

**UNIVERSIDAD CENTRAL "MARTA ABREU" DE  
LAS VILLAS**

**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA**

**CENTRO DE ESTUDIOS DE ELECTRÓNICA Y TECNOLOGÍAS DE  
LA INFORMACIÓN (CEETI)**



**TRABAJO DE DIPLOMA**

**EFFECTOS DE LA COMPRESIÓN JPEG 2000 SOBRE  
IMÁGENES DE PANORÁMICA DENTAL.**

**AUTOR: YENDYS HERNÁNDEZ GUEDES**

**TUTOR: ING. IROEL MIRANDA CASTAÑEDA**

**SANTA CLARA**

**2013**

**"AÑO 55 DE LA REVOLUCIÓN"**

**UNIVERSIDAD CENTRAL "MARTA ABREU" DE  
LAS VILLAS**

**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA**

**CENTRO DE ESTUDIOS DE ELECTRÓNICA Y TECNOLOGÍAS DE  
LA INFORMACIÓN (CEETI)**



**TRABAJO DE DIPLOMA**

**EFFECTOS DE LA COMPRESIÓN JPEG 2000 SOBRE  
IMÁGENES DE PANORÁMICA DENTAL.**

**AUTOR: YENDÝS HERNÁNDEZ GUEDES**

yendys@uclv.edu.cu

**TUTOR: ING. IROEL MIRANDA CASTAÑEDA**

**SANTA CLARA**

**2013**

**"AÑO 55 DE LA REVOLUCIÓN"**



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería en Automática, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

---

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

---

Firma del Tutor

---

Firma del Jefe de Departamento  
donde se defiende el trabajo

---

Firma del Responsable de  
Información Científico-Técnica

## PENSAMIENTO

*Recuerda que el día en que naciste todos reían y tú llorabas; vive de tal manera que cuando mueras, todos lloren y tú rías.*

*(Proverbio persa).*

## **DEDICATORIA**

A mis familiares y amigos por su constante apoyo, y en especial a mis padres.

## **AGRADECIMIENTOS**

A mis padres que siempre me apoyaron para que me hiciera ingeniero.

A mis familiares y vecinos que fueron de gran ayuda.

A mis amigos de la universidad Publio, Sandy, Lorena, Lisbel, Sergio, Jose, y demás compañeros del aula, por los momentos inolvidables vividos a lo largo de los 5 años.

A mi amigo de la vida el Leno por su ayuda incondicional y sus consejos. Y a su familia que es la mía también.

A Iroel por su paciencia y ayuda en la realización de esta investigación.

## TAREA TÉCNICA

- **Se selecciona** un grupo de imágenes de radiología dental panorámica recomendadas por expertos en odontología, por presentar detalles que ayudan a comprobar la calidad para el diagnóstico de las imágenes después de haber sido compactadas.
- **Compactar** Este grupo de imágenes es compactado mediante el códec JPEG2000 en el intervalo de Tasa de Compresión (TC) de 10:1 a 800:1.
- **cbfhgfhgfhg** Se escogen un grupo de medidas de calidad de imagen de tipo objetivo bi-variadas y se calculan las mismas en función de la TC.
- En función del resultado obtenido del cálculo de estas medidas se extrae el intervalo de compresión usado para el experimento con observadores humanos o medidas de calidad de tipo subjetivo.
- **Se realiza el experimento con 10 observadores expertos.**
- Del resultado del experimento subjetivo se determina el valor máximo de tasa de compresión que se puede usar en este tipo de imágenes.

---

Firma del Autor

---

Firma del Tutor

## RESUMEN

La capacidad de trabajo y de almacenamiento de los sistemas informáticos va en aumento, pero también aumenta la resolución de las imágenes, por tanto aumenta su tamaño. De ahí que se mantenga el uso y el interés por la evolución de las técnicas de compresión, las que nos hacen más fácil el almacenamiento y transmisión. Para lograr esto se han desarrollado una serie de algoritmos de compresión con pérdidas, uno de estos algoritmos es el códec JPEG 2000 el cual se basa en la transformada discreta de *wavelet*. Cuando se utiliza un códec de este tipo, se corre el riesgo de perder información clínicamente útil al utilizar valores de tasa de compresión (TC) muy elevados. Se hace entonces necesario estimar una TC óptima para usar este códec sin poner en riesgo la calidad para el diagnóstico de las imágenes. Particularmente esta investigación se realiza para imágenes de radiología dental panorámica y podemos afirmar después de los resultados obtenidos del cálculo de medidas de calidad objetivas bi-variadas y de medidas subjetivas, que hasta la TC de 60:1 la imagen no pierde calidad para dar un diagnóstico certero. Para TC mayores que la mencionada no se asegura la calidad para el diagnóstico de la imagen. Los resultados de este trabajo poseen una aplicación teórica y práctica de gran trascendencia en el campo del procesamiento de imágenes médicas, especialmente en estaciones donde se obtengan y manipulen este tipo de imágenes.



## TABLA DE CONTENIDOS

|   |     |
|---|-----|
| PENSAMIENTO .....   | i   |
| DEDICATORIA .....   | ii  |
| AGRADECIMIENTOS .....   | iii |
| TAREA TÉCNICA .....   | iv  |
| RESUMEN .....   | v   |
| INTRODUCCIÓN.....   | 1   |
| CAPÍTULO 1. COMPRESIÓN CON PÉRDIDA DE IMÁGENES MÉDICAS DIGITALES. PARÁMETROS DE CALIDAD ..... | 4   |
| 1.1 Las imágenes digitales. ....  | 4   |
| 1.1.1 Las imágenes médicas en formato digital.....  | 4   |
| 1.1.2 Imágenes de radiología dental panorámica. Importancia. ....                             | 5   |
| 1.1.3 La compresión de imágenes. ....   | 7   |
| 1.1.4 Los algoritmos de compresión con pérdida. El códec JPEG 2000. ....                      | 8   |
| 1.2 Calidad de imagen. ....   | 9   |
| 1.2.1 Medidas de calidad de imagen objetivas bi-variadas. ....                                | 10  |
| 1.2.2 Medidas de calidad de imagen subjetivas. ....   | 13  |
| 1.3 Coeficiente de <i>Kappa</i> .....   | 14  |
| CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....   | 16  |

|  |   |    |
|--|---|----|
| 2.1                                      | Selección del grupo de imágenes para el experimento.....                | 17 |
| 2.2                                      | Compresión de las imágenes.....   | 18 |
| 2.2.1                                    | Algoritmo que se usa para la compresión.....                            | 19 |
| 2.3                                      | Cálculo de las medidas de calidad objetivas. ....                       | 19 |
| 2.3.1                                    | Implementación de las medidas objetivas. ....                           | 19 |
| 2.3.2                                    | Herramientas que se usan para el cálculo de las medidas objetivas. .... | 19 |
| 2.4                                      | Cálculo de las medidas subjetivas.....                                  | 23 |
| 2.4.1                                    | Herramienta que se usa para el cálculo de las medidas subjetivas. ..    | 24 |
| 2.5                                      | Cálculo del coeficiente de <i>Kappa</i> .....                           | 24 |
| CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN ..... |   | 26 |
| 3.1                                      | Imágenes que se usan en el experimento. ....                            | 26 |
| 3.2                                      | Compresión de las imágenes.....   | 27 |
| 3.3                                      | Resultados de las Medidas Objetivas. ....                               | 28 |
| 3.4                                      | Resultados de las Medidas Subjetivas.....                               | 30 |
| 3.5                                      | Resultado del cálculo del coeficiente <i>Kappa</i> . ....               | 31 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....     |   | 33 |
| Conclusiones.....                        |   | 33 |
| Recomendaciones .....                    |   | 34 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....         |   | 35 |
| ANEXOS .....                             |   | 37 |
| Anexo I                                  | Códigos de Matlab para el cálculo de las medidas objetivas. ....        | 37 |

## INTRODUCCIÓN

El registro más antiguo que existe sobre una práctica primitiva egipcia de la odontología data de hace 5000 años (3000 años antes de nuestra era). Hesi-Re es considerado el primer dentista conocido de la historia. Tiempo después esta profesión fue asumida por los barberos quienes además de los servicios de cortes de cabello, asumían las extracciones dentales de los clientes aquejados de dolor.

Días después de que el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen anunciara el descubrimiento de los rayos x el 8 de noviembre de 1895 , el Dr. Otto Walkhoff, también alemán, realizó la primera radiografía dental, pero fue el Dr. Edmund Kells, quien tomó la primera radiografía intraoral, además fue el primer dentista que utilizó la radiografía para procedimientos odontológicos.

Aunque la primera radiografía panorámica se atribuye al profesor Yarko V. Paatero de Helsinki en Finlandia, el primer aparato de rayos x panorámico que se produjo con propósitos comerciales fue el PANOREX, fabricado por la compañía S.S.WHITE. Posteriormente, el aparato fue perfeccionado por Kampula, Dickson y Hudson. Sin embargo, se reconoce como padre de la radiología panorámica al profesor Paatero. El término ortopantomógrafo es introducido posteriormente por el Dr. Eiko Sairenji, en Japón, para describir la película panorámica [17].

Antes de la aparición de la radiología, dar un diagnóstico de padecimientos desconocidos representaba un problema y los dentistas en su afán de curar una enfermedad incluso podían producir un daño mayor.

Hoy día está establecido de manera universal el uso de la radiología dental con propósitos de diagnóstico y seguimiento de los tratamientos realizados en odontología.

Gracias al avance de la ciencia y la técnica la radiografía dental panorámica ha ocupado un papel primordial a la hora de dar un diagnóstico. Esta técnica permite la visualización de toda la región máxilo-mandibular en una única proyección. En estas radiografías se puede observar en detalle los tejidos como el esmalte, la dentina y la cavidad pulpar; igualmente las estructuras óseas del paciente donde se detectan las anomalías o patologías de las que puede estar sufriendo la persona [13].

Al aumentar el número de estudios para dar un diagnóstico seguro y para dar seguimiento a un tratamiento dado, y al incrementarse la resolución de las imágenes adquiridas, se producen grandes volúmenes de información a almacenar y en ocasiones a transmitir o procesar y se convierte esto en una desventaja técnica. Por lo que se hace necesario reducir el espacio de almacenamiento para estos archivos. Con este propósito se han creado algoritmos de compresión como el JPEG y su sucesor el JPEG 2000, el cual es objeto de estudio en esta investigación. Este códec ha sido adoptado por el estándar DICOM; el protocolo que regula el intercambio de datos e imágenes en la medicina.

