

Preprocesamiento de imágenes dermatoscópicas para extracción de características

Miguel A. Castillo Martínez, Francisco J. Gallegos Funes,
Alberto J. Rosales Silva, Rosa I. Ramos Arredondo

Instituto Politécnico Nacional,
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica,
Sección de Estudios de Posgrado, Ciudad de México,
México

castillo.m.miguel.a@gmail.com, fcogf@hotmail.com, arosales23@gmail.com,
alesija@gmail.com

Resumen. Realizar un preprocesamiento en imágenes para su acondicionamiento y la extracción de características requiere un esquema de trabajo donde los elementos que afectan la obtención de la región de interés y su posterior procesamiento sean removidos de la imagen. Se hace una propuesta de trabajo para el procesamiento y análisis de forma de imágenes dermatoscópicas con el fin de obtener datos que caractericen la imagen y usar esta información para un diagnóstico clínico. Se utilizaron 200 imágenes dermatoscópicas para realizar un análisis de similitud entre las imágenes con y sin procesamiento, se obtuvo una similitud de 0.96 ± 0.02 con lo cual las imágenes no son alteradas de manera que afecten, en gran medida, las siguientes etapas. Al obtener la región de interés se obtuvo un error de segmentación de $30.12 \pm 19.19\%$ debido a una comparación entre la segmentación subjetiva y la objetiva donde, el médico, al encontrar zonas que no son parte de la lesión son asignadas a esta por estar contenidas en la lesión.

Palabras clave: Segmentación, procesamiento de imágenes, extracción de características, imágenes dermatoscópicas.

Dermoscopic Image Preprocessing for Feature Extraction

Abstract. Perform an image preprocessing for its conditioning and feature extraction needs a work scheme where the elements, that affects the region of interest and processing, are removed of the image. There is a dermoscopic image processing and shape analysis approach, with getting data that characterizes the image and use this information for clinic diagnosis. 200 dermoscopic images were used in similar analysis between the images with processing and without processing; a 0.96 ± 0.02 similar measure was obtained showing that an image significant damage is not present for next processing stages. A segmentation error of $30.12 \pm 19.19\%$ was obtained because a comparative between subjective and

objective segmentations where the medic classifies regions of skin that no belongs to the lesion but are contained in that.

Keywords: Segmentation, image processing, feature extraction, dermoscopic images.

1. Introducción

Un problema observado en la evaluación objetiva de imágenes es la presencia de elementos que tienen efectos negativos sobre su análisis, algunos de los factores que pueden afectar la evaluación de estas imágenes es la presencia de vello y/o burbujas por lo que se busca eliminar estos elementos de la imagen, además de que se requiere una ampliación del área a evaluar para identificar características que no se aprecian a simple vista. Para la adquisición de este tipo de imágenes se requiere un dermatoscopio el cual cuenta con una lente de magnificación y una fuente de luz para realizar el diagnóstico de lesiones en la piel [1]. Otro de los factores es la naturaleza de las imágenes, toda imagen contiene variaciones de iluminación, color y textura por lo que se dice que son ruidosas requiriendo una homogeneización sin perder detalles importantes que ayuden a un mejor análisis de la imagen obtenida al procesar la imagen para su caracterización.

Para caracterizar una imagen correctamente se requiere obtener una región de interés que pueda describir la lesión contenida en la misma, esto representa una tarea difícil para médicos poco experimentados y puede variar por criterios tomados al momento de hacer esta clasificación, además de la correcta evaluación de la lesión respecto a estos criterios. Se requiere el desarrollo de herramientas computacionales que asistan en la caracterización de imágenes dermatoscópicas adquiridas de distintos medios y en condiciones poco ideales.

En el presente trabajo se propone un esquema que ayude al acondicionamiento de la imagen para ser evaluada medicamente y finalizar con la extracción de características de la misma utilizando esta información para determinar el tipo de lesión presente, donde una gran alteración de la imagen no es deseable debido a que puede eliminar información importante de la lesión pero se debe modificar parte de ella para evitar dar un diagnóstico alejado a lo esperado.

