



UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIONES

**“COMPRESIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS
BASADA EN TRANSFORMADA ONDÍCULA
(WAVELET) PARA APLICACIONES EN
TELEMEDICINA”**

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO
presentado ante la
UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO
como parte de los requisitos para optar al título de
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES,

REALIZADO POR

Jesús Romero Canónicco

PROFESOR GUIA

Maria Cristi Stefanelli

FECHA

Caracas, Febrero 2010



UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIONES

**“COMPRESIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS
BASADA EN TRANSFORMADA ONDÍCULA
(WAVELET) PARA APLICACIONES EN
TELEMEDICINA”**

Este Jurado; una vez realizado el examen del presente trabajo ha evaluado su contenido con el resultado: VEINTE (20) PUNTOS

J U R A D O E X A M I N A D O R

Firma: M.C Stefanelli Firma: S.B. Firma: J.L.R.
Nombre: Maria Cristi Stefanelli Nombre: TRINA ADRIAN Nombre: Ma. Gabriela Rodriguez.

REALIZADO POR

Jesús Romero Canónicco

PROFESOR GUIA

Maria Cristi Stefanelli

FECHA

Caracas, Febrero 2010

Agradecimientos

Quiero agradecer a mis amigos Andrés y Rosa, que me han llevado en su amistad, moral y físico en cualquier momento, siendo siempre el mejor apoyo personal y profesional. La mejor persona humana que conozco, gracias.

A mi hermano Valeriano, por sus grandes conocimientos de medicina y sobre todo su paciencia.

Al resto de mi familia, por haberme dado su apoyo constante y siempre.

A Dios

Al final de mi libro, por haberme dado su bendición y respaldo.

A mis Padres y Familia

A las personas que necesitando un diagnóstico médico,

A las personas que pierden calidad de vida

de forma drástica.

esperando una respuesta a sus angustiantes dolencias.

Al personal de la Cruz Roja, que siempre ha sido un gran apoyo, sin duda, en cada situación de emergencia.

Al personal de los hospitales, medicos y enfermeras, que día a día se esfuerzan para tratar a los pacientes de la mejor manera posible, sin tener en cuenta su propia salud.

Y a todos aquellos que hacen su trabajo de la mejor manera, en su campo de especialización.

Agradecimientos

Quisiera agradecer a mis padres Jesús y Reina, por su incondicional apoyo académico, moral y físico en cualquier momento, siendo siempre el mejor ejemplo personal y profesional a seguir en una excelente vida, gracias.

A mi hermana Valentina, por sus precisos momentos de distracción y alegría.

Al resto de mi familia, por haberme dado su cariño, apoyo y respeto.

A mi tutora María Cristi Stefanelli por su infinita paciencia y apoyo, depositando confianza en este trabajo con la mejor disposición.

A los médicos que colaboraron en la investigación, gracias por compartir sus conocimientos, sugerencias y tiempo en agradables encuentros, en especial el Dr. Tomás Sanabria.

A los profesores Trina Adrián, Iván Escalona y José Pirrone por sus sugerencias y apoyo en todo el transcurso de este trabajo.

A mis amigos por haberme acompañado desde el principio, en las malas, buenas y mejores vivencias de esta etapa de mi vida; brindándome su valiosa amistad y apoyo en todo momento.

Y a todos aquellos que acompañaron y ofrecieron su apoyo, tal cual dijera Gustavo Cerati “GRACIAS... TOTALES!”.

“Compresión de Imágenes Médicas basada en Transformada Ondícula (Wavelet) para Aplicaciones en Telemedicina”

J. Romero Canónicco

*Escuela de Ingeniería de Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería,
Universidad Católica Andrés Bello, Caracas, Venezuela, 2010.*

Resumen

Considerando la importancia de las imágenes médicas para el diagnóstico clínico, y tomando en cuenta las limitaciones de transmisión, en redes de telemedicina no dedicadas, debido al gran tamaño de dichas imágenes, se realizó el presente Trabajo Especial de Grado con el propósito de comprimir las imágenes médicas en formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) usando la Transformada Ondícula sin afectar su calidad para el diagnóstico médico. Para cumplir con los objetivos propuestos se realizaron entrevistas a especialistas en el área de imaginología, determinando las principales condiciones de compresión. Se determinaron los campos de DICOM a ser modificados para asegurar la identificación del tipo de procesamiento realizado. Se seleccionaron los criterios cuantitativos y cualitativos para evaluar la calidad de las imágenes. Se realizaron pruebas usando distintas Ondículas Madres y Métodos de Codificación para determinar los mejores parámetros según criterios cuantitativos y cualitativos. Se determinaron zonas de incertidumbre con distintos pesos de compresión.

Los resultados demuestran que el método de compresión SPIHT supera a otros métodos en tiempo de procesamiento y características de compresión. Entre las ondículas más efectivas para las familias de ondículas estudiadas destacan: “sym7”, “coif4”, “bior4.4” y “db7”; siendo esta última la que obtuvo mejores resultados en la evaluación subjetiva. Al realizar las simulaciones de transmisión y compararlas con otras redes de telemedicina diseñadas e implementadas, se obtuvieron disminuciones del tiempo de transmisión y ahorro del ancho de banda utilizado de 87% con relaciones de compresión de hasta 42:1. De lo descrito se concluye que el método de compresión propuesto mejoraría significativamente la atención médica ofrecida a los pacientes.

Palabras Claves: Imágenes Médicas, Compresión de Imágenes, Transformada Ondícula, Telemedicina, DICOM.

Índice General

ÍNDICE DE FIGURAS.....	X
ÍNDICE DE TABLAS	XIII
ÍNDICE DE TABLAS	XV
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROYECTO	3
I.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
I.2. OBJETIVOS.....	8
I.2.1. OBJETIVO GENERAL.....	8
I.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	8
I.3 LIMITACIONES Y ALCANCES	9
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	10
II.1. IMÁGENES MÉDICAS.....	10
II.1.1. CLASIFICACIÓN DE LAS IMÁGENES MÉDICAS	11
II.1.2. IMÁGENES MÉDICAS EN TELEMEDICINA	13
II.1.3. TELERADIOLOGÍA	14
II.1.4. TRANSMISIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS	16

II.2. DICOM.....	18
II.2.1. SISTEMAS PACS.....	19
II.2.2. ESTRUCTURA DE UN ARCHIVO DICOM	20
II.2.3. SINTAXIS DE TRANSFERENCIA	24
II.2.4. IDENTIFICACIÓN ÚNICA.....	26
II.2.5. CLASIFICACIÓN DE LOS DATOS DE LA IMAGEN.....	26
II.2.6. PIXEL DATA.....	28
II.3. TRANSFORMADA ONDÍCULA (<i>WAVELET</i>)	28
II.3.1. TRANSFORMADAS MATEMÁTICAS	29
II.3.2. ONDÍCULAS O <i>WAVELETS</i>	30
II.3.3. LA TRANSFORMADA CONTINUA DE ONDÍCULAS O <i>WAVELET</i> (CWT)	32
II.3.4. LA TRANSFORMADA DISCRETA DE ONDÍCULAS O <i>WAVELET</i>	33
II.3.5. FAMILIAS DE ONDÍCULAS	35
II.3.6. LA TRANSFORMADA DISCRETA DE ONDÍCULAS O <i>WAVELET</i> EN 2-D	38
II.4. COMPRESIÓN DE IMÁGENES.....	40
II.4.1. COMPRESIÓN DE IMÁGENES CON ONDÍCULAS	43
II.4.2. EZW	44
II.4.3. SPIHT	46

CAPÍTULO III. METODOLOGÍA Y DESARROLLO.....	48
III.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	48
III.2. RECONOCIMIENTO DE CARACTERÍSTICAS Y NECESIDADES DE COMPRESIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS.....	48
III.3. ANÁLISIS Y RECOLECCIÓN DE IMÁGENES A PROCESAR.....	51
III.3.1. IMÁGENES DE DIAGNÓSTICO AVANZADO (IDACA).....	51
III.3.2. POLICLÍNICA SANTA ANA.....	52
III.3.3. HELITAC	53
III.4. RECONOCIMIENTO DE HERRAMIENTAS DE MATLAB PARA EL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES.....	54
III.5. DEFINICIÓN DE LOS CRITERIOS DE EVALUACIÓN DE LA CALIDAD EN IMÁGENES COMPRIMIDAS.....	56
III.5.1. PARÁMETROS DE EVALUACIÓN CUANTITATIVOS.....	56
III.5.2. PARÁMETROS DE EVALUACIÓN CUALITATIVOS	59
III.6. PRUEBAS Y EVALUACIONES CUANTITATIVAS	60
III.7. DESARROLLO DE HERRAMIENTAS PARA EL PRE-PROCESAMIENTO	61
III.7.1. ROCÍO O <i>TILING</i>	61
III.7.2. <i>REGION OF INTEREST (ROI)</i>	62
III.8. DESARROLLO DE ALGORITMO DE COMPRESIÓN.....	63
III.9. PRUEBAS Y EVALUACIONES SUBJETIVAS.....	65
III.10. COMPARACIÓN DE BENEFICIOS EN TRANSMISIÓN DE IMÁGENES PROCESADAS.....	66

CAPÍTULO IV. RESULTADOS.....	67
IV.1. CONDICIONES DE LA COMPRESIÓN	67
IV.1.1. PARÁMETROS DICOM	68
IV.1.2. CONDICIONES DE VISUALIZACIÓN	70
IV.2. EVALUACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS CUANTITATIVOS.....	71
IV.2.1. MÉTODOS DE COMPRESIÓN	73
IV.2.2. ONDÍCULAS MADRES	76
IV.3. EVALUACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS CUALITATIVOS.	80
IV.4. EVALUACIÓN DE IMÁGENES CON REGIONES DE INTERÉS (ROI)	84
IV.5. PRUEBAS DE TRANSMISIÓN UTILIZANDO EL MÉTODO DE COMPRESIÓN PROPUESTO. .	85
IV.6. COMPARACIÓN DE BENEFICIOS SOCIO-ECONÓMICOS.....	88
IV.6.1. USO DEL CANAL DE TRANSMISIÓN:	88
IV.6.2. PRODUCTIVIDAD DEL PERSONAL MÉDICO:	90
IV.6.3. BENEFICIOS.....	91
CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	92
V.1. CONCLUSIONES	92
V.2. RECOMENDACIONES.....	93
BIBLIOGRAFIA	94
APENDICES	100

Índice de Figuras

Figura 1. Clasificación de las Imágenes Médicas.....	11
Figura 2. Sistema de Teleradiología	16
Figura 3. Representación de estructura de imagen en formato DICOM.....	21
Figura 4. Estructura campo data set y data element de formato DICOM.....	21
Figura 5. Comparación la ondícula madre con la señal original	33
Figura 6. Ondícula Haar.....	36
Figura 7. Familia de Ondículas Daubechies.....	36
Figura 8. Familia de Ondículas Symmlets	36
Figura 9. Familia de Ondículas Biortogonales.....	37
Figura 10. Familia de Ondículas Coiflet	38
Figura 11. Descomposición en 2-D	39
Figura 12. Descomposición de “Lenna” en tres niveles	39
Figura 13. Descomposición y reconstrucción en 2-D de un solo nivel	40
Figura 14. Esquema típico de Compresión de Imágenes.....	42
Figura 15. Diagrama de Compresión con Ondículas.....	44
Figura 16. Estructura de Zerotrees.....	45
Figura 17. Recorrido y Orden de “zig-zag” por filas.....	46

Figura 18. Estructura de la dependencia del árbol de orientación espacial	47
Figura 19. Comparaciones de resultados de evaluaciones MSE y SSIM en diferentes muestras.....	57
Figura 20. Esquema del sistema de medida de SSIM.....	58
Figura 21. Esquema de Compresión.....	63
Figura 22. Esquema de Descompresión.....	64
Figura 23. Arquitectura de red simulada.....	66
Figura 24. Esquema de Transmisión.....	67
Figura 25. Gráfica de Resultados en la Imagen 0: “Lenna”	73
Figura 26. Gráfica de Resultados en la Imagen 1: “CR de Tórax”.....	74
Figura 27. Gráfica de Resultados en la Imagen 2: “RM de Rodilla”.....	74
Figura 28. Gráfica de Resultados en la Imagen 3: “CT de Abdomen”	75
Figura 29. Gráfica de Resultados en la Imagen 4: “URO-TAC”	75
Figura 30. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 0: “Lenna”	77
Figura 31. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 1: “CR de Tórax”.....	77
Figura 32. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 2: “RM de Rodilla”.....	78

Figura 33. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 3: “CT de Abdomen”.....	78
Figura 34. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 4: “URO-TAC”	79
Figura 35. Gráfica de Resultados Subjetivos en la Imagen 1: “CR de Tórax”	81
Figura 36. Gráfica de Resultados Subjetivos en la Imagen 2: “RM de Rodilla”	81
Figura 37. Gráfica de Resultados Subjetivos en la Imagen 3: “CT de Abdomen”.....	82
Figura 38. Gráfica de Resultados Subjetivos en la Imagen 4: “URO-TAC”	82
Figura 39. Comparación de compresión con ROI.....	84
Figura 40. Tiempo de Transmisión Promedio.....	86
Figura 41. Productividad del personal médico	90

Tabla 11. Tabla de resultados de imágenes DICOM generadas por Scanner.

Tabla 12. Tabla de imágenes DICOM para Scanner R/T.

Tabla 13. Tabla de Datos para Scanner R/T.

Tabla 14. Tabla de imágenes para Scanner R/T.

Tabla 15. Tabla de Datos para Scanner R/T.

Tabla 16. Tiempo de Compresión y Descompresión.

Tabla 17. Tiempo de Transmisión de los datos.

Índice de Tablas

Tabla 1. Características de imágenes médicas según el ACR	17
Tabla 2. Tiempos de transmisión de estudios radiológicos.....	18
Tabla 3. Valor de Representación VR y VL	23
Tabla 4. Valores comunes de Sintaxis de Transferencia	25
Tabla 5. Campos del Pixel Data.....	28
Tabla 6. Profesionales entrevistados.....	49
Tabla 7. Imágenes obtenidas del centro de imaginología IDACA	51
Tabla 8. Imágenes obtenidas de la Policlínica Santa Ana.....	52
Tabla 9. Imágenes obtenidas del centro de imaginología Helitac	53
Tabla 10. Escala de criterios de evaluación cualitativa	59
Tabla 11. Campos de información DICOM a modificar por Compresión.....	68
Tabla 12. Campos de información DICOM para identificar ROI	69
Tabla 13. Cases de Datos	70
Tabla 14. Imágenes para Evaluación Cuantitativa	72
Tabla 15. Resultados de Pruebas Cualitativas	83
Tabla 16. Tiempo de Compresión y Descompresión de Imágenes	85
Tabla 17. Tiempos de Transmisión de Canal Simulado	86

Tabla 18. Tiempos de Transmisión Teóricos en redes de Telemedicina.....	87
Tabla 19. Comparación de tiempos de transmisión para diferentes tasas de transmisión.....	88
Tabla 20. Comparación de los costos por uso del ancho de banda del canal.....	89

Índice de Apéndices

APÉNDICE A: RESULTADOS DE PRUEBAS CUANTITATIVAS.....	101
APENDICE B: MATERIAL DE EVALUACIÓN CUALITATIVA 1	116
APENDICE C: MATERIAL DE EVALUACIÓN CUALITATIVA 2	121
APENDICE D: IMÁGENES UTILIZADAS EN LA EVALUACIÓN SUBJETIVA.....	126
APENDICE E: CONDICIONES DE VISUALIZACIÓN	130

Introducción

El diagnóstico por imágenes médicas se ha convertido desde hace muchos años en uno de los elementos más importantes en la práctica de la medicina, con la evolución de la tecnología en el campo de la salud se ofrecen mejores opciones e instrumentos para poder generar un resultado óptimo en esta área; de allí que los sistemas de telemedicina hayan tomado en cuenta la importancia de esta rama. Actualmente es imprescindible contar con herramientas que permitan intercambiar dichas imágenes, sin embargo en algunas ocasiones, existe toda una gama de situaciones que impiden poner en práctica estos adelantos para otorgar la atención necesaria que requieren los pacientes. Entre estas situaciones se destacan las deficiencias en el estado físico de los centros de salud y la falta de recursos humanos, materiales y financieros; estas causas impiden frecuentemente generar diagnósticos e indicar tratamientos oportunos, sin dejar atrás algunas realidades sociales que enfrenta el país, como son las características de la distribución de población y el difícil acceso a distintas zonas del territorio nacional.

Por otra parte, la transmisión y el almacenamiento de datos están limitados por las condiciones del canal de comunicación y por la capacidad de almacenamiento de los dispositivos empleados, estos factores generan costos que no siempre están al alcance de las redes de telemedicina tomando en cuenta que utilizan la misma conexión para diferentes servicios multimedia; quedando la transmisión de las mismas limitada por el uso de las demás aplicaciones, e inclusive, anulando en algunas oportunidades la posibilidad de su transmisión. Para intentar resarcir esta situación y adaptarse a las limitadas condiciones de los servicios de telecomunicaciones, se han propuesto diferentes métodos para comprimir imágenes, entendiéndose por compresión de una imagen, y en general de una señal, la técnica que permite minimizar la longitud de datos con que se describe la misma sin una pérdida significativa de la información.

Una de las técnicas más recientes utilizadas hoy en día es la compresión con Transformada Ondícula o *Wavelet*, esta transformada propone la representación de las señales en función de bases más adecuadas para señales no estacionarias, como es el caso de las imágenes, añadiendo a esta transformada métodos de cuantificación y codificación que las clasifican y ordenan según sus coeficientes resultantes; de esta manera se obtiene una compresión muy superior a la que generalmente resultaba utilizando funciones senoidales como es el caso del estándar JPEG.[1]

Tomando en cuenta lo antes señalado, se planteó este estudio con el propósito de presentar una alternativa para solventar las limitaciones referidas a los tiempos de transmisión de las imágenes médicas, lográndose como objetivo de este Trabajo Especial de Grado identificar y seleccionar los parámetros de la Transformada Ondicula más eficaces para diseñar un método de compresión que sea aplicable a imágenes médicas que mejoren el proceso de transmisión de las mismas en las redes de telemedicina.

En el presente documento se describe el desarrollo de la investigación, estructurado en cinco capítulos. En el Capítulo I se presenta el planteamiento del problema, se define el objetivo general y los objetivos específicos de este estudio, así como los alcances y las limitaciones del proyecto, en Capítulo II se exponen las bases teóricas que sustentaron el desarrollo de este Trabajo Especial de Grado. A continuación se señala en el Capítulo III la metodología utilizada y el desarrollo de las actividades que se ejecutaron para llevar a cabo la investigación. En el Capítulo IV se presentan y analizan los resultados obtenidos; exponiendo en el Capítulo V las conclusiones obtenidas y las recomendaciones necesarias para futuras investigaciones y aplicaciones.

Capítulo I. Planteamiento del Proyecto

En este capítulo se describe el problema, sus características y los diferentes escenarios que justificaron la realización de la presente investigación, de igual forma, se presentan los objetivos con los que se dio solución al problema planteado, y se señalan los alcances y limitaciones del proyecto.

I.1. Planteamiento del problema

En el campo de la salud el uso de las imágenes médicas es fundamental para el diagnóstico, tratamiento y control de la mayoría de los casos clínicos, siendo indispensables por ejemplo, para la detección de fracturas óseas, operaciones traumatológicas y la detección de objetos (cuerpos) extraños dentro del cuerpo, entre otros usos. En ese sentido, con el constante avance de la tecnología médica y la evolución de la radiología digital se ha hecho cada vez más imprescindible la posibilidad de transmitir y almacenar las imágenes médicas, aún cuando en muchos casos, no sea posible contar con los recursos necesarios para ello.

Dada la gran demanda de estos estudios en los hospitales y otros centros de atención en salud, no es raro encontrar bases de datos de varios gigabytes e incluso terabytes para estos fines, siendo la velocidad con la que se almacenan los datos muy superior a la velocidad con la que se analizan. Por otra parte, si se toma en cuenta la posibilidad de transmisión de las imágenes médicas y que el tamaño promedio de las imágenes que son generadas está alrededor de 50-100MB/paciente/visita, para poder transmitirlas se requiere un sistema de comunicación de alta velocidad y considerable ancho de banda. [2] [3]

El progreso científico y tecnológico ha incrementado la complejidad y el número de parámetros a partir de los cuales se puede llegar al diagnóstico clínico, con lo cual,

la evolución de nuevas modalidades de diagnóstico por imágenes hace indispensable, cada vez con mayor frecuencia, la dotación de personal médico especializado para guiar la adquisición de imágenes y el correspondiente informe del diagnóstico respectivo.

La capacidad de gestionar efectivamente la escasez de recursos médicos es uno de los problemas éticos y económicos más relevantes para la comunidad sanitaria mundial. En un mundo que evoluciona a pasos agigantados, donde la información se ha convertido en un bien que se elabora y se intercambia, contar con un flujo eficiente de información entre los profesionales de distintas áreas de la salud, puede ahorrar tiempo y dinero, además de mejorar la efectividad clínica, la continuidad y la calidad de la atención en todas las especialidades.

Considerando entonces, que la información en estos tiempos, es el componente principal de cualquier entorno profesional que quiera seguir siendo competitivo, su aplicación en lo que corresponde particularmente al uso de imágenes en el campo de la salud, se puede desarrollar en distintos escenarios representados por la existencia de [4] [5]:

- Radiólogos remotos: Donde las imágenes de un paciente pueden transmitirse desde un centro de salud hasta otro centro donde se encuentre un radiólogo remoto para proporcionar y obtener un informe inmediato.
- Interconsultas de médicos en centros de atención primaria y médicos rurales: Son los principales beneficiarios al poder proveer de servicios de consulta e interpretación en las áreas de mayor necesidad. Las imágenes tomadas en los centros de atención primaria pueden ser enviadas a radiólogos remotos y obtener de inmediato el informe médico de un especialista.

- Interconsultas requeridas por Médicos en el Hospital: Como ejemplo de uno de varios casos posibles, las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI) requieren de informes de imágenes radiológicas urgentes en horas en las que no se encuentra disponible el colectivo de radiólogos. Al respecto la intercomunicación, utilizando la red, entre el radiólogo remoto y el colectivo de la UCI proporciona los informes o las consultas necesarias de las imágenes de los pacientes.
- Interconsultas de otros médicos o radiólogos que requieren de una segunda opinión o de consultas sobre aspectos particulares: La existencia de servicios de 24 horas con radiólogos especializados los cuales puedan generar informes o realizar interconsultas con aquellos especialistas médicos (traumatólogos, cirujanos, gineco-obstetras) que lo requieran. En este caso, la opinión de un experto puede agilizar el diagnóstico, el tratamiento y la supervivencia de pacientes en situaciones extremas.

Cada día por lo tanto, se hace más evidente la necesidad de contar con este soporte médico para incrementar la calidad de atención y respuesta en áreas donde la atención de salud es pobre. La preocupación de proveer una atención sanitaria continua a poblaciones desplazadas o en aumento, se ha convertido en una necesidad no solo a nivel regional, sino nacional e internacional.

Esta situación afecta la capacidad de atención y respuesta a las necesidades reales de salud de las poblaciones, teniendo que trasladar la mayoría de los pacientes, sobre todo de zonas donde prevalecen poblaciones indígenas, como es el caso del Estado Bolívar y otros estados del sur y oriente del país, para ser atendidos en establecimientos de salud ubicados en áreas urbanas, con costos muy elevados en consecuencia.

Dado este tipo de condiciones y contando con avances tecnológicos con capacidad de dar respuesta a lo antes señalado, se presenta el concepto de Telemedicina, el cual tiene como objetivo principal proporcionar servicios de salud a distancia, particularmente de diagnóstico, conservando la calidad requerida por el personal médico para la pertinente toma de decisiones y conducta clínica y terapéutica. Postulándose esta opción como una alternativa eficiente, rápida y económica para poder solucionar muchos de los más frecuentes problemas de salud de las comunidades a ser atendidas. Dentro de este concepto, la Teleradiología, permitiría contar con la capacidad de análisis y transmisión de imágenes médicas a distancia, haciendo posible la comunicación entre diferentes especialistas para llegar de forma rápida a un diagnóstico claro y preciso sin la movilización del paciente o largos tiempos de espera en el traslado de estudios para interconsultas.

Un elemento fundamental en la Teleradiología lo representa DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), estándar de almacenamiento y transmisión de imágenes médicas más utilizado por los especialistas en salud y fabricantes. Los sistemas PACS (*Picture Archiving and Communication System*) fueron desarrollados para la gestión y transmisión de archivos DICOM entre diferentes estaciones de visualización. Sin embargo, la implementación de DICOM y PACS tiene un alto costo en infraestructura y *hardware* que no siempre es posible pagar, en la mayoría de los casos se requiere de una red dedicada de alto nivel.

Considerando que según un estudio publicado por el *ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGISTS*, el tiempo promedio para urgencias no debe exceder los 30 minutos, la calidad en Teleradiología estará directamente vinculada con la rapidez de transmisión de los datos, particularmente, cuando se deben recibir informes de urgencias. [4]

para Aplicaciones en Telemedicina.

En cuanto al almacenamiento de imágenes, las limitaciones con estas herramientas, se presentan en el déficit de espacio virtual para una cantidad importante de estudios de imágenes de pacientes, a quienes se les debe realizar un seguimiento e historial clínico por varios años.

Tomando en cuenta lo antes señalado, se realizó el presente trabajo con el propósito de procesar las imágenes en formato DICOM, realizando compresión a través Trasformada Ondicula (Wavelet); evaluando de esta manera, la calidad del resultado para transmisión y almacenamiento de la información empleada para posibles diagnósticos, procurando tener de este modo, imágenes de calidad y tamaño aceptables para la transmisión por redes no-dedicadas, permitiendo llevar los beneficios de la tecnología de la Teleradiología a lugares donde por razones económicas o geográficas la misma no está disponible; incluyendo sus beneficios en los proyectos de Telemedicina que se adelantan en diferentes regiones del país.

I.2. Objetivos

El presente Trabajo Especial de Grado constituye un aporte para el manejo de estudios médicos de imaginología en el contexto de los Proyectos de Telemedicina que se están diseñando e implementando actualmente en el territorio nacional, siendo sus objetivos los siguientes:

I.2.1. Objetivo General

Procesar imágenes médicas en formato DICOM a través de compresión usando Transformada Ondícula, para la transmisión y almacenamiento de las mismas, sin afectar su calidad para el diagnóstico médico.

I.2.2. Objetivos Específicos

- Determinar los parámetros de datos del formato DICOM para ser procesados.
- Identificar las variables y parámetros de compresión de imágenes con Trasformada Ondícula.
- Comparar la compresión de las imágenes usando distintas Ondículas Madres y Métodos de Codificación.
- Realizar pruebas con diferentes técnicas de evaluación, métodos y pesos de compresión en el procesamiento de las imágenes médicas.
- Comparar y comprobar la calidad de las imágenes luego de la compresión mediante pruebas realizadas en conjunto por médicos especializados en el área.
- Determinar zonas de incertidumbre con distintos pesos de compresión.
- Determinar la reducción de costos y los beneficios socio-económicos en comparación a los sistemas de redes dedicadas como PACS.

I.3 Limitaciones y Alcances

Este trabajo estuvo orientado al análisis y procesamiento de imágenes médicas para disminuir su longitud de datos manteniendo la capacidad de las mismas para el diagnóstico médico; aportando de esta manera, los datos necesarios para el desarrollo de software o sistemas de transmisión posterior.

En su ejecución se realizaron pruebas de transmisión a través un canal de transmisión simulado para recrear la efectividad de los resultados en una experiencia real.

Cabe destacar que la evaluación de la calidad de las imágenes en el presente estudio, dependió de la colaboración de los médicos expertos en cada tipo de exploración imaginológica disponible.

En consideración a los alcances de este trabajo, es importante señalar que con la realización del mismo, se hizo posible el almacenamiento y la transmisión de imágenes médicas en redes de bajo nivel, contribuyendo de esta forma a la optimización del proceso de atención a los pacientes donde se requiera del uso de dichas imágenes, conservando su calidad de acuerdo al criterio de diferentes expertos en el área.

Capítulo II. Marco Teórico

En este capítulo contiene el resultado de la revisión de los conceptos, teorías y demás conocimientos base para desarrollar este proyecto. Está dividido en cuatro partes principales: Imágenes Médicas, Imágenes Médicas y la Telemedicina, Trasformada Ondiculas o *Wavelet* y Compresión de Imágenes.

II.1. Imágenes Médicas

Las imágenes médicas son representaciones visuales de diferentes estudios en el cuerpo humano, estas representaciones gráficas proporcionan a los médicos la capacidad de evaluar y controlar diferentes situaciones clínicas que afectan al paciente o la interpretación para efectos científicos. Con los avances tecnológicos, dichas representaciones visuales se pueden llevar al mundo digital, bajo algoritmos que convierten la información en bits llamados Pixel, estos hacen posible la visualización de las imágenes en escalas de grises o colores perceptibles para el ojo humano a través de una pantalla o monitor.

Gracias a esta ventaja los estudios médicos cumplen con su función básica y fundamental en la exploración inicial y en la vigilancia de muchas enfermedades; estas herramientas visuales aumentan la capacidad de efectuar diagnósticos de diferentes sintomatologías clínicas, tratamientos terapéuticos, planificación quirúrgica y muestreo de enfermedades. [6]

II.1.1. Clasificación de las Imágenes Médicas

El estudio y evolución de las imágenes médicas empieza hace varias décadas atrás, sin embargo, es a partir de los años 70's, con el inicio de la tomografía computarizada como medio precursor de diagnóstico basado en imágenes digitales, que nace la necesidad de transportar y almacenar dichas imágenes. Desde entonces, se han desarrollado diferentes técnicas en la adquisición de imágenes médicas como la Radiografía Digital (CR o RX), Tomografía Computarizada (CT), Resonancia Magnética (MR o MRI), Resonancia Espectroscópica (MRS), Resonancia Magnética Funcional (fMRI), Angiografía Por Sustracción Digital (DSA), Tomografía Por Emisión De Positrones (PET), Tomografía Computarizada Por Emisión De Fotones Simples (SPECT), *Magnetic Source Imagine* (MSI), entre otras. [7]

En la figura 1 se representa la clasificación de las distintas modalidades de imágenes médicas conforme al contenido anatómico (estructural) o fisiológico (funcional) de las imágenes generadas.

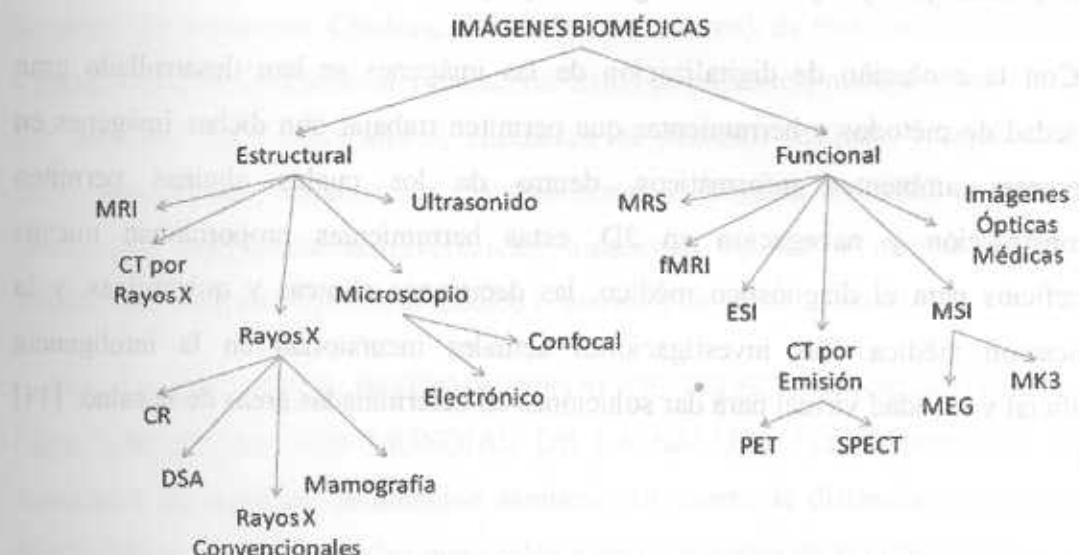


Figura 1. Clasificación de las Imágenes Médicas [8]

Cada una de estas modalidades de imagen proporciona una función y características únicas que no pueden ser reemplazadas por las otras modalidades. También se pueden clasificar según el tipo de adquisición en dos modalidades principales, la manera directa, donde las imágenes que se obtienen directamente en formato digital. La segunda forma es a través de capturas secundarias, mediante digitalización o conversión análogo-digital. [8] [9]

Una imagen puede representar una colección de medidas o valores en el espacio bidimensional (2D) o tridimensional (3D). En imágenes médicas, estas medidas o intensidades de imagen pueden ser la absorción de radiación de Rayos X, presión acústica en ultrasonido, o amplitud de señal de radio-frecuencia en MRI. El proceso de convertir los datos de dichos estudios a imágenes tomó largos años y complejas investigaciones, en el momento de pasar a la digitalización se requiere otro proceso de conversión en el cual se debe tomar en cuenta la manera en que se realiza la evaluación médica. Las dimensiones de las imágenes médicas digitales se encuentran entre 128 x 128 pixeles (por ejemplo PET y SPECT en la medicina nuclear) y 4000 x 5000 pixeles (por ejemplo las mamografías). [10]

Con la evolución de digitalización de las imágenes se han desarrollado gran variedad de métodos y herramientas que permiten trabajar con dichas imágenes en diferentes ambientes informáticos, dentro de los cuales algunas permiten reconstrucción y navegación en 3D, estas herramientas proporcionan nuevos beneficios para el diagnóstico médico, las decisiones clínicas y quirúrgicas, y la educación médica. Las investigaciones actuales incursionan en la inteligencia artificial y realidad virtual para dar soluciones en determinadas áreas de la salud. [11] [2]

II.1.2. Imágenes Médicas en Telemedicina

Para la década de 1980 la comunidad de profesionales en la salud se enfrentaba a importantes limitaciones, que por razones geográficas o económicas, impedían otorgar de servicios de salud eficiente a gran parte de la población. Las dificultades de gestión, almacenamiento y transmisión de un gran volumen de información multimedia del paciente era una de las principales barreras que los investigadores intentaron superar. No todos los centros de salud contaban con equipos de adquisición de imágenes médicas o no contaban con especialistas que analizaran y evaluaran la imagen para el diagnóstico necesario. Por estas y otras razones fue necesario compartir y administrar de forma efectiva la información necesaria para el bienestar del paciente en función a los diferentes servicios de salud que lo necesitaran y entre diferentes espacios físicos de salud.

En medida de cubrir esas necesidades, aparece el concepto de telemedicina, ofreciendo respuestas utilizando herramientas informáticas, electrónicas y de telecomunicaciones; incluyendo la conexión entre diferentes espacios e instituciones de salud (Ambulatorios, Clínicas, Hospitales, entre otros), de esta manera contribuye a la capacidad de intercambiar y almacenar datos de pacientes, manejar casos clínicos con consultas entre especialistas, enseñanza de procesos médicos y capacidad de dictar diagnósticos, tratamientos e instrucciones en lugares de difícil acceso, con ubicaciones geográficas desfavorecidas, locaciones rurales, o incluso en aéreas urbanas que carecen de personal médico o servicios de salud óptimos.

Según la UIT (UNIÓN INTERNACIONAL DE TELECOMUNICACIONES) y la OMS (ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD): "La Telemedicina es el suministro de servicios de atención sanitaria, en cuanto la distancia constituye un factor crítico, por profesionales que apelan a las tecnologías de la información y de la comunicación con objeto de intercambiar datos para hacer diagnósticos, preconizar

tratamientos y prevenir enfermedades y heridas, así como para la formación permanente de los profesionales de atención en salud y en actividades de investigación y de evaluación, con el fin de mejorar la salud de las personas y de las comunidades en que viven". [12] [13]

Luego de diferentes estudios en aplicaciones de Telemática y Conectividad se ha demostrado su eficiencia y efectividad justificando así el uso de estas tecnologías en función al costo. En el aspecto de imágenes médicas dentro de la telemedicina se encuentra la rama de la Teleradiología, factor predominante de particular importancia dada la utilización de las imágenes médicas por diferentes especialidades.

II.1.3. Teleradiología

Desde este punto de vista, y según el Comité Europeo de Recomendaciones y Estándares (CEN, por sus siglas en francés, *Comité Européen de Normalisation*), en los aspectos Informáticos para el Diagnóstico por la Imagen, "La Teleradiología es más que el simple método de comunicación para realizar el diagnóstico de las imágenes radiológicas, es el primer paso relevante para mover la información médica entre las diferentes instancias de una red amplia de comunicación". Los avances tecnológicos implantados mediante la Teleradiología, dan paso a la utilización de varios servicios Telemáticos y de la infraestructura en telecomunicaciones. [4]

Los primeros intentos de Teleradiología se realizaron en el año 1959 en Montreal, provincia de Quebec, Canadá, con la transmisión de estudios de fluoroscopia. A partir de entonces, varios proyectos de Teleradiología se llevaron adelante, pero no fue, hasta mediados de los años 80, que comenzó un verdadero crecimiento en esta área. Como resultado de ello, en el año 1994, el COLEGIO AMERICANO DE RADIOLOGÍA (ACR por sus siglas en inglés), publicó las primeras normativas sobre los sistemas de Teleradiología. Estas normativas que periódicamente define y publica

para Aplicaciones en Telemedicina.

la ACR, permiten llevar adelante la práctica radiológica, ayudan al desarrollo tecnológico de la radiología y, además, sirven para mejorar la calidad del servicio a los pacientes. La norma en cuestión publicada bajo el título “*ACR Standard for teleradiology*” fue actualizada en el año 1996 y en 1998, quedando activa esta última revisión a partir de Enero de 1999, con actualizaciones en 2007 bajo el título “*ACR Technical Standard For Electronic Practice Of Medical Imaging*” y “*ACR Practice Guideline For Communication Of Diagnostic Imaging Findings*”. Esta norma define las metas, la calificación de personal y pautas del equipamiento a utilizar; así como el personal autorizado, sus obligaciones, normas de comunicación y de control de calidad. [4]

Según el Colegio de Radiólogos Americanos (ACR) y el Observatorio Europeo de la Telemática para la Salud (EHTO, por sus siglas en inglés), los objetivos de la Teleradiología son [4]:

- Proveer servicios radiológicos de consulta e interpretación, en áreas donde existe una probada necesidad.
- Disponer de los servicios de un radiólogo en aquellos centros médicos donde este especialista no esté presente
- Disponer de los informes de las imágenes radiológicas en tiempos prudenciales para casos de emergencia.
- Facilitar interpretaciones radiológicas en situaciones de guardia.
- Proporcionar el soporte radiológico necesario al sub-especialista cuando éste lo requiera.
- Promocionar las oportunidades de formación para los radiólogos en activo.

- Promover la eficiencia y la mejora de la calidad.
- Enviar los estudios interpretados a los proveedores de las imágenes.
- Soportar Telemedicina.
- Realizar supervisión directa en los sitios donde se realizan los estudios.
- La Teleradiología es una tecnología en desarrollo y por lo tanto aparecerán nuevos objetivos.

II.1.4. Transmisión de Imágenes Médicas

La plataforma básica para la implementación de una red de Teleradiología depende de la complejidad del servicio a ofrecer, básicamente las redes de telemedicina y teleradiología poseen tres componentes estructurales principales: sede de transmisión, canal de transmisión y sede de recepción, como se ejemplifica en la figura 2. [13]

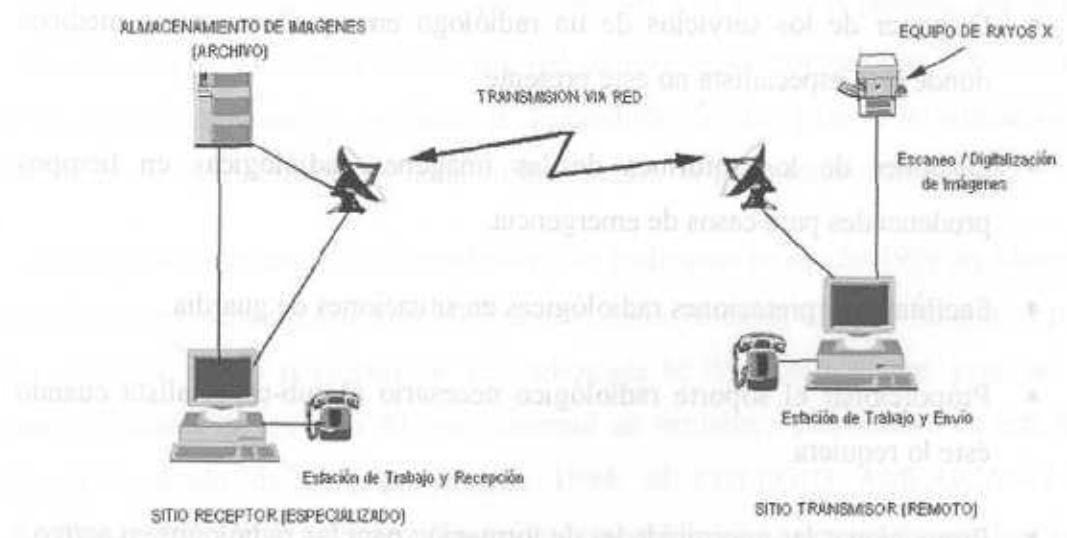


Figura 2. Sistema de Teleradiología [13]

Tomando en cuenta que las imágenes médicas para efectos de almacenamiento y transmisión en estas redes de telemedicina son en esencia archivos de imágenes, el tamaño de los archivos está directamente relacionado con las capacidades de transmisión. En la tabla 1 se indica el tamaño promedio de imágenes médicas según el ACR.

Modalidad	Resolución (Pixel)	Imagen por Estudio	Tamaño (MB)
Radiografía digital	4096 x 4096 x 10	4	80.0
Radiografía Computadorizada	2048 x 2048 x 10	4	20.0
Mamografía	4096 x 4096 x 10	2	40.0
Resonancia magnética	512 x 512 x 8	50	12.5
Tomografía computadorizada	512 x 512 x 8	30	07.5
Medicina nuclear	512 x 512 x 8	20	15.0
Angiografía	512 x 512 x 8	20	05.0
Ultrasonido	512 x 512 x 8	36	09.0

Tabla 1. Características de imágenes médicas según el ACR [47]

Para poder transmitir archivos de esta magnitud es necesario contar con redes de gran capacidad, generando un costo importante en cualquier sistema de telemedicina. Contar con las condiciones necesarias en las redes de centros de salud aislados no es una realidad en países sub-desarrollados, inclusive para centros de salud con velocidades de transmisión promedio, el tiempo de transmisión es considerable. Tomando en cuenta los tamaños de las imágenes, se presenta una comparación teórica de tiempos de transmisión, con cálculos basados en una comunicación libre de errores y un ancho de banda totalmente disponible, es decir, en el más optimista de los escenarios posibles, dichos resultados vienen dado por la formula [12]:

$$Tiempo(seg) = \frac{Tamaño_del_Archivo(bytes)}{\left(\frac{Tasa_de_Trasmision(Kb/seg)}{8} \times 1024 \right)} \quad (1)$$

En la tabla 2 se presentan tiempos de transmisión estimados.

Modalidad	Velocidad de Transmisión (Kbps)							
	33.6	56	64	128	256	384	512	1024
Radiografía digital	332.88	199.73	174.76	87.38	43.69	29.13	21.85	10.92
Radiografía Computadorizada	83.22	49.93	43.69	21.85	10.92	7.28	5.46	2.73
Mamografía	166.44	99.86	87.38	43.69	21.85	14.56	10.92	5.46
Resonancia magnética	52.01	31.21	27.31	13.65	6.83	4.55	3.41	1.71
Tomografía computadorizada	31.21	18.72	16.38	8.19	4.10	2.73	2.05	1.02
Medicina nuclear	20.81	12.48	10.92	5.46	2.73	1.82	1.37	0.68
Angiografía	20.81	12.48	10.92	5.46	2.73	1.82	1.37	0.68
Ultrasonido	37.45	22.47	19.66	9.83	4.92	3.28	3.28	1.23

Tabla 2. Tiempos de transmisión de estudios radiológicos (Segundos) [47]

Las cifras obtenidas en la tabla 5 son sumamente desalentadoras en cualquier sistema de Teleradiología, a pesar de tener altas tasas de transmisión para algunos estudios el tiempo sigue siendo un problema para la Teleradiología.

II.2. DICOM

Con la evolución de la teleradiología fue necesario usar formatos de imágenes digitales comunes. Al principio los fabricantes desarrollaron tecnologías que permitían la integración entre productos de la misma marca. En 1983, la ACR y la ASOCIACIÓN NACIONAL DE FABRICANTES ELÉCTRICOS (NEMA) formaron un comité cuya misión era hallar o desarrollar una interface entre el equipamiento y cualquier otro dispositivo que el usuario quiera conectar. Además de las especificaciones para la conexión de hardware, el estándar se desarrollaría para incluir un diccionario de elementos de datos necesarios para la interpretación y exhibición de imágenes.

En respuesta se publicaron un par de versiones del estándar denominado ACR/NEMA V1 (*ACR/NEMA Standards Publication 300-1985*) y V2 (*ACR/NEMA Standards Publication 300- 1988*). Pero tuvieron poca difusión y aceptación.

para Aplicaciones en Telemedicina.

Renombradas luego como DICOM versión 1 y version2. Luego apareció DICOM 3.0 convirtiéndose en el estándar predominante a escala mundial. [14]

El estándar describe el formato de archivos y la especificación de los datos primordiales de un paciente en la imagen, también vienen acompañadas de mediciones, cálculos e información descriptiva relevante para diagnósticos. Los objetivos del estándar son [8]:

- Lograr una interfaz común para todos los dispositivos de imágenes (tomografía, resonancia magnética, ultrasonido, rayos x, etc.)
- Intentar desligar DICOM de las instituciones que lo desarrollan para que realmente pueda ser un estándar independiente.
- DICOM 3.0 debe ser aplicable a toda la esfera de las imágenes médicas, desde su transmisión hasta el tratamiento e impresión.

Los lineamientos y especificaciones del estándar están establecidos en una serie de 16 documentos o partes. Estos documentos son dinámicos y están sujetos continuamente a revisión por parte de un comité especializado para corregirlos o extenderlos. [15]

II.2.1. Sistemas PACS

La información de un archivo DICOM solo puede ser entendida por aquellos *softwares* y equipos para imágenes médicas que sigan el estándar y respeten las normas de transferencia. Entre los diferentes estándares para la gestión de imágenes médicas encontramos los sistemas PACS uno de los más utilizados y adoptados por fabricantes y comunidades médicas internacionales. El mismo presenta un sistema computarizado para el archivo digital de imágenes médicas y para la transmisión de

éstas a estaciones de visualización dedicadas a través de redes. Cabe destacar que los sistemas PACS no solo están presentes en el área de la salud, existen trabajos y estándares de PACS en áreas como Geología, Astronomía, Climatología, etc.

La tecnología de PACS empezó a mediados de los años 80 cuando tuvieron a lugar sus primeras instalaciones en los servicios de diagnóstico por imagen de la Universidad de California en Los Angeles (UCLA). Pero fue hasta el inicio de los años 90 cuando se aceptó e inicio su implementarse mundialmente. Ya en el año 1992 existían alrededor de 20 PACS instalados en Europa con distintos niveles de implantación. [14]

Estos sistemas han evolucionado en sistemas FS-PACS (*full-scale Picture Archiving and Communication Systems*), son el método predominante para la gestión de información de imágenes en los hospitales. Un FS-PACS consiste en una integración de PACS, en información administrativa dependiente del Servicio de Radiología (*Radiology Information System - RIS*) e información del hospital (*Hospital Information System - HIS*).

II.2.2. Estructura de un archivo DICOM

La estructura del formato DICOM consiste en tres partes: la primera *Meta Elements*, campo que contiene un preámbulo formado por 128 bytes, seguidos de un prefijo DICOM de 4 bytes, permitiendo la identificación del archivo. El *Header* quien contiene la información del paciente y de estudio realizado, datos del equipo de adquisición de la imagen, entre otros. Y *Pixel Data* que contiene la información de la imagen en sí, es decir pixeles. Las dimensiones del *Header* y *Pixel Data* dependen del tipo de estudio, información del caso y dimensiones de las imágenes. [16]

En la figura 3 se muestra el ejemplo de un archivo DICOM y se identifican sus principales elementos.

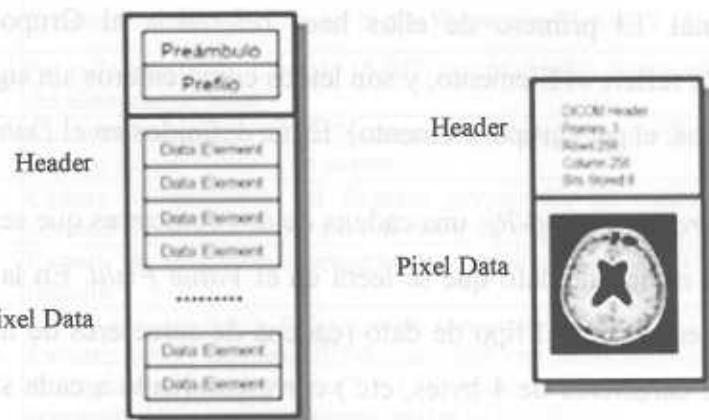


Figura 3. Representación de estructura de imagen en formato DICOM [14]

Los campos de información del paciente están constituidos por *Data Elements*, etiquetas que contienen la información relevante, quienes a su vez están constituidos por diferentes campos representados a continuación en la figura 4.

