

**UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO**  
**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS**  
**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA**  
**ELECTRÓNICA**



**TESIS**

**“PROCESAMIENTO DIGITAL Y TRANSMISIÓN DE IMÁGENES  
RADIOGRÁFICAS PARA AYUDAR EN EL DIAGNÓSTICO Y  
TRATAMIENTO OPORTUNO DE ENFERMEDADES PULMONARES  
EN LOCALIDADES RURALES DE LAMBAYEQUE”**

**Autores:**

**Cajusol Santisteban, Juan Francisco**

**Céspedes Deza, Juan Diego**

**Asesor:**

**Ing. Segura Altamirano, Segundo Francisco**

**Lambayeque - 2019**

**UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO**  
**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS**  
**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA**  
**ELECTRÓNICA**

**“PROCESAMIENTO DIGITAL Y TRANSMISIÓN DE IMÁGENES  
RADIOGRÁFICAS PARA AYUDAR EN EL DIAGNÓSTICO Y  
TRATAMIENTO OPORTUNO DE ENFERMEDADES PULMONARES  
EN LOCALIDADES RURALES DE LAMBAYEQUE”**

Tesis para optar el título profesional de:  
**INGENIERO ELECTRÓNICO**

Presentado por:

**Cajusol Santisteban, Juan Francisco**

**Céspedes Deza, Juan Diego**

Asesor:

**Ing. Segura Altamirano, Segundo Francisco**

Lambayeque - 2019



**UNIVERSIDAD NACIONAL**



**PEDRO RUIZ GALLO**

**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y**

**MATEMÁTICA**

**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA**

**ELECTRONICA**

**APROBADO POR JURADO:**

**Ing. Manuel Javier Ramírez Castro**

**Presidente**

**Mg. Ing. Martin Augusto Nombera Lossio**

**Secretario**

**Mg. Ing. Oscar Uchelly Romero Cortez**

**Vocal**



**UNIVERSIDAD NACIONAL**



**PEDRO RUIZ GALLO**

**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y  
MATEMÁTICA**

**ESCUELA PROFESIONAL DE  
INGENIERÍA ELECTRONICA**

**AUTORES:**

Bach. Cajusol Santisteban Juan Francisco

TESISTA

Bach. Cespedes Deza Juan Diego

TESISTA

Ing. Segura Altamirano Segundo Francisco

ASESOR

## **DEDICATORIA**

Este proyecto de tesis no hubiese sido logrado sin el apoyo de nuestro asesor el Ing. Francisco Segura, quien con su mano dura nos apoyó en la realización del mismo ya que su gran conocimiento hizo que esta tesis sea muy buena.

En general nosotros dedicamos nuestro proyecto de tesis a nuestras familias que siempre estuvieron con nosotros apoyándonos y haciéndonos surgir, ya que sin ellos no habiéramos logrado lo que hasta ahora cada quien ha logrado por su lado. Nuestros docentes también tuvieron gran parte de mérito por lo que nos inculcaron el profesionalismo desde el año 2011 cuando iniciamos la universidad, poco a poco nos fuimos forjando como profesionales gracias a ellos y hoy en día lo somos.

Nuestros compañeros que en cada ciclo de la universidad nos apoyaron en trabajos y en amanecidas de estudio, nos apoyábamos mutuamente para que todos lleguemos a ser unos grandes profesionales, ya que más que compañeros de aula somos una gran familia, toda la escuela de ingeniería electrónica nos consideramos como una gran familia y agradecemos a la escuela por hacernos sentir como tal, una gran familia electrónica, concluyo esta dedicatoria nombrando nuestra alma mater la Universidad Pedro Ruiz Gallo (U.N.P.R.G.), quien nos alojó en estos 5 años de carrera profesional.

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco mi logro a las siguientes personas, sin ellas no hubiese logrado este objetivo, por eso agradezco a:

***A mi padre, José Alfredo ...***

*Sin él no hubiese estado donde estoy él me apoyo y con su mano dura hizo que yo estudiara y pusiera empeño a las cosas...*

***A mi madre, Yta Eneyda...***

*Ella es una parte muy importante en mi vida es mi todo y sin ella y las fuerzas que me daba y la confianza no hubiera logrado esto...*

***A mi hermano, José .....***

*Él fue mi competencia sana, por el empecé a estudiar de más y pensar en grande como él lo hace, es un gran ejemplo a seguir...*

***A mi asesor, Francisco Segura ...***

*El me ayudo bastante para concretar este proyecto, con gran determinación, eso fue muy gratificante para mí...*

***A mis profesores en general...***

*Ellos me enseñaron a amar la electrónica a definirme por una rama muy hermosa y no arrepentirme de haber estudiado esta carrera...*

***A mis compañeros ...***

*Los cuales estuve 5 años cursando la carrera y les agradezco por ayudarme en algunos trabajos, la ayuda que fue mutua y también les agradezco por pasar buenos momentos conmigo...*

## **AGRADECIMIENTO**

Son muchas las personas que han contribuido al proceso y conclusión de este trabajo:

En primer lugar a mi buen amigo **Juan Diego Céspedes**, hermano de tesis, que prácticamente fue como mi madre en este proyecto pues sin su constante motivación para terminarlo, dudo mucho que con mi trabajo actual lo haya podido terminar aun siendo joven.

A nuestro **asesor Ing. Francisco Segura Altamirano**, maestro por excelencia en mi escuela según mi parecer, orgulloso de ser su alumno y que sea mi asesor. Gracias a la fe que nos depositó y que con su pasión que irradia y contagia por nuestra carrera, nos asesoró a culminar con éxito nuestro proyecto.

A **mi Señor Dios Misericordioso**, pues nada es casual para Él y tiene los mejores planes para mí, y si me ha permitido culminar este proyecto es porque así lo quiso y así debe ser para Gloria suya a través de mí. Gracias por siempre y en todo momento estar conmigo y cuidarme de las desganadas, de todo mal y del fracaso, y en la medida de su existencia, estoy *eternamente* agradecido con Él.

A **mi padre Dr. Panchito Cajusol**, que desde allá donde sé que me cuida, espero se sienta orgulloso de mí por este nuevo logro que me consagraría formalmente como todo un profesional, tal como él lo fue y siempre me lo inculcó. Su vida siempre fue, es y será mi motivación más grande para dejar huella en la vida, en todos los ámbitos. ¡Porque yo soy así!

A **mi mamá Pascuala Santisteban, mis hermanos Rocio, Verónica y Dante Cajusol**, por su apoyo incondicional y fuente de fortaleza en mis debilidades. Siempre superando mis límites por ellos, son mi fuerte motivación de superación, son mi amor del bueno.

A **Ada Silva**, porque desde que llegó a mi vida no ha dejado de impulsarme a ser la mejor versión de mí mismo, por su apoyo incondicional constante, por darme último plazo para

terminar este proyecto con mi compañero para por fin sustentar y así la terminé, porque su amor es el puente perfecto entre mis sueños y la realidad.

**Juan Francisco Cajusol Santisteban.**

## **RESUMEN**

Las localidades rurales ubicadas por sobre los 3000 msnm que pertenecen a la región de la sierra del departamento de Lambayeque, están sometidas en determinadas épocas del año a intenso frío debido a efectos del calentamiento global, además de ser zonas rurales con poblaciones calificadas como sectores D y E, es decir como de muy bajos recursos y en extrema pobreza y cuya principal actividad es la agricultura de subsistencia. Los pobladores de estas zonas están en riesgo latente de contraer enfermedades pulmonares, y no cuentan con un especialista que diagnostique y recomiende el tratamiento oportuno pese a que las postas cuentan con equipo portátil que provee las imágenes radiográficas.

Es por ello que surge la necesidad de desarrollar un diseño de Procesamiento digital y transmisión de imágenes radiográficas que envíe en tiempo real y sin demora las imágenes pesadas para que finalmente un especialista en la metrópolis las analice y pueda diagnosticar y tratar oportunamente las enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque.

El presente proyecto tiene dos partes: procesamiento de una imagen radiográfica (para su comprensión) y la optimización del canal de transmisión (señal móvil zonal). En la primera parte nos apoyamos del proceso de comprensión JPEG y lo mejoramos utilizando la transformada de Walsh-Hadamard, especial para comprensiones de imágenes médicas. En la segunda parte se diseña una antena casera para mejorar los niveles de recepción de señal móvil en un equipo celular, con el fin de mejorar en lo más posible la modulación y con ello la tasa de bits o transferencia de datos.



## **ABSTRACT**

The rural localities located above 3000 meter above sea level belonging to the Sierra region of the department of Lambayeque, are subjected at certain times of the year to intense cold due to effects of global warming, as well as being rural areas with populations qualified as sectors D and E, that is to say as of very low resources and in extreme poverty and whose main activity is subsistence agriculture. The residents of these areas are at a latent risk of contracting pulmonary diseases, and do not have a specialist to diagnose and recommend the timely treatment despite the fact that the posts have portable equipment that provides the radiographic images.

That is why the need arises to develop a design of digital processing and transmission of radiographic images that send in real time and without delay the heavy images so that finally a specialist in the metropolis analyzes them and can diagnose and treat lung diseases in a timely manner. rural localities of Lambayeque.

The present project has two parts: processing of a radiographic image (for its understanding) and the optimization of the transmission channel (zonal mobile signal). In the first part, we supported the JPEG comprehension process and improved it using the Walsh-Hadamard transform, especially for medical image comprehensions. In the second part a homemade antenna is designed to improve the levels of mobile signal reception in a cellular equipment, in order to improve as much as possible the modulation and with it the bit rate or data transfer.



# INDICE

<b>INTRODUCCION .....</b>	<b>14</b>
<b>I. PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN.....</b>	<b>17</b>
<b>II. MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>20</b>
2.1. Antecedentes del Estudio.....	21
2.2. Bases Teóricas.....	26
2.2.1. Procesamiento de Imágenes.....	26
2.2.1.1. Técnicas de Compresión de Imágenes.....	28
2.2.1.1.1. Sin Pérdida de Información.....	29
2.2.1.1.2. Con Pérdida de Información.....	34
2.2.1.2. Formato de Archivos de Imágenes.....	45
2.2.2. Tecnologías Móviles.....	51
2.2.2.1. Canales de Transmisión Radio.....	51
2.2.2.2. Redes Móviles de Telecomunicación.....	52
2.2.3. Antenas.....	58
2.2.3.1. Parámetros de Antenas de Transmisión.....	59
2.2.3.1.1. Impedancia.....	60
2.2.3.1.2. Intensidad de Radiación.....	61
2.2.3.1.3. Diagrama de Radiación.....	62
2.2.3.1.4. Directividad.....	65
2.2.3.1.5. Polarización.....	65
2.2.3.1.6. Ancho de Banda.....	66
2.2.3.2. Parámetros de Antenas de Recepción.....	67
2.2.3.2.1. Adaptación.....	67
2.2.3.2.2. Área y Longitud Efectiva.....	67
2.2.4. Software Matlab.....	68
2.2.4.1. Lectura de una Imagen.....	68
2.2.4.2. Obteniendo Información de la Imagen.....	69
2.2.4.3. Funciones Para Cambio de Espacio de Color.....	70
2.2.4.4. Conversión RGB a YUV.....	71
2.2.4.5. Captura de Fotos en Matlab.....	73

<b>III.DISEÑO DE ANTENA Y RED DE PRODESAMIENTO.....</b>	<b>74</b>
3.1. Compresión de la Imagen.....	75
3.2. Canal de Transmisión Mejorado.....	85
<b>IV. CONCLUSIONES.....</b>	<b>94</b>
<b>V. ANEXOS.....</b>	<b>96</b>
<b>VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>98</b>

## INTRODUCCIÓN

En Lambayeque tenemos muchas localidades rurales ubicadas por sobre los 3000 msnm, que pertenecen a la región de la sierra y están sometidas en determinadas épocas del año a intenso frío debido a efectos del calentamiento global, además de ser zonas rurales con poblaciones calificadas como sectores D y E, es decir como de muy bajos recursos y en extrema pobreza y cuya principal actividad es la agricultura de subsistencia.

A su vez, están muy alejadas de la metrópolis, más aún en la región sierra, por lo que el acceso a estas localidades se torna difícil y se tiende a sufrir un cierto abandono en cuanto a presencia del Estado se refiere. Además los pobladores de estas zonas están en riesgo latente de contraer enfermedades pulmonares, que son mejor diagnosticadas si se contara con una imagen radiográfica y de un especialista que diagnostique y recomiende el tratamiento oportuno.

Cabe indicar que el estado ha instalado postas médicas con equipamiento mínimo que la mayoría de las veces incluye un sistema de tomas de muestras radiográficas portátil. Así mismo, usualmente en estas postas solo se encuentra el técnico radiólogo y no está el médico especialista. En estas circunstancias sería deseable poder transmitir la imagen de la radiografía a un grupo de especialistas, ubicados en territorio urbano, que puedan colaborar en el diagnóstico adecuado que conlleve a un tratamiento oportuno. Adicionalmente, los estudiantes de medicina realizan campañas de salud como un servicio a la comunidad que se desarrolla en estas localidades. De la misma forma sería deseable que los estudiantes puedan confirmar sus diagnósticos con especialistas de más experiencia lo cual mejorará su confianza y reforzaría su formación.

Estas postas cuentan con una conexión a Internet (en el marco del desarrollo de la red de Banda Ancha Regional que en el caso de Lambayeque está en su fase final de ejecución), pero cabe precisar que esta conexión a internet tiene un mínimo y limitado ancho de banda. Esto afecta directamente en las velocidades de navegación: Si quisiéramos enviar estas imágenes radiográficas (cuyo peso en megabyts ya es considerable) nos demoraríamos demasiado tiempo en solicitar un diagnóstico. Además estas conexiones de Internet en las postas ya tienen fines específicos, por lo que su uso no es libre ni accesible como podríamos pensar, por el contrario es casi restringido.

Por otro lado se tiene prácticamente la ausencia del servicio de internet en estas localidades puesto que la misma geografía, el relieve del terreno y los pocos usuarios que optarían por acceder a este servicio no permiten que sea una buena inversión el brindar este servicio. Un detalle es que tenemos el servicio de red de telefonía móvil en la zona, que bien se sabe por Osiptel que en estas localidades la cobertura es a lo mucho de 2G, por lo que la conexión a internet desde un Smartphone sería lenta. Aún así, con esta limitante, si pudiésemos mejorar la señal de recepción en el móvil, podemos alcanzar el navegar con tecnología EDGE (la mejor evolución del 2G, también llamado 2.75G) donde ya se tiene una considerable tasa de transmisión de datos aceptable que se vería reflejada en la percepción del usuario.

En estas condiciones (con EDGE en el móvil), en sitios rurales, el servicio móvil se perfila como uno de los mejores canales para el envío de datos (en cuanto a inversión, sencillez, portabilidad y eficiencia se refiera), mediante aplicaciones muy diversas, como el whatsapp.