2. Trabajos relacionados

En [2] se utiliza una metodología para la extracción de colores donde su pre-procesamiento consiste en la binarización de la imagen seguida de un filtro de máximo para la eliminación de vellos, etiquetas o marcas de la imagen que se adquirió para tener una región de interés de la lesión, posteriormente se hace una difusión lineal para hacer más homogénea la imagen y finalizando con la clasificación de la información para obtener los colores. En [3] se considera un cambio a escala de grises continuando con la eliminación de esquinas y un filtrado de mediana para remover vello y burbujas pero se compromete la definición de la imagen y finalmente en [4] se propone el uso de algoritmos de detección de vello para el retoque de la imagen eliminando elementos

bien definidos de la imagen como el vello y burbujas sin comprometer la definición y conservando patrones que puedan proporcionar información adicional de las imágenes.

3. Métodos y materiales

En esta sección se presenta la propuesta de trabajo así como los métodos utilizados para el procesamiento de las imágenes dermatoscópicas y la extracción de características.

En Fig. 1 se ilustra el diagrama de bloques para el procesamiento de imágenes dermatoscópicas para la obtención de la región de interés, dando la localización de la lesión en la imagen de trabajo donde al finalizar se hace la extracción de características realizando un análisis de forma basada en el análisis de momentos.

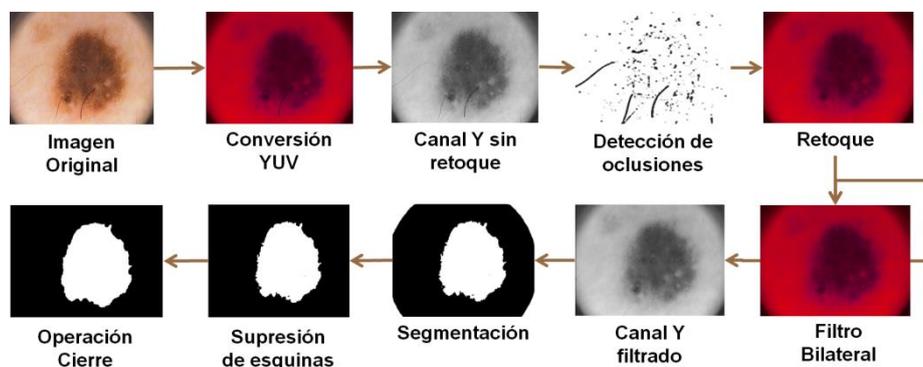


Fig. 1. Diagrama de bloques la propuesta de trabajo

El esquema consiste en tomar la imagen y realizar una conversión de espacio de color, en este caso, de RGB a YUV. Al tener nuestra imagen en el nuevo espacio de color se toma el canal de luminancia y se procede a la detección de oclusiones para obtener la máscara de los píxeles que serán procesados en el retoque. La etapa de retoque utiliza la imagen en el nuevo espacio de color y, basado en la máscara de oclusiones, se hace el retoque de la imagen con el fin de eliminar vello y burbujas presentes que puedan afectar en la identificación de la lesión.

Una imagen, por la gran cantidad de cambios de contraste, textura o color que puede contener, se puede considerar de naturaleza ruidosa, es cuando se decide hacer un filtrado bilateral para disminuir las variaciones sin perder los detalles de la imagen pasando a una etapa de segmentación donde se pretende clasificar los píxeles que pertenecen a la lesión. Cuando se adquiere la imagen se acompaña de la presencia de cuatro esquinas que pueden afectar la visualización causadas por el acoplamiento de las lentes al sistema de adquisición de imágenes, por lo que se requiere que los datos en estas esquinas sean discriminados con una etapa de supresión de datos o regiones. Se utiliza una última etapa donde se busca eliminar regiones de interés muertas que se encuentren dentro de la lesión para proceder con la extracción de las características que estén presentes en las imágenes y estos datos puedan ser usados para una clasificación.

a. Imágenes dermatoscópicas

Se utiliza la base de datos PH2, la cual cuenta con 200 imágenes dermatoscópicas adquiridas con una magnificación de 20x, una resolución de 768x560 píxeles y luz polarizada [5], además incluye la segmentación médica de la lesión, diagnóstico clínico e histológico y la evaluación de algunos criterios dermatológicos.