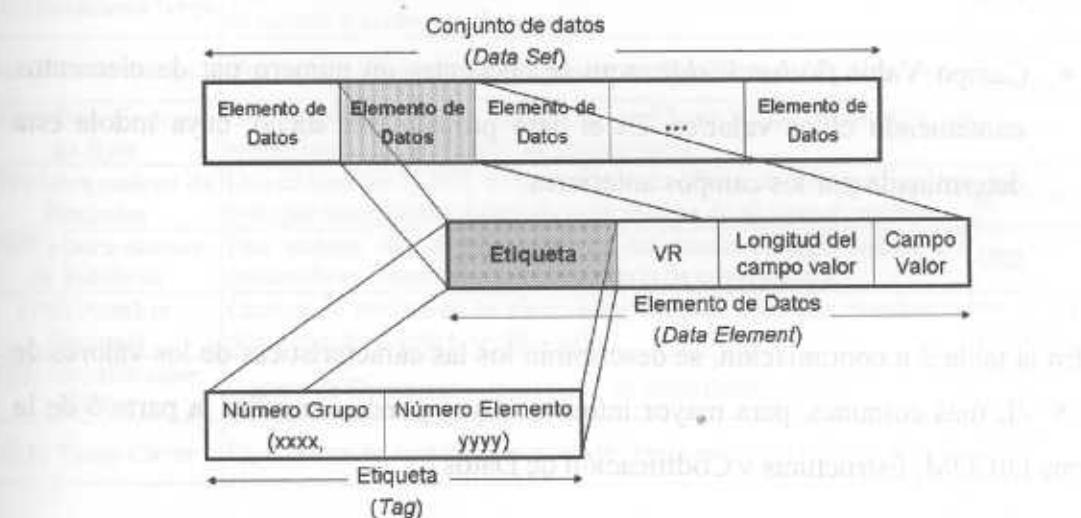


Figura 4. Estructura campo *data set* y *data element* de formato DICOM [14]

Las características de los campos representados son [8] [14]:

- Etiqueta (*Tag*): un par ordenado de números de 16 bits codificados en hexadecimal. El primero de ellos hace referencia al Grupo, mientras el segundo se refiere al Elemento, y son leídos como enteros sin signo. Identifica los atributos, el par (grupo, elemento). Están definidos en el *Data Dictionary*.
- *Value Representation (VR)*: una cadena de dos caracteres que según la cual se especifica el tipo de dato que se leerá en el *Value Field*. En la Parte 6 de la norma se especifica el tipo de dato (cadena de caracteres de hasta 16 bytes, cadena de caracteres de 4 bytes, etc.) correspondiente a cada sigla (AE, AS, etc.).
- Longitud del campo Valor (*Value Length*): entero sin signo de 16 o 32 bits (según sea VR, Explícito Implicito). Contiene un número par que indica la extensión del campo *Value Field*, donde se hallan contenidos los datos propiamente dichos.
- Campo Valor (*Value Field*): aquí se encuentra un número par de elementos conteniendo el/los valor/es. Es el dato propiamente dicho, cuya índole está determinada por los campos anteriores.

En la tabla 3 a continuación, se describirán las las características de los valores de VR y VL más comunes, para mayor información se puede consultar la parte 5 de la norma DICOM, Estructuras y Codificación de Datos.

para Aplicaciones en Telemedicina.

VR	Descripción	VL
(AE) Entidad De Aplicación	Cadena de caracteres que identifica una entidad de aplicación con la que conduce y arrastra al comienzo espacios (20h) no son significativos.	16 bytes máximo
(AS) Secuencia edad	Cadena de caracteres, formato N dia, W semana, M mes, Y año.	4 bytes fijos
(AT) Etiqueta de Atributos	Pares de enteros sin signo de 16-BIT, que es el valor de una etiqueta del elemento de datos	4 bytes fijos
(CS) Cifrado de Secuencia	Cadena de caracteres donde los espacios (20h) no son significativos, es decir no son tomados en cuenta.	16 bytes máximo
(DA) Fecha	Cadena de caracteres del formato yyyyymmdd; en donde yyyy contendrá el año, mm contendrá el mes y dd contendrá el dia.	8 bytes fijos
(DS) Secuencia Decimal.	Cadena de caracteres representando un número en coma fija o flotante.	16 bytes máximo
(DT) Tiempo de la fecha	Indica una secuencia fecha-tiempo concatenada del ASCII en el formato: yyymmddhhss.ffffff&zzzz, ffffff representa las fracciones de segundos, los &= "+" o "-" y &zzzz=horas y minutos de la compensación a partir del tiempo universal coordinado.	26 bytes máximo
(FL) Punto flotante sencillo	El numero binario del punto flotante sencillo se representó en un formato de 32 BIT en IEEE 754:1985.	4 bytes fijos
(FD) Punto flotante doble	El numero binario del punto flotante doble se representó en un formato de 64 BIT en IEEE 754:1985.	8 bytes fijos
(IS) Secuencia del número entero	Una cadena de caracteres que representa un numero entero en base 10 (decimal), contendrá solamente los caracteres 0-9, con opción a "+" o "-", puede ser rellenada con espacios que se arrastran de el numero entero, representado en el rango: $-2^{31} \leq n \leq (2^{31} - 1)$	12 bytes máximo
(LO) Secuencia larga	Cadena de caracteres, la secuencia de caracteres no tendrá caracteres de control a excepción de la salida.	64 bytes máximo
(LT) Texto Largo	Una cadena de caracteres que puede contener unos o más párrafos.	10240 bytes máximo
(OB) Otra Cadena de Byte	Una cadena de byte donde la codificación del contenido es especificada por la sintaxis de transferencia.	UID
(OF) Otra cadena de Flotantes	Una cadena de 32 BIT de coma flotante. OF es un VR que requiere byte que intercambia dentro de cada palabra de 32 byte al cambiar.	$2^{32} - 4$ máximo
(OW) Otra cadena de Palabras	Una cadena de 16 BIT palabras del donde la codificación del contenido es especificada por la sintaxis de transferencia.	UID
(PN) Nombre Personal	Cadena de caracteres de cinco componentes: apellidos, nombre de pila, segundo nombre, prefijo, sufijo.	64 caracteres máximo
(UI) Identificador Único	Cadena de Caracteres que contiene un identificador único	16 caracteres máximo
(ST) Texto Corto	Una cadena de caracteres que puede contener unos o más párrafos	10240 bytes máximo

Tabla 3. Valor de Representación VR y VL [14]

II.2.3. Sintaxis de Transferencia

Uno de los elementos más importantes en la información DICOM es el “*transfer syntax*” o sintaxis de transferencia, el cual indica la manera en que están representados los elementos de información dentro del archivo (generalmente igual para todos los elementos de un archivo), incluida la data correspondiente a los Pixeles. La sintaxis de transferencia determina si el valor de representación está o no incluido en el elemento (VR explícito o Implicito) y fundamental para este Trabajo Especial de Grado, el tipo de compresión de la imagen, de esta manera el estándar DICOM define 35 sintaxis de transferencia para diferentes características. [15] [17]

También especifica la arquitectura en que los bytes están ordenados dentro de los *Data Elements*. Los tipos de ordenamiento son *Big Endian*, cuando el byte de mayor peso se almacena en la dirección más baja de memoria y el byte de menor peso en la dirección más alta. O *Little Endian*, almacenando los bytes menos significativos en la dirección más baja de la memoria y los más significativos de último. Esto debido a que el estándar debe soportar diferentes plataformas, ya sean basadas en UNIX o en WIN32, esta asignación permite a cualquier aplicación que se disponga a leerlos. Dado que la sintaxis de transferencia determina la manera de leer los elementos de información este se encuentra en la cabecera del archivo (*Meta Elements*), y la misma está siempre en VR explícito y con ordenación *Little Endian*, en todo archivo DICOM. [15]

La Sintaxis de Transferencia tiene una influencia directa en cómo será el intercambio de la imagen. Los datos gráficos se pueden enviar y almacenar en un formato (sin comprimir) nativo o en un formato encapsulado (comprimido) definido fuera del estándar de DICOM. Si están enviados en un formato nativo, los datos gráficos se codifican con un encadenamiento directo de los bits de cada muestra del píxel, donde el número de bits de cada muestra es definido por el valor asignado los bits del elemento de datos (Bits por Pixel, BPP). Para asegurar la unicidad de cada

identificación el *transfer syntax* viene dado por un Identificador Único o UID (*Unique Identifier*) y tiene dos características: la identificación de la clase (*class identification*, ejemplo: 1.2.840.10008) y la identificación de la instancia (*instance identification*, ejemplo: 1.2.1). Los identificadores se presentan en la Tabla 4 [17]:

Formato	Sintaxis de Transferencia UID	Descripción
Native	1.2.840.10008.1.2	<i>Implicit VR, LittleEndian</i>
	1.2.840.10008.1.2.1	<i>Explicit VR, LittleEndian</i>
	1.2.840.10008.1.2.1.99	<i>Deflated Explicit VR, LittleEndian</i>
	1.2.840.10008.1.2.2	<i>Explicit VR, BigEndian</i>
JPEG	1.2.840.10008.1.2.4.50	<i>Baseline</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.51	<i>Extended</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.52	<i>Extended</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.53	<i>Spectral selection, non-hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.54	<i>Spectral selection, non-hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.55	<i>Full progression, non-hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.56	<i>Full progression, non-hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.57	<i>Lossless, non-hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.58	<i>Lossless, non-hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.59	<i>Extended, hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.60	<i>Extended, hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.61	<i>Spectral selection, hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.62	<i>Spectral selection, hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.63	<i>Full progression, hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.64	<i>Full progression, hierar.</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.65	<i>Lossless, hierar</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.66	<i>Lossless, hierar</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.70	<i>Lossless, hierar, first-order</i>
JPEG-LS	1.2.840.10008.1.2.4.80	<i>JPEG-LS Lossless Image Compression</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.81	<i>JPEG-LS Lossy (Near-Lossless)</i>
JPEG2000	1.2.840.10008.1.2.4.90	<i>JPEG 2000 Image Compression (Lossless Only)</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.91	<i>JPEG 2000 Image Compression</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.92	<i>JPEG 2000 Part 2 Multi-component (Lossless Only)</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.93	<i>JPEG 2000 Part 2 Multi-component</i>
JPIP	1.2.840.10008.1.2.4.94	<i>JPIP Referenced</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.95	<i>JPIP Referenced Deflate</i>
MPEG	1.2.840.10008.1.2.4.100	<i>MPEG2 Main Profile @ Main Level</i>
	1.2.840.10008.1.2.4.101	<i>MPEG2 Main Profile @ High Level</i>
RLE	1.2.840.10008.1.2.5	<i>Run Length Encoding, Lossless</i>
RFC 2557	1.2.840.10008.1.2.6.1	<i>RFC 2557 MIME encapsulation</i>
XML	1.2.840.10008.1.2.6.2	<i>XML Encoding</i>

Tabla 4. Valores comunes de Sintaxis de Transferencia [17]

II.2.4. Identificación Única

El mismo método UID para generar la sintaxis de transferencia se usa para identificar al estudio, equipo, cliente y otros componentes fundamentales para que cada estudio sea único e inconfundible. Está compuesto de una estructura similar al UID de la Sintaxis de Transferencia: la identificación de clase es proporcionada por una autoridad que garantice que nadie más utilizará la misma. Este número será asignado por estándares de organizaciones y compañías u hospitales, que deberán asegurar que permanece único a lo largo de sus propios sistemas. El identificador de instancia tiene que ser creado dinámicamente por el sistema para cada estudio. Una vez que una instancia es identificada por un UID, esta debe ser utilizada consistentemente. Si se crean copias deben tener el mismo UID, de lo contrario dos piezas de idéntica información coexistirían con diferentes identificaciones, lo que podría conducir a confusión. [18]

II.2.5. Clasificación de los Datos de la Imagen

Las clases de datos son los diferentes grupos *Data Elements* distribuidos en la estructura de información según su relación con los datos a ser almacenados. Estas son cargadas en el archivo desde el momento en que se realiza un examen médico, las mismas son [8] [15]:

Información del paciente: Esta clase contiene información sobre el paciente al que se le realiza el estudio. En un departamento de radiología generalmente la información del paciente se sabe por otras fuentes, como sistemas de información o formularios del historial médico. El registro se realiza de manera formal por atributos como nombre del paciente, ID del paciente, fecha de nacimiento, entre otros.

Información del estudio: En esta clase se unen los datos suministrados por el médico y la institución donde se realiza el estudio, así como los datos del estudio registrados por el equipo médico.

Información de la serie: La clase de información de serie es completamente generada por el equipo médico, contiene los datos de la adquisición de las imágenes. La información de la serie tiene un significado en función del equipo médico.

Información de la aplicación: Los atributos en esta clase dan información sobre la imagen contenida y las características requeridas para el diagnóstico y otras aplicaciones. Desde un simple texto añadido como comentario, hasta detalles como el contraste, terapia y dispositivos usados durante el reconocimiento médico. Otro grupo de campos describe la parte del cuerpo examinada usando valores codificados.

Información adquirida: En esta clase de información se guardan los ajustes del equipo de adquisición. El grado de información depende del tipo de aparato y puede tener un rango desde unos pocos atributos para un sistema sencillo, a una estructura compleja. Contiene detalles del sistema de adquisición como los valores usados de los rayos X por ejemplo.

Información de la posición: En esta clase se almacenan los datos sobre el posicionamiento de la imagen en el cuerpo del paciente. Depende del tipo de equipo médico y de la forma en que se describe la matriz de la imagen. Esta información permite a sistemas como planificadores de tratamiento de radioterapia usar el posicionamiento tridimensional para el procesamiento de los datos de las imágenes.

Información de los datos de las imágenes: Finalmente, se registran los datos propios de las imágenes. Esta clase describe detalles sobre cómo deben ser interpretados los pixeles, el tamaño de la matriz de pixeles, el valor representativo por pixel y cómo estos están codificados.

II.2.6. Pixel Data

En el estándar DICOM la imagen y los datos de la misma son contenidos en la sección *pixel data*, estando sujeto a las condiciones dictadas por el *transfer syntax* y donde el contenido del elemento es un arreglo lineal y adyacente de Pixeles, en caso de ser varias imágenes el arreglo de la imagen siguiente comienza inmediatamente después de que finaliza el anterior. Para efectos de la visualización de la imagen existe información referente a las características de las imágenes, algunos de los cuales se ejemplifican en la tabla 5 a continuación. [15]

Elemento	Interpretación
Alto	Indica el alto de la matriz de Pixeles de la o las imágenes, es necesario porque del arreglo lineal de Pixeles no se pueden deducir las dimensiones de la imagen
Ancho	Indica el ancho de la matriz
Número de <i>Frames</i>	Indica la cantidad de imágenes que contiene el estudio.
<i>Bits Asignados</i>	Indica la cantidad de <i>bits</i> que están siendo utilizados para guardar un <i>pixel</i> individual, la medida más común y por ser el <i>byte</i> la mínima unidad direccionable en muchas arquitecturas es 1 ó 2 <i>bytes</i> (8 ó 16 <i>bits</i>)
<i>Bits Usados</i>	Indica de los <i>bits</i> asignados cuantos están siendo utilizados realmente para guardar data de un <i>pixel</i> individual, por ejemplo, es común que se asigne 16 <i>bits</i> por <i>pixel</i> y se utilicen 12.
Interpretación fotométrica	Indica el tipo de imagen: monocromática, en colores (RGB), de paleta, entre otros.
Muestras por <i>Pixel</i>	Indica cuantas muestras del tamaño de <i>bits</i> asignados hacen un <i>pixel</i> , lo más común para imágenes monocromáticas es una muestra por <i>pixel</i> , pero para imágenes en colores pueden existir 3 muestras, una para cada componente rojo, verde y azul.

Tabla 5. Campos del *Pixel Data*. [15]

Identificadas las características principales de Imágenes Médicas y el estándar DICOM para efectos de este Trabajo Especial de Grado, a continuación se presentara el contenido teórico de las herramientas usadas para el desarrollo de este proyecto.

II.3. TRANSFORMADA ONDÍCULA (WAVELET)

Una de las herramientas con mejores resultados en los últimos años para compresión de imágenes es la Transformada Ondícula o *Wavelet* (WT), esta propone un nuevo enfoque en el procesamiento de señales, y en concreto del procesamiento de imágenes, a continuación se explicará cómo funciona, su evolución a través de los años y como usarla para la compresión de imágenes médicas. [1]

II.3.1. Transformadas Matemáticas

Una transformada puede entenderse como la reasignación de una señal o serie de datos en coeficientes que proporcionan información referente a los valores originales. Como ejemplos se encuentran la Transformada de Fourier y la Transformada del Coseno, mediante las cuales se puede evaluar señales en función a sus frecuencias con un carácter global, es decir, proporcionan un análisis frecuencia de toda la señal. Sin embargo, un gran número de señales presentan características no estacionarias o transitorias, tales como señales fugaces o con cambios abruptos. Eventualmente, estas características no estacionarias resultan ser las secciones más interesantes de las señales, donde las transformadas mencionadas no están preparadas para analizar dichas señales, como es el caso de las imágenes. [9] [19]

Al analizar los resultados de la transformada de Fourier de una señal, es imposible saber cuándo un determinado evento se llevó a cabo. Dennis Gabor adaptó la Transformada de Fourier para poder analizar sólo una pequeña sección de la señal en un momento determinado, a este método se le conoce como la “*Short-Time Fourier Transform*” (STFT). Sin embargo, sólo puede obtener esta información con precisión limitada al tamaño de la ventana. [1]

A diferencia de las transformadas mencionadas, la Transformada Ondícula tiene la capacidad de representar la función con otro tipo de bases que no sean sinusoides infinitas, con lo que se mejora considerablemente la resolución. En la Transformada Ondícula el análisis es local, lo que permite conocer la respuesta frecuencia en intervalos de tiempo determinados, o regiones del espacio como en el caso de imágenes. Proporcionando así una buena herramienta para el análisis y procesamiento de señales no estacionarias. Sus aplicaciones abarcan desde análisis de señales como sismogramas, procesamiento de imágenes, análisis estadísticos, entre otros. [1].

II.3.2. Ondículas o Wavelets

A continuación se presentara un resumen de la evolución de las Ondículas [20]:

1909: Alfred Haar, un matemático húngaro, descubre una "base" de funciones que se reconocen actualmente como las primeras wavelets. Consisten en un breve impulso positivo seguido de un breve impulso negativo.

1930: John Littlewood y Richard Paley, de la Universidad De Cambridge, demuestran que la información local sobre una onda, como la duración de un impulso de energía, se puede recuperar mediante la agrupación de los términos de sus series de Fourier en "octavas".

1946: Dennis (Denes) Gabor, un científico británico-húngaro inventor de la holografía, descompone las señales en "paquetes de tiempo-frecuencia" o "frecuencias de Gabor".

1960: El matemático argentino Alberto Calderón descubre una fórmula matemática que posteriormente permite a los matemáticos recuperar una señal a partir de la expansión de sus wavelets.

1976: Los físicos de IBM Claude Galand y Daniel Esteban descubren la codificación "subbanda", una forma de codificar transmisiones digitales para el teléfono. 1981: El ingeniero petrolífero Jean Morlet, de Elf-Aquitaine, descubre una manera de descomponer las señales sísmicas en los que denomina "wavelets de forma constante". Pide ayuda al físico cuántico Alex Grossmann para demostrar que el método funciona. 1982: Edward Adelson, del MIT, y Peter Burt, de Sarnoff Corporation, desarrollan el "algoritmo piramidal" para la compresión de imágenes. 1984: Un artículo publicado conjuntamente por Morlet y Grossmann introduce por primera vez el término "wavelet" en el lenguaje matemático.

1985: Yves Meyer, de la Universidad De París, descubre las primeras wavelets ortogonales suaves. 1986: Stéphane Mallat, por entonces en la Universidad De Pennsylvania, demuestra que la base de Haar, las octavas de Littlewood-Paley, las frecuencias de Gabor y los filtros subbanda de Galand y Esteban están todos relacionados con algoritmos basados en wavelets.

1987: Ingrid Daubechies construye las primeras wavelets ortogonales suaves con una base sólida. Sus wavelets convierten la teoría en una herramienta práctica que cualquier científico con una formación matemática mínima puede programar y utilizar fácilmente.

1992: El FBI elige un método de wavelets desarrollado por Tom Hopper, de la división de Servicios de información criminal del FBI, y Jonathan Bradley y Chris Brislawn, del Laboratorio Nacional De Los Alamos, para comprimir su enorme base de datos de huellas dactilares. 1999: La Organización Internacional De Estándares (International Standards Organization) aprueba un nuevo estándar de compresión de imágenes digital denominado JPEG-2000.

Luego de conocer cómo han evolucionado la teoría de ondículas o *wavelets*, a continuación se presentara con más detalles como funciona la Transformada de Ondículas y sus diferentes presentaciones.

II.3.3. La Transformada Continua de Ondículas o *Wavelet* (CWT)

La Transformada Ondícula consiste en un conjunto de funciones base en forma de onda de duración finita, lo cual da el nombre la “Familia de Ondículas”, esto ofrece la capacidad de análisis de funciones de “múltiple-resolución”. Estas funciones se forman a partir de una función base llamada “Ondícula Madre” [3]. El término madre se refiere a que las funciones en diferentes regiones de aplicación provienen de una función principal, por esto la Ondícula Madre es prototipo para generar otras funciones ventanas (hijas). [21] [22]

La Transformada Continua de Ondículas o *Wavelet*, CWT por sus siglas en inglés, es básicamente la descomposición de la función a procesar $f(t)$ en un conjunto de funciones bases. La ecuación Principal de Ondículas o Wavelet es [23]:

$$\gamma(s, \tau) = \int f(t) \psi^*_{s, \tau}(t) dt \quad (2)$$

Y la Función de Ondícula Madre [23]:

$$\psi_{s, \tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right) \quad (3)$$

El resultado que se obtiene tras aplicar la transformada está en función de la escala s (el escalamiento se refiere a la adaptación de la ondícula a una sección de la señal original) y de la traslación τ en el tiempo de la señal original, el factor $s^{-1/2}$ es por la normalización de la energía a través de las diferentes escalas. Las ondículas son generadas a partir de la ondícula madre, obteniendo como resultado una transformación de la señal original.

En la figura 5 se ejemplifica como la ondícula realiza un proceso de escalamiento de la señal original, adaptación que se realiza para cada sección de la señal.

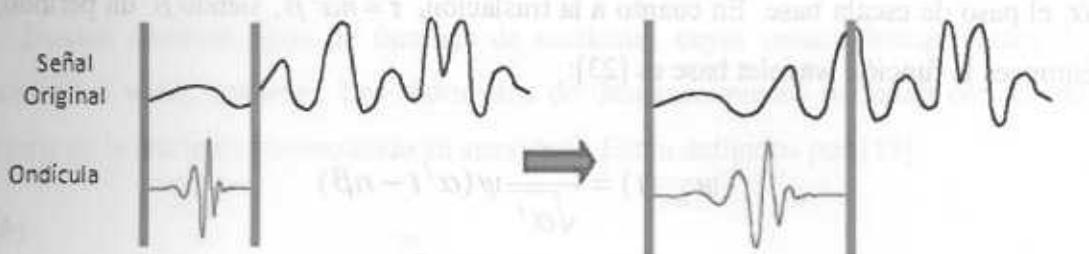


Figura 5. Comparación la ondícula madre con la señal original [Elaboración Propia]

II.3.4. La Transformada Discreta de Ondículas o *Wavelet*

Un problema de la transformada continua de ondículas es que los coeficientes no son independientes uno de otro, produciendo una descomposición de la señal redundante. Meyer propuso un nuevo tipo de ondículas o *wavelets* con una propiedad matemática denominada ortogonalidad ("Ortogonalidad" significa que la información capturada por una *wavelet* es completamente independiente de la información capturada por otra). En 1987, en el el *Courant Institute De La Universidad De Nueva York*, Ingrid Daubechies diseño una clase de Ondículas Madres, las ondículas eran casi tan sencillas de programar y utilizar como las ondículas de Haar, pero eran suaves a diferencia de los saltos en las Haar. [1] [20].

A partir de estas investigaciones surge la Transformada Discreta de Ondícula o *Wavelet*, la cual, con los principios de la Transformada Continúa de Ondícula pero con los parámetros S y τ discretos, que permiten la implementación de algoritmos más eficientes que realicen el muestreo necesario para obtener la información de la señal de entrada.

Según Ingrid Daubechies, esto se consigue mediante un muestreo exponencial en el parámetro de la escala S . Al seleccionar una secuencia de escalas $s = (\alpha^j)_{j \in \mathbb{Z}}$ siendo α el paso de escala base. En cuanto a la traslación, $\tau = n\alpha^j \beta$, siendo β un periodo, entonces la función wavelet base es [23]:

$$\psi_{j,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha^j}} \psi(\alpha^j t - n\beta) \quad (4)$$

Al sustituir en la ecuación base de la Transformada de Ondículas (2) la función de ondículas madres se obtiene la Transformada Discreta de Ondículas o *Wavelets* [23]:

$$f(j, n) = c_{j,n} = \frac{1}{\sqrt{\alpha^j}} \int f(t) \overline{\psi(\alpha^j t - n\beta)} dt \quad (5)$$

Siendo $C_{j,n}$ los coeficientes wavelets.

Esta formulación supone descomponer la señal en un conjunto de frecuencias en el tiempo. Para que esta descomposición sea significativa, el muestreo en cada canal debe realizarse a una frecuencia constante de α^j . A mayor escala (j), mayor densidad de muestras. Sin embargo la densidad de muestras se adaptará a las necesidades de representación de la señal, siendo mayor en los puntos en los que se produzcan cambios.

El nivel de descomposición dependerá esencialmente de la longitud de la señal o los datos procesados, y la efectividad del nivel de descomposición para la aplicación deseada esta en base a la entropía de los datos. [23]

II.3.5. Familias de Ondículas

Existen diversos tipos de familias de ondículas cuyas características varían de acuerdo a varios criterios. Los momentos de desvanecimiento permiten conocer la forma de la ondícula (controlando su suavidad). Están definidos por [19]:

(4)

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) t^i dt = 0 \quad (6)$$

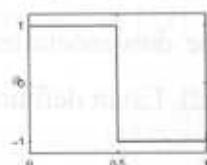
De la ecuación anterior se determina que una ondícula tiene “n” momentos de desvanecimiento si la integral es 0 para $i = 0, 1, \dots, n-1$. El orden de una ondícula está generalmente dado por el número de momentos de desvanecimiento que existan.

(5)

Otra característica que poseen las ondículas es el soporte compacto, esto significa que las funciones base son distintas a cero sólo en un intervalo finito, a diferencia de las funciones sinusoidales empleadas en el análisis de Fourier, las cuales son infinitas en toda su extensión. Existen una gran variedad de ondículas que se han desarrollado a lo largo de los años que lleva vigente esta herramienta matemática. A continuación se analizarán las más importantes. [19]

La primera familia de ondículas fue la Daubechies (db“N”), la cual lleva el nombre de su creadora, donde N es un entero positivo que denota el número de coeficientes del filtro que posee. Entre sus características más importantes destaca el hecho de poseer soporte compacto y N momentos de desvanecimiento, no posee simetría, de hecho en algunas ondículas de Daubechies la asimetría es muy pronunciada. Estas ondículas no tienen una expresión determinada, excepto por la ondícula de “Haar” o “db1”, esta es la primera y la más sencilla de las ondículas, no es continua.

Aunque tiene soporte compacto, no tiene buena localización tiempo-frecuencia, en la figura 6 se representa su forma y condiciones y la apariencia de algunas ondículas de Daubechies se muestra en la figura 7. [19] [24]



$$h(t) = \begin{cases} 1 & 0 < t < 1/2 \\ -1 & 1/2 < t < 1 \\ 0 & \text{En otros casos} \end{cases}$$

Figura 6. Ondícula Haar [19]

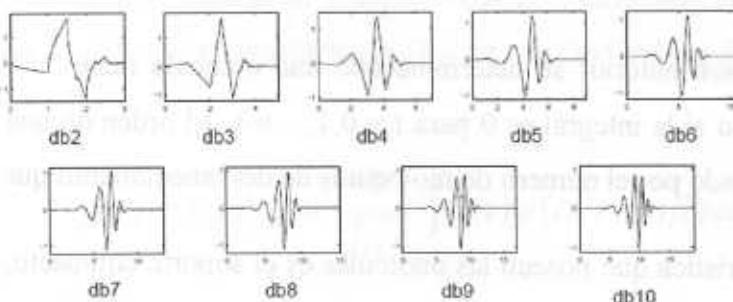


Figura 7. Familia de Ondículas Daubechies. [24]

Con el fin de agregar un poco de simetría a sus ondículas, Daubechies creó la familia de ondículas “Symmlets” (sym“N”), para las que el número de momentos de desvanecimiento es N y su apariencia se muestra en la figura 8. [19]

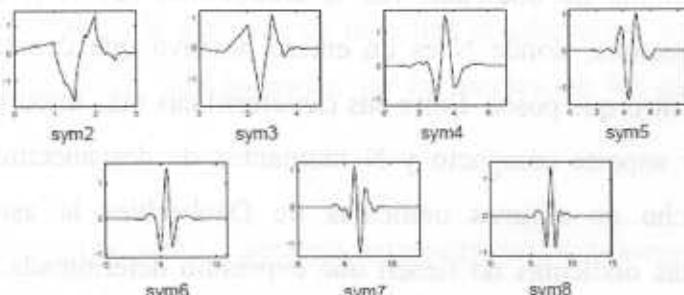


Figura 8. Familia de Ondículas Symmlets [24]

para Aplicaciones en Telemedicina.

Las ondículas Biortogonales ($bior^{'}Ni.Nd'$) poseen simetría y el orden está dado por Ni que representa el lado izquierdo para la reconstrucción y Nd el lado derecho para la descomposición. Los momentos de desvanecimiento están dados por Ni. La apariencia de algunas ondículas biortogonales se muestra en la figura 9. [24]

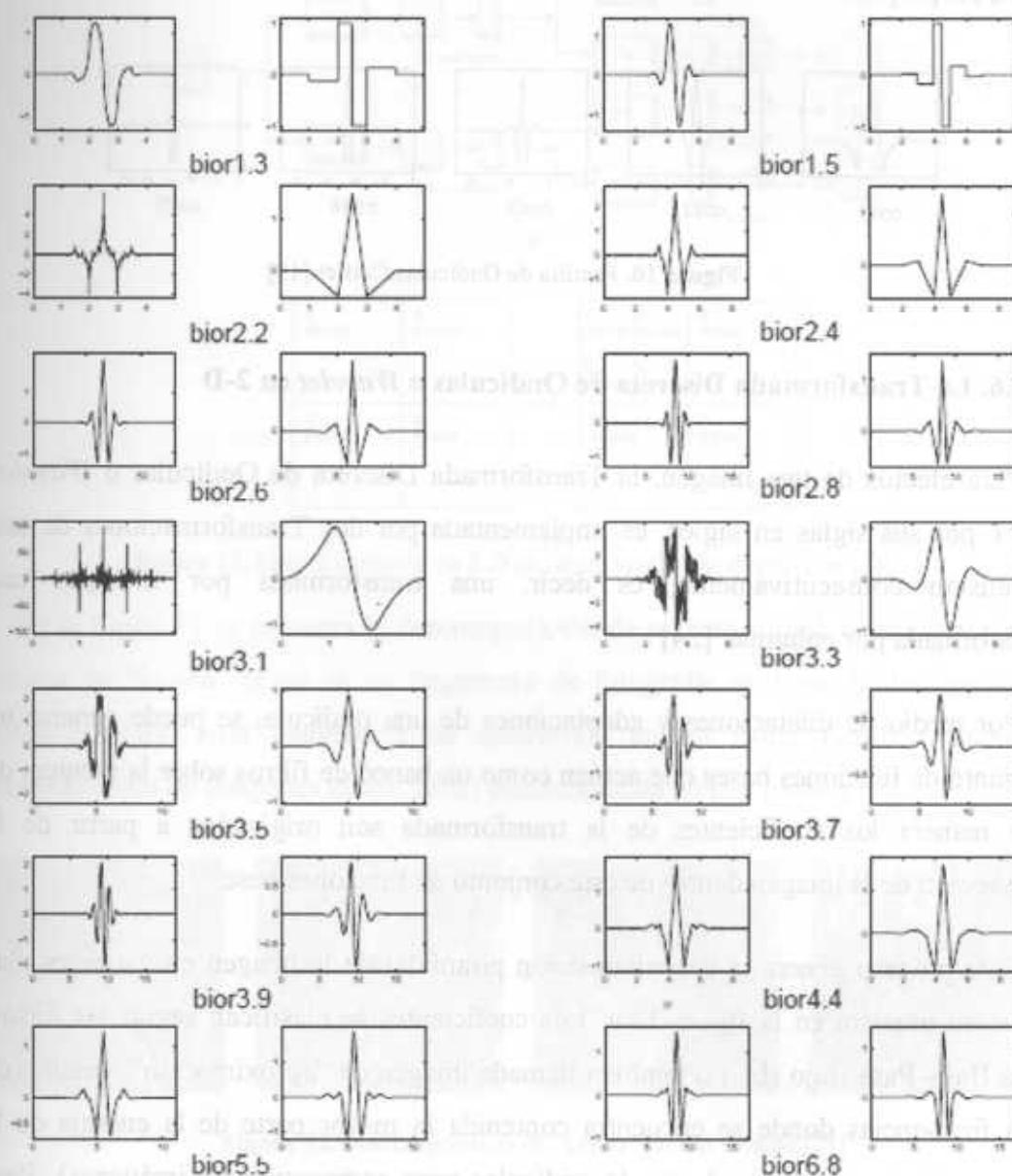


Figura 9. Familia de Ondículas Biortogonales [24]

Las ondículas Coiflet ("coifN") fueron igualmente creadas por Daubechies con ayuda de Coifman. Entre sus características más resaltantes destaca el hecho de poseer un mayor número de momentos de desvanecimiento: $2N$, puede ser simétrica o asimétrica dependiendo del orden N de la ondícula con que se trabaje. Su apariencia se muestra en la figura 10. [19]

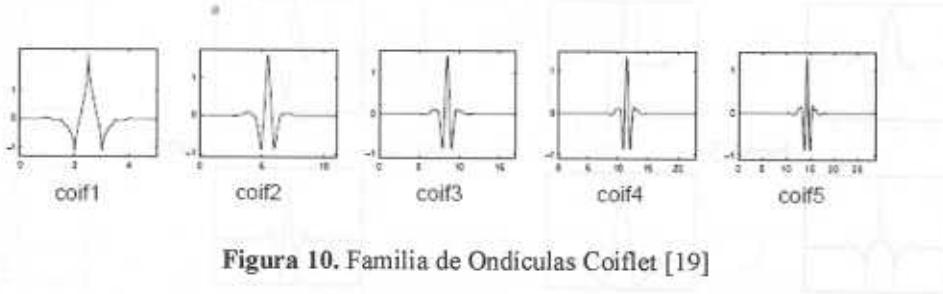


Figura 10. Familia de Ondículas Coiflet [19]

II.3.6. La Transformada Discreta de Ondículas o *Wavelet* en 2-D

Para efectos de una imagen, la Transformada Discreta de Ondículas o *Wavelet*, DWT por sus siglas en inglés, es implementada por dos Transformaciones de una dimensión consecutivamente, es decir, una transformada por fila por una transformada por columna. [24]

Por medio de dilataciones y adaptaciones de una ondícula, se puede generar un conjunto de funciones bases que actúan como un banco de filtros sobre la imagen, de esta manera los coeficientes de la transformada son originados a partir de la proyección de la imagen dentro de este conjunto de funciones base.

Este proceso genera la descomposición piramidal de la imagen en varias escalas como se muestra en la figura 11.a. Los coeficientes se clasifican según los filtros: Pasa Bajo–Pasa Bajo (LL) o también llamada imagen de “aproximación”, detalles de baja frecuencias donde se encuentra contenida la mayor parte de la energía de la imagen (factor clave en el uso de ondículas para compresión de imágenes), Pasa Bajo–Pasa Alto (LH) detalles verticales, Pasa Alto–Pasa Bajo (HL) detalles

para Aplicaciones en Telemedicina.

horizontales y Pasa Alto–Pasa Alto (HH) detalles diagonales. En la figura 11.b se destacan la distribución gráfica de la pirámide de descomposición según los coeficientes resultantes de los filtros aplicados. [25]

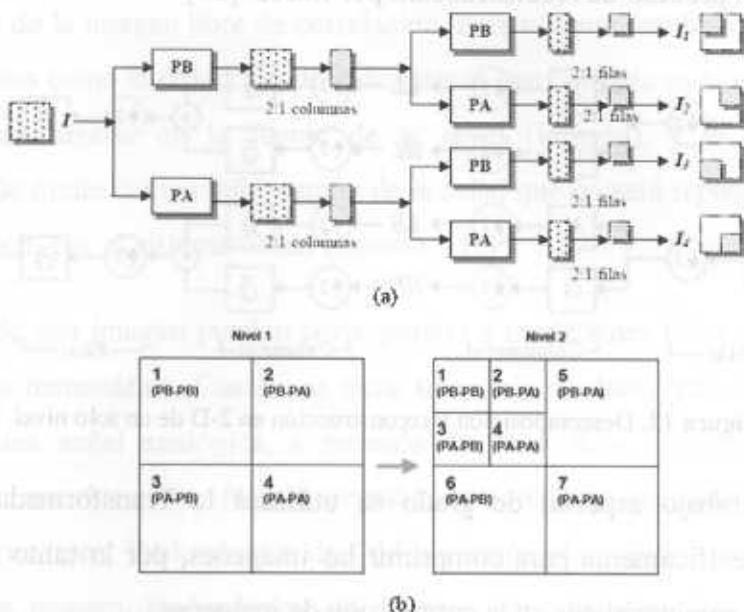


Figura 11. Descomposición en 2-D en (a) un nivel y (b) dos niveles [28]

En la figura 12 se presenta la descomposición de manera visual, como ejemplo la imagen de “Lenna” (Este es un fragmento de fotografía de Lena Söderberg de la revista Playboy. Esta imagen se ha convertido en un ícono científico para el procesamiento de imágenes desde 1973) descompuesta en tres niveles.

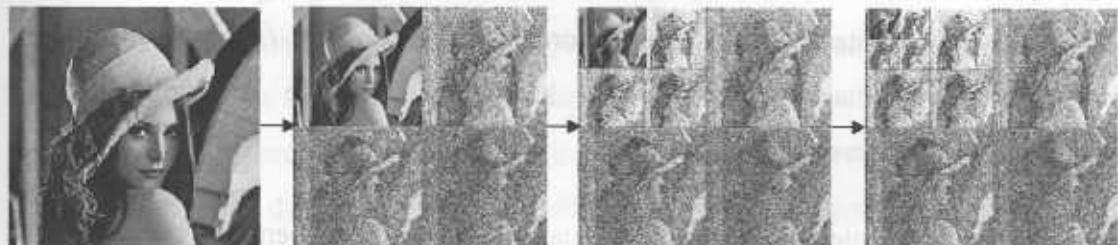


Figura 12. Descomposición de “Lenna” en tres niveles [28]

Para obtener la imagen se realiza proceso de reconstrucción o síntesis. La manipulación matemática de los coeficientes y resultados se llama la transformada de ondículas o *wavelets* inversa discreta, IDWT por sus siglas en inglés, en la figura 13 se representa el proceso de reconstrucción por filtros. [26]

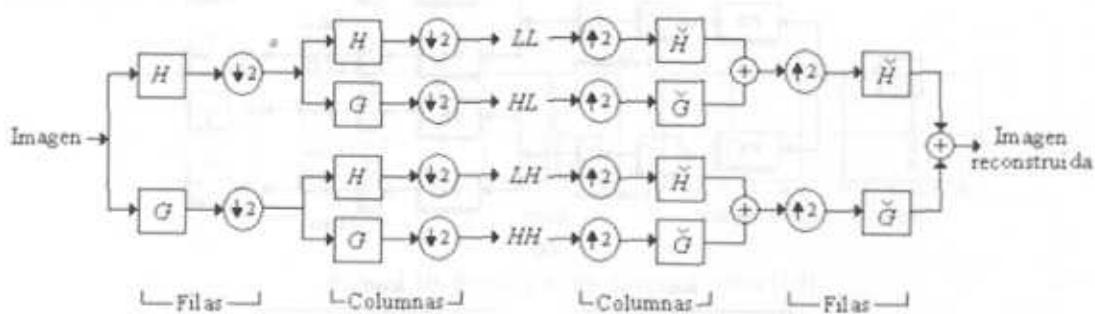


Figura 13. Descomposición y reconstrucción en 2-D de un solo nivel. [25]

Para este trabajo especial de grado se utilizará la Transformada Discreta de Ondículas específicamente para comprimir las imágenes, por lo tanto se describirán las principales características en la compresión de imágenes.

II.4. Compresión de Imágenes

Una imagen puede definirse como una función bidimensional de intensidades de luz $f(x, y)$, donde “ x ” y “ y ” representan las coordenadas espaciales y el valor de f en un punto cualquiera (x, y) es proporcional al brillo y nivel de gris de la imagen en ese punto. La digitalización de las coordenadas espaciales (x, y) se denomina muestreo de la imagen, mientras que la digitalización de la amplitud es la cuantificación del nivel de gris. [19]

Ambos procedimientos (muestreo y cuantificación), producen una gran cantidad de datos; tomando en cuenta la gran cantidad de información proveniente de todas las áreas del conocimiento, se ha hecho necesaria la búsqueda de sistemas de compresión de datos para hacer más eficiente la transmisión y almacenamiento de imágenes. [1]

La característica común de todas las imágenes es que existe correlación entre píxeles vecinos y, por tanto, éstos contienen información redundante. Lo esencial para una codificación (ordenamiento de los datos) eficiente es encontrar una representación de la imagen libre de correlación. Para obtener resultados próximos se realizan procesos como la reducción de redundancia que consiste en la eliminación de información innecesaria en la fuente de la señal (imagen), y la reducción de irrelevancia que omite ciertas información de la señal que no será representativa en el receptor, es decir, por el sistema visual humano. [19]

Los datos de una imagen pueden corresponder a mediciones físicas o los valores de una función matemática. Cuando se tiene una serie de datos que correspondan a muestras de una señal analógica, a menudo no hace falta conservar todas esas muestras para reconstruir en forma aceptable la señal. La redundancia se puede clasificar en tres tipos: Redundancia de Código, según el conjunto de símbolos con que codifica la imagen, Redundancia de Píxeles, viene dado por la semejanzas de píxeles vecinos, y Redundancia Psicovisual, donde se toma en cuenta la interpretación del sistema visual humano a diferentes valores de la imagen. [27]

El procesamiento de imágenes se refiere al tratamiento, manipulación y análisis de la información contenida en los archivos de imágenes con diferentes objetivos, la compresión de imágenes es el proceso de reducir la cantidad de datos necesarios para representar eficazmente los datos, ya sea para transportar o almacenar la imagen. La compresión de datos se puede separar en dos tipos, sin perdidas (*lossless*) para la que no es tolerada la pérdida de ningún bit, los algoritmos de compresión sin pérdidas permiten recuperar de forma exacta la información de la imagen comprimida, pero por lo general no generan una compresión significativa. [28]

La compresión con pérdidas (*Lossy*) produce cierta pérdida de información, pero logra un alto factor de compresión. La diferencia entre la compresión con pérdida y sin pérdida se encuentra esencialmente en la fase de cuantificación. El objetivo fundamental de compresión con pérdidas ésta en intentar atacar información redundante, en el caso de imágenes médicas se desea proporcionar la información suficiente para permitir el óptimo diagnóstico de los profesionales en salud. [25]

Generalmente el proceso de compresión de imágenes está compuesto por las siguientes etapas: un pre-procesamiento de la imagen para acondicionarla a la compresión, transformación de los datos para traducirlos en información adaptada para las siguientes etapas, cuantificación para reducir el número de bits necesarios para almacenar los coeficientes generados en la transformación, y por último la codificación de la información, entre los métodos más populares se encuentra la codificación por entropía (medida de aleatoriedad en un conjunto de datos, mientras mejor ordenados estén los datos mejor es la compresión). A continuación se presenta una representación gráfica del diagrama de compresión (figura 14).



Figura 14. Esquema típico de Compresión de Imágenes [25]

La cuantificación es la principal fuente de compresión, y donde se establece el sistema de compresión con pérdidas. La cuantificación se puede realizar sobre cada coeficiente generado en la transformación matemática, esto se conoce como cuantificador escalar (SQ por sus siglas en inglés), o bien en un grupo de coeficientes, conociéndose como cuantificador vectorial (VQ por sus siglas en inglés).

La selección de valores y niveles de cuantificación se realiza mediante la evaluación de umbrales (*threshold*), valores de comparación que determinan el límite en el cual los coeficientes del análisis con ondículas son considerados redundantes e irrelevantes para la imagen. Existen dos tipos de umbrales, el “umbral duro” en el que se igualan a cero todos los coeficientes que están por debajo o sean iguales a un determinado valor. Por el otro lado, el “umbral suave” atenúa el valor de los coeficientes que están por debajo y por encima del umbral, aproximándolos a cero, esto significa que igual hay un valor determinado y si el valor del coeficiente es menor o igual, éste se hace cero, si por el contrario el valor del coeficiente es mayor al del umbral, éstos se restan [19].

En la codificación se ordenan los datos simplificados en la cuantificación para su posterior interpretación, por lo general se emplean códigos de longitud variable según la frecuencia de aparición de los valores, para obtener así menor número de bits.

II.4.1. Compresión de Imágenes con Ondículas

La compresión basada en ondícula o *wavelets*, no consiste en la simple eliminación de las sub-bandas de alta frecuencia, sino en un proceso de cuantificación y codificación de los coeficientes generados. En este sentido, el análisis con ondículas se utiliza para dividir la información de una imagen en subimágenes de aproximación y detalles. La subimagen de aproximación muestra la tendencia general de los valores de los pixeles, mientras que las subimágenes de detalles muestran los detalles o los cambios horizontales, verticales y diagonales.

La compresión existe cuando en la cuantificación se obtienen valores iguales a cero o iguales unos de otros (dado que se utiliza el tipo de umbral duro) aumentando la eficiencia de la codificación al realizar un recorrido por los diferentes niveles de la DWT o subimágenes, evaluando en el proceso la frecuencia con que se repiten los valores. Existen diferentes esquemas de codificación de imágenes basados en

coeficientes *wavelets* entre los más populares están: Codificación embebida de imágenes usando EZW (*Embedded image coding using Zerotrees of Wavelet coefficients*), SPIHT (*Set Partitioning In Hierarchical Trees*) y STW (*Spatial-orientation Tree Wavelet*). A continuación en la figura 15 se representa el diagrama de compresión para la compresión de imágenes con transformada ondícula. [19]

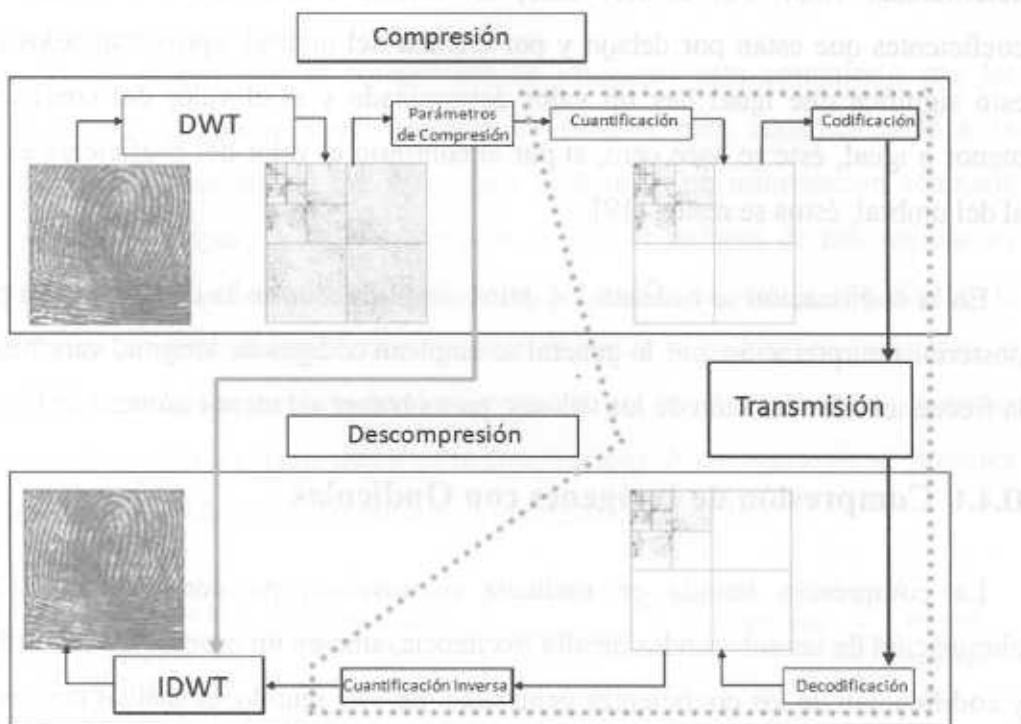


Figura 15. Diagrama de Compresión con Ondículas. [25]

II.4.2. EZW

El método de compresión EZW fue propuesto por Shapiro en 1993. Este método de compresión se aprovecha de las propiedades aportadas por la DWT para obtener unos resultados satisfactorios en la compresión. El EZW es sensible al grupo de bits transmitidos por orden de significancia (*embedded coding*), Shapiro afirma que si un coeficiente de un nivel superior es no significativo, todos los coeficientes de la misma orientación y posición de las escalas siguientes serán no significativos.

La información sobre la significancia de los coeficientes *wavelet* (mapas de significancias) se almacenan en unas estructuras denominadas *zerotrees* en base a un umbral de valores.

