

Investigación

Compresión de imágenes, en el servicio radiológico como un componente de infraestructura en el modelo de salud colombiano*

**Images Compression Process in the Radiological Service Unit
as an Infrastructure Component in the Colombian Health Model**

Recibido: 29 de abril de 2015 • Aceptado: 1 de julio de 2015

Para citar este artículo: L. Aparicio, A. López y J. Cárdenas «Compresión de imágenes, en el servicio radiológico como un componente de infraestructura en el modelo de salud colombiano», *Ingenium*, vol. 17, n.º 33, pp. 11-28, julio de 2015.



Lilia Edith Aparicio Pico**
Alexandra López Sevillano***
Julián Luciano Cárdenas****

Resumen

El artículo muestra el proceso de compresión de imágenes para la Transformada Discreta del Coseno (DCT). Siendo una de las transformaciones más importantes en el área de la compresión de imágenes digitales. La DCT transforma un bloque de datos en un nuevo conjunto de valores.

* Artículo de investigación, producto derivado de la investigación doctoral titulada: «Modelo de integración de servicios y niveles en salud que permita viabilizar la respuesta efectiva y resolutive del sistema de salud colombiano», realizado en el grupo de investigación: GITEM de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

** Ph.D. en Ciencias Técnicas, Docente titular. Facultad de Ingeniería Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Bogotá, Colombia, Directora del Grupo GITEM. E-mail: medicina@udistrital.edu.co

*** Ph.D (c) en Ingeniería, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, M.Sc. en ciencias de la información y las comunicaciones, Ingeniera de Sistemas. Bogotá, Colombia. Secretaría de Salud de Bogotá. E-mail: Alopez@saludcapital.gov.co

**** Ph.D. en Ciencias Técnicas, Docente titular. Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI). Facultad de Ingeniería Eléctrica. Universidad Central Marta Abreu De Las Villas. Santa Clara, Cuba. E-mail julian@uclv.edu.cu

Se expone un estudio de compresión de imágenes aplicada al campo de la salud específicamente para el servicio de radiología, donde se utiliza el proceso de la Transformada Discreta del Coseno (DCT) como la Transformada Inversa Discreta del Coseno (IDCT). En este caso, un algoritmo rápido es usado para la DCT, el cual es realizado empleando aritmética paralela permitiendo que la arquitectura diseñada alcance un mejor desempeño de las implementaciones en software.

Primero se muestran las diferentes modalidades de imagen que se introducen al sistema de compresión, para obtener los resultados mediante simulaciones en Matlab. Posteriormente, con base en los resultados se observa la aplicación del servicio de radiología dentro del componente de infraestructura en el sector salud y finalmente un análisis de producción desde el año 2011 hasta el 2014 de las instituciones hospitalarias.

Palabras clave

Compresión de imagen, Transformada Discreta del Coseno (DCT), Desarrollo del proceso de Compresión., Radiología, infraestructura en el modelo causal, componente de infraestructura.

Abstract

This article depicts the process of images compression for the Discrete Cosine Transform (DCT). By being one of the most important transformations in the area of digital image, compression the DCT transforms a block of data into a new set of values.

This work presents a study of images compression applied to the field of health specifically for the radiology service, where the Discrete Cosine Transform (DCT) is used as the Inverted Discrete Cosine Transform (IDCT). In this particular case, a rapid algorithm is used for DCT, which is figured out by applying the parallel arithmetic allowing the designed architecture to reach a better performance in software implementations.

Firstly the different imaging modalities which are introduced into the compression system to obtain results through simulations in Matlab are shown herein. Subsequently, based on the results the application of radiology service is seen within the infrastructure component in the health sector and finally an analysis of production from 2011 to 2014 of hospitals is observed.

Keywords

Image compression, Discrete Cosine Transform (DCT), compression process development. Radiology, infrastructure in the causal model, infrastructure component.

1. Introducción

En América Latina y el Caribe existen notorias inequidades en salud (OMS, 2013). Una variedad de componentes limitan el acceso a una atención médica oportuna y

de calidad, la escasez de recursos de infraestructura, « forma parte de una serie de estudios del programa regional de políticas sociales de América Latina» (Sopla, 2012), equipamiento (tecnología), medicamentos, talento humano y distancia geográfica,

«Salud y TIC» (Cepal, 2012), entre la oferta pública o privada y la población demandante de servicios de salud.

Pese a los avances alcanzados en las diferentes iteraciones en cada uno de los componentes mencionados, aún persisten dificultades en la integración, una de las posibles soluciones es el enfoque que propone Joseph, donde los componentes esenciales tales como: información del dato (arquitectura de información), Hardware-Software-Redes (Arquitectura de tecnología), procesos-tareas-aplicaciones (arquitectura de dominio) y la administración de usuarios (Control de arquitectura) es la estructura general de sistemas de información de gestión sanitaria (Joseph, 2001), dejando de lado el componente de la calidad de la prestación del servicio y la gestión entre lo tecnológico y lo social. Otra propuesta similar es la estrategia y la arquitectura del sistema de información de atención médica de Bourke 1994, donde no incorpora el elemento de gestión de la información.

Por consiguiente es relevante desarrollar escenarios de simulación del modelo de salud escalables bajo un enfoque de integración de servicios y niveles.

En ese contexto en muchos lugares de Colombia debido a la falta de recursos y/o aislamiento geográfico existe la ausencia de especialistas de diferentes patologías que afectan a los pacientes a tratar. Es por esto que una sola imagen no es suficiente para dar un diagnóstico u opinión por parte del especialista que en algunos casos de estudio por imagen se utilizan desde cuatro hasta cien imágenes, lo que hace complicado el transmitir las o almacenarlas. Sí se quiere realizar un diagnóstico o consulta a distancia, esto constituye una dificultad. Para poder resolver estos problemas se realiza un estudio de la compresión de imágenes en donde se utilizan las diferentes modalidades que comúnmente van relacionadas en el campo de la salud principalmente en el componente asistencial e infraestructura médica, con el fin de reconstruir las imágenes sin una pérdida aparente de calidad para un mejor aprovechamiento de la capacidad de canal disponible en algunos lugares, como en el caso de almacenamiento en consultorios o en una base de datos de imágenes para disminuir los tamaños de los estudios por imagen que se realizan.

Para comprimir las imágenes se utiliza la Transformada Discreta del Coseno (DCT), la cual permite obtener una matriz de imagen con una característica especial que facilita la compresión. Con los resultados se efectúa una evaluación de las imágenes resultantes que es importante para los efectos del trabajo, pues la opinión experta de especialistas determinan un nivel máximo de compresión permitido para cada una de las modalidades y así darle una aplicación en el modelo de salud colombiano.

2. Modalidades de imágenes médicas en el componente de infraestructura

Se denomina modalidades de imágenes médicas a las diferentes técnicas de obtención de imágenes, siendo el elemento básico que define dichas modalidades el tipo de energía utilizada. (Ferrerres, L. A., García Rojo, M. y Puras Gil, A. M., 2001). La elaboración de las imágenes implica irradiar la muestra sobre el paciente tratado con algún tipo de energía, su carácter electromagnético y ultrasónico determina o define el contraste de la imagen. Las modalidades de imágenes médicas fundamentales en medicina son: Radiología (radiación electromagnética: rayos X), Ecografía (energía ultrasónica), Medicina Nuclear (radiación electromagnética: radiación gamma) y Resonancia Magnética (radiación electromagnética: ondas de radio).