Actualmente no existe un acuerdo internacional sobre la TC ideal a usar para comprimir el tipo de imágenes en cuestión, y si se usan TC indebidas se puede perder información valiosa y provocar un diagnóstico erróneo.

## OBJETIVOS DEL TRABAJO:

### Objetivo General

El objetivo principal de esta investigación es obtener un valor máximo de tasa de compresión de imágenes de panorámica dental sin que se afecte la calidad de las mismas para el diagnóstico realizado a través de ellas, utilizando Matlab.

**Objetivos específicos**

- Seleccionar un grupo de imágenes dentales significativo para el estudio que se realiza.
- Determinar intervalo de tasas de compresión (TC) de interés para realizar el estudio en las imágenes.
- Calcular las medidas objetivas de calidad de las imágenes compactadas.
- Obtener diseño para experimento con observadores expertos para determinar las medidas subjetivas de calidad y así estimar la TC óptima para este tipo de imágenes.

Esta consta de 3 casp skdnfkjgd

En capítulo safdsgtfdh

En el capítulo fdsgfdhgfjh

## **CAPÍTULO 1. COMPRESIÓN CON PÉRDIDA DE IMÁGENES MÉDICAS DIGITALES. PARÁMETROS DE CALIDAD**

### **1.1 Las imágenes digitales.**

El término imagen se refiere a una función bidimensional continua de intensidad de luz  $f(x, y)$ , donde  $x$  e  $y$  representan las coordenadas espaciales y  $f$  es el valor en un punto cualquiera  $(x, y)$  del brillo o intensidad de la imagen [12]. Orden de las referencias

Una imagen digital es una representación de una imagen en dos dimensiones como un conjunto finito de valores digitales que se denominan píxeles y se obtiene cuando se discretiza una imagen tanto en las coordenadas espaciales como en el brillo o intensidad. Típicamente los píxeles se almacenan en memorias en forma de arreglos de enteros en dos dimensiones. Cada píxel de una imagen se asocia a una posición dentro de este arreglo y tiene un valor correspondiente a una o más muestras relativas a esta posición. Con frecuencia el valor correspondiente a cada píxel se reduce a una representación matemática [15].

#### **1.1.1 Las imágenes médicas en formato digital.**

Una imagen médica es la representación de una estructura, región, órgano, o tejido biológico que se obtiene como resultado de procesos físicos y computacionales. Se utilizan específicamente para emitir diagnósticos, determinar un curso de tratamiento y evaluar los cambios que vayan ocurriendo en el paciente con el tiempo [15], [20].

Gracias al desarrollo de la computación, a los avances tecnológicos para el procesamiento de imágenes médicas y a los adelantos en la comunicación de estas imágenes, la adquisición, almacenamiento y transferencia de ellas ha ocupado un lugar importante en todas las ramas de la medicina.

Los equipos de diagnóstico por imágenes modernos utilizan técnicas digitales por las ventajas que ofrece este tipo de soluciones. Las imágenes digitales brindan ventajas como la reconstrucción; la conversión entre formatos de imágenes y las reconstrucciones multiplano y multivista; el procesamiento de imágenes, las variaciones del contraste y otros parámetros de calidad; el almacenamiento y recuperación rápida de las imágenes; la distribución rápida y de alta calidad; y el análisis, medición y cálculo de parámetros de las imágenes, entre otros [15].

### **1.1.2 Imágenes de radiología dental panorámica. Importancia.**

En el mundo de hoy los odontólogos usan diversas herramientas de diagnóstico, pero sin duda unas de las más importantes es una técnica extra-oral, la radiografía dental panorámica. Esta técnica permite la visualización de toda la región máxilo-mandibular en una única proyección. En estas radiografías podemos observar en detalle los tejidos como el esmalte, la dentina y la cavidad pulpar. Igualmente las estructuras óseas del paciente donde se detectan las anomalías o patologías de las que puede estar sufriendo la persona. Por lo tanto estas imágenes son muy útiles para la detección de:

- Número, tamaño y posición de los dientes
- Dientes impactados o que no han salido
- Presencia y magnitud de caries dentales (dientes cariados)
- Daño al hueso (como el producido por la periodontitis)
- Abscesos dentales
- Mandíbula fracturada
- Oclusión dental defectuosa
- Otras anomalías de los dientes y huesos mandibulares

La utilización de esta nueva tecnología de imagen digital en la odontología, permite al profesional de esta área realizar el seguimiento clínico de la evolución de un tratamiento e imprimir las imágenes al paciente, para explicarle de forma clara y didáctica el plan de tratamiento a seguir a fin de que éste se sienta motivado para llevarlo a cabo. Además mediante el uso de imágenes dentales en formato digital, los odontólogos y sus colaboradores pueden analizar diferentes opciones de tratamiento y comunicárselas a sus pacientes en una forma nunca antes posible [13].

Para lograr estas imágenes panorámicas el tubo de rayos x y el porta chasis del equipo se mueven solidariamente, realizando una trayectoria complicada (con dos o más centros de rotación) alrededor del paciente al mismo tiempo que el chasis se desplaza horizontalmente para producir la proyección ortogonal. El haz de rayos X, que está muy colimado horizontalmente, incide en el chasis a través de una abertura vertical a modo de colimador que posee el porta chasis [4].



Fig.1: Equipo de Radiología Dental Panorámica.





Fig.2: Ejemplo de imagen obtenida con este tipo de equipo.

### 1.1.3 La compresión de imágenes.

El principal inconveniente de las imágenes digitales es, sin duda, la cantidad de información y el tamaño de los archivos que genera. La capacidad de trabajo y de almacenamiento de los sistemas informáticos va en aumento, pero también aumenta la resolución de las imágenes, por tanto aumenta su tamaño. De ahí que se mantenga el uso y el interés por la evolución de las técnicas de compresión.

La compresión, en realidad, consiste en sustituir una cadena de datos por otra más corta cuando se guarda un archivo. Ciertos métodos son reversibles, (algoritmos de compresión sin pérdidas), porque permiten la reconstrucción exacta del original. Pero con otros, la información original solo se recupera aproximadamente, ya que se descarta una parte de los datos, (algoritmos de compresión con pérdidas), a cambio de relaciones de compresión mayores [2], [14]. La tasa de compresión que es capaz de lograr un algoritmo se calcula mediante la fórmula:

$$TC \text{ (veces)} = T \text{ inicial} / T \text{ final}, \quad (1)$$

donde  $T_{\text{inicial}}$  y  $T_{\text{final}}$  son los tamaños en memoria de las imágenes sin compactar y compactada respectivamente. Usualmente el valor de TC se expresa en referencia a la imagen sin compactar, o sea,  $TC = \text{veces}$ : 1 significa que la imagen ha sido comprimida  $n$  veces.

#### 1.1.4 Los algoritmos de compresión con pérdida. El códec JPEG 2000.

Los algoritmos de compresión con pérdidas han sido y continúan siendo objeto de estudio dada las altas tasas de compresión (TC) que pueden lograrse con ellos. Uno de los códec más conocidos para la compresión con pérdidas de imágenes digitales es el JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) basado en la transformada discreta de coseno (DCT; *Discrete Cosine Transform*). Más recientemente, gracias al estudio de la transformada *Wavelet*, este códec se transforma en el JPEG 2000, el que hasta la actualidad se mantiene como la norma para la compresión de imágenes digitales adoptado por DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*), el protocolo que regula el intercambio de imágenes y datos en la medicina [16], [20], [21].

JPEG2000 no aparece como una alternativa a JPEG, sino como un formato complementario para ser empleado en aquellos casos en que JPEG no es suficiente. Este códec presenta gran cantidad de ventajas dentro de las que se encuentran:

- eficiencia de compresión mejorada (40-60% más de compresión que JPEG a la misma calidad)
- ejecución de pérdida progresiva a sin pérdidas, dentro de un solo flujo de datos
- acceso aleatorio a los datos para que se ajusten a un amplio rango de aplicaciones
- habilidad para cortar zonas de la imagen sin añadir ruido de recompresión
- habilidad de mejorar la calidad asociada a regiones de la imagen mediante capas de calidad
- habilidad de trabajar con imágenes realmente grandes sin necesidad de separarlas en zonas comprimidas independientemente
- mejor resultado de compresión a bajas tasas de bits

- transmisión progresiva por precisión de píxel y resolución
- posibilidad de definir regiones de interés dentro de la imagen (*ROI*)
- procesado y acceso aleatorio al flujo de datos [6].

Este códec está compuesto en primer lugar por un bloque de pre-procesamiento donde se realiza la subdivisión de la imagen en baldosas o bloques rectangulares. Las operaciones se realizan sobre cada uno de los rectángulos. Este procedimiento reduce los costos de memoria y permite decodificación de partes específicas de la imagen. En este bloque también ocurre el traslado del nivel DC de cada bloque y la transformación de componentes para decorrelacionar la información de color [5].

Luego de esto, ocurre la transformación Wavelet, la que puede ser reversible o irreversible. Se realiza la descomposición de cada bloque en distintos niveles que no son más que subbandas que contienen las características frecuenciales de la imagen. Posteriormente ocurre la cuantificación; los coeficientes se reducen en precisión lo cual provoca pérdidas en el contenido de información original de la imagen.

Seguidamente ocurre la codificación la cual constituye el núcleo del códec e incluye dos etapas: Tier-1 también llamada de codificación aritmética y Tier-2 también llamada codificación de flujo de bits. Toda la complejidad de la codificación se concentra en la primera etapa (Tier-1) la que genera bloques empotrados de cadenas de bits. La segunda etapa (Tier-2) cumple un importante papel en representar de manera eficiente los bloques codificados de forma individual en una cadena única de bits [20].