La estructura *zerotree* agrupa los coeficientes de cuatro en cuatro (*quadtree*): cada coeficiente (padre) tiene cuatro hijos, cada uno los cuales tiene sus propios cuatro hijos y así sucesivamente. Por lo general, los hijos tienen unas magnitudes menores que las de sus padres. En la figura 16 se describe la estructura de *zerotree* en una DWT de dos niveles. [25] [29]

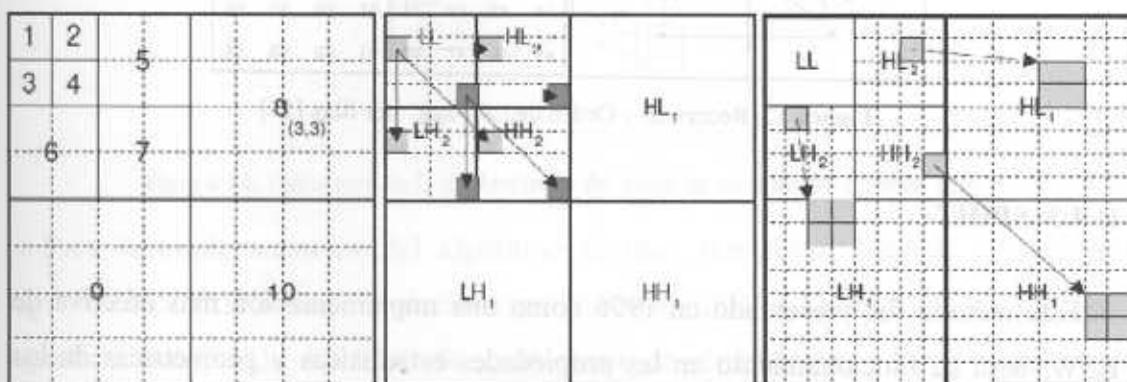


Figura 16. Estructura de *zerotrees*. [25]

EZW se aprovecha de esta organización basada en el hecho de que los coeficientes *wavelet* se decrementan a medida que aumenta la escala, estos se ubican por coordenadas que dependerán de las dimensiones de la matriz. Así se puede garantizar que los coeficientes de un *quadtree* son más pequeños que el umbral de estudio, si su padre es más pequeño que el umbral antes mencionado, los símbolos resultantes luego serán codificados por entropía utilizando un codificador aritmético.

EZW recorre el mapa de significancia en orden decreciente. El recorrido de la matriz de coeficientes se realiza en “zig-zag” ya sea por filas, columnas o diagonales.

De esta manera se asegura que ningún hijo sea evaluado antes que el padre, como se muestra en la figura 17.

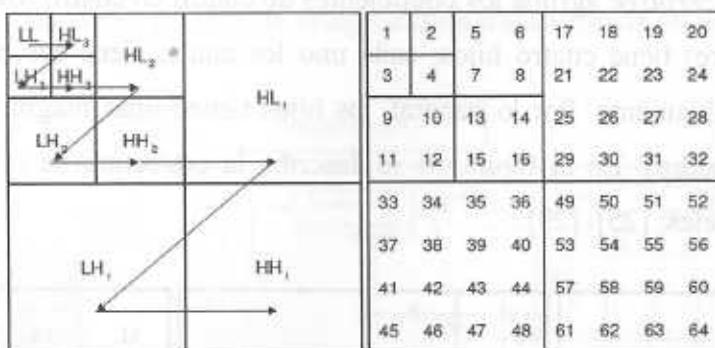


Figura 17. Recorrido y Orden de "zig-zag" por filas [25]

II.4.3. SPIHT

Este método fue presentado en 1996 como una implementación más efectiva de EZW, basa su funcionamiento en las propiedades estadísticas y geométricas de los coeficientes de la DWT de la imagen. En particular, se basa en el ordenamiento por magnitud de éstos y sus posiciones dentro de la estructura en forma de árbol de la DWT, sin embargo este utiliza un nuevo tipo ordenamiento, donde se da prioridad a los bits más significativos, lo que posibilita detener el algoritmo en el grado de resolución deseado. [19]

SPIHT representa una "revolución" en la compresión de imágenes, ya que se rompió con la tendencia de usar complejos esquemas de compresión. Mientras que los investigadores habían estado tratando de mejorar los planes anteriores para la codificación de imagen a través de la cuantificación vectorial, SPIHT logra resultados superiores utilizando un método más simple: la cuantificación escalar uniforme. [30]

A diferencia de la estructura *zerotree* se utilizan arboles de orientación espacial (AOE) en el que un coeficiente o padre tiene cuatro hijos o no tiene ninguno, comunicando con un solo bit de existir un conjunto significativo. En la figura 18 se exemplifica la estructura generada por AOE. [25]

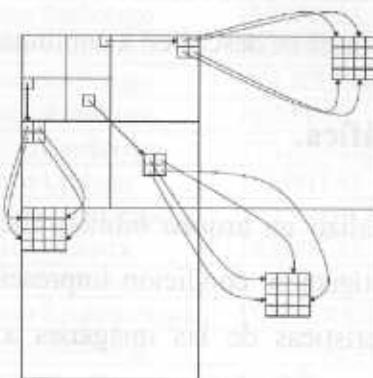


Figura 18. Estructura de la dependencia del árbol de orientación espacial [25]

Para la implementación del algoritmo se usan tres listas: lista de píxeles no significativos (LIP), lista de píxeles significativos (LSP) y lista de coordenadas no significativas (LIS). Al final de cada paso de ordenación, LSP contiene las coordenadas de todos los píxeles significativos para el umbral correspondiente.

Para seleccionar los parámetros adecuados en la compresión de imágenes se debe realizar una evaluación de las características de la imagen, cada ondícula responde mejor ante diferentes tipos de imágenes, en este aspecto Chris Brislawn, investigador del FBI en compresión de huellas dactilares señala [19]: “La elección de ondículas para la codificación de imágenes representa todavía una ciencia inexacta que conlleva muchas pruebas y errores”.

A continuación en el Capítulo III se presentan las actividades realizadas para obtener los parámetros que más se ajusten a las imágenes médicas y establecer así un método de compresión efectivo para mejorar la transmisión de dichas imágenes.

Capítulo III. Metodología y Desarrollo

A continuación se presentan los métodos, técnicas y procedimientos empleados para alcanzar los objetivos propuestos en el presente Trabajo Especial de Grado; los mismos se organizaron en 10 fases en las cuales se señala la metodología desarrollada en esta investigación. Dichas fases se describen a continuación

III.1. Revisión Bibliográfica.

En esta fase inicial se realizó un arqueo bibliográfico con el que se obtuvo el soporte teórico para la investigación, condición imprescindible para tener un sólido conocimiento de las características de las imágenes a procesar, los métodos de compresión, las características de compresión, las necesidades, alcances y limitaciones que pudieran surgir para el abordaje adecuado del problema planteado en el presente estudio. Se investigaron diferentes fuentes documentales que proporcionaron una visión de las tendencias y evolución de los diferentes estudios realizados en esta área, tomando en cuenta las conclusiones de investigaciones científicas arbitradas, los libros de expertos en este campo del conocimiento y los resultados de diferentes trabajos de grado realizados en reconocidas universidades. Luego de obtener las bases bibliográficas se procedió a realizar el levantamiento y análisis de la información teórica requerida.

III.2. Reconocimiento de Características y Necesidades de Compresión de Imágenes Médicas.

Para efectos prácticos de la investigación fue necesario tener en cuenta los elementos sobre los cuales se realizaría el procesamiento de las imágenes, como son: el tipo y tamaño promedio de las imágenes a comprimir, el promedio del tiempo de transmisión, la diferencia de resolución entre imágenes de diferentes regiones del cuerpo humano, características de los equipos de imaginología, etc. Para esto se

consultó a profesionales, expertos en el área de imaginología y telemedicina de diferentes instituciones y zonas del país; encontrándose entre ellos:

Nombre	Profesión	Institución
Maria Alejandra Rodney	Médico Radiólogo	HOSPITAL DE CLINICO UNIVERSITARIO
Gustavo Carrero	Médico Radiólogo	HOSPITAL DE CLINICO UNIVERSITARIO
Reinaldo Camacovo	Médico Radiólogo	HOSPITAL DE CLINICO UNIVERSITARIO
Carlos Barroeta	Médico Radiólogo	HOSPITAL DE NIÑOS J.M. DE RIOS
Alfonzo Pineda	Médico Radiólogo	POLICLÍNICA SANTA ANA
Mario Casado	Médico Radiólogo	HELITAC
Tomas Sanabria	Médico Cardiólogo	TELESALUD – FUNDACION MANIAPURE
Francisco Canónico	Médico Urólogo	HOSPITAL RUIZ Y PAEZ
Héctor Arrechedera	Biólogo - Investigador	S.O.S. TELEMEDICINA
Jesús Romero Castro	Médico Pediatra	HOSPITAL RUIZ Y PAEZ
Carlos Rendón	Médico Nefrólogo	HOSPITAL RUIZ Y PAEZ
Reina Canónico	Médico Epidemiólogo	UNIVERSIDAD DE ORIENTE
Víctor Mora	Técnico Radiólogo	CENTRO DE SALUD SANTA INES
José Pirrone	Ingeniero	UCAB
Iván Escalona	Físico Médico	UCAB
Felipe Filomeno	Ingeniero	SIEMENS
John Zuccaro	Ingeniero	ENTHEA MÉDICAL
Ricardo Pirela	Ingeniero	TELESALUD

Tabla 6. Profesionales entrevistados [Elaboración Propia]

De las visitas a diferentes centros de salud y las entrevistas realizadas a expertos se obtuvo una visión precisa de las principales necesidades actuales de transmisión de imágenes médicas, analizando de esta manera algunos de los escenarios y experiencias reales que se desarrollan en el país, tal como es el caso de la Empresa Telesalud, la cual provee asistencia remota a los centros de salud en los estados Bolívar y Amazonas, esto mediante diagnósticos emitidos por médicos especialistas sobre casos clínicos de pacientes que son atendidos inicialmente por médicos generales y enfermeras, quienes realizan la labor de atención directa a los pacientes. Esto a través de una infraestructura tecnológica basada en Internet, con el fin de que la población pueda recibir en el lugar donde reside una buena atención médica especializada y oportuna.

Otra experiencia que cabe señalar es la desarrollada por la Fundación Maniapure, organización que también tomó iniciativas en el campo de la Telemedicina, instituyendo en el año 2000 un ambulatorio rural llamado La Milagrosa, el cual brinda atención a la región ubicada en el estado Bolívar a 125 Km de Caicara del Orinoco. En este centro de salud se ofrece un servicio médico integral con apoyo de telemedicina, laboratorio, odontología y nutrición, además de educación y desarrollo comunitario. Esta iniciativa representa beneficios muy importantes en la atención médica de la zona, región donde antes de la implementación de este sistema resultaba prácticamente imposible ofrecer servicios de salud de forma eficaz y rápida para la población, este proyecto ha logrado promover el desarrollo social y económico de la región, con un aproximado de beneficiarios potenciales de 8 mil personas (40% indígenas y 60% criollos campesinos).

Entre los proyectos consultados destacan los desarrollados en estos momentos entre diferentes universidades del país, específicamente en la Universidad Católica Andrés Bello, donde existe una línea de investigación extensa en este campo, contando con varios trabajos en el área de la conectividad a raíz del proyecto “Estudio Piloto para el Desarrollo Sostenible de la Red Nacional de Telesalud”, proyecto que aspiraba interconectar más de 400 centros de salud, sin embargo, el mismo aun no ha sido implementado por parte del Estado.

Otro proyecto de la Universidad Católica Andrés Bello en conjunto a la Universidad Central de Venezuela es S.O.S. TELEMEDICINA, proyecto de interconexión de centros de salud en los estados Nueva Esparta, Delta Amacuro y Miranda; los representantes del proyecto presentaron la necesidad de comprimir las imágenes médicas para incluir servicios de transmisión de las mismas en las redes diseñadas, como por ejemplo el caso del ambulatorio “Domenicco del Grosso” en la población de Boca del Rio del estado Nueva Esparta en el que poseen equipos de radiología pero carecen de personal médico para realizar el diagnóstico. [31]

III.3. Análisis y Recolección de Imágenes a Procesar.

Para poder realizar este trabajo fue fundamental reunir una librería de imágenes para ejecutar pruebas en imágenes con casos médicos relevantes y comprobar la efectividad real de la compresión. En virtud de esto, se le solicitaron imágenes a diferentes instituciones de salud donde se cuenta con los equipos de imaginología.

Una vez completada la recolección de imágenes fue necesario realizar una selección de las mismas, analizando que no tuvieran ningún tipo de compresión previa mediante la revisión de la sintaxis de transferencia donde se especifica el método de compresión, al igual que otras características como tamaño del archivo y el tipo de estudio médico realizado. Finalizado este proceso se reunieron 57 estudios, 7666 imágenes médicas de diferentes equipos, fabricantes y características para un total de 3085,92 Mb en almacenamiento, de esta amplia muestra fueron seleccionados los casos más representativos para evaluar las pruebas. En las tablas 7, 8 y 9 se presentan las librerías de imágenes clasificadas según la institución:

III.3.1. Imágenes de Diagnóstico Avanzado (IDACA)

Tipo	Zona Corporal	Fecha	Imágenes	Tamaño (MB)
AG	Corazón	2009.06.25	72	18,01
AG	Corazón	2009.06.25	82	20,52
AG	Corazón	2009.06.25	78	19,52
AG	Corazón	2009.06.25	88	22,02
AG	Corazón	2009.06.25	77	19,27
AG	Corazón	2009.06.25	76	19,02
AG	Corazón	2009.06.25	58	14,51
AG	Corazón	2009.06.25	98	24,52
Total			629	157,39

Tabla 7. Imágenes obtenidas del centro de imaginología IDACA [Elaboración Propia]

III.3.2. Policlínica Santa Ana

Tipo	Zona Corporal	Fecha	Imágenes	Tamaño (MB)
CT	Abdomen	2009.04.17	23	10,9
MR	Lumbar	2009.04.30	20	6,14
CT	Abdomen	2009.05.06	23	11
CT	Extremidades	2009.05.07	51	40
CT	Extremidades	2009.05.08	63	43,2
MR	Cerebral	2009.05.12	15	2,64
CT	Abdomen	2009.05.23	47	31,4
CT	Abdomen	2009.05.23	46	24,6
CT	Abdomen	2009.05.23	17	13,3
MR	Cerebral	2009.06.05	49	8,67
CT	Abdomen	2009.06.12	21	11,2
MR	Columna	2009.06.15	23	10,9
CT	Abdomen	2009.04.17	23	10,9
MR	Lumbar	2009.04.30	20	6,14
CT	Abdomen	2009.05.06	23	11
CT	Extremidades	2009.05.07	51	40
CT	Extremidades	2009.05.08	63	43,2
MR	Cerebral	2009.05.12	15	2,64
CT	Lumbar	2009.06.11	21	11,5
CT	Corazón	2004.09.30	1319	139
PT	Cerebral	2004.03.01	83	2,8
CT	Cerebral	2004.03.01	83	41,7
MR	Rodilla	2009.06.27	184	93,62
CR	Tórax	2007.06.05	5	62,6
CT	Tórax	2003.05.06	127	62,4
		Total	2415	678,85

Tabla 8. Imágenes obtenidas de la Policlínica Santa Ana [Elaboración Propia]

III.3.3. HELITAC

Tipo	Zona Corporal	FECHA	Imágenes	Tamaño (MB)
CT	Abdomen	2005.02.28	109	57,3
CT	Abdomen	2004.11.25	188	93,8
CT	Abdomen	2005.10.13	64	31,5
CT	URO-TAC	2006.10.30	151	75,2
CT	URO-TAC	2007.03.14	134	66,7
CT	ANGIO-ABD	2005.07.27	240	119
CT	Abdomen	2005.06.10	55	27
CT	URO-TAC	2005.12.14	158	78,8
CT	Abdomen	2004.10.15	239	123
MR	BRAIN	2001.03.16	19	2,34
CT	DENTAL	2006.05.31	166	83,4
MR	Columna	2008.08.19	120	114
CT	Abdomen	2004.10.15	239	123
MR	BRAIN	2001.03.16	19	2,34
CT	DENTAL	2006.05.31	166	83,4
MR	Columna	2008.08.19	120	114
CT	Abdomen	2007.10.08	1835	917,5
CT	Cerebral	2003.04.10	123	19,8
CT	Cerebral	2003.05.01	113	17,7
CT	Óseo	2003.05.06	48	11,7
CT	Óseo	2003.04.03	53	12,7
CT	Lumbar	2003.05.07	86	18
CT	Lumbar	2003.05.12	110	22,8
CT	Abdomen	2007.05.23	67	34,7
		Total	4622	2249,68

Tabla 9. Imágenes obtenidas del centro de imaginología Helitac [Elaboración Propia]

III.4. Reconocimiento de Herramientas de MATLAB para el Procesamiento de Imágenes.

Una vez recolectadas las imágenes a procesar y teniendo presente las principales necesidades y características para la compresión, se inició el reconocimiento de la plataforma mediante la cual se procesaron las imágenes. La plataforma seleccionada fue MATLAB (*Matrix Laboratory*), dado que posee uno de los lenguajes de programación más extendidos en el ámbito académico y científico, además de su fácil manejo en el procesamiento de las imágenes. Dentro de sus herramientas se encuentra *WAVELET TOOLBOX* e *IMAGE PROCESSING TOOLBOX* librerías de funciones esenciales para el desarrollo de los algoritmos de compresión.

El *IMAGE PROCESSING TOOLBOX* ofrece una amplia gama de herramientas para el procesamiento de imágenes, entre ellas, la visualización las imágenes mediante comandos como “imshow” o “imagesc”, clasificar las imágenes a color según sus componentes o en el caso de secuencia de imágenes en sus diferentes *frames*; estas son algunas de las herramientas utilizadas para el procesamiento de imágenes y el desarrollo de los algoritmos de compresión y de evaluación.

No obstante, la característica relevante para utilizar *IMAGE PROCESSING TOOLBOX* fue la capacidad de trabajar sobre imágenes médicas en formato DICOM, permitiendo por ejemplo abrir el archivo y adjudicar los campos de *pixel data* a una variable matricial con el comando “dicomread”, por otra parte los datos de la cabecera del archivo se obtuvieron mediante el comando “dicominfo”, al cual se le almacena una variable de tipo estructura que permite utilizar campos específicos de la información, de manera de reescribir la imagen en formato DICOM luego de la descompresión se utilizó la función “dicomwrite” con la cual se editan los campos de la información DICOM al ser almacenada la imagen; cabe destacar que esta función solo permite almacenar imágenes Monocromáticas.

Para determinar los tipos de datos a modificar en la información DICOM es necesario conocer el diccionario de *Data Elements* con que trabaja MATLAB, para conocerlo se utilizó la instrucción “dicomdict('get')”, instrucción que retorna la ruta donde de almacenamiento en un archivo de texto “.txt”, de esta manera se evaluaron y analizaron los elementos que proporcionarán información relevante de la compresión y datos del paciente. Para mantener el secreto médico durante la investigación fue necesario pasar a anónimo los datos del paciente, esto se realizó gracias al comando “dicomanon”, esta función substrae los campos personales especificados en la parte 5 del estándar DICOM, “*Data Structures and Encoding*”.

Por su parte, la herramienta *WAVELET TOOLBOX* ofrece las capacidades de procesar señales en una y dos dimensiones a través de la Transformada Ondícula o de *Wavelet*. En este trabajo se utilizaron las herramientas disponibles para el procesamiento de imágenes mediante la transformada ondícula discreta de dos dimensiones. Para reconocimiento de las capacidades de la misma se realizaron algoritmos que permitieron evaluar diferentes parámetros, una la funciones más importantes fue “dwt2”, la misma permite realizar la Transformada Ondícula en Imágenes utilizando diferentes ondículas madres y a diferentes niveles de descomposición. Para obtener los detalles de aproximación, horizontales, verticales y diagonales se utilizó el comando “upcoef2”. Con esta experiencia se obtuvo una visión real y didáctica de cómo trabaja la transformada ondícula, y como es el árbol de escalamiento de los detalles de la imagen en el proceso de transformación y recuperación de la imagen.

Para efectos de la compresión real, el *WAVELET TOOLBOX* cuenta con una función que reúne todos los elementos de una compresión (transformación, cuantificación y codificación), esta función es “wcompress”, en la cual se debe especificar, la imagen a procesar, el tipo de ondícula madre, el método de cuantificación y codificación, y parámetros de niveles de compresión como ratio de

compresión, niveles o *loops* del árbol de la Transformada Discreta de Ondículas, *bits* por *pixels* requeridos, entre otros. Las características de las funciones mencionadas en esta fase y en el resto del trabajo se encuentran más detalladas en las referencias [32] y [33].

III.5. Definición de los criterios de evaluación de la calidad en imágenes comprimidas.

En esta fase se seleccionaron los diferentes criterios de evaluación de calidad en imágenes tomando en cuenta los recursos bibliográficos consultados y las características del estudio a realizar. La medida de calidad de imagen es una medida de semejanza entre la imagen original y la procesada, en este trabajo la definición de calidad de imagen corresponde a los resultados obtenidos mediante diferentes criterios de evaluación en función de mantener la capacidad de diagnóstico en las imágenes médicas. En medida de esto, los modelos de medida se clasifican en dos grupos principales: métricas de calidad de imagen objetivas (evaluación cuantitativa) y subjetivas (evaluación cualitativa). [34]

III.5.1. Parámetros de Evaluación Cuantitativos

Entre los modelos de evaluación de calidad de imágenes objetivos se encuentran los modelos de medida de error, en los que principalmente se evalúan las diferencias de datos (pixel a pixel) entre las dos imágenes. Los más utilizados son el Error Cuadrático Medio (MSE por sus siglas en inglés), y la Relación Señal a Ruido de Pico (PSNR por sus siglas en inglés), estos parámetros se definen como [34]:

$$MSE = \frac{\sum [f(i,j) - F(i,j)]^2}{N^2} \quad (7)$$

Donde $f(i, j)$ es la imagen original con i, j elementos, $F(i, j)$ es la imagen comprimida con i, j elementos y N^2 es el número total de elementos, a partir de este valor se obtiene el valor de PSNR expresado en decibelios (dB) [32]:

$$PSNR = 20 \log_{10} \left(\frac{255}{\sqrt{MSE}} \right) \quad (8)$$

A pesar de ser las medidas de comparación más usadas en la evaluación de calidad de imagen, dejan por fuera la percepción del Sistema Visual Humano (SVH), presentando un margen de error importante. En cambio los modelos de calidad perceptibles como SSIM (*Structural SIMilarity*, propuesto por Z. Wang y A. C. Bovik) proporcionan mejores resultados evaluando la correlación de las imágenes original y procesada con mayor efectividad en cuanto a lo que el SVH percibe. En la figura 19 se puede observar como para diferentes tipos de distorsión en la fotografía de Albert Einstein, los valores arrojados por MSE permanecen estables a pesar de perder calidad, pero los valores de SSIM (ponderados entre 0 y 1) presentan resultados de acuerdo a la capacidad de percepción. [36]

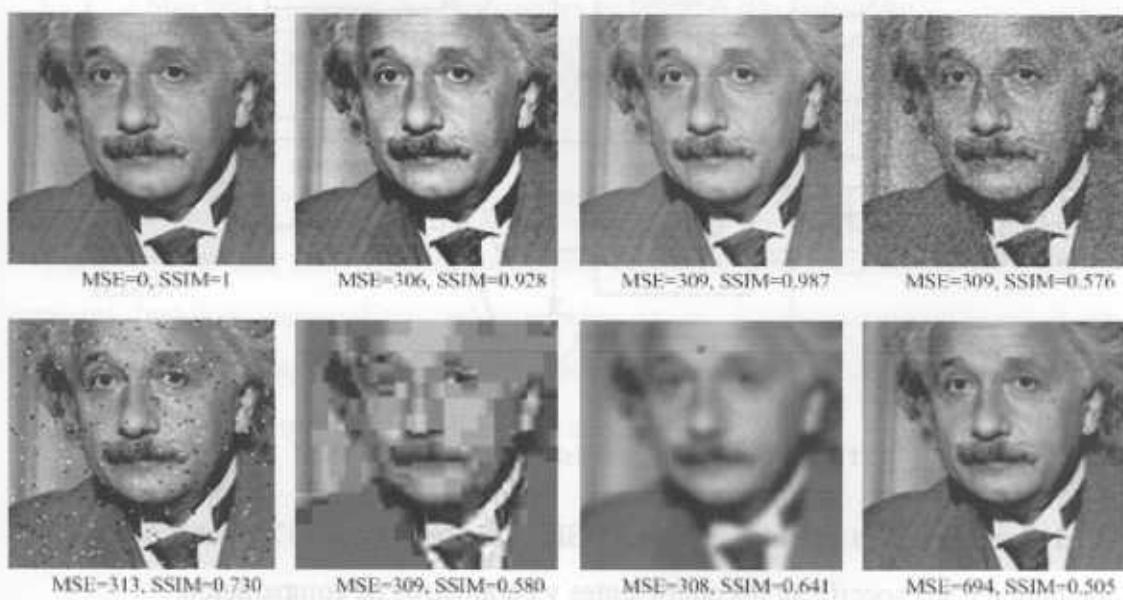


Figura 19. Comparaciones de resultados de evaluaciones MSE y SSIM en diferentes muestras [35]

Esta medida depende de tres factores claves: Luminancia, Contraste y la información Estructural de la imagen, estas variables son evaluadas por medio de análisis de correlación, como se indica en la siguiente expresión [36]:

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (9)$$

Donde “x” representa la imagen original o de referencia, y “y” la imagen luego del procesamiento, μ representa la media de las imágenes, σ^2 es la varianza, σ_{xy} la covarianza, C_1 y C_2 son variables de ajuste para evitar inestabilidad cuando el denominador es cero (Para mayor información revisar [37]). En la figura 20 se muestra un diagrama que describe el proceso de comparación realizado por SSIM. [34] [37]

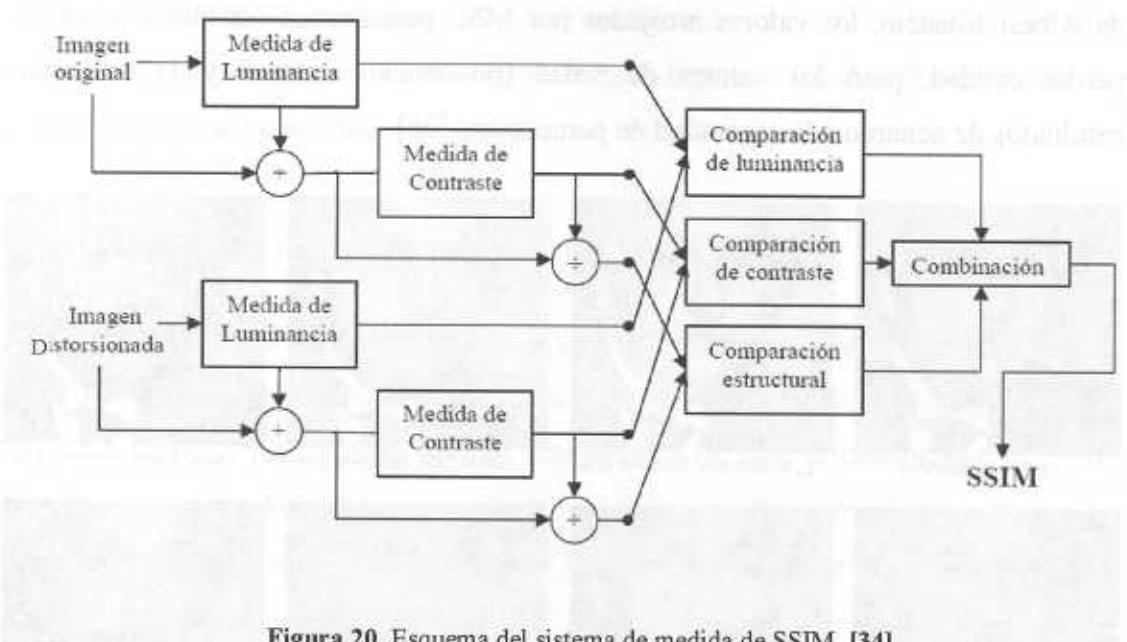


Figura 20. Esquema del sistema de medida de SSIM [34]

El algoritmo para calcular el índice SSIM fue tomado de [37], publicación en la que también se especifican los coeficientes y parámetros de comparación.

III.5.2. Parámetros de evaluación cualitativos

Los modelos de medida subjetivos son aquellos en los que el valor de calidad es evaluado directamente por un observador al que se le muestran las imágenes. En este trabajo de grado se realizó una revisión de las estandarizaciones y recomendaciones de la *INTERNATIONAL TELECOMMUNICATION UNION* (ITU) en las secciones de evaluaciones subjetivas para imágenes y videos, específicamente las normas ITU-T P.910 e ITU-R BT.500.

Las normas establecen los procedimientos de aplicación de pruebas a observadores, criterios de evaluación y análisis de los datos; el método que se utilizó en esta investigación fue específicamente *ABSOLUTE CATEGORY RATING* (ACR), en este método las imágenes se presentaron una por vez y se calificaron de manera independiente en una escala de categorías. Se utilizó una escala de 5 niveles, cuya descripción se realizará a continuación en la tabla 10. [38] [39]

Nivel	Valoración	Descripción
1	Muy Baja	Imagen de pésima calidad, no utilizable para diagnóstico
2	Baja	Imagen de baja calidad, no recomendable para diagnóstico
3	Media	Imagen con degradaciones apreciables, dificulta su análisis
4	Alta	Imagen con poca degradación considerable, aceptable para diagnóstico
5	Muy Alta	Imagen de buena calidad, sin degradaciones considerables

Tabla 10. Escala de criterios de evaluación cualitativa [Elaboración Propia]

Para realizar esta actividad fue necesario contactar a un grupo de observadores expertos (médicos especialistas seleccionados según el área correspondiente a los estudios en los que se realizaron las pruebas de evaluación), el resto del proceso de pruebas se explicará con mas detalles en la sección III.9.

III.6. Pruebas y Evaluaciones Cuantitativas

Como se ha explicado en el Capítulo II los resultados de la TDW varian según del tipo de ondícula madre utilizada ya que la calidad de las imágenes está en función a la capacidad de adaptación de las ondículas a las propiedades de las imágenes procesadas. En esta fase se compararon resultados aplicando distintas Ondícula Madres a fin de evaluar cuales se adaptaban mejor a las imágenes médicas según criterios cuantitativos, estas fueron: 'db1', 'db2', 'db3', 'db4', 'db5', 'db6', 'db7', 'db8', 'db9', 'db10', 'sym2', 'sym3', 'sym4', 'sym5', 'sym6', 'sym7', 'sym8', 'coif1', 'coif2', 'coif3', 'coif4', 'coif5', 'bior1.1', 'bior1.3', 'r1.5', 'bior2.2', 'bior2.4', 'bior2.6', 'bior2.8', 'bior3.1', 'bior3.3', 'bior3.5', 'bior3.7', 'bior3.9', 'bior4.4', 'bior5.5' y 'bior6.8'.

De igual manera se evaluaron los diferentes métodos de codificación y compresión 'ezw' *Embedded Zerotree Wavelet*, 'spiht' *Set Partitioning In Hierarchical Trees* y 'stw' *Spatial-orientation Tree Wavelet*. Determinando las alternativas con mejores resultados de compresión en imágenes médicas.

Se realizó un algoritmo de prueba llamado "PRUEBA_TOTAL" en el que se analizaron 5 imágenes, tomando secciones de 256 x 256 pixeles. Esto a fin de evaluar el comportamiento de las mismas con diferentes valores de entropía y características.

De igual manera se evaluó el comportamiento a diferentes Factores o Ratios Compresión aproximados, factor ponderado con valores mayores de 0 para la máxima compresión y mínima calidad hasta 100 para compresión con la máxima calidad posible, la función "wcompress" utiliza esta escala para calcular los niveles de descomposición de la DWT y niveles de umbrales en la cuantificación. Los Ratios de Compresión Aproximados fueron: 10, 20, 30, 40, 50, 60, 75, 100. Los resultados se almacenaron en una variable de tipo estructura con las diferentes características de la imagen procesada y los elementos de la compresión realizada.

Dado que resulta sumamente difícil el análisis de 888 combinaciones de parámetros de compresión (diferentes ondículas madres, métodos de compresión y niveles de compresión) para cada imagen; se realizó una secuencia de ordenamiento de tipo Burbuja para sintetizar el análisis cuantitativo de la calidad de compresión, dándole prioridad a los resultados de las imágenes con menor valor de bits por pixel y la mayor calidad de compresión, la cual se evaluó por los siguientes criterios de evaluación cuantitativa: PSNR y SSIM. El mismo procedimiento se realizó para las imágenes “Lenna” como estándar de comparación para el procesamiento de imágenes y 4 imágenes médicas diferentes: CR de Tórax, CT de Abdomen y RM de rodilla y URO-TAC.

III.7. Desarrollo de herramientas para el pre-procesamiento

En esta fase se evaluaron diferentes técnicas previas a la compresión para mejorar el nivel de compresión, tomando en cuenta métodos y herramientas utilizadas en otros estándares e investigaciones consultadas. A continuación se presentan los dos métodos principales de preprocesamiento realizados:

III.7.1. Rocío o *Tiling*

La entropía es una característica fundamental en la compresión, dado que los árboles y algoritmos de cuantificación y codificación se basan en este parámetro para determinar los parámetros de compresión, es por esto que en los estándares de compresión más comunes se divide la imagen en secciones, este pre-procesamiento de la imagen es conocido comúnmente como “*Tiling*” o “Rocío”, por ejemplo JPEG divide la imagen en cuadros de 8 x 8 píxeles a su vez JPEG2000 lo divide en cuadros de 64 x 64 píxeles, para aplicar esta herramienta se realizaron dos funciones llamadas “ROCIO” e “INROCIO” que generan la división de imagen en sub-imágenes de 512 x 512 y el proceso inverso de reconstrucción de la misma.

III.7.2. Region of Interest (ROI)

Otro tipo de procesamiento es establecer regiones de interés en la imagen que tienen diferentes prioridades para diagnóstico. De esta manera se identifican los coeficientes en la transformada del ROI, y se aumenta el ratio de compresión aproximado en el grupo de datos de la zona. Para cumplir con este objetivo se desarrolló un algoritmo en el cual el usuario puede seleccionar una zona de incertidumbre o de relevancia en la imagen con la función “imfreehand” para luego generar una máscara binaria y a partir de ésta se aplican diferentes pesos de compresión, esto se hace posible subdividiendo los cuadros de 512 x 512 en cuatro cuadros de 256 x 256 y estos a su vez en cuadros de 128 x 128 hasta por último dividir estos en 8 cuadros de 32 x 32 donde la zona seleccionada tendrá la mayor calidad. El algoritmo evalúa si los datos en cuadros superiores están contenidos dentro de la máscara binaria, de ser así va subdividiendo la imagen con mejor calidad de compresión alrededor de la zona seleccionada, en cambio todo lo que esté fuera de la misma tendrá baja calidad, en función a la distancia de la zona de interés. [40] [41]

Esta función ofrece dos opciones para considerar la compresión de la zona de interés, la primera es en caso de que se requiera tener la mejor calidad posible en el ROI y se asigna un Ratio de Compresión aproximado de 100. La segunda opción en caso de aumentar la compresión, se le asigna a la zona indicada el Ratio de Compresión mínimo, manteniendo la capacidad de diagnóstico según los resultados obtenidos en las fases anteriores.

III.8. Desarrollo de algoritmo de compresión.

En esta fase se desarrolló un algoritmo de compresión “COMPRIMIR” utilizando las herramientas y bases teóricas mencionadas. A continuación en la figura 21 se presenta el esquema del algoritmo de compresión realizado:

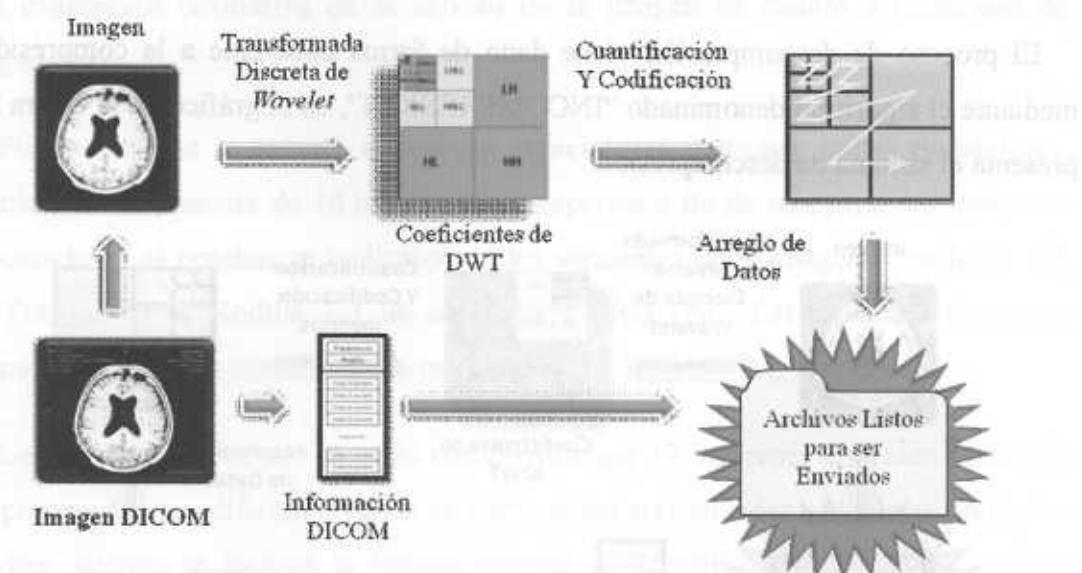


Figura 21. Esquema de Compresión [Elaboración Propia]

El algoritmo inicia con la adquisición de la imagen en formato DICOM (“.dcm”) mediante el comando “`uigetfile`”, una vez obtenida la ruta de acceso al archivo, es almacena en diferentes variables la información del estudio DICOM mediante “`dicominfo`” y la información de la imagen en si con el comando “`dicomread`”. Luego se establecen los parámetros: Método de Compresión, Ondícula Madre, y Ratio de Compresión Aproximado, posteriormente se determina si las dimensiones de la imagen son superiores de 512 x 512, de ser así se realiza el proceso de *tiling* mediante la función “`ROCIO`”, de lo contrario se realiza el proceso de compresión directamente, cabe destacar que el proceso es esencialmente el mismo, ya que la compresión se realiza tanto a los bloques como en las imágenes con dimensiones inferiores al límite, mediante la función “`wcompress`”, aparte de los parámetros de

compresión mencionados se deben establecer: el nombre y ruta de almacenamiento de los archivos comprimidos (los cuales tendrán una extensión “.wtc”, estándar en la compresión con ondículas o *wavelet*), y la ruta obtenida mediante el comando “uiputfile”, por último se almacenan los archivos resultantes de la compresión en ficheros “ZIP” para mejorar el rendimiento de la transmisión.

El proceso de descompresión viene dado de forma coherente a la compresión, mediante el algoritmo denominado “INCOMPRESION”, en el gráfico en la figura 22 presenta el sistema de descompresión:



Figura 22. Esquema de Descompresión [Elaboración Propia]

Para iniciar el proceso de descompresión se selecciona el fichero ZIP y se solicita la ruta donde se almacena la imagen resultante. Al momento de almacenar la imagen descomprimida en formato DICOM se establecen los datos referentes a la compresión en los campos de la información DICOM (estos datos se describen en el siguiente capítulo), como resultado se obtiene la imagen con formato DICOM (“.dcm”) gracias a la instrucción “dicomwrite”.

III.9. Pruebas y Evaluaciones Subjetivas

Una vez analizados los resultados de las pruebas cuantitativas se identificaron las ondículas de cada familia y el métodos de compresión con mejores resultados, para tener un criterio de selección apropiado de los parámetros de compresión se realizó una evaluación cualitativa de la calidad de la imagen en cuanto a capacidad de diagnóstico.

Por lo tanto se le solicitó a médicos especialistas participar como evaluadores, reuniendo una muestra de 10 observadores expertos a fin de comparar las imágenes procesadas. Las pruebas se realizaron en los siguientes tipos imágenes médicas: CR de Tórax, RM de Rodilla, CT de abdomen y URO-TAC. Las imágenes presentan casos clínicos reales con diferentes patologías.

Los casos para evaluación están compuestos por 17 imágenes en orden aleatorio, 16 procesadas con diferentes ratios de compresión aproximados y distintas ondículas madres, además se incluyó la imagen original sin identificación para determinar la capacidad objetiva del evaluador. Para realizar dichas pruebas se grabaron en un CD-ROM los casos y para garantizar la uniformidad de la evaluación se instaló un programa *portable* y autoejecutable de visualización de imágenes médicas llamado SYNGO FASTVIEW, este programa fue diseñado por la empresa SIEMENS para la evaluación ambulatoria de las imágenes, sin embargo esta capacidad de evaluación depende de las propiedades del monitor y características de visualización o video del computador donde se realizará la evaluación. Por esta razón se utilizaron las condiciones de visualización especificadas en la parte 14 de la norma DICOM, llamada “*GrayScale Display Function*” (GSDF) y las características recomendadas por SIEMENS. Las recomendaciones principales y herramientas de calibración de monitores se encuentran en el apéndice E. [42]

III.10. Comparación de beneficios en transmisión de imágenes procesadas.

En esta fase se simuló la transmisión de dichas imágenes, para determinar en qué proporción mejoraron los tiempos de transmisión, tomando en cuenta todo el proceso de compresión – transmisión - descompresión. Posteriormente se realizó una comparación con los índices de tasas de transferencias en diferentes redes de telemedicina, a fin de evaluar los beneficios de implementación del proyecto.

El canal de transmisión simulado está basado en Redes Privadas Virtuales (*Virtual Private Network*, VPN). El programa utilizado fue TEAMVIEWER, el cual otorga la posibilidad de recrear las necesidades básicas de una estación remota de radiología, (la transferencia de archivos, la asistencia remota, la comunicación por voz sobre IP, videoconferencia y establecimiento de una VPN), el canal esta codificado mediante RSA (*Public-/Private Key Exchange*) y AES (256 Bit) *Session Encoding*, técnicas que ofrecen una seguridad integral según los estándares actuales. Este programa es usado por instituciones como la Cruz Roja Internacional, OMS, ONU, UNICEF, entre otras; respaldo que demuestra su robustez y aceptabilidad. La simulación se realizó entre dos equipos terminales ubicados en Caracas y Ciudad Bolívar, en la figura 23 se gráfica la arquitectura de red utilizada para la conexión. [43]

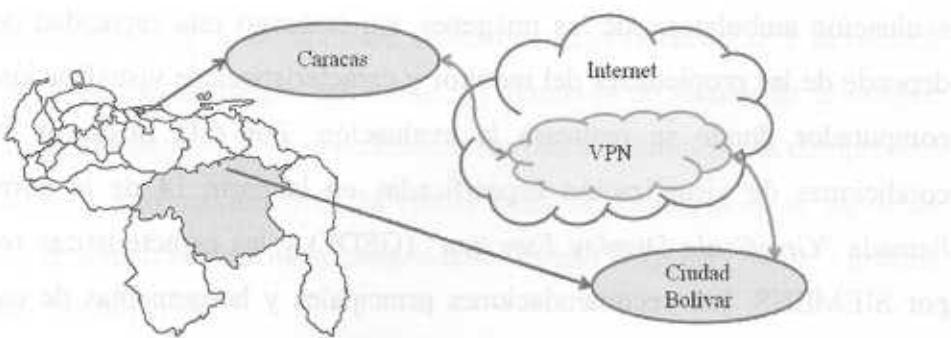


Figura 23. Arquitectura de red simulada [Elaboración Propia]

Capítulo IV. Resultados

En esta sección se presentan los resultados obtenidos una vez realizadas las distintas actividades, pruebas y evaluaciones en las diferentes fases del desarrollo de esta investigación.

IV.1. Condiciones de la Compresión

Las condiciones para establecer el método de compresión de las imágenes médicas fueron determinadas tomando en cuenta información aquirida en las entrevistas a los profesionales de salud expertos; según su criterio, se obtuvieron sugerencias y condiciones a tomar en cuenta para el desarrollo del proyecto. Gracias a dichas recomendaciones se le otorgó principal prioridad a mantener el archivo en formato DICOM; de esta manera, una vez procesada la imagen, comprimida y transmitida, se retornan los datos a un archivo DICOM, tomando en cuenta la información de la imagen original. En la figura 24 se presenta el proceso de compresión y transmisión planteado.



Figura 24. Esquema de Transmisión [Elaboración Propia]

Con esto, se aseguró la compatibilidad en visualizadores DICOM y transmisión en sistemas PACS, sin embargo, se especificaron los procesos realizados en la cabecera de información DICOM.

IV.1.1. Parámetros DICOM

Dentro del proceso de mantener la estandarización DICOM, se identificaron los campos de la estructura de información que describen el tipo de compresión realizada, generalmente esta información se encuentra en la sintaxis de trasferencia; tomando en cuenta que entre los 35 posibles tipos de compresión y almacenamiento establecidos en el estándar DICOM no existe ninguno para compresión con ondículas directamente, pero si para ficheros ZIP, se establece la modificación de la sintaxis de trasferencia a “1.2.840.10008.1.2.1.99”.

Para identificar la compresión con pérdidas realizada se establece la modificación de los elementos *Lossy Image Compression*, *Lossy Image Compression Ratio* y *Lossy Image Compression Method*, en este último campo se establecerá una síntesis del método de compresión realizado y los principales parámetros a tomar en cuenta; la etiqueta a almacenar tendrá la siguiente estructura “DWT-MT(Método Utilizado)-RC”. En la tabla 11 se describen las condiciones establecidas para la modificación de la información DICOM, indicando los elementos que determinaron las características de la compresión realizada.

Nombre del Elemento	Etiqueta (Tag)	Tipo	Descripción
<i>Transfer Syntax UID</i>	(0002,0010)	UI	Sintaxis de Trasferencia
<i>Patient name</i>	(0010,0010)	CS	Nombre del Paciente
<i>Lossy Image Compression</i>	(0028,2110)	CS	Especifica si una imagen ha sido objeto de compresión con pérdida. Valores posibles: 00 = imagen no comprimida. 01 = imagen comprimida
<i>Lossy Image Compression Ratio</i>	(0028,2112)	DS	Describe el ratio de compresión aproximado. Solo se identifica el valor entre 0 y 100.
<i>Lossy Image Compression Method</i>	(0028,2114)	CS	Descripción del método de compresión que se ha aplicado a la imagen. (En este caso de colocara DWT-MT: Método Utilizado-RC)

Tabla 11. Campos de información DICOM a modificar por Compresión. [Elaboración Propia]

Tomando en cuenta que se podría realizar un diagnóstico sin tener conocimiento de los datos modificados, se incorporó una descripción de la compresión en el nombre del paciente, ya que ésta es la principal identificación de los estudios en la mayoría de los visualizadores; dicha modificación se realizó de la siguiente manera: “Nombre del Paciente”+“_WTC_RC”. Dado que en el proceso de compresión se plantea la posibilidad de usar regiones de interés para mejorar la compresión de diferentes maneras, en la tabla 12 se indican los elementos a ser modificados:

Nombre del Elemento	Etiqueta (Tag)	Tipo	Descripción
<i>ROI Name</i>	(3006,0026)	LO	Se especifica el tipo de ROI
<i>ROI Description</i>	(3006,0028)	ST	Descripción del área de interés seleccionada
<i>ROI Generation Algorithm</i>	(3006,0036)	CS	En este caso se asignará regiones de interés semiautomáticas, es decir el usuario las define pero es finalmente establecida por el algoritmo.
<i>ROI Generation Description</i>	(3006,0036)	LO	En este campo se establecerá la modalidad de Región de interés establecida, ya sea con gradiente de RC o Total, también se establecerá la compresión realizada.

Tabla 12. Campos de información DICOM para identificar ROI [Elaboración Propia]

Estas modificaciones se realizaron directamente al re-almacenar la imagen en formato DICOM mediante la función “dicomwrite”, copiando los datos de la información DICOM original, excepto los antes presentados.

Otra característica que se tomó en cuenta fue la clase de almacenamiento de los datos de la imagen, dado que dependiendo de la adquisición, estudio, y almacenamiento de la imagen, esta posee diferentes clases de distribución de datos.

Los datos del campo de imagen son almacenados considerando la ventana de visualización de la imagen, ya que la función “wcompress” modifica estos parámetros al pasar los datos de la imagen a la clase “double”, por lo tanto al almacenar el

archivo DICOM se retorna la clase de datos inicial para coincidir con la ventana de visualización establecida en los campos de información de DICOM, en la tabla 13 se especifican los tipos de clases [44]:

CLASE	DESCRIPCIÓN
DOUBLE	Doble precisión, números en punto flotante que varian en un rango aproximado de -10^{308} a 10^{308} (8 bytes por elemento)
UINT8	Enteros de 8 bits en el rango de [0,255] (1 byte por elemento)
UINT16	Enteros de 16 bits en el rango de [0, 65535] (2 bytes por elemento)
UINT32	Enteros de 32 bits en el rango de [0, 4294967295] (4 bytes por elemento)
INT8	Enteros de 8 bits en el rango de [-128, 127] (1 byte por elemento)
INT16	Enteros de 16 bits en el rango de [-32768, 32767] (2 bytes por elemento)
INT32	Enteros de 32 bits en el rango de [-2147483648, 2147483647] (4 bytes por elemento)

Tabla 13. Cases de Datos [44]

IV.1.2. Condiciones de Visualización

Otro aspecto referido por los especialistas fueron las características perceptivas y condiciones de visualización en la evaluación de la calidad de las imágenes según la posibilidad del diagnóstico. Entre estas características se identificaron el contraste y la luminancia como principales factores determinantes. Vale la pena indicar que la mayoría de los especialistas resaltó la importancia de utilizar equipos de visualización con resolución de pantalla y luminancia apropiadas, razón por la que se tomaron en cuenta las pautas especificadas en [41] y [45], entre las cuales se destacan las condiciones indicadas en el apéndice E.

IV.2. Evaluación y Análisis de Resultados Cuantitativos

En la primera fase se realizaron pruebas para seleccionar los parámetros a utilizar consistió en una evaluación cuantitativa u objetiva de las distintas posibles combinaciones de Ondículas Madres y Métodos de Compresión, a fin de verificar su comportamiento a diferentes Ratios de Compresión aproximados. Estas pruebas se realizaron mediante el algoritmo “PRUEBA_TOTAL”. Inicialmente estas pruebas se realizaron en secciones de 256 x 256 pixeles en la imagen “Lenna”. Luego tomando en cuenta que las imágenes médicas presentan diferentes características según el tipo de estudio, se realizó el mismo procedimiento de pruebas en 4 imágenes médicas: Radiografía Computarizada de Tórax, Tomografía Computarizada de Abdomen, Resonancia Magnética de Rodilla y URO-TAC.

Los criterios para evaluación de la calidad de compresión en estas pruebas fueron BPP, PSNR y SSIM. También se comprobó el tiempo que toma la compresión y descompresión con los diferentes parámetros (esto mediante las funciones “tic” y “toc”), ya que la prioridad de esta investigación es reducir el tiempo de transmisión de las imágenes, ya que si el tiempo que toma el procesamiento de las imágenes es demasiado largo, no sería factible aplicar la compresión.