Entonces nuestro planteamiento en este trabajo de tesis será el desarrollar un sistema de procesamiento digital de imágenes radiográficas que nos permita comprimir el tamaño de las imágenes sin perder calidad con ayuda del software MATLAB, para posteriormente transmitir las en un menor tiempo (utilizando como canal de transmisión la señal de la red móvil con el mejor ancho de banda que podamos mejorar a través de una antena de recepción de mayor ganancia) mediante cierta aplicación a un especialista para que pueda diagnosticar y tratar mejor las enfermedades pulmonares de manera remota de los pacientes de las zonas rurales de Lambayeque.

## **CAPITULO I: EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**



## **1.1 Formulación del problema**

¿Cómo diseñar el Procesamiento digital y transmisión de imágenes radiográficas que pueda ayudar en el diagnóstico y tratamiento oportuno de enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque?

## **1.2 Hipótesis**

Si diseñamos el Procesamiento Digital y transmisión de imágenes radiográficas, reduciendo el tamaño de la imagen sin pérdida de calidad y mejorando el canal de comunicación permitirá ayudar en el diagnóstico y tratamiento oportuno de enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque.

## **1.3 Objetivos de la investigación**

### **1.3.1 Objetivo general**

Diseñar el Procesamiento digital y transmisión de imágenes radiográficas, reduciendo el tamaño de la imagen sin pérdida de calidad y mejorando el canal de comunicación permitirá ayudar en el diagnóstico y tratamiento oportuno de enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque.

### **1.3.2      Objetivos específicos**

**1.3.2.1** Estudio de las diferentes técnicas de procesamiento de imágenes para lograr la técnica más adecuada de la comprensión que permitirá ayudar en el diagnóstico y tratamiento oportuno de enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque.

**1.3.2.2** Diseño para optimizar el canal de transmisión existente (red móvil zonal) para lograr una transmisión con menor tiempo de envío, que permitirá ayudar en el diagnóstico y tratamiento oportuno de enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque.

**1.3.2.3** Evaluar los tiempos de transmisión de las imágenes comprimidas por el canalizado de la comunicación mejorado para determinar el porcentaje de mejora

## **1.4 Justificación del estudio**

En las Zonas Rurales cuando se refiere a una Radiografía o Tomografía siempre se necesitará a un buen especialista que pueda analizar las células buenas y las células malas y tener un diagnóstico claro y seguro de lo que tiene el paciente, por el bien del mismo.

Por lo tanto diseñar un sistema de procesamiento digital y transmisión de imágenes radiográficas es un proyecto interesante, de suma importancia y de mucha ayuda en el diagnóstico correcto de las enfermedades pulmonares en las localidades rurales de nuestro departamento de Lambayeque.

## **CAPITULO II: MARCO TEÓRICO**

## **2.1 Antecedentes del estudio**

### **2.1.1 Mexico, 2009. Escuela de Ingeniería Electrónica, Universidad Tecnológica de la Mixteca(UTM).**

#### **PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DIGITAL DE IMÁGENES MEDIANTE DISPOSITIVOS LÓGICOS PROGRAMABLES.**

Proyecto realizado por Manuel Alejandro Mendoza Manzano para la obtención del título de Ingeniero Electrónico. Es difícil que alumnos e investigadores que aplican el procesamiento y análisis digital de imágenes en sistemas autónomos, cuenten con una herramienta que permita evaluar los resultados obtenidos por un algoritmo específico antes de ser implementado en la aplicación final. La carencia de una herramienta de este tipo, dificulta y retarda el proceso de diseño y modelado del algoritmo repercutiendo en largos tiempos perdidos en esta fase. El presente trabajo propone el diseño de una herramienta para el ámbito académico y de investigación enfocada al área de procesamiento y análisis de imágenes aplicado a sistemas autónomos mediante el uso de un FPGA.

El sistema propuesto tiene como elemento principal un FPGA Spartan 3E-500 de la compañía Xilinx, cuya función es albergar los algoritmos de

procesamiento de imágenes modelados por el usuario; la herramienta es complementada por una aplicación en Windows XP programada en C++ Builder 6.0, la cual permite visualizar los resultados generados por los algoritmos contenidos en el FPGA.

El objetivo de esta tesis es diseñar e implementar un sistema de procesamiento y análisis digital de imágenes, cuya unidad de procesamiento se encuentre montada sobre los recursos de un FPGA, además, debe contar con una interfaz de usuario que permita el manejo y la visualización de las imágenes a procesar y los resultados obtenidos.

**2.1.2 Mexico, 2014. Escuela de Ingeniería de Computo, Universidad Politécnico Nacional.**

**IMPLEMENTACIÓN DE ALGORITMOS DE PROCESAMIENTOS DE IMÁGENES EN FPGA.**

Proyecto realizado por López Verástegui Germán Oswaldo para la obtención del título de Ingeniería de Computación. En este trabajo de investigación se presenta el desarrollo e implementación en FPGA de un algoritmo de segmentación y normalización de iris aplicado a imágenes de iris humanos provenientes de la base de datos CASIA versión 1, mediante el uso de 3 técnicas de implementación en sistemas digitales:

Procesamiento en hardware, Procesamiento en un procesador suave (usando NIOS II y programación en C/C++), y Procesamiento con un procesador suave y módulos de hardware. Dicha implementación se realiza en la tarjeta de desarrollo FPGA DE2-115 de Altera y lenguajes de descripción de hardware

(VERILOG), junto con la herramienta Qsys (proporcionada en el software de desarrollo de Altera) para el desarrollo de la arquitectura base.

El algoritmo desarrollado para el procesamiento de las imágenes está compuesto por procesamientos sencillos que permiten segmentar y normalizar el iris de manera correcta en un 96%.

Con la implementación en FPGA de los algoritmos de segmentación y normalización del iris, se obtienen las imágenes y los resultados esperados, es decir, dadas las imágenes de entrada, el algoritmo, al igual que en una PC, ejecuta la tarea de procesamiento y como salida da la imagen del iris normalizada, con las mismas características (formato.BMP, 8 bits por color, tamaño) que las obtenidas en la PC. En promedio, hay un error cuadrático medio de 4.53 entre el histograma de la imagen resultado obtenida en la PC y la obtenida en el FPGA causado por la representación numérica en ambas plataformas; a pesar de este valor de error, al obtenerse la plantilla de iris o matriz binaria de identificación, hay un porcentaje de diferencia menor al 10% (0.0822) entre las mismas.

Con la implementación de procesamiento de imágenes en hardware, se gana en velocidad de ejecución. La implementación de algoritmos en FPGA tiene como gran ventaja que el algoritmo se ejecuta y da los mismos resultados que su implementación en la PC, pero con un consumo mucho menor de energía que la PC, ya que son sistemas dedicados compuestos de circuitos integrados de bajo consumo en comparación con lo que consume una PC; además, un circuito integrado FPGA y sus periféricos, requieren mucho menos espacio y pueden ser

utilizados en aplicaciones donde las restricciones de espacio y tiempo son especiales.

**2.1.3 Perú, 2011. Escuela de Ingeniería Electrónica, Universidad Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP).**

**CONTROL AUTOMÁTICO DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES EN UN MICROSCOPIO ÓPTICO BINOCULAR. HARDWARE DEL PROTOTIPO.**

Proyecto realizado por Ruiz Navarro, Luis Ángel para la obtención del título de Ingeniero Electrónico. El análisis de muestras de TBC con el uso de la baciloscopía requiere de largos periodos de tiempo en la medida que se desee obtener un diagnóstico más certero sobre la lectura de la muestra. Pese a que este análisis es llevado a cabo por personal calificado, los largos periodos lo convierten en un método tedioso debido a las posturas estáticas prolongadas que generan estrés en el operario, además de un esfuerzo visual prolongado mientras se examina la muestra.

El presente proyecto de tesis tiene como objetivo principal reducir el tiempo dedicado al análisis de muestras tomando como referencia el trabajo realizado en el laboratorio de microbiología del Hospital Dos de Mayo, en la ciudad de Lima, en donde se documentó un tiempo de análisis que fluctúa entre 20 minutos y 2 horas (para 300 campos observados) dependiendo de la pericia del operario y de la dificultad para hallar bacilos en la muestra. Se propone una solución mediante el diseño e implementación de un sistema automatizado para la adquisición de imágenes en el microscopio usado en el laboratorio en mención.

La presente tesis desarrolla el hardware necesario para la automatización del microscopio, desde el acondicionamiento de la planta para la implementación de motores que permitan su operación, hasta el diseño de una interfaz de comunicación que permita la recepción de comandos y el acondicionamiento de la señal de control para el accionamiento de los motores, haciendo el uso del puerto serial de una PC.

Realizada la implementación se verificó la operatividad del hardware diseñado obteniéndose tiempos de análisis alrededor de 13.25 minutos para 300 campos analizados, menor al tiempo realizado por un técnico de laboratorio para la misma cantidad de campos. Con el sistema implementado como lazo abierto, ya que no cuenta con una lectura del giro del motor, se obtuvieron errores en el posicionamiento de la muestra que equivalen a la distancia entre 2 campos en la muestra. Pese a este error obtenido, el sistema podría ser implementado para el análisis de baciloscopía ya que este no requiere de mucha precisión en el posicionamiento.

**2.1.4 España, 2011. Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicaciones, Universidad Politécnica de Madrid.**

### **RESTAURACIÓN DE IMÁGENES CON DESENSIBILIZACIÓN DE ESTIMACIONES.**

Proyecto realizado por Santiago Cabello Miguel Ángel para la obtención del título de Ingeniero de Telecomunicaciones.

El marco de esta tesis es la restauración digital de imágenes, esto es, el proceso por el cual se recupera una imagen original que ha sido degradada por



las imperfecciones del sistema de adquisición: emborronamiento y ruido. Restaurar esta degradación es un problema mal condicionado pues la inversión directa por mínimos cuadrados amplifica el ruido en las altas frecuencias. Por ello, se utiliza la regularización matemática como medio para incluir información a priori de la imagen que consiga estabilizar la solución. Durante la primera parte de la memoria se hace un repaso de ciertos algoritmos del estado del arte, que se usarán posteriormente como métodos de comparación en los experimentos.

## **2.2 BASES TEÓRICAS**

### **2.2.1 PROCESAMIENTO DE IMÁGENES**

El procesamiento digital de imágenes es el conjunto de técnicas que se aplican a las imágenes digitales con el objetivo de mejorar la calidad (proceso de filtrados) o facilitar la búsqueda de información para fines específicos como por ejemplo hacer posible la comprensión de las imágenes manteniendo total o parcialmente la calidad de la imagen.

Actualmente estos procesamientos en su mayoría, por la simplicidad y practicidad, son analizados y manejados desde computadoras. Y para ello es que las imágenes deben ser digitalizadas (la computadora no puede procesar señales análogas), es por ello que hablamos de un procesamiento *digital* de imágenes.

Entonces para una imagen bidimensional (plano XY o 2D) de valor continuo analógico de espacio continuo, significa la discretización de dos tipos: muestreo espacial y cuantificación de amplitud. De esta manera, la función analógica es reemplazada por su representación discreta: una matriz de números.

Las imágenes que percibimos están compuestas por radiaciones de diferentes longitudes de ondas electromagnéticas, cada longitud está asociada a un color. Los parámetros de la visión son la luminancia, el tinte y la saturación.

Cualquier color se obtiene por una suma ponderada de los colores básicos: rojo, verde y azul, incluyendo los niveles de gris. Los espacios de color se pueden definir como las diferentes bases matemáticas que pueden ser útiles para representar información luminosa. El más conocido es el espacio RGB, en el cual se representan los colores primarios rojo, verde y azul (ver representación en Figura N°1). La desventaja de este espacio es que presenta redundancia de información entre los tres colores, para salvar esto es posible realizar una conversión a otro espacio de color, por ejemplo al YUV. Las fórmulas para la conversión son:

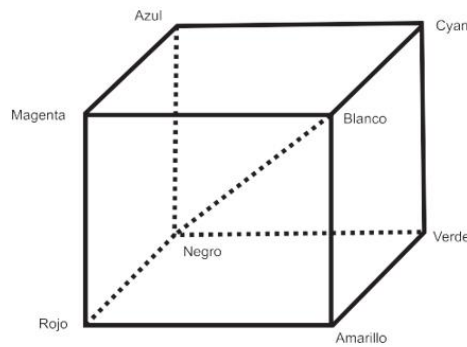
$$Y = 0.3R + 0.6G + 0.1B \text{ (Nivel de brillo o luminancia)}$$

$$U = B - Y \text{ (diferencia de color azul, Cb)}$$

$$V = R - Y \text{ (diferencia de color rojo, Cr)}$$

U y V son conocidas como crominancia o información del color.

Algunas características acerca de la percepción humana que se pueden destacar son: el ojo es más sensible a unos colores que a otros, por ejemplo, dados tres fuentes de luz con la misma intensidad y distinto color (una roja, otra verde y otra azul), el ojo percibe al ver-de con el doble de intensidad que la roja, y seis veces más intensa que la azul. Asimismo, los mecanismos de percepción visual humanos son menos sensibles y estrictos que los auditivos, por ejemplo en variaciones de frecuencia, supresión de imágenes, etc.



**Figura N° 1. Sistema RGB (Rojo, verde, azul).**

### 2.2.1.1 Técnicas de Comprensión de Imágenes

La compresión de imágenes aborda el problema de reducir la cantidad de datos requeridos para almacenar una imagen. Cualquier proceso de compresión se basa en la eliminación de datos redundantes.

Desde un punto de vista estadístico, el proceso consiste en transformar las imágenes en un conjunto de datos no correlacionados.

Operacionalmente, antes de procederse a la transmisión o almacenamiento de las imágenes, éstas deben someterse a un proceso de compresión. El proceso inverso de descompresión tendrá que aplicarse sobre los datos para obtener la reconstrucción de la imagen original, o bien una buena aproximación de ésta.

En la caracterización del proceso de compresión se define la redundancia relativa de un conjunto de datos S1 respecto de otro conjunto S2, representados por n1 y n2 unidades de información respectivamente, como:

$$R_d = 1 - 1/C_n$$

donde Cn es la razón de compresión:

$$C_n = n_1/n_2$$

Valores habituales para la razón de compresión suelen estar alrededor de 10 (10:1), lo que supone una redundancia relativa de 0.9 (90%).

Las técnicas de compresión se pueden agrupar en dos grandes clases:

- a) Técnicas de compresión sin pérdida de información y
- b) Técnicas de compresión con pérdida de información.

En la primera clase, las imágenes comprimidas se regeneran sin errores, es decir, son iguales al original. Mientras que en la segunda, las imágenes reconstruidas son más o menos diferentes de la imagen original.

En cada clasificación hay estrategias o algoritmos de compresión que destacan, los que son presentados en las siguientes subsecciones junto con sus características.

#### **2.2.1.1.1. Técnicas de compresión de imágenes sin pérdida de información ó “Error-free”.**

En esta clasificación, las imágenes se consideran basadas en la entropía, técnica que codifica los datos sin necesidad de conocer la naturaleza de éstos, son de propósito general y en donde la imagen reconstruida es exactamente la misma que la imagen original. Estas técnicas se destacan porque emplean métodos estadísticos, basados en la teoría de Shannon, que permite la compresión sin pérdida. Se utilizan en la compresión de cualquier tipo de información expresada de forma binaria.

