

Efficient Management of Ultrasound Images Using Digital Watermarking

D. Nuñez-Ramirez, M. Cedillo-Hernandez, M. Nakano-Miyatake, and H. Perez-Meana

Abstract—Nowadays, the administration of medical images can be compromised by several information security issues. Among others, a first problem consists in authenticating the source that originated the medical image and verifying that it corresponds to the correct patient; a second problem is aimed to avoid detachment between an electronic patient record and its corresponding images. A promising solution is the use of digital watermarking techniques applied to medical images considering in the design requirements of imperceptibility-robustness of the field of medical imaging. In this paper a digital watermarking method for an efficient administration of ultrasound images is proposed. To avoid the detachment between the record and images, we use an *invisible watermarking* in the frequency domain of the image. To authenticate the source of origin of the medical image, we use a *visible-imperceptible watermarking* in the spatial domain of the image. The experimental results show an efficient robustness and imperceptibility of the embedded watermark signals into the medical image. A comparison of performance with related works previously reported in the literature is included.

Index Terms—Authentication, Avoid detachment, DICOM imaging, Digital watermarking, Security information.

I. INTRODUCCIÓN

DEBIDO a su importancia en el diagnóstico clínico, tratamiento, investigación y otras aplicaciones comerciales y no comerciales de organizaciones gubernamentales y privadas; la información médica es muy valiosa y delicada por naturaleza. Los avances rápidos y significativos de las tecnologías de la información y comunicación (TIC) durante los últimos años han generado una gran cantidad de cambios a nivel conceptual y de aplicación dentro del paradigma de administración de información médica. Los sistemas de cuidado de la salud modernos e integrados tales como los Sistemas de Administración Hospitalaria (HIS por sus siglas en inglés), los Sistemas de Comunicación y Almacenamiento de Imágenes (PACS por sus siglas en inglés), entre otros; proporcionan un fácil acceso, una manipulación efectiva y una distribución eficiente de información médica [1-3].

Por su parte, la tecnología de Historial de Salud Electrónico (EPR por sus siglas en inglés) ha reemplazado al paradigma ineficiente de historiales médicos en papel, y está disponible en diversos formatos tales como reportes de diagnóstico, imágenes y señales de signos vitales, entre otros, que por definición son altamente confidenciales [3], [4]. Estos avances en la tecnología de administración de información médica han traído como consecuencia nuevos riesgos en términos de seguridad de la información debido al uso inapropiado de información médica, dada la facilidad con la cual los datos digitales pueden ser manipulados y distribuidos [5, 6]. De este modo, es necesario el diseño de sistemas de almacenamiento efectivos, con restricción controlada tanto de acceso, así como de manipulación de la información médica, manteniendo intactos los requerimientos de autenticidad, integridad y confidencialidad de datos médicos, para propósitos de una administración efectiva [7].

Para atender parte de esta problemática, en el contexto de imágenes médicas, en la literatura se ha propuesto el uso de la técnica de marcado de agua digital en imagen [8], [9], la cual tiene entre sus principales aplicaciones el incremento de la autenticidad, integridad, confidencialidad y seguridad de la información clínica de los pacientes contenida en los expedientes médicos [10-15]. En términos generales, el marcado de agua digital permite insertar información en forma visible o bien invisible de un patrón denominado marca de agua dentro de una señal huésped [16], que en el contexto de este trabajo son imágenes médicas digitales. Originalmente, la motivación principal de la técnica de marcado de agua fue la protección de derechos de autor, sin embargo, con el paso de los años ha sido extendida a un amplio rango de aplicaciones multimedia, entre las que destaca el ocultamiento de datos dentro de imágenes médicas que vienen contenidas en un formato del estándar denominado Imagenología y Comunicación Digital en Medicina (DICOM por sus siglas en inglés) [17], [5].

De este modo, el marcado de agua digital tiene el potencial de ser una herramienta de valor agregado para hacer frente a un amplio rango de problemas asociados con la administración de datos médicos [5]. En general, un algoritmo de marcado de agua consta de tres partes: la marca de agua (información a ocultar), el codificador (algoritmo de inserción), y el decodificador (algoritmo de detección). Las marcas de agua se pueden insertar en el dominio espacial, y con ayuda de una transformación, se pueden aplicar en algún otro dominio, como el de la frecuencia.

Las imágenes médicas requieren un tratamiento especial

“This work was supported in part by the Instituto Politécnico Nacional (IPN) as well as by the Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) of Mexico”

D. Nuñez-Ramirez, M. Cedillo-Hernandez, M. Nakano-Miyatake, H. Perez-Meana are with the Instituto Politecnico Nacional, SEPI ESIME Culhuacan, Ciudad de Mexico, Mexico (e-mail:mcedilloh@ipn.mx).

cuando son procesadas por algoritmos de marcado de agua digital. Desde el punto de vista del diseño de un algoritmo de marcado de agua aplicado a imágenes digitales, se deben cumplir los siguientes requerimientos: A) *Imperceptibilidad*, refiere a mantener una alta calidad de la información visual de la imagen médica y, convencionalmente, es evaluada con las métricas Relación Señal a Ruido Pico (PSNR por sus siglas en inglés) medida en decibeles (dB) [18] y el Índice de Similitud Estructural (SSIM por sus siglas en inglés) [18]; B) *Robustez* del algoritmo de marcado de agua ante distorsiones de procesamiento de señal intencional y no intencional, que pudieran degradar, dañar o dificultar la extracción de la señal asociada con la información oculta dentro de la imagen digital, generalmente evaluada con la tasa de bits erróneos (BER por sus siglas en inglés) y la correlación cruzada normalizada (NCC por sus siglas en inglés), solo por mencionar algunas; C) *Longitud de la señal de marca de agua*, refiere a la cantidad máxima de datos que contiene dicha señal y que puede ser insertada dentro de una imagen médica sin afectar su calidad después del proceso de inserción; D) *Seguridad*, este aspecto está relacionado con el uso de diferentes tipos de llaves ya sea públicas o privadas, de modo que personas no autorizadas no puedan remover la marca de agua de la imagen médica; E) *Complejidad computacional* (velocidad) está relacionada con el tiempo de ejecución requerido para insertar y detectar las marcas de agua. Por otra parte, existen diferentes aplicaciones del marcado de agua en imágenes médicas [15], entre las que podemos mencionar: i) Evitar la desvinculación imagen-expediente médico, ii) Ahorro de ancho de banda de transmisión, iii) Confidencialidad y Seguridad, iv) Control de Integridad, v) Autenticación, vi) Indexación, vii) Control de Acceso y viii) Etiquetado.