Dado que se analizaron 37 ondículas madres, 3 Métodos de Compresión, en ratios de compresión de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 75, 100, las pruebas generan un total de 888 posibilidades por cada imagen, para 5 imágenes estudiadas se obtuvo un total de 4440 datos a procesar, para resumir el tiempo y complejidad de análisis mediante el algoritmo “ORDENAMIENTO” con el cual se ordena el archivo dando prioridad al parámetro deseado.

En la tabla 14 se presentan las imágenes evaluadas y las secciones tomadas, el resultado de las pruebas se detalla en el apéndice A, para efectos de resumir la información se presentan los resultados más relevantes por cada imagen. Los procedimientos de clasificación de las etapas del análisis vienen dados según las diferentes tendencias y respuestas en ensayos de pruebas iniciales. Para determinar la mejor combinación posible se evaluaron primero los métodos de Compresión, y luego los mejores resultados de las diferentes ondículas madres. Las gráficas de los resultados serán expresadas en función a los diferentes Ratios de Compresión aproximados (CR).

Nombre	Imagen Original	Sección de 256 x 256	Características
Imagen 0: "Lenna"			Tamaño: 768 Kb (512 x 512)
Imagen 1: CR de Tórax			Tamaño: 12,5 Mb (4640 x 5656)
Imagen 2: RM de Rodilla			Tamaño: 521 Kb (512 x 512)
Imagen 3: CT de Abdomen			Tamaño: 514 Kb (512 x 512)
Imagen 4: URO-TAC			Tamaño: 548 Kb (512 x 512)

Tabla 14. Imágenes para Evaluación Cuantitativa [Elaboración Propia]

IV.2.1. Métodos de Compresión

Luego de obtener los resultados de la evaluación objetiva de las imágenes usando los parámetros descritos, en un primer análisis de las tendencias de los métodos de compresión SPIHT, EZW y STW, el método SPIHT obtuvo el de mejor desempeño, manteniendo un equilibrio entre la tasa de compresión y la calidad de la imagen en las 5 pruebas realizadas, y con una gran ventaja en cuanto al tiempo de procesamiento promedio frente a los otros dos métodos. A continuación se mostrarán los gráficos (En las figuras 25, 26, 27, 28 y 29) que representan la tendencia de los métodos para cada imagen, según los parámetros Bits por Pixel (a), Tiempo de procesamiento de la compresión (b), Relación Señal a Ruido (c) e Índice de Simetría Estructural (d) todas estas gráficas en función de Ratio de Compresión aproximado.

Imagen 0: “Lenna”

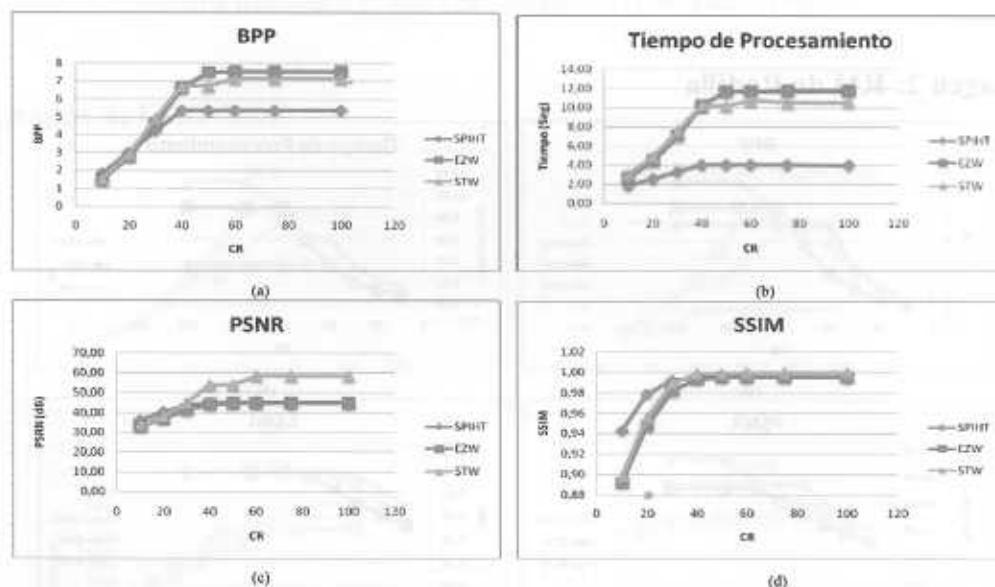


Figura 25. Gráfica de Resultados en la Imagen 0: “Lenna” según los diferentes parámetros:
 a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

Imagen 1: CR de Tórax

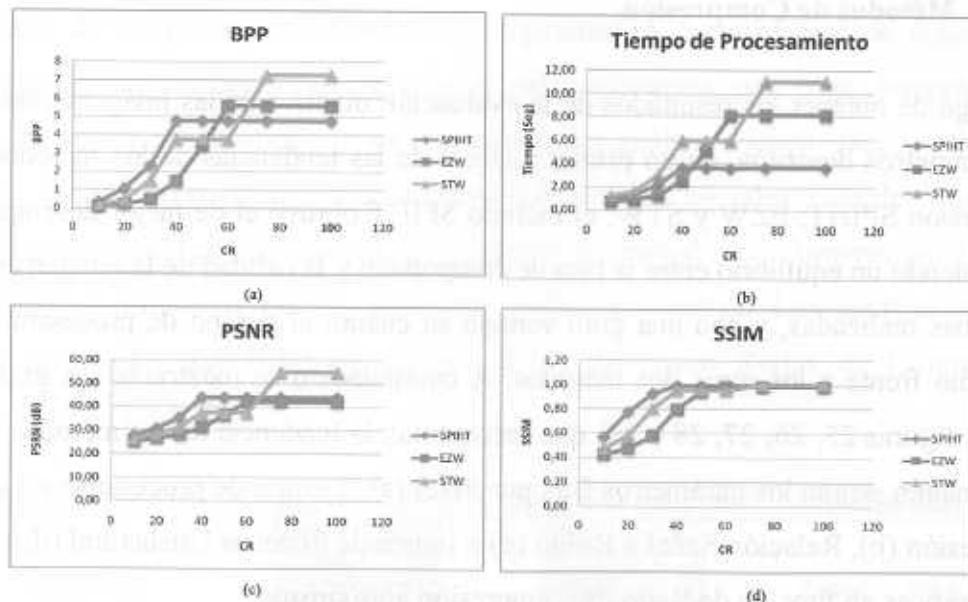


Figura 26. Gráfica de Resultados en la Imagen 1: “CR de Tórax” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

Imagen 2: RM de Rodilla

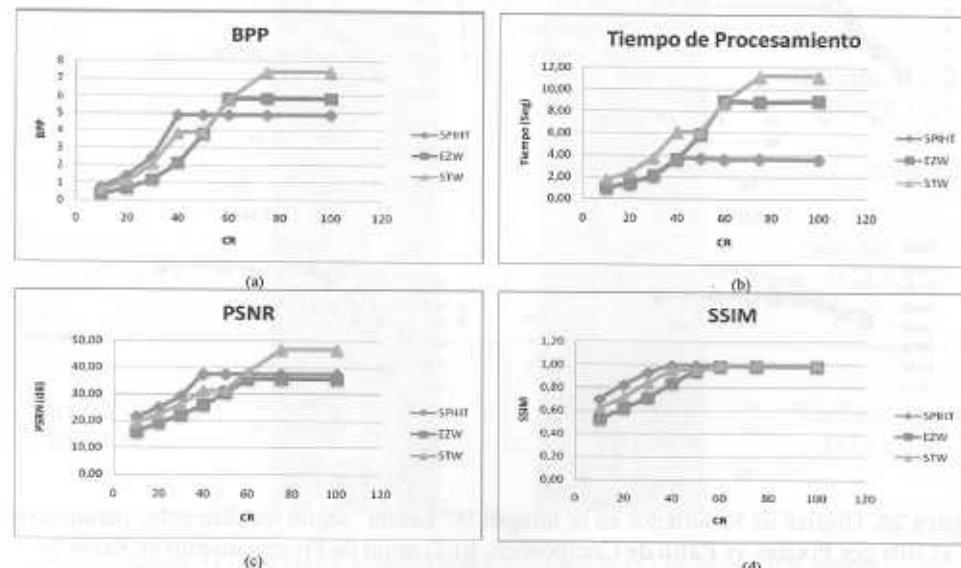


Figura 27. Gráfica de Resultados en la Imagen 2: “RM de Rodilla” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

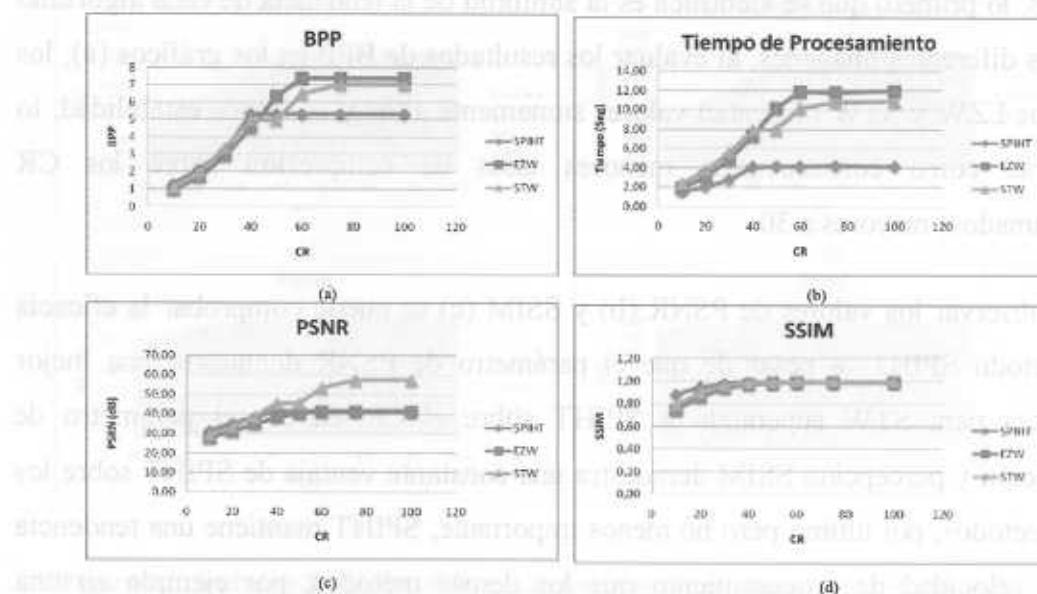
Imagen 3: CT de Abdomen

Figura 28. Gráfica de Resultados en la Imagen 3: “CT de Abdomen” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

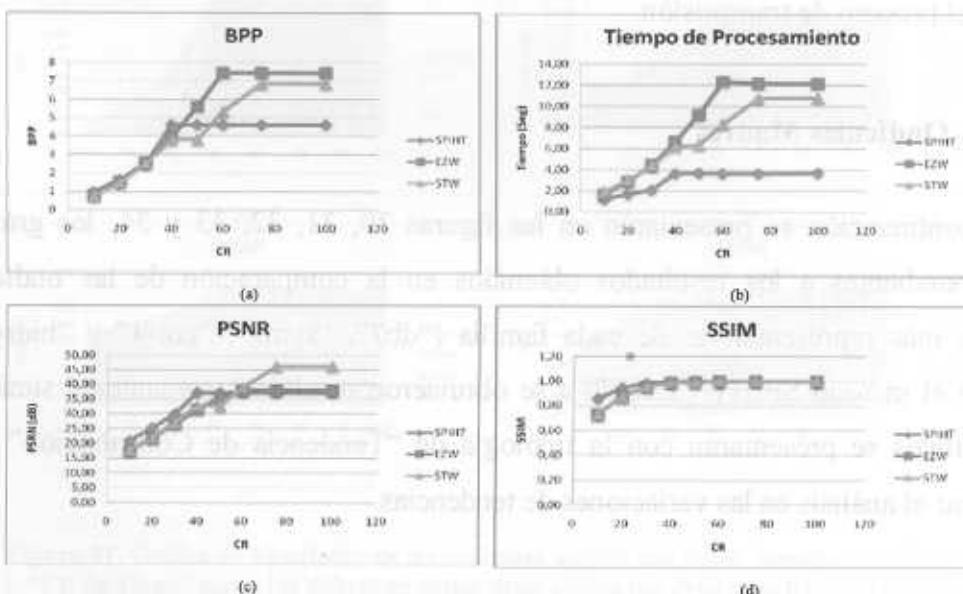
Imagen 4: URO-TAC

Figura 29. Gráfica de Resultados en la Imagen 4: “URO-TAC” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

Observando los resultados de las medidas de compresión en las figuras 24, 25, 26, 27 y 28, lo primero que se identifica es la similitud de la tendencia de cada algoritmo para las diferentes imágenes, al evaluar los resultados de BPP en los gráficos (a), los métodos EZW y STW presentan valores sumamente altos y con poca estabilidad, lo que trae como consecuencias menores tasas de compresión sobre los CR (aproximados) mayores a 30.

Al observar los valores de PSNR (b) y SSIM (c) se puede comprobar la eficacia del método SPIHT, a pesar de que el parámetro de PSNR demuestra una mejor tendencia para STW superando a SPIHT sobre el CR en 30, el parámetro de correlación y percepción SSIM demuestra una constante ventaja de SPIHT sobre los otros métodos, por último pero no menos importante, SPIHT mantiene una tendencia mayor velocidad de procesamiento que los demás métodos, por ejemplo en una imagen de mamografía de 4096 x 4096, dividida en 256 bloques de 256 x 256, los métodos EZW y STW tardarían un tiempo de 42,67 minutos, a 10s por cuadro aproximadamente, SPIHT tardaría unos 17,1 minutos a 4s por cuadro aproximadamente, diferencia significativa que se deben tomar en cuenta en el tiempo total del proceso de transmisión.

IV.2.2. Ondículas Madres

A continuación se presentarán en las figuras 30, 31, 32, 33 y 34, los gráficos correspondientes a los resultados obtenidos en la comparación de las ondículas madres más representativas de cada familia (“db7”, “sym7”, “coif4” y “bior4.4”) usando el método SPIHT. Debido a se obtuvieron resultados sumamente similares los gráficos se presentaran con la tipología de “Tendencia de Contribución” para enfatizar el análisis en las variaciones de tendencias.

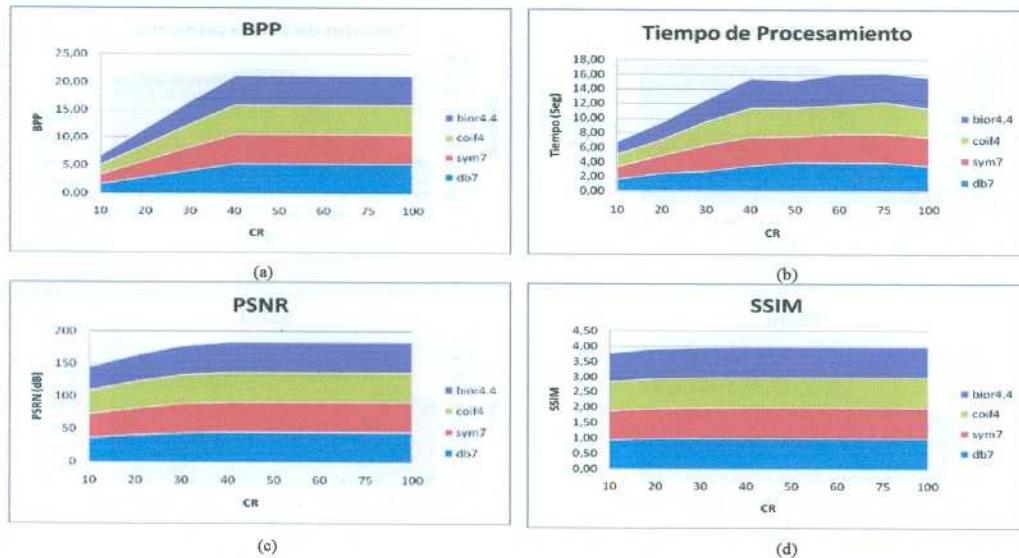
Imagen 0: “Lenna”

Figura 30. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 0: “Lenna” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

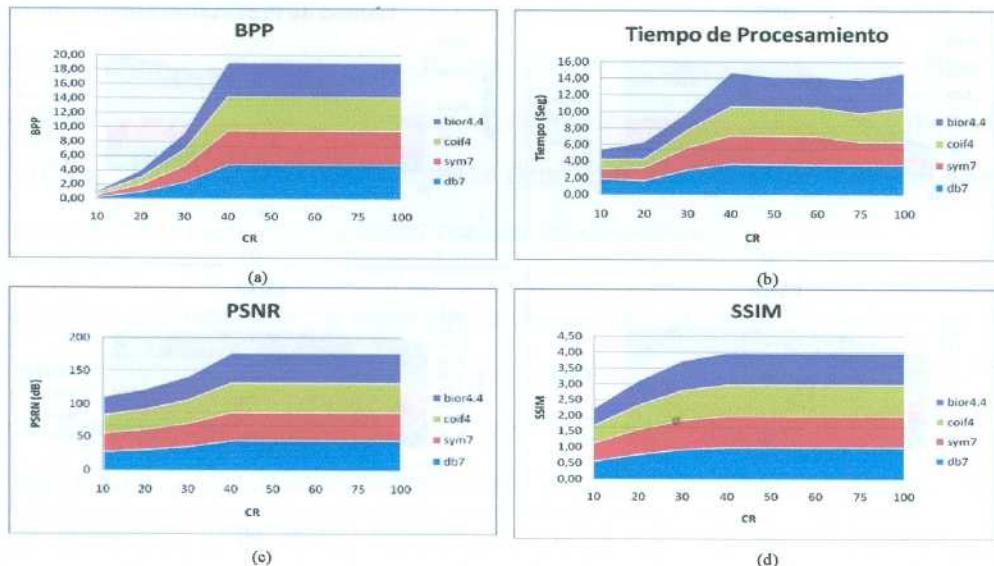
Imagen 1: CR de Tórax

Figura 31. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 1: “CR de Tórax” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

Imagen 2: RM de Rodilla

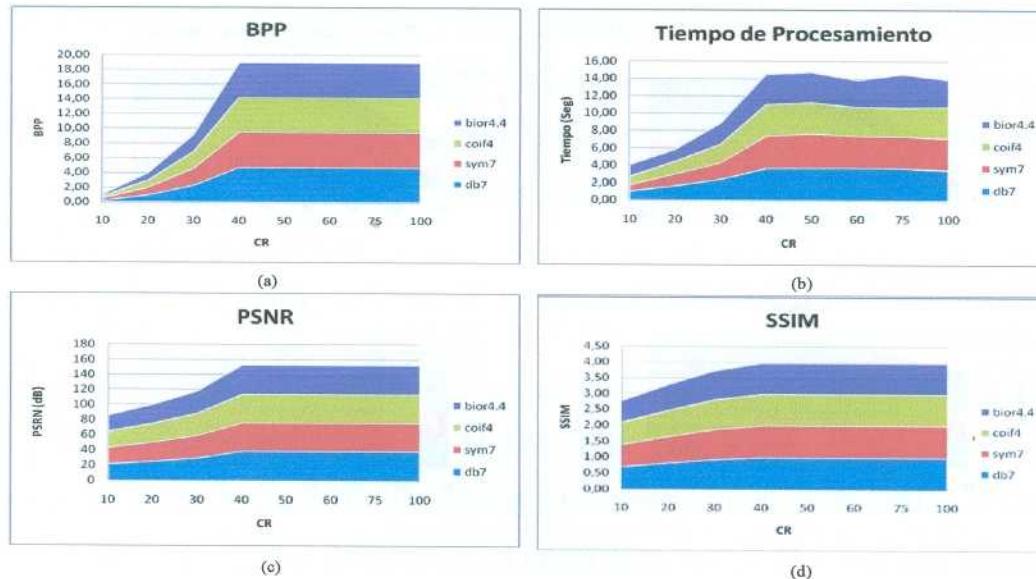


Figura 32. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 2: “RM de Rodilla” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

Imagen 3: CT de Abdomen

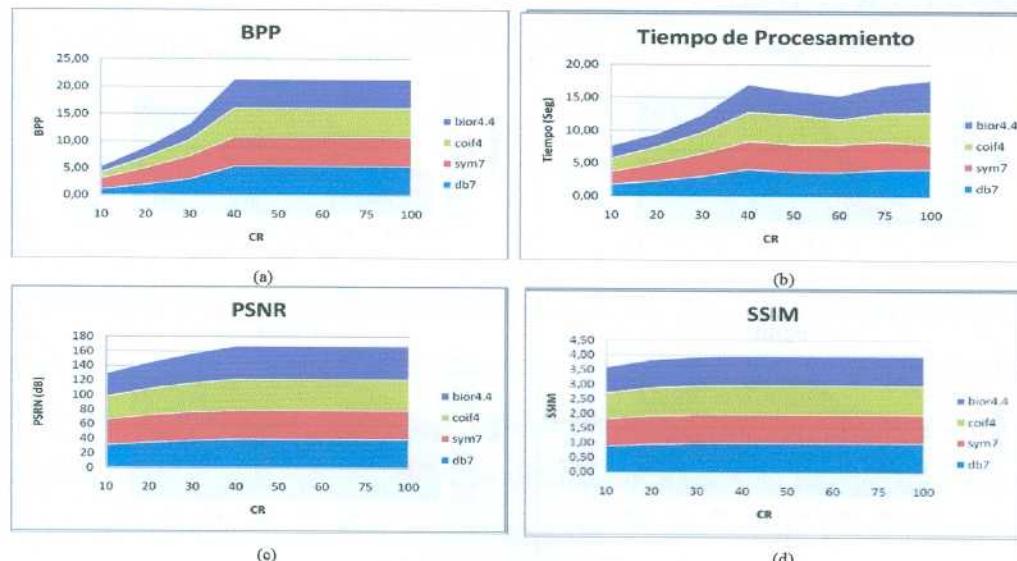


Figura 33. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 3: “CT de Abdomen” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixeles vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión y d) Índice de Simetría Estructural vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

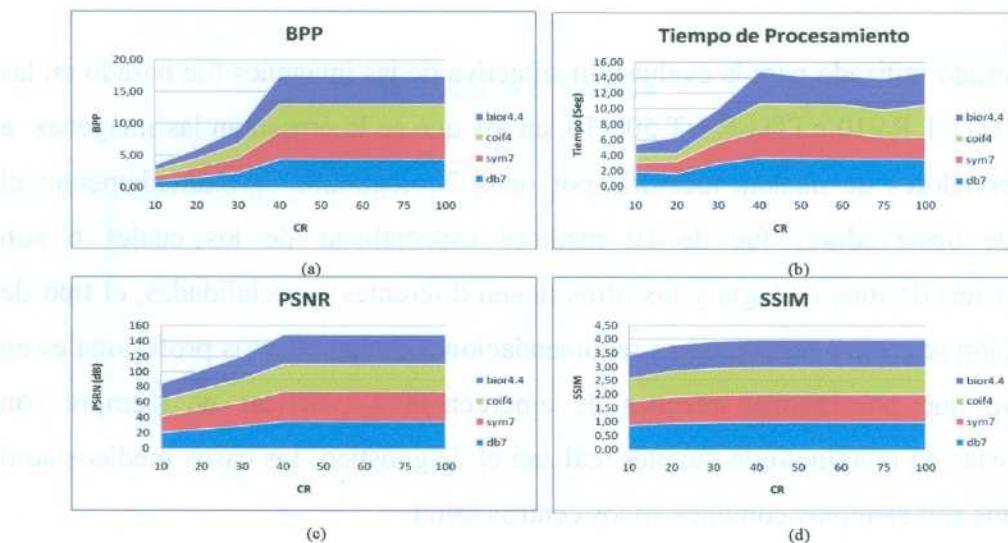
Imagen 4: URO-TAC

Figura 34. Gráfica de Resultados de las ondículas madres con mejor desempeño en la Imagen 4: “URO-TAC” según los diferentes parámetros: a) Bits por Pixel vs Ratio de Compresión, b) Tiempo de Procesamiento vs Ratio de Compresión, c) Relación Señal a Ruido vs Ratio de Compresión [Elaboración Propia]

Como se puede observar en las gráficas, la tendencia entre las diferentes ondículas es sumamente parecida, por lo tanto no existe información suficiente para definir una elección de cuál es la mejor para la compresión de imágenes médicas. Bajo estas circunstancia fueron necesarias pruebas subjetivas que definieran por parte de expertos en el área cual de las ondículas tiene mejor desempeño desde el punto de vista perceptivo y en función a poder realizar un diagnóstico.

Para estas evaluaciones las ondículas utilizadas en procesos de compresión de las imágenes corresponderán a una selección basada en el análisis de resultados de las pruebas cuantitativas; estas ondículas son: db7, sym7, coif4 y bior4.4, ésta última es utilizada y reportada en varias publicaciones [2], [21], [25], [28] y [30] y con la cual trabaja el estándar JPEG2000, conocida como la bioortogonal 9/7. El método a utilizar será SPIHT por su gran desempeño en comparación a los métodos EZW y STW.

IV.3. Evaluación y Análisis de Resultados Cualitativos.

El método utilizado para la evaluación subjetiva de las imágenes fue basado en las normas ITU-T P.910 e ITU-R BT.500-10, en los que se le presentan las imágenes a los observadores de manera aleatoria por unos 20 segundos aproximadamente; el grupo de observadores fue de 10 médicos especialistas de los cuales 6 son profesionales de imaginología y los otros tienen diferentes especialidades, el tipo de distribución se realizó atendiendo a recomendaciones de los mismos profesionales en salud, ya que por razones de emergencia o prácticas no siempre son especialistas en imaginología quienes realizan el diagnóstico; los casos médicos aquí planteados son ejemplos comunes en los centros salud.

El test aplicado puede ser revisado en los apéndices B y C, las secuencia aleatoria de imágenes presentadas estuvo compuesta por 17 imágenes para cada caso, de las cuales 16 imágenes fueron procesadas con 4 ondículas madres (antes mencionadas), y 4 Ratios de Compresión (25,35,50,100), y por último se incluyó la imagen original en posiciones aleatorias para realizar las pruebas mediante el método científico “ensayo a ciegas” o “enmascarado”, a manera de prevenir que los resultados puedan ser influenciados por el sesgo subjetivo del observador.

Antes de iniciar la evaluación se ambientaba al observador con el programa de visualización (*SYNGO FASTVIEW*) y las herramientas de diagnóstico del programa para que los criterios fueran debidamente sustentados. Para la evaluación del conjunto de datos obtenidos en las diferentes imágenes se ponderaron los criterios del 1 al 5, resultados que fueron promediados para su análisis, a continuación se prestan los gráficos correspondientes a los resultados subjetivos en las figuras 35, 36, 37 y 38, según los valores promediados, máximos y mínimos.

Imagen 1: CR de Tórax

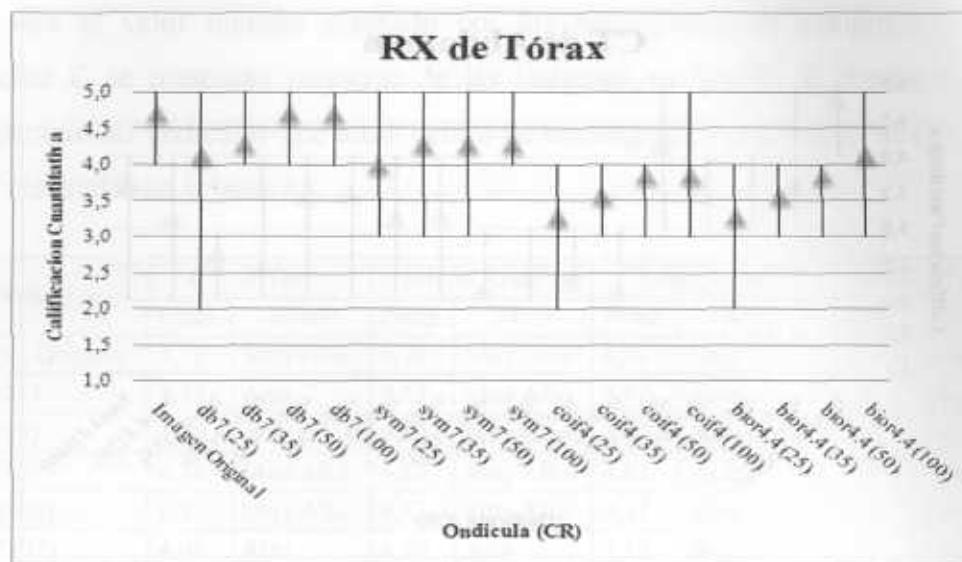


Figura 35. Gráfica de Resultados Subjetivos en la Imagen 1: "CR de Tórax" [Elaboración Propia]

Imagen 2: RM de Rodilla

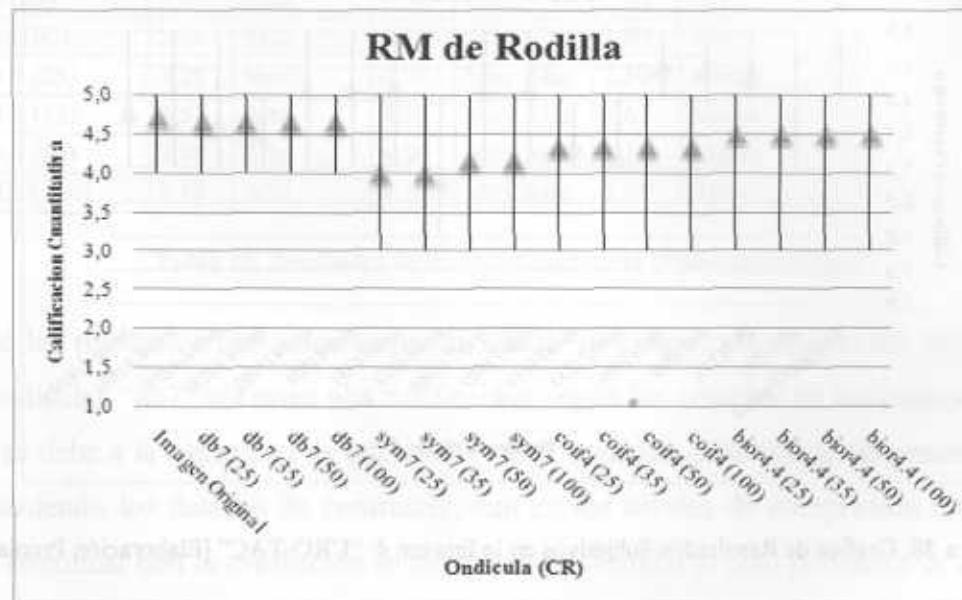


Figura 36. Gráfica de Resultados Subjetivos en la Imagen 2: "RM de Rodilla" [Elaboración Propia]

Imagen 3: CT de Abdomen

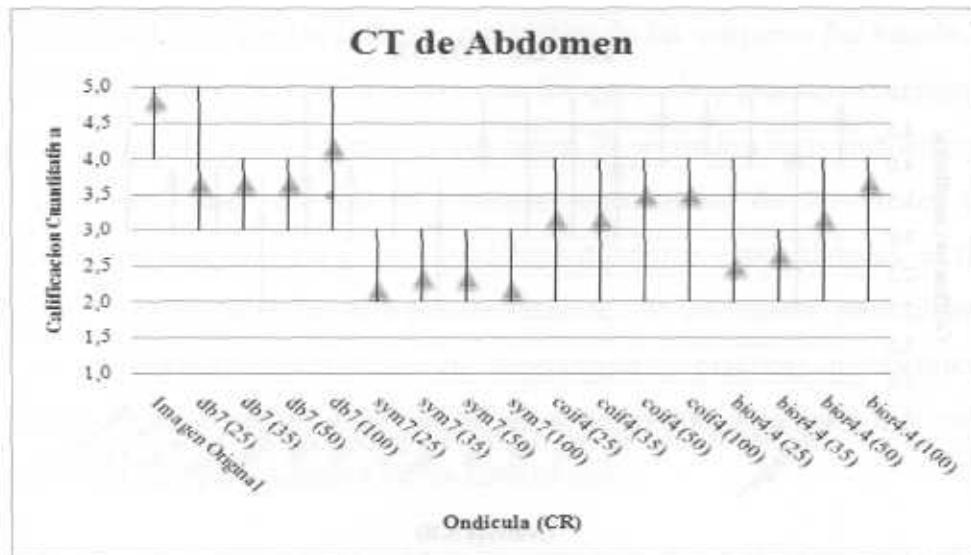


Figura 37. Gráfica de Resultados Subjetivos en la Imagen 3: "CT de Abdomen" [Elaboración Propia]

Imagen 4: URO-TAC

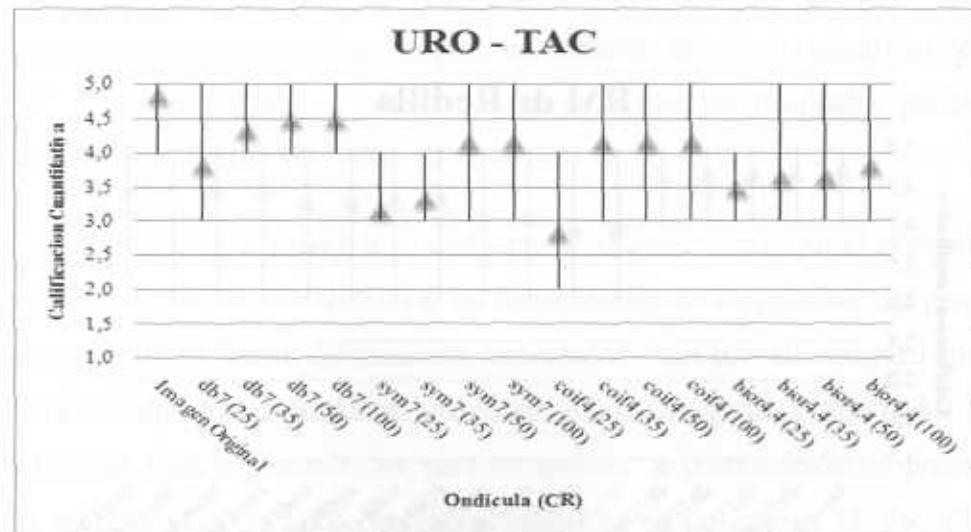


Figura 38. Gráfica de Resultados Subjetivos en la Imagen 4: "URO-TAC" [Elaboración Propia]

Con estos resultados es apropiado determinar cuál es la mejor ondícula a utilizar y cuál será el valor mínimo aceptado por los especialistas de compresión, en el apéndice C se presentan muestras de las imágenes evaluadas. A continuación se compararán las ondículas que están dentro de un rango de calificación “alta” y “muy alta” resaltadas en la tabla 15.

Ondículas	CR de Tórax		MR de Rodilla		CT de Abdomen		URO - TAC	
	Prom.	Nivel	Prom.	Nivel	Prom.	Nivel	Prom.	Nivel
Imagen Original	4,71	Muy Alto	4,71	Muy Alto	4,83	Muy Alto	4,83	Muy Alto
db7 (25)	4,14	Alto	4,67	Muy Alto	3,67	Alto	3,83	Alto
db7 (35)	4,29	Alto	4,67	Muy Alto	3,67	Alto	4,33	Alto
db7 (50)	4,71	Muy Alto	4,67	Muy Alto	3,67	Alto	4,50	Muy Alto
db7 (100)	4,71	Muy Alto	4,67	Muy Alto	4,17	Alto	4,50	Muy Alto
sym7 (25)	4,00	Alto	4,00	Alto	2,17	Baja	3,17	Media
sym7 (35)	4,29	Alto	4,00	Alto	2,33	Baja	3,33	Media
sym7 (50)	4,29	Alto	4,17	Alto	2,33	Baja	4,17	Alto
sym7 (100)	4,29	Alto	4,17	Alto	2,17	Baja	4,17	Alto
coif4 (25)	3,29	Media	4,33	Alto	3,17	Media	2,83	Media
coif4 (35)	3,57	Alto	4,33	Alto	3,17	Media	4,17	Alto
coif4 (50)	3,86	Alto	4,33	Alto	3,50	Alto	4,17	Alto
coif4 (100)	3,86	Alto	4,33	Alto	3,50	Alto	4,17	Alto
bior4.4 (25)	3,29	Media	4,50	Muy Alto	2,50	Media	3,50	Alto
bior4.4 (35)	3,57	Alto	4,50	Muy Alto	2,67	Media	3,67	Alto
bior4.4 (50)	3,86	Alto	4,50	Muy Alto	3,17	Media	3,67	Alto
bior4.4 (100)	4,14	Alto	4,50	Muy Alto	3,67	Alto	3,83	Alto

Tabla 15. Resultados de Pruebas Cualitativas [Elaboración Propia]

De los resultados obtenidos se puede señalar que para cada una de las imágenes, las ondículas “db7” obtienen alta calificación según los criterios de los especialistas, esto se debe a la capacidad de adaptación de la ondícula a las imágenes presentadas, manteniendo los detalles de contrastes, aun en los niveles de compresión mayores. Para continuar con la evaluación se comprimió el estudio al cual pertenece la imagen 1: CR de Tórax, compuesto por 5 imágenes con un total de 62.6 Mb, obteniendo un resultado de 1.48 Mb, logrando una tasa de compresión de hasta 42:1.

IV.4. Evaluación de Imágenes con Regiones de Interés (ROI)

Como se indica en los capítulos anteriores, en casos especiales se necesita diferentes tasas de compresión para determinadas áreas, en este trabajo especial de grado se desarrollaron dos métodos de aplicación de Región de Interés (ROI). El primero (ROI1) se basa en dejar un área de incertidumbre la mayor calidad posible ($CR=100$), sin embargo el resto de la imagen puede ser objeto de compresión, de esta manera se busca un equilibrio en el tamaño del archivo y la zona a evaluar, a pesar de presentar una longitud de datos superior a la compresión normal, es considerablemente inferior al tamaño original del archivo. El segundo método (ROI2) se basa en reducir el tamaño la imagen al máximo, tomando en cuenta los resultados obtenidos, se utiliza el mínimo ratio de compresión indicado por los especialistas ($CR=25$), en el gráfico de la figura 39 se comparan los resultados de compresión de los dos métodos y de la compresión sin aplicar región de interés en la imagen 1: CR de Tórax (con un tamaño original de 13.123.438 Bytes). La región de interés fue la misma para ambos métodos de ROI.

Comparacion de compresión con ROI

■ Imagen Comprimida ■ Imagen ROI1 ■ Imagen ROI2

1.758.723

Bytes

309.579 Bytes

54.814 Bytes

Figura 39. Comparación de compresión con ROI [Elaboración Propia]

IV.5. Pruebas de transmisión utilizando el método de compresión propuesto.

Para comprobar los beneficios de la compresión de imágenes médicas en medios de transmisión se realizaron pruebas de transmisión en un canal de comunicación simulado con las características descritas en el Capítulo III. Al proponer un sistema de compresión para efectos de velocidad de transferencia se debe tomar en cuenta el tiempo de procesamiento en la compresión y la descompresión, cabe destacar que estos tiempos son proporcionales a las dimensiones de las imágenes a procesar y las características del computador, los resultados del procesamiento de la imagen 1: CR de Tórax se presentaran en la tabla 16.

Fase de la Compresión	Tiempo de Procesamiento (Seg)
Compresión	01:33
Descompresión	02:17
Total	03:50

Tabla 16. Tiempo de Compresión y Descompresión de Imágenes [Elaboración Propia]

Estos resultados demuestran un tiempo de procesamiento aceptable considerando las dimensiones de la imagen y que las pruebas se realizaron en algoritmos ejecutados sobre un compilador (MATLAB).

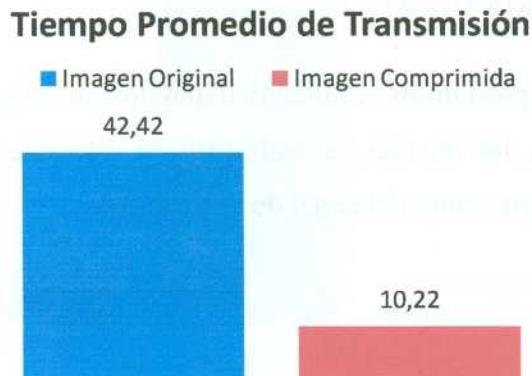
A continuación se prestan los resultados obtenidos en las pruebas de transmisión en el canal simulado, las mismas se realizaron en diferentes horarios y días para tomar en cuenta las variaciones del canal de transmisión.

Para efectos de esta prueba se transmitió el estudio de la imagen 1: CR de Tórax, compuesto por 5 imágenes con un total de 62.6 Mb, a tasas de trasmisión que varían con respecto a las condiciones del la red, los resultados se presentan en la tabla 17.

Fecha de Trasmisión		Tiempos de Transmisión		Canal de Transmisión	
		Imagen Original (65.617.190 Bytes)	Imagen Comprimida (1.547.895 Bytes)		
Día	Hora	Duración (Min:Seg)	Duración (Min:Seg)	Tiempo Total	Velocidad (Kbps)
Lunes (25/01/10)	09:00 a.m.	43:12	10:05	53:17	160,35
	03:00 p.m.	31:20	07:12	38:32	221,73
	09:00 p.m.	40:58	09:23	50:21	169,69
Martes (26/01/10)	09:00 a.m.	45:53	09:47	55:40	153,48
	03:00 p.m.	34:12	06:55	41:07	207,80
	09:00 p.m.	39:22	09:41	49:03	174,19
Miércoles (27/01/10)	09:00 a.m.	47:38	12:11	59:49	179,37
	03:00 p.m.	42:28	09:50	52:18	201,19
	09:00 p.m.	43:09	10:07	53:16	198,00
Jueves (28/01/10)	09:00 a.m.	51:55	15:27	01:07:22	164,57
	03:00 p.m.	40:10	09:35	49:45	212,71
	09:00 p.m.	48:03	12:41	01:00:44	177,81
Viernes (29/01/10)	09:00 a.m.	32:42	05:47	38:29	261,28
	03:00 p.m.	45:11	09:32	54:43	189,09
	09:00 p.m.	49:57	15:04	01:05:01	171,05

Tabla 17. Tiempos de Transmisión de Canal Simulado [Elaboración Propia]

En la figura 40 se presentaran las comparaciones gráficas de los tiempos de transmisión promedio para cada imagen, demostrando una contundente mejoría de los tiempos de transmisión en conexiones comunes.

**Figura 40.** Tiempo de Transmisión Promedio [Elaboración Propia]

Posteriormente se compararon los tiempos de transmisión sin compresión vs los tiempos de transmisión con compresión. De esta manera se realizaron comparaciones con los resultados obtenidos en tasas de transferencia de canales de comunicación diseñados e implementados en otros trabajos realizados como [12], [46] y [47] en los cuales se plantea la transmisión de imágenes médicas en redes de telemedicina para diferentes escenarios. A continuación en la tabla 18 se realizaría una comparación de los tiempos de transmisión del estudio al que pertenece la imagen 1: CR de Tórax en función de los resultados de tasas de transmisión en las redes de telemedicina en diferentes escenarios.

Red de Telemedicina	Imágenes Transmitidas		Transmisión	
	Estado de la Imagen	Tamaño (bytes)	Velocidad (Kbps)	Duración (MM:SS)
GURVE	Imagen Original	65.617.190	551,95	15:28
	Imagen Comprimida	1.547.895	551,95	05:13
Hospital Universitario - Hospital J.M. de los Ríos	Imagen Original	65.617.190	11,67	732:07
	Imagen Comprimida	1.547.895	11,67	22:08
Otros Proyectos de Telemedicina	Imagen Original	65.617.190	64	133:29
	Imagen Comprimida	1.547.895	64	08:00

Tabla 18. Tiempos de Transmisión Teóricos en redes de Telemedicina [Elaboración Propia]

Como se puede observar en la tabla 18, los tiempos de transmisión disminuyen considerablemente, demostrando como mejoraría la implementación del método de compresión en los tiempos de transmisión y por ende en la calidad de atención médica.

IV.6. Comparación de beneficios socio-económicos.

Tomando en cuenta los resultados obtenidos en la simulación de transmisión y la comparación con los demás proyectos de Telemedicina, se realizó un análisis de los costos y beneficios socio-económicos que se podrían obtener tras la implementación de la solución expuesta en redes con diferentes tasas de transmisión.

IV.6.1. Uso del Canal de transmisión:

El tiempo de ocupación del canal de transmisión por parte de las imágenes médicas es uno de los principales factores que determinan la capacidad de aplicación del proyecto. Tomando en cuenta que la mayoría de las redes de telemedicina cuentan con bajas tasas de transferencia, a continuación se realiza una comparación de los tiempos de trasmisión para las imágenes sin compresión e imágenes comprimidas a diferentes velocidades de transmisión, la tabla 19 presenta los resultados calculados mediante la fórmula (1) y tomando como referencia los resultados obtenidos en la imágenes 1: CR de Tórax, 2: RM de Rodilla y 3: CT de Abdomen.

Imágenes			Tiempos de Transmisión (Horas)							
			Tasas de Transmisión (Kbps)							
Archivo	Compresión	Bytes	9,6	33,6	56	64	128	256	512	
Imagen 1: CR de Tórax	Sin Compresión	13.123.438	2,9666	0,8476	0,5086	0,4450	0,2225	0,1112	0,0556	
	Con Compresión	309.579	0,0700	0,0200	0,0120	0,0105	0,0052	0,0026	0,0013	
Imagen 2: RM de Rodilla	Sin Compresión	37.895.616	8,5665	2,4476	1,4685	1,2850	0,6425	0,3212	0,1606	
	Con Compresión	2.860.128	0,6465	0,1847	0,1108	0,0970	0,0485	0,0242	0,0121	
Imagen 3: CT de Abdomen	Sin Compresión	31.012.020	7,0105	2,0030	1,2018	1,0516	0,5258	0,2629	0,1314	
	Con Compresión	4.016.848	0,9080	0,2594	0,1557	0,1362	0,0681	0,0341	0,0170	

Tabla 19. Comparación de tiempos de transmisión para diferentes tasas de transmisión

[Elaboración Propia]

Estos resultados demuestran que no es necesaria una conexión paralela solo para el área de Teleradiología a pesar de tener bajas tasas de transferencia, reduciendo un importante costo en las redes de Telemedicina. Aun a tasas de trasmisión sobre los 64 Kbps para redes dedicadas como PACS, no comprimir las imágenes tiene una considerable desventaja en el tiempo requerido para trasmitir imágenes.

En función a los costos por uso del servicio de conexión se analizó la capacidad de ahorro en base al uso de ancho de banda, considerando que los servicios de internet urbanos y sub-urbanos más comunes con tecnologías ADSL, WIMAX, UMTS y EvDO de proveedores como CANTV, INTER, NETUNO, MOVILMAX, MOVISTAR y MOVILNET tienen un costo promedio de BsF. 150, el costo promedio por hora de estos servicios es de BsF. 0,20833 (tomando en cuenta los 30 días del mes y 24 horas del día por casos de emergencias), en la tabla 20 se presenta una comparación de los costos de uso del ancho de banda en función al tiempo utilizado para la transmisión.

Imágenes		Costos de por uso de Ancho de Banda (Bs.)						
		Tasas de Transmisión (Kbps)						
Archivo	Compresión	9,6	33,6	56	64	128	256	512
Imagen 1: CR de Tórax	Sin Compresión	0,6180	0,1766	0,1060	0,0927	0,0464	0,0232	0,0116
	Con Compresión	0,0146	0,0042	0,0025	0,0022	0,0011	0,0005	0,0003
Imagen 2: RM de Rodilla	Sin Compresión	1,7847	0,5099	0,3059	0,2677	0,1339	0,0669	0,0335
	Con Compresión	0,1347	0,0385	0,0231	0,0202	0,0101	0,0051	0,0025
Imagen 3: CT de Abdomen	Sin Compresión	1,4605	0,4173	0,2504	0,2191	0,1095	0,0548	0,0274
	Con Compresión	0,1892	0,0540	0,0324	0,0284	0,0142	0,0071	0,0035

Tabla 20. Comparación de los costos por uso del ancho de banda del canal [Elaboración Propia]

Estos resultados demuestran una disminución del 87% en el uso del ancho de banda y por lo tanto en los costos que requeriría la trasmisión de esta imagen, en función a la posibilidad de aprovechamiento por otros servicios.

IV.6.2. Productividad del Personal Médico:

Las principales figuras del personal médico presente en este tipo de aplicaciones está representado por: Técnicos en Radiología quienes realizan el estudio a los pacientes, Médicos Especialistas en Radiología quienes realizan y emiten los diagnósticos, y Médicos Generales quienes tomaran decisiones inmediatas con el diagnóstico especializado. Cada uno de estos profesionales percibe honorarios correspondientes generando un gasto para el sistema de telemedicina, la productividad de los recursos humanos puede medirse en función a la cantidad de imágenes generadas, diagnosticadas y acciones tras el informe recibido, en la figura 41 se representa como mejora la productividad del recurso humano al disminuir los tiempos de trasmisión por hora.



Figura 41. Productividad del personal médico [Elaboración Propia]

IV.6.3. Beneficios

Los beneficios de este análisis requieren de enfoques diferentes, estos son: la perspectiva enfocada hacia los pacientes y su entorno, vista en la reducción de costos en desplazamiento y tiempo de permanencia fuera del lugar de residencia de los pacientes cuando no es posible realizar el diagnóstico en sitio, tal es el caso de la población rural dispersa en el estado Bolívar (a predominio foránea e indigena) donde el costo del pasaje aéreo promedio entre Ciudad Bolívar y algunos centros poblados de difícil acceso terrestre oscila entre Bs. 300,00 y Bs. 600,00 para ser atendidos en el Hospital Ruiz y Páez, hospital Tipo “IV” con la mayor demanda en la región Sur-Oriental del país.

Este costo se podría reducir considerablemente al dotar con equipos de imaginología a centros de salud con ubicaciones geográficas más estratégicas como es el caso del Hospital “Rosario Vera” en Santa Elena de Uairen, para que funcionen como unidades de transmisión de imágenes al hospital “Ruiz y Páez”, ofreciendo los servicios remotos de especialistas altamente calificados con los que no cuentan los establecimientos foráneos (Imaginólogos, Radiólogos, Intensivistas, Emergenciólogos, Traumatólogos, Neumonólogos, Ginecostetras, Cardiólogos, Urólogos, entre otros especialistas). De esta manera se podría optimizar la calidad de atención médica al realizar las intervenciones quirúrgicas en el momento oportuno, evitándose intervenciones en blanco o innecesarias por error de diagnóstico por no disponer de los recursos o conocimientos necesarios para un diagnóstico correcto.