Algunas de estas técnicas son: Run-length encoding (RLE), codificación de Huffman, codificación aritmética y Lempel-Ziv.

**a) Run-length encoding – “RLE” (Redundancia interpixel)**

Es el método más simple de compresión de imágenes, es útil en imágenes cuya secuencia de caracteres se repiten. Consiste en almacenar el número de caracteres que se repiten, seguido del carácter. Por ejemplo, si tenemos una línea en una imagen que se inicia con un carácter blanco o vacío, seguido de 10 caracteres y finaliza con otro carácter blanco o vacío, la representación de la línea se realizará de la siguiente manera: 1B10\*1B. Se observa que se utilizan 7 caracteres para codificar la línea, mientras que en la forma original se emplean 12 caracteres. Este método también se utiliza en combinación con otros, así el formato JPEG lo utiliza después de transformar y cuantificar bloques de imágenes.

Por ejemplo:

<<BBBBBBBBBBBBNBBBBBBBBBBBBNNBBBBBBBBBBBBBBBBBB  
BBBBBBNBBBBBBBBBBBBBB>>

Si aplicamos la codificación run-length a esta línea, obtendríamos lo siguiente:

<<12B1N12B3N24B1N14B>>

**b) Codificación de Huffman (Redundancia en la codificación)**

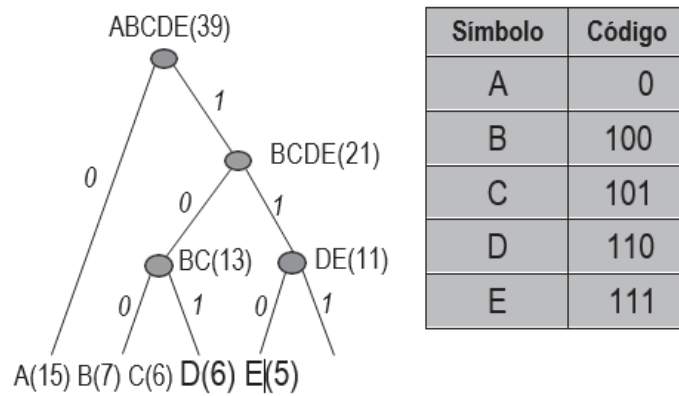
Es una técnica que consiste en asignar al color más frecuente el código de mínima longitud, mientras que al color menos frecuente se le asignará el código con un número de bits mayor. Es muy utilizada debido a su simplicidad, alta

velocidad y por no tener problemas de patentes. Fue desarrollada por David Huffman en 1951.

Básicamente su algoritmo consiste en la creación de un árbol binario de abajo hacia arriba:

- Se toma un alfabeto de  $n$  símbolos, cada símbolo tiene una frecuencia de aparición asociada.
- Se colocan los símbolos ordenados de mayor a menor frecuencia, los que constituyen los nodos hojas del árbol binario.
- Se agrupan en pareja los símbolos de menor frecuencia, y se asigna la suma de sus probabilidades al nodo padre. Se procede a realizar esta acción hasta que no quedan nodos hoja por unir a ningún nodo superior, y se ha formado el árbol binario.
- Se etiquetan las aristas de cada rama del árbol, con cero a la izquierda, y con uno a la arista derecha.
- Se produce el código de Huffman para ese alfabeto y esas frecuencias, con los bits recorridos desde la raíz hasta las hojas.

En el ejemplo de la Figura N° 2, se observa el código binario que se genera para el alfabeto que se muestra en la base de la estructura y que aparece junto con sus frecuencias.



**Figura N° 2. Ejemplo código de Huffman.**

**c) Codificación aritmética.**

Codifica una secuencia de símbolos mediante una representación binaria, las secuencias de bits son obtenidos a partir de intervalos que tienen valores reales entre cero y uno. En esta técnica de codificación sin pérdida de información se tiene en cuenta los siguientes pasos:

- Se toma un alfabeto de  $n$  símbolos, cada símbolo tiene una frecuencia de aparición asociada o probabilidad de aparición del símbolo, la probabilidad en la secuencia de símbolos no necesariamente se presentan en orden.
- Se calcula la probabilidad acumulativa para cada símbolo de una secuencia, probabilidad que se torna para cada símbolo procesado en un valor cada vez más pequeño.
- Se asigna a cada símbolo su rango que tienen como límite superior su probabilidad acumulativa y como límite inferior la probabilidad del símbolo anterior de la secuencia o cero si es el primer símbolo.

- Se traduce el resultado a código binario. Los símbolos con mayor probabilidad utilizan pocos bits, por ejemplo, 0.875 se traduce a 1110, mientras que 0.25 a 01.

Codificación aritmética es una técnica eficiente, sin embargo es una técnica patentada. En la Figura N° 3, se presenta un ejemplo de codificación aritmética. Se observan los símbolos del alfabeto, su probabilidad, la probabilidad acumulada de cada uno de ellos y el intervalo de probabilidades.

Secuencia de símbolos	Probabilidad	Probabilidad acumulativa	Rango
A	.2	.2	[0, .2]
B	.4	.6	[.2, .6]
C	.1	.7	[.6, .7]
D	.2	.9	[.7, .9]
#	.1	1.0	[.9, 1.0]

**Figura N° 3. Ejemplo de codificación aritmética.**

#### **d) Lempel-Ziv (Redundancia interpixel)**

El algoritmo Lempel-Ziv (LZ) realiza un análisis desde cadenas o palabras de un determinado alfabeto, cuyas longitudes no exceden un prescrito entero  $L$ . Posteriormente se asignan estas cadenas o palabras secuencialmente hacia un único código de palabras de longitud fija  $LZ$ .

Las cadenas son seleccionadas de tal manera que tienen cercana probabilidad de ocurrencia. Como resultado, símbolos que ocurren frecuentemente, tales como espacio y cero, son agrupados en cadenas de



longitudes más larga, mientras que símbolos infrecuentes, tales como z, aparecen en cadenas cortas.

Esta estrategia es efectiva debido a la frecuencia de símbolos, repetición de caracteres y patrones de alto uso. Es una técnica de análisis incremental en el cual el proceso de codificación es llevado a cabo con un proceso de aprendizaje para características de fuentes que varían, por ejemplo cadenas que contienen caracteres que se repiten gradualmente pueden ser aprendidos, como las cadenas {cas, casita, casona, 0, 00, 000}.

El algoritmo LZ analiza cada cadena y construye frases agregando un símbolo a la vez a una cadena existente cuando ocurre una correspondencia. Posteriormente a cada cadena se le asigna un código. Por ejemplo para las cadenas presentadas en el párrafo anterior, se les puede asignar los códigos 1, 2, 3, 4, 5 y 6 respectivamente.

La técnica LZW (Lempel-Ziv-Welch) es una variante del LZ, y es una de las más comúnmente utilizadas en la práctica, en este caso se utiliza un apuntador, en lugar de código de símbolos.

#### **2.2.1.1.2. Técnicas de compresión de imágenes con pérdida de información ó “Lossy”.**

En esta clasificación, la imagen o secuencia reconstruida es más o menos diferente de la imagen original. Se emplean principalmente en la compresión de datos muestreados (como sonidos, imágenes, etc) y cuando las imágenes tienen información redundante susceptible de ser eliminada o reducida, por ejemplo, el color del cielo en una foto suele ser uniforme y azul. En éstas técnicas, a veces

también resulta interesante codificar el nivel de brillo de una muestra (luminancia o componente Y) y las diferencias de color (crominancias azul, roja y verde, o componentes Cb, Cr, Cg).

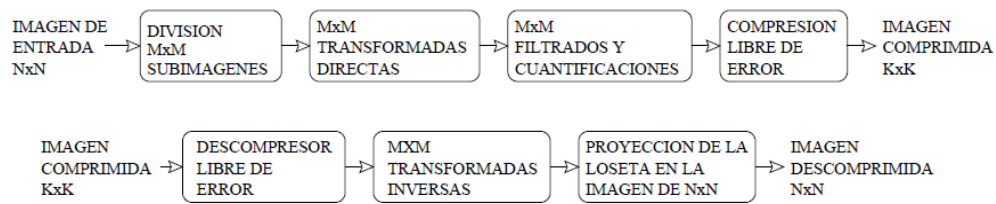
La reducción se hace utilizando técnicas de codificación basada en la fuente (source encoding), las cuales codifican los datos basándose en las características y propiedades de sus imágenes, permiten tasas de compresión alta y generalmente son para propósitos específicos. Algunas técnicas que destacan son:

- a) Codificación por transformación,
- b) Vector de Cuantización y
- c) Compresión Fractal.

#### **a) Codificación por transformación (Redundancia psico-visual)**

Está formado por codificadores basados en transformadas. Se emplea una transformada lineal y reversible (por ejemplo la transformada de Fourier) para proyectar la imagen sobre un conjunto de coeficientes transformados, cuyo orden ya no tiene relación con el dominio espacial al que pertenece la imagen original. La compresión se lleva a cabo cuando los datos en el dominio transformado son filtrados y cuantificados. Posteriormente se codifican mediante otro algoritmo de compresión libre de error. Para algunos de los coeficientes espectrales, la cuantificación es tan dramática, que sencillamente

se hacen cero. Un simple filtro paso banda bidimensional es suficiente para realizar la compresión frecuencial, con un deterioro mínimo de la imagen.



**Figura N° 4.** Fases de la compresión/expansión por transformación de la imagen.

En general, los procesos de compresión y descompresión se descomponen en las operaciones descritas en la figura 4: Una imagen se descompone en un conjunto de  $M \times M$  subimágenes de dimensión  $P \times P$ , siendo  $P = N/M$ . Cada una de estas subimágenes (losetas) pasa a describirse en un dominio transformado del espacio de frecuencias por medio de una transformada. En el dominio frecuencial la información se somete a un filtrado pasa banda, que es el adecuado para la eliminación de la redundancia psico-visual.

**La etapa de cuantificación** terminará el proceso de compresión de la imagen en donde generalmente un número significativo de los coeficientes tienen valores pequeños que son poco significativos, los cuales se pueden eliminar, produciéndose la pérdida de información, aunque ello no suponga una distorsión apreciable de la imagen. De esta manera se obtiene un número reducido de datos de la imagen, a los cuales usualmente se les aplica una técnica de codificación sin pérdida para mejorar los resultados.

El proceso inverso de descompresión está compuesto por las mismas etapas que el de compresión excepto la etapa de filtrado que, evidentemente, es innecesario.

Sistemas de compresión-descompresión basados en las transformadas de Karhunen-Love (KLT), Discreta de Fourier (DFT), Discreta Coseno (DCT), Walsh-Hadamard (WHT) y otras han sido construidos. La elección de una de ellas dependerá del máximo error permisible en el proceso de compresión y del gasto computacional que supone. Aunque el proceso de pérdida de información (y de compresión) se realiza en la etapa de cuantificación, el nivel de correlación alcanzado es diferente para cada una de ellas. Por este orden: KLT, DCT, WHT y DFT, las 4 transformadas tienen la propiedad de aglomerar la máxima cantidad de información en la mínima cantidad de coeficientes. KLT es la óptima, pero presenta el problema de ser una transformación dependiente de los datos de entrada, lo que constituye una tarea computacional no demasiado trivial. DFT padece del fenómeno de Gibbs cuando se produce la cuantificación de los coeficientes de Fourier, y esto provoca aparición de fronteras entre las subimágenes en las que se ha dividido la imagen original.

Para elegir entre DCT y WHT estudiaremos una razón de compromiso entre la cantidad de error introducida en la compresión y la velocidad de cálculo. DCT se aproxima más al óptimo KLT. Es menos ruidosa debido a su carácter sinusoidal (y por eso se utiliza en el estándar de compresión JPEG) pero requiere cálculos reales. En contrapartida, WHT únicamente utiliza aritmética entera y ni siquiera presenta productos enteros. Este es un factor a tener en cuenta si se pretende aumentar la velocidad de

compresión y descompresión y este es el motivo por el que hemos seleccionado WHT para el desarrollo de nuestro algoritmo.

### **a.1) Algoritmo de la Transformada Rápida de WHT:**

La Transformada de Hadamard (TH) trabaja con números reales, es simétrica y ortogonal, y consiste en un desarrollo en serie de la funciones básicas cuyos coeficientes son +1 o -1 (a diferencia de la transformada de Fourier, que se basa en términos reales e imaginarios), lo cual facilita el cálculo, haciendo también que las funciones bases bidimensionales directa e inversa sean iguales.

Consideremos una señal unidimensional muestreada sobre un vector  $x(i) = 0, 1, \dots, N-1$  de  $N$  componentes. La transformada de Hadamard de  $x(i)$  se define como el vector  $X(u), u = 0, 1, \dots, N-1$  donde:

$$X(u) = \sum_{i=0}^{N-1} x(i) * (-1)^{b(i,u)}$$

La transformación inversa mediante:

$$x(i) = \frac{1}{N} \sum_{u=0}^{N-1} X(u) * (-1)^{b(i,u)}$$

Donde:

$$b(i, u) = \sum_{h=0}^{\log_2(N)-1} bh(i) * bh(u)$$

Siendo  $bh(i)$  = el h-ésimo bit del valor  $i$ .

Podemos ver que las transformadas directa e inversa son idénticas, excepto que la inversa debe de ser ponderada dividiendo cada uno de los componentes del vector resultado,  $x(i)$ , entre el número de componentes del vector (N). Además, si precalculamos los valores:

$$(-1)^b(i,j) \quad i,j = 0,1,2,4$$

La transformada se compone solamente de sumas y restas de valores enteros. A pesar de tener estos valores precalculados para sucesivas transformaciones, la complejidad del algoritmo descrito es de  $N = 2^n$ . La transformada unidimensional puede calcularse multiplicando el vector  $x(i)$  por una matriz cuadrada. Se trata, por lo tanto, de resolver el problema de multiplicar una matriz cuadrada por un vector. La matriz característica de la Transformada de Hadamard se construye recursivamente de la siguiente forma:

1. El caso  $N = 1$ , es trivial:  $x(0) = X(0)$ .
2. El caso  $N = 2$ , la matriz de transformación se define:

$$H_0 = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix}$$

3. El caso  $N = 4$ , la matriz característica se construye como:

$$H_1 = \begin{pmatrix} H_0 & H_0 \\ H_0 & -H_0 \end{pmatrix}$$

Donde  $H_0$  es la expresión de la Transformada. Además se cumple que:

$$H_1 = (-1)^b(i,j) \quad i,j = 0,1,2,3$$

Dicha transformada puede expresarse de manera matricial entonces como:

$$[H] = \frac{1}{N} [A_N]^T * [X]_{N*N} * [A_N]$$

Siendo  $[H]$  la matriz transformada directa de Hadamard de  $[X]$  la cual es de orden  $N \times N$ . Y desde que:

$$[A_N]^T = [A_N]$$

Tendríamos finalmente que:

$$[H] = \frac{1}{N} [A_N] * [X]_{N*N} * [A_N]$$

Como ya hemos comentado esta solución presenta una complejidad computacional de  $N = 2^n$ . La idea que subyace detrás del algoritmo de la Transformada rápida de Hadamard (FHT) es la misma que aparece en la Transformada rápida de Fourier (FFT) y consiste en dividir la secuencia original de  $N$  muestras en dos secuencias más pequeñas. La Transformada de Hadamard de estas subsecuencias puede combinarse para obtener la Transformada de la secuencia original. La aplicación recursiva de este procedimiento, cuando  $N$  es una potencia de 2 ( $N = 2^n$ ) necesita realizar  $N * \log_2 N$  operaciones. El algoritmo que implementamos en este trabajo para la Transformada rápida de Hadamard se realiza “in place” y con “radix” dos.

