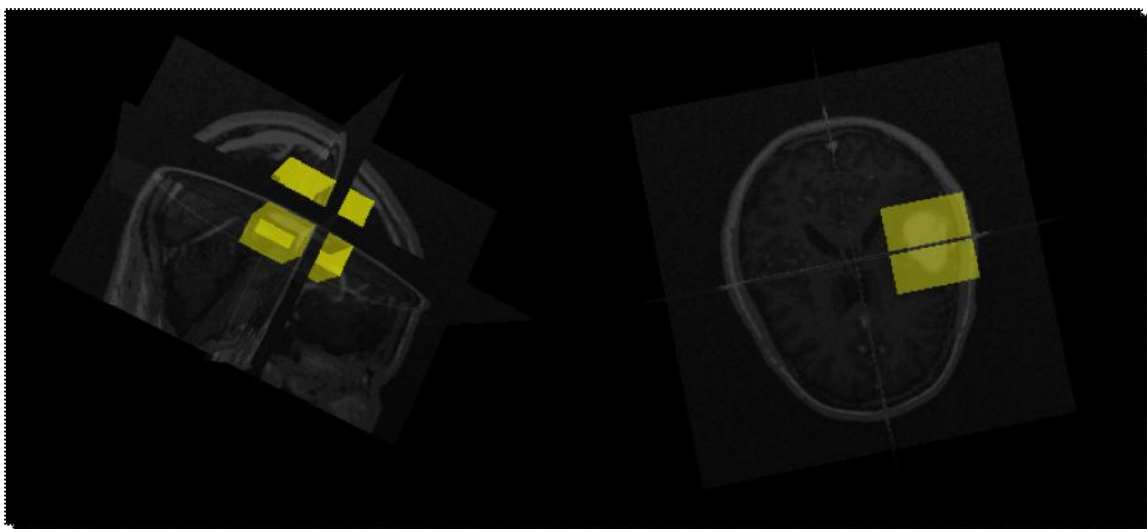


Figura 3: Volumen MRI renderizando utilizando cortes ortogonales con ROI seleccionada.

En la Tabla 2 se detallan los resultados obtenidos para cada una de las combinaciones considerando esta región de interés.

Una forma subjetiva de considerar si una imagen es aceptable es si la distorsión fuera de la región de interés no sufre una degradación visual demasiado significativa (pérdida de contexto) y la tasa de compresión es superior a la versión sin pérdida del mismo estudio. Sin embargo, existen distintas técnicas de medición objetivas que a través de fórmulas matemáticas nos permiten comparar la imagen comprimida y la original y obtener como resultado el grado de semejanza entre las dos. Algunas de ellas son diferencia promedio, fidelidad de la imagen, relación señal-ruido (*signal-to-noise ratio* o SNR), error cuadrado promedio (*mean square error* o MSE), error absoluto promedio (*mean absolute error* o MAE) y similitud estructural (*structural similarity* o SSIM).

Una de las técnicas más comunes es la SNR y se define como una forma de medir el margen que hay entre la señal de la imagen original y el ruido introducido por la compresión. El margen se mide en decibeles y los estándares de la industria filmográfica definen una imagen de excelente calidad a partir de los 32db y una imagen de calidad aceptable a partir de los 20db.

La más simple y más usada de las técnicas es la MSE la cual se calcula promediando las raíces cuadradas de las diferencias de intensidades entre los pixeles de referencia y los distorsionados. Un MSE igual a cero significa que las imágenes son exactamente iguales.

Tanto MSE como SNR son técnicas atractivas debido a que son simples de calcular, tienen un claro significado físico y son convenientes matemáticamente en cuanto a términos de optimización. Sin embargo, su resultado no siempre concuerda con un análisis de calidad visual de la imagen. Dos imágenes con el mismo valor de MSE pueden tener tipos de error muy diferentes, algunos de los cuales son muchos más visibles que otros. Esto da lugar a las técnicas que toman en cuenta la visión del ojo humano.