## **1.2 Calidad de imagen.**

Se define calidad como propiedad o conjunto de propiedades inherentes a una cosa. Este concepto, llevado a imágenes, se entendería como la capacidad que una imagen tiene de representar el objeto original, es decir, la exactitud o parecido entre ambos. Dentro de los modelos de medida de calidad, en lugar de tener una imagen y un objeto, la definición se extiende a dos imágenes de las cuales una es

considerada la de referencia u original (hace las veces de objeto) y otra sobre la que se ha efectuado alguna operación de compresión, marcado de agua, etc. En este caso, la medida de calidad de imagen es una medida de semejanza entre la imagen original y la distorsionada. Por tanto, para poder evaluar la calidad de una imagen será necesario disponer de la imagen original [1], [3]. El desarrollo de modelos de medida de calidad en los que no exista imagen de referencia, o sólo exista parcialmente, es realmente dificultoso y no es objeto de estudio de esta investigación.

### 1.2.1 Medidas de calidad de imagen objetivas bi-variadas.

Este tipo de medidas de calidad se basan en la comparación de la imagen en estudio con una imagen considerada ideal para la aplicación dada, mediante métricas que se calculan matemáticamente. Tienen como ventaja que proporcionan una medida cuantitativa que no depende de la subjetividad propia de los observadores humanos y es computable directamente a partir de la imagen.

Se clasifican en medidas de distancia, de correlación, espectrales y las que tienen en cuenta el sistema visual humano (SVH). Considerando  $X(i, j)$  como el valor de intensidad del píxel ubicado en la coordenada  $i, j$  de la imagen original y  $Y(i, j)$  su equivalente en la imagen reconstruida luego de haber sido compactada, donde  $m$  y  $n$  son el total de filas y columnas de la imagen respectivamente, algunas de las medidas objetivas de calidad más usadas comúnmente son:

- **Error cuadrático medio (MSE):**

$$MSE = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (X(i, j) - Y(i, j))^2, \quad (2)$$

- **Distancia media absoluta (MAD):**

$$MAD = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n |X(i, j) - Y(i, j)|, \quad (3)$$

**- Distancia espectral (SD):**

$$SD = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (|\varphi(i,j)| - |\hat{\varphi}(i,j)|)^2, \quad (4)$$

donde  $\varphi(i, j)$  y  $\hat{\varphi}(i,j)$  son las partes imaginarias de las transformadas de Fourier de las imágenes sin compactar y reconstruidas.

**- Correlación:**

$$Corr = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n X(i,j)^2}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n Y(i,j)^2}, \quad (5)$$

**- Relación señal a ruido pico (PSNR):**

$$PSNR(db) = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{MAXp^2}{MSE} \right), \quad (6)$$

donde  $MAXp^2 = 2B-1$  y B es la profundidad de bits de la imagen.

**- Ganancia en relación señal a ruido (gSNR):**

$$gSNR(db) = 10 \cdot \log_{10} (\sigma_x^2 / MSE), \quad (7)$$

donde  $\sigma_x^2$  es la varianza de la señal original calculada como:

$$\sigma_x^2 = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{n=1}^m \sum_{j=1}^n (x_{i,j} - \bar{x})^2,$$

Con

$$\bar{x} = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n x_{i,j},$$

y tomando para su cálculo, una región de interés (*ROI*) sobre la zona útil de la imagen.

**- Medida del Índice de Similitud Estructural (SSIM):**

Esta medida compara los patrones locales de intensidad de los píxeles que han sido normalizados por la luminancia y el contraste, y tiene la siguiente fórmula:

$$SSIM(X, Y) = \frac{(2\mu_X\mu_Y + C_1)(2\tau_{XY} + C_2)}{(\mu_X^2 + \mu_Y^2 + C_1)(\tau_X^2 + \tau_Y^2 + C_2)} \quad (8)$$

donde  $\mu_X$  y  $\mu_Y$  son los valores de luminancia de la imagen original y la reconstruida,  $\tau_X$  y  $\tau_Y$  son los valores de contraste de estas imágenes, y  $C_1$  y  $C_2$  son constantes empleadas para evitar la inestabilidad de la expresión y relacionadas con el rango dinámico  $L$  de los píxeles de la siguiente forma:  $C_i = (KL)^2$  con  $K \ll 1$  [20], [22].

**- Predictor de Diferencia Visual (VDP):**

Esta medida simula el mecanismo de percepción humano para tomar en cuenta la respuesta no lineal de los fotorreceptores, la sensibilidad de contraste y los canales selectivos de frecuencia en el sistema visual humano.

Parte de tomar dos imágenes como entrada y la salida sería un mapa de probabilidad de detección, en el cual el valor del píxel indica la probabilidad de que un observador al ver las dos imágenes o secciones de una imagen, detecte una diferencia visual evidente en los píxeles de la región seleccionada [8], [9], [11].

Esta medida se calcula por medio de la expresión matemática siguiente:

$$VDP = \left( \sum_u \sum_v \{p(u, v)^\beta\} \right)^{1/\beta}, \quad (9)$$

donde:  $p(u, v)$  es el mapa de probabilidad de detección, calculado como:

$$p(u, v) = f(u, v) - g(u, v),$$

$f(u, v)$  y  $g(u, v)$  son los valores de los píxeles en la imagen de referencia y en la imagen de prueba y  $\beta$  es el factor de ajuste [17].

### 1.2.2 Medidas de calidad de imagen subjetivas.

Las medidas de calidad de imagen subjetivas son aquellas en las que el valor de calidad es evaluado directamente por un observador al que se le muestran las imágenes por lo que tienen en cuenta la influencia de las características psico-visuales del sistema visual humano. Esta valoración queda referida a una escala de valores que se conoce como Escala Promedio de Opinión (de inglés: *Mean Opinion Score*, escala MOS) la que asocia valores subjetivos de apreciación a valores numéricos [17]. Usualmente se utiliza una escala de 5 puntos para asignar la imagen a una clase dada según las definiciones de la tabla siguiente:

Tabla1: Ejemplo de escala MOS.

|             | Absoluto                 | Relativo                            |
|-------------|--------------------------|-------------------------------------|
| 5 Excelente | Útil para diagnóstico    | No hay diferencias con la original  |
| 4 Buena     |                          | Pequeñas diferencias                |
| 3 Regular   | Podría servir...         | Diferencias reconocibles            |
| 2 Pobre     |                          | Diferencias marcadas                |
| 1 Mala      | No útil para diagnóstico | Grandes diferencias con la original |

Estas medidas de calidad presentan la ventaja de que al tener en cuenta las características del SVH, resultan más adecuadas en aplicaciones donde el destino final de la imagen es su análisis por parte de expertos humanos, como es por ejemplo el caso en las imágenes médicas.

Pero también tienen sus desventajas como son la introducción de cierta aleatoriedad en los resultados, que han de ser evaluados de forma estadística, debido a la subjetividad propia de los observadores humanos.

Para tratar de disminuir los posibles errores introducidos durante la realización del experimento debido a la subjetividad de los observadores, es necesario crear una serie de condiciones ambientales y del experimento. Todos los observadores deben tener las mismas condiciones de visualización, siempre en el mismo medio de visualización con la misma calibración y la iluminación ambiental siempre será la misma. Además se debe tener en cuenta la cantidad de muestras a incluir, que aunque no existe un acuerdo al respecto, se debe lograr una concordancia entre la significación estadística y la fatiga del observador al usarse una cantidad excesiva de muestras. También se deben presentar las muestras al observador de forma aleatoria para evitar que el observador memorice los datos.

Para realizar este tipo de experimento los observadores deben estar familiarizados con las imágenes digitales, además deben estar familiarizados con la herramienta de visualización por lo que reciben adiestramiento e indicaciones de cómo usarla. Los resultados que se obtengan también estarán relacionados con la experiencia que tenga el observador y la información previa que este tenga acerca de la patología presentada.

### 1.3 Coeficiente de *Kappa*

El coeficiente de *Kappa* ( $k$ ) es una herramienta estadística utilizada para determinar el grado de concordancia inter-observador. Este coeficiente corresponde a la proporción de concordancias observadas sobre el total de observaciones, habiendo excluido las concordancias atribuibles al azar. Toma valores entre -1 y +1; mientras más cercano a +1, mayor es el grado de concordancia inter-observador. Por el contrario, un valor de  $k=0$  refleja que la concordancia observada es precisamente la que se espera a causa exclusivamente del azar. La interpretación del coeficiente *kappa* se realiza correlacionando su valor con una escala cualitativa que incluye seis niveles de fuerza de concordancia, simplificando la comprensión del mismo, el cual se muestra en la tabla 2 [10], [19].



Tabla 2: Valoración del coeficiente de Kappa.

| Coeficiente de Kappa | Grado de Concordancia |
|----------------------|-----------------------|
| 0                    | Pobre                 |
| 0.01-0.20            | Leve                  |
| 0.21-0.40            | Aceptable             |
| 0.41-0.60            | Moderada              |
| 0.61-0.80            | Considerable          |
| 0.81-1.00            | Casi Perfecta         |

Este coeficiente se calcula con la siguiente expresión:

$$k = \frac{Po - Pe}{1 - Pe}, \quad (10)$$

donde:  $Po = \frac{núm.acuerdos}{núm.acuerdos + núm.desacuerdos}, \quad (11)$

$$Pe = \sum_{i=1}^n (Pi1 * Pi2), \quad (12)$$

siendo:

$n$  = número de categorías

$i$  = número de la categoría (de 1 hasta  $n$ )

$Pi1$  = Proporción de ocurrencia de la categoría  $i$  para el observador 1

$Pi2$  = Proporción de ocurrencia de la categoría  $i$  para el observador 2.

## CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

Primero poner resumen del capítulo

Luego poner un subepigrafo

Hablar de Matlab

Hablar de Kakadu

Ir de lo general a lo particular: primero una explicación general y después varios subepigrafes para explicar los detalles

Para la determinación de un intervalo de tasa de compresión (TC) máximo, sin que las imágenes pierdan la calidad requerida para un diagnóstico certero, se realizan varios experimentos sobre las imágenes escogidas para la investigación, nombrados a continuación:

- Compactación de las imágenes a 90 TC diferentes en el intervalo 10:1 hasta 800:1.
- Cálculo de medidas objetivas de calidad en regiones de interés (ROI), que coinciden con la posición de las lesiones, con el fin de tener un estimado de la calidad de las imágenes respecto a la TC.
- Realización de experimentos subjetivos de calidad de imagen con observadores expertos para el intervalo de TC seleccionado, con vista a estimar un valor máximo de TC para el cual no se afecta la calidad de las imágenes.