Otro aspecto que es necesario considerar es la aplicación de un barajamiento perfecto a los datos de entrada para de esa forma obtener una secuencia de salida ordenada.

Por último, teniendo en cuenta la propiedad de separabilidad de la transformada multidimensional, podremos implementar el algoritmo multidimensional aplicando el par de operaciones barajamiento perfecto 1D-FHT a cada una de las dimensiones del espacio.

### **a.2) Proceso de cuantificación**

En el estudio del sistema visual humano (HVS) el cerebro no percibe todos los cambios que el ojo ve. Esto nos permite realizar una cuantificación de la imagen original transformada con cierta cantidad de pérdida de información sin que se aprecie notablemente en el proceso de recuperación. Para aprovechar estas características del HVS y lograr buenos ratios de compresión se utilizan matrices de cuantificación para ponderar los coeficientes originales transformados. Los valores originales, obtenidos de la transformada se dividen por los valores de la matriz de cuantificación, logrando así ponderar los más importantes, y reduciendo considerablemente los que son poco perceptibles.

A la imagen original (sin formato) se le realizará la transformada directa de Hadamard, tomando para ello, bloques de 8x8 píxeles. El tamaño de la imagen debe ser cuadrada del orden  $2^K \times 2^K$  píxeles, donde k debe ser mayor o igual a 3.

A continuación, cada grupo de 8x8 valores se divide por la matriz de cuantificación del sistema visual humano (HVS), la cual se calcula en función de los pasos de cuantificación se deseen, según:

$$Q_{HVS}(u, v) = Round[Q(u, v)]$$



Siendo:

$$Q(u, v) = \frac{H(u, v)}{Mq}$$

Donde  $H(u, v)$  es la transformada de Hadamard y  $Mq$  una matriz de cuantización común ya determinada:

```
Mq=[16,11,10,16,24,40,51,61;...  
12,12,14,19,26,58,60,55;...  
14,13,16,24,40,57,69,56;...  
14,17,22,29,51,87,80,62;...  
18,22,37,56,68,109,103,77;...  
24,35,55,64,81,104,113,92;...  
49,64,78,87,103,121,120,101;...  
72,92,95,98,112,100,103,99];
```

El resultado obtenido debe ser redondeado al entero más cercano, con lo cual se obtiene una imagen comprimida en un dominio diferente al original.

### **b) Comprensión con un Vector de Cuantización**

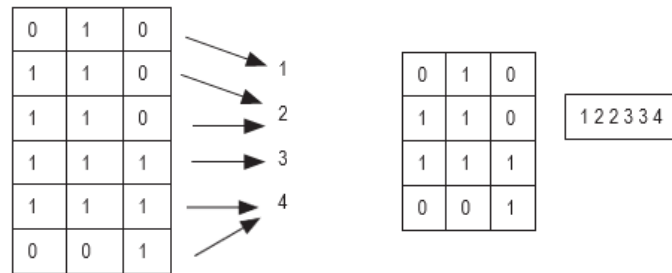
La idea central es seleccionar un conjunto representativo de una imagen. A continuación se presentan los pasos básicos que sigue la técnica documentado con un ejemplo:

- La imagen se divide en bloques de tamaño fijo denominados vectores
- Se construye una tabla que contiene vectores diferentes encontrados en la imagen original
- Se pueden direccionar los vectores de esta imagen a los vectores de la tabla.

Si la tabla contiene un número mucho menor de vectores que la imagen original

debido a que contiene vectores que se repiten, la compresión puede ser importante.

- En este sistema, la codificación, es decir la compresión, puede ser una sucesión de índices a la tabla, como se observa en la Figura N.º 4.



**Figura N.º 4. Ejemplo de codificación por cuantización.**

Para la codificación de un conjunto de imágenes, utilizando esta técnica, la tabla pueda ser dinámicamente construida. Asimismo, técnicas como clustering pueden ser utilizadas para realizar la clasificación de vectores.

### c) Compresión fractal

Un fractal es un objeto semigeométrico cuya estructura básica, fragmentada o irregular, se repite a diferentes escalas, por ejemplo, las nubes, las montañas, el sistema circulatorio, las líneas costeras o los copos de nieve son fractales naturales, muchas imágenes son como estos objetos.

La compresión fractal consiste en transmitir imágenes utilizando funciones. Es decir, dada una imagen, desde un conjunto de imágenes, se aplica la función  $f$ : Imagen  $\rightarrow$  Imagen tal que  $f(i)$  es semejante a  $i$ . El proceso se completa transmitiéndose el coeficiente que únicamente identifica a  $f$ .

Existen varias técnicas de compresión de imágenes fractales, una de ellas consiste en encontrar un sistema de funciones iteradas (IFS) que genera un conjunto de transformaciones que lleva la figura completa en cada una de sus partes autosemejantes. La información sobre la imagen quedará codificada en el IFS, en donde la aplicación reiterada de las transformaciones permiten obtener una imagen bastante cercana a la original. Es una técnica de compresión con pérdida. En la Figura N.º 5, se presenta la figura de un helecho, el cual es un ejemplo de imagen en el que se aplica compresión fractal por sus características de forma que se repiten.

La aplicación de técnicas fractales para la compresión de imágenes digitales fue introducida por Michael Barnsley y Arnaud Jacquin en 1988. Jacquin propuso considerar las imágenes como una colección de transformaciones afines de pequeños dominios de imagen; mientras que Barnsley sugiere que las imágenes sean almacenadas como una colección de transformadas, cuyo número determina la tasa de compresión.



**Figura N.º 5. Ejemplo de imagen para compresión fractal.**

### **2.2.1.2. Formatos de Archivos de Imágenes,**

Un formato es una manera estándar de codificar datos de una imagen con la finalidad de almacenarla o transmitirla. Sin embargo, debe haber algún método para convertir a ceros y unos que es el lenguaje del computador. Es por ello que se desarrollan las dos categorías de archivos de imágenes: mapa de bits y vectores, y se presentan los formatos de imágenes más utilizados, en este último caso se presenta con más detalle la técnica JPEG (Joint Photographic Experts Group), del cual haremos uso.

#### **a) Mapas de bits y vectores**

Todos los archivos de imágenes pertenecen a una de las dos categorías básicas: mapa de bits (bitmap) o vectores. Una manera intuitiva de entender un mapa de bits es comparándola con un monitor de la computadora, despliega imágenes como un conjunto de píxeles de colores individuales. Cada píxel es una celda en el mapa de bits.

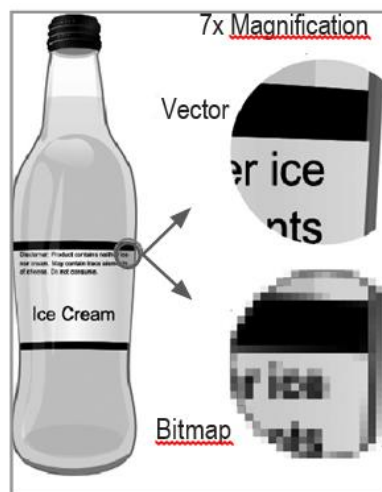
Los archivos de imágenes de vectores son un conjunto de vectores basados en ecuaciones matemáticas, los cuales describen geométricamente una imagen, las ecuaciones corresponden a puntos, líneas, curvas y formas o polígonos. Asimismo, ellos pueden especificar el tamaño, grosor, posición, color y relleno de las líneas o formas geométricas. Para construir una imagen se requiere de programas que utilizan los vectores o fórmulas matemáticas.

Las imágenes elaboradas con vectores generalmente son de mayor calidad que utilizando mapas de bits. Las fórmulas conservan la calidad de las imágenes a diferentes escalas, tamaños y detalles, mientras que en mapas de bits se pierde

dicha calidad, en la Figura N° 6 se observa el efecto de incrementar siete veces la escala de la figura original, en donde se observa que no se modifica la calidad de la imagen usando un archivo vector, mientras que usando un archivo mapa de bits sí se pierde la calidad de la imagen.

Sin embargo, vectores y mapas de bits se complementan, pues vectores pueden contener mapas de bits como datos y, asimismo, los vectores pueden ser mostrados mediante mapas de bits.

Los mapas de bits generalmente son utilizados en fotografías o imágenes de fotos reales, mientras que vectores son mayormente usados en composición y diseño gráfico.



**Figura N° 6. Efectos de archivos de imágenes de mapa de bits y vectores.**

## **b) Formatos.**

Existen cientos de formatos de imágenes, sin embargo, los más conocidos y que pertenecen a la categoría de mapas de bits son:

- JPEG (Joint Photographic Experts Group)
- GIF (Graphics Interchange Format)
- PNG (Portable Network Graphics)
- TIFF (Tagged Image File Format)
- BMP (Windows bitmap)

Los que pertenecen a la categoría de vectores se describen en los siguientes párrafos.

### **b.1) Formatos JPEG (Joint Photographic Experts Group)**

Es un un formato estándar ISO, cuyo origen proviene del grupo Joint Photographic Expert Group, que es diseñado para compresión de imágenes de fotografías y de escenas reales, de color o de escala de grises, y de tonos continuos. Permite ajustar el grado de compresión, si la compresión es baja se registran imágenes muy parecidas al original, pero el tamaño del archivo es grande.

JPEG utiliza una técnica de compresión con pérdida. En la Figura N° 7, se muestran los pasos que sigue la técnica, los cuales se describen en los siguientes párrafos.

El método JPEG codifica una imagen en tres etapas, que se describen a continuación:

#### Etapa 1. Preparación de la imagen.

- Se realiza una transformación del espacio de color. Las imágenes de color se transforman del espacio RGB al espacio YUV (luminancia y prominencia).
- Submuestreo, permite la reducción de color para obtener archivos de tamaños más pequeños que el original.
- Formación de bloques, se divide la imagen en bloques de 8x8 píxeles.

#### Etapa 2. Codificación fuente, codificación con pérdida.

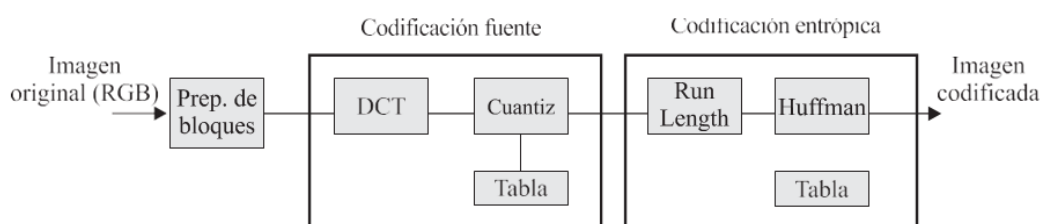
- Se aplica la transformación discreta de coseno o DCT, que se aplica a cada bloque de imagen, con lo que se obtiene un dominio de la frecuencia (matriz de coeficientes).
- Cuantificación, cada coeficiente de la matriz 8x8 es dividido por una constante de la matriz de cuantificación y se redondea a su número entero más cercano. Se eliminan los coeficientes menos representativos, produciéndose pérdida de información de la imagen y por consiguiente su calidad.

#### Etapa 3. Preparación de la imagen

- Se aplica la codificación Run-length, de todos los componentes de un bloque. Se hace un barrido “zig-zag” con el fin de agrupar todos los componentes nulos.

- La codificación Huffman se aplica a lo obtenido en la codificación anterior, con el fin de comprimir aún más la información. Este es el último paso del método para obtener la compresión de la imagen con el modelo JPEG.

La decodificación JPEG consiste en realizar el proceso inverso. Otra versión mejorada del JPEG es JPEG 2000, basado en transformada wavelet, trabaja con niveles de compresión mayores y se adapta mejor a la carga progresiva de las imágenes; aunque presenta la desventaja de que elimina algunos detalles pequeños y texturas que el formato JPEG normal sí llega a representar. Utiliza la extensión .jp2.



**Figura N° 7.** Secuencia de pasos que sigue el método JPEG.

## **b.2) GIF (Graphics Interchange Format)**

Se limita a 256 colores y permite almacenar imágenes estáticas como diagramas simples o logos con áreas de color sólido, también almacena imágenes como caricaturas y animaciones simples. Utiliza el Lempel- Ziv- Welch (LZW), que es un método de compresión de imágenes sin pérdida de información.



### **b.3) PNG (Portable Network Graphics)**

Se basa en un algoritmo de compresión sin pérdida, pertenece a la categoría de mapa de bits. Este formato fue desarrollado en buena parte para solventar las deficiencias del formato GIF, no está sujeto a patentes. Soporta hasta 16 millones de colores y permite almacenar imágenes en la escala de grises, RGB (colores reales) y permite niveles de transparencia. Es muy adecuado para gráficos pero no soporta animación. Usan la extensión .png.

### **b.4) TIFF (Tagged Image File Format)**

Es un formato de archivo de imagen etiquetado, pertenece a la categoría de mapa de bits. Creado originalmente por Aldus a mediados de los 80, actualmente es parte de Adobe Systems. Admite imágenes en la escala de grises y color real, incluso a 16 bits por píxel. Es un formato muy popular y usado en la mayoría de las aplicaciones de manipulación de imágenes, composición, escaneado, fax, reconocimiento de caracteres ópticos (OCR), etc.

Debe su nombre a que los ficheros TIFF contienen, además de los datos de la imagen propiamente dicha, “etiquetas” en las que se archiva información sobre las características de la imagen, que sirve para su tratamiento posterior.

Admite varias formas de compresión con pérdida de información o sin ella, como JPEG y LZW respectivamente. Usa extensión .tif o .tiff.

### **b.5) BMP (Windows bitmap)**

Los datos se codifican con compresión sin pérdidas, por lo que el tamaño de los archivos es considerable. Maneja colores de hasta 24 bits de profundidad.

Son usados en los programas de Microsoft, en archivos de gráficos como íconos y papel tapiz.