La gran cantidad de imágenes producidas para diagnóstico en las instituciones clínicas u hospitales, principalmente cuando deben imprimirse y archivarse ha hecho complicada su administración, una alternativa son las imágenes digitales en forma eficiente, a través de dispositivos conectados en red, que en conjunto ofrecen una serie de productos para soportar la operatividad del servicio de radiología. Por consiguiente para una buena aceptación clínico asistencial, se debe considerar la facilidad, rapidez, seguridad en el acceso de imágenes y la calidad en la prestación del servicio de salud. Donabedian (2001) fue el primero en plantear que los métodos para evaluar la calidad de la atención sanitaria pueden aplicarse a tres elementos básicos del sistema: la estructura, el proceso y los resultados. Este enfoque se mantiene para monitorizar la calidad de la atención sanitaria y hospitalaria. Además se pueden aprovechar las bondades de la tecnología actual para ofrecer funciones adicionales como: mostrar varias imágenes en una misma pantalla, procesamiento de imágenes para corregirlas o mejorarlas, grabación de voz referente al diagnóstico y el diagnóstico asistido por computadora. (Martínez, Jiménez, Medina, Azpiroz, 2003).

2.1. Clasificación de las modalidades

Se pueden clasificar las modalidades en morfológicas o estructurales y funcionales.

En las imágenes de ultra sonido (Ver figura 1), se define la forma no lineal modalidad morfológica

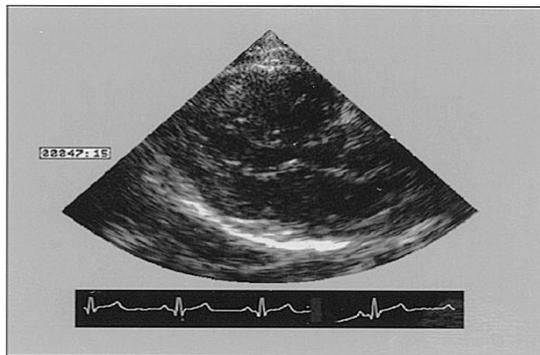


Figura 1. (a) Forma para ser codificado

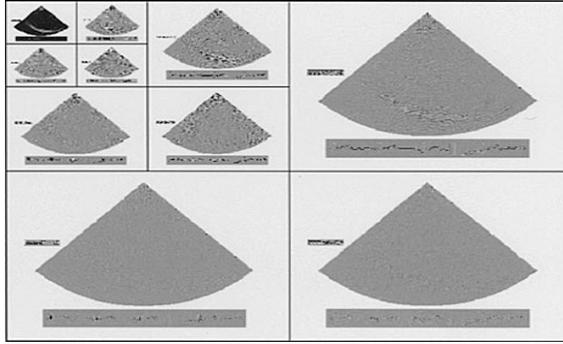


Figura 1. (b) En subbandas después de realizar la codificación

La figura 1 define la forma no lineal de compresión que permite la reconstrucción de la imagen igual a la original.

Se examina y transforma la compresión de la imagen si cumple con las dos condiciones siguientes:

- 1) La Transformada debe estar representada por el mismo número de coeficientes como presentes en la imagen original.
- 2) El filtrado debe realizarse en píxeles que son vecinos el uno del otro en la forma original.

La fusión de un algoritmo sin pérdidas (la codificación por planos de bits) y un algoritmo con pérdidas (la cuantificación vectorial) se basa en la idea de la estratificación de la codificación de la imagen. En la primera fase se realiza la codificación con pérdidas, obteniéndose una imagen reconstruida con unas determinadas características de distorsión. Para las siguientes fases es necesaria la extracción en el lado del codificador de la imagen diferencia o imagen error que aparece entre la versión original y la reconstruida de la imagen de entrada. Esta imagen se diferencia de la que se somete a las sucesivas etapas de la codificación sin pérdidas, durante la que se generan una serie de símbolos que codificados son afinados a la trama de bits constituida a la imagen codificada. En dicha trama se unifican las distintas fases de la codificación.



Figura 2. Rayos X digital

La figura 2 de Rayos X digital frente al observador no ha sufrido pérdidas visuales con respecto a la imagen original. (Ver figura 2).

La Transformación de la imagen supone una de correlación de la señal, una reducción de su rango dinámico que elimine información redundante. Los coeficientes transformados deben ser estadísticamente independientes y la energía de la imagen transformada debe compactarse en un número mínimo de ellos. (Martín, 2004).

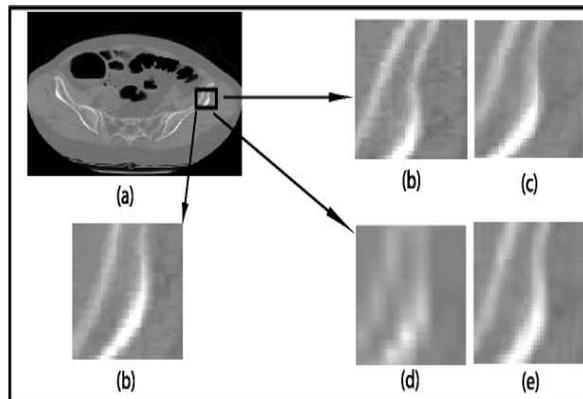


Figura 3. La Transformación de la imagen

La figura.3 (a) Imagen original. (b) Detalle región original (c-f) Análisis de región de interés ROI utilizando diferentes métodos DCT. d) Principal Componente de análisis (PCA) (e) Cuantización Vectorial (f) Codificación Estimada.

La figura 3 presenta codificadores de transformada donde se observa la distribución de los valores que representan el nivel de intensidad, muchos de ellos pueden ser eliminados o por lo menos cuantificados con muy pocos bits, de esta forma se consigue una disminución de la dependencia estadística de los píxeles antes de pasar a la fase de cuantificación. La transformación no se realiza sobre toda la imagen sino que esta es dividida en bloques de tamaño (normalmente de 8 x 8 o 16 x 16 píxeles) y sobre ellos se realiza la transformación, de esta forma reduce el costo computacional considerablemente.

Las primeras son imágenes de excelente resolución, con detalles muy finos de la anatomía del paciente. Las segundas se caracterizan por aportar información sobre el funcionamiento de los diferentes órganos o sistemas.

La figura 4. (a) Imagen original (b) DCT con Cuantización tamaño=128 (c) Paso DCT con Cuantización tamaño=1024 (d) PCA (e) Vector de cuantización con 7 x 7 bloques (f) Codificación estimada (g) ROI con 8 x 8 Bloques (h)ROI con 16 x 16 bloques. (Burak S, Gokturk C, Girod B, Beaulieu Ch, 2004).