Como puede apreciarse, el marcado de agua digital aplicado a imágenes médicas es un campo de investigación abierto que permite el desarrollo de algoritmos computacionales para ocultamiento de información, atendiendo diversas problemáticas. En este artículo se propone un método de marcado de agua digital para una administración eficiente de imágenes de ultrasonido. Para evitar el desapego expediente-imagen, se hace uso de una marca de agua *invisible* usando información de la transformada discreta de Fourier (DFT por sus siglas en inglés) y una técnica de espectro ensanchado denominada secuencia directa por acceso múltiple de división de código (DS-CDMA por sus siglas en inglés).

Para autenticar la fuente que generó una imagen médica, se hace uso de una modalidad que ha sido propuesta recientemente en la literatura denominada marca de agua *visible-imperceptible* [19], [29], usando el dominio espacial de la imagen. En términos generales, esta nueva modalidad de marcado de agua emula el comportamiento de las marcas de agua reales, las cuales son visibles cuando son expuestas a una fuente de luz especial o cuando el ángulo de visión del objeto es ajustado a ciertas condiciones específicas, ejemplo de estas marcas de agua reales son los logotipos ocultos en los billetes de papel moneda, los cuales se hacen visibles poniendo el billete a contraluz.

El trabajo está compuesto de las siguientes secciones: la Sección II. hace una breve revisión bibliográfica de trabajos relacionados, la Sección III. muestra los diversos algoritmos que componen las etapas del método propuesto, la Sección IV. muestra los resultados experimentales obtenidos, así como el comparativo con trabajos previamente reportados en la literatura y la Sección V. concluye este trabajo.

II. ANTECEDENTES

En los siguientes párrafos se mencionan los trabajos relacionados reportados previamente en la literatura. Así, el método desarrollado por Upadhyay et al. en [20], presenta una técnica de marca de agua en imágenes médicas a color a través de la transformada discreta wavelet (DWT por sus siglas en inglés), la cual descompone la imagen en cuatro sub-bandas, LL, LH, HL y HH, posteriormente en la sub-banda LL se repite este proceso obteniendo la sub-banda LL2. Considerando la contribución de color de la luminancia y una relación específica de los componentes de color del modelo RGB, es posible insertar el patrón de marca de agua con datos del EPR en escala de grises en la imagen médica. Este método es analizado con las métricas NCC y PSNR, la modalidad de las imágenes empleada es el ultrasonido.

Por otro lado, en el trabajo propuesto por Singh [21], se emplea una marca de agua basada en el dominio de la transformada wavelet de elevación (LWT por sus siglas en inglés) y la transformada discreta de coseno (DCT por sus siglas en inglés) para servicios de tele-salud. El propósito de este trabajo es la autenticación a través de la inserción de una marca de agua de tamaño de 64x64 píxeles, a la cual se le aplica la DCT y posteriormente es cifrada por el algoritmo de resumen criptográfico MD5 [22], la inserción del patrón de marca de agua se lleva a cabo en la sub-banda LH3 de la transformada LWT de la imagen médica. Aunado a lo anterior, el EPR se oculta con técnicas de esteganografía y cifrado en la banda HL3 de la LWT. Las métricas de evaluación empleadas en [21] son la PSNR para imperceptibilidad, BER y NCC para robustez.

La transformada discreta wavelet es también empleada por Thakkar en [23], en este trabajo se aplica la DWT en la región de interés (ROI por sus siglas en inglés), se elige la banda LL y se obtienen bloques de descomposición de valores singulares (SVD por sus siglas en inglés), se identifican elementos singulares a partir de la matriz formada por estos bloques de SVD, estos elementos son modificados de acuerdo a un umbral establecido por la etapa de inserción de marcado de agua que garantiza la imperceptibilidad y robustez del método. Se insertan dos marcas de agua, la primera es un logotipo y la segunda es una secuencia binaria generada por el EPR al que se le aplicó el código de corrección de errores Hamming. Este método es implementado en imágenes en las modalidades de Rayos-X, mamografía y tomografía computarizada, el objetivo principal es la identificación del paciente y la autenticación de la imagen médica. El rendimiento de este trabajo al igual que los dos anteriores es evaluado con métricas de PSNR para imperceptibilidad y BER para robustez.

III. MÉTODO PROPUESTO

En esta sección se describen las etapas y los pasos de los que consta el método propuesto integrado principalmente por dos esquemas de marca de agua, como se muestra en la Fig. 1.

A. Inserción de Marca de Agua Invisible en el Dominio de la DFT

A continuación se explica el proceso de inserción de la marca de agua W en la DFT de la luminancia de la imagen médica original.

Paso 1: Realizar la lectura de la imagen DICOM denotada como I , cambiar su representación del modelo de color RGB al modelo de color no correlacionado YCbCr [24] y aislar la información de luminancia Y .

Paso 2: Generar la marca de agua W a partir de la extracción de datos clave del EPR del paciente tales como su ID, nombre, género y fecha de nacimiento. Esta información puede ser personalizada de acuerdo a las necesidades requeridas. Una vez extraída la información clave, esta se procesa mediante la función de resumen criptográfico RIPEMD-160 [22] y la ecuación (1):

$$W = b(k) \oplus b(l) \quad , \quad (1)$$

donde W es el patrón de la marca de agua que se insertará y b indica cada bloque RIPEMD-160 de 80 bits, $k=1, \dots, 80$ y $l=81, \dots, 160$, \oplus denota la operación *or*-exclusiva XOR [12], [25]. De esta manera la carga útil de la marca de agua W tiene un valor constante de $L=80$.

Paso 3: Dadas las propiedades invariantes de la DFT ante traslación, rotación y escalamiento las cuales proveen robustez al esquema de marca de agua ante distorsiones geométricas [24], aplicar la DFT-2D a la luminancia Y para entonces obtener su espectro de Fourier F y aislar la información tanto de magnitud $M(u,v) = |F(u,v)|$ como de fase $P(u,v)$. Posteriormente con el uso de un par de radios homocéntricos r_1 y r_2 los cuales son resguardados como la llave secreta K_1 ,

generar una región anular $A=\pi((r_2)^2-(r_1)^2)$ en la banda de frecuencia media de $M(u,v)$ para preservar el balance entre el compromiso imperceptibilidad-robustez de W [25].

Paso 4: Codificar los bits de W usando la técnica de espectro ensanchado DS-CDMA, dada por (2):

$$W_{cod} = \sum_{i=1}^L (1 - 2 \cdot W_i) g_i, \quad (2)$$

donde $i = 1, \dots, L=80$, W_{cod} es la marca de agua codificada, y $g_{i=1, \dots, L=80}$ es cada i -ésimo patrón pseudo-aleatorio de valores $\{1, -1\}$ cuyo tamaño $A/2$ es establecido por la propiedad de simetría de la DFT. Cada i -ésimo vector g entonces es generado mediante la llave secreta K_2 .