## **2.2.2 TECNOLOGÍAS MÓVILES**

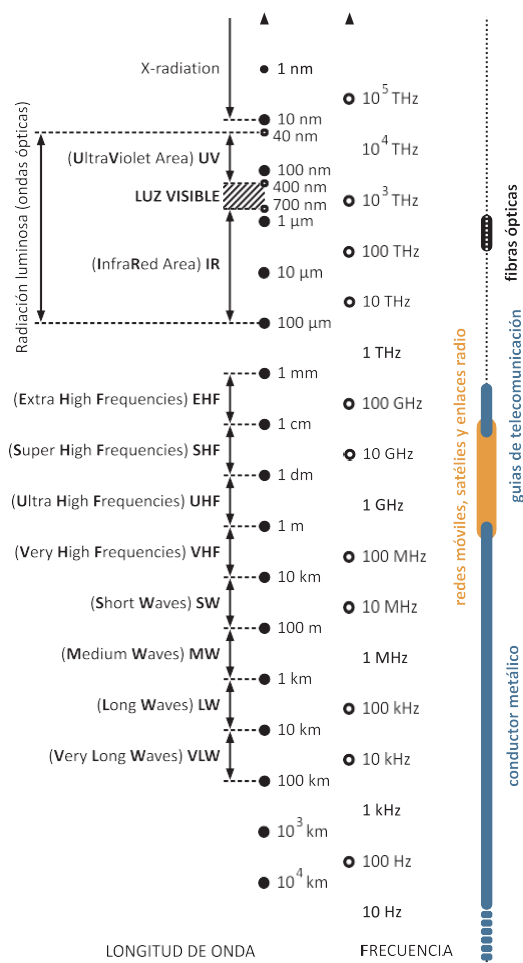
### **2.2.2.1. Canales de Transmisión Radio.**

La radiocomunicación es la tecnología que posibilita la transmisión de señales mediante las ondas electromagnéticas.

Estas ondas no necesitan que haya un medio físico para su propagación, pueden propagarse tanto a través del aire como del espacio vacío.

Un grupo concreto de ondas electromagnéticas son las denominadas *ondas de radio*. Las ondas de radio pueden clasificarse en función de su uso en las siguientes categorías (véase la lista siguiente y en la figura):

- Bandas de radio (con frecuencias desde cientos de kHz hasta decenas de MHz) – Onda larga, (LW ,Long Waves); Onda media, (MW, Medium Waves); Onda corta, (SW, Short Waves) y frecuencias muy altas (VHF, Very High Frequencies).
- Banda de televisión (frecuencias del orden de cientos a miles de MHz).
- *Redes móviles* y bandas de microondas (frecuencias del orden de GHz).
- Enlaces de satélite, enlaces de repetidores de radio y –Redes de acceso inalámbrico de banda ancha (frecuencias del orden de decenas de GHz).



**Figura N° 8.** Bandas de frecuencia utilizadas en sistemas por radio.

El mayor beneficio económico de los sistemas por radio se consigue en zonas y localidades "difíciles de alcanzar" con población dispersa, donde no es rentable o conveniente construir una red de cable. La red inalámbrica ofrece una alta flexibilidad, que puede ser utilizada temporalmente en caso que se requiera conectividad a la red de forma inmediata (por ejemplo, conciertos, reuniones, etc.)

#### 2.2.2.2. Redes Móviles de Telecomunicación.

Igual que las redes fijas cableadas, las redes móviles ofrecen transmisión de datos pero mediante conexiones inalámbricas. Dichas redes tienen una

componente radio, pero también tienen una gran parte de infraestructura fija para poder ofrecer todo tipo de servicios. Cada vez que se aparece una nueva generación, tiene una mayor capacidad de forma que puede satisfacer requisitos cada vez más complejos (en especial la tasa de transmisión de archivos).

#### **a) 2da Generación de Sistemas Móviles.**

GSM es un sistema de comunicaciones móviles digital que constituye la segunda generación de sistemas móviles. Puede ser caracterizado como un sistema móvil celular digital de telefonía por radio.

GSM pasó a llamarse “2G” y tuvo evoluciones, las cuales fueron GPRS y EDGE quienes se llamaron “2.5G” y “2.75G” respectivamente.

En esta generación se ofrecen los servicios de Telefonía inalámbrica, servicios de mensajes de texto (160 caracteres por cada SMS), e-mail, servicios bancarios, de información. Véase la tasa de transmisión de datos en la Figura 2.3 de las diferentes evoluciones.

#### **b) 3ra Generación de Sistemas Móviles.**

Cabe precisar que la segunda generación de sistemas de telecomunicaciones, tales como GSM, permite transmisión de tráfico de voz sobre entorno inalámbrico. Sin embargo, las redes 2G son incapaces de satisfacer todos los requisitos (cada vez mayores) de transmisión de datos, derivados por el rápido desarrollo de aplicaciones móviles que precisan transmisiones de datos de alta velocidad (video on demand, descarga de imágenes de alta calidad, etc.). Para cumplir estos requisitos se desarrolló esta generación de redes móviles, conocida como 3G o tercera generación.

La tercera generación de sistemas móviles tiene como tecnología bandera a UMTS. Se trata de sistemas digitales operan en las bandas de 2 GHz e integran diferentes tecnologías de acceso inalámbrico con capacidad de ofrecer ya una amplia variedad de servicios multimedia con calidad garantizada.

UMTS tuvo evoluciones, las cuales fueron HSPA, HSPA+ y LTE, quienes se llamaron “3.5G”, “3.75G” y “3.9G” respectivamente.

Véase la tasa de transmisión de datos en la Figura 2.3 de las diferentes evoluciones.

#### **c) 4ta Generación de Sistemas Móviles.**

La cuarta generación se denota como LTE-A. Se centra en satisfacer la cada vez mayor demanda de los usuarios en cuanto a las tasas de transmisión y bajo retardo para diversos tipos de servicios.

Las características de transmisión de la nueva tecnología LTE en general son muy diferentes si las comparamos con UMTS. Sin embargo, LTE aún está considerado como parte de los sistemas 3G, ya que no cumple con los requisitos definidos por la ITU para las redes 4G.

El primer estándar clasificado como 4G es LTE-A (Long Term Evolution - Advanced) estandarizado en junio de 2011 de acuerdo con la Release 10 de 3GPP. Es la evolución del anterior LTE definido en las Release 8 o 9 y basado en los mismos principios que ambas versiones de LTE, pero está alineado con el conjunto de requisitos definidos por la ITU y conocidos como IMT-Advanced.

En comparación con LTE, LTE-A introduce agregación de portadoras, coordinación de la interferencia entre celdas, o mejoras en la transmisión a través de múltiples antenas (MIMO). Todas estas mejoras permiten que LTE-A cumpla con los requisitos de IMT-Advanced para redes móviles 4G y permita tasas de datos máximas de hasta 1 Gbps.

Además de LTE-A, también WiMAX (Worldwide Interoperability for Microwave Access) estandarizado por el IEEE (The Institute of Electrical and Electronics Engineers) según IEEE 802.16m, fue aprobada como tecnología 4G para redes móviles. Actualmente los proveedores de servicios de redes móviles como Claro o Movistar están promocionando ya esta tecnología.

Véase la tasa de transmisión de datos del LTE+ en la Figura 2.3.

**Tabla 2.1.** Generación de sistemas móviles.

Generación	Nombre/Abreviación	Características
1 <sup>a</sup> generación (1980 a 1995)	<b>NMT</b> ( <i>Nordic Mobile Telephone</i> ); FIN, S, N, DK  <b>AMPS</b> ( <i>Advanced Mobile Telephone System</i> ); USA  <b>TACS</b> ( <i>Total Access Communication System</i> ); UK, IRL  RADIOCOM 2000; FR	Sistemas analógicos  Sistemas nacionales  Voz

2ª generación (desde 1992)	<p>GSM (Global System for Mobile Communication)</p> <p>DAMPS (Digital AMPS), resp. IS136; USA</p> <p>PCS 1900 (Personal Communication System); USA</p> <p>PDC (Personal Digital Communication) GPRS (General Packet Radio Service); conocida como generación 2,5</p> <p>EDGE (Enhanced Data rates for Global Evolution); conocida como generación 2,75</p>	Sistemas digitales Voz + datos
3ª generación (desde 2004)	<p>CDMA 2000 (1×EV-DO, 1×EV-DV)</p> <p><b>UMTS</b> (<i>Universal Mobile Telecommunication System</i>)</p> <p><b>HSPA</b> (<i>High Speed Packet Access</i>), HSPA+; conocida como generación 3,5 <b>LTE</b> (<i>Long Term Evolution</i>); conocida como generación 3,9</p>	MULTIMEDIA
4ª generación (actualmente)	<b>LTE-A</b> ( <i>Long Term Evolution-Advanced</i> )	MULTIMEDIA

**Tabla 2.2.** Cuadro comparativo de las tasas de transmisiones según las

Symbol	Genera tion	Standard	Full Name	Maximum Download Speed	Maximum Upload Speed
2G	2G	GSM	Global System for Mobile Communications	14.4 Kbits/s	14.4 Kbits/s
G	2G	GPRS	General Packet Radio Service	53.6 Kbits/s	26.8 Kbits/s
E	2.5 G	EDGE	Enhanced Data rates for GSM Evolution	217.6 Kbits/s	108.8 Kbits/s
3G	3G	UMTS	Universal Mobile Telecommunications System	384 Kbits/s	128 Kbits/s
H	3.5 G	HSPA	High-Speed Packet Access	7.2 Mbits/s	3.6 Mbits/s
H+	3.75 G	HSPA+	Evolved High-Speed Packet Access - Release 6	14.4 Mbits/s	5.76 Mbits/s
H+	3.75 G	HSPA+	Evolved High-Speed Packet Access - Release 7	21.1 Mbits/s or 28.0 Mbits/s	11.5 Mbits/s
H+	3.75 G	HSPA+	Evolved High-Speed Packet Access - Release 8	42.2 Mbits/s	11.5 Mbits/s
H+	3.75 G	HSPA+	Evolved High-Speed Packet Access - Release 9	84.4 Mbits/s	11.5 Mbits/s
H+	3.75 G	HSPA+	Evolved High-Speed Packet Access - Release 10	168.8 Mbits/s	23.0 Mbits/s
4G	4 G	LTE	Long Term Evolution	100 Mbits/s	50 Mbits/s
4G	4 G	LTE-A	Long Term Evolution - Advanced	1 Gbits/s	500 Mbits/s

diferentes generaciones de redes móviles.

En las localidades rurales de Lambayeque (como Incahuasi), aún tendemos a contar solamente con tecnologías de la 2da generación: GSM, GPRS, EDGE.

En la *figura N° 9* podemos corroborarlo con la información que encontramos en la página de OSIPTEL:





**Figura N° 9.** Cobertura móvil en la localidad de Incahuasi, distrito de Ferreñafe, provincia de Lambayeque, departamento de Lambayeque. («Señal Osipitel», s. f.).

### 2.2.3. ANTENAS.

El Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) define una antena como aquella parte de un sistema transmisor o receptor diseñada específicamente para radiar o recibir ondas electromagnéticas (IEEE Std. 145-1983). Si bien sus formas son muy variadas, todas las antenas tienen en común el ser una región de transición entre una zona donde existe una onda electromagnética guiada y una onda en el espacio libre, a la que puede además asignar un carácter direccional. La representación de la onda guiada se realiza por voltajes y corrientes (hilos conductores y líneas de transmisión) o por campos (guías de ondas); en el espacio libre, mediante campos.

La misión de la antena es radiar la potencia que se le suministra con las características de direccionalidad adecuadas a la aplicación. Por ejemplo, en radiodifusión o comunicaciones móviles se querrá radiar sobre la zona de cobertura de forma omnidireccional, mientras que en radiocomunicaciones fijas interesará que las antenas sean direccionales. En general, cada aplicación impondrá unos requisitos sobre la zona del espacio en la que se desee concentrar la energía. Asimismo, para poder extraer información se ha de ser capaz de captar en algún punto del espacio la onda radiada, absorber energía de esa onda y entregarla al receptor. Existen, pues, dos misiones básicas de una antena: transmitir y recibir, imponiendo cada aplicación condiciones particulares sobre la direccionalidad de la antena, niveles de potencia que debe soportar, frecuencia de trabajo y otros parámetros que definiremos posteriormente. Esta diversidad de situaciones da origen a un gran número de tipos de antenas.

Toda onda se caracteriza por su frecuencia ( $f$ ) y su longitud de onda ( $\lambda$ ), ambas relacionadas por la velocidad de propagación en el medio, que habitualmente en antenas tiene las propiedades del vacío ( $c=3\cdot 10^8$  m/s), con  $c=\lambda f$ .

#### **2.2.3.1. PARÁMETROS DE ANTENAS EN TRANSMISIÓN.**

Los parámetros de una antena, describen su funcionamiento en función de la distribución espacial de la energía radiada. Existen diversos parámetros que definen a una antena, siendo los más importantes la impedancia, la polarización y las propiedades directivas (Universitat Politècnica de València, 2014).

#### **2.2.3.1.1. Impedancia.**

La antena ha de conectarse a un transmisor y radiar el máximo de potencia posible con un mínimo de pérdidas en ella. La antena y el transmisor han de adaptarse para una máxima transferencia de potencia en el sentido clásico de circuitos.

Habitualmente el transmisor se encuentra alejado de la antena y la conexión se hace mediante una línea de transmisión o guía de ondas, que participa también en esa adaptación, debiéndose considerar su impedancia característica, su atenuación y su longitud.

El transmisor produce corrientes y campos que pueden ser medibles en puntos característicos de la antena. En todo el texto los valores de corrientes, tensiones y campos serán eficaces.

A la entrada de la antena puede definirse la impedancia de entrada  $Z_e$  mediante relaciones tensión-corriente en ese punto. En notación fasorial de régimen permanente sinusoidal poseerá una parte real  $R_e(\omega)$  y una imaginaria  $X_e(\omega)$ , ambas dependientes en general de la frecuencia. Si  $Z_e$  no presenta una parte reactiva a una frecuencia, se dice que es una antena resonante. Dado que la antena radia energía, hay una pérdida neta de potencia hacia el espacio debida a radiación, que puede ser asignada a una resistencia de radiación  $R_r$ , definida como el valor de la resistencia que disiparía óhmicamente la misma potencia que la radiada por la antena.

Superpuestas a la radiación tendremos las pérdidas que puedan producirse en la antena, habitualmente óhmicas en los conductores. La potencia entregada a la antena es la suma de las potencias radiada y de pérdidas en la antena.

Todas las pérdidas pueden globalizarse en una resistencia de pérdidas  $R_D$ . La Resistencia de entrada es la suma de la radiación y pérdidas.

La impedancia de entrada es un parámetro de gran trascendencia, ya que condiciona las tensiones de los generadores que se deben aplicar para obtener determinados valores de corriente en la antena y, en consecuencia, una determinada potencia radiada. Si la parte reactiva es grande, hay que aplicar tensiones elevadas para obtener corrientes apreciables; si la resistencia de radiación es baja, se requieren elevadas corrientes para tener una potencia radiada importante.

La existencia de pérdidas en la antena hace que no toda la potencia entregada por el transmisor sea radiada, por lo que se puede definir un rendimiento o eficiencia de la antena  $\eta$ , mediante la relación entre la potencia radiada y la entregada, o equivalentemente entre la resistencia de entrada de esa antena, si hubiera sido ideal (sin pérdidas), y la que presenta realmente.