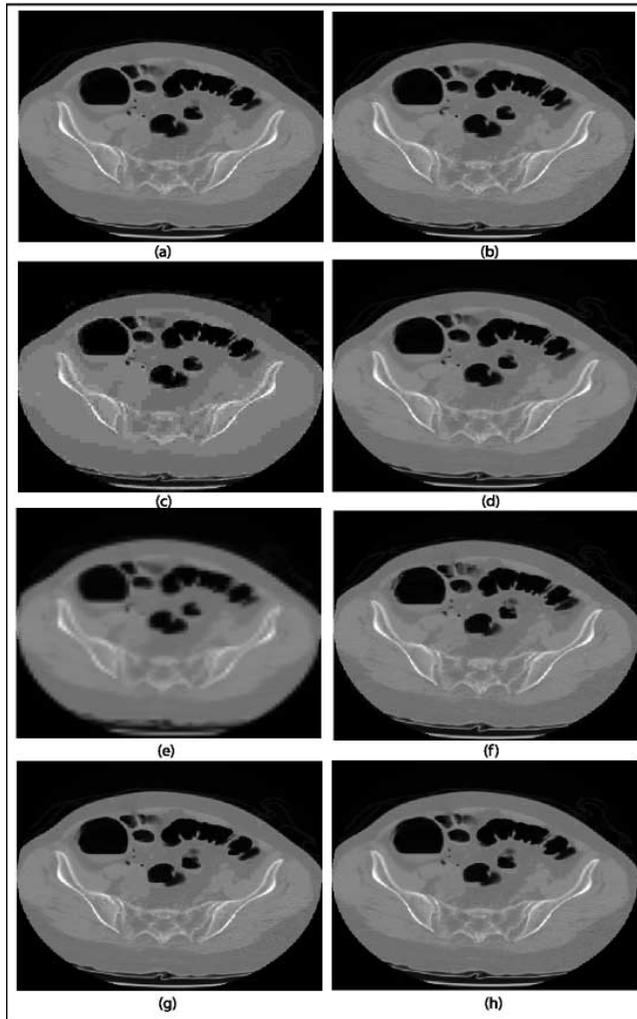


Figura 4. La Transformación de la imagen

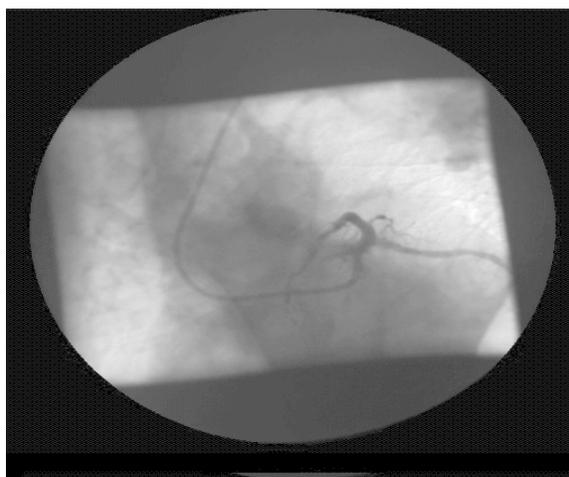


Figura 5(a). Imagen reconstruida

La figura 5(a) Imagen reconstruida aplicando el algoritmo de compresión de la Transformada Discreta de Wavelete (TDW).

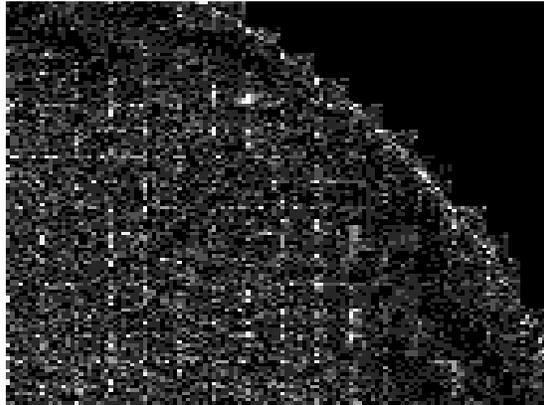


Figura 5(b). Error de amplificación

La figura 5(b) Detalle del error de la amplificación de la imagen.

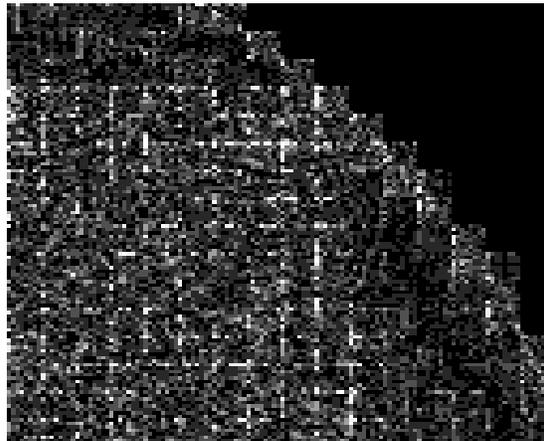


Figura 5(c). Detalle del error de amplificación

La figura 5(c) Detalle del error de la amplificación de la imagen con codificación MPEG para una ampliación de 20:1 utilizando predicción bidireccional.

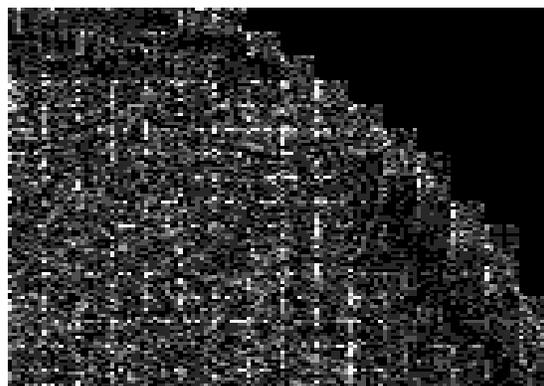


Figura 5(d). Detalle del error de amplificación

La figura 5(d) Detalle del error de la amplificación de la imagen con codificación MPEG para una ampliación 20:1 .El resultado de la predicción es idéntica a la amplificación procesada para las figuras 5(b), (c) y (d). El proceso de compresión de las figuras 5, se ha efectuado con la transformada discreta irreversible a la compresión.

Se realizó irreversible a la compresión a una escala de ampliación de 20:1, con el objetivo de comparar el enfoque desarrollado sobre la base del bloque Discreto Transformada Wavelet (DWT). (Ferrerres, L. A., García Rojo, M. y Puras Gil, A. M., 2001). Para el MPEG (Moving Picture Expertos Grupo) estándar método de compresión de vídeo basada en el bloque Discreto de Transformar Coseno (DTC) y en la actualidad se utiliza para muchas aplicaciones médicas.

3. Modos de compresión de imágenes

En la actualidad existe una cantidad muy grande de formatos de imagen. Cada uno con sus respectivos puntos fuertes y débiles según sea la aplicación para la cual fueron diseñados: calidad, razón de compresión, eficiencia, costos, patentes, licencias, estándares, entre otros.

A mediados de 1980, miembros de la Unión Internacional de Telecomunicaciones (ITU) y la Organización Internacional de Estándares (ISO) se asociaron para llevar a cabo un estándar para la compresión de imágenes en escala de grises y colores. Este estándar se llamó JPEG: Joint Photographic Experts Group (Grupo de Expertos Fotográficos Asociados). (Burak S, Gokturk C, Girod B, Beaulieu Ch, 2004).

El comité de JPEG decide desarrollar otro estándar para la compresión de imágenes llamado JPEG2000. Esto fue en respuesta a las demandas cada vez mayores de multimedia, internet y una gran variedad de aplicaciones de imágenes digitales. Sin embargo, en términos de la metodología de compresión, estos dos estándares son muy distintos mientras que el JPEG original está apoyado en la DCT, el JPEG2000 está cimentado en la DWT. (Bronzino, J, 2000).