Para la compactación de las imágenes se usa el códec JPEG 2000, el que hasta la actualidad se mantiene como la norma para la compresión de imágenes

digitales adoptado por DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*), el protocolo que regula el intercambio de imágenes y datos en la medicina.

Para el cálculo de las medidas objetivas de calidad se usa el *software* Matlab, por ser una importante herramienta de programación muy usada en el procesamiento de imágenes digitales [7]. Para facilitar el trabajo se usan varias interfaces de usuarios, las cuales posibilitan un rápido y sencillo manejo de los procedimientos sobre las imágenes.

## 2.1 Selección del grupo de imágenes para el experimento.

Para realizar los experimentos se selecciona un grupo de imágenes de radiografía dental panorámica que ocupan entre 2.90 y 3.11 MB en memoria, de tamaño 2601 x 1244 y una profundidad de bits de 8 bits por píxel (bpp). Además estas imágenes fueron recomendadas por expertos en odontología porque muestran patologías, anomalías y tratamientos que serían de gran utilidad a la hora de comprobar la calidad para el diagnóstico de las imágenes después de ser compactadas.

En la tabla 3 que se muestra a continuación se nombran algunas de las patologías, anomalías y tratamientos que se observan en las imágenes usadas en esta investigación.

Tabla 3: Características de las imágenes usadas en el experimento.

| Imagen   | Patologías, Anomalías y Tratamientos que se Observan.                                 |
|----------|---|
| Imagen 1 | Restauraciones de Amalgama (empastes de amalgama); Tratamiento Pulpo-Radicular (TPR). |
| Imagen 2 | Restauraciones de Amalgama.   |
| Imagen 3 | Restauraciones de Amalgama.   |
| Imagen 4 | Restauraciones de Amalgama.   |

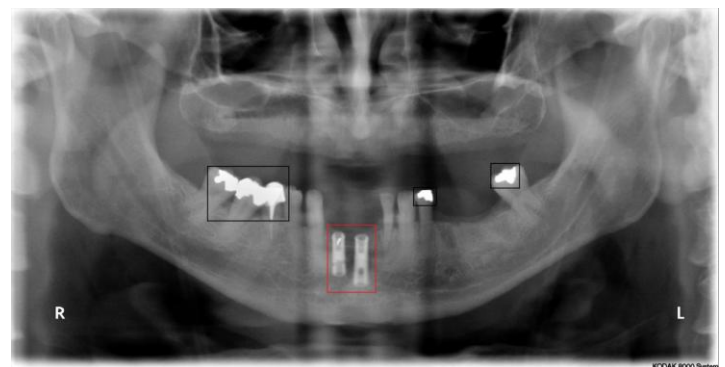
---

|          |  |
|----------|--|
| Imagen 5 | Restauraciones de Amalgama; TPR.   |
| Imagen 6 | Restauraciones de Amalgama; Brackets (Aparatología fija); Prótesis fijas (espigas); TPR; Implante (sin colocarle la corona). |
| Imagen 7 | Restauraciones de Amalgama; Implantes (sin colocarle la corona aún).   |
| Imagen 8 | Placas Removibles Activas (Aparatología removable); Bandas metálicas para después colocar el Brackets.                       |

---



a)



b)

Fig.3: a) Imagen correspondiente a la imagen 2 (señalado en negro las restauraciones de amalgama); b) Imagen correspondiente a la imagen 7 (señalado en negro las restauraciones de amalgama y en rojo los implantes).

## 2.2 Compresión de las imágenes.

Cada una de las imágenes seleccionadas se compacta en un intervalo de valores de TC = 10:1 donde no se aprecian pérdidas significativas en la calidad de la imagen, hasta 800:1 donde la calidad de la imagen se degrada considerablemente, perdiendo utilidad para el diagnóstico médico. En este

intervalo se obtiene cada imagen a 90 TC diferentes con el fin de determinar el valor de TC asociado a una determinada calidad.

### **2.2.1 Algoritmo que se usa para la compresión.**

La compresión de las imágenes se realiza con el códec de compresión con pérdida JPEG 2000. Particularmente se utiliza la implementación completa del estándar, en lenguaje C++, conocida como KAKADU, en su versión 5.0 [18].

Para lograr las tasas de compresión con KAKADU de 10:1 a 800:1, se introduce un intervalo de valores de tasa de bits (TB) de 0.8 a 0.01 bpp, debido a que las imágenes tienen una profundidad de bits de 8 bpp.

### **2.3 Cálculo de las medidas de calidad objetivas.**

Después de que todas las imágenes fuesen compactadas se realiza el cálculo de las medidas objetivas. Al ser estas medidas bi-variadas es necesario utilizar la imagen sin compactar como referencia comparándola con la reconstruida en cada una de las medidas.

#### **2.3.1 Implementación de las medidas objetivas.**

Al calcular estas medidas se obtienen valores numéricos, por lo que no se necesita de factores subjetivos (observadores humanos), para lograr un resultado como ocurre con la interpretación de histogramas y gráficos de Hosaka.

Los valores obtenidos se normalizan entre 0 y 100, lo que nos permite graficar todas las medidas calculadas en un mismo gráfico y además obtener el comportamiento medio de las mismas. Este procedimiento facilita, en gran medida, la interpretación de los resultados.

En el capítulo 3 se muestra el gráfico del comportamiento de las medidas respecto a TC, que se obtuvo mediante el procedimiento descrito anteriormente.

#### **2.3.2 Herramientas que se usan para el cálculo de las medidas objetivas.**

Con el fin de hacer más fácil el cálculo de las medidas, se usa una herramienta la cual realiza el cálculo de las medidas objetivas cargando el mapa de bits de la

imagen original y el grupo de imágenes compactadas, llamada *Objective\_measures*, mostrada en la Fig.4. Para hacer el cálculo de las medidas de calidad, la herramienta invoca a cada una de las funciones que calculan las medidas de calidad objetivas.

Para cargar tanto la imagen original como seleccionar el directorio donde se encuentran las reconstruidas, se usan navegadores mostrados en las Figs. 5 y 6.

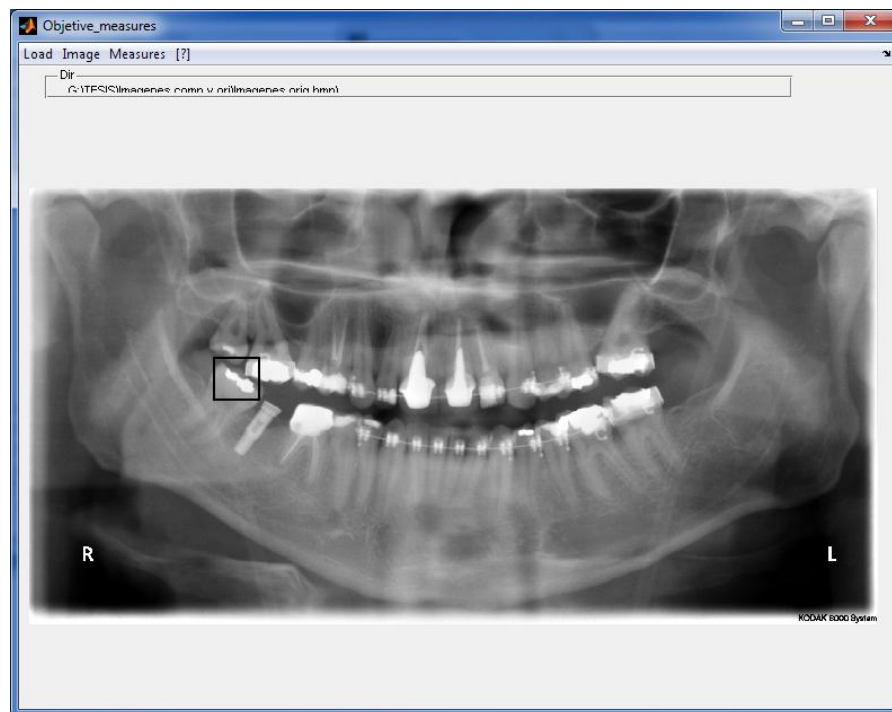


Fig. 4: Interfaz para calcular medidas de calidad objetivas, nombrada *Objective\_Measures*.

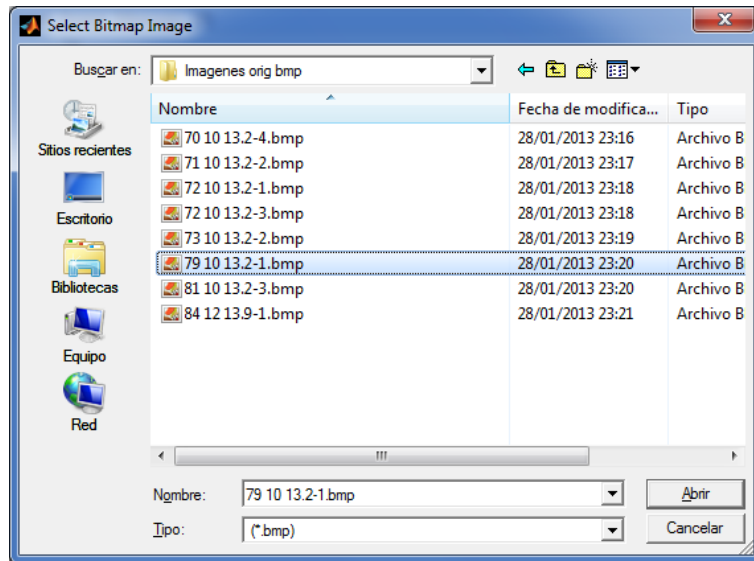


Fig. 5 Navegador para cargar la imagen original.

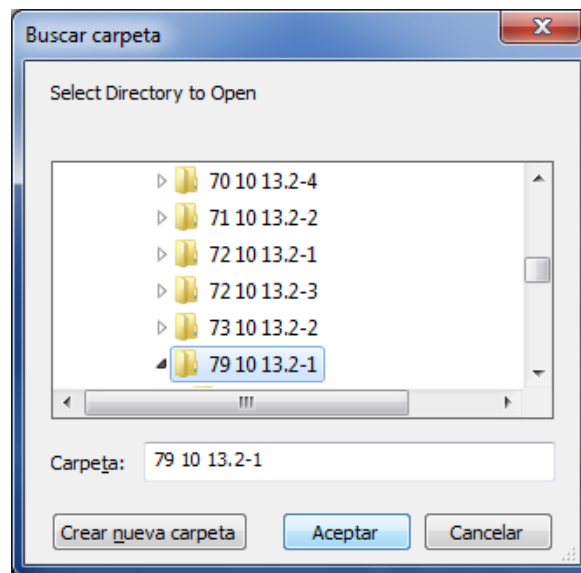


Fig. 6 Navegador para cargar las imágenes comprimidas.