#### **2.2.3.1.2. Intensidad de Radiación.**

Una de las características fundamentales de una antena es su capacidad para radiar con una cierta direccionalidad, es decir, para concentrar la energía radiada en ciertas direcciones del espacio. Será, por tanto, conveniente cuantificar este comportamiento con algún parámetro que nos permita establecer una comparación entre distintas antenas.

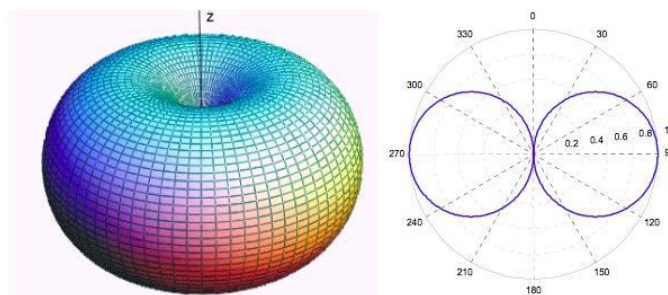
La intensidad de radiación es la potencia radiada por unidad de ángulo sólido en una determinada dirección; sus unidades son vatios por estereorradián y a grandes distancias tiene la propiedad de ser independiente de la distancia a la que se encuentre la antena.

#### **2.2.3.1.3. Diagrama de Radiación.**

El diagrama de radiación de una antena es la representación de las propiedades de radiación de la antena en función de las coordenadas espaciales. El diagrama de radiación se mide en la región de campo lejano, donde la distribución espacial (angular) de la potencia radiada no depende de la distancia. Uno puede medir y representar la intensidad de campo o la densidad de potencia.

Normalmente, el diagrama muestra valores normalizados de campo o potencia con respecto al valor máximo. El diagrama de potencia y el diagrama de amplitud del campo son el mismo cuando se calculan y representan en unidades logarítmicas, dB.

El diagrama puede ser una representación en 3D o una representación en 2D. Un diagrama en 2D, se obtiene como una intersección de un diagrama en 3D con un plano dado.



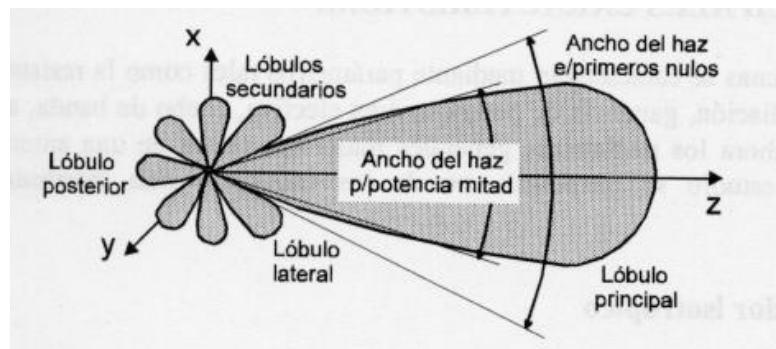
**Figura N° 10.** Diagrama de Radiación.

Un diagrama de radiación puede estar compuesto por diferentes lóbulos, que son partes de porción de los diagramas de radiación comprendida entre dos mínimos o nulos:

- **Lóbulo principal.** Es el lóbulo de radiación que contiene la dirección de máxima radiación. En algunas antenas no existe más que este lóbulo.
- **Lóbulo secundario.** Es cualquier lóbulo, excepto el principal. Estos lóbulos representan direcciones de radiación no deseadas, por lo que interesará minimizarlos.
- **Lóbulo lateral.** Es un lóbulo en cualquier dirección distinta a la del lóbulo principal. Normalmente se consideran como lóbulos laterales los adyacentes al lóbulo principal. Los lóbulos laterales suelen ser los lóbulos secundarios de mayor intensidad de radiación.
- **Lóbulo posterior.** Es el lóbulo que está situado en la dirección opuesta del principal.
- **Relación lóbulo principal secundario.** Se define como el cociente entre la intensidad de radiación en la dirección de máxima radiación del lóbulo principal y la intensidad de radiación en la dirección de máxima radiación de un lóbulo secundario, normalmente se da en dB.
- **Relación delante-atrás.** Cociente entre la intensidad de radiación en la dirección de máxima radiación del lóbulo principal y la intensidad

de radiación en la dirección de máxima radiación del lóbulo posterior, normalmente expresada en dB.

- El ancho de haz a -3 dB. Es la separación angular de las direcciones en las que el diagrama de radiación de potencia toma el valor mitad del máximo.



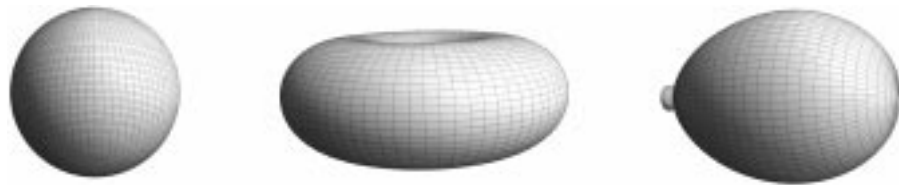
**Figura N° 11.** Lóbulos de un diagrama de radiación.

Por la forma de radiar los lóbulos podemos tener:

- Diagrama Isotrópica. Se denomina antena isótropa a una antena ideal que radie la misma intensidad de radiación en todas las direcciones del espacio. Aunque no existe ninguna antena de estas características, es de gran utilidad para definir los parámetros.
- Antenas directivas. Es una antena que radia (o recibe) mucho más eficientemente en algunas direcciones que en otras.

Normalmente, este término se aplica a antenas cuya directividad es mucho mayor que la del dipolo  $\lambda/2$ .

- Antenas omnidireccionales. Es una antena que tiene un diagrama de radiación no directivo en un plano dado, y un diagrama directivo en algún plano ortogonal.



**Figura N° 12.** Diagramas de radiación isótropo, omnidireccional y directivo.

#### **2.2.3.1.4. Directividad.**

La directividad  $D$  de una antena se define como la relación entre la densidad de potencia radiada en una dirección, a una distancia dada, y la densidad de potencia que radiaría a esa misma distancia una antena isótropa que radiase la misma potencia que la antena.

#### **2.2.3.1.5. Polarización.**

La polarización es una indicación de la orientación del vector de campo en un punto fijo del espacio al transcurrir el tiempo.



La polarización de una antena en una dirección es la de la onda radiada por ella en esa dirección. La polarización de una onda es la figura geométrica descrita, al transcurrir el tiempo, por el extremo del vector campo eléctrico en un punto fijo del espacio en el plano perpendicular a la dirección de propagación. Para ondas con variación temporal sinusoidal esa figura es en general una elipse, pero hay dos casos particulares de interés: si la figura trazada es un segmento, la onda se denomina linealmente polarizada y si es un círculo, circularmente polarizada.

#### **2.2.3.1.6. Ancho de Banda.**

Todas las antenas, debido a su geometría finita, están limitadas a operar satisfactoriamente en una banda o margen de frecuencias. Este intervalo de frecuencias, en el que un parámetro de antena determinada no sobrepasa unos límites prefijados, se conoce como el ancho de banda de la antena.

El ancho de banda (BW) se puede especificar como la relación entre el margen de frecuencias en que se cumplen las especificaciones y la frecuencia central. Dicha relación se suele expresar en forma de porcentaje.

El ancho de banda de la antena lo impondrá el sistema del que forme parte y afectará al parámetro más sensible o crítico de la aplicación.

Para su especificación los parámetros pueden dividirse en dos grupos, según se relacionen con el diagrama o con la impedancia. En el primero de ellos tendremos la directividad, la pureza de polarización, el ancho de haz, el nivel de lóbulo principal a secundario y la dirección de máxima radiación. En el segundo,

la impedancia de la antena, el coeficiente de reflexión y la relación de onda estacionaria.

### **2.2.3.2. PARÁMETROS DE ANTENAS EN RECEPCIÓN.**

#### **2.2.3.2.1. Adaptación.**

La impedancia de una antena receptora es la misma que la impedancia de dicha antena actuando como transmisora.

En recepción, la antena se conecta a una línea de transmisión o bien directamente a un receptor.

Para que haya máxima transferencia de potencia, la impedancia de la antena  $Z_a = R_a + jX_a$  y la impedancia de carga  $Z_L = R_L + jX_L$  deben ser complejas conjugadas  $Z_L = Z_a^*$ .

#### **2.2.3.2.2. Área y Longitud Efectiva.**

La antena extrae potencia del frente de onda incidente, por lo que presenta una cierta área de captación o área efectiva  $A_{ef}$ , definida como la relación entre la potencia que entrega la antena a su carga (supuesta para esta definición sin pérdidas y adaptada a la carga) y la densidad de potencia de la onda incidente que representa físicamente la porción del frente de onda que la antena ha de interceptar y drenar de él toda la potencia contenida hacia la carga.

La definición anterior lleva implícita la dependencia del área efectiva con la impedancia de carga, la adaptación y la polarización de la onda. Esto nos lleva a introducir un nuevo parámetro, la *longitud efectiva*  $R_f$ , mediante la relación

entre la tensión inducida en circuito abierto en bornes de la antena y la intensidad del campo incidente en la onda.

De nuevo esta definición lleva implícita una dependencia con la polarización de la onda. La longitud y el área efectiva están definidas a partir de magnitudes eléctricas y no coinciden necesariamente con las dimensiones reales de las antenas, si bien en algunos tipos de ellas guardan una relación directa. El área y la longitud efectiva se han definido para la dirección en la que la antena receptora capta máxima señal. El área efectiva dependerá de la dirección angular en la que incidan las ondas, de una forma similar a la directividad.

La longitud efectiva también variará proporcionalmente al diagrama de radiación del campo.

#### **2.2.4. SOFTWARE MATLAB: TRATAMIENTO DE IMAGENES**

MATLAB es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio. Está disponible para las plataformas Unix, Windows, Mac OS X y GNU/Linux.

##### **2.2.4.1 Lectura de una imagen**

MATLAB puede leer imágenes almacenadas mediante la función «imread». Los tipos de imágenes que pueden cargarse son .jpg, .png, .bmp, .raw. Por ejemplo el código siguiente permite la carga de una imagen en una variable de MATLAB.

```
>f=imread('frissell.jpg');
```

```
>f=imread('d:\imagenes\frissell.jpg'); En Windows
```

```
>f=imread('/home/user/frissell.jpg'); En linux
```

Una vez leída la imagen hay que mostrarla en pantalla, para ello se recurre a la función «imshow». Se debe tener cuidado con la función «imshow» ya que si la imagen es demasiado grande para ser mostrada en pantalla, la función la filtra y submuestra hasta dejarla en dimensiones manejables.

#### 2.2.4.2 Obteniendo información de la imagen

Si se desea obtener información de la imagen como sus dimensiones, el tipo de dato y el tamaño en bytes, se puede recurrir a las funciones «size» y «whos».

Cuando se carga una imagen, MATLAB crea una variable, la cual contiene indexadas tres matrices, una matriz por cada mapa de color. Así, el código siguiente ilustra el uso de la función «size» para obtener las dimensiones de la variable que almacena la imagen.

```
>f=imread('frissellBW.png'); Lectura de la imagen
```

```
>[M,N]=size(f)
```

```
ans =
```

```
520x446x3
```

Note que las dimensiones devueltas son  $520 \times 446 \times 3$ , esto es, son tres planos, cada plano representa a un color, ya sea, rojo, verde o azul. Cada plano se maneja como una matriz de 520 renglones por 446 columnas.

Si se desea más información como la cantidad de bytes de almacenamiento requerido y el tipo de dato, se usa la función «whos». El código siguiente ilustra el uso de esta función.

```
>f=imread('frissellBW.png'); Lectura de la imagen
```

```
>whos f
```

```
>
```

Name	Size	Bytes	Class
f	446x500x3	669000	uint8

Note que la función «whos» nos entrega el nombre de la variable, las dimensiones de variable y el tipo de dato que es entero sin signo de 8 bits. Esto último implica que los grises van de 0 a 255.

#### **2.2.4.3 FUNCIONES PARA CAMBIO DE ESPACIO DE COLOR**

Algunas funciones MATLAB para cambio entre modelos de color:

Funciones MATLAB

rgb2lab    lab2rgb

rgb2ntsc    ntsc2rgb

rgb2xyz    xyz2rgb

rgb2ycbcr    ycbcr2rgb

rgb2gray    lab2xyz

#### 2.2.4.4 Conversión RGB a YUV

Comienza convirtiendo la imagen desde su modelo de color RGB a otro llamado YUV ó YCbCr. Este espacio de color es similar al que usan los sistemas de color para televisión PAL y NTSC, pero es mucho más parecido al sistema de televisión MAC (Componentes Analógicas Multiplexadas).

Este espacio de color YUV tiene tres componentes:

- La componente Y, o luminancia (información de brillo); es decir, la imagen en escala de grises.
- La componente U o Cb que es la diferencia del azul, es decir se relativiza la imagen entre azul y rojo.
- La componente V o Cr que la diferencia del rojo, es decir, se relativiza la imagen entre verde y rojo

La componentes U y V son mejor conocidas como crominancia o información de color.

Las ecuaciones que realizan este cambio de base de RGB a YUV son las siguientes:

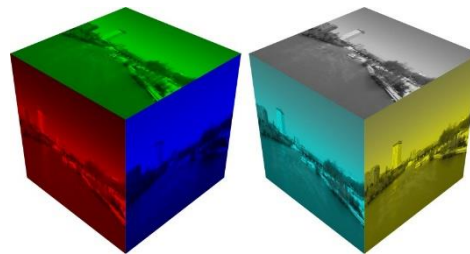
$$Y = 0.257 \times R + 0.504 \times tt + 0.098 \times B + 16$$

$$U = -0.148 \times R - 0.291 \times tt + 0.439 \times B + 128$$

$$V = 0.439 \times R - 0.368 \times tt - 0.071 \times B + 128$$

Al respecto se debe considerar que intervalo de valores para las componentes RGB es [0, 255]. Luego, obsérvese que las tres componentes toman como valor mínimo el 16. El canal de luminancia (canal Y) tiene como valor máximo el 235, mientras que los canales de crominancia toman un valor máximo de 240.

Una comparación entre el Esquema del modelo RGB y Esquema del modelo YUV sería el siguiente:



Todos estos valores caben en un byte haciendo redondeo al entero más próximo. Durante esta fase no hay pérdida significativa de información ya que se considera que tal redondeo introduce un pequeño margen de error imperceptible para el ojo humano.

Las ecuaciones para el cambio inverso se pueden obtener despejando de las anteriores y se obtienen las siguientes:

$$R = 1.164 \times (Y - 16) + 1.596 \times (V - 128)$$

$$G = 1.164 \times (Y - 16) - 0.813 \times (V - 128) - 0.391 \times (U - 128)$$

$$B = 1.164 \times (Y - 16) + 2.018 \times (U - 128)$$

El lector debe considerar que estas ecuaciones están en continua investigación, por lo que se pueden encontrar en libros y en la red otras ecuaciones distintas pero con coeficientes muy parecidos.