Las imágenes JPEG pueden ser de cualquier resolución y espacio de color, tanto con algoritmos con pérdida como sin pérdida. El estándar JPEG es de propósito general y posee muchas características y posibilidades, por ejemplo, por medio del ajuste de parámetros se puede tomar una decisión de compromiso entre la calidad de la imagen y su factor de compresión, el rango de compresión es muy amplio: desde aproximadamente 100:1 con degradaciones visuales importantes hasta aproximadamente 3:1 indistinguible de la imagen original. Generalmente, el umbral del factor de compresión para percibir diferencias entre la imagen original y la reconstruida se encuentra dentro del rango de 10:1 a 20:1 dependiendo de la imagen original.

Si bien el formato JPEG se desarrolló con la intención de comprimir imágenes, ha resultado satisfactorio para la compresión de vídeo, principalmente si se trata de vídeo en tiempo real pues es más eficiente en términos computacionales que otras

soluciones, como el formato MPEG, también resulta útil en la edición. Sin embargo, el factor de compresión que logra no es muy alto, ya que no aprovecha la redundancia real entre cuadros. Una vez que ha finalizado el proceso de edición, el vídeo puede convertirse a un formato más apropiado para obtener una compresión mayor. (Processing, 2002).

El formato JPEG define cuatro modos de operación distintos: sin pérdida, secuencial, progresivo y jerárquico. La codificación sin pérdida se basa en un algoritmo espacial en el dominio de los píxeles. Se lleva a cabo una predicción del valor de una muestra, teniendo en cuenta hasta tres muestras vecinas. Luego, al valor real se le resta el valor de la predicción y la diferencia se codifica sin pérdida utilizando codificación de Huffman o aritmética. La compresión sin pérdida logra un factor de compresión de aproximadamente de 2 a 1 como se observa en la ecuación 1.

Los otros tres modos de compresión se basan en la DCT. El esquema secuencial puede utilizar tanto codificación de Huffman, la opción por defecto de JPEG (baseline sequential scheme) como codificación aritmética. Cuando la imagen se reconstruye cada fila (bloques de 8 x 8 píxeles) se decodifica de izquierda a derecha, de arriba hacia abajo y se presenta secuencialmente con toda su exactitud y resolución.

El esquema progresivo presenta la imagen en múltiples pasos. Cuando la imagen se decodifica inmediatamente se obtiene una mera aproximación de la imagen completa. Progresivamente se va mejorando la calidad hasta lograr su exactitud total. Esto es ideal para aplicaciones de búsqueda en bases de datos de imágenes o exploración de sitios web. Se puede utilizar selección espectral, aproximación sucesiva o ambas. La selección espectral codifica los coeficientes de baja frecuencia de la DCT al principio, para obtener la imagen rápidamente. (Kou, 1995). Seguido de los coeficientes de alta frecuencia para añadir los detalles.

La aproximación sucesiva codifica los bits más significativos de los coeficientes de la DCT, seguido de los bits menos significativos. (Mallat and S. Zhong, 1992).

Por último, el modo jerárquico representa a una imagen en múltiples resoluciones, por ejemplo, si existen tres versiones de una imagen: 512 x 521, 1024 x 1024 y 2048 x 2048. Las imágenes con mejor resolución se codifican como diferencias de la siguiente imagen más chica, requiriendo menos bits de los que necesitaría si se almacenara individualmente.

Por supuesto, el número total de bits es mayor al requerido para almacenar la imagen de mayor resolución. Cabe destacar que las imágenes individuales en una secuencia jerárquica pueden ser codificadas progresivamente.

En la figura 6 se puede apreciar un diagrama esquemático de un compresor secuencial

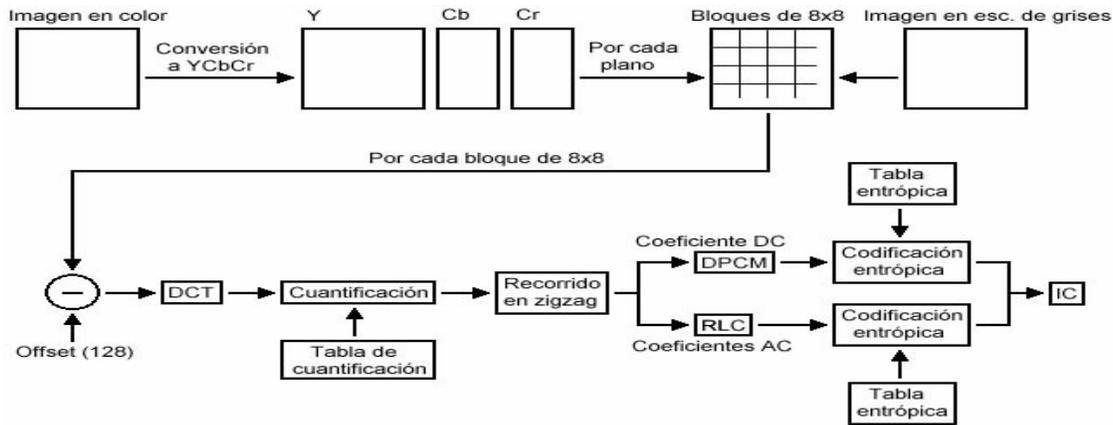


Figura 6. Diagrama de un compresor secuencial

Si la imagen que se desea comprimir es en color, entonces el primer paso es convertir esta imagen en color (YCbCr) en razón a que ese estándar JPEG no define un espacio de color específico para la imagen de entrada. Luego, es posible realizar algún submuestreo de los canales Cb y Cr. El estándar JPEG permite cualquiera de los formatos de muestreo de YCbCr. (JTC1, 1990). Para la correcta descompresión; en el encabezado se almacena información del factor de muestreo vertical y horizontal. Luego, cada plano del espacio a color se discretiza en bloques de 8 x 8 píxeles en caso de tratarse de una imagen en escala de grises, la imagen se discretiza sin ningún preprocesamiento.

El siguiente paso es realizar un corrimiento de los valores de las componentes de cada bloque pues la DCT produce mejores valores para la compresión, si los datos originales están centrados en 0. Como el rango original es de 0 a 255, entonces al restarle 128 el nuevo rango será de 128 a 127.

A continuación, a cada bloque se le aplica la DCT. Luego cada bloque se cuantifica teniendo en cuenta una tabla de cuantificación de la calidad lograda. Una vez cuantificado, se recorre el bloque en zigzag, para acumular la mayor cantidad posible de ceros al final del recorrido. Después los coeficientes DC de los bloques se codifican mediante DPCM y los coeficientes AC se codifican mediante RLC. Enseguida de esta primera codificación cada conjunto se codifica independientemente por segunda vez en este caso mediante un codificador entrópico de codificación de Huffman, pues es la única posibilidad en el esquema secuencial baseline de realizar tal proceso. Una vez terminados estos procesos se cuenta con toda la información comprimida, lista para almacenar o transmitir (K. Heer and H. K. Reinfelder, 1990).

Para descomprimir una imagen, simplemente se invierte todo el proceso. Se utilizan decodificadores entrópicos, un decodificador RLC, un decodificador DPCM (N. Memon, S. Ray, and K. Sayood, 1994). Se reconstruyen los bloques, se decuantifican, se antitransforman y finalmente se obtiene la imagen recuperada.

Utilizándose para la compresión de imágenes el formato JPEG y la transformada digital del coseno.

4. Transformada digital del coseno (dct)

Existen muchas transformaciones matemáticas que convierten un conjunto de datos de un sistema de medición a otro. (Bronzino, J. 2000). Eligiendo la Transformada Digital del Coseno (DCT), donde la representación de los datos en el sistema (DCT), posee propiedades que facilitan la compresión de los mismos. La Transformada Discreta del Coseno (DCT) es una de las transformaciones más importantes en el área de la compresión de imágenes digitales, porque transforma un bloque de datos en un nuevo conjunto de valores.