Otro enfoque es la perspectiva económica para los centros asistenciales y autoridades de la Salud Pública, tomando en cuenta la posibilidad de reducir los costos hospitalarios por permanencia en los establecimientos de salud para procedimientos diagnósticos, toda vez que el costo cama/día en los actuales momentos se encuentra alrededor de BsF. 1500.

Capítulo V. Conclusiones y Recomendaciones

El planteamiento fundamental de este proyecto ha sido la investigación de las capacidades y beneficios de la Transformada Ondícula o Wavelet en la compresión de imágenes médicas en formato DICOM, a fin de optimizar el proceso de transmisión de las mismas en redes de telemedicina. En virtud de alcanzar este objetivo se desarrolló una metodología para seleccionar los parámetros de compresión con Transformada Ondícula o Wavelet que más se ajustaran a las imágenes médicas y a las características necesarias para lograr un diagnóstico médico.

A continuación, en este capítulo se presentan las conclusiones obtenidas en el desarrollo del proyecto. Luego se indican las recomendaciones y posibles aplicaciones que se podrían llevar a cabo tomando como base los resultados obtenidos en esta investigación.

V.1. Conclusiones

- Se logró mantener la compatibilidad con sistemas de transferencia DICOM, identificando el procesamiento realizado a las imágenes.
- Con la metodología empleada se logró determinar que el método de codificación “SPIHT” posee las mejores tendencias de calidad de imagen y el menor tiempo de procesamiento.
- La ondícula que mejor respondió a las características de las imágenes médicas presentadas fue “db7” gracias a su capacidad de mantener una buena definición de los contrastes y luminancia a diferentes tasas de compresión.
- Se encontró, según el criterio de los especialistas en salud, que el nivel de ratio de compresión mínimo fue 25.

- Se determinó que no es recomendable limitar la valoración de la calidad de las imágenes al criterio de medidas de evaluación cuantitativas para efectos de realizar un diagnóstico médico; esto debido a que estos índices de calidad no evalúan exactamente las propiedades de percepción para realizar dicho diagnóstico.
- En cuanto al ambiente de Teleradiología, se logró desarrollar una metodología de compresión que permite la transmisión de imágenes médicas a través de redes con diferentes características, favoreciendo especialmente a los centros de salud más remotos y/o con limitadas capacidades de red, donde se beneficiaran directamente a los pacientes a quienes se les podrá suministrar un diagnóstico con agilidad y confiabilidad, aumentando la eficiencia y productividad de los servicios de telemedicina con recursos y tecnologías de bajo costo.

V.2. Recomendaciones

De los resultados y conclusiones obtenidas en este estudio se recomiendan las siguientes acciones:

- Implementar este método de compresión en las redes de telemedicina diseñadas por estudiantes y profesores de la Universidad Católica Andrés Bello.
- Desarrollar un visualizador de imágenes DICOM que ofrezca dentro de sus herramientas la compresión de imágenes utilizando los parámetros establecidos.
- Implementar el método de compresión propuesto en proyectos de telemedicina inter-hospitalarios para reducir el consumo eléctrico de los equipos de imagiología.
- Como futura línea de trabajo se propone realizar un códec de video para transmisión a tiempo real de secuencias de imágenes de ultrasonido.

BIBLIOGRAFIA

- [1] T. Adrian, L. Urbano, "Relación entre la Transformada de Ondículas y la Teoría de Bancos de Filtros", Revista Técnica de Ingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad del Zulia, Vol. 21, Nº 2, pp.107-123. Agosto 1998.
- [2] S. Ghrare, M. Ali, M. Ismail, K. Jumari, "The Effect of Image Data Compression on The Clinical Information Quality of Compressed Computed Tomography Images for Teleradiology Applications", European Journal of Scientific Research, Vol. 23, No. 1, 2008.
- [3] R. Redondo, "Desarrollo de Algoritmos de Optimización Visual en Imágenes Médicas", Proyecto de Fin de Carrera, Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, Junio 2002.
- [4] L Torres, J. Martínez, "Radiología Digital, Pacs, Telerradiología Y Estrategias en Radiología", Informática Médica Integral, Agosto 2000, [PDF], [On-Line], Disponible: <http://www.seeic.org/>
- [5] R. Wootton, N. Patil, R. Scott, K. Ho "Telehealth in the Developing World", The Royal Society of Medicine Press Ltd, UK, 2009
- [6] C. Sivit, "Pediatric Radiology", The Pediatric Clinics of North America, Volumen 44, Numero 3, W. B. Saunders Company, Philadelphia, U.S.A, Junio 1997.
- [7] G. Herman, Fundamentals of computerized tomography: Image reconstruction from projection, Segunda Edición, Springer, 2009

- [8] F. Ballesteros, “*Desarrollo De Aplicaciones DICOM Para La Gestión De Imágenes Biomédicas*”, Proyecto Fin de Carrera, Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, Universidad Politécnica de Madrid, Octubre 2003.
- [9] J. L. Semmlow, “*Biosignal And Biomédical Image Processing, Matlab-Based Applications*”, Robert Wood Johnson Médical School, New Burnswick, New Jersey, EEUU, 2004.
- [10] E. Coto, “*Métodos de Segmentación de Imágenes Médicas*”, Lecturas en Ciencias de la Comunicación, Laboratorio de Computación Gráfica, Escuela de Computación, Facultad de Ciencias, Universidad Central de Venezuela, Marzo 2003
- [11] E. Calot, “*Reconocimiento de Patrones en Imágenes Médicas Basado en Sistemas Inteligentes*”, Tesis de Grado en Ingeniería en Informática, Facultad de Ingeniería, Universidad de Buenos Aires, Diciembre 2008.
- [12] K. Díaz, S. Mazzochi, “*Diseño de una Red para las Unidades de Radioterapia Oncológica del Grupo GURVE*”, Trabajo Especial de Grado, Escuela de Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería, Universidad Católica Andrés Bello, Caracas, Septiembre 2009.
- [13] Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud, “*Telemedicina*”, Tecnologías en Salud, Secretaría de Salud de México, Vol. 3, México, 2007.
- [14] Grupo de Procesado Avanzado de Señal (PAS), “*Estándar Y Protocolo De Imágenes Médicas DICOM*”, Facultad de Ingeniería, Universidad de Deusto, 2004.
- [15] J. Zuccaro, R. Osuna, “*Visualizador y manipulador de imágenes médicas de Resonancia Magnética en estándar DICOM*”, Trabajo Final de Grado, Escuela de Ingeniería de Sistemas, Facultad de Ingeniería, Universidad Metropolitana, Caracas, Julio 2004.

-
- [16] I. Maglogiannis, C. Doukas, G. Kormentzas, T. Pliakas, “*Wavelet Based Compression With Roi Coding Support For Mobile Access To DICOM Images Over Heterogeneous Radio Networks*”, *IEEE Transactions Information Technology in Biomedicine*, Vol. 13, pp. 458-466, Julio 2009.
 - [17] ACR-NEMA 300-1988 Digital Imaging and Communications “*Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 6: Data Dictionary*”, National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2009.
 - [18] ACR-NEMA 300-1988 Digital Imaging and Communications “*Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 5: Data Structures and Encoding*”, National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2009.
 - [19] M. Borjas, “*Compresión de huellas dactilares empleando transformada ondícula*”, Trabajo Especial de Grado, Escuela de Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería, Universidad Católica Andrés Bello, Caracas, 2007.
 - [20] D. Mackenzie, "Wavelets: ver el Bosque Y los Árboles", National Academy of Sciences, Washington D.C. EEUU. Diciembre 2001. [En-Línea] Disponible en: http://www7.nationalacademies.org/spanishbeyonddiscovery/beyonddiscovery/mat_08276.html
 - [21] J. Regidor, M. Losada, A. Artés, L. Urbano, F. D'Alvano. “*Image Coding Using Wavelet Transform, Vector Quantization, And Zerotrees*”, Presentado en Second IEEE International Caracas Conference on Devices, Circuits and Systems, Isla de Margarita. Marzo 1998.
 - [22], C. Minchola, “*Compresión De Imágenes Mediante El Algoritmo Embedded Zerotree Wavelet*”, Tesis para Optar el Título de Ingeniero Electrónico. Pontificia Universidad Católica del Perú, Facultad de Ingeniería, Lima, Peru, 2006.

- [23] M. Chacón, *Procesamiento Digital de Imágenes*, Editorial Trilla, 2007
- [24] G. Oppenheim, M. Mitsiti, Y. Misiti, J. Poggi, *Wavelet and their applications, ISTE Series*, 2007.
- [25] J.P. Tello, “*Compresión de Imágenes Radiológicas Empleando Transformada Wavelet*”, Tesis para optar al título de Magister en Automatización Industrial, Departamento de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Computación, Facultad de Ingeniería y Arquitectura, Universidad Nacional de Colombia, Colombia, Junio 2005.
- [26] R. Dilmaghani, A. Ahmadian, N. Maleki. “*Choise Of Wavelet Filter For Médical Image Compression And Aproximation*”, presentado en *24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*, vol. 2, pp. 1059-1060, Houston, USA, Octubre 2002.
- [27] V. González, “*Compresión Reversible y Transmisión de Imágenes*”, Tesis Doctoral, Departamento de Arquitectura de Computadores y Electrónica, Universidad de Almería. Almería, España. Julio 2002.
- [28] A. González, P. Roncagliolo, “*Compresión Transmisión progresiva de imágenes, basada en wavelets, para reducir el uso de ancho de banda en aplicaciones compartidas*”, Departamento de Electrónica, Universidad Técnica Federico Santa María, Valparaíso, Chile, 2005.
- [29] B. Dugnol, A. M. Fernández, D. A. Cernea. “*Procesamiento de Mamografías con Transformada Wavelet*”, Laboratorio de tratamiento numérico de la señal y de la imagen, Departamento de Matemáticas, Universidad de Oviedo, Noviembre 2005.
- [30] B. Ramakrishnan, N. Sriraam, “*Compression of DICOM Images Based On Wavelets and SPIHT for Telemedicine Applications*”. Presentado en *First United Arab Emirates International Conference on Biological and Medical Physics*, 2005.

-
- [31] M. Peñate, “En ambulatorio de Boca del Río II faltan nebulizadores y electrocardiógrafos”, Diario El Sol de Margarita, Edición del 8 de Febrero de 2008.
 - [32] M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, J. M. Poggi, “Wavelet Toolbox 4 User’s Guide”, The MathWorks, Inc, Natick, MA, EEUU, 2009.
 - [33] The MathWorks, Inc, “Image Processing Toolbox 4 User’s Guide”, The MathWorks, Inc. Natick, EEUU, 2009.
 - [34] A. Gallego, “Modelos Visuales en el Análisis de la Calidad de Imagen”, Proyecto Fin de Carrera, Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicaciones, Universidad Politécnica de Madrid, Febrero 2006.
 - [35] Z. Wang, E. Simoncelli, “Translation Insensitive Image Similarity in Complex Wavelet Domain”, Presentado en IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, Philadelphia, EEUU, Marzo 2005.
 - [36] J. Paz, A. Bosh, “La Calidad en las Imágenes Médicas de Resonancia Magnética Comprimidas con JPEG2000”, presentado en VII Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería, Habana, Cuba, 2007.
 - [37] Z. Wang, A. Bovik, H. Sheikh, E. Simoncelli, “Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity”, IEEE Transactions on Image Processing, IEEE Signal Processing Society, Vol.13, pp: 600-12, 2004.
 - [38] International Telecommunication Union (ITU), “ITU-T P.910: Audiovisual quality in multimedia services, Subjective video quality assessment methods for multimedia applications”, ITU Telecommunication Assembly, Abril 2008.
 - [39] International Telecommunication Union (ITU), “ITU-R BT.500-11: Methodology for the subjective assessment of the quality of television pictures”, Telecommunication Standardization Sector of ITU, Enero 2002

- [40] S. Bokturk, C. Tomasi, B. Girodand, C. Beaulieu, “*Medical image compression based on region of interest with application to colon CT images*”. Presentado en *23rd Annual International Conference of the IEEE on medical and Biomedical Engineering*, Vol. 3, pp. 2453-2456, Estambul, Turquía, 2001.
- [41], M. Bonfiglio, P. Nussebaum, “*ROI en JPEG 2000 y su Relación con la Entropía*”. Presentado en 32 Jornadas Argentinas de Informática e Investigación Operativa, Buenos Aires, Argentina, Septiembre 2003.
- [42] ACR-NEMA 300-1988 Digital Imaging and Communications “Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function”, National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2009.
- [43] TeamViewer, “*Manual – TeamViewer 5.0 (Revision TV5.0-7478)*”, TeamViewer GmbH, Alemania, Julio 2009.
- [44] D. García, “*Manejo Básico de Imágenes con MATLAB*”, Grupo de Visión Artificial, Universidad de Santiago de Compostela, España, Febrero 2005.
- [45] F. Simini, “*Ingeniería Biomédica, perspectivas desde Uruguay*”, Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República Oriental del Uruguay, Montevideo, Uruguay, 2007.
- [46] C. Galindo, J. De Quintal, “*Diseño de una red, que permita la transferencia de imágenes de equipos médico en el formato DICOM utilizando el Servicio de Internet de CANTV*”, Trabajo Especial de Grado, Escuela de Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería, Universidad Católica Andrés Bello, Caracas, 2009.
- [47] A. Garcia, J. Zapata, S. Roldán, “*Ejecución de un sistema piloto de tele-radiología en Medellín, Colombia*”, Colombia Médica, Vol. 37, Colombia, 2003.

APENDICES

Apéndice A: Resultados Cuantitativos

IMAGEN 0: "Lenna"

Ondícula	ME TODO: SPIHT - RC:10				ME TODO: SPIHT - RC:20				ME TODO: SPIHT - RC:30				ME TODO: SPIHT - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	2,1233	0,9404	36,1297	3,3739	3,3445	0,9804	40,7836	2,6985	4,3417	0,9928	43,8912	3,4011	5,6593	0,9954	44,8319	4,5911
db2	1,8976	0,9417	36,2856	1,7342	3,0979	0,9798	40,8877	2,5167	4,3197	0,9928	44,4675	3,2753	5,4535	0,9958	45,7967	3,4936
db3	1,8033	0,9424	36,3585	1,6735	3,0045	0,9799	40,9767	2,4699	4,2321	0,9930	44,6728	3,2199	5,3715	0,9960	46,0875	3,9226
db4	1,7621	0,9430	36,1166	1,1911	2,9596	0,9796	40,3101	2,4697	4,1849	0,9926	43,2314	3,7114	5,3270	0,9955	44,2117	3,9877
db5	1,7537	0,9431	36,1677	1,6767	2,9541	0,9795	40,3400	2,4679	4,1846	0,9923	43,3005	3,2325	5,3250	0,9952	44,2859	3,9565
db6	1,7532	0,9432	36,2201	1,6910	2,9519	0,9797	40,5517	2,0088	4,1782	0,9924	43,7104	3,3619	5,3184	0,9953	44,8022	4,4898
db7	1,7371	0,9438	36,2880	1,6544	2,9347	0,9797	40,6794	2,4559	4,1689	0,9925	43,9996	2,7356	5,3057	0,9953	45,1758	3,4731
db8	1,7439	0,9438	36,3338	1,6816	2,9451	0,9801	40,8731	2,4760	4,1749	0,9928	44,4072	2,8055	5,3135	0,9956	45,7261	3,5253
db9	1,7504	0,9440	36,2729	1,6804	2,9513	0,9798	40,7049	2,4637	4,1792	0,9925	44,0850	3,6675	5,3145	0,9953	45,2738	3,9622
db10	1,7313	0,9434	36,0729	1,7033	2,9310	0,9791	40,2058	2,9432	4,1641	0,9917	43,0609	3,2385	5,3015	0,9945	43,9800	3,9788
sym2	1,8977	0,9417	36,2856	1,7053	3,0980	0,9798	40,8877	2,4472	4,3198	0,9928	44,4675	3,2091	5,4536	0,9958	45,7967	3,9130
sym3	1,8035	0,9424	36,3585	1,6467	3,0048	0,9799	40,9767	2,4141	4,2322	0,9930	44,6728	3,5937	5,3716	0,9960	46,0875	3,9068
sym4	1,7549	0,9425	36,2062	1,6305	2,9541	0,9795	40,4811	2,0033	4,1842	0,9926	43,5866	3,1518	5,3226	0,9955	44,6599	3,4336
sym5	1,7174	0,9430	36,2661	1,6191	2,9193	0,9796	40,5819	2,4143	4,1516	0,9927	43,7606	3,1391	5,2925	0,9955	44,8588	3,4384
sym6	1,7152	0,9431	36,3419	1,6351	2,9171	0,9801	40,8729	2,3856	4,1456	0,9930	44,3906	3,5666	5,2853	0,9959	45,6848	3,8790
sym7	1,7068	0,9433	36,3957	1,6525	2,9104	0,9802	40,9829	2,4062	4,1400	0,9931	44,6589	3,5309	5,2802	0,9960	46,0690	3,8994
sym8	1,7018	0,9432	36,4332	1,2642	2,9037	0,9801	41,1247	2,4279	4,1338	0,9931	45,0167	3,2045	5,2736	0,9960	46,5683	3,8786
coif1	1,8827	0,9414	36,1145	1,7311	3,0835	0,9794	40,4285	2,4916	4,3043	0,9925	43,4919	3,2324	5,4379	0,9955	44,5239	3,9423
coif2	1,7461	0,9425	36,2961	1,6613	2,9457	0,9797	40,6944	2,4396	4,1774	0,9928	44,0051	3,1710	5,3185	0,9957	45,1901	3,9504
coif3	1,7091	0,9435	36,3339	1,6709	2,9099	0,9799	40,7603	2,8325	4,1437	0,9929	44,1341	3,1614	5,2838	0,9958	45,3488	3,8732
coif4	1,6969	0,9435	36,4193	1,7058	2,9004	0,9801	41,0268	2,1437	4,1329	0,9930	44,7255	3,2385	5,2765	0,9959	46,1646	3,9742
coif5	1,6964	0,9436	36,2718	1,7457	2,8939	0,9798	40,5993	2,5405	4,1287	0,9927	43,7946	2,9357	5,2693	0,9956	44,9167	4,3166
bior1.1	2,1238	0,9404	36,1297	2,1476	3,3450	0,9804	40,7836	2,6751	4,5422	0,9928	43,8912	3,3936	5,6598	0,9954	44,8319	4,1436
bior1.3	2,2046	0,9401	35,9811	1,9592	3,4188	0,9783	39,9015	3,0533	4,6160	0,9906	42,1663	3,1534	5,7290	0,9933	42,7664	3,8190
bior1.5	2,2418	0,9400	35,9491	1,6763	3,4553	0,9776	39,7368	2,7648	4,6483	0,9898	41,8712	3,5277	5,7611	0,9925	42,4317	4,1537
bior2.2	1,7661	0,9412	35,5489	2,0105	2,8995	0,9769	39,1313	2,7837	4,1241	0,9914	41,6565	2,8708	5,2776	0,9950	42,5285	3,9411
bior2.4	1,7853	0,9437	36,2527	1,7470	2,9160	0,9780	40,4355	2,8454	4,1433	0,9921	44,0521	3,2785	5,2947	0,9956	45,5900	3,9980
bior2.6	1,8077	0,9452	36,3930	1,7920	2,9352	0,9787	40,5982	2,2067	4,1603	0,9925	44,2798	3,5811	5,3121	0,9961	45,8996	3,7733
bior2.8	1,8264	0,9452	36,3354	1,8262	2,9540	0,9783	40,3654	2,8459	4,1777	0,9921	43,7104	3,3186	5,3291	0,9955	45,0701	3,7706
bior3.1	1,9767	0,9353	34,7613	2,1445	3,0452	0,9692	37,9077	2,5747	4,2454	0,9865	40,4954	3,3406	5,3983	0,9918	41,5322	4,1637
bior3.3	1,8718	0,9427	35,3024	1,8284	2,9374	0,9736	38,3250	2,5253	4,1440	0,9890	40,6507	3,3732	5,3027	0,9936	41,5599	4,0629
bior3.5	1,8478	0,9430	36,0560	1,8113	2,9117	0,9750	39,7057	2,5356	4,1213	0,9899	43,1385	3,1960	5,2798	0,9944	44,8086	4,0878
bior3.7	1,8523	0,9462	36,2181	2,2510	2,9576	0,9943	43,6380	4,1233	4,0903	0,9903	43,5896	3,4754	5,2339	0,9947	45,4481	4,3122
bior3.9	1,8525	0,9463	36,1598	1,6421	2,9161	0,9755	39,7170	2,8728	4,1244	0,9902	43,0439	3,4032	5,2847	0,9945	44,5949	4,2354
bior4.4	1,6620	0,9419	36,1732	1,7189	2,8538	0,9797	40,7939	2,3661	4,0920	0,9932	44,5946	3,0067	5,2372	0,9962	46,1143	4,0659
bior5.5	1,6996	0,9364	35,5318	1,9616	2,9305	0,9775	39,9109	2,5074	4,1633	0,9915	42,9343	3,4624	5,2971	0,9944	43,8917	3,9786
bior6.8	1,6654	0,9435	36,3175	1,7426	2,8474	0,9796	40,7862	2,2665	4,0848	0,9928	44,3982	3,2683	5,2332	0,9959	45,8028	4,0275
Ondícula	ME TODO: SPIHT - RC:50				ME TODO: SPIHT - RC:60				ME TODO: SPIHT - RC:75				ME TODO: SPIHT - RC:100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	5,6593	0,9954	44,8319	4,1084	5,6593	0,9954	44,8319	4,0666	5,6593	0,9954	44,8319	3,5819	5,6593	0,9954	44,8319	4,0788
db2	5,4535	0,9958	45,7967	3,9673	5,4535	0,9958	45,7967	3,9912	5,4535	0,9958	45,7967	3,9406	5,4535	0,9958	45,7967	4,0047
db3	5,3715	0,9960	46,0875	4,4655	5,3715	0,9960	46,0875	3,9198	5,3715	0,9960	46,0875	3,9148	5,3715	0,9960	46,0875	3,8997
db4	5,3270	0,9955	44,2117	4,4519	5,3270	0,9955	44,2117	4,4533	5,3270	0,9955	44,2117	3,9315	5,3270	0,9955	44,2117	4,4290
db5	5,3250	0,9952	44,2859	3,5090	5,3250	0,9952	44,2859	4,4183	5,3250	0,9952	44,2859	3,4847	5,3250	0,9952	44,2859	3,5071
db6	5,3184	0,9953	44,8022	4,0744	5,3184	0,9953	44,8022	3,4905	5,3184	0,9953	44,8022	3,5119	5,3184	0,9953	44,8022	3,5082
db7	5,3057	0,9953	45,1758	3,9449	5,3057	0,9953	45,1758	3,9069	5,3057	0,9953	45,1758	3,9264	5,3057	0,9953	45,1758	3,4793
db8	5,3135	0,9956	45,7261	3,5083	5,3135	0,9956	45,7261	3,9680	5,3135	0,9956	45,7261	3,4593	5,3135	0,9956	45,7261	3,9865
db9	5,3145	0,9953	45,2738	4,3762	5,3145	0,9953	45,2738	4,4885	5,3145	0,9953	45,2738	3,9676	5,3145	0,9953	45,2738	3,9030
db10	5,3015	0,9945	43,9800	3,9176	5,3015	0,9945	43,9800	3,5030	5,3015	0,9945	43,9800	4,4442	5,3015	0,9945	43,9800	3,9424
sym2	5,4536	0,9958	45,7967	3,9330	5,4536	0,9958	45,7967	3,8973	5,4536	0,9958	45,7967	3,9282	5,4536	0,9958	45,7967	3,9232
sym3	5,3716	0,9960	46,0875	3,9013	5,3716	0,9960	46,0875	3,9023	5,3716	0,9960	46,0875	4,3410	5,3716	0,9960	46,0875	3,8860
sym4	5,3226	0,9955	44,6450	4,2954	5,3226	0,9955	44,6450	3,8944	5,3226	0,9955	44,6450	3,8758	5,3226	0,9955	44,6450	3,8908
sym5	5,2925	0,9955	44,8588	3,8730	5,2925	0,9955	44,8588	3,8852	5,2925	0,9955	44,8588	3,8681	5,2925	0,9955	44,8588	3,4462
sym6	5,2853	0,9959	45,6848	3,8288	5,2853	0,9959	45,6848	3,9186	5,2853	0,9959	45,6848	3,8663	5,2853	0,9959	45,6848	3,8984
sym7	5,2802	0,9960	35,0000	5,2802	5,2802	0,9960	35,0000	3,8809	5,2802	0,9960	46,0690	3,8824	5,2802	0,9960	46,0690	3,8971
sym8	5,2736	0,9960	46,5683													

Ondícula	MÉTODO: EZW - RC:10				MÉTODO: EZW - RC:20				MÉTODO: EZW - RC:30				MÉTODO: EZW - RC:40				
	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	
WT																	
db1	1,7184	0,8763	32,6888	3,5213	3,1824	0,9486	37,3372	5,3900	5,1561	0,9849	42,0844	7,6229	7,1899	0,9940	44,4077	10,7714	
db2	1,5291	0,8878	33,0112	2,6207	2,8763	0,9487	37,3924	4,0163	4,7883	0,9840	42,2152	7,2291	6,8544	0,9942	45,1890	10,2250	
db3	1,4520	0,8914	33,1781	2,4991	2,7463	0,9490	37,3803	4,7765	4,6637	0,9842	42,2993	6,9836	6,7411	0,9944	45,4235	10,1198	
db4	1,4060	0,8926	33,0613	2,4991	2,6927	0,9497	37,1011	4,7229	4,6025	0,9837	41,4071	6,9031	6,6719	0,9939	43,7561	10,0760	
db5	1,4240	0,8938	33,1134	3,0022	2,7014	0,9494	37,1208	3,7754	4,6080	0,9835	41,4306	7,4737	6,7000	0,9936	43,8322	9,6044	
db6	1,4232	0,8943	33,1436	2,1103	2,7040	0,9496	37,1953	3,8587	4,6167	0,9837	41,7063	6,5143	6,6913	0,9937	44,2917	9,9789	
db7	1,4086	0,8953	33,1925	2,9783	2,6851	0,9503	37,2759	4,2954	4,5885	0,9837	41,8510	6,9209	6,6786	0,9938	44,6355	10,5571	
db8	1,4246	0,8950	33,1718	2,5647	2,7122	0,9504	37,3678	4,7859	4,6102	0,9841	42,1251	7,0001	6,6951	0,9941	45,1091	9,6336	
db9	1,4368	0,8946	33,1446	2,5953	2,7247	0,9504	37,2847	3,9120	4,6378	0,9839	41,9356	7,0730	6,7180	0,9938	44,7276	10,6298	
db10	1,4054	0,8946	33,0517	3,0189	2,6758	0,9499	37,0343	3,9027	4,5884	0,9831	41,2704	6,6173	6,6736	0,9930	43,5601	10,5251	
sym2	1,5292	0,8878	33,0112	2,5853	2,8766	0,9487	37,3924	4,8905	4,7885	0,9840	42,2152	7,0835	6,8546	0,9942	45,1890	10,2310	
sym3	1,4521	0,8914	33,1781	2,0911	2,7472	0,9490	37,3803	4,2637	4,6639	0,9842	42,2993	6,9454	6,7412	0,9944	45,4235	10,0184	
sym4	1,4270	0,8926	33,1620	2,4883	2,6945	0,9490	37,1627	4,1849	4,5988	0,9836	41,6018	7,2360	6,6925	0,9939	44,1576	10,0182	
sym5	1,3622	0,8938	33,1931	2,0044	2,6144	0,9493	37,2137	4,0980	4,5227	0,9836	41,7087	6,7574	6,6066	0,9940	44,3451	9,4284	
sym6	1,3948	0,8938	33,2712	2,4934	2,6447	0,9496	37,3265	4,1877	4,5586	0,9842	42,1077	7,2477	6,6393	0,9943	45,0722	9,9181	
sym7	1,3682	0,8950	33,2956	2,4783	2,6118	0,9496	37,3783	4,1238	4,5249	0,9843	42,2494	6,4023	6,6122	0,9945	45,3988	10,3074	
sym8	1,3850	0,8950	33,3319	2,4750	2,6262	0,9496	37,4279	4,1796	4,5417	0,9842	42,4480	7,2171	6,6339	0,9944	45,8265	10,4070	
coif1	1,5226	0,8875	32,9571	2,6118	2,8569	0,9485	37,1651	4,0419	4,7797	0,9837	41,6006	6,7339	6,8486	0,9939	44,0642	10,3082	
coif2	1,3922	0,8928	33,2123	2,4727	2,6548	0,9490	37,2586	4,5564	4,5629	0,9838	41,8636	6,7663	6,6493	0,9941	44,6322	9,5711	
coif3	1,3624	0,8952	33,2469	2,4619	2,6146	0,9499	37,2851	4,1771	4,5229	0,9839	41,9361	6,7846	6,5997	0,9942	44,7693	10,3608	
coif4	1,3713	0,8947	33,3364	2,5157	2,6695	0,9499	37,3947	4,5669	4,5087	0,9842	42,2829	6,7960	6,5994	0,9944	45,4686	10,0429	
coif5	1,3459	0,8941	33,1985	2,2382	2,6042	0,9502	37,2194	4,2182	4,5046	0,9837	41,7250	6,5852	6,5867	0,9940	44,3876	9,9837	
bior1.1	1,7190	0,8763	32,6888	2,8607	3,1830	0,9486	37,3372	4,8607	5,1567	0,9849	42,0844	7,4349	7,1906	0,9940	44,4077	10,7519	
bior1.3	1,8447	0,8802	32,7299	3,0662	3,3390	0,9475	36,9690	5,1950	5,3041	0,9825	40,8403	7,9415	7,3354	0,9919	42,4929	11,1324	
bior1.5	1,9033	0,8809	32,7122	3,2215	3,4110	0,9471	36,8842	5,2911	5,3749	0,9818	40,6179	8,1059	7,4011	0,9910	42,1682	11,7334	
bior2.2	1,4755	0,8964	32,8537	2,6613	2,6731	0,9473	36,3396	4,4003	4,4645	0,9807	39,9315	7,2764	6,5049	0,9928	42,0560	10,1013	
bior2.4	1,5198	0,9015	33,3500	2,8096	2,7167	0,9493	37,0712	4,1779	4,5062	0,9816	41,4518	7,1322	6,5520	0,9934	44,7136	10,1170	
bior2.6	1,5544	0,9039	33,4706	3,1854	2,7565	0,9505	37,1823	4,5969	4,5415	0,9822	41,5899	7,3982	6,5789	0,9939	44,9586	10,2575	
bior2.8	1,5825	0,9042	33,4626	2,6262	2,7933	0,9504	37,0814	4,3119	4,5836	0,9817	41,2742	6,8937	6,6237	0,9933	44,2784	10,2720	
bior3.1	1,0981	0,8270	29,1225	2,2100	1,8414	0,8929	32,2910	3,0770	3,0099	0,9397	35,3005	5,1524	4,6951	0,9717	38,3792	7,6742	
bior3.3	1,7106	0,9048	32,9404	3,4632	2,8590	0,9473	35,8603	4,8716	4,5369	0,9764	38,8203	7,2062	6,5137	0,9900	40,9076	10,7576	
bior3.5	1,7010	0,9085	33,4823	3,2195	2,8337	0,9495	36,6905	4,9905	4,5011	0,9777	40,3773	7,3477	6,4893	0,9910	43,6029	10,8088	
bior3.7	1,7053	0,9106	33,6208	3,2392	2,8405	0,9507	36,8503	4,9731	4,5048	0,9784	40,6335	7,4509	6,4945	0,9914	44,1010	10,5297	
bior3.9	1,7201	0,9110	33,5942	3,5546	2,8525	0,9507	36,7555	5,0326	4,5165	0,9783	40,3801	7,8026	6,5028	0,9912	43,4670	10,5977	
bior4.4	1,2848	0,8921	33,0655	2,4195	2,4989	0,9486	37,2041	4,3949	4,3917	0,9838	42,0971	6,7974	6,4767	0,9946	45,3897	9,8430	
bior5.5	1,2087	0,8759	32,3479	2,2341	2,5212	0,9444	36,6787	3,7349	4,4819	0,9821	41,1291	6,7452	6,5945	0,9929	43,4882	9,8821	
bior6.8	1,3273	0,8961	33,2676	2,2905	2,5402	0,9497	37,2572	4,1763	4,4121	0,9836	41,9870	6,8054	6,4948	0,9942	45,1134	9,9539	
Ondícula	MÉTODO: EZW - RC:50				MÉTODO: EZW - RC:60				MÉTODO: EZW - RC:75				MÉTODO: EZW - RC:100				
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	
db1	7,9414	0,9954	44,8319	11,7568	7,9414	0,9954	44,8319	12,2427	7,9414	0,9954	44,8319	11,7018	7,9414	0,9954	44,8319	11,7082	
db2	7,6693	0,9958	45,7967	11,9020	7,6693	0,9958	45,7967	12,7261	7,6693	0,9958	45,7967	11,8172	7,6693	0,9958	45,7967	12,3216	
db3	7,5810	0,9960	46,0875	11,0292	7,5800	0,9960	46,0875	11,7034	7,5800	0,9960	46,0875	11,5602	7,5800	0,9960	46,0875	11,6668	
db4	7,5123	0,9955	44,2117	12,1081	7,5123	0,9955	44,2117	11,1002	7,5123	0,9955	44,2117	11,0663	7,5123	0,9955	44,2117	11,1171	
db5	7,5387	0,9952	44,2859	11,6441	7,5387	0,9952	44,2859	11,1158	7,5387	0,9952	44,2859	11,3377	7,5387	0,9952	44,2859	11,6001	
db6	7,5387	0,9953	44,3022	11,3875	7,5387	0,9953	44,3022	11,4554	7,5387	0,9953	44,3022	11,0594	7,5387	0,9953	44,3022	11,4837	
db7	7,5015	0,9953	45,1758	11,5819	7,5015	0,9953	45,1758	11,2310	7,5015	0,9953	45,1758	11,5743	7,5015	0,9953	45,1758	11,1342	
db8	7,5364	0,9956	45,7261	11,5997	7,5364	0,9956	45,7261	11,5217	7,5364	0,9956	45,7261	11,6485	7,5364	0,9956	45,7261	11,5858	
db9	7,5470	0,9953	45,2738	11,7053	7,5470	0,9953	45,2738	11,8107	7,5470	0,9953	45,2738	11,8107	7,5470	0,9953	45,2738	11,7731	
db10	7,5096	0,9945	45,7967	11,6519	7,5096	0,9945	45,7967	11,6262	7,5096	0,9945	45,7967	11,5096	7,5096	0,9945	43,9800	11,7203	
sym2	7,5800	0,9960	46,0875	11,2496	7,5801	0,9960	46,0875	11,6651	7,5801	0,9960	46,0875	11,5750	7,5801	0,9960	46,0875	11,5308	
sym4	7,5254	0,9955	44,6450	11,5954	7,5254	0,9955	44,6450	11,2632	7,5254	0,9955	44,6450	11,4981	7,5254	0,9955	44,6450	11,6388	
sym5	7,4454	0,9955	44,8588	11,4268	7,4454	0,9955	44,8588	11,4403	7,4454	0,9955	44,8588	11,0274	7,4454	0,9955	44,8588	11,0242	
sym6	7,4843	0,9959	45,6848	11,0891	7,4843	0,9959	45,6848	11,5835	7,4843	0,9959	45,6848	11,4383	7,4843	0,9959	45,6848	11,4851	
sym7	7,4489	0,9960	46,0696	11,1713	7,4489	0,9960	46,0696	11,8692	7,4489	0,9960	46,0696	11,5219	7,4489	0,9960	46,0690	11,4670	
sym8	7,4720	0,9960	46,5683	11,5822	7,4720	0,9960	46,5683	11,5200	7,4720	0,9960	46,5683	11,1093	7,				

Ondícula	MÉTODO: STW - RC-10				MÉTODO: STW - RC-20				MÉTODO: STW - RC-30				MÉTODO: STW - RC-40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	1,7976	0,8814	33,0293	3,5301	3,4141	0,9563	38,5133	5,3478	5,4255	0,9909	45,8818	8,1159	7,1584	0,9989	54,6901	10,6548
db2	1,5594	0,8921	33,3074	3,4331	3,0322	0,9552	38,3044	4,8691	5,0858	0,9902	45,4410	7,7168	6,8842	0,9988	54,8217	10,3394
db3	1,4700	0,8955	33,4560	3,3317	2,8995	0,9552	38,2491	4,7292	4,9484	0,9901	45,3349	7,5032	6,7811	0,9988	54,6845	10,2517
db4	1,4280	0,8966	33,4470	3,2721	2,8322	0,9562	38,2720	4,6389	4,8892	0,9902	45,3412	7,4788	6,7141	0,9988	54,5984	9,5493
db5	1,4299	0,8979	33,5025	2,8024	2,8356	0,9562	38,2802	4,6951	4,8832	0,9902	45,3150	7,4398	6,7089	0,9988	54,6351	9,9805
db6	1,4321	0,8989	33,5067	2,8252	2,8324	0,9563	38,2608	4,6121	4,9011	0,9903	45,3469	7,8592	6,7233	0,9988	54,6833	10,5820
db7	1,4169	0,8999	33,5370	2,8275	2,8083	0,9568	38,2546	4,2269	4,8660	0,9902	45,2971	7,8800	6,6927	0,9989	54,7241	10,1553
db8	1,4282	0,8993	33,4772	2,8992	2,8270	0,9567	38,2833	4,6671	4,8623	0,9903	45,3111	6,9602	6,6914	0,9988	54,6730	10,5526
db9	1,4409	0,8995	33,4961	2,9174	2,8416	0,9568	38,2538	4,3495	4,8910	0,9904	45,3681	7,4933	6,7054	0,9988	54,7135	9,7076
db10	1,4108	0,8994	33,4666	2,9719	2,8069	0,9571	38,2394	4,3388	4,8575	0,9904	45,3491	7,6050	6,6725	0,9988	54,6986	10,6149
sym2	1,5597	0,8921	33,3074	3,3227	3,0325	0,9552	38,3044	4,8362	5,0859	0,9902	45,4410	7,5243	6,8844	0,9988	54,8217	9,7832
sym3	1,4712	0,8955	33,4560	2,7965	2,8998	0,9552	38,2491	4,6763	4,9485	0,9901	45,3349	7,5120	6,7814	0,9988	54,6845	10,0736
sym4	1,4299	0,8970	33,5287	2,3319	2,8237	0,9557	38,3555	4,5547	4,8838	0,9901	45,3021	7,6351	6,7219	0,9988	54,6601	10,5753
sym5	1,3672	0,8982	33,5505	2,3069	2,7585	0,9559	38,2614	4,6037	4,8367	0,9901	45,3208	7,7106	6,6792	0,9988	54,6004	9,6385
sym6	1,3905	0,8979	33,5646	2,7762	2,7609	0,9558	38,2539	4,5455	4,8273	0,9902	45,3453	7,3562	6,6650	0,9988	54,6614	9,9968
sym7	1,3673	0,8985	33,5636	2,8041	2,7477	0,9558	38,2445	4,6057	4,8171	0,9902	45,3096	7,7940	6,6530	0,9988	54,6567	9,9994
sym8	1,3716	0,8988	33,5966	2,8090	2,7290	0,9556	38,2206	4,2581	4,8030	0,9902	45,3105	7,3956	6,6406	0,9988	54,6483	9,6771
coif1	1,5345	0,8918	33,3149	2,8896	3,0034	0,9551	38,2911	4,8373	5,0593	0,9902	45,4193	7,5765	6,8615	0,9988	54,7594	10,1509
coif2	1,4026	0,8969	33,5452	2,8247	2,7977	0,9553	38,2522	5,0205	4,8655	0,9901	45,3018	7,0360	6,7067	0,9988	54,6288	10,4939
coif3	1,3639	0,8992	33,5818	2,4960	2,7441	0,9561	38,2595	5,0657	4,8157	0,9901	45,3252	7,4353	6,6591	0,9988	54,6348	9,7239
coif4	1,3715	0,8988	33,6149	2,9772	2,7377	0,9559	38,2430	4,7973	4,8027	0,9901	45,2836	7,5859	6,6495	0,9988	54,5824	10,1885
coif5	1,3534	0,8985	33,5626	3,4275	2,7340	0,9565	38,2618	4,5363	4,7935	0,9901	45,2814	8,0722	6,6390	0,9988	54,6525	10,6172
bior1.1	1,7982	0,8814	33,0293	3,2356	3,4147	0,9563	38,5133	5,0842	5,4261	0,9909	45,8818	7,7534	7,1591	0,9989	54,6901	10,8735
bior1.3	1,9233	0,8867	33,2250	3,1339	3,5421	0,9562	38,5163	5,9249	5,5375	0,9907	45,7713	7,9156	7,2397	0,9988	54,8207	11,1446
bior1.5	1,9709	0,8878	33,2130	3,2629	3,5979	0,9561	38,4706	5,7252	5,5809	0,9905	45,6804	8,5884	7,2725	0,9988	54,6705	11,0184
bior2.2	1,4771	0,9013	33,4025	2,8615	2,7758	0,9539	37,7469	4,9336	4,7108	0,9877	44,0955	7,2643	6,5543	0,9988	52,9891	9,8670
bior2.4	1,5160	0,9055	33,6598	3,0033	2,8052	0,9552	37,9222	4,7827	4,7273	0,9879	44,2242	7,2928	6,5670	0,9984	53,1048	10,1069
bior2.6	1,5509	0,9072	33,7649	3,1164	2,8439	0,9558	37,9885	4,8675	4,7945	0,9879	44,2319	7,1436	6,5784	0,9988	53,1053	10,5086
bior2.8	1,5817	0,9081	33,8016	3,1947	2,8829	0,9561	38,0073	5,0308	4,7815	0,9879	44,2328	7,3092	6,6044	0,9988	53,0719	10,0410
bior3.1	1,8026	0,8975	32,7408	3,3014	3,0486	0,9470	36,4447	5,2952	4,7413	0,9799	41,3545	7,3734	6,5046	0,9961	49,0456	9,8484
bior3.3	1,6786	0,9087	33,5412	3,0105	2,8979	0,9532	37,2409	5,0318	4,6240	0,9836	42,4336	7,4360	6,4233	0,9971	50,3379	10,1187
bior3.5	1,6732	0,9125	33,7909	3,3041	2,8920	0,9551	37,4684	4,6345	4,6443	0,9843	42,6611	7,4113	6,4117	0,9973	50,6595	10,1242
bior3.7	1,6673	0,9142	33,8861	3,4182	2,8735	0,9556	37,5420	5,0290	4,6047	0,9847	42,7561	7,8204	6,4014	0,9973	50,7686	10,0775
bior3.9	1,6758	0,9147	33,9357	3,6998	2,8890	0,9559	37,5748	5,1395	4,6276	0,9848	42,8186	7,3642	6,4214	0,9973	50,7851	10,0285
bior4.4	1,2988	0,8960	33,3377	2,4880	2,6682	0,9548	38,0588	4,5197	4,7343	0,9897	45,0503	7,3854	6,6195	0,9988	54,3662	10,3542
bior5.5	1,2439	0,8917	32,7250	2,7197	2,7144	0,9522	37,8219	4,7247	4,8385	0,9897	45,0536	7,5574	6,6635	0,9988	54,5249	10,0946
bior6.8	1,3326	0,9001	33,5646	2,7281	2,6765	0,9561	38,1735	4,7573	4,7107	0,9897	45,0713	7,8179	6,5728	0,9988	54,3725	10,2461
Ondícula	MÉTODO: STW - RC-50				MÉTODO: STW - RC-60				MÉTODO: STW - RC-75				MÉTODO: STW - RC-100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	7,1584	0,9989	54,6901	10,5876	7,4985	0,9995	57,3963	11,0522	7,4985	0,9995	57,3963	10,9989	7,4985	0,9995	57,3963	10,4324
db2	6,8842	0,9988	54,8217	10,1499	7,2754	0,9996	58,9414	10,8211	7,2754	0,9996	58,9414	10,6796	7,2754	0,9996	58,9414	11,1390
db3	6,7811	0,9988	54,6845	9,7173	7,1852	0,9996	58,9066	10,7867	7,1852	0,9996	58,9066	10,5637	7,1852	0,9996	58,9066	10,6562
db4	6,7141	0,9988	54,5984	10,1183	7,1351	0,9996	58,9112	10,6724	7,1351	0,9996	58,9112	10,4107	7,1351	0,9996	58,9112	10,4933
db5	6,7089	0,9988	54,6351	10,1993	7,1212	0,9996	58,9292	10,6145	7,1212	0,9996	58,9292	10,3926	7,1212	0,9996	58,9292	10,4860
db6	6,7233	0,9988	54,6833	9,5221	7,1372	0,9996	58,9388	11,1295	7,1372	0,9996	58,9388	10,4018	7,1372	0,9996	58,9388	10,9426
db7	6,6927	0,9989	54,7241	10,0553	7,1016	0,9996	58,9274	11,0570	7,1016	0,9996	58,9274	10,4538	7,1016	0,9996	58,9274	9,9866
db8	6,6914	0,9988	54,6730	9,7003	7,0999	0,9996	58,9079	10,5456	7,0999	0,9996	58,9079	9,9793	7,0999	0,9996	58,9079	9,7529
db9	6,7054	0,9989	54,7135	10,6392	7,1161	0,9996	58,9265	10,7216	7,1161	0,9996	58,9265	10,3161	7,1161	0,9996	58,9265	9,9335
db10	6,6725	0,9988	54,6984	10,2182	7,0798	0,9996	58,9213	10,7958	7,0798	0,9996	58,9213	10,0388	7,0798	0,9996	58,9213	10,3982
sym2	6,8844	0,9989	54,8217	10,1637	7,2756	0,9996	58,9414	10,2792	7,2756	0,9996	58,9414	10,5511	7,2756	0,9996	58,9414	10,5461
sym3	6,7814	0,9988	54,6845	10,5540	7,1853	0,9996	58,9066	10,5455	7,1853	0,9996	58,9066	10,4736	7,1853	0,9996	58,9066	10,4532
sym4	6,7219	0,9988	54,6601	10,0674	7,1328	0,9996	58,8898	10,5990	7,1328	0,9996	58,8898	10,0791	7,1328	0,9996	58,8898	10,3897
sym5	6,6792	0,9989	54,6004	9,9501	7,0988	0,9996	58,9194	10,5122	7,0988	0,9996	58,9194	10,0356	7,0988	0,9996	58,9194	10,3709
sym6	6,6650	0,9988	54,6614	9,5716	7,0864	0,9996	58,9202	10,6047	7,0864	0,9996	58,9202	10,3307	7,0864	0,9996	58,9202	10,3271
sym7	6,6530	0,9988	54,6567	10,3697	7,0754	0,9996	58,9322	10,6312	7,0754	0,9996	58,9322	10,3884	7,0754	0,9996	58,9322	10,3982
sym8	6,6400	0,9988</td														