La herramienta permite seleccionar una ROI para realizar el cálculo de las medidas en ella, o simplemente, realizar el cálculo en toda la imagen. Los resultados pueden ser inspeccionados desde la propia interfaz, pueden ser salvados en un fichero especificado por el usuario o exportados para el espacio de trabajo del Matlab para un post-procesamiento.

Esta herramienta también incluye una barra de espera (Fig.7) debido a que los cálculos pueden demorar y muestra un mensaje al terminar el proceso (Fig.8).

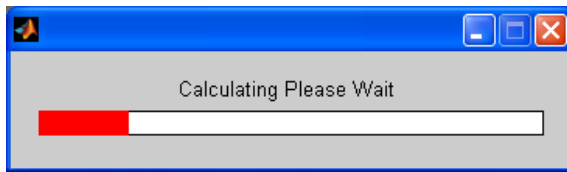


Fig.7: Barra de espera.

Fig.8: Mensaje de proceso completado.

Para el cálculo de la medida objetiva llamada VDP, primeramente se llevan las imágenes a alta resolución 16 bpp y se usa otra herramienta que nos hace más ameno el proceso, la cual se muestra en la Fig. 8. Esta herramienta al igual que la utilizada para calcular el resto de las medidas objetivas, invoca a la función que calcula esta medida y posee navegadores para cargar la imagen original y las compactadas (Figs. 9 y 10 respectivamente).

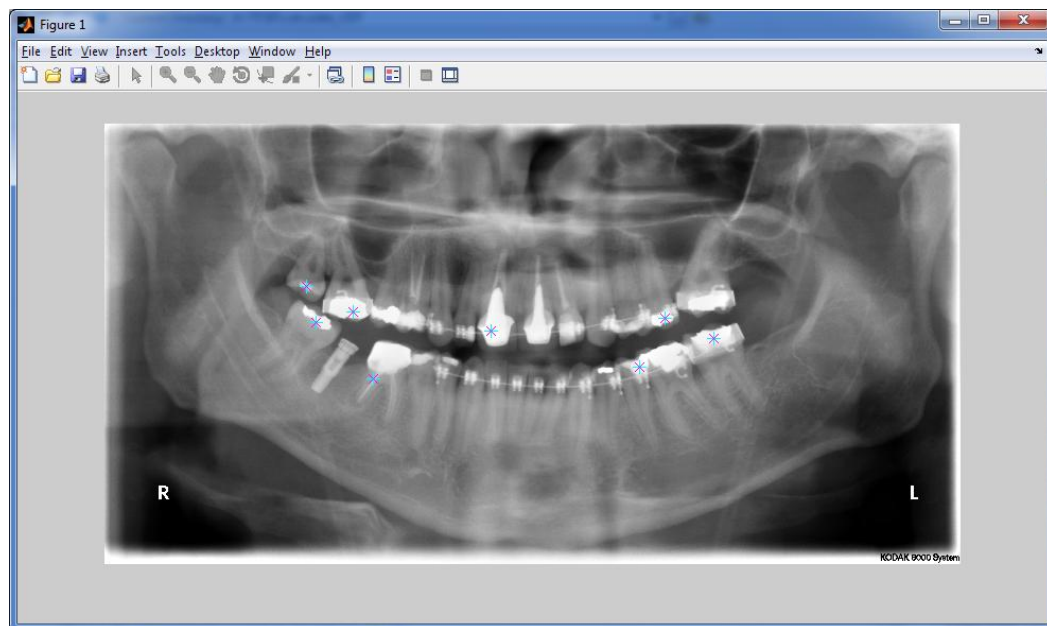


Fig. 8 Herramienta para calcular la medida de calidad objetiva VDP.



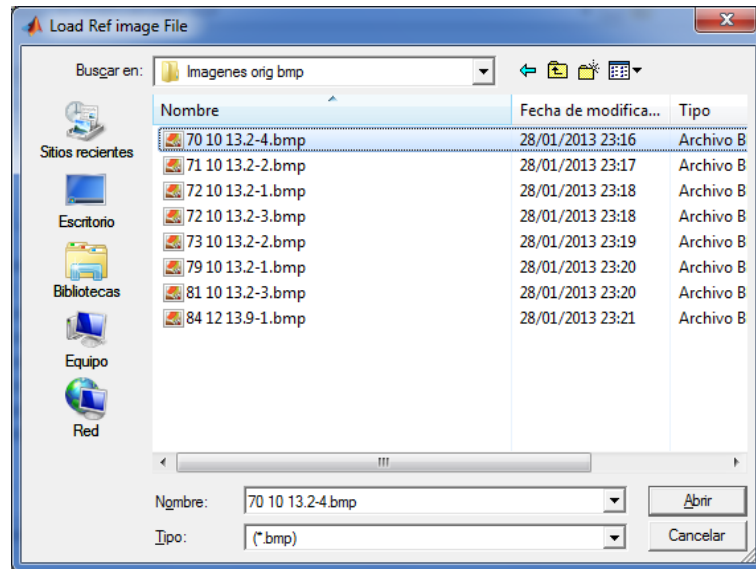


Fig. 9 Navegador para cargar la imagen original.

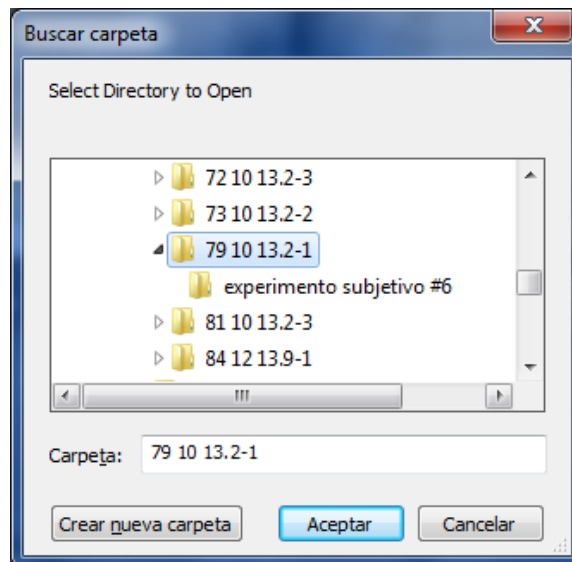


Fig. 10 Navegador para cargar las imágenes compactadas.

## 2.4 Cálculo de las medidas subjetivas.

A partir de los resultados obtenidos de las medidas objetivas se extrae un intervalo de compresión, en el cual se realiza un experimento con observadores humanos donde todos tienen las mismas condiciones de visualización. Se tuvo en cuenta la cantidad de muestras a incluir, que aunque no existe un acuerdo al respecto, se

debe lograr una concordancia entre la significación estadística y la fatiga del observador al usarse una cantidad excesiva de muestras. También se presentan las muestras al observador de forma aleatoria para evitar la memorización de los datos.

El experimento consiste en mostrarle a cada observador 10 imágenes y según su criterio asignar la evaluación correspondiente.

#### 2.4.1 Herramienta que se usa para el cálculo de las medidas subjetivas.

Para hacer más ameno el experimento se usa una herramienta (Fig.11) que permite cargar las imágenes y darle la evaluación, que es salvada en el espacio de trabajo del Matlab para un pos procesamiento.

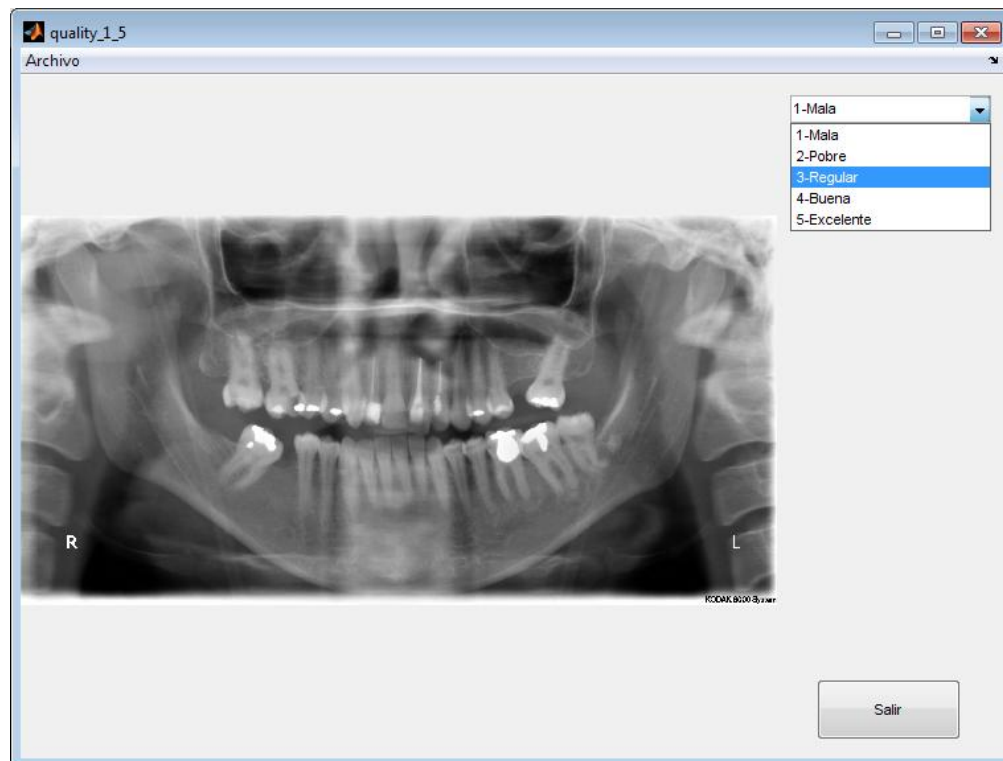


Fig. 11 Herramienta que se usa para el cálculo de las medidas subjetivas.

#### 2.5 Cálculo del coeficiente de *Kappa*.

Para el cálculo de este coeficiente se usan las expresiones citadas en el epígrafe 1.3 del capítulo 1, las cuales se implementan mediante la ayuda de la herramienta Matlab.