Por otro lado la DCT inversa invierte este proceso, recuperando los valores originales de los datos. En la teoría, en el proceso de transformación y antitransformación no se pierde ninguna información, sin embargo, en la práctica, existe una pequeña pérdida de información debido a los dos siguientes factores:

Los valores del coseno no se pueden calcular exactos.

Los resultados finales de los cálculos se ven afectados por los errores de redondeo debido a la limitada precisión en la representación de los datos.

Las diferencias entre los datos recuperados y los originales son generalmente pequeñas, pero dependen del método utilizado para calcular la DCT.

La DCT se puede aplicar a bloques de datos de cualquier tamaño, pero lo más usual es utilizar bloques de 8 x 8. Esto se debe a que, desde el punto de vista de la implementación, un bloque de 8 x 8 no demanda grandes requisitos de memoria. Además, la complejidad algorítmica para tales bloques es compatible en la mayoría de las plataformas. Por otro lado, desde el punto de vista del factor de compresión, si utilizamos bloques mayores no obtendremos grandes mejoras.

La definición de la DCT está dada por:

$$DCT(u, v) = \frac{2}{\sqrt{m}} C(u)C(v) \sum_{y=0}^{m-1} \sum_{x=0}^{n-1} pixel(x, y) \cos\left(\frac{(2x+1)up}{2n}\right) \cos\left(\frac{(2y+1)vp}{2m}\right)$$

Ecuación 1

La definición de la DCT inversa está dada por:

$$pixel(x, y) = \frac{2}{\sqrt{m}} \sum_{y=0}^{m-1} \sum_{x=0}^{n-1} C(u)C(v) DCT(U, V) \cos\left(\frac{(2x+1)up}{2n}\right) \cos\left(\frac{(2y+1)vp}{2m}\right)$$

Ecuación 2

Donde, para ambos casos:

$$u = 0, \dots, n$$

$$C(\xi) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}}, & \xi = 0 \\ 1, & \xi \neq 0 \end{cases}$$

La DCT puede implementarse siguiendo su definición, pero existen métodos incrementales más veloces. Donde el método incremental parte de un número de píxeles que se deben incrementar hasta que todo el espacio de entrada esté cubierto. Si algún punto no está cubierto por las características de los píxeles existentes, agregaría una más. La ventaja de este método es la rapidez.

Puede no resultar intuitivo de su definición, pero cada valor calculado en el proceso de transformación involucra una matriz de transformación (función base) distinta de $n \times n$ componentes. Para el caso más común de bloques de 8×8 , se cuenta con 64 matrices de transformación, cada una de 8×8 .

5. Aplicación del servicio de radiología e imágenes diagnósticas

Una de las aplicaciones destinadas a los resultados obtenidos de las imágenes comprimidas es la disminución de los tiempos de transmisión de acuerdo a la capacidad de canal disponible; sin comprimir las imágenes los tiempos van desde 630 milisegundos hasta 113 segundos, es importante señalar que en algunos lugares aún se utilizan la conexión por la red conmutada (Jacquin, 1992).

En el proceso de diagnóstico de imágenes médicas el profesional observa un conjunto de imágenes para otorgar un asertivo diagnóstico. Es un error realizar estos estudios o consultas con solo una imagen, es por esto que algunos estudios se componen de una gran cantidad de imágenes que otorguen la ventaja a los especialistas.

El objetivo es minimizar el formato, el estudio que se realiza para diagnósticos y consultas a distancia. La gran cantidad de imágenes producidas para diagnóstico, ha hecho complicado su manejo, principalmente cuando deben imprimirse y archivarse. Una alternativa es el manejo de imágenes digitales en forma eficiente, a través de dispositivos conectados en red que en conjunto ofrecen una serie de servicios que dan soporte a la operatividad de un área de Radiología (Fisher, 1992); (Oien, 1993).

Sin embargo, para obtener una buena aceptación en el medio clínico, se deben considerar la facilidad, rapidez, seguridad en el acceso de imágenes y la gran cantidad de imágenes producidas para diagnóstico, una alternativa es el manejo de imágenes digitales en forma eficiente, a través de dispositivos conectados en red, que en conjunto ofrecen una serie de servicios que dan soporte a la operatividad de un área de radiología. Además la tecnología actual ofrece funciones adicionales como: mostrar varias imágenes en una misma pantalla, procesamiento de imágenes para corregirlas o mejorarlas, grabación de voz correspondiente al diagnóstico asistido por computadora, entre otras.

6. Apoyo diagnóstico DX

A continuación se presenta un análisis resumido del comportamiento de la producción en servicios de apoyo diagnóstico trazadores de las 22 empresas sociales del estado (ESE) adscritas a la Secretaría Distrital de Salud (SDS), durante el año 2011, 2012, 2013 y 2014, según información reportada por los mismos en cumplimiento del Decreto 2193 de 2004. Los datos se describen teniendo en cuenta el tipo de afiliación de la población atendida al Sistema General de Seguridad Social en Salud (SGSSS), niveles de atención y total general de la red pública.

Se aclara que la información correspondiente a las actividades no POS S es reportada por los hospitales en forma agregada a la Producción de Población Pobre No Asegurada (PPNA), teniendo en cuenta que el pagador es el Fondo Financiero Distrital de Salud (FFDS).

Se toman como aspectos fundamentales el análisis de la producción de servicios generales y específicos de las actividades consulta externa, urgencias y hospitalización para radiología e imágenes diagnósticas.

En los servicios de apoyo diagnóstico Dx, que se ofertan en las 22 Empresas Sociales del Estado de la red adscrita a la SDS, específicamente medicina nuclear, polisomnografía, pruebas de audiología y radiología e imágenes diagnósticas, con la capacidad instalada disponible durante el año 2011 se observó una producción en todos los regímenes de afiliación de 952.938 actividades totales de las cuales 373.645, equivale al 39,21% de consulta externa; para actividades de urgencias 367.033 con una equivalencia de 38,52% y para las actividades de hospitalización con 212.260 para el 22,27%. (Ver tabla 1).

Servicio General	Servicio Especializado	Actividades C.Externa	Actividades Urgencias	Actividades Hospitaliza	Actividades Vinculados	Actividades Subsidiado	Actividades Contributivo	Actividades Otros	Total Actividades	Oportunidad (días)	% Actividades C.Externa	% Actividades Urgencias	% Actividades Hospitaliza
Medicina Nuclear	Gammagrafia	1	0	0	1	0	0	0	1	0,00	100,00%	0,00%	0,00%
Medicina Nuclear	Resonancia Magnetica Nuclear	933	798	486	1189	747	43	238	2217	0,00	42,08%	35,99%	21,92%
Medicina Nuclear	Tomografia Axial Computarizada	13575	26096	14296	23817	20742	4262	5146	53967	0,00	25,15%	48,36%	26,49%
Polisomnografia	Polisomnografia	427	0	2	242	180	0	7	429	0,00	99,53%	0,00%	0,47%
Pruebas De Audiologia	Pruebas De Audiologia	10525	14	683	7939	2707	109	467	11222	0,00	93,79%	0,12%	6,09%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Abdominal	13510	11976	12370	17222	14527	3502	2605	37856	0,00	35,69%	31,64%	32,68%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Ginecologica	16326	12411	5260	15690	13201	3205	1901	33997	0,00	48,02%	36,51%	15,47%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Obstetrica	65431	18184	8069	33954	50001	5105	2624	91684	0,00	71,37%	19,83%	8,80%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electroencefalograma	1951	0	346	1415	803	12	67	2297	0,00	84,94%	0,00%	15,06%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electromiografia	8734	0	518	3610	4722	139	781	9252	0,00	94,40%	0,00%	5,60%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Mamografia	22013	9	5	21201	524	3	299	22027	0,00	99,94%	0,04%	0,02%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Monitoria fetal	3485	31349	10233	15029	28226	986	826	45067	0,00	7,73%	69,56%	22,71%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Otras Ecografias	24545	14396	11014	21160	19572	6346	2877	49955	0,00	49,13%	28,82%	22,05%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X especiales	4734	2543	3366	5192	3786	306	1359	10643	0,00	44,48%	23,89%	31,63%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X simple	167455	249257	145612	186483	291415	55879	48547	582324	0,00	32,19%	42,80%	25,01%
		373.645	367.033	212.260	354.144	451.153	79.897	67.744	952.938	0,00	39,21%	38,52%	22,27%