La técnica de similitud estructural (SSIM) es fruto de treinta años de esfuerzo en el desarrollo de técnicas que tratan de definir la calidad de una imagen tomando ventaja de las características del sistema de visión humano (HVS). Esta técnica se basa en la asunción de que el sistema visual humano está altamente adaptado a extraer información estructural del campo de visión y que los cambios sobre esta información pueden proveer una buena aproximación a la distorsión percibida en la imagen. La información estructural de una imagen se define como aquellos atributos que representan la estructura de los objetos de la escena, independientemente del contraste y la luminancia. SSIM compara la luminancia, el contraste y las estructuras por separado y luego produce como resultado un valor entre 0 y 1, donde 1 tiene como significado que las dos imágenes son iguales.

En la siguiente tabla se utiliza una clave en escala de grises para diferenciar la calidad de las reconstrucciones obtenidas luego de la compresión. En gris oscuro se indican aquellas representaciones que no cumplen con los mencionados criterios de aceptabilidad, por ejemplo, presentan una distorsión severa fuera de la región de interés, una tasa de compresión inferior a la versión sin pérdida. Si algún indicador de calidad de imagen que esté por debajo de un valor aceptable se indicara cambiando el color de la letra a rojo. En el otro extremo, con blanco se indican aquellas configuraciones de *Cblk* y *Rate* cuya aplicación produjo series de imágenes con suficiente calidad fuera de la región de interés y tasa de compresión superior a la versión sin pérdida.

Tabla 2: Resultados de la codificación JPEG-2000 con pérdida y región de interés para distintos valores de los parámetros *Cblk* y *Rate*.

Cblk	Rate	Tamaño (MB)	Tasa de compresión	SNR (db)	MSE	SSIM	Aceptabilidad
		22.6	1.00:1	∞	0	1	RAW
64		13.4	1.69:1	∞	0	1	Tamaño sin pérdida
4	1	1.42	15.92:1	-3.2	20994.13	0.42	Pérdida de contexto
	2	2.84	7.96:1	15.70	2360.67	0.84	Aceptable
	4	5.66	3.99:1	22.77	1046.87	0.95	Muy buena
	8	11.3	2.00:1	42.68	105.77	0.99	Muy buena
	16	16.6	1.36:1	89.27	0.49	1	Tamaño mayor

8	1	1.42	15.92:1	-3.18	20783.92	0.43	Pérdida de contexto
	2	2.84	7.96:1	16.83	2073.15	0.87	Buena
	4	5.66	3.99:1	25.35	777.51	0.97	Muy buena
	8	11.3	2.00:1	50.73	41.82	0.99	Muy buena
	16	14.4	1.57:1	∞	0	1	Tamaño mayor
16	1	1.42	15.92:1	-3.02	20395.12	0.45	Distorsión severa
	2	2.83	7.99:1	13.02	2257.24	0.53	Buena
	4	5.66	3.99:1	24.14	893.29	0.96	Muy buena
	8	11.3	2.00:1	51.38	38.82	0.99	Muy buena
	16	13.7	1.65:1	∞	0	1	Tamaño mayor
32	1	1.42	15.92:1	-2.46	19126.51	0.51	Distorsión severa
	2	2.83	7.99:1	-2.46	19126.51	0.52	Distorsión severa
	4	5.65	4.00:1	19.36	1560.42	0.92	Muy buena
	8	11.3	2.00:1	48.29	55.41	0.99	Muy buena
	16	13.5	1.67:1	∞	0	1	Tamaño mayor
64	1	1.38	16.38:1	-0.64	15508.80	0.66	Distorsión severa
	2	2.81	8.04:1	-0.63	15493.91	0.68	Distorsión severa
	4	5.62	4.02:1	-0.63	15492.93	0.68	Distorsión severa
	8	11.2	2.02:1	27.11	634.51	0.98	Muy buena
	16	13.4	1.69:1	∞	0	1	Tamaño mayor

Como es de esperarse, cuanto mayor es el parámetro *Rate*, más se aproxima el tamaño del estudio a su versión sin pérdida (de 13.4 MB). A valores bajos del parámetro *Rate*, la tasa de compresión es alta, sin embargo cuando el tamaño de bloque *Cblk* es grande tiene un efecto claramente visible en las imágenes resultantes, debido a que no se delimita correctamente la ROI (Figura 4.a, b). Adicionalmente, se puede observar la incidencia de este parámetro en las codificaciones de mayor calidad. Al dividir la imagen en bloques pequeños, la representación se ve afectada por la reducción en los niveles de descomposición de la DWT, lo que ocasiona una pérdida de eficiencia en la codificación (Figura 4.c). Debido a ello, los estudios resultantes de combinar bloques muy chicos con *Rates* muy grandes, presentan un tamaño aún mayor que la versión sin pérdida del mismo.