#### 2.2.4.5 CAPUTRA DE FOTOS EN MATLAB

La conversión del modelo RGB a una escala de grises de blanco a negro obedece a la respuesta cromática de los sensores en el ojo humano y se da mediante la fórmula siguiente:

$$\text{gris} = 29.9 \%_{\text{rojo}} + 58.7 \%_{\text{verde}} + 11.4 \%_{\text{azul}}$$

Curiosamente, esos porcentajes corresponden con los porcentajes de conos sensores al rojo, los conos sensores al verde y los conos sensores al azul. El código en MATLAB que implementa la fórmula es:

```
>f=imread('frissellBW.png');  Lectura de la imagen
>imagenBW=uint8(f(:,:,1)*0.299+f(:,:,2)*0.587+f(:,:,3)*0.114);
>figure (2)

>imshow(imagenBW);  Exhibición de la imagen
```

Hay una función que simplifica el hecho de acordarse de los porcentajes, esta función es «rgb2gray» y su uso es como sigue:

```
>f=imread('frissellBW.png');  Lectura de la imagen

>imagenBW=rgb2gray(f);  Conversión a grises

>figure (2)

>imshow(imagenBW);  Exhibición de la imagen
```



**CAPITULO III:**

**DISEÑO DE ANTENA Y RED DE PROCESAMIENTO**

Nuestro Sistema de Comprensión y Transmisión de Imágenes radiográficas, consistirá en lo siguiente:

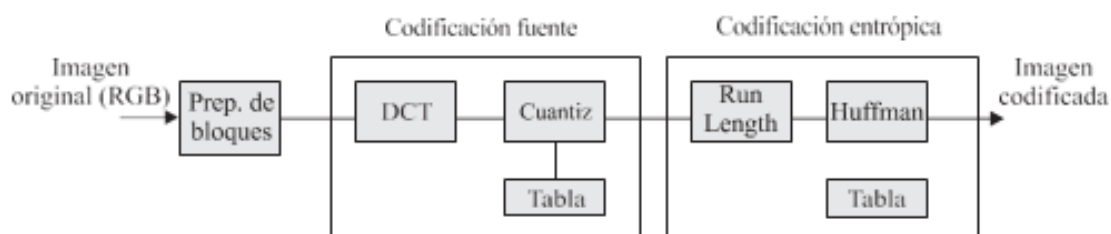
- 2.3 A una imagen ya digitalizada, capturada a través de un Equipo Radiológico Portátil, la comprimiremos con ayuda de una Transformada muy utilizada para la comprensión de imágenes médicas, hablamos de la Transformada de Walsh - Hadarmard.
  - 2.4 Después de ser comprimida, procederemos a simular la transmisión de la imagen más ligera en un canal de transmisión mejorado desde una zona rural (donde por lo mucho contamos con señal 2G).
  - 2.5 Corroboraremos que el nuevo tiempo de transmisión de imágenes radiográficas es más eficaz, gracias a la mejora del canal de transmisión (con ayuda de una antena de recepción casera de mayor ganancia) y a la comprensión de la imagen.
- Cabe precisar que después de la comprensión de la Imagen, se validó con dos especialistas que la calidad a la que se comprimió dicha imagen aún les era de utilidad para sus diagnósticos.

### **3.1. COMPRESIÓN DE LA IMAGEN BIOMÉDICA.**

Una imagen biomédica se caracteriza porque no tiene el peso habitual de una imagen convencional. Suelen guardar mucha más información y por ende sus pesos medidos en

bytes serán muchos mayores, y como la transmisión de datos es directamente proporcional al peso del archivo, estas imágenes suelen demorar mucho más al transmitir.

Es por ello que nos ayudaremos del proceso de Comprensión del JPEG y lo mejoraremos aplicando la Transformada bidimensional de Walsh-Hadamard (HWT) en vez de la Transformada del Coseno Discreta (DCT) utilizada en la comprensión del JPEG, para hacer más eficiente la comprensión sin perder calidad. Dicha transformada es rápida y simple para implementar ya que simplifica los procesos que se hacen con la DCT (ya que consiste en un desarrollo en serie de funciones básicas cuyos valores son +1 o -1 y ya no en términos trigonométricos). La HWT además muestra muy buenas excelentes propiedades de comprensión para imágenes médicas. <<Jiri Jan. (2006). *Two-Dimensional Hadamard–Walsh and Haar Transforms. En Processing, Reconstruction and Restoration, Concepts and Methods*(725). USA: Taylor & Francis Group>>.



**Figura N° 13.** Referencia: Secuencia de pasos que sigue el método JPEG.

## ETAPA 1: PREPARACIÓN DE LA IMAGEN.

Entonces iniciamos observando a la imagen en diferentes planos (RGB y YUV para ser precisos). Desde estos planos podemos “deshacernos” de ciertas informaciones que no nos degradarían la calidad de la imagen y ya estaríamos eliminando peso.

Esto es posible pues las imágenes que percibimos están compuestas por radiaciones de diferentes longitudes de ondas electro- magnéticas, cada longitud está asociada a un

color. Los parámetros de la visión son la luminancia, el tinte y la saturación. Cualquier color se obtiene por una suma ponderada de los colores básicos: rojo, verde y azul, incluyendo los niveles de gris. Los espacios de color se pueden definir como las diferentes bases matemáticas que pueden ser útiles para representar información luminosa.

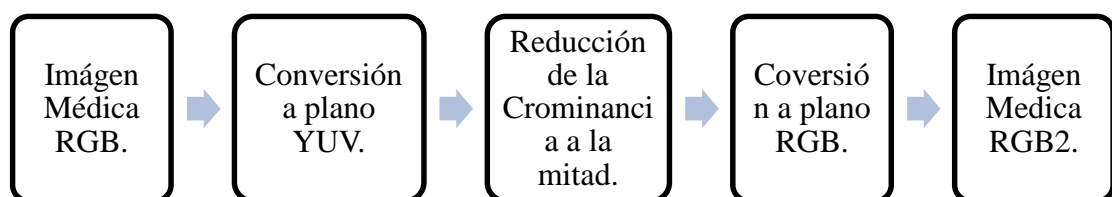
El espacio RGB es el más conocido, en el cual se representan los colores primarios rojo, verde y azul (gracias a la ayuda del software de simulación una imagen la podemos descomponer fácilmente en estos planos). La desventaja de este espacio es que presenta redundancia de información entre los tres colores, por ello realizaremos una conversión a otro espacio de color, en nuestro caso por conveniencia al YUV. Las fórmulas para la conversión RGB a YUV que usamos son:

$$Y = (0.257 * R) + (0.504 * G) + (0.098 * B) + 16;$$

$$U = (0.439 * R) - (0.368 * G) - (0.071 * B) + 128;$$

$$V = (0.439 * B) - (0.148 * R) - (0.291 * G) + 128;$$

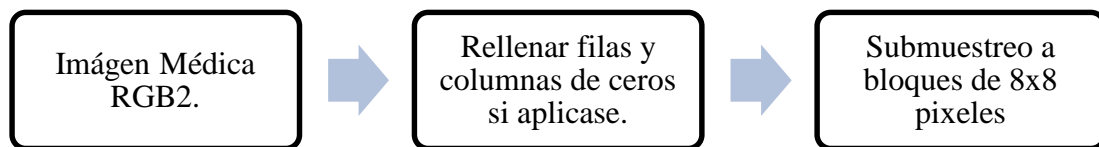
Este plano YUV es el de la luminancia (Y) y crominancia (UV / CbCr). Ya es bien conocido que si reducimos el tamaño de la luminancia, la calidad de la imagen se ve reflejada a simple vista, más al contrario, si reducimos a la mitad el tamaño de la crominancia la calidad perdida es imperceptible al ojo humano y con ello vamos reduciendo peso. Pues bien, primero paso: reduciremos a la mitad la Crominancia (que serían los planos U y V o Cb y Cr).



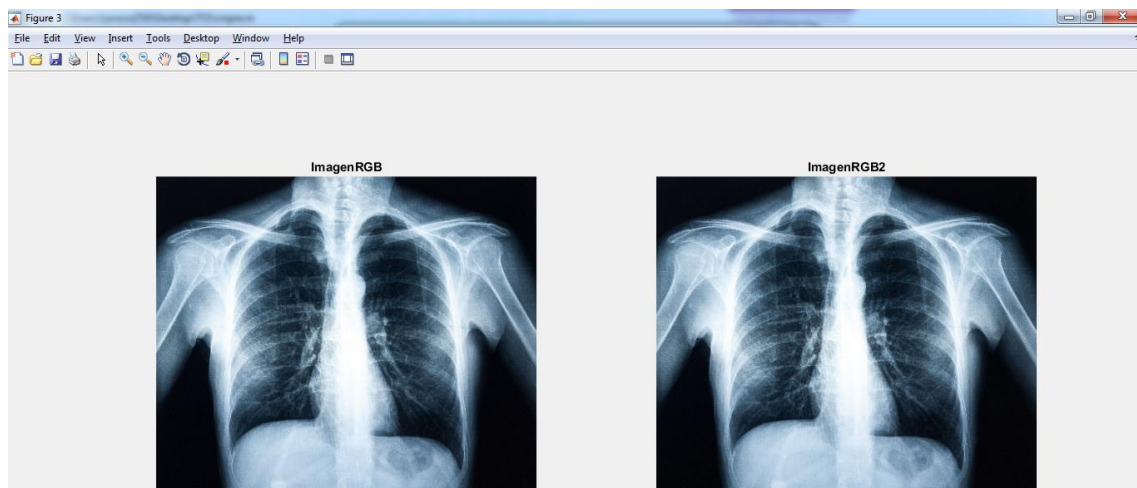
**Figura N°14.** Diagrama de bloques para la reducción de la crominancia de una imagen llevándola del plano RGB al YUV.

El siguiente paso será submuestrear nuestra imagen para obtener archivos de tamaños más pequeños que el original, además que realizando este submuestreo nos adecuamos a las propiedades de la Transformada que utilizaremos, la cual se aplica solo a matrices cuadradas y se acomoda mejor a matrices de 8x8. Es por ello que dividiremos nuestra imagen y formaremos bloques de 8x8 píxeles.

En este paso tengamos en cuenta que antes de submuestrear, es posible que necesitemos rellenar filas y columnas de ceros para poder lograr bloques exactos de 8x8 píxeles, lo cual también hemos considerado en nuestro análisis.



**Figura N°15.** Submuestreo de la imagen con crominancia reducida.



**Figura N°16.** Comparación de la imagen original (ImagenRGB) con la imagen con crominancia reducida a la mitad (ImagenRGB2).

## ETAPA 2: CODIFICACIÓN FUENTE.

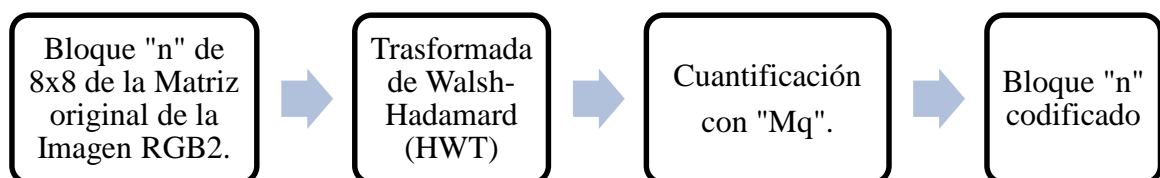
Se aplica la Transformada de Walsh-Hadamard (HWT) a cada bloque de 8x8 de la imagen submuestreada, con lo que se obtiene un dominio de la frecuencia (matriz de coeficientes).

Seguidamente, se aplica la Cuantificación. Consistirá en que cada coeficiente de la matriz 8x8 es dividido por una constante de la matriz de cuantificación (Mq) y se redondea a su número entero más cercano.

Con ello logramos eliminar los coeficientes menos representativos una vez cuantificada la imagen completa, produciéndonos la pérdida de información y calidad más aguda que tendremos en nuestra imagen médica comprimida, pero no la suficiente como para ser de utilidad.

```
Mq=[16,11,10,16,24,40,51,61;...  
12,12,14,19,26,58,60,55;...  
14,13,16,24,40,57,69,56;...  
14,17,22,29,51,87,80,62;...  
18,22,37,56,68,109,103,77;...  
24,35,55,64,81,104,113,92;...  
49,64,78,87,103,121,120,101;...  
72,92,95,98,112,100,103,99];
```

**Figura N°17.** Mq, matriz de cuantificación utilizada en nuestro análisis.



**Figura N°18.** Codificación y cuantificación de los bloques submuestreados de la imagen médica RGB2.

### ETAPA 3: DECODIFICACION Y RESULTADOS.

Por último decodificaremos con el mismo procedimiento inverso a cada bloque de 8x8 creado para posteriormente imprimir la imagen que nos queda muy bien comprimida sin perder calidad notoria y que según testimonio de dos radiólogos especialistas, indican tener como resultado una buena imagen médica, que como característica principal tendrá un peso más óptimo para su tratamiento.



**Figura N°19.** Decodificación de los bloques de 8x8 píxeles codificados y muestreo de toda la imagen para visualizar imagen comprimida: ImagenRGB3.

#### Explicación breve de la comprensión emulada con ayuda del software MATLAB:

%% Limpiamos pantalla y procedemos a llamar a la Imagen:

```
close all;
```

```
clear;
```

```
clc;
```

```
A=imread('ImagenRGB.jpg');
```

```
[m,n]=size(A);
```

% Conviertes la imagen a los planos de luminancia y crominancia (YUV o YCbCr):

```
I2 = rgb2ycbcr(A);
```

```
Y = I2(:,:,1);
```

```
Cb = I2(:,:,2);
```

```
Cr = I2(:,:,3);
```

%% Reducimos a la mitad la crominancia (se vuelve a muestrear)

```
Uf = imresize(Cb,0.5,'nearest');
```

```
U = imresize(Uf,2,'nearest');
```

```
Vf = imresize(Cr,0.5,'nearest');
```

```

V = imresize(Vf,2,'nearest');
% si las componentes de la matriz inicial de la imagen [A(x,y)] no son
% pares, se acondiciona imagen para que luego de reducir el tamaño en
% la crominancia, sigamos teniendo el mismo tamaño inicial de A:
if mod(m,2) || mod(n,2)
    if mod(m,2)~=0
        U=U(1:end-1,1:end);
        V=V(1:end-1,1:end);
    end
    if mod(n,2)~=0
        U=U(1:end,1:end-1);
        V=V(1:end,1:end-1);
    end
end

%% volvemos a los planos RGB

I3(:,:,1)=Y;
I3(:,:,2)=U;
I3(:,:,3)=V;

S = ycbcr2rgb(I3);

Rc = S(:,:,1);
Gc = S(:,:,2);
Bc = S(:,:,3);

%% Tomamos la medida original de la imagen

[mm,nn]=size(Rc);

%% Declaramos Mq que es la matriz de cuantificación ya predeterminada:

Mq=[16,11,10,16,24,40,51,61;...