Paso 5: Considerando una versión lineal de espectro ensanchado similar a [26] y propuesta inicialmente en [32], la inserción de W_{cod} se efectúa de manera aditiva en los coeficientes de magnitud del área anular ubicados en la mitad superior de la DFT usando (3):

$$M' = M + \alpha \cdot W_{cod} \quad , \quad (3)$$

donde M' y M son los coeficientes de magnitud DFT marcados y originales respectivamente, α un factor de fuerza de inserción de marca de agua. Finalmente, la luminancia marcada Y_w es obtenida mediante la DFT inversa $Y_w = \text{IDFT}(F')$ donde $F'=(M',P)$.

B. Inserción de Marca de Agua Visible-Imperceptible en el Dominio Espacial

A continuación se explica el proceso de inserción de la marca de agua W_B en el dominio espacial de la luminancia Y_w , de la imagen médica previamente marcada por la DFT cuya resolución espacial es $N_1 \times N_2$.

Paso 1: El patrón de marca de agua W_B es un logotipo binario que es embebido en un área bck con píxeles de baja intensidad y textura homogénea de Y_w [27].

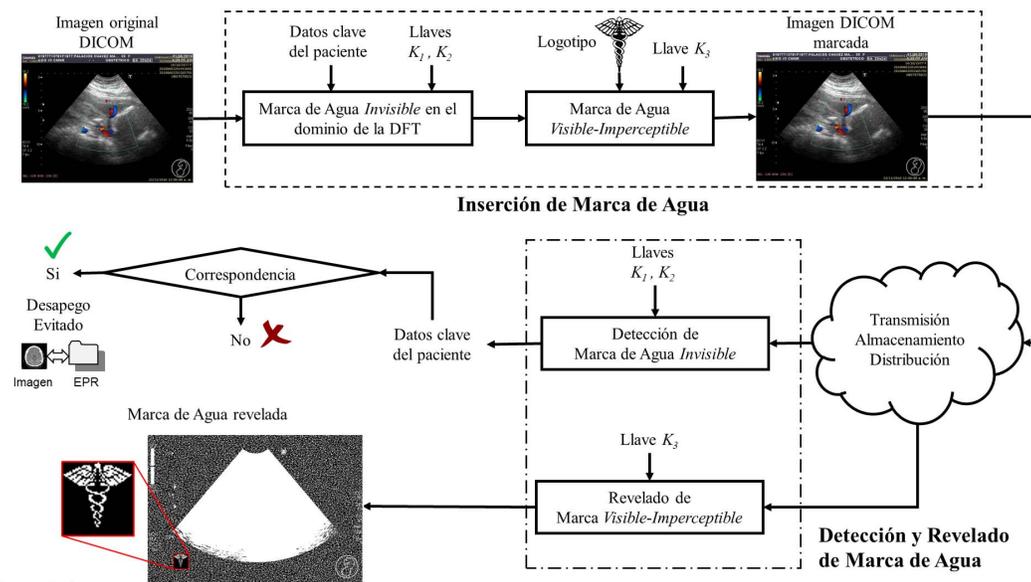


Fig. 1. Diagrama general del método propuesto.

Es importante mencionar que la región de no interés (RONI por sus siglas en inglés) de la imagen cumple con estas características, lo que garantiza una buena calidad de la imagen y se evita el riesgo de obtener una mala interpretación en el diagnóstico médico. En este sentido, usando (4) seleccionar la región de inserción bck más óptima con base al valor mínimo de varianza:

$$bck = \arg \min_j \left(\frac{1}{(n_1 \cdot n_2)} \cdot \sum_{x,y \in V_j} (p(x,y) - \mu_{V_j})^2 \right), \quad (4)$$

donde V_j es una ventana deslizante cuyas dimensiones son $n_1=n_2=50$ píxeles, con posición inicial en la parte superior izquierda de Y_w , con desplazamiento de 1 píxel en direcciones izquierda-derecha, arriba-abajo sobre Y_w , $j=1,2,\dots,(N_1-n_1-1) \times (N_2-n_2-1)$, μ_{V_j} es el valor promedio de cada j -ésima ventana V_j en el que se encuentra el pixel $p(x,y)$.

Paso 2: Una vez determinada la región bck , se procede a ocultar W_B dentro de Y_w dado (5):

$$bck(x,y) = \begin{cases} \mu - \beta & \text{si } W_B = 0 \\ \mu + \beta & \text{si } W_B = 1 \end{cases}, \quad (5)$$

donde μ es el valor promedio del bloque bck y se establece como la llave secreta K_3 , la cual por seguridad se oculta dentro de los metadatos del archivo de imagen DICOM, en un metadato que no comprometa los datos clínicos del paciente. Por su parte, β es un factor de fuerza de inserción de marca de agua determinado por un criterio de JND de luminancia establecido en [28]. Finalmente, una vez oculto W_B dentro de Y_w , esta se reestablece del modelo YCbCr al modelo RGB con apoyo de la información de crominancia original, la imagen protegida I_w se guarda en su formato nativo DICOM.

C. Detección de la Marca de Agua Invisible

En aras de la brevedad, a continuación se explica de manera sintetizada el proceso de detección de la marca de agua W en la DFT de la luminancia de la imagen médica marcada I_w .

Paso 1: Repetir los pasos 1, 2 y 3 del proceso de inserción de marca de agua *invisible* usando la información de la imagen médica DICOM protegida I_w , la llave secreta K_1 para obtener la magnitud DFT marcada M' y, por propiedad de simetría de la DFT, la región anular $A/2$.

Paso 2: Calcular la correlación lineal $C(i)_{DFT}$ entre los coeficientes de magnitud DFT del vector M' y los z -ésimos elementos $z=1,2,\dots,A/2$ de cada i -ésimo vector g_i $i=1,\dots,L=80$, generados mediante la llave secreta K_2 , dada por (6):

$$C(i)_{DFT} = \sum_{z=1}^{A/2} (g_{iz} - \hat{g}_{iz}) \cdot M_z'' \quad , \quad (6)$$

donde \hat{g}_i es el promedio de todos los valores en cada vector g_i , $i = 1, \dots, L$, y $M'' = M' - M'_{av}$, el parámetro M'_{av} es el promedio de todos los valores en M' [26].

Paso 3: Usando la función “*signo*”, decodificar los bits que componen el patrón de marca de agua W'_i , $i=1,\dots,L$. Si $C(i)_{DFT}$ es positivo ‘+’, entonces $W'_i = 0$, en otro caso $W'_i = 1$.