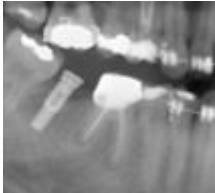
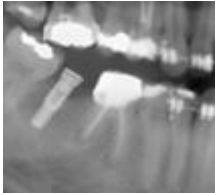
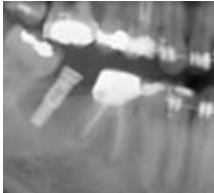

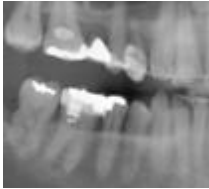
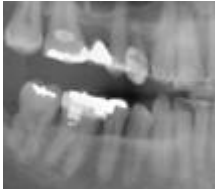
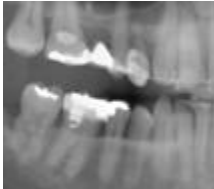

## CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 3.1 Poner resumen

### 3.2 Imágenes que se usan en el experimento.

A continuación, en la tabla 4, se muestran porciones correspondientes a las imágenes 6 y 8, compactadas a diferentes TC.

Tabla 4: Fragmentos de las imágenes 6 y 8 compactadas a diferentes TC.

| Imagen   | Sin Compresión  | TC=10:1   | TC=60:1  | TC=120:1  |
|----------|---|---|--|---|
| Imagen 6 |  |  |  |  |
| Imagen 8 |  |  |  |  |

Como se puede observar en la tabla 4 hasta la TC de 60:1 visualmente la imagen no pierde calidad para el diagnóstico, no siendo así para la de 120:1, donde la imagen se ve degradada, perdiendo las características que le permitirían ofrecer un diagnóstico seguro.

### 3.3 Compresión de las imágenes.

En esta investigación se usan imágenes que ocupan en memoria 2.9 MB y otras de 3.11 MB. Al comprimir las imágenes de 2.9 MB se obtienen imágenes desde 294 KB hasta 3.6 KB debido a las tasas de compresión usadas (desde 10:1 hasta 800:1). Para las imágenes de 3.11 MB se obtienen imágenes desde 317 KB hasta 4KB. Estas altas tasas de compresión se pueden obtener gracias al buen rendimiento que presenta la compresión con JPG 2000 y en este caso particular con una de sus implementaciones: KAKADU.

En la Fig. 12 se muestra un gráfico que demuestra el comportamiento lineal existente entre la tasa de compresión y el tamaño de la imagen compactada que se obtiene.

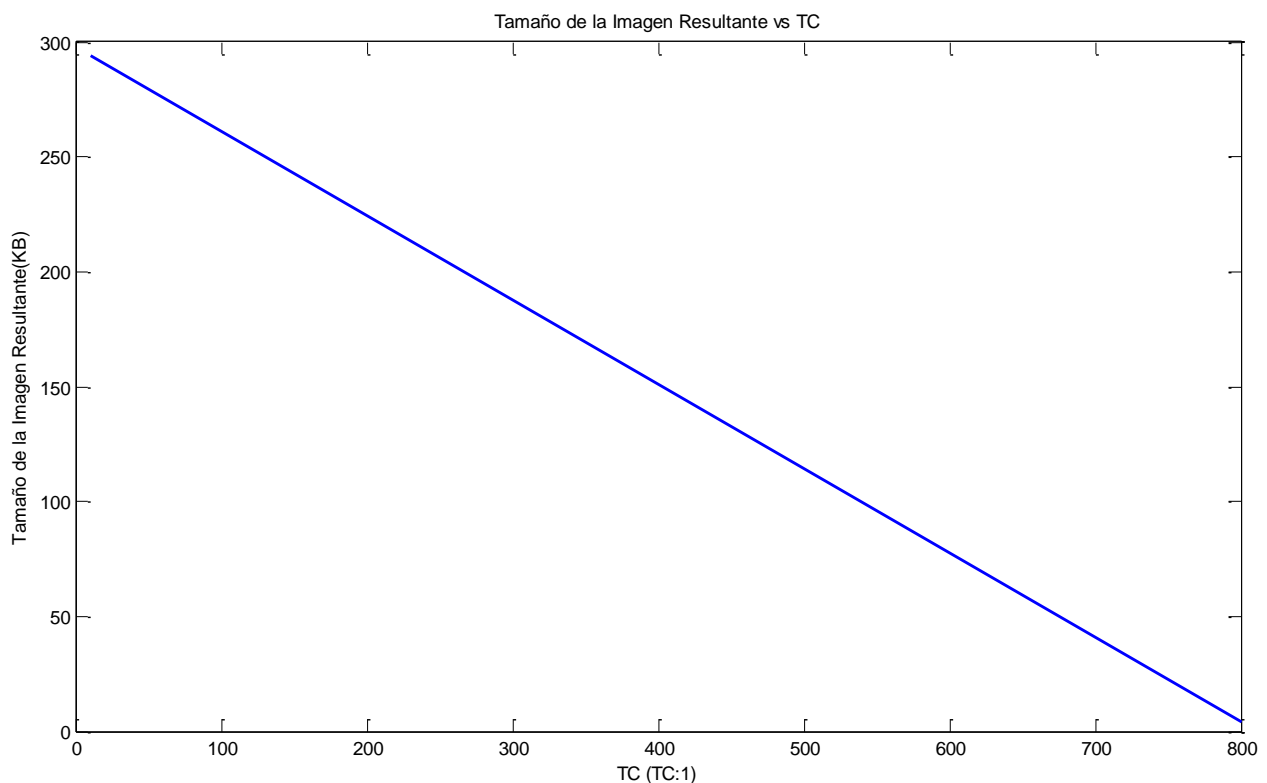


Fig. 12: Gráfico que muestra la linealidad entre tamaño de imagen obtenida y tasa de compresión usada.

### 3.4 Resultados de las Medidas Objetivas.

Al finalizar el proceso de compresión de las imágenes escogidas para el experimento, se calculan las medidas objetivas bi-variadas, descritas en el capítulo 1, entre la imagen original y las compactadas.

Para estudiar el comportamiento de las medidas calculadas en función de la TC, se representan todas las curvas obtenidas en un mismo gráfico a partir de los resultados de los cálculos anteriores. Para esto se normalizan los resultados y se expresan de manera porcentual. En el caso de las medidas SSIM y PSNR como su valor disminuye con el aumento de la TC, se hace necesario expresarlas como  $100\% - [\text{valor}]$  para facilitar la representación igualando el comportamiento de su gráfica al de las restantes medidas. A partir del procesamiento de este gráfico se prosigue a la extracción del intervalo de TC a usar en el experimento con observadores humanos.

La figura 13 pertenece al gráfico que muestra el comportamiento de todas las medidas, del que podemos interpretar la pérdida de calidad de las imágenes compactadas a medida que la TC aumenta. En este gráfico también se señala el intervalo de compresión que se usa en el experimento subjetivo: de 200:1 a 25:1. Para valores de TC mayores que 200, las imágenes pierden calidad considerablemente lo que afectaría su utilidad para el diagnóstico, por lo que no sería de utilidad incluirlos en la realización del experimento subjetivo. Para valores de TC menores que 25, la imagen no sufre cambios de relevancia, por lo que las mediciones podrían introducir resultados redundantes, lo que nos hace excluir estos valores de TC.

Para hacer más exactos los resultados de esta investigación se usa otra medida objetiva también descrita en el capítulo 1, llamada VDP. A partir de los resultados obtenidos del cálculo de esta medida también se construye un gráfico, pero en este caso solo muestra el comportamiento medio de esta medida para el grupo de imágenes usadas. Este gráfico se muestra en **la figura** 14 y en él se puede observar además el rango de compresión usado en el experimento con

observadores humanos, que como se puede apreciar coincide con el extraído del gráfico de las demás medidas objetivas.

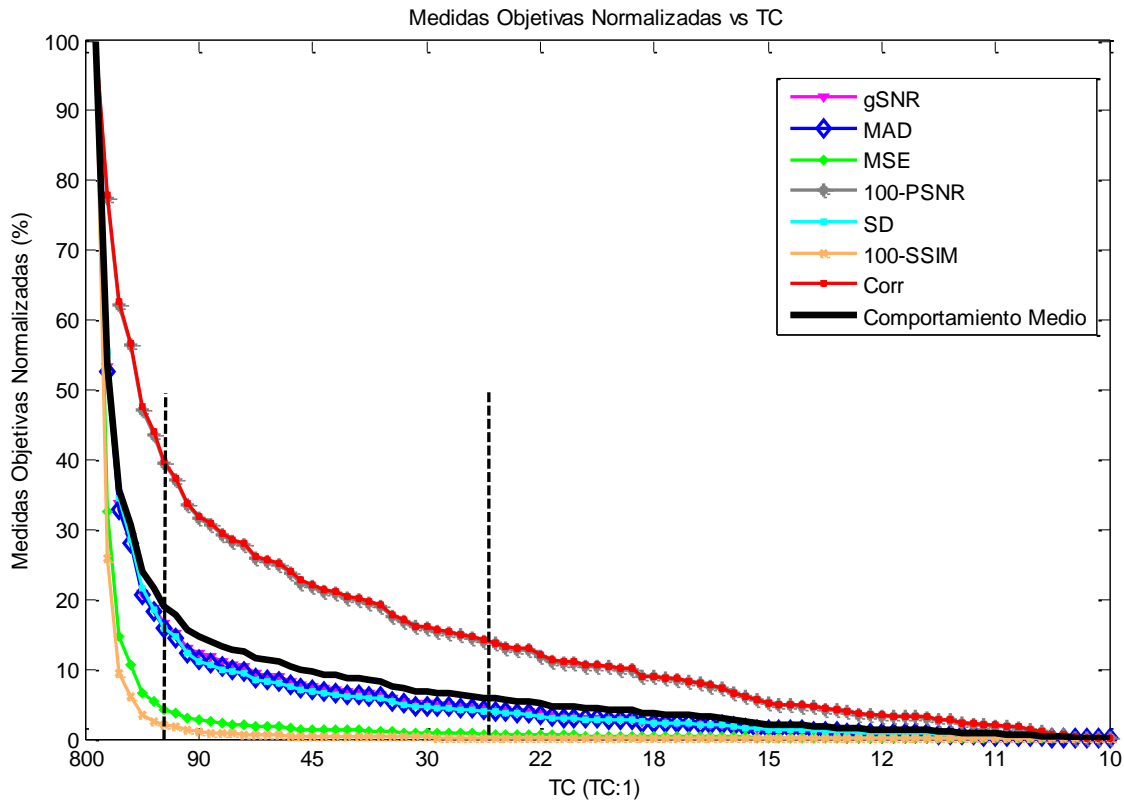


Fig.13: Gráfico del comportamiento de las medidas objetivas.