b. Espacio de color YUV

Comienza con colores RGB y asume que una luz blanca D65 fue utilizada para adquirir la imagen. Es usado en codificaciones de color para la transmisión de señales analógicas de televisión. Este espacio separa las componentes cromáticas por medio de la substracción de iluminación Y de los canales rojo y azul respectivamente [6]. La Matriz de transformación asociada es la siguiente:

$$\begin{bmatrix} Y \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.147141 & -0.288869 & 0.436010 \\ 0.614975 & -0.514965 & -0.100010 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}. \quad (1)$$

Es un enfoque de espacio de color ampliamente usado en el desarrollo de algoritmos de procesamiento de imágenes a escala de grises.

c. Detección de oclusiones

Consideramos por oclusión a todo elemento en la imagen que afecte o tenga poca importancia para el procesamiento de la misma. La detección de oclusiones se realiza por medio de la desviación estándar, tomando como base el canal de luminancia en la imagen, en un pixel con una vecindad de $N \times N$ obteniendo una máscara de desviaciones en la cual se aplicara un umbral T_h obteniendo al final de este proceso una máscara indicando los píxeles que deberán ser retocados (Fig. 2).

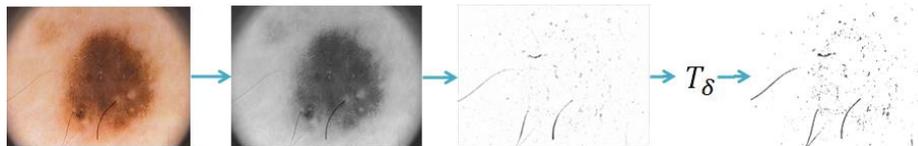


Fig. 2. Proceso de la detección de oclusiones a partir del canal de luminancia en la imagen, Obtención de la máscara de desviaciones y su umbralización para la obtención de los píxeles a retocar

d. Retoque

El retoque es una técnica que consiste en el relleno de regiones de datos perdidas, dañadas o que se busque modificar para obtener un efecto deseado. Sus aplicaciones van desde la restauración, eliminación de elementos no deseados e incluso efectos especiales [7].

En este caso se usa la imagen original y una máscara en la que se muestran los elementos a retocar, como el vello o burbujas (Fig. 3).



Fig. 3. Proceso de retoque a) Imagen original, b) Mascara de retoque, c) Imagen con retoque

Retoque basado en convolución. La convolución establece una conexión entre los dominios espacial y frecuencial, es usada para lograr una gran variedad de efectos [8]. Utiliza una matriz cuadrada de coeficientes para determinar que elementos de una imagen están en la vecindad de un pixel en particular además de especificar como la vecindad afecta el resultado y cada resultado es una combinación ponderada de la vecindad. Es un proceso lineal donde la suma y multiplicación son las operaciones aritméticas involucradas, como se muestra en la ecuación siguiente.

$$I'(x, y) = \sum_{j=-\frac{M}{2}}^{\frac{M}{2}} \sum_{k=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}} K(i, j)I(x - j, y - k). \quad (2)$$

Se hace uso de una máscara de convolución en la cual se le da un peso específico a los pixeles que comparten la ventana, en la cual el dato discriminado es el pixel a estimar.

En este caso se usa el enfoque de Hadhoud [9] el cual usa una máscara en la cual se le da un peso nulo al pixel inferior derecho.

e. Filtro bilateral

El filtro bilateral difumina imágenes mientras conserva los bordes por medio de una combinación no lineal de valores en la imagen [10]. El método es local, simple y puede ser iterativo, combina colores basados en su cercanía geométrica y similitud fotométrica teniendo más ponderación valores cercanos que lejanos en ambos dominios. La imagen filtrada es obtenida por la siguiente ecuación:

$$x'_i = \frac{\sum_{j \in N_i} \omega(i, j)x_j}{\sum_{j \in N_i} \omega(i, j)}, \quad (3)$$

donde ω son ponderaciones aplicadas a cada pixel x_j en la vecindad N_i . La ponderación se compone de la ponderación espacial ω_s y la ponderación de color ω_c .