Tabla 1. Producción de servicios de salud medicina nuclear, Polisomnografía, pruebas de audiología y imágenes diagnósticas - Red Adscrita (Fuente: Secretaría Distrital de Salud, Análisis y Políticas de Servicios de Salud, Sistema de Información CIP - Bogotá, D.C. 2011).

En el 2012, se visualizó una producción en todos los regímenes de afiliación para los apoyos diagnósticos laparoscopia, medicina nuclear, polisomnografía y radiología e imágenes diagnósticas (ecografía abdominal, ecografía ginecológica, ecografía obstétrica, electroen-

cefalograma, electromiografía, mamografía, monitoría fetal, otras ecografías, rayos x especiales y rayos x simple) de 879.525 de actividades totales de las cuales 330.769, equivale al 37,59% de consulta externa; para actividades de urgencias 339.877 con una equivalencia de 38,63% y para las actividades de hospitalización con 209.279 para el 23,78%. (Ver tabla 2).

Servicio General	Servicio Especializado	Actividades C.Externa	Actividades Urgencias	Actividades Hospitaliza	Actividades Vinculados	Actividades Subsidiado	Actividades Contributivo	Actividades Otros	Total Actividades	Oportunidad (días)	% Actividades C.Externa	% Actividades Urgencias	% Actividades Hospitaliza
Laparoscopia	Laparoscopia	30	16	101	56	71	14	6	147	1,53	20,41%	10,88%	68,71%
Medicina Nuclear	Resonancia Magnetica Nuclear	694	433	417	472	883	114	75	1544	0,74	44,95%	28,04%	27,01%
Medicina Nuclear	Tomografia Axial Computarizada	10278	31574	16078	19525	28360	5630	4415	57930	1,07	17,74%	54,50%	27,75%
Polisomnografia	Polisomnografia	329	0	0	25	267	30	7	329	16,67	100,00%	0,00%	0,00%
Pruebas De Audiologia	Otras Pruebas de Audiologia	232	0	13	81	145	19	0	245	1,07	94,69%	0,00%	5,31%
Pruebas De Audiologia	Pruebas De Audiologia	14214	3	35	3486	6905	221	3640	14252	3,69	99,73%	0,02%	0,25%
Pruebas de Optometria	Biometria	122	0	0	29	92	1	0	122	1,14	100,00%	0,00%	0,00%
Pruebas de Optometria	Visiometria	1791	0	0	1702	89	0	0	1791	1,07	100,00%	0,00%	0,00%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Abdominal	11154	13239	12263	11243	19905	3766	1742	36656	1,61	30,43%	36,12%	33,45%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Ginecologica	12751	12153	4827	9680	15665	2745	1641	29731	2,39	42,89%	40,88%	16,24%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Obstetrica	63634	20195	8329	31980	53016	4646	2516	92158	2,04	69,05%	21,91%	9,04%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electroencefalograma	837	5	519	396	891	41	33	1361	1,88	61,50%	0,37%	38,13%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electromiografia	9015	0	151	2437	5983	324	422	9166	2,56	98,35%	0,00%	1,65%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Mamografia	7569	1	46	3103	4317	140	56	7616	0,97	99,38%	0,01%	0,60%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Monitoria fetal	1969	28159	11539	13111	26779	1254	523	41667	0,76	4,73%	67,58%	27,69%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Otras Ecografias	19110	13454	11987	13794	22962	5115	2680	44551	2,77	42,89%	30,20%	26,91%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X especiales	1740	869	1281	1433	1976	296	185	3890	1,31	44,73%	22,34%	32,93%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X simple	175330	219792	141794	134388	317539	46746	38243	536916	1,14	32,66%	40,94%	26,41%
		330.769	339.877	209.279	246.885	505.774	71.088	56.178	879.925		37,59%	38,63%	23,78%

Tabla 2. Producción de servicios de salud laparoscopia, medicina nuclear, Polisomnografía, pruebas de audiología y radiología e imágenes diagnósticas - Red Adscrita (Fuente: Secretaria Distrital de Salud, Análisis y Políticas de Servicios de Salud, Sistema de Información CIP - Bogotá, D.C. 2012).

En el 2013, se observó una producción en todos los regímenes de afiliación para los apoyos diagnósticos, radiología e imágenes diagnósticas (ecografía abdominal, ecografía ginecológica, ecografía obstétrica, electroencefalograma, electromiografía, mamografía, monitoría fetal, otras ecografías, rayos X especiales y rayos X de 898.387 actividades totales de las cuales 339.684, equivale al 37,81% de consulta externa; para actividades de urgencias 321.488 con una equivalencia de 35,79% y para las actividades de hospitalización con 23.215 para el 26,40%.(Ver tabla 3a y 3b).

Servicio General	Servicio Especializado	Actividades C.Externa	Actividades Urgencias	Actividades Hospitaliza	Actividades Vinculados	Actividades Subsidiado	Actividades Contributivo
Espirometria	Espirometria	4862	640	615	620	5289	0
Fibrobroncoscopia	Fibrobroncoscopia	299	8	290	112	241	239
Laboratorio de patologia	Laboratorio de patologia	20818	2674	29616	9867	39723	1691
Laparoscopia	Laparoscopia	25	8	144	43	117	13
Medicina Nuclear	Resonancia Magnetica Nuclear	13	65	669	146	564	15
Medicina Nuclear	Tomografia Axial Computarizada	6011	32190	21391	14414	34404	3934
Polisomnografia	Polisomnografia	257	0	0	29	144	82
Pruebas De Audiologia	Otras Pruebas de Audiologia	176	1	68	38	188	15
Pruebas De Audiologia	Pruebas De Audiologia	10009	2	575	1778	8534	19
Pruebas de Optometria	Biometria	178	0	0	30	147	1
Pruebas de Optometria	Visiometria	3313	0	0	2654	656	0
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Abdominal	15052	13557	12297	10563	26761	2096
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Ginecologica	12565	11182	5287	5771	20067	1313
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Obstetrica	63206	17981	8163	26028	56321	3671
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electroencefalograma	1075	0	348	165	1208	32
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electromiografia	7802	5	901	1668	6720	77
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Mamografia	5669	3	7	1375	4274	17
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Monitoria fetal	1406	24655	16450	12096	28290	1610
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Otras Ecografias	21945	14370	17708	9828	37217	2793
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X especiales	1917	2008	3339	1804	4294	732
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X simple	189090	205469	150012	97794	375225	26974
		339.684	321.488	237.215	186.181	605.014	43.381

Tabla 3a. Producción de servicios de salud, radiología e imágenes diagnósticas - Red Adscrita (Fuente: Secretaría Distrital de Salud, Análisis y Políticas de Servicios de Salud, Sistema de Información CIP - Bogotá, D.C. 2013).