```



```

12,12,14,19,26,58,60,55;...
14,13,16,24,40,57,69,56;...
14,17,22,29,51,87,80,62;...
18,22,37,56,68,109,103,77;...
24,35,55,64,81,104,113,92;...
49,64,78,87,103,121,120,101;...
72,92,95,98,112,100,103,99];

```

%% Declaramos variables aux y aux1 para su posterior uso:

```
aux=0;aux1=0;
```

% se proceden a rellenar con ceros filas y columnas a la nueva Matriz

% S para poder tener submatrices múltiples de 8x8 y poder realizar la % HWT.

```

if mod(mm,8)~=0
    aux=8-mod(mm,8);
    for x=mm+1:mm+aux
        for y=1:nn
            Rc(x,y)=zeros(1);
            Gc(x,y)=zeros(1);
            Bc(x,y)=zeros(1);
        end
    end
end
if mod(nn,8)~=0
    aux1=8-mod(nn,8);
    for x=1:mm
        for y=nn+1:nn+aux1
            Rc(x,y)=zeros(1);
            Gc(x,y)=zeros(1);
            Bc(x,y)=zeros(1);
        end
    end
end
end

```

%%%%%%%% SE PROCEDE A APLICAR LA HWT: %%%%%%%%%

Rc = double(Rc);

Gc = double(Gc);

Bc = double(Bc);

% se le vuelve a tomar nueva medida del tamaño de la imagen con los ceros agregados.

[mmm,nnn]=size(Rc);

% La matriz S se submuestra en cuantas pequeñas submatrices de 8x8

% sea posible para aplicarles la HWT y su cuantificación:

for j=1:round(mmm/8)

for i=1:round(nnn/8)

Rcf(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8)= fwht(Rc(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8),[],'hadamard')./Mq;

Gcf(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8)= fwht(Gc(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8),[],'hadamard')./Mq;

Bcf(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8)= fwht(Bc(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8),[],'hadamard')./Mq;

end

end

% Se simula la transmisión y

% realizamos la Transformada HWT inversa para su comprensión:

for j=1:round(mmm/8)

for i=1:round(nnn/8)

Rcf1(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8)=ifwht(Rcf(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8).\*Mq,[],'hadamard');

Gcf1(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8)=ifwht(Gcf(1+8\*(j-1):8\*j,1+8\*(i-1):i\*8).\*Mq,[],'hadamard');

```

        Bcf1(1+8*(j-1):8*j,1+8*(i-1):i*8)=ifwht(Bcf(1+8*(j-1):8*j,1+8*(i-
1):i*8).*Mq,[],'hadamard');
    end
end

```

```

Rcf1 = uint8(Rcf1);
Gcf1 = uint8(Gcf1);
Bcf1 = uint8(Bcf1);

```

*% % Consideramos la nueva matriz T:*

```

R1=Rcf1(1:mm,1:nn);
G1=Gcf1(1:mm,1:nn);
B1=Bcf1(1:mm,1:nn);

```

```

T(:, :, 1) = R1;
T(:, :, 2) = G1;
T(:, :, 3) = B1;

```

*% Guardamos matriz resultante T como imagen y la imprimimos:*

```

imwrite(T,'ImagenRGB3.jpg');

```

```

J=imread('ImagenRGB3.jpg');

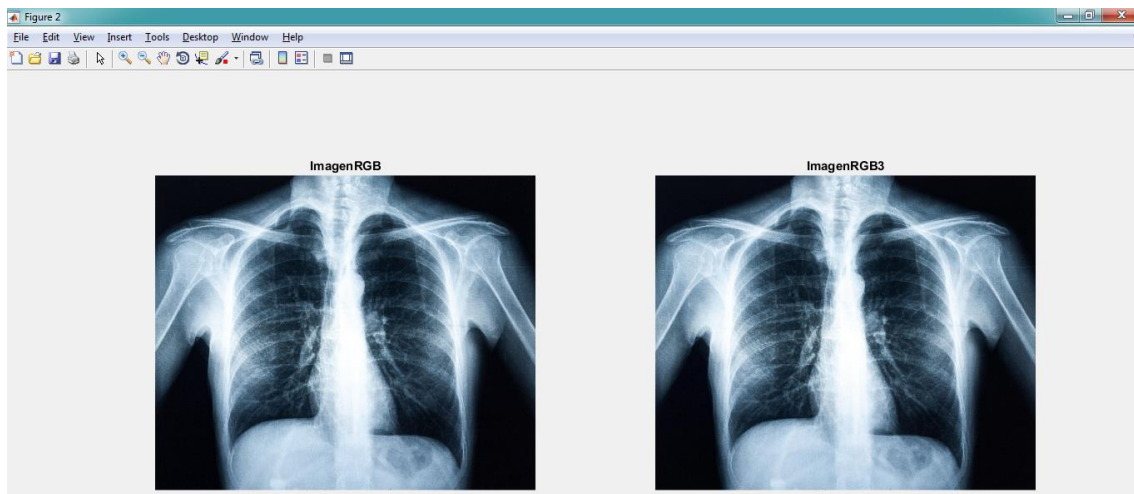
```

```



figure(1);
subplot(1,2,1) ;imshow(A); title('ImagenRGB');
subplot(1,2,2) ;imshow(J); title('ImagenRGB3');

```

Al compilar y correr programación podremos apreciar los resultados donde observaremos la optimización lograda:



**Figura N°20.** Resultados de la simulación realizada. Derecha: Imagen original. Izquierda: Imagen comprimida.

Nombre	Tamaño
 ImagenRGB.jpg	8,207 KB
 ImagenRGB3.jpg	1,002 KB

**Figura N°21.** Comparación del tamaño de la imagen original y la imagen comprimida.

Como observamos tenemos un ratio de 8 a 1 en nuestra comprensión lograda, utilizando la Transformada de Walsh-Hadamard para optimizar una imagen médica.

### 3.2. CANAL DE TRANSMISIÓN MEJORADO.

Nuestro canal de Transporte en el que enviaremos nuestra imagen médica compacta (*ImagenRGB3*) será la red móvil del poblado.

Un dato importante es que según Osiptel las coberturas en estos poblados en los cuales aplicaremos nuestro proyecto son a lo mucho de la Generación 2G (véase *Figura 2.3*).

Entonces conociendo que las tecnologías más conocidas de la Generación 2G son: GSM, GPRS y EDGE y que la mejor tasa de transmisión se logra con EDGE (217.6 kbits/s, ver *Tabla 2.2*), podemos mejorar la señal de recepción en el móvil gracias a una antena casera que construimos:



**Figura N°22.** Antena casera para mejorar señal de recepción en el móvil.

Los materiales que necesitamos son los siguientes:

- Un plato con forma parabólica.
- Un tubo de 1 metro de  $\frac{1}{2}$  pulgada.
- Tubo reductor de  $1 \frac{1}{2}$  " a  $\frac{1}{2}$ ".
- 10 metros de cable coaxial.
- 1.30 metro de cable cobre sólido N° 10.

- 1 pedazo de cartón.
- Instrumentos: Estaño, cautil, silicona, cinta aislante, cinta teflón, pinzas.

### ENSAMBLADO:

A) El chasis constará en unir el plato parabólico con el tubo de  $\frac{1}{2}$ ". En nuestro caso y por la forma de nuestro plato que pudimos conseguir tuvimos que unirlos con un tubo reductor que unía herméticamente el plato con el tubo (ayudarse de silicona, cinta aislante, cinta teflón):



**Figura N°23.** Ensamblaje del chasis de la antena.

B) Con el cobre de 1.30 mts haremos un espiral cuyas dos puntas se unirán al cable coaxial (soldar puntas):



**Figura N°24.** Unión de la espiral de cobre y cable coaxial en un extremo.

C) Una vez lista la unión de la espiral de cobre con el cable coaxial, se instalará en el tubo de  $\frac{1}{2}$ " quedando de esta forma:



**Figura N°25.** Antena montada terminada.

D) Por último, el otro extremo del cable coaxial es la que con ayuda de un pedazo de cartón, pegaremos el cable principal del coaxial al carton, de tal modo que tengamos como resultado una base con el cable coaxial donde se pueda apoyar el móvil:



**Figura N°26.** Base de apoyo de cartón para equipo celular, para amplificar señal.

Entonces ya tendremos nuestra antena cuyo funcionamiento se explica en lo siguiente:

El plato parabólico hace inducción con la espiral de cobre creando el campo magnético necesario para recepcionar señal en las bandas VHU (en mayor intensidad) y UHF (en menor intensidad). El cable coaxial hace de canal para transmitir las señales amplificadas captadas. Cuando el móvil reposa en la base de cartón (*Figura N°26*), el cable coaxial que hay en éste vuelve a hacer inducción con la antena del móvil y el resultado será que amplificará la señal del móvil.

Las dimensiones solicitadas para esta antena son precisas para captar este rango de frecuencias (VHF) donde se encuentran las bandas de señales móviles GSM, GPRS y EDGE que queremos amplificar (850/900 MHZ).

### **PRUEBAS:**

Se hicieron pruebas en dos puntos distintos donde se recepcionaba poca intensidad de señal en nuestro ambiente rural de estudio y obtuvimos mejoras en la intensidad de señal de hasta 6 dbm:



**Figura N°27.** Personal captando señal móvil sin usar antena en recepción.





**Figura N°28.** Personal captando señal móvil con antena en recepción.

### Muestra 1:



**Figura N°29.** Pantallas del aplicativo G-NETTRACK LITE en Móvil 1. Izquierda: señal captada sin antena en recepción. Derecha: señal captada con antena en recepción.

Con ayuda del aplicativo G-NETTRACK LITE, podemos observar la ganancia de los 6dbm que obtenemos al usar nuestra Antena en Recepción (tecnología: EDGE / Operador: movistar). Se puede observar en las barritas del móvil se aprecia incremento de señal.

**Muestra 2:**



**Figura N°30.** Pantallas del aplicativo G-NETTRACK LITE en Móvil 2. Izquierda: señal captada sin antena en recepción. Derecha: señal captada con antena en recepción.

Con ayuda del aplicativo G-NETTRACK LITE, podemos observar la ganancia de los 4dbm que obtenemos al usar nuestra Antena en Recepción (tecnología: HSPA+ / Operador: movistar). Se puede observar en las barritas del móvil se aprecia incremento de señal.

Muestra 3:



**Figura N°31.** Pantallas del aplicativo G-NETTRACK LITE en un Móvil. Izquierda: señal captada sin antena en recepción. Derecha: señal captada con antena en recepción.

Con ayuda del aplicativo G-NETTRACK LITE, podemos observar la ganancia de 12dbm que obtenemos al usar nuestra Antena en Recepción (tecnología: EDGE / Operador: Claro).

## CUADRO DE RESULTADOS:

Por último, ya con la imagen médica comprimida y con la mejora del canal de transporte, procedemos a realizar una comparación entre el tiempo de transmisión de una imagen radiográfica original en su canal de transporte ordinario y el de nuestra imagen comprimida en el mismo canal de transporte pero mejorado. Y los resultados son los siguientes:

NOMBRE IMAGEN	TAMAÑO	CANAL DE TRANSPORTE	TIEMPO DE TRANSMISION
IMAGENRGB	8Mb	-109 dBm (EDGE)	1min 40s
IMAGENRGB3	0.7Mb	-103 dBm (EDGE)	1min
IMAGENRGB	8Mb	-103 dBm (HSPA+)	8s
IMAGENRGB3	0.7Mb	-99 dBm (HSPA+)	2s

**Tabla 3.1.** Cuadro comparativo de los tiempos de transmisión de una imagen médica convencional en un canal de transporte ordinal y la imagen medica comprimida en el mismo canal de transporte mejorado.

## **CAPITULO IV: CONCLUSIONES.**

1. Logramos Diseñar un Sistema de Procesamiento Digital y transmisión de imágenes radiográficas, reduciendo el tamaño de la imagen sin pérdida de calidad (validado por un especialista) y mejorando el canal de comunicación que finalmente permitirá ayudar en el diagnóstico y tratamiento oportuno de enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque.
2. Podemos corroborar en el Estudio realizado que de entre las diferentes técnicas de Procesamiento de Imágenes para la comprensión de las mismas, una técnica muy adecuada para la comprensión en imágenes médicas (radiográficas en nuestro caso), es utilizar la Transformada de Walsh-Hadamard en combinación con el proceso que utiliza la comprensión del JPEG. Según vemos los resultados, tiene una gran calidad de comprensión con un casi imperceptible nivel de degradación de la imagen, que permitirá ayudar en el diagnóstico y tratamiento oportuno de enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque.
3. El Diseño para optimizar nuestro canal de Transmisión existente sí logra una Transmisión con menor tiempo de envío, que a su vez nos permitirá ayudar en el diagnóstico y tratamiento oportuno de enfermedades pulmonares en localidades rurales de Lambayeque.

## **CAPITULO V: ANEXOS.**

## 5.1 DECLARACION JURADA:

### DECLARACION JURADA

Yo Juan Noe Cornejo Chinguel, identificado con D.N.I. N°. 16788906 y con domicilio para los efectos de la presente en Calle Elias Aguirre 288 Dpt. 15 - Chiclayo.

#### DECLARO BAJO JURAMENTO:

Siendo Tecnólogo Médico, en la Especialidad de Radiología, que las imágenes radiográficas pulmonares referente a las patologías: Insuficiencia Cardíaca, Neumonía y TBC que los Tesistas Juan Francisco Cajusol Santisteban y Juan Diego Céspedes Deza me presentaron, no presentan distorsión alguna entre la original y la comprimida, lo cual esta imagen puede servir para diagnóstico y por consecuencia dar el tratamiento adecuado al paciente.



Juan Noe Cornejo Chinguel  
Tecnólogo Médico Radiología  
C.R.P. 8491

---

JUAN NOE CORNEJO CHINGUEL  
DNI 16788906

Chiclayo, Octubre del 2018



## **CAPITULO VI. BIBLIOGRAFIA.**

Aznar, Á. C., Robert, J. R., Casals, J. M. R., Roca, L. J., Boris, S. B., & Bataller, M. F. (2004). *Antenas*. Univ. Politèc. de Catalunya.

Dougherty, G. (2009). *Digital image processing for medical applications*. Cambridge University Press.

*Fundamentos para el procesamiento de imágenes*. (s. f.). UABC.

Jan, J. (2005). *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods*. CRC Press.

Nait-Ali, A., & Cavarro-Menard, C. (2013). *Compression of Biomedical Images and Signals*. John Wiley & Sons.

Señal Osiptel. (s. f.). Recuperado de <http://www2.osiptel.gob.pe/CoberturaMovil/#>

Vol. 6, Núm. 2 (2009). (s. f.). Recuperado de <http://revistasinvestigacion.unmsm.edu.pe/index.php/sistem/issue/view/358>

Zhou, S. K., Greenspan, H., & Shen, D. (2017). *Deep Learning for Medical Image Analysis*. Academic Press.