Paso 4: Para verificar la correspondencia entre la imagen médica y el EPR que le corresponde, se realiza la comparación entre W' y W usando la métrica BER, definida por (7):

$$BER = \frac{\sum_{i=1}^L W_i \oplus W'_i}{L}, \quad (7)$$

donde \oplus denota la operación *or*-exclusiva XOR [12], [25].

Paso 5: Para evitar ambigüedad en la detección de la presencia o ausencia de W dentro de I_w , se establece un valor umbral de detección T_d que garantice la correspondencia de la imagen médica y el EPR, usando (8) [31]:

$$P_{fa} = \sum_{\lambda=T}^L (0.5)^L \cdot \left(\frac{L!}{\lambda!(L-\lambda)!} \right), \quad (8)$$

donde P_{fa} es una probabilidad de falsa alarma de W considerando una distribución binomial con probabilidad de éxito igual a 0.5, λ es una variable aleatoria independiente [31]. Para obtener una P_{fa} menor a 10^{-8} se establece un umbral de decisión $T_d = 1 - T/L = 1 - 64/80 = 0.2$, es decir, la señal de marca de agua W debe ser recuperada en un 80% o mayor a este porcentaje. Si la BER es menor al 20% se considera correspondencia entre la imagen médica y el EPR. Por otro lado, si la BER es superior al 20% (menos de 64 bits correctos), el algoritmo propuesto indica que existe un desvinculo entre la imagen médica y el EPR, o bien la imagen médica no se encuentra marcada.

D. Revelado de la Marca de Agua Visible-Imperceptible

Para lograr revelar el logotipo W_B de forma que se aprecie a simple vista, el procedimiento es:

Paso 1: Obtener la información de luminancia de la imagen médica marcada I_w .

Paso 2: Extraer la llave secreta K_3 de los metadatos de la imagen marcada DICOM I_w .

Paso 3: Usando el valor promedio de intensidad de pixel μ_{bck} contenido en K_3 , binarizar y revelar la marca de agua W_B , usando (9):

$$Y_{rev} = \begin{cases} 1 & \text{Si } Y_w \geq \mu_{bck} \\ 0 & \text{Otro caso} \end{cases}, \quad (9)$$

donde Y_w es la luminancia de I_w , Y_{rev} es la versión binarizada de Y_w que contiene la marca de agua revelada W_B .

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Con la finalidad de evaluar el rendimiento del esquema propuesto se emplearon 100 imágenes DICOM en la modalidad de ultrasonido (US) provenientes del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), con dimensiones de 716x537 píxeles y una profundidad de 8 bits por pixel en RGB. La implementación de los algoritmos de inserción y detección de ambas marcas de agua, así como de las pruebas

de rendimiento que se muestran a continuación, se realizaron usando Matlab© R2017b en una computadora con procesador Intel Core i7 y con 8 Gb de memoria RAM. El esquema de marcado de agua propuesto es evaluado desde los puntos de vista de imperceptibilidad y robustez.

A. Imperceptibilidad de Marca de Agua

Para evaluar la imperceptibilidad, se consideran las métricas PSNR [30] y SSIM [18]. El SSIM se cuantifica en un intervalo de 0 a 1, donde 1 indica que ambas imágenes (original y de referencia) son iguales, y 0 que la imagen de referencia no comparte similitud con la imagen original [30]. El efecto del factor de fuerza de inserción de marca de agua α sobre la calidad visual de la imagen se muestra en las Figs. 2 y 3, considerando un intervalo de α desde 1 hasta 10. Dado que el segundo factor de fuerza de marca de agua β está determinado de manera dinámica por el criterio JND, sus valores asignados no son ajustados en la evaluación de imperceptibilidad. En las Figs. 2 y 3 se puede observar que cuando el factor de fuerza de inserción α aumenta la imperceptibilidad de la marca de agua se ve disminuida en tanto el requerimiento de robustez es beneficiado y viceversa, esto se le conoce como un compromiso entre imperceptibilidad-robustez. Dado que valores PSNR menores a 35dB indican que la calidad visual de una imagen está siendo afectada, consideramos un valor de $\alpha=2$ como óptimo para el método propuesto.

Una vez establecidos los parámetros $\alpha=2$ así como β dado este por el criterio JND, se procede a una evaluación de los métodos de marcado de agua invisible y visible-imperceptible; por separado y en conjunto, con la finalidad de analizar el efecto de cada método sobre la calidad visual de la imagen médica.

La Tabla I muestra los resultados de cada método trabajando por separado y en conjunto, en términos de PSNR y SSIM, aplicado a 10 imágenes de prueba, la Tabla II muestra los resultados promedio para el conjunto completo de 100 imágenes.

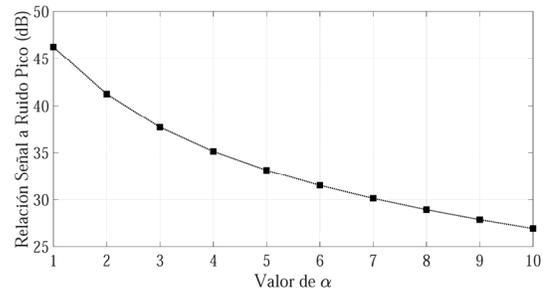


Fig. 2. PSNR promedio con α variable.

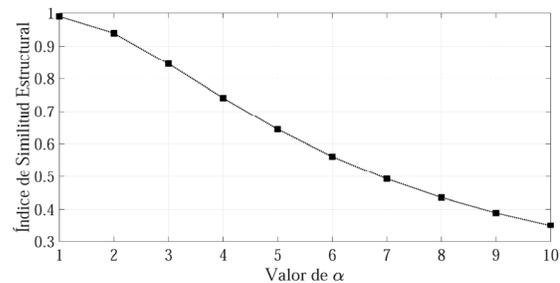


Fig. 3. SSIM promedio con α variable.

De la Tabla I y II se puede observar que el método de marcado de agua invisible afecta de mayor forma la calidad visual de la imagen médica obteniendo PSNR y SSIM promedio por encima de los 41dB y 0.93 respectivamente.