Partiendo de la premisa de que un estudio con pérdida sólo es aceptable si su tamaño resultante es menor a la versión sin pérdida, se descarta el conjunto de resultados perteneciente a valores pequeños de *Cblk* y *Rate* alto. También se excluyen aquellas representaciones que sufren distorsiones para valores altos de *Cblk*, así como las codificaciones cuya información de contexto se ve demasiado afectada por la compresión, dificultando el diagnóstico (Figura 4.d).

En todos los casos que se consideran imágenes aceptables de la codificación, con distinto valor de *Cblk* (4, 8, 16 y 32) se obtuvo una tasa de compresión aproximada a 8:1 en algunos casos de *Rate* aproximados a 2 (Figura 4.e), 4:1 cuando se usó un *Rate* 4 y 2:1 cuando se usó un *Rate* 8 (Figura 4.f). Con el objetivo de enfocar el análisis solo a los resultados de utilidad práctica, se lleva a cabo el estudio para MPEG-4 y Motion-JPEG2000 para estos casos mencionados.

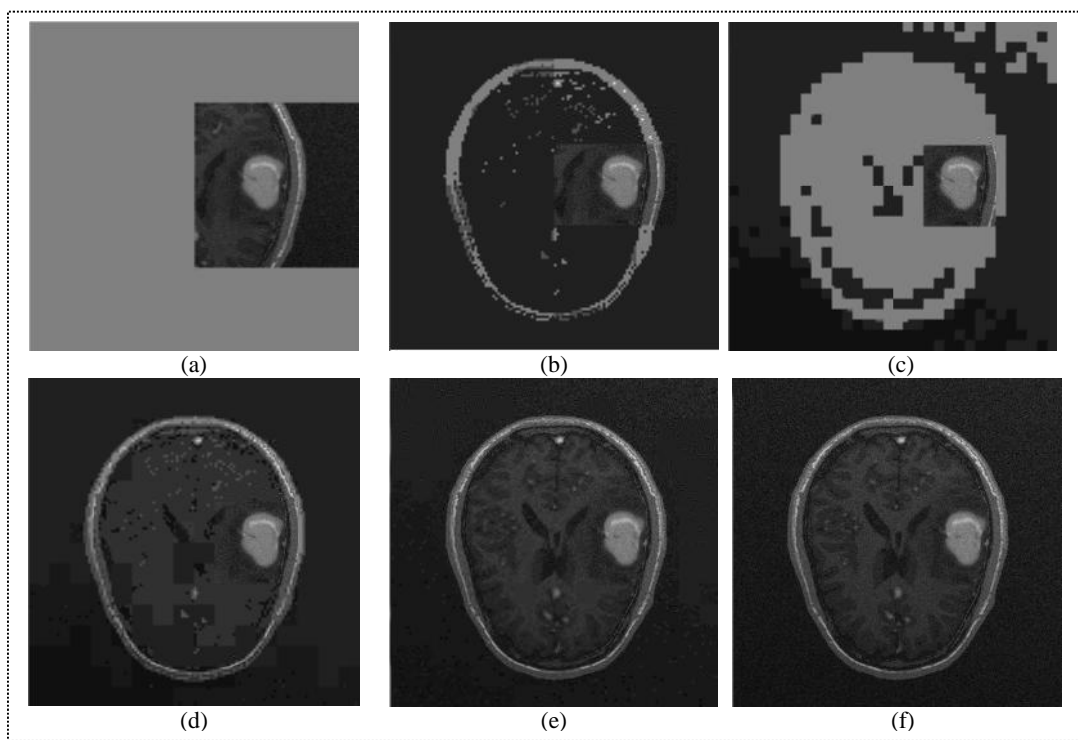


Figura 4: Efectos de variación del parámetro Cblk sobre la codificación con región de interés. **a)** Rate= 2 Cblk= 32, **b)** Rate= 1 Cblk= 16, **c)** Rate= 1 Cblk= 4, **d)** Rate= 1 Cblk= 8, **e)** Rate= 2 Cblk= 8, **f)** Rate= 8 Cblk= 32