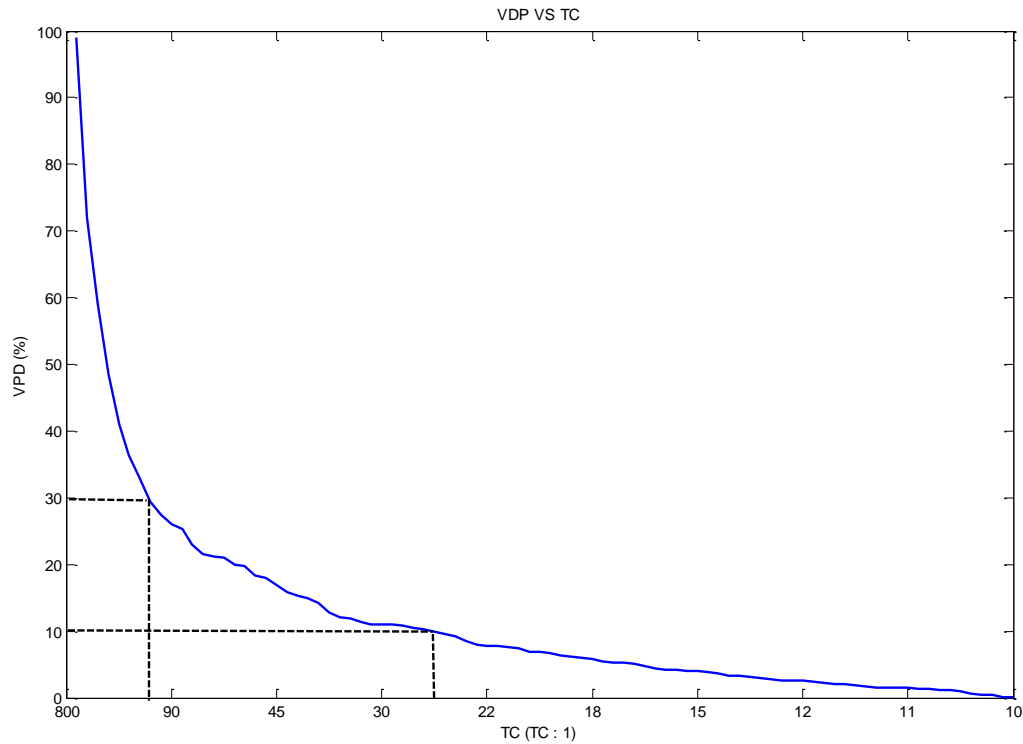


Fig.14: Gráfico que muestra el comportamiento medio de la medida objetiva VDP.

### 3.5 Resultados de las Medidas Subjetivas.

Con los resultados que se obtienen del experimento con los observadores expertos se construye un gráfico que nos permite una fácil interpretación de los resultados (Fig.15).

En este gráfico se puede observar que a partir de la TC de 60:1 la imagen baja de la calificación de buena por lo que no sería confiable a la hora de dar un diagnóstico.



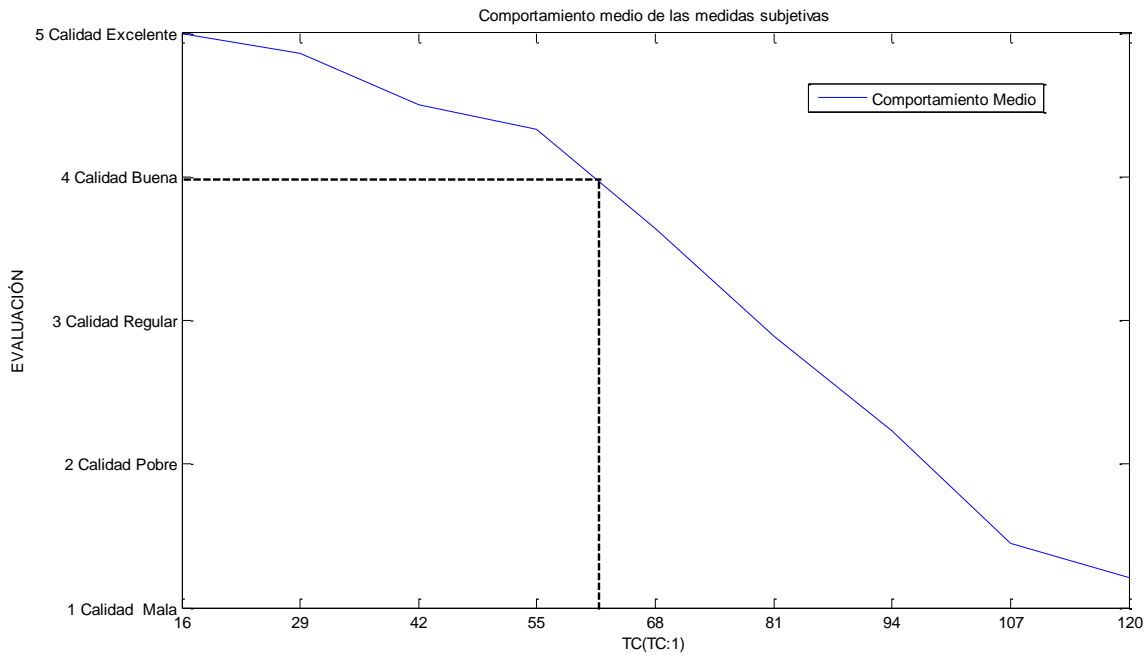


Fig.15: Gráfico que muestra el comportamiento medio de las medidas subjetivas.

### 3.6 Resultado del cálculo del coeficiente *Kappa*.

A manera de validar las observaciones realizadas se calcula el coeficiente de *Kappa*. Este coeficiente proporciona una medida del grado de concordancia entre dos observadores.

Tabla 5: Resultado del cálculo del coeficiente *kappa* calculado entre cada uno de los 5 observadores.

| Observadores | 1      | 2                    | 3                    | 4                    | 5                    |
|--------------|--------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| 1            | 1.0000 | <b><u>0.8410</u></b> | <b><u>0.6512</u></b> | <b><u>0.7564</u></b> | <b><u>0.5512</u></b> |
| 2            | 0.8410 | 1.0000               | <b><u>0.4536</u></b> | <b><u>0.7612</u></b> | <b><u>0.8025</u></b> |
| 3            | 0.6512 | 0.4536               | 1.0000               | <b><u>0.8517</u></b> | <b><u>0.4576</u></b> |
| 4            | 0.7564 | 0.7612               | 0.8517               | 1.0000               | <b><u>0.3976</u></b> |
| 5            | 0.5512 | 0.8025               | 0.4576               | 0.3976               | 1.0000               |

Se calcula este coeficiente para las observaciones que realizan 5 de los observadores participantes en el experimento arrojando los datos que se muestran en la tabla 5.

A partir de los datos reflejados en la tabla se calcula el promedio de los coeficientes que es de 0.65, lo que significa que el grado de concordancia inter-observador es considerable, validando así las observaciones realizadas.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### Conclusiones

Basado en los resultados podemos concluir que:

- El grupo de imágenes que se selecciona representa de manera aceptada el efecto que provoca la compresión JPEG 2000 sobre las imágenes del tipo estudiado.
- El intervalo de TC que se selecciona para el estudio resulta adecuado debido a que muestra de manera significativa el comportamiento de la calidad y para valores fuera de este intervalo carece de importancia el estudio.
- El grupo de medidas objetivas que se calcula sobre las imágenes comprimidas representa de manera eficiente el comportamiento de la calidad en función de la TC y facilita la tarea de establecer un intervalo de TC para el experimento subjetivo.
- Mediante el experimento subjetivo se comprueba la pérdida de calidad representada por las **medidas subjetivas** y se estima un criterio de TC máximo sin que se afecte la utilidad clínica de las imágenes estudiadas.
- **Para la compresión de este tipo de imágenes la implementación completa KAKADU del estándar JPEG2000 es muy eficiente, pues se logran significativas reducciones del tamaño de los ficheros.**

- Se estima que hasta la TC de 60:1 para este tipo de imagen no se pierde calidad para emitir un diagnóstico certero. Para TC mayores que esta no se asegura la calidad diagnóstica de la imagen.
- Los resultados de este trabajo poseen una aplicación teórica y práctica de gran trascendencia en el campo del procesamiento de imágenes médicas, especialmente en estaciones donde se obtengan y manipulen este tipo de imágenes.

### **Recomendaciones**

Se recomienda ampliar esta investigación a otras modalidades de imágenes médicas y aplicar estos resultados a la hora de almacenar grandes volúmenes de imágenes del tipo estudiado con vista a crear bases de datos.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. R. G. Aguilar, "Modelos visuales en el análisis de la calidad de imagen," 2006.
- [2] J. C. G. Álvarez, "Métrica No-referenciada basada en Wavelets para el asesoramiento automático de calidad y la optima compresión en imágenes Radiológicas," 2006.
- [3] J. C. G. Álvarez, J. P. T. Portillo, and G. Castellanos, "Análisis de calidad de imágenes medicas utilizando el modelo del sistema visual humano," 2007.
- [4] I. V. Brasileiro, H. J. Khoury, M. E. Andrade, M. P. Díaz, J. E. P. Viera, J. B. N. Neto, and C. Borrás, "Producto kerma-área y calidad de imagen en radiología dental panorámica digital," 2009.
- [5] I. M. Castañeda, "Efectos de la compresión con pérdidas sobre mediciones de distancia en imágenes de TAC," 2009.
- [6] L. G. Ciria, R. L. Castilla, and B. M. José, "Procesamiento de Imágenes Digitales JPEG2000 y la Transformada Wavelet," 2003.
- [7] R. C. González, R. E. Woods, and S. L. Eddins, "Digital Imaging Processing using MATLAB," 2004.
- [8] B. Kim, K. H. Lee, K. J. Kim, R. Mantiuk, H.-r. Kim, and Y. H. Kim, "Artifacts in Slab Average-Intensity-Projection Images Reformatted from JPEG 2000 Compressed Thin-Section Abdominal CT DataSets," 2007 (45).
- [9] K. J. Kim, B. Kim, K. H. Lee, T. J. Kim, R. Mantiuk, and H.-S. K. Y. H. Kim, "Regional Difference in Compression Artifacts in Low- Dose Chest CT Images: Effects of Mathematical and Perceptual Factors," 2008 (44).
- [10] J. C. L. and L. V. d. P., " Evaluación de la concordancia inter-observador en investigación pediátrica: Coeficiente de Kappa," 2008.
- [11] B. K. K. H. Lee, K. J. Kim, R. Mantiuk, S. Hahn, T. J. Kim, and Y. H. Kim, "Prediction of Perceptible Artifacts in JPEG 2000– Compressed Chest CT Images Using Mathematical and Perceptual Quality Metrics," 2007 (43).
- [12] A. Manzanique, "Imagen Analógica y Digital. Calidad de la Imagen," 2005.