Servicio General	Servicio Especializado	Actividades Otros	Total Actividades	Oportunidad (días)	% Actividades C.Externa	% Actividades Urgencias	% Actividades Hospitaliza
Espirometria	Espirometria	208	6117	3,34	79,48%	10,46%	10,05%
Fibrobroncoscopia	Fibrobroncoscopia	5	597	3,14	50,08%	1,34%	48,58%
Laboratorio de patologia	Laboratorio de patologia	1827	53108	6,07	39,20%	5,04%	55,77%
Laparoscopia	Laparoscopia	4	177	2,14	14,12%	4,52%	81,36%
Medicina Nuclear	Resonancia Magnetica Nuclear	22	747	0,94	1,74%	8,70%	89,56%
Medicina Nuclear	Tomografia Axial Computarizada	6840	59592	2,02	10,09%	54,02%	35,90%
Polisomnografia	Polisomnografia	2	257	27,50	100,00%	0,00%	0,00%
Pruebas De Audiologia	Otras Pruebas de Audiologia	4	245	1,00	71,84%	0,41%	27,76%
Pruebas De Audiologia	Pruebas De Audiologia	255	10586	8,88	94,55%	0,02%	5,43%
Pruebas de Optometria	Biometria	0	178	1,00	100,00%	0,00%	0,00%
Pruebas de Optometria	Visiometria	3	3313	1,70	100,00%	0,00%	0,00%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Abdominal	1486	40906	4,15	36,80%	33,14%	30,06%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Ginecologica	1883	29034	4,58	43,28%	38,51%	18,21%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Obstetrica	3330	89350	4,14	70,74%	20,12%	9,14%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electroencefalograma	18	1423	2,35	75,54%	0,00%	24,46%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electromiografia	243	8708	2,24	89,60%	0,06%	10,35%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Mamografia	13	5679	2,23	99,82%	0,05%	0,12%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Monitoria fetal	515	42511	1,24	3,31%	58,00%	38,70%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Otras Ecografias	4185	54023	4,73	40,62%	26,60%	32,78%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X especiales	434	7264	3,94	26,39%	27,64%	45,97%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X simple	44578	544571	2,22	34,72%	37,73%	27,55%
		63.811	898.387		37,81%	35,79%	26,40%

Tabla 3b. Producción de servicios de salud, radiología e imágenes diagnósticas - Red Adscrita (Fuente: Secretaría Distrital de Salud, Análisis y Políticas de Servicios de Salud, Sistema de Información CIP - Bogotá, D. C. 2013).

En el 2014, se analizó una producción en todos los regímenes de afiliación para los apoyos diagnósticos medicina nuclear, polisomnografía, radiología e imágenes diagnósticas (resonancia magnética, nuclear, tomografía axial computarizada, ecografía abdominal, ecografía ginecológica, ecografía obstétrica, electroencefalograma, electromiografía, mamografía, monitoria fetal, otras ecografías, rayos X especiales y rayos X simple) de 951.126 actividades totales de las cuales 391.876 , equivale al 41,20% de consulta externa; para actividades de urgencias 197.612 con una equivalencia de 35,07% y para las actividades de hospitalización con 154.182 para el 27,36%.(Ver tabla 4).

Servicio General	Servicio Especializado	Actividades C.Externa	Actividades Urgencias	Actividades Hospitaliza	Actividades Vinculados	Actividades Subsidiado	Actividades Contributivo	Actividades Otros	Total Actividades	Oportunidad (días)	% Actividades C.Externa	% Actividades Urgencias	% Actividades Hospitaliza
Medicina Nuclear	Resonancia Magnetica Nuclear	3	3	525	114	415	0	2	531	0,79	0,56%	0,56%	98,87%
Medicina Nuclear	Tomografia Axial Computarizada	4831	34718	22682	9440	45223	3596	3972	62231	2,20	7,76%	55,79%	36,45%
Polisomnografia	Polisomnografia	313	0	1	42	271	0	1	314	13,33	99,68%	0,00%	0,32%
Pruebas De Audiologia	Otras Pruebas de Audiologia	3	0	8	3	8	0	0	11	0,40	27,27%	0,00%	72,73%
Pruebas De Audiologia	Pruebas De Audiologia	13121	6	18	880	11950	24	291	13145	5,27	99,82%	0,05%	0,14%
Pruebas de Dermatologia	Biopsia	198	0	0	18	180	0	0	198	2,78	100,00%	0,00%	0,00%
Pruebas de Dermatologia	Crioterapias	232	0	0	7	225	0	0	232	3,00	100,00%	0,00%	0,00%
Pruebas de Optometria	Biometria	881	0	0	67	814	0	0	881	4,27	100,00%	0,00%	0,00%
Pruebas de Optometria	Otras Pruebas de Optometria	4929	0	0	183	4742	0	4	4929	5,22	100,00%	0,00%	0,00%
Pruebas de Optometria	Visiometria	9497	1	0	5286	4210	0	2	9498	3,08	99,99%	0,01%	0,00%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Abdominal	10108	9961	10238	4525	22831	1743	1208	30307	5,90	33,35%	32,87%	33,78%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Ginecologica	14950	10215	5175	4363	23320	1318	1339	30340	6,02	49,27%	33,67%	17,06%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Ecografia Obstetrica	66960	13506	8787	19399	62664	3856	3234	89253	4,73	75,02%	15,13%	9,85%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electroencefalograma	1014	16	486	172	1261	57	26	1516	3,15	66,89%	1,06%	32,06%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Electromiografia	6946	36	872	1117	6519	41	177	7854	12,37	88,44%	0,46%	11,10%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Mamografia	10290	1	8	1428	8851	4	16	10299	2,11	99,91%	0,01%	0,08%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Monitoria fetal	1711	31110	15339	11287	34632	1811	430	48160	1,49	3,55%	64,60%	31,85%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Otras Ecografias	33623	17664	24314	10880	57671	3776	3274	75601	6,54	44,47%	23,36%	32,16%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X especiales	570	257	1509	356	1764	88	128	2336	3,00	24,40%	11,00%	64,60%
Radiologia E Imagenes Diagnosticas	Rayos X simple	211696	197612	154182	73530	414629	33026	42305	563490	1,92	37,57%	35,07%	27,36%
		391.876	315.106	244.144	143.097	702.180	49.440	56.409	951.126		41,20%	33,13%	25,67%

Tabla 4. Producción de servicios de salud, medicina nuclear, polisomnografía, radiología e imágenes diagnósticas - Red Adscrita (Fuente: Secretaría Distrital de Salud, Análisis y Políticas de Servicios de Salud, Sistema de Información CIP - Bogotá, D. C. 2014).

7. Conclusiones

La toma de decisiones relacionadas con la reubicación, optimización, ampliación o reducción de la infraestructura física, el talento humano y la tecnología biomédica existente, para lograr la mayor eficiencia posible en la utilización de los recursos disponibles que permita definir las líneas de inversión de los recursos públicos en infraestructura física y dotación, destinados a mejorar la calidad en la prestación de los servicios de salud y evaluar técnicamente las necesidades de las instituciones de salud.