En la Tabla 3 se pueden observar los resultados obtenidos para la codificación de tipo *multiframe*, tras empaquetar los estudios en formato Motion-JPEG2000 y MPEG-4. La tasa de compresión se deriva de los 22.6 MB del estudio inicial. Por razones comparativas, también se incluyen los resultados obtenidos tras empaquetar la codificación JPEG-2000 sin pérdida, y con pérdida aceptable de la Tabla 2.

Tabla 3: Resultados de la codificación Motion JPEG-2000 y MPEG-4 para distintos valores de los parámetros *Cblk* y *Rate*.

Cblk	Rate	Formato	Tamaño estudio (MB)	Archivo Motion (MB)	Tasa de compresión
		RAW	22.6		1.00:1
64	Lossless	MJPEG-2000	13.4	13.4	1.69:1
		MPEG-4		5.20	4.35:1
4	4	MJPEG-2000	5.66	5.65	4.00:1
		MPEG-4		5.00	4.52:1
	8	MJPEG-2000	11.3	11.3	2.00:1
		MPEG-4		5.21	4.33:1
8	4	MJPEG-2000	5.66	5.65	4.00:1
		MPEG-4		5.28	4.28:1
	8	MJPEG-2000	11.3	11.3	2.00:1
		MPEG-4		5.21	4.33:1
16	4	MJPEG-2000	5.66	5.65	4.00:1

		MPEG-4		5.28	4.28:1
	8	MJPEG-2000	11.3	11.3	2.00:1
		MPEG-4		5.21	4.33:1
32	4	MJPEG-2000	5.65	5.64	4.01:1
		MPEG-4		5.21	4.33:1
	8	MJPEG-2000	11.3	11.3	2.00:1
		MPEG-4		5.21	4.33:1

Claramente la codificación MPEG-4 posee una ventaja en la eficiencia de la compresión, debido a la utilización de técnicas de compensación de movimiento. Para todos los casos, la versión *intraframe* de los estudios obtuvo una tasa de compresión mayor que la versión *interframe*. Utilizando el formato MPEG-4 en conjunto con la aplicación de una región de interés, se alcanzaron tasas mayores a 4:1, muy superiores a la tasa 1.69:1 de la versión JPEG-2000 sin pérdida.

La versión Motion JPEG-2000 también presentó buenas tasas de compresión, pero la tasa de compresión es menor debido a que su desempeño únicamente se basa en la aplicación de la región de interés, ya que no presenta compresión adicional durante el empaquetado.

La desventaja de MPEG-4 se encuentra en la dificultad que plantea extraer un *frame* particular u obtener las imágenes originales para reconstruir el volumen. Por otro lado, si bien es posible programar un codificador que genere videos en escala de grises con una profundidad superior a 8 BPP, en la práctica no se conoce la existencia de un codificador y el costo de desarrollarlo es alto. Algunas soluciones pagas ofrecen implementaciones que soportan hasta 10 bits, pero aún esta cantidad no es suficiente para los 12 bits estándar requeridos por una MRI. Debido a esto, los resultados presentados son estimaciones derivadas de las versiones de 8 bits.

Extendiendo el análisis a una variedad de estudios, se utilizan los parámetros $Cblk = 32$ y $Rate = 4$ para generar archivos MPEG-4 y realizar una comparación de la tasa de compresión obtenida para cada caso, como puede observarse en la Tabla 4. Para todos los casos se incluyó una Región de Interés que ocupa $\frac{1}{4}$ del total de la imagen.

Tabla 4: Resultados de la codificación MPEG-4 para distintos los parámetros $Cblk = 32$ y $Rate = 4$ en distintos estudios.