TABLA I

EFFECTO DE LOS MÉTODOS DE MARCA DE AGUA EN LA CALIDAD VISUAL DE LA IMAGEN MÉDICA, INSERCIÓN POR SEPARADO Y EN CONJUNTO, PARA 10 IMÁGENES INDIVIDUALES

No. Imagen	Marcado de agua Invisible		Marcado de agua visible-imperceptible		Ambos	
	PSNR (dB)	SSIM	PSNR (dB)	SSIM	PSNR (dB)	SSIM
1	41.3670171	0.93919118	59.5650296	0.99872178	41.332338	0.93977933
2	41.3166352	0.94033635	59.6099975	0.99869810	41.2869778	0.94088603
3	41.3438154	0.93403201	59.5928822	0.99860196	41.3141464	0.93474681
4	41.3177197	0.93831477	59.5864024	0.99867329	41.2888339	0.93905558
5	41.3238955	0.93623679	59.5532069	0.99863398	41.2941864	0.93696227
6	41.3313049	0.93430070	59.5511700	0.99860525	41.3024267	0.93501558
7	41.3221782	0.93949145	59.5456907	0.99867411	41.2932372	0.94004329
8	41.3014546	0.93740365	59.5684359	0.99864507	41.2726314	0.93796494
9	41.3072411	0.94055520	59.5897728	0.99869655	41.2772948	0.94109484
10	41.3066051	0.93822850	59.5796168	0.99865766	41.2777890	0.93875308
Promedio (10 imágenes)	41.3237867	0.93780906	59.5742205	0.99866077	41.2939862	0.93843017

TABLA II

EFFECTO DE LOS MÉTODOS DE MARCA DE AGUA EN LA CALIDAD VISUAL DE LA IMAGEN MÉDICA, INSERCIÓN POR SEPARADO Y EN CONJUNTO, PROMEDIO DE TODO EL CONJUNTO DE 100 IMÁGENES MÉDICAS

	Marcado de agua Invisible		Marcado de agua visible-imperceptible		Ambos	
	PSNR (dB)	SSIM	PSNR (dB)	SSIM	PSNR (dB)	SSIM
Promedio (100 imágenes)	41.2271148	0.93764412	59.4568685	0.99863713	41.1985472	0.93829644

Por su parte, cuando el esquema de marcado de agua visible-imperceptible es aplicado por si solo en la imagen médica, se obtienen valores altos de PSNR y SSIM, que en promedio están por encima de los 59dB y 0.99 respectivamente. Este efecto del marcado de agua visible-imperceptible obedece a que la marca de agua W_B se inserta únicamente en una región de 50x50 píxeles dentro de la RONI de la imagen DICOM, mientras que el método de marcado de agua invisible considera gran parte de la información espectral en la banda de frecuencias medias de la imagen médica para insertar la marca W . Sin embargo, cuando ambos métodos de marcado de agua operan sobre la misma imagen médica, se obtienen PSNR y SSIM promedio mayores a 41dB y 0.93 respectivamente, lo que mantiene una buena calidad visual en las imágenes médicas de modalidad US.

B. Robustez de la Marca de Agua Invisible W

Considerando la marca de agua W , un umbral de decisión $T_d=0.2$, 100 imágenes modalidad US, en la Tabla III se muestran las distorsiones junto con sus tolerancias aplicadas a las imágenes marcadas en conjunto con las tasas BER promedio obtenidas después de aplicada cada distorsión.

TABLA III
ROBUSTEZ DE LA MARCA DE AGUA W EN TÉRMINOS DE BER

Tipo de Ataque	BER
Sin distorsión	0
DICOM JPEG Lossy	0.130
DICOM JPEG Lossless	0.009
DICOM JPEG2000 Lossy	0.012
DICOM JPEG2000 Lossless	0.009
Ruido Gaussiano ($\mu=0, \sigma^2=0.01$)	0.046
Ruido impulsivo (densidad=0.01)	0.030
Ruido multiplicativo ($\mu=0, \sigma^2=0.05$)	0.015
Corrección gamma $\gamma=0.95$	0.029
Corrección gamma $\gamma=1.05$	0.006
Filtro Gaussiano [7 7]	0.034
Filtro de mediana [3 3]	0.302
Filtro promedio [3 3]	0.146
Afilamiento de imagen	0.001
Ecuación de histograma	0
Recorte de 100 x 100	0.027
Recorte de 45%	0.015
Rotación de 45°	0.041
Rotación de 135°	0.056
Voltear izquierda-derecha	0.009
Voltear arriba-abajo	0.009
Cambio en la relación de aspecto [0.7,0,0;0.1,2,0;0,0,1]	0.156
Escalamiento $f_s=2$	0.031
Escalamiento $f_s=0.6$	0.166
Traslación $x=50, y=50$	0.008
Traslación $x=100, y=100$	0.008

De la Tabla III se puede observar que el método es robusto frente a distorsiones geométricas como rotación, traslación y escalamiento, debido a las propiedades invariantes que posee la DFT [25]. Por otro lado, el método es también robusto a cambio de relación de aspecto, escalamiento con factores que van desde 0.6 hasta 2, recortes de imagen agresivos con tolerancias del 45%, obteniendo en todos los casos tasas de BER<0.20. También se puede observar que el método de marcado de agua invisible es robusto a diferentes compresiones del tipo JPEG y JPEG2000 con y sin pérdida de

información, diferentes tipos de contaminación de imagen por ruido Gaussiano, impulsivo y multiplicativo, corrección gamma, ecualización de histograma, afilamiento de imagen y filtrado, obteniendo en todos los casos tasas de BER<0.20, excepto ante el filtro de mediana, en donde el método no presenta robustez. Esta debilidad ante el filtro de mediana puede ser resuelta ajustando el factor de fuerza de inserción α , sin embargo, como se mencionó en la sección de evaluación de imperceptibilidad, valores grandes de α disminuyen la calidad visual de la imagen.

C. Robustez de la Marca de Agua Visible-Imperceptible W_B

Considerando la marca de agua binaria W_B de tamaño 50x50 y el método de revelado para la marca visible-imperceptible, en la Fig. 4 se muestra una imagen médica de ultrasonido original así como su versión marcada con el algoritmo propuesto, en conjunto con el logotipo W_B y un ejemplo de cómo se revela W_B a simple vista. Por su parte, la Fig. 5 muestra los resultados de robustez de W_B cuando el logotipo es revelado después de haber aplicado diversas distorsiones a la imagen marcada. Como se puede observar en la Fig. 5, la marca de agua logotipo W_B en la mayoría de los casos es totalmente perceptible a simple vista y en algunos reconocible aún después de haberse aplicado diversos procesamientos de señal a la imagen protegida.

D. Comparativo de Rendimiento

Con el propósito de evaluar de una manera equitativa el rendimiento del método propuesto con trabajos relacionados reportados previamente en la literatura, en esta sección se lleva a cabo un comparativo en términos de imperceptibilidad y robustez considerando un par de trabajos representativos en el campo de marcado de agua en imágenes médicas a color que son de reciente publicación, el primero es el presentado por Singh en [21] y el segundo publicado por Thakkar et al. en [23].