Por otra parte, el proceso de compresión de imágenes para la Transformada Discreta del Coseno (DCT) aporta la información necesaria para orientar con criterios técnicos, la construcción de escenarios que permitan modelar el comportamiento de la oferta y demanda, de acuerdo con la redistribución de servicios y recursos entre las diferentes instituciones que conforman cada red.

Se observa el comportamiento de las imágenes reconstruidas del sistema de compresión objetiva y subjetivamente, al obtener tasas mayores a la soportada por los métodos sin compresión. Esto debido a la característica de los resultados obtenidos a través de la transformada discreta del coseno (DCT), que genera coeficientes correlacionados, para concentrar la información importante de la imagen en algunos coeficientes; con esta ventaja se aumentó el umbral de eliminación y se fue variando la tasa de compresión.

Por lo tanto, se busca articular la calidad de la prestación del servicio con la producción y la gestión clínica mediante el uso de «Herramientas para modelar e innovar en la gestión de unidades o instituciones hospitalarias», con características de alta flexibilidad, transportabilidad, eficiencia y seguridad, dadas las condiciones de operación del Sistema de Salud y Aseguramiento en el Distrito y aprovechando los adelantos de la tecnología informática que hoy en día permiten amplios niveles de conectividad, integración, parametrización y manejo de grandes volúmenes de datos para la operación y la transformación en información y conocimiento.

8. Referencias

- Alan N. Steinberg; Bowman, Christopher L.; Blanco, Franklin E. (1999). "Revisions to the JDL Data Fusion Model".
- Avedis Donabedian.(2001). "Calidad Asistencial".
- Bronzino, J.D.(2000). "The Biomedical Engineering Handbook", Boca Raton: CRC Press LLC.
- Comisión Económica para América Latina (CEPAL, 2012). "Equipamiento y tecnología".
- Comisión Europea (2009a). "Directrices comunitarias para la aplicación de las normas sobre ayudas estatales al despliegue rápido de redes de banda ancha". Diario Oficial de la Unión Europea, 2009/C 235/04.
- Drogoul, a., Vanbergue, D. & Meurisse, T. (2003). "Multi-Agent Based Simulation: Where are the Agents", En Sichman, J. S., Bousquet, F. & Davidsson, P. (eds.), Lecture Notes in Computer Science 2581. Proceedings of MABS 2002 Multi-Agent- Based Simulation, pp. 1-15. Bologna, Italy: Springer-Verlag.
- Ferreres, L.A., García Rojo, M. & Puras Gil, A.M. (2001). "Manual de Telepatología", Pamplona: Club de Informática Aplicada de la Sociedad Española de Anatomía Patológica.
- Green, Donald and Alan Gerber. (2008). "Field Experiments and Natural Experiments." In Janet M. Box-Steffensmeier, Henry E. Brady, and David Collier, editors, The Oxford Handbook of Political Methodology New York: Oxford University Press.

- G. E. Oien,(1993). "L2-optimal attractor image coding with fast decoder convergence," Ph.D. dissertation, Norwegian Univ. Sci. Technol., Trondheim, Norway.
- Gilbert, N. (2004). "Agent-based social simulation Dealing with complexity". Centre for Research on Social Simulation, University of Surrey.(2007). "Agent-Based Models. Quantitative Applications in the Social Sciences". London: SAGE Publications.
- Hesse, M. B. (1963). "Models and Analogies in Science". London: Sheed and Ward.
- Holt, L. & Jamison, M. (2009). "Broadband and contributions to economic growth": Lessons from the US experience, Telecommunications Policy, 33, 575-581.
- Joseph K. H. (2001).Health Management Information Systems.Editorial: Joan Sesma.
- JTC1 Committee.(1990) "Digital compression and coding of continuous-tone still images," Int. Org. Standardization ISO/IEC, JTC1 Committee Draft, JPEG 8-R8.
- Kohler, T. & Gumerman, G. J. (2000). "Dynamics in human and primate societies: Agent-based modeling of social and spatial processes". New York: Oxford University Press & Santa Fe Institute.
- Kou, W.(1995). "Digital Image Compression: Algorithms and Standards", Massachusetts: Kluwer Academic Publishers.
- Lebaron, B. (2000). "Agent Based Computational Finance: Suggested Readings and Early Research". Journal of Economic Dynamics & Control 24(5-7), pp. 679-702.
- López Paredes, A. & Hernández Iglesias, C. (2008). "Agent Based Modelling in Natural Resource Management". Insisoc. España. ISBN 978-84-205-4560-8.
- Lyneis, J. M. & Ford, D. N. (2007). "System dynamics applied to project management: A survey, assessment, and directions for future research". System Dynamics Review 23(2-3), pp. 157-189.
- Mansury, Y. & Deisboeck, T. S. (2004). "Simulating the time series of a selected gene expression profile in an agent-based tumor model". Physica D: Nonlinear Phenomena 196(1-2), pp. 193-204.
- Mansury, Y., Kimura, M., Lobo, J. & Deisboeck, T. S. (2002). "Emerging Patterns in Tumor Systems: Simulating the Dynamics of Multicellular Clusters with an Agentbased Spatial Agglomeration Model". Journal of Theoretical Biology 219(3), pp. 343-370.
- Martínez M. A., Jimenez A. J. R., Medina B. V., Azpiroz L. J.,(2003). "Los Sistemas PACS". Universidad Autónoma de México.
- Martin, M.(2004). "Compresión de Image-nes", Universidad de Harvard USA.
- Norberto, Figuerola (2013). "Gestión Del Conocimiento (Knowledge Management) Pirámide D-I-K-W".
- Organización Panamericana de la Salud/Organización Mundial de la Salud (OPS/OMS, 2013). "Modelo de salud".
- P. Lopez, P. Espeso, J. Medina and J. Drake.(2004). "Aplicaciones automatizadas en tiempo real basada en componentes software".
- Programa Regional Políticas Sociales en América Latina (SOPLA, 2012). "Forma parte de una serie de estudios del programa regional de políticas sociales de América Latina".
- Rosenbaum, Paul R. and Donald B. Rubin. (1983). "The Central Role of the Propensity Score in Observational Studies for Causal Effects." Biometrika 70 (1): 41-55.
- Sterman, J. D. (2000). "Business Dynamics", Systems thinking and modeling for a complex world. McGraw Hill.
- Salih Burak Gokturk, Carlo Tomasi, Bernd Girod, Chris Beaulieu,(2004). "Compresión de Imágenes Médicas con Base en Regiones de Interés ROI", Departamento de Radiología Universidad de Stanford USA.
- Secretaría Distrital de Salud - SDS (2013). "Programa de Reorganización, Rediseño y Modernización de Redes de Prestación de Servicios de Salud".
- Vicsek, T. (2002). "Complexity: The bigger picture". Nature 418(6894), pp. 131-131.
- Whitten, J, Bentley. L.D y K.C. Dittman (2004). "Sistem análisis & design methods citado por Fernández Vicenç, 2006: Desarrollo de sistemas de información: una metodología basada en el modelado".
- Y. Fisher,(1992). "A discussion of fractal image compression," in Chaos and Fractals, Saupe D. H. O. Peitgen, H. Jurgens, Eds. New York: Springer-Verlagpp. 903-919.