Nombre	Tipo	Fra mes	HxW	Tamaño original (MB)	Tamaño MPEG-4 (MB)	Tasa de compresión	SNR (db)	MSE	SSMI
CT0001	CT	54	512x512	27	1.197	22.56:1	34.81	235.2	0.99
CT0002	CT	461	512x512	230	3.6442	63.11:1	54.37	36.24	0.99
CT0003	CT	364	512x512	182	4.2959	42.37:1	23.47	1376	0.91
ABDFATDS	MRI	18	512x512	9	0.7714	11.67:1	28.89	458.9	0.98
ABDFATDY	MRI	112	512x512	56	4.921	11.38:1	35.36	199.6	0.99
BIGHEART	MRI	252	256x256	31.5	0.2793	112.78:1	0.55	3777	0.37
BrainPhilips_I M_0013	MRI	100	384x384	28.3	2.2078	12.82:1	0.56	9882	0.29
BRAINSAG	MRI	60	256x256	7.51	1.5561	4.83:1	23.70	1049.7	0.96
BRFSSPGR	MRI	124	256x256	15.5	1.197	12.95:1	18.19	1007.8	0.90
BRTUM010	MRI	23	256x256	2.88	0.2926	9.84:1	33.5	283.68	0.99
Estudio 1	MRI	181	256x256	22.6	3.1122	7.26:1	31.6	361.25	0.95

Como puede observarse, la tasa de compresión varía notablemente de acuerdo a las características de cada estudio. La homogeneidad de las imágenes es el factor principal a la hora de generar un archivo MPEG-4 con compensación de movimiento. A esto se debe que las mayores tasas de compresión se encuentren en aquellos estudios con mayor cantidad de *frames* (y por lo tanto, menor variación entre ellos).

En cuanto a los indicadores de calidad de imagen, los resultados son mayormente positivos excepto para el estudio BRFSSPGR donde el SNR está apenas por debajo del valor aceptable. Cabe destacar que para los estudios BIGHEART y BrainPhilips_IM_0013 los tres indicadores arrojaron valores extraños que no se condicen con el análisis visual de la imagen.

6. Discusión y trabajos futuros

En este trabajo se propuso una herramienta para la compresión de imágenes médicas compatible con el estándar DICOM que permite la codificación sin pérdida de regiones de interés diagnóstico y con pérdida el resto de la imagen, utilizando las facilidades provistas por JPEG-2000. Por otra parte, también se presentó una adaptación para la compresión de las sucesivas secciones transversales de las imágenes volumétricas a partir de la estrategia de compensación de movimiento utilizada por compresores de video como MPEG-4. La aplicación puede incorporarse sobre terminales de trabajo para el acceso a los estudios médicos almacenados en PACS o bases de datos integradas con los HIS/RIS.

Variando los diferentes parámetros de los algoritmos analizados, se evaluaron distintos estudios típicos de MRI y CT. Para ambas modalidades, se obtuvieron tasas de compresión de aproximadamente 2:1, comparables con las correspondientes a compresión sin pérdida y de tasa mayor al introducir pérdida fuera de la región de interés. En estos casos, se lograron tasas cercanas a 8:1 con calidad aceptable y de 16:1 ya con pérdida notoria de la información de contexto. Se obtuvieron tasas incluso mayores para estudios con gran cantidad de *frames* e imágenes homogéneas.

Para poder tornar factible la utilización de técnicas de compresión de imágenes médicas que incorporen conceptos de compensación de movimiento, es necesario resolver el impedimento presentado por la profundidad de bits soportada por los codificadores actuales. Si bien el primer paso hacia una solución pareciera ser el desarrollo de un algoritmo capaz de aceptar imágenes en escala de grises de 16 bits, también es teóricamente posible dividir cada una de ellas en dos imágenes de 8 bits, y realizar su codificación de manera independiente. Nuevamente, otros factores como la extracción de tramas individuales son puntos a tener en cuenta a la hora de definir el mecanismo adecuado de codificación.