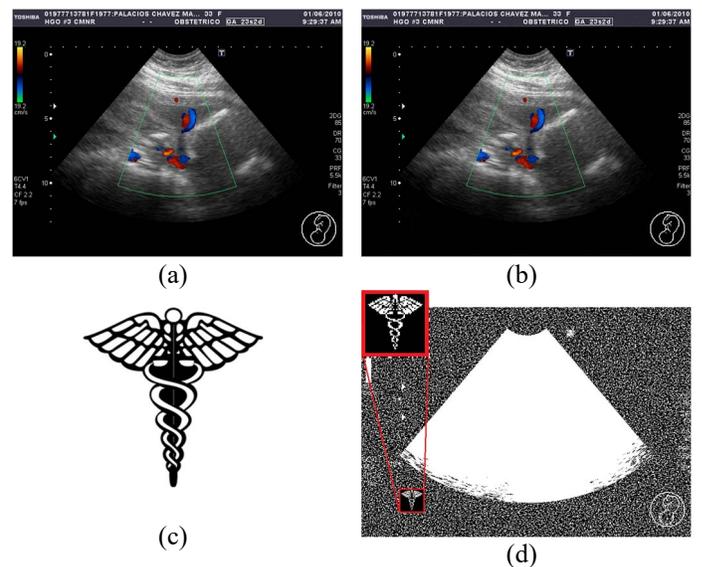


Fig. 4. (a) Imagen original, (b) Imagen marcada, (c) Marca de agua W_B , (d) Revelado de marca de agua visible-imperceptible, re-escalada para una mejor apreciación (cuadro rojo).

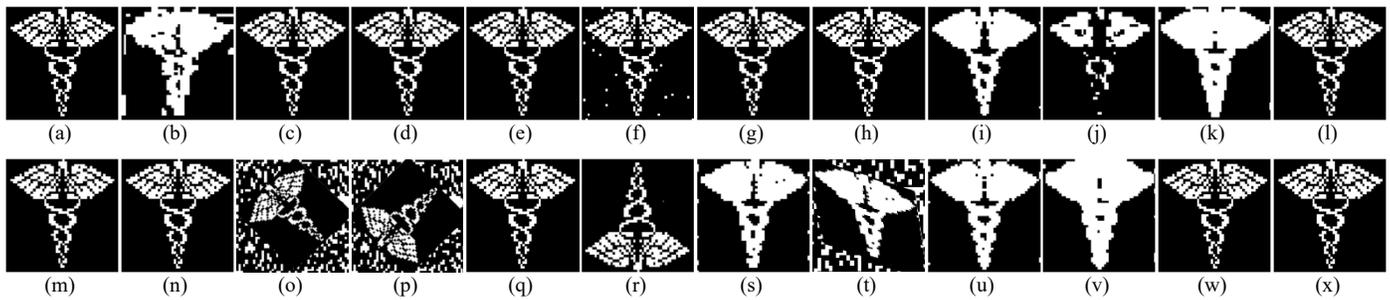


Fig. 5. (a) Sin distorsión, (b) DICOM JPEG Lossy, (c) DICOM JPEG Lossless, (d) DICOM JPEG2000 Lossy, (e) DICOM JPEG2000 Lossless, (f) Ruido impulsivo (densidad=0.01), (g) Ruido multiplicativo ($\mu=0, \sigma^2=0.05$), (h) Corrección gamma $\gamma=0.95$, (i) Filtro Gaussiano [7 7], (j) Filtro de mediana [3 3], (k) Filtro promedio [3 3], (l) Afilamiento de imagen, (m) Recorte de 100x100, (n) Recorte de 45%, (o) Rotación de 45°, (p) Rotación de 135°, (q) Voltar izquierda-derecha, (r) Voltar arriba-abajo, (s) Cambio en la relación de aspecto [0.7,0,0;0,1.2,0;0,0,1], (t) Transformación afin [0.9,0.2,0;0.1,1.2,0;0,0,1], (u) Escalamiento $f_s=2$, (v) Escalamiento $f_s=0.5$, (w) Traslación $x=50, y=50$, (x) Traslación $x=100, y=100$.

Los trabajos presentados en [21] y [23] tienen similitud con el trabajo propuesto en este artículo desde el punto de vista del empleo de imagen médica de color y uso de técnicas de marcado de agua *invisible*, sin embargo, es importante mencionar que, en el mejor de nuestro conocimiento, hasta la fecha de escritura del presente artículo ningún algoritmo de marcado de agua para imágenes médicas emplea la técnica de marcado de agua *visible-imperceptible* en el ámbito de imágenes médicas. Esta característica hace nuestro trabajo pionero en el campo del marcado de agua visible-imperceptible aplicado a imágenes médicas de color DICOM. En este sentido, en la Tabla IV se muestran los resultados del comparativo de robustez en términos de BER, considerando diversos tipos de distorsiones geométricas y procesamientos avanzados de señal. Un guion “-“ en la Tabla IV indica que el resultado no fue incluido o reportado en la literatura. De la Tabla IV se puede observar que el algoritmo de marcado de agua *invisible* propuesto en este trabajo es competitivo (primeras tres filas de la Tabla IV), es superado (resultados en *cursiva* de la Tabla IV) y supera (últimas trece filas de la Tabla IV) en rendimiento a las propuestas en [21] y [23] cuando la imagen marcada es procesada por diferentes tipos de filtrado, contaminación de imagen por diversos tipos de ruido, técnicas de mejoramiento de imagen incluidos el afilamiento y la ecualización de histograma, compresión de imagen, así como diversas distorsiones geométricas tales como la rotación, el escalamiento y el recorte de imagen. Cabe resaltar que el comparativo respecto a [21] y [23] se realizó únicamente considerando la parte del algoritmo de marcado de agua *invisible* del trabajo propuesto en este documento, esto con la finalidad de llevar a cabo una comparación lo más equitativa posible, sin embargo, conforme a los resultados reportados en la sección anterior relativos a la robustez de la parte del algoritmo de marcado de agua *visible-imperceptible*, es evidente que el diseño híbrido del algoritmo propuesto en este trabajo aporta una versatilidad en aplicación y mejora la robustez de los trabajos reportados previamente en la literatura en el ámbito de marcado de agua en imágenes médicas de color.

Finalmente, se lleva a cabo un comparativo de imperceptibilidad en términos de PSNR respecto a [21] y [23]. De la Tabla V, se puede observar que el método propuesto en este trabajo supera en calidad visual de imagen a la propuesta

de [21] en aproximadamente 6dB, mientras que a [23] lo supera ligeramente en aproximadamente 3dB.