IMAGEN 1: CR de Tórax

Ondícula	ME TODO: SPIHT - RC:10				ME TODO: SPIHT - RC:20				ME TODO: SPIHT - RC:30				ME TODO: SPIHT - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	0,2521	0,5314	27,5002	1,7879	1,0717	0,7724	30,5836	1,3596	2,4000	0,9340	35,5940	2,1742	4,8156	0,9926	44,1947	3,5739
db2	0,2765	0,5386	27,6440	0,7385	1,0740	0,7692	30,5829	1,3039	2,3981	0,9326	35,5994	2,1872	4,8279	0,9930	44,4224	3,6858
db3	0,2795	0,5598	27,8754	0,7589	0,9873	0,7789	30,8043	1,2483	2,2794	0,9331	35,6442	2,1028	4,7299	0,9929	44,7511	3,5560
db4	0,2672	0,5548	27,8042	0,7695	1,0054	0,7749	30,7077	1,2576	2,3119	0,9329	35,6003	2,1422	4,7505	0,9929	44,4785	3,6007
db5	0,2659	0,5493	27,6831	0,7712	1,0227	0,7736	30,6188	1,2911	2,3361	0,9322	35,4317	2,1494	4,7760	0,9928	43,6187	3,6145
db6	0,2952	0,5646	27,8068	0,8196	1,0092	0,7803	30,7377	1,3083	2,2942	0,9331	35,4803	2,1574	4,7379	0,9926	43,5878	3,5987
db7	0,2778	0,5619	27,8198	0,8210	1,0228	0,7765	30,6954	1,2977	2,3298	0,9329	35,5388	2,1923	4,7694	0,9930	44,2003	3,5707
db8	0,2908	0,5603	27,7291	0,8177	1,0361	0,7789	30,7023	1,3562	2,3348	0,9331	35,5436	2,2185	4,7758	0,9928	44,1818	3,7105
db9	0,3025	0,5675	27,7504	0,8255	1,0131	0,7804	30,6884	1,3295	2,2966	0,9333	35,3949	2,2162	4,7413	0,9925	43,1198	3,6360
db10	0,2736	0,5590	27,7491	0,8432	1,0204	0,7753	30,5847	1,3127	2,3302	0,9321	35,2623	2,1979	4,7706	0,9920	42,5560	3,6578
sym2	0,2766	0,5386	27,6440	0,7292	1,0742	0,7692	30,5829	1,2710	2,3983	0,9326	35,5594	2,1151	4,8280	0,9930	44,4224	3,6257
sym3	0,2798	0,5598	27,8754	0,6870	0,9875	0,7789	30,8043	1,2475	2,2797	0,9331	35,6442	2,0206	4,7300	0,9929	44,7511	3,4427
sym4	0,2925	0,5633	27,8132	0,7050	0,9989	0,7776	30,6805	1,2771	2,2845	0,9323	35,3462	2,1311	4,7345	0,9925	42,8631	3,5788
sym5	0,2615	0,5548	27,8089	0,6905	0,9846	0,7741	30,7118	1,1823	2,2939	0,9328	35,5927	2,1627	4,7389	0,9933	44,6879	3,5593
sym7	0,2778	0,5616	27,8126	0,7756	0,9817	0,7783	30,6801	1,1705	2,2770	0,9330	35,6369	2,1134	4,7338	0,9931	44,7866	3,4720
sym8	0,2855	0,5635	27,8290	0,7896	0,9973	0,7787	30,7239	1,3523	2,2913	0,9325	35,4970	2,0903	4,7356	0,9925	43,6647	3,6113
coil1	0,2705	0,5386	27,6641	0,6578	1,0547	0,7646	30,5316	1,3706	2,3911	0,9319	35,5149	2,1386	4,8202	0,9929	44,3535	3,6257
coil2	0,2786	0,5644	27,8994	0,7282	0,9866	0,7814	30,8148	1,2772	2,2683	0,9331	35,5610	2,1576	4,7206	0,9931	44,1638	3,6287
coil3	0,2598	0,5516	27,7593	0,8940	1,0079	0,7714	30,6125	1,3297	2,3284	0,9322	35,4246	2,2112	4,7682	0,9929	43,5397	3,6852
coil4	0,2783	0,5647	27,8556	0,7789	0,9856	0,7792	30,7733	1,4341	2,2815	0,9332	35,6311	2,1348	4,7281	0,9931	44,7502	3,7921
coil5	0,2679	0,5356	27,7996	0,9050	1,0138	0,7726	30,6680	1,4062	2,3271	0,9324	35,5559	2,1812	4,7677	0,9931	44,4631	3,6310
bior1.1	0,2327	0,5314	27,5002	0,6525	1,0723	0,7724	30,5836	1,1874	2,4006	0,9340	35,5940	2,1813	4,8160	0,9926	44,1947	3,5332
bior1.3	0,2991	0,5516	27,7049	0,7804	1,1459	0,7817	30,7451	1,2494	2,4659	0,9351	35,6930	2,1374	4,8660	0,9921	43,9932	3,7904
bior1.5	0,3226	0,5602	27,7347	0,8094	1,1849	0,7845	30,7471	1,5183	2,5011	0,9348	35,6208	2,1910	4,8964	0,9916	43,5015	3,5694
bior2.2	0,3439	0,5837	28,1603	0,8048	0,9989	0,7588	30,4914	1,1286	2,2437	0,9203	34,9609	2,0899	4,7007	0,9922	44,4053	3,4291
bior2.4	0,3610	0,5943	28,3211	0,8124	1,0331	0,7680	30,6596	1,2790	2,2810	0,9230	35,1035	2,0843	4,7316	0,9925	44,4178	3,4379
bior2.6	0,3771	0,5999	28,3862	0,8439	1,0605	0,7723	30,7245	1,3101	2,3091	0,9240	35,1511	2,2626	4,7549	0,9923	44,2915	3,7758
bior2.8	0,3854	0,6026	28,4166	0,8718	1,0817	0,7760	30,7756	1,2121	2,3285	0,9247	35,1793	2,3176	4,7682	0,9922	44,2343	3,6976
bior3.1	0,3710	0,5335	29,9711	0,9237	0,7391	0,6333	27,7621	1,0510	1,4752	0,7803	30,1657	1,5402	3,8414	0,9649	37,5979	3,0908
bior3.3	0,6137	0,6341	28,6670	0,8294	1,3195	0,7933	30,9196	1,5970	2,4391	0,9133	34,4625	2,1924	4,8641	0,9893	42,9500	3,7670
bior3.5	0,6006	0,6595	28,7981	1,0039	1,2926	0,7975	30,9929	1,5975	2,4121	0,9155	34,4968	2,2164	4,8409	0,9886	42,3228	3,7478
bior3.7	0,5934	0,6613	28,8613	0,9988	1,2844	0,7989	31,0761	1,4726	2,4041	0,9164	34,6345	2,2215	4,8331	0,9894	42,8035	3,7561
bior3.9	0,5953	0,6615	28,8619	1,0233	1,2859	0,8000	31,1006	1,5038	2,4053	0,9172	34,6655	2,2741	4,8340	0,9894	42,9034	3,9250
bior4.4	0,4235	0,5418	27,6415	0,5698	0,9681	0,7615	30,4689	1,2423	2,2813	0,9294	35,3787	2,0960	4,7257	0,9932	44,7046	3,5828
bior5.5	0,2095	0,5009	27,0765	0,5585	1,0455	0,7511	30,0910	1,1414	2,3959	0,9286	35,1295	2,0027	4,8231	0,9926	44,1109	3,6073
bior6.8	0,2720	0,5583	27,8325	0,9893	0,9821	0,7672	30,5994	1,2963	2,2838	0,9296	35,4357	2,3127	4,7325	0,9926	44,5164	3,7396
Ondícula	ME TODO: SPIHT - RC:50				ME TODO: SPIHT - RC:60				ME TODO: SPIHT - RC:75				ME TODO: SPIHT - RC:100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	4,8156	0,9926	44,1947	3,5938	4,8156	0,9926	44,1947	3,5764	4,8156	0,9926	44,1947	3,5822	4,8156	0,9926	44,1947	3,5885
db2	4,8279	0,9930	44,4224	3,6811	4,8279	0,9930	44,4224	3,6234	4,8279	0,9930	44,4224	3,6736	4,8279	0,9930	44,4224	3,6284
db3	4,7299	0,9929	44,7511	3,6213	4,7299	0,9929	44,7511	3,5474	4,7299	0,9929	44,7511	3,5254	4,7299	0,9929	44,7511	3,5416
db4	4,7505	0,9929	44,4785	3,6427	4,7505	0,9929	44,4785	3,5956	4,7505	0,9929	44,4785	3,5979	4,7505	0,9929	44,4785	3,6093
db5	4,7760	0,9928	43,6187	3,6255	4,7760	0,9928	43,6187	3,5940	4,7760	0,9928	43,6187	3,6306	4,7760	0,9928	43,6187	3,6505
db7	4,7694	0,9930	44,2003	3,6506	4,7694	0,9930	44,2003	3,6718	4,7694	0,9930	44,2003	3,6228	4,7694	0,9930	44,2003	3,5933
db8	4,7758	0,9928	44,1818	3,6247	4,7758	0,9928	44,1818	3,6607	4,7758	0,9928	44,1818	3,6291	4,7758	0,9928	44,1818	3,6068
db9	4,7413	0,9925	43,1198	3,6602	4,7413	0,9925	43,1198	3,6361	4,7413	0,9925	43,1198	3,6411	4,7413	0,9925	43,1198	3,6297
db10	4,7706	0,9920	42,5560	3,5577	4,7706	0,9920	42,5560	3,6486	4,7706	0,9920	42,5560	3,5780	4,7706	0,9920	42,5560	3,5692
sym3	4,8280	0,9930	44,4224	3,6011	4,8280	0,9930	44,4224	3,6258	4,8280	0,9930	44,4224	3,5666	4,8280	0,9930	44,4224	3,5706
sym4	4,7300	0,9929	44,7511	3,5385	4,7300	0,9929	44,7511	3,5103	4,7300	0,9929	44,7511	3,5487	4,7300	0,9929	44,7511	3,4546
sym5	4,7345	0,9925	42,8631	3,5438	4,7345	0,9925	42,8631	3,6000	4,7345	0,9925	42,8631	3,5468	4,7345	0,9925	42,8631	3,4934
sym6	4,7338	0,9931	44,7866	3,5363	4,7338	0,9931	44,7866	3,5733	4,7338	0,9931	44,7866	3,5550	4,7338	0,9931	44,7866	3,5284
sym7	4,7271	0,9929	42,8707	3,5466	4,7271	0,9929	42,8707	3,5824	4,7271	0,9929	42,8707	3,5992	4,7271	0,9929	42,8707	3,4918
sym8	4,7356	0,9925	43,6647	3,4923	4,7356	0,9925	43,6647	3,5478	4,7356	0,9925	43,6647	3,5411	4,7356	0,9925	43,6647	3,6308
coil1	4,8202	0,9929	44,3535	3,6344	4,8202	0,9929	44,3535	3,5453	4,8202	0,9929	44,3535	3,6246	4,8202	0,9929	44,3535	3,5377
coil2	4,7206	0,9931	44,1638	3,5837	4,7206	0,9931	44,1638	3,6265	4,7206	0,9931	44,1638	3,6237	4,7206	0,9931	44,1638	3,7146
coil3	4,7682	0,9929	43,5397	3,5945	4,7682	0,9929</										

Ondícula	MÉTODO: EZW - RC:10				MÉTODO: EZW - RC:20				MÉTODO: EZW - RC:30				MÉTODO: EZW - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	0,0571	0,3815	25,0319	0,8107	0,1194	0,4292	26,2201	0,7189	0,3420	0,5401	27,6719	1,0195	1,3883	0,7916	30,9819	2,3736
db2	0,1113	0,4228	25,1719	0,6881	0,1854	0,4573	26,4922	0,8067	0,3931	0,5460	27,8836	1,0781	1,4093	0,7864	30,9650	2,4235
db3	0,0980	0,4192	25,2238	0,6854	0,1725	0,4617	26,5684	0,7892	0,4019	0,5679	28,1168	1,1044	1,3452	0,7974	31,2029	2,3555
db4	0,0878	0,4222	24,8429	0,6789	0,1637	0,4558	26,4825	0,7839	0,3917	0,5643	28,0606	1,0943	1,3483	0,7927	31,0937	2,3663
db5	0,1029	0,4225	24,9300	0,7015	0,1765	0,4622	26,4786	0,8119	0,3962	0,5585	27,9477	1,1108	1,3740	0,7910	31,0126	2,4028
db6	0,1041	0,4145	24,6577	0,7348	0,1901	0,4617	26,4158	0,8545	0,4360	0,5736	28,0843	1,1872	1,3788	0,7991	31,1692	2,4364
db7	0,1027	0,4198	24,9038	0,7571	0,1829	0,4580	26,4785	0,8796	0,4176	0,5716	28,0781	1,2026	1,3705	0,7936	31,0814	2,4286
db8	0,1025	0,4124	24,5044	0,7528	0,1957	0,4639	26,4468	0,8718	0,4360	0,5694	28,0077	1,2385	1,4066	0,7967	31,1291	2,4320
db9	0,3017	0,4105	23,9709	0,7595	0,2162	0,4630	26,3765	0,9000	0,4622	0,5774	28,0680	1,2742	1,4054	0,7994	31,1291	2,4915
db10	0,1115	0,4193	25,0414	0,7648	0,2003	0,4653	26,5675	0,9297	0,4169	0,5682	27,9920	1,1504	1,3677	0,7931	30,9621	2,4082
sym2	0,1115	0,4228	25,1719	0,6646	0,1855	0,4573	26,4922	0,7789	0,3932	0,5460	27,8836	1,1173	1,4091	0,7864	30,9650	2,4110
sym3	0,0983	0,4192	25,2238	0,7137	0,1726	0,4617	26,5684	0,7682	0,4021	0,5679	28,1168	1,0350	1,3455	0,7974	31,2029	2,3821
sym4	0,1117	0,4154	25,0879	0,6876	0,1864	0,4583	26,4743	0,8006	0,4283	0,5724	28,0599	1,1288	1,3743	0,7965	31,0928	2,3471
sym5	0,0803	0,4279	24,9119	0,6137	0,1547	0,4609	26,5700	0,7181	0,3804	0,5638	28,0441	1,0185	1,3291	0,7925	31,1039	2,2464
sym6	0,1075	0,4145	25,0245	0,7689	0,1837	0,4598	26,4972	0,8288	0,4210	0,5730	28,1391	1,1466	1,3630	0,7982	31,2051	2,3391
sym7	0,0958	0,4171	25,1779	0,6409	0,1689	0,4607	26,4921	0,8739	0,4058	0,5703	28,0441	1,1201	1,3489	0,7974	31,0803	2,4425
sym8	0,1093	0,4161	24,9897	0,7339	0,1879	0,4606	26,4757	0,8575	0,4233	0,5728	28,1009	1,1047	1,3654	0,7969	31,1279	2,4227
coif1	0,1089	0,4206	25,1967	0,6862	0,1783	0,4588	26,5972	0,7830	0,3824	0,5466	27,8776	0,9855	1,3792	0,7816	30,8928	2,3280
coif2	0,0919	0,4150	25,1329	0,6293	0,1703	0,4612	26,5204	0,7336	0,4064	0,5735	28,1494	1,0687	1,3392	0,7995	31,2154	2,3713
coif3	0,0892	0,4171	24,9800	0,8290	0,1746	0,4639	26,5886	0,8658	0,3868	0,5603	27,9985	1,1408	1,3473	0,7889	30,9860	2,3499
coif4	0,0870	0,4184	25,0763	0,7905	0,1761	0,4605	26,4986	0,9045	0,4115	0,5738	28,1079	1,3076	1,3497	0,7974	31,1799	2,4028
coif5	0,0985	0,4220	25,2094	0,8289	0,1699	0,4575	26,4798	0,9365	0,3984	0,5643	28,0329	1,1547	1,3569	0,7904	31,0531	2,4335
bior1.1	0,0577	0,3815	25,0319	0,5089	0,1200	0,4292	26,2201	0,6955	0,3427	0,5401	27,6719	1,0258	1,3889	0,7916	30,9819	2,3828
bior1.3	0,0630	0,3816	25,1236	0,5290	0,1353	0,4369	26,3536	0,7418	0,4067	0,5615	27,8638	1,1238	1,5156	0,8002	31,1052	2,6731
bior1.5	0,0665	0,3812	25,0972	0,5592	0,1421	0,4373	26,3381	0,6725	0,4392	0,5704	27,8851	1,1902	1,5820	0,8025	31,0848	2,8345
bior2.1	0,1088	0,4372	25,6324	0,5827	0,2102	0,4911	27,0048	0,7241	0,4957	0,5944	28,4132	1,2594	1,3981	0,7744	30,7902	2,3912
bior2.4	0,1123	0,4406	25,7591	0,7083	0,2192	0,4954	27,1460	0,8625	0,5214	0,6058	28,5537	1,3103	1,4467	0,7837	30,9486	2,4278
bior2.6	0,1183	0,4424	25,7825	0,6186	0,2280	0,4987	27,2107	0,8922	0,5393	0,6111	28,6060	1,2230	1,4874	0,7878	31,0566	2,4908
bior2.8	0,1215	0,4423	25,7771	0,6390	0,2355	0,4998	27,2377	0,7017	0,5530	0,6143	28,6322	1,4174	1,5233	0,7915	31,0515	2,7412
bior3.1	0,2570	0,4464	24,0305	0,8937	0,5381	0,5371	26,1721	1,1674	1,1190	0,6422	27,9762	2,2360	2,2192	0,7916	30,3955	3,7337
bior3.3	0,1801	0,4467	25,3183	0,6636	0,4009	0,5475	27,2610	1,2564	0,9348	0,6665	28,8700	2,0838	1,9755	0,8090	31,1796	3,3162
bior3.5	0,1663	0,4659	25,4426	0,7967	0,5508	27,4083	1,2573	0,8960	0,6724	0,9219	1,8884	1,9099	0,8114	31,2428	3,2315	
bior3.7	0,1635	0,4631	25,4469	0,9691	0,3826	0,5531	27,4922	1,1341	0,8954	0,6740	29,0851	1,9105	1,9092	0,8124	31,3347	3,3636
bior3.9	0,1595	0,4623	25,4387	0,9935	0,3794	0,5532	27,5110	0,9885	0,8947	0,6749	29,0942	1,9407	1,9115	0,8140	31,3647	3,2570
bior4.4	0,0923	0,4178	25,0620	0,8590	0,1550	0,4549	26,4087	0,6154	0,3554	0,5506	27,8925	1,0551	1,2773	0,7789	30,8480	2,4151
bior5.5	0,0859	0,3997	24,3431	0,6851	0,1439	0,4357	25,9214	0,6015	0,3009	0,5076	27,3516	0,9812	1,2861	0,7686	30,4869	2,3933
bior6.8	0,1029	0,4215	25,2328	0,7466	0,1746	0,4625	26,5404	0,8498	0,4012	0,5678	28,0796	1,1633	1,3282	0,7844	30,9757	2,3508
Ondícula	MÉTODO: EZW - RC:50				MÉTODO: EZW - RC:60				MÉTODO: EZW - RC:75				MÉTODO: EZW - RC:100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	3,4155	0,9525	36,9375	5,0100	5,6006	0,9886	42,5717	8,1089	5,6006	0,9886	42,5717	8,2318	5,6006	0,9886	42,5717	8,2817
db2	3,4408	0,9509	36,8569	4,9911	5,6311	0,9887	42,6676	8,1016	5,6311	0,9887	42,6676	8,1261	5,6311	0,9887	42,6676	8,0467
db3	3,2900	0,9505	36,8736	4,8454	5,4603	0,9882	42,7398	7,8478	5,4603	0,9882	42,7398	7,8923	5,4603	0,9882	42,7398	7,9550
db4	3,3315	0,9506	36,8537	4,9276	5,5178	0,9884	42,6332	7,9090	5,5178	0,9884	42,6332	7,9721	5,5178	0,9884	42,6332	7,9585
db5	3,3702	0,9504	36,6783	4,9421	5,5704	0,9884	42,0724	7,9857	5,5704	0,9884	42,0724	8,0754	5,5704	0,9884	42,0724	7,9677
db6	3,3184	0,9504	36,6801	4,9393	5,4977	0,9881	42,0155	8,0078	5,4977	0,9881	42,0155	7,9493	5,4977	0,9881	42,0155	7,9880
db7	3,3549	0,9506	36,7764	5,0020	5,5491	0,9885	42,4589	8,0706	5,5491	0,9885	42,4589	8,0781	5,5491	0,9885	42,4589	8,0725
db8	3,3700	0,9505	36,7894	5,0245	5,5642	0,9884	42,4559	8,0951	5,5642	0,9884	42,4559	8,1028	5,5642	0,9884	42,4559	8,0995
db9	3,3549	0,9506	36,5852	5,1057	5,5358	0,9879	41,6755	8,1837	5,5358	0,9879	41,6755	8,1221	5,5358	0,9879	41,6755	8,1432
db10	3,3335	0,9498	36,4259	4,9921	5,5454	0,9875	41,2832	7,9831	5,5454	0,9875	41,2832	8,0415	5,5454	0,9875	41,2832	7,9877
sym2	3,4410	0,9509	36,8569	5,0362	5,6131	0,9887	42,6676	7,9373	5,6131	0,9887	42,6676	8,0359	5,6131	0,9887	42,6676	7,9902
sym3	3,2903	0,9505	36,8736	4,8167	5,4606	0,9882	42,7398	7,7556	5,4606	0,9882	42,7398	7,7757	5,4606	0,9882	42,7398	7,7992
sym4	3,3217	0,9496	36,4959	4,7951	5,5048	0,9879	41,4967	7,9123	5,5048	0,9879	41,4967	7,8838	5,5048	0,9879	41,4967	7,8722
sym5	3,3069	0,9506	36,8562	4,8240	5,4921	0,9888	42,7788	7,9439	5,4921	0,9888	42,7788	7,7697	5,4921	0,9888	42,7788	7,6913
sym6	3,3119	0,9505	36,8849	4,8353	5,4974	0,9885	42,8024	7,7638	5,4974	0,9885	42,8024	8,0019	5,4974	0,9885	42,8024	8,0123
sym7	3,3002	0,9502	36,5042	4,8390	5,4883	0,9884	41,5025	7,8455	5,4883	0,9884	41,5025	7,9631	5,4883	0,9884	41,5025	7,8722
sym8	3,3207	0,9501	36,6995	5,0021	5,4987	0,9879	42,0582	7,9014	5,4987	0,9879						

Ondícula	MÉTODO: STW - RC:10				MÉTODO: STW - RC:20				MÉTODO: STW - RC:30				MÉTODO: STW - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	0,1083	0,4304	26,2392	1,2751	0,3451	0,5458	27,7422	1,3131	1,5846	0,8058	31,2809	2,9335	3,9257	0,9624	38,0246	5,9947
db2	0,1509	0,4384	26,5182	1,0815	0,3558	0,5502	27,9337	1,3912	1,5034	0,7997	31,2292	2,9624	3,8536	0,9607	37,8788	6,1385
db3	0,1410	0,4625	26,5815	1,0730	0,3632	0,5739	28,1744	1,4065	1,4233	0,8100	31,4502	2,8265	3,7274	0,9603	37,8289	5,8011
db4	0,1376	0,4569	26,4991	1,1207	0,3608	0,5688	28,1128	1,4469	1,4492	0,8058	31,3625	2,9142	3,7732	0,9605	37,8713	5,9391
db5	0,1478	0,4631	26,5158	1,1712	0,3556	0,5627	28,0216	1,5078	1,4669	0,8043	31,3239	2,9842	3,7970	0,9605	37,8569	6,0869
db6	0,1547	0,4626	26,4505	1,2196	0,3877	0,5786	28,1646	1,5393	1,4301	0,8116	31,4723	2,9521	3,7307	0,9607	37,8659	5,9163
db7	0,1403	0,4588	26,5062	1,2136	0,3584	0,5753	28,1346	1,5551	1,4531	0,8065	31,3594	3,0360	3,7665	0,9606	37,8378	6,0680
db8	0,1538	0,4648	26,4706	1,3032	0,3824	0,5736	28,0706	1,6325	1,4783	0,8094	31,4072	3,0799	3,7819	0,9606	37,8603	6,1851
db9	0,1635	0,4644	26,4291	1,3296	0,4012	0,5822	28,1636	1,7035	1,4595	0,8114	31,4554	3,0632	3,7453	0,9609	37,8708	6,1446
db10	0,1509	0,4669	26,6282	1,3585	0,3562	0,5734	28,0975	1,6171	1,4541	0,8067	31,3334	3,0728	3,7848	0,9609	37,8528	6,0435
sym2	0,1510	0,4584	26,5182	1,0635	0,3560	0,5502	27,9337	1,3250	1,5035	0,7997	31,2292	2,8792	3,8539	0,9607	37,8788	5,9904
sym3	0,1412	0,4625	26,5815	1,0410	0,3633	0,5739	28,1744	1,3276	1,4254	0,8100	31,4502	3,0202	3,7277	0,9603	37,8289	5,7338
sym5	0,1476	0,4602	26,5356	1,1175	0,3774	0,5772	28,1609	1,4723	1,4379	0,8099	31,4485	2,8916	3,7168	0,9599	37,8104	5,7995
sym6	0,1252	0,4610	26,5832	1,1067	0,3350	0,5677	28,0988	1,3435	1,4100	0,8048	31,3528	2,7636	3,7236	0,9600	37,8048	5,8612
sym7	0,1477	0,4601	26,5083	1,0921	0,3746	0,5786	28,1944	1,4898	1,4352	0,8101	31,4495	2,9197	3,7258	0,9602	37,8350	5,9299
sym8	0,1383	0,4623	26,5499	1,1704	0,3636	0,5747	28,1428	1,5702	1,4301	0,8098	31,4320	2,8255	3,7203	0,9600	37,8172	5,9380
conf1	0,1428	0,4596	26,6200	0,9668	0,3451	0,5507	27,9278	1,5018	1,4844	0,7953	31,1655	3,2333	3,8523	0,9607	37,8656	6,2064
conf3	0,1383	0,4619	26,5463	1,1781	0,3678	0,5788	28,2234	1,5174	1,4220	0,8108	31,4801	2,8724	3,7037	0,9603	37,8281	5,8942
conf4	0,1392	0,4644	26,6209	1,2900	0,3488	0,5640	28,0714	1,6232	1,4493	0,8020	31,2983	3,1189	3,7913	0,9603	37,8403	6,1431
conf5	0,1383	0,4612	26,5116	1,4168	0,3685	0,5788	28,1641	1,6578	1,4279	0,8090	31,4190	3,1277	3,7230	0,9605	37,8554	6,1427
bior1.1	0,1089	0,4304	26,2392	1,0666	0,3457	0,5458	27,7422	1,2070	1,5082	0,8058	31,2809	2,9198	3,9261	0,9624	38,0246	6,0663
bior1.3	0,1255	0,4377	26,3703	1,0351	0,4125	0,5668	27,9232	1,5551	1,7244	0,8132	31,3892	3,0217	4,0563	0,9623	38,0180	6,1572
bior1.5	0,1326	0,4386	26,3571	1,0031	0,4438	0,5760	27,9545	1,5431	1,7865	0,8152	31,3768	3,1546	4,1108	0,9619	37,9587	6,3511
bior2.2	0,1775	0,4919	27,0174	1,0142	0,4603	0,5983	28,4535	1,5149	1,4904	0,7860	30,9929	2,7790	3,6766	0,9485	36,7458	5,7254
bior2.4	0,1853	0,4962	27,1610	1,1881	0,4891	0,6088	28,5922	1,7497	1,5426	0,7945	31,1551	2,8255	3,7340	0,9502	36,9086	5,9115
bior2.6	0,1932	0,5001	27,2319	1,1477	0,5098	0,6150	28,6519	1,7047	1,5875	0,7987	31,2219	3,0253	3,7788	0,9507	36,9370	6,0582
bior2.8	0,1954	0,5015	27,2585	1,2133	0,5232	0,6188	28,6842	1,9029	1,6251	0,8017	31,2614	3,3367	3,8158	0,9510	36,9479	5,9858
bior3.1	0,2163	0,4652	24,0577	0,9847	0,4950	0,5378	26,2097	1,4614	1,0397	0,6461	28,0647	2,2251	2,2386	0,8008	30,6751	3,7612
bior3.3	0,3596	0,5487	27,2769	1,2413	0,3862	0,6695	28,9159	2,0522	1,9943	0,8172	31,3712	3,5289	3,9111	0,9357	35,6568	6,0311
bior3.5	0,3409	0,5521	27,4450	1,4132	0,3830	0,6755	29,0958	2,0988	1,9551	0,8199	31,4900	3,4115	3,8737	0,9382	35,8707	5,9858
bior3.7	0,3361	0,5551	27,5132	1,4675	0,3831	0,6783	29,1452	2,0051	1,9535	0,8212	31,5428	3,4308	3,8724	0,9393	35,9415	6,1225
bior3.9	0,3326	0,5545	27,5301	1,5613	0,3800	0,6787	29,1610	2,2052	1,9473	0,8220	31,5685	3,6602	3,8619	0,9395	35,9548	6,2246
bior4.4	0,1263	0,4554	26,4233	1,1138	0,3124	0,5537	27,9300	1,4157	1,3691	0,7918	31,0884	2,7852	3,6897	0,9580	37,5879	5,9793
bior5.5	0,1067	0,4363	25,9335	0,9509	0,2529	0,5112	27,3911	1,3757	1,3687	0,7824	30,7378	2,7454	3,7373	0,9385	37,5009	6,2673
bior6.8	0,1382	0,4636	26,5601	1,2642	0,3535	0,5725	28,1368	1,5840	1,4127	0,7982	31,2396	2,9994	3,7123	0,9583	37,6386	5,9257
Ondícula	MÉTODO: STW - RC:50				MÉTODO: STW - RC:60				MÉTODO: STW - RC:75				MÉTODO: STW - RC:100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	3,9257	0,9624	38,0246	6,0178	5,9154	0,9953	46,8375	8,7978	7,3643	0,9994	55,6063	10,8532	7,3643	0,9994	55,6063	10,9092
db2	3,8536	0,9607	37,8788	6,1241	5,8462	0,9949	46,4910	8,7946	7,3262	0,9995	56,0989	11,0780	7,3262	0,9995	56,0989	11,0196
db3	3,7727	0,9603	37,8289	5,8662	5,7992	0,9946	46,2382	8,7009	7,3220	0,9994	55,9192	11,0317	7,3220	0,9994	55,9192	11,0645
db4	3,7732	0,9605	37,8713	5,9054	5,8070	0,9947	46,3282	8,7596	7,3138	0,9994	55,9378	11,0007	7,3138	0,9994	55,9378	10,9811
db5	3,7970	0,9605	37,8569	6,0442	5,8125	0,9948	46,4097	8,8621	7,3025	0,9994	56,0518	11,1165	7,3025	0,9994	56,0518	11,1039
db6	3,7307	0,9607	37,8659	5,9322	5,7716	0,9946	46,2735	8,8939	7,2921	0,9994	55,8774	11,0338	7,2921	0,9994	55,8774	11,0921
db7	3,7665	0,9606	37,8378	6,0855	5,7861	0,9947	46,3250	8,7595	7,2891	0,9994	55,9803	11,0624	7,2891	0,9994	55,9803	11,2282
db8	3,7819	0,9606	37,8603	6,1716	5,8104	0,9947	46,3539	9,0731	7,3108	0,9994	55,9442	11,2450	7,3108	0,9994	55,9442	11,3858
db9	3,7433	0,9609	37,8708	6,0139	5,7870	0,9946	46,2762	8,9667	7,2994	0,9994	55,9490	11,2514	7,2994	0,9994	55,9490	11,1752
db10	3,7848	0,9609	37,8528	6,1350	5,8073	0,9947	46,3633	8,9478	7,3063	0,9994	56,0463	11,1699	7,3063	0,9994	56,0463	11,2019
sym2	3,8359	0,9607	37,8788	5,9979	5,8464	0,9949	46,4910	8,7766	7,3264	0,9995	56,0989	10,9894	7,3264	0,9995	56,0989	11,0451
sym3	3,7277	0,9603	37,8289	5,6969	5,7993	0,9946	46,2382	8,7177	7,3223	0,9994	55,9192	10,8497	7,3223	0,9994	55,9192	10,9455
sym4	3,7168	0,9599	37,8104	5,7456	5,7822	0,9946	46,2955	8,5947	7,2933	0,9994	55,9444	10,8639	7,2933	0,9994	55,9444	10,8091
sym5	3,7236	0,9600	37,8048	5,7545	5,7800	0,9947	46,3413	8,7516	7,2847	0,9994	55,9364	10,9465	7,2847	0,9994	55,9364	10,9740
sym6	3,7258	0,9602	37,8350	5,8791	5,7778	0,9946	46,3063	8,6898	7,2883	0,9994	55,9275	11,0283	7,2883	0,9994	55,9275	10,8762
sym7	3,7203	0,9600	37,8172	5,8686	5,8040	0,9946	46,2992	8,6742	7,3131	0,9994	55,9611	10,9325	7,3131	0,9994	55,9611	11,3033
sym8	3,7231	0,9606	37,8686	5,9115	5,7845	0,9946	46,2771	8,7204	7,2970	0,9994	55,8878	11,2098	7,2970	0,9994	55,8878	10,8533
conf1	3,8523	0,9607	37,8656	6,0153	5,8358	0,9948	46,4501	8,7264	7,3160	0,9995	56,0993	11,2128	7,3160	0,9995	56,0993	11,1526
conf2	3,7037	0,9603	37,8281	5,8999	5,7775	0,9944	46,									

IMAGEN 2: MR de Rodilla

Ondícula	MÉTODO: SPIHT - RC:10				MÉTODO: SPIHT - RC:20				MÉTODO: SPIHT - RC:30				MÉTODO: SPIHT - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	0,8943	0,6528	20,7819	2,0334	1,6589	0,8032	24,7073	1,7674	2,8311	0,9323	29,5433	2,3367	5,2352	0,9943	38,7917	3,8235
db2	0,7465	0,6750	21,1183	0,9755	1,4259	0,8086	24,5232	1,2335	2,5645	0,9318	28,5078	2,0288	4,9908	0,9929	33,4313	3,9206
db3	0,7002	0,6868	21,4806	0,9581	1,3512	0,8144	25,0213	1,3676	2,4691	0,9338	29,6474	2,1038	4,9080	0,9941	38,8412	3,3628
db4	0,6853	0,6912	21,4665	0,7523	1,3221	0,8192	24,9225	1,3919	2,4292	0,9342	29,2284	2,1365	4,8740	0,9942	36,2248	3,6869
db5	0,6866	0,6948	21,5736	1,1688	1,3168	0,8218	25,0786	1,1995	2,4263	0,9355	29,6438	2,1528	4,8658	0,9940	38,5991	3,4755
db6	0,6869	0,6977	21,5038	1,1847	1,3123	0,8213	25,0373	1,4105	2,4125	0,9349	29,5770	2,1352	4,8499	0,9940	38,0635	3,8521
db7	0,6901	0,6988	21,5505	0,9996	1,3147	0,8235	25,0616	1,6280	2,4192	0,9356	29,6204	2,4027	4,8550	0,9939	38,4834	3,6601
db8	0,6967	0,6982	21,5014	0,9790	1,3232	0,8251	25,0104	1,2104	2,4229	0,9354	29,4935	2,3983	4,8617	0,9931	37,4249	3,7192
db9	0,6990	0,7036	21,4604	0,7770	1,3234	0,8254	25,0543	1,4116	2,4191	0,9358	29,5689	2,3612	4,8547	0,9938	38,0530	3,4433
db10	0,7002	0,7027	21,4726	1,2556	1,3276	0,8293	25,0568	1,6784	2,4275	0,9375	29,6248	2,3797	4,8596	0,9942	38,2230	3,9151
sym2	0,7466	0,6750	21,1183	0,7251	1,4261	0,8086	24,5232	1,6375	2,5646	0,9318	28,5078	1,9264	4,9910	0,9929	33,4313	3,7079
sym3	0,7004	0,6868	21,4806	0,6797	1,3514	0,8144	25,0213	1,1026	2,4692	0,9338	29,6474	1,8675	4,9081	0,9941	38,8412	3,7968
sym4	0,6733	0,6884	21,4823	1,1791	1,3099	0,8161	24,9353	1,0990	2,4166	0,9335	29,3601	2,1168	4,8549	0,9942	36,8254	3,6396
sym5	0,6613	0,6931	21,5897	1,1870	1,3004	0,8191	25,0894	1,3616	2,4031	0,9350	29,6634	2,1200	4,8422	0,9942	38,5611	3,9051
sym6	0,6635	0,6927	21,6449	0,6951	1,2875	0,8189	25,1171	1,3787	2,3853	0,9346	29,6455	2,3936	4,8269	0,9945	38,4923	3,7394
sym7	0,6624	0,6914	21,5635	0,6954	1,2924	0,8194	25,0169	1,3676	2,3927	0,9348	29,4656	1,8778	4,8304	0,9935	37,1559	3,6935
sym8	0,6580	0,6969	21,6483	1,2347	1,2771	0,8208	25,1463	1,3866	2,3724	0,9354	29,7100	1,8594	4,8140	0,9944	38,9143	3,8940
coif1	0,7433	0,6753	21,3600	0,9834	1,4202	0,8106	24,9814	1,4123	2,5555	0,9334	29,6709	2,1911	4,9822	0,9944	39,3057	3,9377
coif2	0,6688	0,6867	21,5673	0,9539	1,3038	0,8152	25,0591	1,0979	2,4111	0,9336	29,5709	2,0949	4,8535	0,9939	38,0846	3,8899
coif3	0,6655	0,6906	21,6156	0,9866	1,2898	0,8199	25,1217	1,6804	2,3959	0,9345	29,6712	2,1577	4,8363	0,9940	38,5869	3,9753
coif4	0,6573	0,6931	21,6105	1,0087	1,2830	0,8200	25,1260	1,4509	2,3751	0,9351	29,6221	2,1622	4,8154	0,9943	38,2229	3,6750
coif5	0,6627	0,6922	21,4467	0,7597	1,2897	0,8221	24,8080	1,4736	2,3838	0,9351	28,8239	1,9058	4,8225	0,9940	34,2701	3,3997
bior1.1	0,8948	0,6528	20,7819	1,0763	1,6594	0,8032	24,7073	1,2335	2,8317	0,9323	29,5433	2,0037	5,2357	0,9943	38,7917	3,7993
bior1.3	0,9568	0,6704	21,1627	1,4290	1,7477	0,8168	24,9829	1,2872	2,9213	0,9352	29,6598	2,0534	5,3114	0,9934	37,7544	3,5759
bior1.5	0,9792	0,6734	21,1605	1,1608	1,7825	0,8200	24,9608	1,6592	2,9543	0,9360	29,5169	2,4720	5,3400	0,9936	36,7582	3,9549
bior2.2	0,7297	0,7102	21,7273	0,9735	1,3484	0,8257	25,0014	1,0442	2,3524	0,9288	29,1562	2,3681	4,7570	0,9934	38,4452	3,2750
bior2.4	0,7522	0,7205	22,0274	1,0155	1,3810	0,8328	25,2351	1,4179	2,3826	0,9314	29,2658	2,4483	4,7881	0,9935	37,7170	3,9857
bior2.6	0,7690	0,7251	22,1127	0,7514	1,4031	0,8354	25,2292	1,7887	2,4041	0,9316	29,0480	2,4527	4,8077	0,9929	36,0184	3,3403
bior2.8	0,7809	0,7282	22,2006	0,7448	1,4208	0,8388	25,3736	1,8367	2,4211	0,9333	29,3330	2,1666	4,8202	0,9936	37,3949	3,7098
bior3.1	0,9473	0,7369	21,1842	1,1223	1,5564	0,8308	24,2692	1,5499	2,4863	0,9199	27,8704	2,1714	4,8024	0,9888	36,0166	3,7577
bior3.3	0,8774	0,7520	22,0172	0,7404	1,4834	0,8449	25,0807	1,5116	2,4066	0,9278	28,6951	1,7842	4,7313	0,9909	37,3182	4,0893
bior3.5	0,8738	0,7565	22,2887	1,1068	1,4812	0,8487	25,2775	1,8826	2,4034	0,9304	28,8702	2,5106	4,7267	0,9915	37,1318	3,7057
bior3.7	0,8759	0,7597	22,3838	1,1512	1,4806	0,8506	25,3985	1,5469	2,4048	0,9320	29,0254	1,7691	4,7273	0,9918	37,7294	3,6912
bior3.9	0,8834	0,7627	22,5123	1,1765	1,4900	0,8527	25,5028	1,2276	2,4169	0,9327	29,1453	2,2051	4,7361	0,9918	38,2102	4,0806
bior4.4	0,6168	0,6822	21,3373	1,3306	0,8150	24,8996	1,3696	2,3202	0,9321	29,4858	2,4084	4,7648	0,9943	39,1012	3,5307	
bior5.5	0,5629	0,6452	20,3934	0,5469	1,2240	0,7917	24,1704	1,3639	2,4089	0,9291	28,8391	1,7623	4,8483	0,9937	36,5034	3,6458
bior6.8	0,6469	0,6963	21,6710	0,6385	1,2603	0,8225	25,1673	1,4214	2,3275	0,9339	29,6781	2,1603	4,7671	0,9945	39,7404	3,3515
Ondícula	MÉTODO: SPIHT - RC:50				MÉTODO: SPIHT - RC:60				MÉTODO: SPIHT - RC:75				MÉTODO: SPIHT - RC:100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	5,2352	0,9943	38,7917	3,8261	5,2352	0,9943	38,7917	3,8113	5,2352	0,9943	38,7917	3,6418	5,2352	0,9943	38,7917	3,6294
db2	4,9908	0,9929	33,4313	3,9453	4,9908	0,9929	33,4313	3,6968	4,9908	0,9929	33,4313	3,9175	4,9908	0,9929	33,4313	3,5490
db3	4,9080	0,9941	38,8412	3,7872	4,9080	0,9941	38,8412	3,3655	4,9080	0,9941	38,8412	3,4606	4,9080	0,9941	38,8412	3,7859
db4	4,8740	0,9942	36,2248	3,6705	4,8740	0,9942	36,2248	3,7101	4,8740	0,9942	36,2248	3,7025	4,8740	0,9942	36,2248	3,8548
db5	4,8658	0,9940	38,5991	3,7051	4,8658	0,9940	38,5991	3,6883	4,8658	0,9940	38,5991	3,6852	4,8658	0,9940	38,5991	3,4379
db6	4,8496	0,9940	38,0635	3,6386	4,8499	0,9940	38,0635	3,9016	4,8499	0,9940	38,0635	3,6197	4,8499	0,9940	38,0635	3,6457
db7	4,8550	0,9939	38,4834	3,7034	4,8550	0,9939	38,4834	3,7234	4,8550	0,9939	38,4834	3,6900	4,8550	0,9939	38,4834	3,4673
db8	4,8617	0,9931	37,4249	3,7032	4,8617	0,9931	37,4249	3,6975	4,8617	0,9931	37,4249	3,6729	4,8617	0,9931	37,4249	3,6907
db9	4,8547	0,9938	38,0530	3,6420	4,8547	0,9938	38,0530	3,3569	4,8547	0,9938	38,0530	3,8906	4,8547	0,9938	38,0530	3,6356
db10	4,8596	0,9942	38,2230	3,6663	4,8596	0,9942	38,2230	3,4132	4,8596	0,9942	38,2230	3,8735	4,8596	0,9942	38,2230	3,5693
sym2	4,9910	0,9929	33,4313	3,6548	4,9910	0,9929	33,4313	3,8473	4,9910	0,9929	33,4313	3,6511	4,9910	0,9929	33,4313	3,7273
sym3	4,9081	0,9941	38,8412	3,8109	4,9081	0,9941	38,8412	3,5358	4,9081	0,9941	38,8412	3,3067	4,9081	0,9941	38,8412	3,5291
sym4	4,8549	0,9942	36,8254	3,4159	4,8549	0,9942	36,8254	3,6326	4,8549	0,9942	36,8254	3,8558	4,8549	0,9942	36,8254	3,8384
sym5	4,8422	0,9942	38,5861	3,9311	4,8422	0,9942	38,5861	3,4286	4,8422	0,9942	38,5861	3,6620	4,8422	0,9942	38,5861	3,6575
sym6	4,8269	0,9945	38,4923	3,6218	4,8269	0,9945	38,4923	3,7188	4,8269	0,9945	38,4923	3,6605	4,8269	0,9945	38,4923	3,4420
sym7	4,8304	0,9935	37,1559	3,9345	4,8304	0,9935	37,1559	3,6484	4,8304	0,9935	37,1559	3,6421	4,8304	0,9935	37,1559	3,6357
sym8	4,8140	0,9944	38,9143	3,3494	4,8140	0										

Ondícula	MÉTODO: EZW - RC:10				MÉTODO: EZW - RC:20				MÉTODO: EZW - RC:30				MÉTODO: EZW - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	HPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	0,3759	0,4503	14,5406	1,1685	0,7418	0,5639	18,1879	1,6682	1,3461	0,6652	21,7063	2,3470	2,4604	0,8169	25,7617	3,8986
db2	0,3418	0,4916	15,3430	0,7705	0,6519	0,5934	18,7451	1,3924	1,1642	0,6878	21,9283	2,1377	2,1617	0,8216	25,3464	3,5437
db3	0,3214	0,5103	15,7916	0,7576	0,6027	0,6079	19,0480	1,3483	1,0963	0,6976	22,2970	2,2313	2,0426	0,8277	25,9036	3,3780
db4	0,3356	0,5091	15,7779	0,7789	0,6102	0,6140	19,1534	1,5633	1,0790	0,7038	22,2626	2,0351	2,0106	0,8317	25,7399	3,4112
db5	0,3206	0,5090	15,7250	0,7625	0,5984	0,6175	19,1267	1,1623	1,0833	0,7071	22,4001	2,0731	2,0116	0,8339	25,9364	3,2326
db6	0,3254	0,5194	15,7368	1,0030	0,6077	0,6183	19,0975	1,1890	1,0858	0,7104	22,3215	2,0713	2,0184	0,8340	25,9248	3,6686
db7	0,3308	0,5152	15,7259	1,0118	0,6149	0,6177	19,1076	1,6179	1,0951	0,7109	22,3760	2,1316	2,0144	0,8364	25,9281	3,4693
db8	0,3295	0,5183	15,7032	1,0222	0,6163	0,6188	19,0865	1,4586	1,0927	0,7111	22,3176	2,1652	2,0247	0,8384	25,8935	3,8010
db9	0,3397	0,5224	15,6718	1,0258	0,6189	0,6196	18,9902	1,2124	1,1071	0,7172	22,3063	2,3707	2,0396	0,8388	25,9684	3,7559
db10	0,3301	0,5207	15,6485	1,0342	0,6127	0,6169	18,9651	1,2360	1,0985	0,7161	22,3219	1,9308	2,0289	0,8424	25,9821	3,4789
sym2	0,3419	0,4916	15,3430	1,1768	0,6521	0,5934	18,7451	1,1364	1,1644	0,6878	21,9283	1,8516	2,1620	0,8216	25,3464	3,2398
sym3	0,3214	0,5105	15,7916	0,9167	0,6033	0,6079	19,0480	1,3269	1,0966	0,6976	22,2970	2,0269	2,0428	0,8277	25,9036	3,0960
sym4	0,3257	0,5172	15,9560	0,9511	0,5870	0,6076	19,1338	1,3264	1,0634	0,7002	22,2804	1,9971	1,9938	0,8293	25,7992	3,6163
sym5	0,3193	0,5156	15,9475	1,1957	0,5804	0,6137	19,1641	1,0612	1,0508	0,7052	22,3904	1,7524	1,9709	0,8309	25,9303	3,2978
sym6	0,3162	0,5214	16,0310	0,6937	0,5781	0,6137	19,2754	1,6043	1,0436	0,7042	22,4170	1,7464	1,9636	0,8319	25,9464	3,3388
sym7	0,3080	0,5135	15,9159	0,9578	0,5807	0,6102	19,1994	1,3630	1,0482	0,7037	22,3331	1,7528	1,9664	0,8328	25,8571	3,6272
sym8	0,3129	0,5226	15,9961	0,9704	0,5732	0,6170	19,2822	1,3530	1,0392	0,7082	22,4369	2,3262	1,9572	0,8332	25,9763	3,0593
coif1	0,3446	0,4945	15,5318	0,9648	0,6439	0,5920	18,8966	1,3809	1,1587	0,6875	22,2008	1,8454	2,1449	0,8235	25,8695	3,7536
coif2	0,3091	0,5145	15,9642	0,6621	0,5764	0,6088	19,1925	1,0470	1,0505	0,6989	22,3646	1,7292	1,9731	0,8281	25,8813	2,9953
coif3	0,3164	0,5160	15,9613	1,2887	0,5813	0,6106	19,2142	1,3689	1,0466	0,7038	22,4295	2,3321	1,9608	0,8319	25,9524	3,3380
coif4	0,3151	0,5148	15,9960	0,7371	0,5793	0,6146	19,2720	1,7001	1,0391	0,7053	22,3981	2,0778	1,9508	0,8335	25,9625	3,3258
coif5	0,3168	0,5125	15,9382	0,7840	0,5798	0,6084	19,0952	1,4472	1,0477	0,7048	22,2152	1,8302	1,9661	0,8354	25,6099	3,6934
bior1.1	0,3765	0,4503	14,5406	1,2891	0,7424	0,5639	18,1879	1,4976	1,3467	0,6652	21,7063	2,3183	2,4611	0,8169	25,7617	3,8898
bior1.3	0,4315	0,4715	14,9899	1,4065	0,8188	0,5847	18,5142	1,3265	1,4506	0,6814	21,9214	2,5236	2,6173	0,8301	25,9333	4,5053
bior1.5	0,4475	0,4741	14,9718	1,1351	0,8430	0,5874	18,5001	2,0400	1,4922	0,6847	21,8959	2,5952	2,6804	0,8333	25,8735	4,5755
bior2.2	0,3551	0,5454	16,3246	0,6645	0,6274	0,6228	19,3702	1,0638	1,1411	0,7221	22,4896	1,8244	2,0497	0,8381	25,7916	3,4931
bior2.4	0,3762	0,5596	16,7414	0,7366	0,6653	0,6359	19,7194	1,8151	1,1847	0,7312	22,7237	1,9468	2,1031	0,8449	25,9604	3,6195
bior2.6	0,3923	0,5648	16,8859	0,7529	0,6838	0,6404	19,8262	1,5348	1,2155	0,7350	22,7499	1,9656	2,1488	0,8471	25,9012	3,3385
bior2.8	0,4023	0,5689	16,9822	1,4819	0,7023	0,6433	19,8976	1,5840	1,2406	0,7387	22,8326	1,9994	2,1835	0,8504	26,0522	3,7492
bior3.1	0,5085	0,5707	16,1143	1,2391	0,8510	0,6503	18,9113	1,7715	1,4750	0,7474	21,7704	2,7645	2,3986	0,8413	24,8970	3,8850
bior3.3	0,4734	0,5882	17,1834	1,1931	0,7919	0,6678	19,8412	1,6984	1,3925	0,7632	22,6219	2,6035	2,3027	0,8556	25,7220	3,9883
bior3.5	0,4683	0,5942	17,4674	1,2288	0,7900	0,6724	20,1631	1,7286	1,3806	0,7675	22,8475	2,2602	2,2902	0,8602	25,9130	4,4097
bior3.7	0,4716	0,5962	17,5948	1,2522	0,7977	0,6746	20,2497	2,1359	1,3892	0,7712	22,9626	2,6798	2,3031	0,8619	26,0259	3,7128
bior3.9	0,4761	0,5981	17,7105	1,2839	0,8054	0,6766	20,3671	1,4289	1,3984	0,7738	23,0641	2,7247	2,3087	0,8633	26,1145	4,4930
bior4.4	0,2869	0,5054	15,6172	0,9536	0,5360	0,6048	19,0009	0,9217	0,9673	0,6937	22,1790	1,5419	1,8571	0,8279	25,7879	3,1265
bior5.3	0,3329	0,4556	14,2999	1,2789	0,4707	0,5619	17,9001	1,2139	0,8876	0,6587	21,3456	1,3992	1,8241	0,8049	25,1589	2,6992
bior6.8	0,3157	0,5297	16,1989	1,0432	0,5676	0,6191	19,3212	1,0318	1,0189	0,7067	22,4499	2,0638	1,9176	0,8335	26,0055	3,4029
Ondícula	MÉTODO: EZW - RC:10				MÉTODO: EZW - RC:20				MÉTODO: EZW - RC:30				MÉTODO: EZW - RC:40			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo												
db1	4,2659	0,9468	31,1897	6,6649	6,3612	0,9883	36,8538	9,6200	6,3612	0,9883	36,8538	9,2082	6,3612	0,9883	36,8538	9,6297
db2	3,9193	0,9456	29,5682	5,7775	6,0179	0,9869	32,7459	8,9562	6,0179	0,9869	32,7459	9,0681	6,0179	0,9869	32,7459	9,1325
db3	3,7720	0,9469	31,0254	6,0152	5,8799	0,9881	36,7875	8,6681	5,8799	0,9881	36,7875	8,9391	5,8799	0,9881	36,7875	8,7087
db4	3,7216	0,9470	30,4496	5,5836	5,8267	0,9881	34,9559	8,6255	5,8267	0,9881	34,9559	8,7492	5,8267	0,9881	34,9559	8,7019
db5	3,7241	0,9480	30,9848	5,5253	5,8247	0,9879	36,5868	8,6258	5,8247	0,9879	36,5868	8,8065	5,8247	0,9879	36,5868	8,6770
db6	3,7140	0,9477	30,8932	5,7956	5,8121	0,9879	36,2392	9,1283	5,8121	0,9879	36,2392	8,7371	5,8121	0,9879	36,2392	8,9095
db7	3,7214	0,9483	30,9831	6,0822	5,8134	0,9879	36,5159	9,1478	5,8134	0,9879	36,5159	9,2250	5,8134	0,9879	36,5159	9,1563
db8	3,7238	0,9479	30,7946	5,9302	5,8094	0,9871	35,7943	9,1102	5,8094	0,9871	35,7943	8,7776	5,8094	0,9871	35,7943	9,2462
db9	3,7299	0,9482	30,9065	5,9033	5,8177	0,9878	36,2379	8,9312	5,8177	0,9878	36,2379	9,1901	5,8177	0,9878	36,2379	8,6124
db10	3,7219	0,9490	30,9696	5,8961	5,8066	0,9883	36,3446	8,9741	5,8066	0,9883	36,3446	9,1717	5,8066	0,9883	36,3446	9,0639
sym2	3,9196	0,9456	29,5682	6,2172	6,0182	0,9869	32,7459	9,2631	6,0182	0,9869	32,7459	8,7227	6,0182	0,9869	32,7459	8,8112
sym3	3,7722	0,9469	31,0254	5,7835	5,8800	0,9881	36,7875	8,1810	5,8800	0,9881	36,7875	8,5770	5,8800	0,9881	36,7875	8,7805
sym4	3,6954	0,9464	30,6092	5,7153	5,8031	0,9881	35,3937	8,9660	5,8051	0,9881	35,3937	8,6626	5,8051	0,9881	35,3937	8,8731
sym5	3,6786	0,9477	31,0001	5,7508	5,7690	0,9881	36,5585	8,4456	5,7690	0,9881	36,5585	8,5741	5,7690	0,9881	36,5585	8,4990
sym6	3,6572	0,9474	30,9655	5,5773	5,7543	0,9882	36,4975	8,9645	5,7543	0,9882	36,4975	8,5377	5,7543	0,9882	36,4975	8,9991
sym7	3,6735	0,9474	30,7366	5,6454	5,7670	0,9873	35,6132	9,0972	5,7670	0,9873	35,6132	8,7111	5,7670	0,9873	35,6132	8,6318
sym8	3,6500	0,9480	31,0561	5,6342	5,7444	0,9882	36,7457	8,3970	5,7444	0						