Por otro lado, los criterios de aceptación para las imágenes con ROI planteados en el presente estudio podrían no ser los más adecuados para los profesionales que deban trabajar con estas imágenes. La definición de parámetros umbrales aceptados para la pérdida de calidad fuera de la región, o cómo delimitar correctamente los límites de la misma, así como la elección óptima de los parámetros *Cblk* y *Rate* de acuerdo a las propiedades de cada estudio, son tópicos que se plantean para un análisis futuro.

En cuanto a la aplicación desarrollada, la misma podría extenderse permitiendo que sus servicios fueran consumidos a través de la consola de comandos. Su arquitectura fue diseñada previendo dicha utilización, de manera tal que otras aplicaciones dentro de la red DICOM puedan interactuar con la misma sin la necesidad de la intervención de un usuario. Esto permitiría automatizar los procesos de compresión y ejecutarlos automáticamente a partir de ciertos estímulos sobre el sistema (por ejemplo: la adquisición de nuevos estudios o un cierto lapso transcurrido desde la última compresión). También se previó la utilización del sistema por aplicaciones externas que fueran capaces de proporcionar un archivo PGM de Región de Interés junto al estudio a comprimir, evitando realizar el proceso manualmente.

Referencias

- [1] *La Historia Clínica en la Ley Argentina*. Ley 26.529, Noviembre 19, 2009. <http://www.mancia.org/foro/articulos/67227-historia-clinica-ley-argentina.html>
- [2] AGI AutoGraph International. *JPEG Compression in Medical Imaging*, September 11, 1996. http://myeasycopy.com/prod/jpp/wb_med.html
- [3] Wikipedia. *JPEG 2000*. Dec 26, 2012. http://en.wikipedia.org/wiki/JPEG_2000
- [4] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). *Supplement 61: JPEG 2000 Transfer Syntaxes*. 2002. ftp://medical.nema.org/medical/dicom/final/sup61_ft.pdf
- [5] Edward H. Shortliffe, James J. Cimino. *Medical Informatics: Computer Applications in Health Care and Biomedicine*. Springer, Jul 1, 2006.
- [6] Ephraim Feig. *Advances in Magnetic Resonance Imaging*. Intellect Books, Feb 1, 1990.
- [7] Alexis Tzannes, TouradjEbrahimi. *JPEG 2000 for Medical Imaging Applications*. ISO/IEC JTC1/SC29 WG1 Committee, Nov 6, 2002.
- [8] Wikipedia. *DICOM*. Dec 18, 2012. <http://en.wikipedia.org/wiki/DICOM>
- [9] Mario Mustra, KresimirDelac, MislavGrgic. *Overview of the DICOM Standard*. University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing, Sept 10-12, 2008.
- [10] CharilaosChristopoulos, Joel Askelöf, Mathias Larsson. *Efficient methods for encoding regions of interest in the upcoming JPEG2000 still image coding standard*. Ericsson Research Coporate Unit, IEEE Signal Processing Letters, Vol. 7, No. 9, pp. 247-249, September 2000.
- [11] Andrew P. Bradley, Fred W. M. Stentiford. *JPEG 2000 and Region of Interest Coding*. Digital Image Computing Techniques and Applications, 21-22 January 2002, Melbourne, Australia.
- [12] Wikipedia. *Motion JPEG*. May 03, 2013. http://en.wikipedia.org/wiki/Motion_JPEG
- [14] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). *Supplement 105: JPEG 2000 Part 2 Multi-component Transfer Syntaxes*. 2005.
- [15] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). *Supplement 153: Blu-ray Disc Media Application Profiles*. 2009.
- [16] dcm4che. Open Source Clinical Image and Object Management <http://www.dcm4che.org/>
- [17] David Taubman. *Kakadu Survey Documentation*. UNSW, Oct. 24, 2005. <http://www.kakadusoftware.com/documents/Kakadu.pdf>

[18] FFmpeg. Dec. 20, 2000. <http://ffmpeg.org/>

Datos de Contacto:

Leandro Gonzalez. Universidad Nacional del Centro, Pinto 399, 7000 Tandil, Buenos Aires, Argentina. E-mail: lgonzalez@tricksoft.org