TABLA IV
COMPARATIVO DE ROBUSTEZ

Tipo de Ataque	Propuesto	BER	
		[21]	[23]
Ecualización del histograma	0	-	0
Afilamiento	0.00175	-	0
Ruido multiplicativo ($\mu=0, \sigma^2=0.04$)	0.0145	0.0114	-
Ruido Impulsivo (densidad 0.01)	<i>0.03</i>	0	0
Ruido Gaussiano ($\mu=0, \sigma^2=0.01$)	<i>0.046</i>	0.04	0.0138
Filtro Gaussiano [3 3]	<i>0.0337</i>	0	-
Escalamiento $f_s=0.8$	<i>0.0985</i>	0	-
Escalamiento $f_s=0.5$	<i>0.0997</i>	-	0.05165
Filtro Promedio [3 3]	<i>0.146125</i>	0.04	-
Rotación de 45°	0.0275	0.49	-
Recorte del 25%	0.0100	-	0.26105
Recorte centrado	0.027	-	0.36575
Traslación $x=50, y=50$	0.008	-	-
Traslación $x=100, y=100$	0.008	-	-
DICOM JPEG Lossy	0.130	-	-
DICOM JPEG Lossless	0.009	-	-
DICOM JPEG2000 Lossy	0.012	-	-
DICOM JPEG2000 Lossless	0.009	-	-
Corrección gamma $\gamma=0.95$	0.029	-	-
Corrección gamma $\gamma=1.05$	0.006	-	-
Voltar izquierda-derecha	0.009	-	-
Voltar arriba-abajo	0.009	-	-

TABLA V
COMPARATIVO DE IMPERCEPTIBILIDAD

Método	PSNR (dB)
[21]	35.17
[23]	38.29
Propuesto	41.29

V. CONCLUSIONES

Debido a su importancia en el diagnóstico clínico, tratamiento, investigación y otras aplicaciones comerciales y no comerciales de organizaciones gubernamentales y privadas; la información médica es muy valiosa y delicada por naturaleza. Ante esto, existen diversos riesgos en términos de seguridad informática y de información que, si bien algunos son mitigados con el uso de diversas herramientas de TI, al

tratarse de herramientas de propósito específico, es difícil que alguna de ellas sea de propósito general, como el caso de los antivirus, los cortafuegos, por mencionar algunos. Ante esto, es necesario el desarrollo de mecanismos que coadyuven al incremento en las medidas de la seguridad de la información, como es el caso del marcado de agua digital aplicado en imágenes médicas DICOM con propósitos de autenticación y evitar el desapego o desvínculo entre el EPR y sus imágenes que le corresponden.

En este trabajo se presentó un algoritmo de marcado de agua híbrido y robusto, compuesto de dos técnicas, una basada en el dominio de frecuencia de la imagen médica denominada *invisible*, y otra basada en el dominio espacial de la imagen denotada como *visible-imperceptible*. Los resultados experimentales mostraron una gran robustez ante diversos tipos de procesamientos de imagen obteniendo tasas BER menores al umbral de decisión $T_d=0.2$ para el caso del marcado *invisible* y, manteniéndose perceptible a simple vista cuando fue revelada en el caso del marcado *visible-imperceptible*; siempre preservando una alta calidad de la imagen médica en términos de PSNR y SSIM con valores por encima de los 41dB y 0.93 respectivamente, lo que asegura que la imagen sea útil para el diagnóstico médico aun cuando esta ha sido procesada por un algoritmo de marcado de agua como el propuesto en este trabajo de investigación. Como trabajo futuro de esta investigación se considera el diseño de nuevos algoritmos híbridos que operen en otras modalidades de imagen médica formato DICOM tales como Tomografía Computarizada (CT), Rayos-X, entre otros, con diferentes resoluciones tanto espaciales, así como de profundidad en bits.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Instituto Politécnico Nacional (IPN) y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) de México por el apoyo económico brindado durante este trabajo de investigación. Los autores también agradecen al Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) por proporcionar las imágenes utilizadas en esta investigación.

REFERENCIAS

[1] J. Gutiérrez-Martínez et al, "Sistema PACS-CNR, Una propuesta tecnológica," *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 24, 2003.

[2] S. M. Martínez, S. A. Vidotti, and M. J. Jorente, "Representación conceptual de imágenes médicas digitales: Integración de contexto y contenido visual," *Rev. Gen Inf. y Doc.*, vol. 26, no. 2, pp. 651–72, 2016.

[3] E. L. Siegel, and R. M. Kolodner, "DICOM Standardization," in *Filmless radiology*, New York, USA: Springer, 1999, pp. 311-322.

[4] S. Kaihara, "Realization of the computerized patient record; relevance and unsolved problems," *Int. J. Med. Inform.*, vol. 49, pp. 1-8, 1998.

[5] G. Coatrieux, H. Maitre, B Sankur, Y. Rolland, and R. Collorec, "Relevance of watermarking in medical imaging," in *Proc. IEEE EMBS Information Technology Applications in Biomedicine*, 2000, pp. 250-255.

[6] G. Coatrieux, H. Maitre, and B. Sankur, "Strict integrity control of biomedical images," in *Proc. SPIE Security Watermarking Multimedia Contents III*, San Jose, CA, USA, 2001, pp. 229-240.

[7] N. V. Rao and V. Meena Kumari, "Watermarking in medical imaging for security and authentication," *Information Security*

Journal: A Global Perspective, vol. 20, pp. 148-155, 2011. Accessed on: Jul, 9, 2019, DOI: 10.1080/19393555.2011.561154, [Online].

[8] M. Barni and F. Bartolini, "Applications," in *Applications in Watermarking Systems Engineering: Enabling Digital Assets Security and Other Applications*, New York, USA: Marcel Dekker Inc., 2004, pp. 23-44.

[9] M. Barni, I. Cox, T. Kalker, and H.J. Kim, "A Survey of Watermarking Security," in *Digital Watermarking. Proc. 4th International Workshop, IWDW*, Siena, Italy, September 15-17, 2005, pp. 201-215.

[10] S. M. Mousavi, A. Naghsh, and S. A. R. Abu-Bakar, "Watermarking Techniques used in Medical Images: A Survey," *Journal of Digital Imaging*, vol. 27, no. 1, pp. 714-729, 2014. Accessed on: Jul, 9, 2019, DOI: 10.1007/s10278-014-9700-5, [Online].

[11] G. Coatrieux, C. Quantin, J. Montagner, M. Fassa, F.A. Allaert, and Ch. Roux, "Watermarking medical images with anonymous patient identification to verify authenticity," *Journal of Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 136, pp. 667-672, 2008.

[12] M. Cedillo-Hernandez, F. Garcia-Ugalde, M. Nakano-Miyatake and H. Perez-Meana, "Robust watermarking method in DFT domain for effective management of medical imaging," *Springer Signal, Image and Video Processing*, vol. 9, no. 5, pp. 1163-1178, 2015.