- [13] M. V. Moreno, R. Chidiak, R. M. Roa, S. A. Miranda, and A. J. Rodríguez-Malaver, "Importancia y requisitos de la fotografía clínica en odontología," 2005.
- [14] M. S. Olivé, "Algoritmos de compresión de imágenes de alta resolución sin pérdida," 2008.
- [15] D. H. Pacheco, "DICOMPRESOR: Software para la compresión de imágenes médicas basado en el algoritmo JPEG-LS," 2006.
- [16] J. Pascau, "DICOM Almacenamiento y Comunicación de Imágenes Médicas," 2005.
- [17] J. L. Santana., "Optimización de la calidad de imagen vs. dosis al paciente en radiografía panorámica digital.," 2011.
- [18] D. Taubman, "Kakadu Survey Documentation (last updated for Version 5.0)," 2005.
- [19] A. J. Viera and J. M. Garrett, "Understanding Interobserver Agreement: The Kappa Statistic " 2005.
- [20] J. E. P. Viera, "Evaluación de la Calidad en Imágenes de Resonancia Magnética Compactadas con Pérdida," 2008.
- [21] J. E. P. Viera and I. M. Castañeda., "Efectos de la compresión JPEG 2000 sobre la frecuencia espacial en imágenes médicas.," 2007.
- [22] J. E. P. Viera and M. Pérez, "Criterios físicos para el estudio de la compresión con pérdidas en la imagen medica digital," *Revista Cubana de Física*, 2008.

## ANEXOS

### Anexo I      Códigos de Matlab para el cálculo de las medidas objetivas.

➤ Función para el cálculo de la medida objetiva VDP:

```
function VDP_res = calculate_VDP_JP2(t_w, bta)
t_w = t_w/2 - .5;
[nam1,path1]=uigetfile('*.bmp','Load Ref image File ');
if nam1 ~= 0
    file1 = [path1 nam1] ;
    imref = imread(file1);
    imref = mat2gray(imref);
    imref = im2double(gscale(imref, 'full16'));
    figure
    imshow(imref)
    [x, y] = getpts;
    x = round(x); y = round(y);
    thepath = uigetdir();
    if thepath ~= 0
        thepath = [thepath '\'];
        filelist = dir([thepath '*.jp2']);%aqui estan los nombres de cada una de las
imagenes
    end
    [a,b] = size(filelist)
    for im = 1 : a
        filename = filelist(im).name; %se obtiene el nombre de la imagen
```

```

img = jp2read([thepath filename]);% se carga la imagen
img = im2double(img); %se lleva a double
im_pru = im2double(gscale(img, 'full16'));
    for r = 1 : size(x)
        roi_r = imref(y(r) - t_w : y(r) + t_w, x(r) - t_w : x(r) + t_w);
        roi_p = im_pru(y(r) - t_w : y(r) + t_w, x(r) - t_w : x(r) + t_w);
        VDP(r) = compute_vdp(roi_r, roi_p, bta);
    end
    VDP_res(im) = mean(VDP);
end
end
end

```

➤ Función para el cálculo de la medida objetiva gSNR:

```

function sn = snr(ori, lmg);
%SNR2 Comparative Signal-to-noise Ratio (SNR): Tilo Strutz, Grundlagen der
%Bildaten Kompression.
% snr = snr2(Xori, Xrec);
m = mean2(ori);
d = ori - lmg;
ma = max(d(:));
mi = min(d(:));
md = mean2(d);
N = size(ori,1)*size(ori,2);
sigma_x_q = sum(sum((ori - m).^2))/N;
sigma_n_q = sum(sum((d - md).^2))/N;
sn = 10*log10( sigma_x_q/sigma_n_q);

```

➤ Función para el cálculo de la medida objetiva MAD:

```

function m = mad(x, y);
% Mean Absolut difference;
% m = mad(x, y);
d = abs(y - x);

```



```
m = sum(d(:))/(size(x,1)^2);
```

➤ Función para el cálculo de la medida objetiva MSE y PSNR:

```
function [P, MSE] = psnr (Xori,Xrec);
```

```
%PSNR Peak signal to noise ratio
```

```
% P = psnr(Xori,Xrec);
```

```
%
```

```
% PSNR Peak Signal to Noise Ratio
```

```
% Inputs: xori = The original image,
```

```
% xrec = The reconstructed image,
```

```
% Output: P = peak s t n ratio
```

```
% MSE Mean Square Error
```

```
%Xori= nrz(Xori);
```

```
%Xrec= nrz(Xrec);
```

```
%g=gain(Xori,Xrec);
```

```
d = Xori-Xrec;
```

```
N = size(Xori,1)*size(Xori,2);
```

```
MSE = sum(sum(d.^2))/N;
```

```
P = 10*log10((255^2)/MSE);
```

➤ Función para el cálculo de la medida objetiva SD:

```
function S1 = spectdist(ori, img);
```

```
%medida espectral
```

```
[a,b] = size(ori);
```

```
N2 = a*b;
```

```
fx = double(fft2(ori));
```

```
fy = double(fft2(img));
```

```
di = imag(fx)-imag(fy);
```

```
S1 = sqrt(sum(sum(di.^2)))/N2;
```

➤ Función para el cálculo de la medida objetiva SSIM:

```
function [mssim, ssim_map] = ssim_index(img1, img2)
```

```
if (nargin < 2 | nargin > 5)
    ssim_index = -Inf;
    ssim_map = -Inf;
    return;
end
if (size(img1) ~= size(img2))
    ssim_index = -Inf;
    ssim_map = -Inf;
    return;
end
[M N] = size(img1);
if (nargin == 2)
    if ((M < 11) | (N < 11))
        ssim_index = -Inf;
        ssim_map = -Inf;
        return
    end
    window = fspecial('gaussian', 11, 1.5); %
    K(1) = 0.01;
    % default settings
    K(2) = 0.03;
    L = 255;
end
if (nargin == 3)
    if ((M < 11) | (N < 11))
        ssim_index = -Inf;
        ssim_map = -Inf;
        return
    end
    window = fspecial('gaussian', 11, 1.5);
    L = 255;
```

```
if (length(K) == 2)
    if (K(1) < 0 | K(2) < 0)
        ssim_index = -Inf;
        ssim_map = -Inf;
        return;
    end
else
    ssim_index = -Inf;
    ssim_map = -Inf;
    return;
end
end
if (nargin == 4)
    [H W] = size(window);
    if ((H*W) < 4 | (H > M) | (W > N))
        ssim_index = -Inf;
        ssim_map = -Inf;
        return
    end
end
L = 255;
if (length(K) == 2)
    if (K(1) < 0 | K(2) < 0)
        ssim_index = -Inf;
        ssim_map = -Inf;
        return;
    end
else
    ssim_index = -Inf;
    ssim_map = -Inf;
    return;
end
end
```

```
end
if (nargin == 5)
    [H W] = size(window);
    if ((H*W) < 4 | (H > M) | (W > N))
        ssim_index = -Inf;
        ssim_map = -Inf;
    return
end
if (length(K) == 2)
    if (K(1) < 0 | K(2) < 0)
        ssim_index = -Inf;
        ssim_map = -Inf;
        return;
    end
else
    ssim_index = -Inf;
    ssim_map = -Inf;
    return;
end
end
C1 = (K(1)*L)^2;
C2 = (K(2)*L)^2;
window = window/sum(sum(window));
img1 = double(img1);
img2 = double(img2);
mu1 = filter2(window, img1, 'valid');
mu2 = filter2(window, img2, 'valid');
mu1_sq = mu1.*mu1;
mu2_sq = mu2.*mu2;
mu1_mu2 = mu1.*mu2;
sigma1_sq = filter2(window, img1.*img1, 'valid') - mu1_sq;
```

```

sigma2_sq = filter2(window, img2.*img2, 'valid') - mu2_sq;
sigma12 = filter2(window, img1.*img2, 'valid') - mu1_mu2;
if (C1 > 0 & C2 > 0)
    ssim_map = ((2*mu1_mu2 + C1).*(2*sigma12 + C2))./((mu1_sq + mu2_sq +
C1).*(sigma1_sq +
sigma2_sq + C2));
else
    numerator1 = 2*mu1_mu2 + C1;
    numerator2 = 2*sigma12 + C2;
    denominator1 = mu1_sq + mu2_sq + C1;
    denominator2 = sigma1_sq + sigma2_sq + C2;
    ssim_map = ones(size(mu1));
    index = (denominator1.*denominator2 > 0);
    ssim_map(index) =

    (numerator1(index).*numerator2(index))./(denominator1(index).*denominator2(ind
ex));
    index = (denominator1 ~= 0) & (denominator2 == 0);
    ssim_map(index) = numerator1(index)./denominator1(index);
end
mssim = mean2(ssim_map);

return

```

➤ Función para el cálculo de la medida objetiva Corr:

```

% Correlation functions.
% c1 structural context
N = size(x,1);
M = size(x,2);
x = double(x);
y = double(y);
c1 = sum(sum(x.*x))/sum(sum(y.*y));

```

---

```
x = x + 1e-10;  
y = y + 1e-10;  
mi = min(x, y);  
    for i = 1 : N  
        for j = 1 : M  
            end;  
        end;  
    end;
```