Ondícula	MÉTODO: STW - RC:10				MÉTODO: STW - RC:20				MÉTODO: STW - RC:30				MÉTODO: STW - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	0,7098	0,5644	18,2120	2,0457	1,3071	0,6670	21,7631	2,3799	2,4788	0,8217	25,9462	4,2009	4,4109	0,9519	31,8326	6,5211
db2	0,6042	0,5944	18,8783	1,6863	1,1011	0,6895	22,2052	2,3527	2,1453	0,8271	26,0280	3,7790	4,0363	0,9520	31,6839	6,2471
db3	0,5671	0,6087	19,0655	1,6398	1,0492	0,6999	23,3594	2,1113	2,0419	0,8321	26,0673	3,6126	3,9078	0,9519	31,6242	6,3339
db4	0,5615	0,6147	19,2170	1,6570	1,0145	0,7051	22,4028	2,2707	1,9968	0,8364	26,0936	3,4020	3,8501	0,9518	31,5978	6,2450
db5	0,5645	0,6181	19,1540	1,5068	1,0360	0,7086	22,4623	2,3365	1,9918	0,8383	26,1195	3,4526	3,8486	0,9527	31,6161	6,1237
db6	0,5682	0,6195	19,1355	1,5183	1,0343	0,7127	22,4059	2,3571	1,9987	0,8384	26,1374	3,6888	3,8319	0,9527	31,6364	6,0894
db7	0,5717	0,6189	19,1348	1,7682	1,0402	0,7129	22,4476	2,6118	2,0024	0,8413	26,1219	3,9444	3,8411	0,9531	31,6302	5,9632
db8	0,5787	0,6198	19,1299	2,0556	1,0515	0,7133	22,4151	2,4894	2,0128	0,8436	26,1579	3,7943	3,8486	0,9536	31,6623	6,2104
db9	0,5835	0,6204	19,0194	0,5056	1,0651	0,7185	22,3825	2,2647	2,0393	0,8433	26,1942	3,7792	3,8516	0,9534	31,6452	5,9192
db10	0,5758	0,6171	19,9954	1,8624	1,0541	0,7177	22,3998	2,7347	2,0244	0,8470	26,1971	4,0693	3,8420	0,9543	31,6862	5,9245
sym2	0,6045	0,5944	18,8783	1,4141	1,1013	0,6895	22,2052	2,3067	2,1455	0,8271	26,0280	3,9341	4,0364	0,9520	31,6839	6,4934
sym3	0,5674	0,6087	19,0655	1,6055	1,0496	0,6999	23,3594	2,2646	2,0422	0,8321	26,0673	3,5739	3,9080	0,9519	31,6242	6,0974
sym4	0,5313	0,6080	19,1778	1,6134	0,9817	0,7018	22,3973	2,4983	1,9524	0,8339	26,1018	3,5128	3,7878	0,9512	31,6064	5,9552
sym5	0,5313	0,6142	19,1931	1,3635	0,9828	0,7065	22,4563	2,2230	1,9494	0,8351	26,1221	3,7748	3,7921	0,9525	31,6505	5,9834
sym6	0,5294	0,6143	19,3050	1,3800	0,9749	0,7055	22,4768	2,0107	1,9623	0,8359	26,1309	3,5618	3,7585	0,9518	31,6230	5,6673
sym7	0,5361	0,6124	19,2579	1,7091	0,9816	0,7058	22,4346	2,0290	1,9403	0,8378	26,1296	3,2584	3,7781	0,9528	31,6648	5,9935
sym8	0,5271	0,6173	19,3020	1,9950	0,9681	0,7094	22,4902	2,0503	1,9188	0,8376	26,1414	3,5478	3,7491	0,9527	31,6447	6,1407
coif1	0,5853	0,5924	18,9160	1,9301	1,0797	0,6890	22,2479	2,5840	2,1191	0,8828	26,0209	3,4009	4,0034	0,9517	31,6355	5,9556
coif2	0,5380	0,6101	19,2314	1,6672	0,9900	0,7009	22,4375	2,0023	1,9609	0,8330	26,0917	3,9008	3,8143	0,9519	31,6161	6,0290
coif3	0,5425	0,6115	19,2462	1,5044	0,9955	0,7053	22,4946	2,3737	1,9502	0,8366	26,1346	3,6658	3,7926	0,9522	31,6190	6,4038
coif4	0,5413	0,6153	19,3014	1,8943	0,9824	0,7089	22,4700	2,1717	1,9582	0,8374	26,1635	4,0402	3,7686	0,9536	31,6376	6,1800
coif5	0,5463	0,6101	19,2077	1,7173	1,0021	0,7068	22,4547	2,3481	1,9567	0,8394	26,1834	3,9569	3,7781	0,9528	31,6467	6,3251
bior1.1	0,7104	0,5644	18,2120	1,7777	0,6670	21,7631	2,8693	2,4794	0,8217	25,9462	4,1423	4,4115	0,9519	31,8326	6,3931	
bior1.3	0,7777	0,5851	18,5395	1,9016	1,4083	0,6833	21,9945	2,7078	2,6277	0,8347	26,1675	4,6446	4,5641	0,9536	31,9630	6,5858
bior1.5	0,8022	0,5880	18,5353	1,6534	1,4468	0,6869	22,0052	2,8361	2,6880	0,8388	26,1836	4,4972	4,6213	0,9540	31,9370	7,0878
bior2.2	0,5730	0,6234	19,3911	1,6508	1,0558	0,7238	22,5454	2,3151	2,0013	0,8427	25,9460	3,5678	3,6500	0,9450	30,7337	5,7051
bior2.4	0,6097	0,6364	19,7619	1,7451	1,0945	0,7329	22,8029	2,0657	2,0493	0,8487	26,1682	3,7065	3,6997	0,9469	30,9249	5,8281
bior2.6	0,6272	0,6419	19,8963	1,8215	1,1195	0,7373	22,8915	2,1535	2,0878	0,8519	26,2496	4,1163	3,7374	0,9475	30,9665	6,3163
bior2.8	0,6400	0,6438	19,9456	1,5818	1,1392	0,7402	22,9287	2,9670	2,1102	0,8534	26,2774	3,5611	3,7555	0,9480	30,9932	6,1271
bior3.1	0,7808	0,6508	18,9238	1,9113	1,3584	0,7488	21,8329	2,6945	2,5974	0,8441	25,0549	3,9289	3,7622	0,9335	29,0841	5,9447
bior3.3	0,7222	0,6680	19,8495	1,8815	1,2753	0,7643	22,6622	2,9837	2,2036	0,8587	25,8605	3,8643	3,6876	0,9411	29,9216	5,8813
bior3.5	0,7194	0,6730	20,1941	1,5737	1,2623	0,7690	22,9089	3,0533	2,1893	0,8628	26,0745	3,9522	3,6600	0,9433	30,1593	5,9735
bior3.7	0,7223	0,6748	20,2652	2,3815	1,2606	0,7722	23,0151	3,1298	2,1899	0,8645	26,1610	3,9977	3,6609	0,9445	30,2523	6,4508
bior3.9	0,7363	0,6771	20,3736	2,4809	1,2771	0,7752	23,1008	2,8279	2,0286	0,8661	26,2138	4,1065	3,6711	0,9449	30,2843	6,1277
bior4.4	0,4902	0,6054	19,0303	1,5950	0,9027	0,6949	22,2304	1,7972	1,8324	0,8317	25,9932	3,7825	3,6393	0,9496	31,3360	5,8116
bior5.5	0,4321	0,5622	17,9378	1,9446	0,8396	0,6605	21,4521	2,5376	1,8319	0,8097	25,4345	3,4628	3,8162	0,9499	31,3353	6,1300
bior6.8	0,5186	0,6195	19,3418	2,1798	0,9454	0,7074	22,4855	2,7743	1,8746	0,8389	26,1189	3,6291	3,6440	0,9306	31,4173	5,5259
Ondícula	MÉTODO: STW - RC:30				MÉTODO: STW - RC:75				MÉTODO: STW - RC:100				MÉTODO: STW - RC:100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	4,4109	0,9519	31,8326	6,7048	6,3193	0,9918	39,3042	9,3697	7,8333	0,9990	48,0324	11,3014	7,8533	0,9990	48,0324	11,6607
db2	4,0363	0,9520	31,6839	6,2927	6,0166	0,9916	39,1099	9,1182	7,5833	0,9989	47,6652	11,5876	7,5833	0,9989	47,6652	11,4239
db3	3,9078	0,9519	31,6242	5,9312	5,9121	0,9917	39,0733	9,1572	7,4871	0,9989	47,6244	11,4849	7,4871	0,9989	47,6244	11,2444
db4	3,8501	0,9518	31,5978	5,8614	5,8651	0,9918	39,0660	9,1389	7,4597	0,9989	47,6114	11,3985	7,4597	0,9989	47,6114	11,1816
db5	3,8486	0,9527	31,6161	6,3397	5,8477	0,9915	38,9978	9,0204	7,4348	0,9989	47,5710	11,4098	7,4348	0,9989	47,5710	11,2098
db6	3,8319	0,9527	31,6364	5,9488	5,8300	0,9916	38,9820	9,2836	7,4290	0,9989	47,5869	11,3976	7,4290	0,9989	47,5869	11,2097
db7	3,8411	0,9531	31,6307	6,1965	5,8274	0,9916	38,9567	8,8254	7,4216	0,9989	47,5379	11,2706	7,4216	0,9989	47,5379	11,3463
db8	3,8486	0,9536	31,6623	6,1282	5,8396	0,9916	38,9746	8,8508	7,4384	0,9989	47,6037	10,9757	7,4384	0,9989	47,6037	10,9757
db9	3,8516	0,9534	31,6452	6,1919	5,8293	0,9917	38,9828	9,1838	7,4213	0,9989	47,5886	11,1751	7,4213	0,9989	47,5886	11,1751
db10	3,8420	0,9543	31,6862	6,5231	5,8130	0,9917	39,0134	9,0361	7,4065	0,9989	47,6007	11,3697	7,4065	0,9989	47,6007	11,2016
sym2	4,0364	0,9520	31,6839	6,2103	6,0167	0,9916	39,1099	8,7266	7,5835	0,9989	47,6652	11,6233	7,5835	0,9989	47,6652	11,4233
sym3	3,9080	0,9519	31,6242	6,1021	5,9124	0,9917	39,0733	8,9320	7,4873	0,9989	47,6244	11,1851	7,4873	0,9989	47,6244	11,1074
sym4	3,7878	0,9512	31,6064	5,9440	5,8013	0,9915	39,0172	9,0443	7,3927	0,9989	47,5697	11,0537	7,3927	0,9989	47,5697	11,2025
sym5	3,7921	0,9525	31,6505	5,6051	5,8008	0,9915	39,0094	8,3263	7,3934	0,9989	47,5378	11,0243	7,3934	0,9989	47,5378	10,9862
sym6	3,7585	0,9518	31,6230	6,2215	5,7604	0,9913	38,9442	9,1482	7,3617	0,9989	47,5370	10,9775	7,3617	0,9989	47,5370	11,1276
sym7	3,7781	0,9528	31,6648	6,0639	5,7755	0,9914	38,9417	8,5259	7,3826	0,9989	47,5362	10,9956	7,3826	0,9989	47,5362	10,8951
sym8	3,7491	0,9527	31,6447	5,7087	5,7605	0,9914	38,9558									

IMAGEN 3: CT de Abdomen

Códicula	ME TODO: SPIHT - RC:10				ME TODO: SPIHT - RC:20				ME TODO: SPIHT - RC:30				ME TODO: SPIHT - RC:40				
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	1,6567	0,8439	23,2450	2,6011	2,7057	0,9353	23,7532	2,3877	3,9205	0,9698	23,9380	2,7213	6,1841	0,9803	23,9940	5,0389	
db2	2,2952	0,9525	35,6583	1,6390	3,4493	0,9848	39,6143	2,8167	4,6436	0,9940	41,9566	3,5544	5,7617	0,9959	42,6280	4,076	
db3	1,2390	0,8745	31,7005	1,7821	2,1387	0,9542	35,9726	2,3722	3,2583	0,9852	40,1179	2,3256	5,5817	0,9960	43,6521	4,2915	
db4	1,1747	0,8792	31,8742	0,9614	2,0461	0,9549	36,1614	1,5301	3,1479	0,9854	40,4565	3,0694	5,4779	0,9961	44,4220	3,8679	
db5	1,1661	0,8811	32,0024	0,9420	2,0197	0,9560	36,3937	1,9289	3,1040	0,9854	40,9405	2,6483	5,4319	0,9961	45,7712	4,2627	
db6	1,1654	0,8822	31,9554	0,9459	2,0084	0,9565	36,2570	2,3852	3,0814	0,9853	40,4550	2,6621	5,4098	0,9958	44,3470	4,2303	
db7	1,1377	0,8817	31,5128	1,7802	1,9702	0,9544	35,0447	2,3188	3,0399	0,9834	37,7890	3,0329	5,3696	0,9938	39,4567	4,1344	
db8	1,1534	0,8850	31,9865	0,9363	1,9927	0,9578	36,2920	2,4033	3,0555	0,9862	40,5574	2,6460	5,3822	0,9963	44,5761	4,7004	
db9	1,1547	0,8854	31,9586	0,9496	1,9818	0,9565	36,0756	1,9508	3,0408	0,9850	39,9949	2,6684	5,3656	0,9953	43,2671	3,8003	
db10	1,1384	0,8852	31,8982	1,4199	1,9611	0,9559	35,8991	1,5239	3,0177	0,9842	39,5374	2,6670	5,3413	0,9943	42,3014	4,3058	
sym2	2,2953	0,9525	35,6583	2,0828	3,4495	0,9848	39,6143	2,7904	4,6437	0,9940	41,9566	3,0803	5,7618	0,9959	42,6280	3,9320	
sym3	1,2391	0,8745	31,7005	1,3930	2,1388	0,9542	35,9726	1,9899	3,2584	0,9852	40,1179	3,1961	5,5817	0,9960	43,6521	3,8660	
sym4	1,1919	0,8766	31,6706	1,3505	2,0687	0,9553	35,7198	1,9611	3,1682	0,9855	39,3384	3,1501	5,4966	0,9962	42,0515	4,8054	
sym5	1,1493	0,8790	31,7866	1,8328	2,0121	0,9547	35,7929	1,9335	3,1003	0,9847	39,4433	2,6697	5,4336	0,9953	42,2007	3,7697	
sym6	1,1550	0,8801	31,9794	1,3807	2,0062	0,9561	36,2869	1,4655	3,0784	0,9855	40,5650	3,1437	5,4084	0,9961	44,6129	3,8122	
sym7	1,9824	0,9528	34,9962	1,9437	3,0474	0,9819	37,7177	2,6752	4,2277	0,9907	39,0198	3,4579	5,3735	0,9927	39,3604	4,3163	
sym8	1,1357	0,8803	31,9049	1,3919	1,9791	0,9568	36,1314	1,9874	3,0413	0,9860	40,1057	2,1886	5,3668	0,9965	43,4992	4,3316	
coil1	1,3250	0,8694	31,3616	1,4650	2,2632	0,9516	35,5533	2,0780	3,4152	0,9835	39,3649	2,3355	5,7313	0,9946	42,1695	3,8979	
coil2	1,1740	0,8765	31,7847	1,3866	2,0437	0,9532	35,9417	1,4557	3,1359	0,9852	39,8502	2,7010	5,4663	0,9960	43,0637	4,8434	
coil3	1,1307	0,8829	31,7501	1,9647	1,9686	0,9559	35,5694	1,9930	3,0367	0,9846	38,7951	2,6767	5,3733	0,9951	41,0507	3,7556	
coil4	1,1224	0,8807	31,9190	1,9845	1,9625	0,9566	36,0447	2,5640	3,0176	0,9853	39,8207	3,2622	5,3450	0,9959	42,8869	4,3264	
coil5	1,1210	0,8840	31,9400	0,9566	1,9412	0,9563	35,9029	2,0666	2,9889	0,9848	39,4195	2,7844	5,3174	0,9951	42,0914	3,7841	
bior1.1	1,6572	0,8439	23,2450	1,1239	2,7062	0,9353	23,7532	2,9065	3,9210	0,9698	23,9380	2,6364	6,1846	0,9803	23,9940	4,0539	
bior1.3	1,7491	0,8730	31,2668	2,3290	2,7997	0,9545	35,6533	1,9154	4,0104	0,9855	39,5363	2,6446	5,2662	0,9954	42,0673	4,7994	
bior1.5	1,7909	0,8753	31,0499	1,2451	2,8430	0,9532	34,9645	3,0958	4,0499	0,9831	37,9115	3,8561	6,3027	0,9928	39,4598	4,2460	
bior2.2	1,2394	0,8807	31,3018	1,4328	2,0620	0,9486	34,7796	1,9656	3,0643	0,9797	37,6769	3,2196	5,3478	0,9932	39,9526	3,6949	
bior2.4	1,2672	0,8815	32,1285	1,4550	2,0973	0,9557	36,1625	2,0215	3,0992	0,9844	40,2184	2,6921	5,3785	0,9968	44,9563	3,6584	
bior2.6	1,2899	0,8947	32,2134	2,0949	2,1217	0,9570	36,1342	2,1068	3,1255	0,9845	39,9116	3,3374	5,4021	0,9964	43,8498	3,7784	
bior2.8	1,3070	0,8939	32,2746	2,1546	2,1420	0,9573	36,1788	2,1409	3,1447	0,9842	39,9143	2,7959	5,4197	0,9959	43,7755	4,3638	
bior3.1	0,9043	0,8099	27,4798	0,6446	3,1356	0,8790	30,2253	1,5261	2,0199	0,9390	32,9139	2,0199	3,9603	0,9865	36,1666	2,8406	
bior3.3	0,8689	0,8348	29,0455	1,2272	3,1052	0,8973	32,0625	0,9371	1,9924	0,9497	35,5349	1,4040	3,9346	0,9911	42,2584	3,4313	
bior3.5	0,8712	0,8420	29,4492	1,2610	3,1085	0,9032	32,4213	0,9495	2,0013	0,9533	35,9318	2,6652	3,9421	0,9923	43,0398	4,0634	
bior3.7	0,8829	0,8426	28,1373	1,3184	3,1323	0,9028	29,9940	2,2238	2,0170	0,9514	31,5715	1,4723	3,9590	0,9892	32,9946	3,5146	
bior3.9	0,8888	0,8483	29,7226	1,3601	3,1300	0,9073	32,6865	1,6844	2,0287	0,9552	36,2095	2,1603	3,9690	0,9925	43,4497	3,5911	
bior4.1	1,0746	0,8761	31,6774	2,0604	1,8884	0,9534	36,0293	1,9979	2,9399	0,9850	40,5581	2,6893	5,2747	0,9968	45,6731	4,2304	
bior4.3	1,8585	0,9435	34,5518	1,3368	3,0067	0,9800	37,9138	2,7790	4,2222	0,9900	39,5825	3,5159	5,3567	0,9919	39,9945	4,2279	
bior6.8	1,0958	0,8838	32,0094	1,5074	1,9038	0,9562	36,2198	1,4286	2,9290	0,9854	40,4100	2,1204	5,2506	0,9964	44,6283	4,4272	
Códicula	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	6,1841	0,9803	23,9940	4,6279	6,1841	0,9803	23,9940	4,6306	6,1841	0,9803	23,9940	4,5963	6,1841	0,9803	23,9940	4,2670	
db2	5,7617	0,9959	42,6280	4,7726	5,7617	0,9959	42,6280	4,4083	5,7617	0,9959	42,6280	4,4083	4,3722	5,7617	0,9959	42,6280	3,9788
db3	5,5817	0,9960	43,6521	4,9290	5,5817	0,9960	43,6521	4,7083	5,5817	0,9960	43,6521	4,3152	5,5817	0,9960	43,6521	3,8906	
db4	5,4779	0,9961	44,4220	3,9322	5,4779	0,9961	44,4220	3,8404	5,4779	0,9961	44,4220	3,9070	5,4779	0,9961	44,4220	3,8573	
db5	5,4319	0,9961	45,7712	4,2246	5,4319	0,9961	45,7712	4,2718	5,4319	0,9961	45,7712	3,8024	5,4319	0,9961	45,7712	4,1905	
db6	5,4098	0,9958	44,3470	3,8374	5,4098	0,9958	44,3470	4,6940	5,4098	0,9958	44,3470	4,2441	5,4098	0,9958	44,3470	4,3146	
db7	5,3696	0,9938	39,4567	3,6757	5,3696	0,9938	39,4567	3,6593	5,3696	0,9938	39,4567	4,0894	5,3696	0,9938	39,4567	4,1511	
db8	5,3822	0,9965	44,5761	3,7951	5,3822	0,9965	44,5761	4,2836	5,3822	0,9965	44,5761	4,2511	5,3822	0,9965	44,5761	4,3078	
db9	5,3656	0,9953	43,2671	4,2454	5,3656	0,9953	43,2671	4,2344	5,3656	0,9953	43,2671	3,8385	5,3656	0,9953	43,2671	3,8177	
db10	5,3413	0,9943	42,3014	3,8633	5,3413	0,9943	42,3014	4,3068	5,3413	0,9943	42,3014	4,2873	5,3413	0,9943	42,3014	3,8256	
sym2	5,7618	0,9959	42,6280	3,9388	5,7618	0,9959	42,6280	4,3892	5,7618	0,9959	42,6280	4,8393	5,7618	0,9959	42,6280	4,4099	
sym3	5,5817	0,9960	43,6521	4,3275	5,5817	0,9960	43,6521	3,3302	5,5817	0,9960	43,6521	4,3330	5,5817	0,9960	43,6521	4,3306	
sym4	5,4966	0,9962	42,0515	3,7694	5,4966	0,9962	42,0515	3,2997	5,4966	0,9962	42,0515	4,2916	5,4966	0,9962	42,0515	4,3134	
sym5	5,4336	0,9953	42,2007	4,2070	5,4336	0,9953	42,2007	3,7503	5,4336	0,9953	42,2007	4,2235	5,4336	0,9953	42,2007	3,7091	
sym6	5,4084	0,9961	44,6129	4,2721	5,4084	0,9961	44,6129	4,2919	5,4084	0,9961	44,6129	3,8238	5,4084	0,9961	44,6129	4,7765	
sym7	5,3735	0,9927	39,3604	4,2396	5,3735	0,9927	39,3604	4,2637	5,3735	0,9927	39,3604	4,2905	5,3735	0,9927	39,3604	3,7956	
sym8	5,3668	0,9965	43,4992	3,8229	5,3668	0,9965	43,4992	3,7637	5,3668	0,9965	43,4992	3,7846	5,3668	0,9965	43,4992	4,3232	
coil1	5,7313	0,9946	42,1695	4,4274	5,7313	0,9946	42										

Ondícula	ME TODO: EZW - RC-10				ME TODO: EZW - RC-20				ME TODO: EZW - RC-30				ME TODO: EZW - RC-40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	1,4312	0,7263	22,5505	2,7880	2,5092	0,8574	23,4200	3,7855	4,1674	0,9461	23,8336	6,5263	6,1919	0,9741	23,9657	9,5741
db2	1,1488	0,7611	28,6011	2,2127	2,0548	0,8832	32,3298	3,9039	3,5481	0,9623	36,8557	5,1865	5,4706	0,9890	40,6963	8,4223
db3	1,0653	0,7675	28,9456	1,6948	1,8933	0,8873	32,6115	3,3086	3,3228	0,9638	37,1677	5,4092	5,1819	0,9894	41,2863	7,6932
db4	1,0216	0,7758	29,1326	2,0675	1,8151	0,8926	32,8177	2,8238	3,1827	0,9642	37,3495	4,8056	5,0173	0,9894	41,6873	7,4095
db5	1,0410	0,7790	29,2412	1,7127	1,8180	0,8946	32,9562	3,2809	3,1803	0,9649	37,6260	5,2285	4,9795	0,9894	42,3320	7,4351
db6	1,0532	0,7799	29,2254	2,1246	1,8389	0,8956	32,9554	3,7555	3,1632	0,9652	37,4334	5,2312	4,9395	0,9892	41,6533	8,2054
db7	1,0190	0,7826	29,0302	2,1205	1,7867	0,8957	32,3708	3,7205	3,1022	0,9633	35,9028	4,8028	4,8622	0,9872	38,3882	7,6966
db8	1,0577	0,7880	29,2868	2,1799	1,8187	0,8988	32,9692	3,3407	3,1401	0,9663	37,4970	5,6737	4,8982	0,9900	41,7882	7,8156
db9	1,0631	0,7878	29,2553	2,2263	1,8228	0,8985	32,9506	3,3360	3,1249	0,9651	37,2035	5,2846	4,8696	0,9889	41,0537	7,8152
db10	1,0353	0,7869	29,2401	2,1738	1,7882	0,8992	32,8484	3,3704	3,0823	0,9645	36,9656	5,6909	4,8298	0,9879	40,4579	7,8494
sym2	1,1489	0,7611	28,6011	2,1948	2,0551	0,8832	32,3298	4,0293	3,5483	0,9623	36,8557	5,6940	5,4708	0,9890	40,6963	7,9940
sym3	1,0656	0,7675	28,9456	2,0951	1,8936	0,8873	32,6115	2,8619	3,3229	0,9638	37,1677	4,9023	5,1820	0,9894	41,2863	8,5286
sym4	1,0441	0,7704	29,0106	1,6025	1,8427	0,8903	32,5457	2,8011	3,2340	0,9646	36,7896	4,8755	5,0615	0,9895	40,2692	7,5893
sym5	1,0006	0,7755	29,1320	2,0613	1,7889	0,8925	32,6731	2,7727	3,1454	0,9639	36,8497	5,1399	4,9498	0,9886	40,3632	7,8793
sym6	1,0306	0,7769	29,2216	2,6081	1,8186	0,8933	32,9222	3,2886	3,1658	0,9652	37,4758	5,8432	4,9509	0,9895	41,7892	8,3422
sym7	1,0187	0,7755	29,0135	2,0945	1,7886	0,8912	32,2846	3,2740	3,1228	0,9617	35,8440	4,7370	4,7666	0,9886	40,3007	7,2520
sym8	1,0226	0,7804	29,2374	1,6227	1,7969	0,8941	32,8385	3,3269	3,1233	0,9660	37,2891	5,2732	4,8903	0,9899	41,1906	7,8925
coif1	1,1366	0,7614	28,6326	2,2651	2,0267	0,8830	32,2857	3,5345	3,5221	0,9613	36,7198	6,1563	5,4413	0,9877	40,3772	8,3477
coif2	1,0195	0,7715	29,1066	1,5677	1,8081	0,8899	32,6562	3,8093	3,1888	0,9647	37,0810	5,8461	5,0082	0,9892	40,9052	7,3883
coif3	0,9954	0,7810	29,1316	1,5897	1,8964	0,8964	32,6224	3,2971	3,0745	0,9644	36,5212	5,2188	4,8451	0,9885	39,5688	7,7984
coif4	1,0059	0,7801	29,2532	2,1772	1,7693	0,8939	32,8268	3,3558	3,0913	0,9656	37,1449	5,2868	4,8424	0,9893	40,8097	7,7664
coif5	1,0031	0,7830	29,2540	2,2289	1,7505	0,8981	32,8562	2,8258	3,0376	0,9630	36,9287	4,7107	4,7666	0,9886	40,3007	7,2520
bior1.1	1,4318	0,7263	22,5505	2,6232	2,5098	0,8574	23,4200	4,2213	4,1680	0,9461	23,8336	7,0863	6,1925	0,9741	23,9657	9,5741
bior1.3	1,5394	0,7612	28,1384	2,8366	2,6636	0,8853	32,3220	4,4666	4,3390	0,9637	36,9343	6,3139	6,3539	0,9894	40,5666	9,7603
bior1.5	1,5872	0,7663	28,0241	2,9147	2,7341	0,8868	31,9973	4,5528	4,4139	0,9618	35,9749	7,5494	6,4240	0,9868	38,5619	9,5903
bior2.2	0,6324	0,6955	25,8653	1,5535	1,1227	0,8062	29,0360	1,9052	0,8930	32,0294	2,8819	3,1702	0,9568	35,6264	4,8656	
bior2.6	0,6633	0,7062	26,3956	2,1955	1,1638	0,8207	29,6751	1,7999	1,9568	0,9028	32,9271	2,9898	3,2321	0,9631	37,1817	6,0874
bior2.8	0,6831	0,7109	26,5228	1,0835	1,1880	0,8259	29,7841	1,9078	2,0005	0,9054	32,9627	3,1833	3,2804	0,9640	37,0694	6,2289
bior3.1	0,6976	0,7146	26,6172	1,2157	0,8290	29,8446	3,2585	2,0184	0,9062	32,9928	3,7748	3,3033	0,9639	37,0930	5,6595	
bior3.3	0,5059	0,6176	22,1421	1,3758	0,8206	0,7187	25,0171	1,2559	1,3677	0,8225	28,2004	2,2039	2,0718	0,8896	30,9191	4,0056
bior3.5	0,4677	0,6528	23,6377	1,3358	0,7733	0,7440	26,4789	1,2138	1,3254	0,8478	29,8106	2,1411	2,0263	0,9071	32,8209	3,9317
bior3.7	0,4679	0,6587	23,9881	0,7536	0,7751	0,7504	26,8371	1,2393	1,3295	0,8553	30,1760	2,7559	2,0302	0,9126	33,1447	3,3474
bior3.9	0,4734	0,6620	23,7340	1,4038	0,7799	0,7528	26,1203	2,5268	1,3500	0,8556	28,6184	2,8041	2,0471	0,9119	30,3652	4,6286
bior4.4	0,4818	0,6661	24,3321	1,4881	0,7903	0,7578	27,0710	1,9814	1,3566	0,8605	30,4246	3,5289	2,0544	0,9163	33,3830	4,7927
bior4.4	0,9275	0,7750	29,0058	2,0894	1,6566	0,8904	32,6602	2,5913	2,9341	0,9626	37,2497	5,0569	4,6617	0,9892	41,9620	7,6004
bior5.5	0,8206	0,7221	27,7957	1,2759	1,5576	0,8635	31,5303	3,0513	2,9175	0,9551	35,6757	5,5439	4,8118	0,9850	38,7528	7,0944
bior6.8	0,9724	0,7888	29,3491	2,2132	1,6989	0,8980	32,9507	4,0351	2,9611	0,9646	37,3510	5,2496	4,6549	0,9893	41,6076	7,1279
Ondícula	ME TODO: EZW - RC-50				ME TODO: EZW - RC-60				ME TODO: EZW - RC-75				ME TODO: EZW - RC-100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	8,1899	0,9797	23,9912	13,1425	8,8386	0,9803	23,9940	13,8583	8,8386	0,9803	23,9940	14,2435	8,8386	0,9803	23,9940	14,0123
db2	7,4999	0,9951	42,3630	11,1902	8,2493	0,9959	42,6280	12,8919	8,2493	0,9959	42,6280	12,8197	8,2493	0,9959	42,6280	12,7293
db3	7,2000	0,9952	43,2961	11,2291	8,0023	0,9960	43,6521	12,3416	8,0023	0,9960	43,6521	13,1497	8,0023	0,9960	43,6521	12,3654
db4	7,0461	0,9953	43,9717	10,5464	7,8723	0,9961	44,4220	12,0839	7,8723	0,9961	44,4220	12,3722	7,8723	0,9961	44,4220	12,5294
db5	6,9935	0,9952	45,1152	11,0158	7,8372	0,9961	45,7121	12,2688	7,8372	0,9961	45,7121	12,6416	7,8372	0,9961	45,7121	12,6971
db6	6,9463	0,9949	43,8906	10,3940	7,7958	0,9958	44,3470	12,2106	7,7958	0,9958	44,3470	12,4228	7,7958	0,9958	44,3470	12,8279
db7	6,8651	0,9929	39,3004	10,4493	7,7140	0,9938	39,4567	12,7457	7,7140	0,9938	39,4567	11,9485	7,7140	0,9938	39,4567	11,9947
db8	6,8969	0,9957	44,0967	11,2615	7,7372	0,9965	44,5761	12,0720	7,7372	0,9965	44,5761	12,5200	7,7372	0,9965	44,5761	12,1421
db9	6,8669	0,9944	42,9065	10,5960	7,7155	0,9953	43,2671	12,5948	7,7155	0,9953	43,2671	12,4246	7,7155	0,9953	43,2671	12,5681
db10	6,8120	0,9934	42,0036	10,7949	7,6694	0,9943	42,3014	12,3657	7,6694	0,9943	42,3014	11,9375	7,6694	0,9943	42,3014	12,8689
sym2	7,5001	0,9951	42,3630	11,9988	8,2495	0,9959	42,6280	12,5905	8,2495	0,9959	42,6280	13,1473	8,2495	0,9959	42,6280	13,0419
sym3	7,2007	0,9952	43,2901	11,7823	8,0024	0,9960	43,6521	13,1202	8,0024	0,9960	43,6521	12,1598	8,0024	0,9960	43,6521	12,7469
sym4	7,0684	0,9953	41,7851	10,6820	7,9143	0,9962	42,0515	12,6327	7,9143	0,9962	42,0515	13,1906	7,9143	0,9962	42,0515	13,1023
sym5	6,9615	0,9945	41,9181	10,3163	7,8005	0,9953	42,2007	12,1998	7,8005	0,9953	42,2007	12,0157	7,8005	0,9953	42,2007	12,1424
sym6	6,9563	0,9953	44,1313	10,9074	7,7982	0,9961	44,6129	13,0749	7,7982	0,9961	44,6129	12,5707	7,7982	0,9961	44,6129	12,7763
sym7	6,8939	0,9918	39,2089	10,9600	7,7483	0,9927	39,3604	12,3299	7,7483	0,9927	39,3604	11,9339	7,7483	0,9927	39,3604	12,4427
sym8	6,8901	0,9956	43,1124	11,5012	7,7418	0,9963	43									

Ondícula	ME TODO: STW - RC-10				ME TODO: STW - RC-20				ME TODO: STW - RC-30				ME TODO: STW - RC-40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	1,3539	0,7434	28,0561	2,6803	2,4591	0,8791	32,5905	4,3002	4,2157	0,9689	38,6273	6,6774	6,0737	0,9948	46,3819	8,8851
db2	2,0066	0,8906	32,8458	3,2498	3,6073	0,9694	38,4829	6,1571	5,4451	0,9944	45,8107	8,2594	7,1138	0,9994	55,1021	11,1518
db3	0,9927	0,7715	29,1031	2,3348	1,8447	0,8937	33,0429	3,8734	3,3824	0,9704	38,5501	5,0448	5,1880	0,9944	45,6984	7,9773
db4	0,9628	0,7793	29,2722	2,2790	1,7545	0,8986	33,1945	2,9386	3,2349	0,9705	38,5597	5,3331	5,0143	0,9943	45,6226	8,2973
db5	0,9629	0,7828	29,3452	2,3327	1,7495	0,9009	33,2598	3,8575	3,2053	0,9710	38,6074	5,3647	4,9675	0,9944	45,6309	7,7954
db6	0,9767	0,7844	29,3774	2,3119	1,7531	0,9016	33,3425	2,9808	3,1869	0,9717	38,6816	4,8704	4,9135	0,9944	45,6040	7,6638
db7	0,9578	0,7870	29,4475	2,3664	1,7177	0,9036	33,3764	3,4122	3,1322	0,9717	38,6716	4,8601	4,8539	0,9945	45,6315	7,3538
db8	0,9813	0,7910	29,4299	2,8738	1,7354	0,9036	33,3389	3,0015	3,1633	0,9719	38,7026	5,3687	4,8726	0,9944	45,6211	7,3359
db9	0,9934	0,7921	29,4527	2,9331	1,7471	0,9049	33,4330	3,0683	3,1344	0,9719	38,6898	5,4182	4,8313	0,9945	45,6221	7,3684
db10	0,9653	0,7913	29,4620	2,0527	1,7180	0,9067	33,4422	3,0826	3,1140	0,9723	38,7288	5,4228	4,7988	0,9945	45,6473	7,8447
sym2	2,0068	0,8906	32,8458	3,6671	3,6674	0,9694	38,4829	5,7015	5,4453	0,9944	45,8107	8,8599	7,1140	0,9994	55,1021	10,3869
sym3	0,9929	0,7715	29,1031	2,3085	1,8450	0,8937	33,0429	3,6652	3,3826	0,9704	38,5501	6,0161	5,1881	0,9944	45,6984	8,1286
sym4	0,9598	0,7743	29,2416	2,2914	1,7686	0,9063	33,1334	3,3898	3,2334	0,9707	38,5719	5,4571	5,0328	0,9943	45,6144	8,3924
sym5	0,9226	0,7801	29,3573	1,7979	1,6989	0,8988	33,2401	3,3410	3,1660	0,9711	38,6166	5,8262	4,9249	0,9943	45,5781	7,8545
sym6	0,9398	0,7816	29,3605	1,8406	1,7130	0,8993	33,2875	2,9056	3,1554	0,9713	38,6624	4,8563	4,8794	0,9944	45,5992	7,3267
sym7	1,6805	0,9013	33,3027	2,9194	3,1089	0,9713	38,6472	4,8182	4,8303	0,9943	45,6085	7,7571	6,5637	0,9993	54,5718	10,4686
sym8	0,9319	0,7827	29,4096	2,4030	1,6763	0,8993	33,2837	3,4488	3,0979	0,9718	38,7292	5,3370	4,7993	0,9944	45,6428	7,8128
coil1	1,0535	0,7655	28,8312	2,4222	1,9636	0,8907	32,8449	3,6378	3,5555	0,9691	38,4423	5,2362	5,3993	0,9943	45,7722	8,3209
coil2	0,9443	0,7754	29,2826	2,8917	1,7399	0,8964	33,1375	3,4466	3,2212	0,9709	38,5916	4,9291	4,9934	0,9944	45,6207	7,9549
coil3	0,9154	0,7851	29,4157	1,9251	1,6855	0,9033	33,3648	3,4895	3,1060	0,9714	38,6595	5,3458	4,8396	0,9944	45,5685	7,8943
coil4	0,9272	0,7843	29,4482	2,0243	1,6823	0,9006	33,3509	3,6333	3,1135	0,9717	38,7371	5,5204	4,8147	0,9945	45,6410	7,4043
coil5	0,9232	0,7876	29,4916	2,6732	1,6747	0,9048	33,4461	3,6954	3,0699	0,9720	38,7664	5,5574	4,7592	0,9944	45,5783	7,9405
bior1.1	1,3545	0,7434	28,0561	3,0472	2,4596	0,8791	32,5905	4,9144	4,2163	0,9689	38,6273	6,1548	6,0745	0,9948	46,3819	8,8829
bior1.3	1,4603	0,7654	28,3274	2,4566	2,6096	0,8918	32,8621	5,1223	4,3319	0,9705	38,7408	6,9864	6,1771	0,9947	46,2934	9,4262
bior1.5	1,5090	0,7729	28,3511	2,5971	2,6826	0,8954	32,8843	4,6935	4,4233	0,9709	38,7380	7,1226	6,2357	0,9947	46,2134	10,1502
bior1.7	1,0432	0,8119	29,4185	2,4403	1,8206	0,9002	32,9303	2,9067	3,1885	0,9665	37,9313	5,3195	4,7501	0,9920	44,0140	7,5079
bior2.4	1,0894	0,8237	29,8073	1,9905	1,8716	0,9068	33,2346	3,6576	3,2491	0,9688	38,2418	6,1288	4,8041	0,9924	44,2642	7,7957
bior2.6	1,1157	0,8292	29,9450	2,7095	1,9028	0,9094	33,3472	3,7714	3,2804	0,9697	38,3382	5,6017	4,8280	0,9925	44,3280	7,2945
bior2.8	1,1313	0,8327	30,0102	2,2027	1,9250	0,9111	33,3989	3,2459	3,3041	0,9700	38,3681	5,6554	4,8500	0,9926	44,3462	7,3774
bior3.1	0,7524	0,7214	25,2814	2,0204	1,2758	0,8276	28,8504	2,7317	1,9065	0,8964	32,2591	3,0336	2,9734	0,9557	36,4053	4,5577
bior3.3	0,7114	0,7462	26,5204	2,0226	1,2327	0,8503	29,9418	2,7409	1,8773	0,9108	33,1145	3,6725	2,9583	0,9623	37,2195	5,1962
bior3.5	0,7065	0,7515	26,8733	1,4832	1,2328	0,8571	30,2911	2,7740	1,8928	0,9153	33,3917	3,6867	2,9885	0,9644	37,5190	5,9087
bior3.7	0,7195	0,7561	27,0391	2,1575	1,2521	0,8607	30,4584	2,8908	1,9188	0,9182	33,5527	3,8513	3,0010	0,9655	37,6669	5,7752
bior3.9	0,7273	0,7587	27,1030	1,6985	1,2697	0,8629	30,5297	2,4915	1,9299	0,9191	33,6215	3,9977	3,0278	0,9661	37,7465	5,5683
bior4.4	0,8550	0,7779	29,1156	2,3479	1,5825	0,8938	32,9592	3,9941	2,9688	0,9687	38,2359	5,1824	4,6842	0,9936	45,0534	7,0371
bior5.3	1,4750	0,8730	32,2445	3,8974	2,9550	0,9663	37,9750	5,9119	4,8857	0,9942	45,4787	7,9499	6,6361	0,9993	54,8294	10,5648
bior6.8	0,8921	0,7921	29,4972	2,5635	1,6115	0,9039	33,3359	2,9063	2,9736	0,9707	38,5321	5,3887	4,6276	0,9939	45,1944	7,8113
Ondícula	ME TODO: STW - RC-50				ME TODO: STW - RC-60				ME TODO: STW - RC-75				ME TODO: STW - RC-100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	6,0737	0,9948	46,3819	8,9787	7,6504	0,9994	55,1326	11,3784	7,9104	0,9997	57,3968	11,6527	7,9104	0,9997	57,3968	11,9364
db2	7,1138	0,9994	55,1021	10,3318	7,4706	0,9998	58,9215	11,0260	7,4706	0,9998	58,9215	11,1791	7,4706	0,9998	58,9215	10,7179
db3	5,1880	0,9944	45,6984	7,9389	6,8899	0,9993	54,8552	10,2052	7,2891	0,9998	58,9214	11,1471	7,2891	0,9998	58,9214	10,7196
db4	5,0143	0,9943	45,6228	8,3798	6,7367	0,9993	54,7273	10,3582	7,1531	0,9998	58,9279	10,8796	7,1531	0,9998	58,9279	11,0310
db5	4,9675	0,9944	45,6309	7,3676	6,6887	0,9993	54,6994	10,8351	7,1151	0,9998	58,9541	10,5528	7,1151	0,9998	58,9541	10,7352
db6	4,9135	0,9944	45,6040	7,1574	6,6410	0,9993	54,6236	10,2611	7,0830	0,9998	58,9235	10,3332	7,0830	0,9998	58,9235	10,3547
db7	4,8539	0,9945	45,6315	8,2641	6,5852	0,9993	54,5623	9,9783	7,0337	0,9998	58,9342	10,4343	7,0337	0,9998	58,9342	10,7923
db8	4,8726	0,9944	45,6211	8,1219	6,5953	0,9993	54,5633	10,6514	7,0417	0,9998	58,9117	10,9481	7,0417	0,9998	58,9117	11,0264
db9	4,8313	0,9945	45,6221	7,3756	6,5491	0,9993	54,5578	10,3013	7,0002	0,9998	58,9379	10,3690	7,0002	0,9998	58,9379	10,6246
db10	4,7988	0,9945	45,6473	7,9024	6,5237	0,9993	54,4644	10,3275	6,9860	0,9998	58,9221	11,4759	6,9860	0,9998	58,9221	11,0235
sym2	7,1140	0,9994	55,1023	10,8213	7,4708	0,9998	54,8552	11,3883	7,4708	0,9998	58,9215	10,5484	7,4708	0,9998	58,9215	11,0917
sym3	5,1881	0,9944	45,6984	7,5982	6,8900	0,9993	54,8552	10,5097	7,2893	0,9998	58,9214	10,6978	7,2893	0,9998	58,9214	10,5760
sym4	5,0328	0,9943	45,6144	7,9496	6,7484	0,9993	54,7505	9,8726	7,1614	0,9998	58,9375	10,6627	7,1614	0,9998	58,9375	10,5224
sym5	4,9249	0,9943	45,5781	7,7378	6,6550	0,9993	54,5970	10,7624	7,0844	0,9998	58,9208	10,9944	7,0844	0,9998	58,9208	10,9702
sym6	4,8794	0,9944	45,5992	8,3320	6,5974	0,9993	54,5929	9,8497	7,0352	0,9998	58,9282	10,8795	7,0352	0,9998	58,9282	10,8845
sym7	6,5637	0,9993	45,5718	10,7054	7,0116	0,9998	58,9324	11,4011	7,0116	0,9998	58,9324	10,5434	7,0116	0,9998	58,9324	10,7318
sym8	4,7993	0,9944	45,6428	7,1891	6,5251	0,9993										