[13] R. Rodriguez, C. Feregrino, and J. Martinez, "Robust Watermarking Scheme Applied to Radiological Medical Images," *IEICE TRANSACTIONS on information and systems*, vol. E91.D, no. 3, pp. 862-864, 2008. Accessed on: Jul, 9, 2019, DOI: 10.1093/ietisy/e91-d.3.862, [Online].

[14] M. Cedillo-Hernandez, A. Cedillo-Hernandez, F. Garcia-Ugalde, M. Nakano-Miyatake, and H. Perez-Meana, "Security Enhancement of Medical Imaging via Imperceptible and Robust Watermarking," *IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems*, vol. E98-D, no. 9, pp. 1702-1705, 2015. Accessed on: Jul, 9, 2019, DOI: 10.1587/transinf.2015EDL8016, [Online].

[15] S. Das, and M. K. Kundu, "Effective management of medical information through a novel blind watermarking technique," *J. Med. Syst. Springer*, vol. 36, pp. 3339-3351, 2012.

[16] F. A. P. Petitcolas, R. J. Anderson, and M. G. Kuhn, "Information hiding - A survey," in *Proc. IEEE*, vol. 87, no. 7, Jul. 1999, pp. 1062-1078.

[17] I. J. Cox and M. L. Miller, "The first 50 years of electronic watermarking," *EURASIP J. Appl. Signal Process. - Emerging Applications of Multimedia Data Hiding*, vol. 2002, no. 2, pp. 126-132, 2002.

[18] Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh, and E. P. Simoncelli, "Image quality assessment: from error visibility to structural similarity," *IEEE Trans. Image Process*, vol. 13, no.4, pp. 600–612, Apr. 2004.

[19] S. Chuang, C. Huang, and J. Wu, "Unseen Visible Watermarking," in *Proc. IEEE Int. Conf. Image Process. 3. III*, San Antonio, TX, USA, 2017, pp. 261-264.

[20] A. Upadhyay and M. Dave, "Robust and imperceptible color image watermarking for telemedicine applications," *Proceeding - IEEE Int. Conf. Comput. Commun. Autom. ICCCA*, India, 2017, pp. 1104-1109.

[21] A. K. Singh, "Robust and distortion control dual watermarking in LWT domain using DCT and error correction code for color medical image," *Multimed Tools Appl.*, 2019.

[22] C. Paar and J. Pelzl, "Hash Functions," in *Understanding Cryptography: A Textbook for Students and Practitioners*, Heidelberg, Berlin, Germany: Springer-Verlag, 2010, pp. 293-317.

[23] F. N. Thakkar and V. K. Srivastava, "A blind medical image watermarking: DWT-SVD based robust and secure approach for telemedicine applications," *Multimed Tools Appl*, vol. 76, pp. 3669–3697, 2017.

[24] A. Kaushik, "A novel approach for digital watermarking of an image using DFT," *Int JElectronComp Sci Eng*, vol. 1, no.1, pp.35-40, 2012.

[25] M. Cedillo-Hernández, F. García-Ugalde, M. Nakano-Miyatake and H. M. Pérez-Meana, "Robust hybrid color image watermarking method based on DFT domain and 2D histogram modification," *Signal, Image Video Process*, vol. 8, no. 1, pp. 49-63, 2014.

[26] M. Cedillo-Hernandez, A. Cedillo-Hernandez, F. Garcia-Ugalde, M Nakano-Miyatake, and H Perez-Meana, "Digital color images

ownership authentication via efficient and robust watermarking in a hybrid domain,” *Radioengineering*, vol. 26, no. 2, pp. 536-551, 2017.

- [27] O. U. Juarez-Sandoval, M. Cedillo-Hernandez, M. Nakano-Miyatake, A. Cedillo-Hernandez and H. Perez-Meana, “Digital image ownership authentication via camouflaged unseen-visible watermarking,” *Multimed Tools Appl*, vol. 77, no. 20, pp. 26601-26634, 2018.
- [28] P. Yu, Y. Shang and C. Li, “A new visible watermarking technique applied to CMOS image sensor,” *MIPPR 2013 Multispectral Image Acquis Process Analysis*, vol. 8917, pp. 891719-891727, 2013.
- [29] O. Juarez-Sandoval, E. Frago-Navarro, M. Cedillo-Hernandez, A. Cedillo-Hernandez, M. Nakano and H. Perez-Meana, “Improved imperceptible visible watermarking algorithm for auxiliary information delivery,” *IET Biometrics*, vol. 7, no. 4, pp. 305–313, 2018.
- [30] A. Mohammad Al-Haj , “Color in Image Watermarking,” in *Advanced Techniques in Multimedia Watermarking: Image, Video and Audio Applications*, New York, USA: Information Science Reference, 2010, pp. 36-56.
- [31] C.W. Tang, and H.M. Hang, “A feature-based robust digital image watermarking scheme”, *IEEE Trans. Signal Process*, vol. 51, no. 4, pp. 950–959, 2003.
- [32] I.J. Cox, J. Kilian, T. Leighton, and T. Shamoan, “Secure spread spectrum watermarking for images, audio and video,” in *Proc. 1996 Int. Conf. Image Processing*, vol. 3, Lausanne, Switzerland, Sept. 16-19, 1996, pp. 243-246.



Hector Perez-Meana was born in Mexico. He received his M.S: Degree on Electrical Engineering from the Electro-Communications University of Tokyo Japan in 1986 and his PhD degree in Electrical Engineering from the Tokyo Institute of Technology, Tokyo, Japan, in 1989. Currently, he is a full-time researcher at IPN. His principal research interests are adaptive systems, image processing, pattern recognition and related fields.



Diana Nuñez-Ramirez was born in Mexico. She received her B.S. degree in Communications and Electronic engineering from the Instituto Politecnico Nacional (IPN) in the year 2018. Currently, she courses the M.S degree on Engineering on Security and Information Technologies from the Instituto Politecnico Nacional (IPN) His principal research interests are security information, image processing, watermarking and related fields.



Manuel Cedillo-Hernandez was born in Mexico. He received the B.S. degree in Computer Engineering, the M.S. degree in Microelectronics Engineering and his PhD in Communications and Electronic from the Instituto Politecnico Nacional (IPN) in the years 2003, 2006 and 2011, respectively. Currently, he is a full-time researcher at IPN. His principal research interests are image and video processing, watermarking, software development and related fields.



Mariko Nakano-Miyatake was born in Japan. She received the M.E. degree in 1985, in Electrical Engineering from the University of Electro-Communications, Tokyo Japan, and the PhD degree in Electrical Engineering from Metropolitan Autonomous University (UAM), Mexico City, in 1998. Currently, she is a full-time researcher at IPN. Her research interests are in information security, image processing, pattern recognition and related fields.