IMAGEN 4: URO-TAC

Ondícula	MÉTODO: SPIHT - RC:10				MÉTODO: SPIHT - RC:20				MÉTODO: SPIHT - RC:30				MÉTODO: SPIHT - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	1,2169	0,8114	19,6440	1,6535	2,1235	0,9264	24,2269	1,3470	3,2715	0,9766	29,3211	2,0080	5,5879	0,9974	37,8095	4,1502
db2	1,0192	0,8358	20,4068	0,5394	1,7650	0,9385	24,9101	2,3521	2,7655	0,9795	29,7141	2,3597	5,0818	0,9977	38,0474	3,8381
db3	0,9409	0,8501	20,7640	0,4885	1,6265	0,9444	25,2864	1,6560	2,5217	0,9815	29,9925	1,5620	4,7917	0,9977	38,1085	3,7230
db4	0,9188	0,8559	20,9498	1,1616	1,5667	0,9471	25,5016	1,5999	2,4038	0,9827	30,2042	1,5322	4,6177	0,9977	38,1191	4,3660
db5	0,9130	0,8579	20,8805	0,5071	1,5527	0,9482	25,2531	2,3016	2,3624	0,9832	29,3817	2,1306	4,5192	0,9974	34,1844	2,9905
db6	0,8992	0,8635	21,1009	1,8457	1,5204	0,9505	25,7221	0,8945	2,3041	0,9841	30,4351	2,1076	4,4279	0,9978	38,1863	3,5873
db7	0,8982	0,8648	21,0694	1,8914	1,5184	0,9498	25,5999	1,6789	2,2924	0,9828	29,9385	2,9722	4,3888	0,9959	35,5433	3,6830
db8	0,9060	0,8654	21,0470	0,5087	1,5236	0,9511	25,6289	2,3261	2,2876	0,9843	30,1063	1,4514	4,3578	0,9974	36,2267	3,5976
db9	0,8881	0,8714	21,2048	0,5173	1,4993	0,9527	25,8529	1,6375	2,2500	0,9845	30,5227	2,1238	4,3146	0,9976	38,1151	3,4768
db10	0,9033	0,8694	21,0744	1,2360	1,5133	0,9520	25,6320	1,6449	2,2642	0,9841	30,0084	1,4842	4,3298	0,9972	35,7740	2,9313
sym2	1,0193	0,8358	20,4068	1,1899	1,7651	0,9385	24,9101	1,6933	2,7656	0,9795	29,7141	1,6989	5,0819	0,9977	38,0474	3,8334
sym3	0,9412	0,8501	20,7640	1,1608	1,6267	0,9444	25,2864	1,6276	2,5219	0,9815	29,9925	2,2089	4,7919	0,9977	38,1085	4,3663
sym4	0,9114	0,8553	20,9481	1,1399	1,5588	0,9463	25,4382	2,2437	2,4004	0,9825	29,9982	1,5234	4,6080	0,9977	37,0189	4,3426
sym5	0,9053	0,8606	21,0819	1,1870	1,5381	0,9488	25,6288	1,0132	2,3452	0,9832	30,3056	1,5624	4,5034	0,9976	37,9411	2,9960
sym6	0,8855	0,8598	21,1131	1,2526	1,5076	0,9487	25,6472	2,1913	2,2936	0,9836	30,1550	2,0753	4,4130	0,9977	36,6831	2,8430
sym7	0,8812	0,8613	21,1654	1,1345	1,4941	0,9498	25,8166	1,5509	2,2677	0,9841	30,5482	2,6957	4,3535	0,9980	38,5710	3,4355
sym8	0,8727	0,8620	21,2279	0,5142	1,4858	0,9502	25,9212	1,5680	2,2523	0,9844	30,7712	2,0700	4,3148	0,9980	39,5684	3,4880
coif1	1,0081	0,8366	20,4423	1,1726	1,7482	0,9389	24,9189	1,6731	2,7424	0,9798	29,6774	2,3054	5,0609	0,9976	37,4065	3,1824
coif2	0,9055	0,8542	21,0025	1,1532	1,5465	0,9465	25,4956	1,6053	2,3800	0,9828	30,1072	2,1237	4,5785	0,9977	37,4001	4,2601
coif3	0,8975	0,8606	20,5886	1,8031	1,5171	0,9494	24,3778	1,6229	2,3063	0,9832	27,2286	2,1208	4,4039	0,9969	29,4019	2,8885
coif4	0,8676	0,8627	21,1438	1,1997	1,4781	0,9503	25,6317	1,0297	2,2411	0,9843	29,9733	2,1400	4,2986	0,9976	35,5060	3,5199
coif5	0,8781	0,8644	21,1837	1,2596	1,4906	0,9511	25,8622	1,0933	2,2517	0,9846	30,6175	2,2149	4,2825	0,9979	38,2797	3,5858
bior1.1	1,2174	0,8114	19,6440	0,7852	2,1240	0,9264	24,2269	1,9631	3,2720	0,9766	29,3211	2,7037	5,5884	0,9974	37,8095	4,1800
bior1.3	1,3075	0,8388	20,1370	0,8435	2,2319	0,9376	24,7417	2,0314	3,3763	0,9796	29,7388	2,8032	5,6807	0,9976	37,7376	4,2491
bior1.5	1,3417	0,8451	20,1972	0,8974	2,2711	0,9398	24,7660	2,8991	3,4154	0,9799	29,6573	2,8816	5,7139	0,9974	36,9016	3,7809
bior2.2	0,9645	0,8306	20,5900	1,7750	1,5999	0,9365	24,8266	1,6454	2,4530	0,9783	29,4432	1,6558	4,6268	0,9974	38,4167	3,0845
bior2.4	0,9918	0,8642	20,9882	1,2343	1,6351	0,9432	25,2570	1,1009	2,4899	0,9805	29,7879	2,2831	4,6639	0,9976	38,2253	3,7737
bior2.6	1,0125	0,8711	21,1510	1,2892	1,6580	0,9458	25,3889	1,7413	2,5150	0,9811	29,8463	1,9318	4,6891	0,9974	37,4998	3,7710
bior2.8	1,0253	0,8744	21,2589	1,8867	1,6746	0,9471	25,5031	1,7641	2,5326	0,9815	29,9841	2,3077	4,7050	0,9976	38,0204	3,8350
bior3.1	1,0541	0,8571	19,8155	1,8340	1,5934	0,9294	23,8874	1,6745	2,3228	0,9732	28,2799	1,6686	4,2937	0,9963	36,3282	3,6762
bior3.3	1,0293	0,8768	20,6621	0,7148	1,5656	0,9391	24,6913	2,1950	2,2919	0,9775	29,1141	2,1360	4,2600	0,9972	37,1766	3,4770
bior3.5	1,0244	0,8838	20,9246	1,8349	1,5627	0,9426	24,9023	1,3122	2,2875	0,9783	29,1205	1,6172	4,2574	0,9967	35,7698	2,9527
bior3.7	1,0288	0,8875	21,1407	1,8480	1,5656	0,9448	25,1811	1,7035	2,3905	0,9798	29,6523	2,2054	4,2604	0,9973	37,8361	3,5982
bior3.9	1,0326	0,8889	21,0069	1,3554	1,5718	0,9453	24,6941	1,7213	2,2981	0,9794	28,2884	2,2112	4,2672	0,9966	32,3262	3,1060
bior4.4	0,8358	0,8423	20,5396	1,2002	1,4366	0,9408	25,1272	2,1182	2,2374	0,9812	29,9636	2,1335	4,3815	0,9976	38,5748	4,1481
bior5.5	0,7585	0,8065	19,6560	0,6438	1,3820	0,9315	24,3916	1,0553	2,2089	0,9795	29,3628	1,6107	4,3627	0,9972	36,9063	3,4833
bior6.8	0,8640	0,8668	21,0297	1,7735	1,4611	0,9479	25,5827	1,6926	2,2280	0,9835	30,3009	1,6808	4,2802	0,9978	37,9212	3,1773
Ondícula	MÉTODO: SPIHT - RC:50				MÉTODO: SPIHT - RC:60				MÉTODO: SPIHT - RC:75				MÉTODO: SPIHT - RC:100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	5,5879	0,9974	37,8095	4,1590	5,5879	0,9974	37,8095	3,4954	5,5879	0,9974	37,8095	4,1197	5,5879	0,9974	37,8095	3,4451
db2	5,0818	0,9977	38,0474	3,1767	5,0818	0,9977	38,0474	3,2232	5,0818	0,9977	38,0474	3,8337	5,0818	0,9977	38,0474	3,2216
db3	4,7917	0,9977	38,1085	3,0417	4,7917	0,9977	38,1085	4,4308	4,7917	0,9977	38,1085	3,1204	4,7917	0,9977	38,1085	3,1300
db4	4,6177	0,9977	38,1191	3,7455	4,6177	0,9977	38,1191	3,0573	4,6177	0,9977	38,1191	3,6547	4,6177	0,9977	38,1191	4,3066
db5	4,5192	0,9974	34,1844	4,5192	0,9974	34,1844	2,9093	4,5192	0,9974	34,1844	4,2379	4,5192	0,9974	34,1844	3,6520	
db6	4,4279	0,9978	38,1863	3,5784	4,4279	0,9978	38,1863	2,8445	4,4279	0,9978	38,1863	2,2054	4,4279	0,9978	38,1863	4,2264
db7	4,3888	0,9959	35,5433	3,6361	4,3888	0,9959	35,5433	3,5630	4,3888	0,9959	35,5433	3,5558	4,3888	0,9959	35,5433	3,5457
db8	4,3578	0,9974	36,2267	3,6226	4,3578	0,9974	36,2267	2,8711	4,3578	0,9974	36,2267	3,5865	4,3578	0,9974	36,2267	3,5957
db9	4,3146	0,9976	38,1151	3,5243	4,3146	0,9976	38,1151	3,5671	4,3146	0,9976	38,1151	3,5653	4,3146	0,9976	38,1151	3,5949
db10	4,3298	0,9972	35,7740	4,1745	4,3298	0,9972	35,7740	3,5752	4,3298	0,9972	35,7740	2,8775	4,3298	0,9972	35,7740	3,5746
sym2	5,0819	0,9977	38,0474	3,1605	5,0819	0,9977	38,0474	3,8430	5,0819	0,9977	38,0474	3,8341	5,0819	0,9977	38,0474	4,5000
sym3	4,7919	0,9977	38,1085	3,7325	4,7919	0,9977	38,1085	3,0623	4,7919	0,9977	38,1085	4,4050	4,7919	0,9977	38,1085	4,4036
sym4	4,6080	0,9977	37,0189	3,5946	4,6080	0,9977	37,0189	3,5823	4,6080	0,9977	37,0189	2,9881	4,6080	0,9977	37,0189	3,6604
sym5	4,5034	0,9976	37,9411	3,6864	4,5034	0,9976	37,9411	4,4708	4,5034	0,9976	37,9411	3,6245	4,5034	0,9976	37,9411	3,0106
sym6	4,4130	0,9977	36,6831	2,8598	4,4130	0,9977	36,6831	4,0917	4,4130	0,9977	36,6831	3,4764	4,4130	0,9977	36,6831	3,4970
sym7	4,3553	0,9980	38,5710	3,4526	4,3553	0,9980	38,5710	3,4719	4,3553	0,9980	38,5710	2,7896	4,3553	0,9980	38,5710	2,8168
sym8	4,3148	0,9980	39,5684	3,4432	4,3148	0,										

Tabla de Resultados Cuantitativos, Método: EZW

Ondícula	MÉTODO: STW - RC:10				MÉTODO: STW - RC:20				MÉTODO: STW - RC:30				MÉTODO: STW - RC:40			
	WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR
db1	0,9099	0,6513	16,4260	1,7391	1,8444	0,8333	20,7894	3,3324	3,3143	0,9433	26,0208	5,9890	5,1118	0,9861	32,3905	7,2151
db2	0,7704	0,6984	17,3250	1,9028	1,5375	0,8554	21,5531	3,6158	2,7396	0,9528	26,6330	4,5475	4,3250	0,9873	32,4079	6,0981
db3	0,7056	0,7065	17,6513	1,8654	1,4030	0,8698	21,8996	3,4744	2,5121	0,9580	27,0460	3,7050	3,9204	0,9885	32,6202	7,0022
db4	0,7064	0,7214	17,7052	2,5559	1,3899	0,8758	22,1349	3,4776	2,4355	0,9606	27,3364	3,5248	3,7419	0,9895	32,9028	5,4119
db5	0,7048	0,7255	17,7533	2,5794	1,3872	0,8766	22,1811	2,1733	2,4156	0,9618	27,4679	4,2359	3,6632	0,9903	33,1189	6,1039
db6	0,6943	0,7361	17,8757	1,3081	1,3683	0,8832	22,3032	2,8977	2,3802	0,9631	27,6151	5,0309	3,5962	0,9905	33,1809	6,2613
db7	0,6936	0,7388	17,8306	1,9573	1,3713	0,8849	22,3492	3,5756	2,3646	0,9645	27,7336	4,2689	3,5492	0,9909	33,3044	5,9803
db8	0,6906	0,7431	17,8188	1,9821	1,3702	0,8842	22,3085	2,9707	2,3655	0,9640	27,7113	4,9580	3,5389	0,9911	33,3487	6,6275
db9	0,6932	0,7485	17,9970	2,0194	1,3496	0,8911	22,4299	2,8994	2,3350	0,9648	27,7593	4,2150	3,4735	0,9910	33,3419	5,9513
db10	0,7074	0,7493	17,8486	2,0693	1,3853	0,8887	22,3786	2,3479	2,3657	0,9650	27,7949	3,7054	3,5165	0,9911	33,3422	5,9252
sym2	0,7706	0,6984	17,3250	1,8843	1,5376	0,8554	21,5531	2,9881	2,7397	0,9528	26,6330	4,5489	4,3252	0,9873	32,4079	6,0439
sym3	0,7058	0,7065	17,6513	1,8161	1,4032	0,8698	21,8996	2,7658	2,5122	0,9580	27,0460	4,3538	3,9207	0,9885	32,6202	6,2472
sym4	0,6923	0,7148	17,8273	1,8621	1,3621	0,8730	22,1315	2,7821	2,4296	0,9598	27,2865	4,1611	3,7383	0,9895	32,8837	5,3454
sym5	0,6681	0,7228	17,7673	1,8330	1,3534	0,8810	22,2851	2,7215	2,3739	0,9618	27,5130	4,7616	3,6317	0,9901	33,0801	5,8923
sym6	0,6737	0,7285	17,9747	1,8602	1,3291	0,8783	22,3109	2,7441	2,3239	0,9621	27,6024	4,0754	3,5380	0,9905	33,1795	5,1797
sym7	0,6558	0,7271	17,9329	1,8470	1,3143	0,8807	22,3257	2,7551	2,3140	0,9628	27,6846	3,4492	3,5045	0,9906	33,2526	5,7009
sym8	0,6644	0,7302	18,0446	1,9057	1,3047	0,8809	22,3570	2,7529	2,2955	0,9631	27,7407	4,1007	3,4822	0,9909	33,3791	5,7550
coif1	0,7524	0,6898	17,3178	1,8613	1,5131	0,8567	21,5929	3,5337	2,7040	0,9536	26,6658	4,5285	4,2648	0,9874	32,4053	5,9866
coif2	0,6886	0,7114	17,8624	2,1289	1,5995	0,8749	22,1732	2,8213	2,4169	0,9603	27,3202	4,2529	3,7056	0,9896	32,9287	6,6858
coif3	0,6763	0,7243	17,8099	2,0262	1,3577	0,8815	22,3155	2,9634	2,3657	0,9629	27,6380	3,7188	3,5842	0,9906	33,2733	5,9811
coif4	0,6663	0,7338	18,0736	1,4688	1,3029	0,8829	22,3502	3,5310	2,3044	0,9633	27,7154	4,2968	3,4786	0,9910	33,3773	6,5518
coif5	0,6705	0,7353	17,9114	1,6717	1,3293	0,8827	22,3730	3,1603	2,3318	0,9638	27,7638	3,9469	3,4958	0,9911	33,4909	6,2284
bior1.1	0,9105	0,6513	16,4260	1,4691	1,8450	0,8333	20,7894	3,3312	3,3149	0,9433	26,0208	5,4767	5,1125	0,9861	32,3905	8,4644
bior1.3	1,0029	0,6873	16,7736	1,6810	1,9873	0,8581	21,2122	4,1394	3,4756	0,9513	26,4240	4,9996	5,2346	0,9872	32,6499	8,0655
bior1.5	1,0382	0,6996	16,7980	1,7779	2,0411	0,8638	21,2456	3,1702	3,5387	0,9528	26,4680	5,8418	5,2780	0,9874	32,6477	8,2654
bior2.2	0,7760	0,7466	17,5959	1,9332	1,4261	0,8696	21,6441	2,8330	2,4246	0,9497	26,3739	4,2287	3,7251	0,9858	31,6758	6,0578
bior2.4	0,8057	0,7630	17,9264	2,0786	1,4750	0,8813	22,0287	3,5566	2,4708	0,9546	26,7661	4,3560	3,7706	0,9870	32,0420	6,3143
bior2.6	0,8275	0,7715	18,0600	2,1425	1,4984	0,8873	22,1675	3,0963	2,5085	0,9566	26,9228	5,0380	3,8043	0,9875	32,1659	5,8351
bior2.8	0,8401	0,7782	18,1332	1,7296	1,5256	0,8895	22,2364	3,2413	2,5284	0,9574	26,9786	4,0562	3,8221	0,9877	32,2059	7,0628
bior3.1	0,9678	0,7842	16,9724	1,6651	1,5292	0,8729	20,7048	3,6128	2,3130	0,9410	25,2962	4,2039	3,3877	0,9811	30,3830	5,8650
bior3.3	0,9290	0,8031	17,7195	2,0000	1,5017	0,8805	21,4981	3,0118	2,2849	0,9492	26,1024	4,1923	3,3640	0,9843	31,3184	6,3141
bior3.5	0,9261	0,8122	17,9945	2,3165	1,5013	0,8972	21,7857	2,5809	2,2891	0,9527	26,4023	3,6835	3,3594	0,9854	31,6164	5,7509
bior3.7	0,9264	0,8157	18,1205	2,3538	1,5178	0,9005	21,9370	2,6009	2,2969	0,9541	26,5488	4,3514	3,3600	0,9858	31,7604	5,3588
binc3.9	0,9338	0,8184	18,1977	2,4462	1,5225	0,9024	22,0114	3,2806	2,3158	0,9549	26,6261	4,3568	3,3746	0,9861	31,8374	5,5160
bior4.4	0,6635	0,7098	17,3970	1,3763	1,2449	0,8621	21,7146	2,7339	2,2247	0,9551	26,9036	4,0178	3,4579	0,9888	32,6171	5,2554
bior5.5	0,5468	0,6459	16,4811	1,8211	1,1398	0,8276	20,8528	2,1206	2,1466	0,9492	26,3889	4,0137	3,4949	0,9888	32,6055	5,8269
bior6.8	0,6665	0,7362	17,8309	2,0931	1,2926	0,8784	22,1655	2,9474	2,2478	0,9604	27,4126	4,2678	3,4211	0,9901	33,0852	5,4303
Ondícula	MÉTODO: STW - RC:50				MÉTODO: STW - RC:60				MÉTODO: STW - RC:75				MÉTODO: STW - RC:100			
WT	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo	BPP	SSIM	PSNR	Tiempo
db1	5,1118	0,9861	32,3905	7,7797	6,7842	0,9975	39,8684	9,5694	8,2229	0,9997	48,4968	11,9014	8,2229	0,9997	48,4968	12,4646
db2	4,3250	0,9873	32,4079	6,7098	6,0148	0,9972	39,2062	9,2084	7,5748	0,9996	47,5214	10,8777	7,3748	0,9996	47,5214	11,0466
db3	3,9204	0,9885	32,6202	6,2803	5,5445	0,9972	39,0788	8,7683	7,1409	0,9995	47,0923	10,4912	7,1409	0,9995	47,0923	11,8855
db4	3,7419	0,9895	32,9028	5,3641	5,2979	0,9973	39,0635	7,6349	6,9082	0,9995	46,8331	10,7745	6,9082	0,9995	46,8331	10,8621
db5	3,6632	0,9903	33,1189	6,0560	5,1595	0,9974	39,1445	7,6233	6,7542	0,9995	46,6340	11,3211	6,7542	0,9995	46,6340	10,4539
db6	3,5962	0,9905	33,1809	6,0900	5,0547	0,9975	39,1328	8,8361	6,6543	0,9995	46,5516	11,0672	6,6543	0,9995	46,5516	10,5910
db7	3,3492	0,9909	33,3044	6,6517	4,9760	0,9975	39,1755	8,0025	6,5647	0,9995	46,5168	10,3610	6,5647	0,9995	46,5168	10,2962
db8	3,5389	0,9911	33,3487	5,8753	4,9594	0,9976	39,2398	7,1412	6,5603	0,9995	46,5268	10,3339	6,5603	0,9995	46,5268	10,2401
db9	3,4755	0,9910	33,3419	5,9168	4,8938	0,9976	39,2633	7,8247	6,4854	0,9995	46,5261	10,2429	6,4854	0,9995	46,5261	10,2894
db10	3,3163	0,9911	33,3422	6,6527	4,9265	0,9976	39,2282	7,6763	6,4984	0,9995	46,4603	9,6500	6,4984	0,9995	46,4603	10,2786
sym2	4,3252	0,9873	32,4079	6,7149	6,0150	0,9972	39,2062	8,5841	7,5751	0,9996	47,5214	11,3398	7,5751	0,9996	47,5214	12,1260
sym3	3,9207	0,9885	32,6202	6,2902	5,5464	0,9972	39,0788	8,4906	7,1410	0,9995	47,0923	10,4825	7,1410	0,9995	47,0923	11,0089
sym4	3,7383	0,9895	32,8837	5,9284	5,2933	0,9973	39,0875	8,1890	6,9047	0,9995	46,8923	10,4591	6,9047	0,9995	46,8923	10,9533
sym5	3,6317	0,9901	33,0801	5,8024	5,1271	0,9974	39,1078	7,9630	6,7238	0,9995	46,6585	9,5892	6,7238	0,9995	46,6585	10,7839
sym6	3,5380	0,9905	33,1795	5,6951	4,9939	0,9975	39,1692	6,8267	6,5874	0,9995	46,5865	9,9812	6,5874	0,9995	46,5865	10,7839
sym7	3,5045	0,9906	33,2526	6,3733	4,9369	0,9976	39,2337	7,0531	6,5161	0,9995	46,5424	10,0884	6,5160	0,9995	46,5424	10,2038
sym8	3,3422	0,9909	33,3791	5,7394	4,8821	0,9976	39,2									

APENDICE B: Material de Evaluación Cualitativa 1

Evaluación de Calidad de Compresión de Imágenes Médicas

Nombre: _____

¿Trabaja usted con imágenes médicas digitales frecuentemente?

Si _____ No _____

¿Ha realizado intercambio de imágenes médicas a través de servicios de Telecomunicaciones?

Si _____ No _____

¿Cuáles? _____

¿Qué nivel de importancia le otorgaría usted a la transmisión de imágenes médicas?

Muy Alto _____ Alto _____ Medio _____ Poco _____ Muy Poco _____

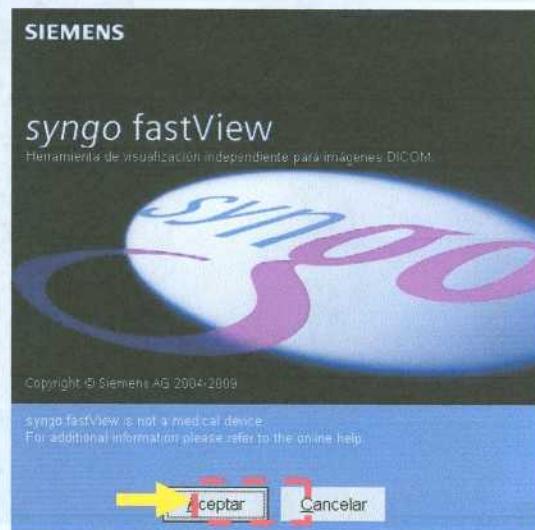
A continuación se presentan imágenes de dos estudios de casos clínicos, dichas imágenes fueron procesadas con diferentes métodos y niveles de compresión, a manera de evaluar la calidad de compresión de las imágenes, se solicita su opinión profesional sobre la calidad y la capacidad de diagnóstico al evaluarlas según los siguientes criterios para cada imagen. Para ello marque con una X la opción de su elección en cada caso:

Caso 1: CR de Tórax					
Imagen	Muy Baja	Baja	Media	Alta	Muy Alta
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					

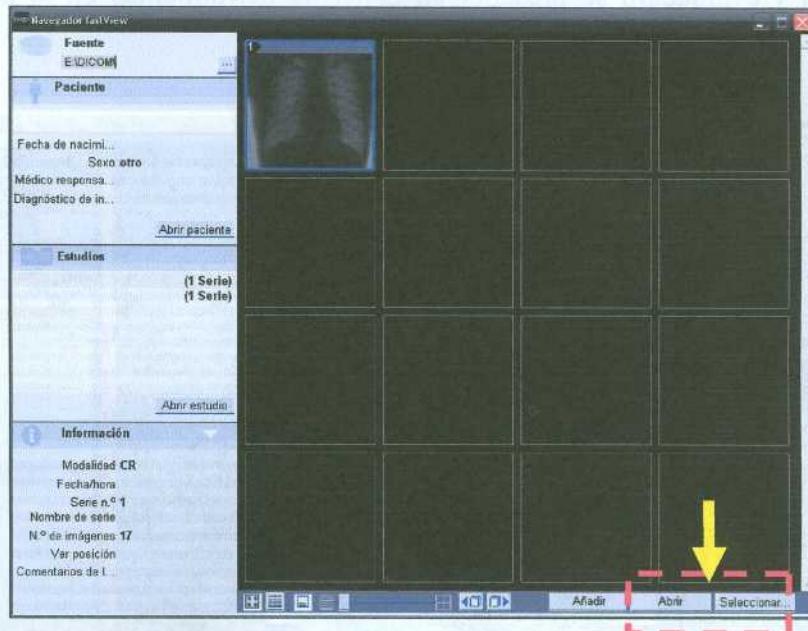
Caso 2: MR de Rodilla					
Imagen	Muy Baja	Baja	Media	Alta	Muy Alta
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					

MANUAL DE INSTRUCCIONES

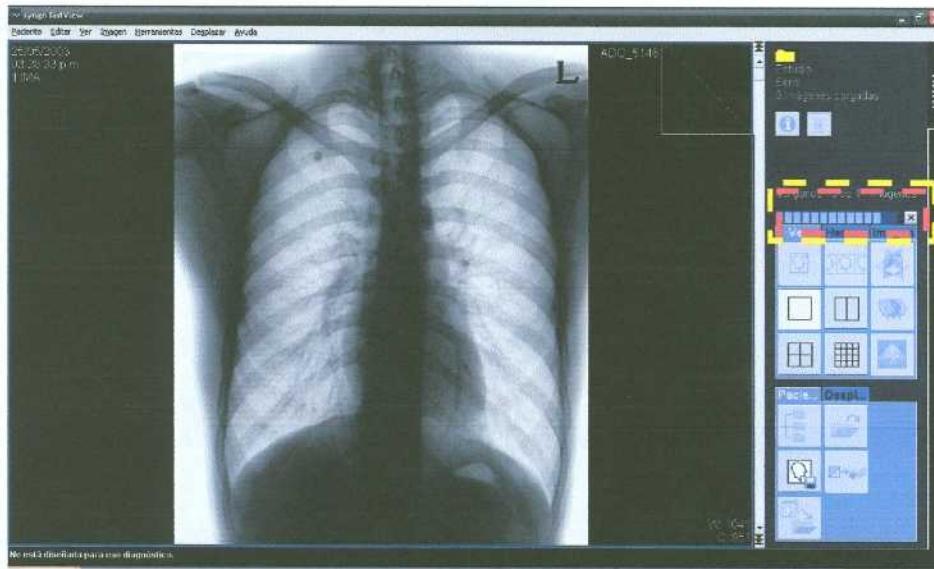
Al iniciar el CD en el computador automáticamente se ejecutara el siguiente programa, para acceder a la evaluación se las imágenes hacer click en **ACEPTAR**.



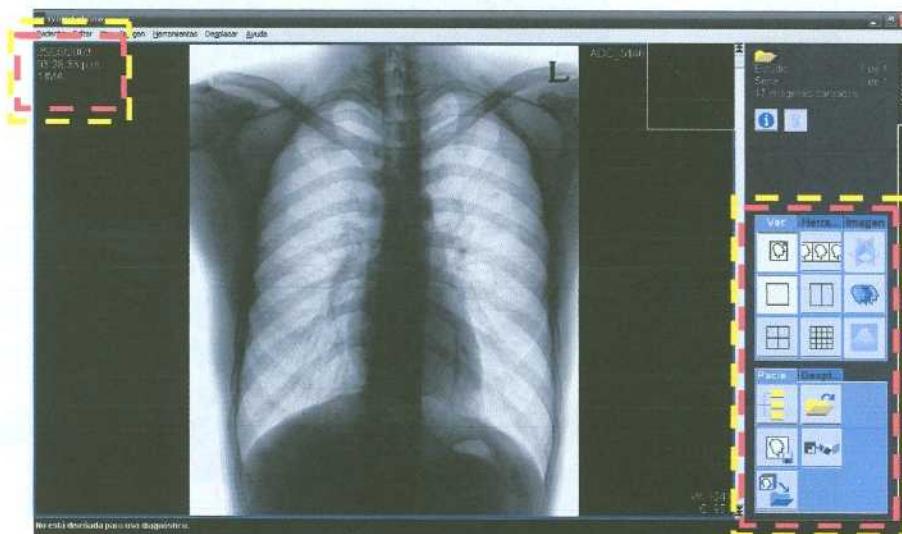
Una vez ingresado al programa y se mostrara el navegador para la búsqueda de los casos a evaluar. Por defecto se presentara el Caso 1, al cual se podrá acceder al hacer click en **ABRIR**



Por favor esperar a que se carguen las imágenes del caso para iniciar su evaluación.



Una vez cargado se podrá recorrer el caso con las flechas del teclado desde la imagen 1 hasta la 17 como se indicara en la parte superior izquierda. Para opciones de navegación y evaluación se presenta un panel de herramientas en la parte inferior derecha.



PANELES DE HERRAMIENTAS

Panel de Visualización: Con estas opciones se podrá cambiar la manera de ver las imágenes, sin embargo se recomienda el modo de visualización preestablecido.



Panel de Herramientas: este panel incluye opciones de evolución como zoom, mediciones, quitar/mostrar los datos DICOM, etc. Para volver a la imagen original luego de la evaluación bastara con hacer click en el último icono.

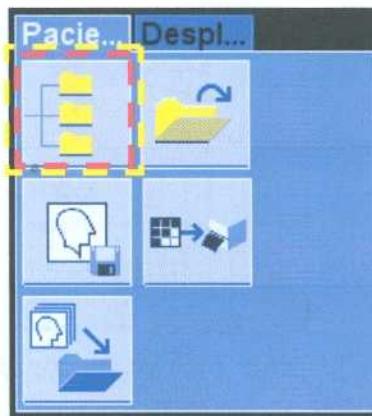


Panel de Imagen: A continuación se podrán modificar parámetros de la imagen como el brillo, posición y tamaño de las imágenes, al igual que en el panel anterior para deshacer los cambios basta con hacer click en el último de los iconos.



CAMBIAR DE CASO

Una vez realizada la evaluación, podrá acceder al segundo caso ingresando nuevamente al navegador al hacer click en el primer ícono del panel inferior.



Al abrir el navegador en el panel izquierdo encontrara la sección ESTUDIOS, en la cual podrá seleccionar la segunda opción y de esta manera abrir el segundo caso.



APENDICE C: Material de Evaluación Cualitativa 2

Evaluación de Calidad de Compresión de Imágenes Médicas

Nombre: _____

¿Trabaja usted con imágenes médicas digitales frecuentemente?

Si _____ No _____

¿Ha realizado intercambio de imágenes médicas a través de servicios de Telecomunicaciones?

Si _____ No _____

¿Cuáles? _____

¿Qué nivel de importancia le otorgaría usted a la trasmisión de imágenes médicas?

Muy Alto _____ Alto _____ Medio _____ Poco _____ Muy Poco _____

A continuación se presentan imágenes de dos estudios de casos clínicos, dichas imágenes fueron procesadas con diferentes métodos y niveles de compresión, a manera de evaluar la calidad de compresión de las imágenes, se solicita su opinión profesional sobre la calidad y la capacidad de diagnóstico al evaluarlas según los siguientes criterios para cada imagen. Para ello marque con una X la opción de su elección en cada caso:

Caso 3: CT de Abdomen .

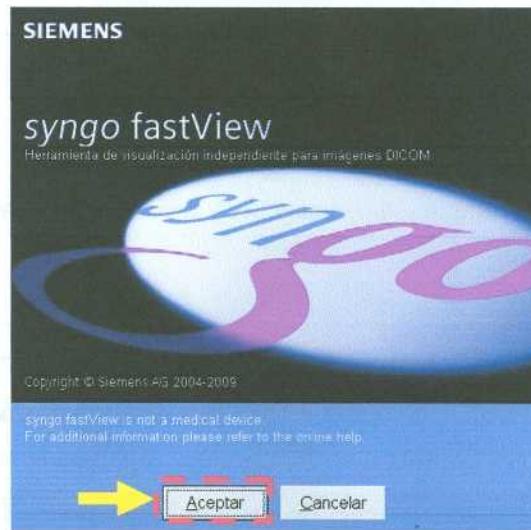
Imagen	Muy Baja	Baja	Media	Alta	Muy Alta
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					

Caso 4: URO-TAC

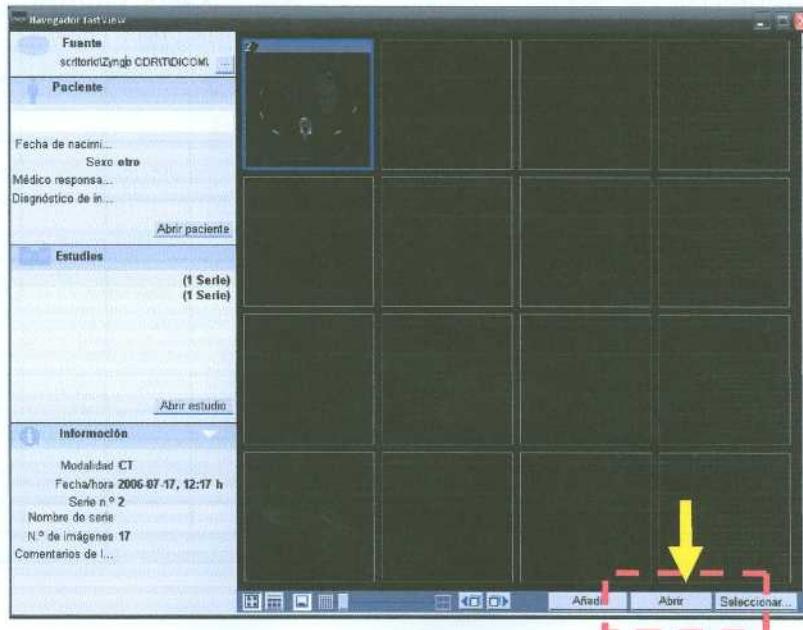
Imagen	Muy Baja	Baja	Media	Alta	Muy Alta
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					

MANUAL DE INSTRUCCIONES

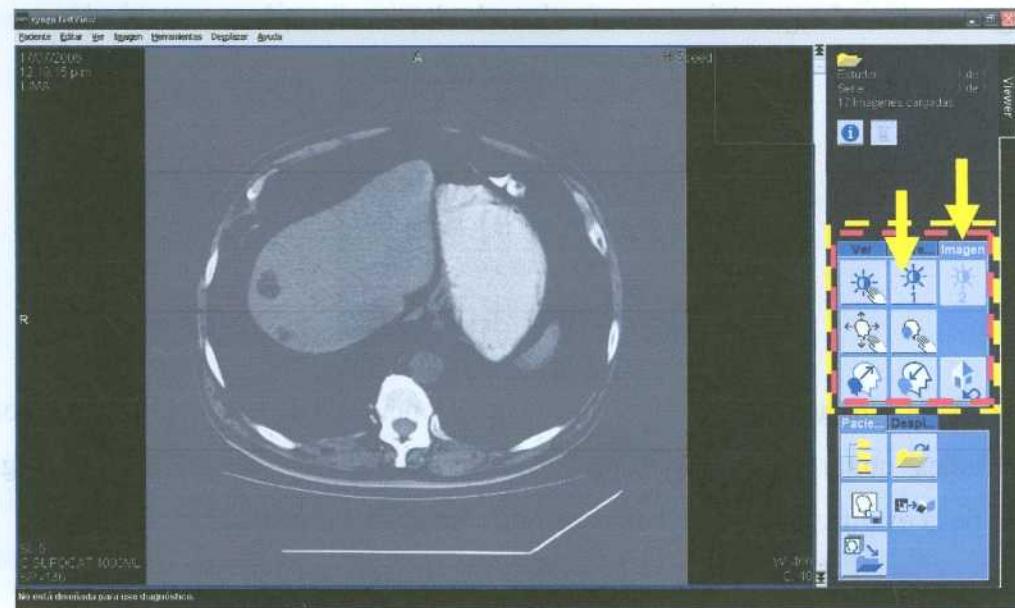
Al iniciar el CD en el computador automáticamente se ejecutara el siguiente programa, para acceder a la evaluación se las imágenes hacer click en **ACEPTAR**.



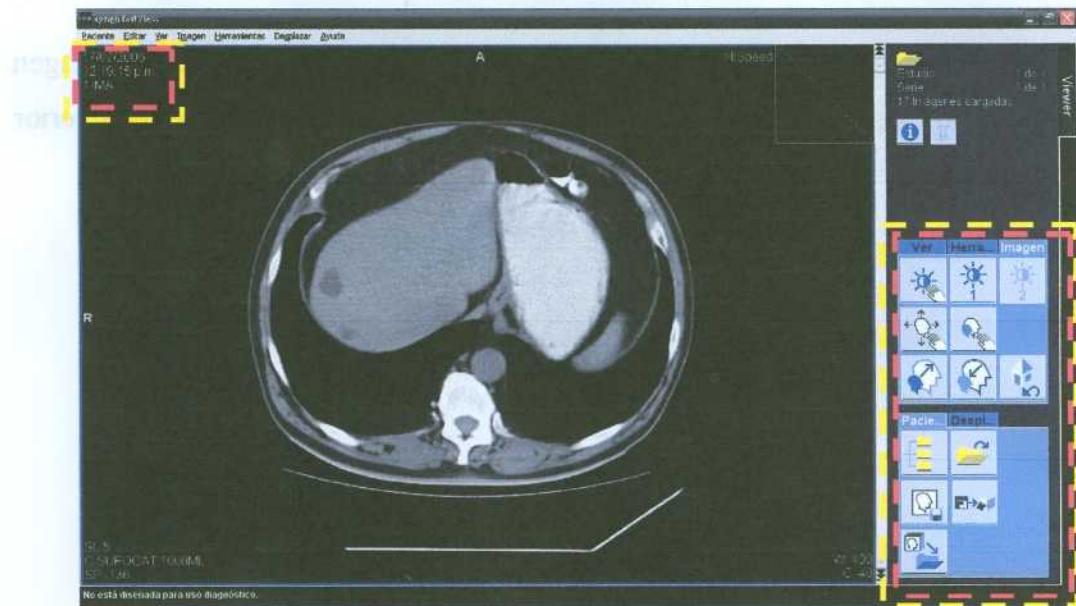
Una vez ingresado al programa y se mostrara el navegador para la búsqueda de los casos a evaluar. Por defecto se presentara el Caso 1, al cual se podrá acceder al hacer click en **ABRIR**.



Por favor para ajustar el brillo es necesario hacer click en la pestaña **IMAGEN** y luego en el segundo ícono ☼, de este modo se podrá iniciar la evaluación.



Una vez realizado el ajuste se podrá recorrer el caso con las flechas del teclado desde la imagen 1 hasta la 17 como se indicara en la parte superior izquierda. Para opciones de navegación y evaluación se presenta un panel de herramientas en la parte inferior derecha.



PANELES DE HERRAMIENTAS

Panel de Visualización: Con estas opciones se podrá cambiar la manera de ver las imágenes, sin embargo se recomienda el modo de visualización preestablecido.



Panel de Herramientas: este panel incluye opciones de evolución como zoom, mediciones, quitar/mostrar los datos DICOM, etc. Para volver a la imagen original luego de la evaluación bastara con hacer click en el último icono.

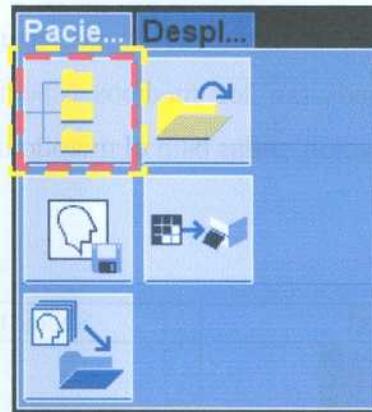


Panel de Imagen: A continuación se podrán modificar parámetros de la imagen como el brillo, posición y tamaño de las imágenes, al igual que en el panel anterior para deshacer los cambios basta con hacer click en el último de los iconos.

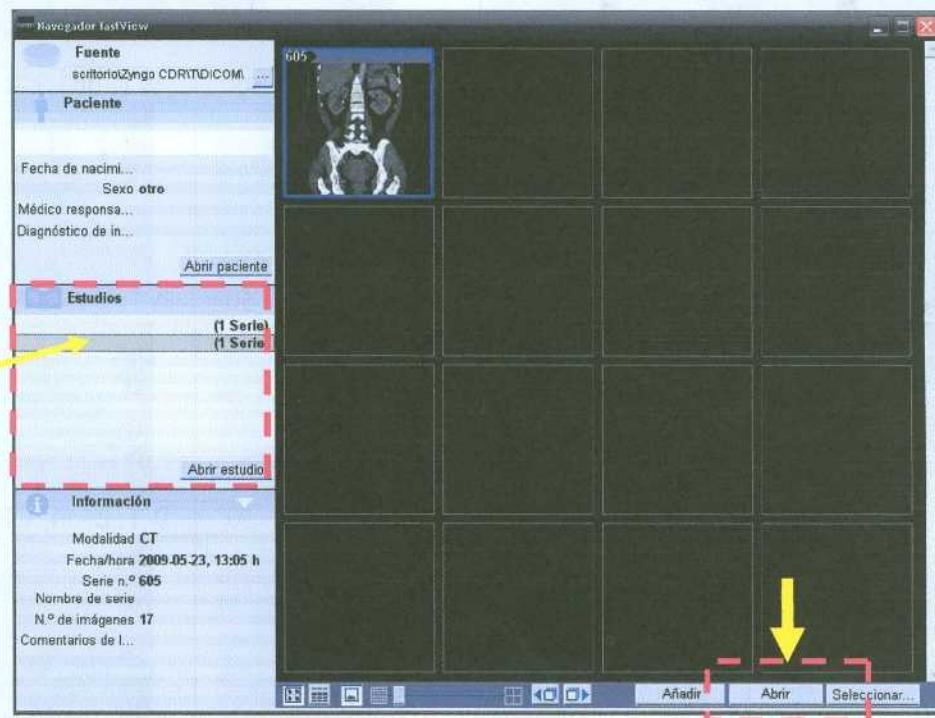


CAMBIAR DE CASO

Una vez realizada la evaluación, podrá acceder al segundo caso ingresando nuevamente al navegador al hacer click en el primer ícono del panel inferior.



Al abrir el navegador en el panel izquierdo encontrara la sección ESTUDIOS, en la cual podrá seleccionar la segunda opción y de esta manera abrir el segundo caso.



APENDICE D: Imágenes utilizadas en la Evaluación Subjetiva

A continuación se presentaran muestras de las imágenes seleccionadas para la evaluación cualitativa realizada por los médicos especialistas, se han separado en secciones a modo de comparación, todas bajo el método de codificación SPIHT.

Imagen 1: CR de Tórax

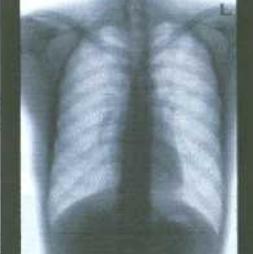
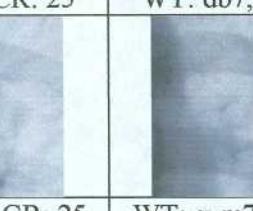
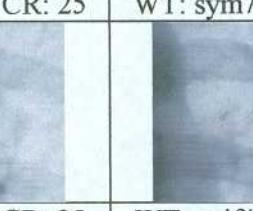
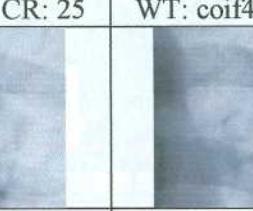
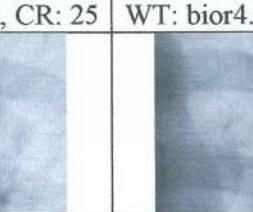
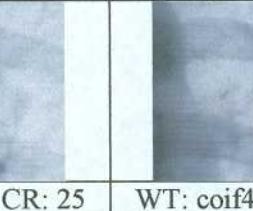
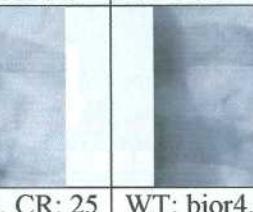
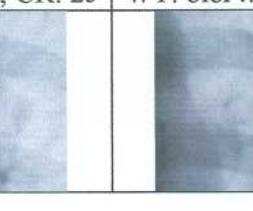
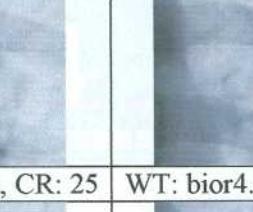
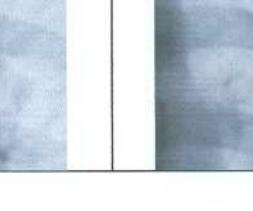
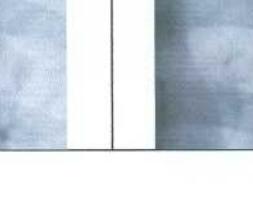
Imagen Original		Sección de la Imagen Original	
			
WT: db7, CR: 25	WT: db7, CR: 35	WT: db7, CR: 50	WT: db7, CR: 100
			
WT: sym7, CR: 25	WT: sym7, CR: 35	WT: sym7, CR: 50	WT: sym7, CR: 100
			
WT: coif4, CR: 25	WT: coif4, CR: 35	WT: coif4, CR: 50	WT: coif4, CR: 100
			
WT: bior4.4, CR: 25	WT: bior4.4, CR: 35	WT: bior4.4, CR: 50	WT: bior4.4, CR: 100
			

Imagen 2: MR de Rodilla

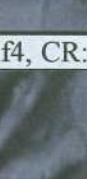
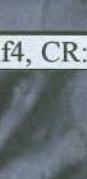
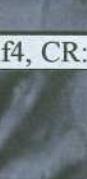
Imagen Original		Sección de la Imagen Original	
			
WT: db7, CR: 25	WT: db7, CR: 35	WT: db7, CR: 50	WT: db7, CR: 100
			
WT: sym7, CR: 25	WT: sym7, CR: 35	WT: sym7, CR: 50	WT: sym7, CR: 100
			
WT: coif4, CR: 25	WT: coif4, CR: 35	WT: coif4, CR: 50	WT: coif4, CR: 100
			
WT: bior4.4, CR: 25	WT: bior4.4, CR: 35	WT: bior4.4, CR: 50	WT: bior4.4, CR: 100
			

Imagen 3: CT de Abdomen

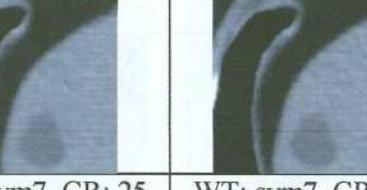
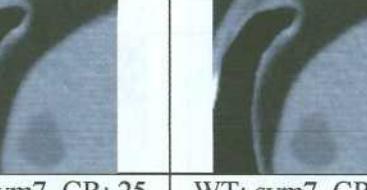
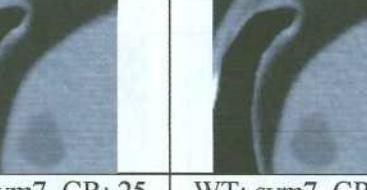
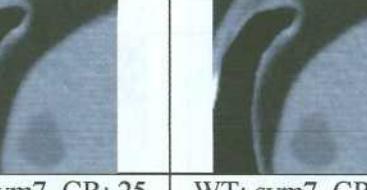
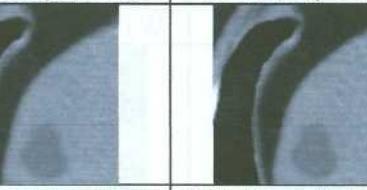
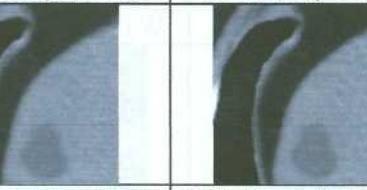
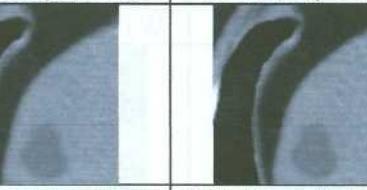
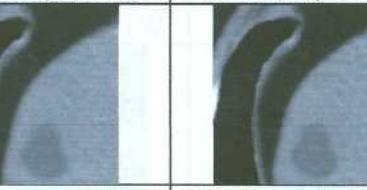
Imagen Original		Sección de la Imagen Original			
					
WT: db7, CR: 25	WT: db7, CR: 35	WT: db7, CR: 50	WT: db7, CR: 100		
					
WT: sym7, CR: 25	WT: sym7, CR: 35	WT: sym7, CR: 50	WT: sym7, CR: 100		
					
WT: coif4, CR: 25	WT: coif4, CR: 35	WT: coif4, CR: 50	WT: coif4, CR: 100		
					
WT: bior4.4, CR: 25	WT: bior4.4, CR: 35	WT: bior4.4, CR: 50	WT: bior4.4, CR: 100		
					

Imagen 4: URO-TAC

Imagen Original		Sección de la Imagen Original	
WT: db7, CR: 25	WT: db7, CR: 35	WT: db7, CR: 50	WT: db7, CR: 100
WT: sym7, CR: 25	WT: sym7, CR: 35	WT: sym7, CR: 50	WT: sym7, CR: 100
WT: coif4, CR: 25	WT: coif4, CR: 35	WT: coif4, CR: 50	WT: coif4, CR: 100
WT: bior4.4, CR: 25	WT: bior4.4, CR: 35	WT: bior4.4, CR: 50	WT: bior4.4, CR: 100

APENDICE E: Condiciones de Visualización

A continuación se presentan una serie de propiedades características para la efectiva visualización de las imágenes médicas:

Característica	Descripción
Resolución	La resolución mínima aceptada por la ACR es de 1280 x 1024. La resolución ideal que recomienda la ACR es de 2000 x 2500 ó superior con 4096 tonos de gris.
Luminosidad	No debe ser menor a 50 ft-L (equivalente a 538 lúmenes (intensidad de luz) / metro cuadrado).
Distorsión	Monitores con pantallas planas
Colocación	Debe ser tal, que evite al máximo los reflejos de la luz ambiente sobre la pantalla del monitor.

Características de visualización para diagnóstico [Elaboración Propia]

Para cumplir con estas condiciones se utilizó el procedimiento de calibración de monitores establecido en [41] y [45] mediante el uso de la imagen RP-133 creado por la SMPTE (*Society of Motion Picture and Television Engineers*) para establecer las condiciones de luminancia y contraste en monitores de visualización de DICOM.

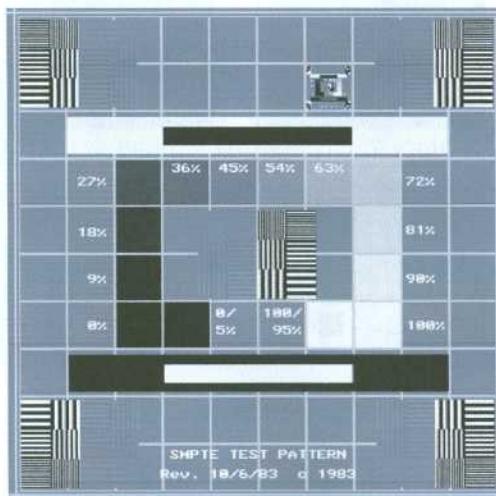


Imagen SMPTE RP-133 para visualización de imágenes médicas.