$$\omega(i, j) = \omega_s(i, j) \times \omega_c(i, j), \quad (4)$$

donde ω_s y ω_c se definen por

$$\omega_s(i, j) = e^{-\left(\frac{d_s(i, j)}{2\sigma_s^2}\right)}, \quad (5)$$

$$\omega_c(i, j) = e^{-\left(\frac{d_c(i, j)}{2\sigma_c^2}\right)}, \quad (6)$$

Teniendo que σ_s está relacionado con el radio de difuminado, si σ_s es alto el difuminado es mayor pero si σ_s es muy grande puede difuminar bordes importantes. Y σ_c determina cuanto contraste será conservado o difuminado. Para valores bajos de σ_c casi todos los contrastes serán conservados mientras que para valores altos el comportamiento sería un emborronamiento gaussiano lineal [11].

f. Fuzzy C Means

Es un algoritmo de clasificación que permite a un dato pertenecer a dos o más grupos con diferente grado de pertenencia. Dado un conjunto de datos $X = \{x_1, x_2, \dots, x_k\}$ conteniendo n número de datos de dimensión d , Fuzzy C Means pretende minimizar la siguiente función objetivo [12].

$$J_m = \sum_{k=1}^n \sum_{i=1}^c u_{ik}^m \|x_k - v_i\|^2, \quad (7)$$

donde v es el centroide del grupo i , u_{ik} es el grado de pertenencia de x_k en el grupo i mientras que m es el factor de fuzzyficación. La minimización se obtiene mediante actualizaciones sucesivas de v y u_{ik} utilizando

$$v_i = \frac{\sum_{k=1}^n u_{ik}^m x_k}{\sum_{k=1}^n u_{ik}^m}, \quad (8)$$

$$u_{ik} = \frac{1}{\sum_{j=1}^c \left(\frac{\|x_k - v_i\|}{\|x_k - v_j\|} \right)^{2/(m-1)}}. \quad (9)$$

g. Supresión de esquinas

Como se muestra en Fig. 4, para suprimir las esquinas en la segmentación se considera que, por efecto del acoplamiento de las lentes, la lesión está dentro de una circunferencia de radio r por lo que las regiones son discriminadas si no se encuentran dentro de esta circunferencia concéntrica a la imagen.

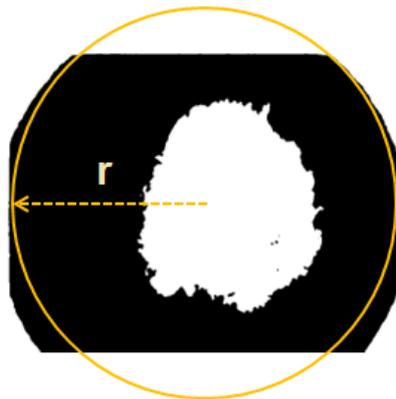


Fig. 4. Enfoque para la supresión de esquinas de la segmentación

h. Extracción de características

La asimetría y la longitud de los ejes son características a extraer de las imágenes a partir de su segmentación cuyos procedimientos se detallan a continuación.

Momentos. La ecuación 10 describe el momento del orden p, q para una imagen $I(x, y)$ que pertenece a la región de interés \mathcal{R} como puede ser una imagen a escala de grises [13].

$$m_{pq} = \sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} I(x, y) x^p y^q. \quad (10)$$

En el caso de una región binaria $I(x, y) \in \{0,1\}$, solo los píxeles de primer plano con $I(x, y) = 1$ en la región necesitan ser considerados, por lo tanto la ecuación 10 puede ser simplificada a

$$m_{pq} = \sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} x^p y^q. \quad (11)$$

De este modo, el área de una región binaria puede ser expresada como un momento de orden 0

$$A = \sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} 1 = \sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} x^0 y^0 = m_{00}. \quad (12)$$

Y del mismo modo el centroide \bar{c} como

$$\bar{c} = (\bar{x}, \bar{y}) = \left(\frac{\sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} x^1 y^0}{\sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} x^0 y^0}, \frac{\sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} x^0 y^1}{\sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} x^0 y^0} \right) = \left(\frac{m_{10}}{m_{00}}, \frac{m_{01}}{m_{00}} \right). \quad (13)$$

Los momentos representan propiedades físicas de la región. Específicamente, el área es una base importante en la práctica para la caracterización de regiones, y el centroide permite la confiable y exacta especificación de la posición de la región con una fracción de píxel de error.

Momentos centrales. Para calcular las características invariantes a posición se puede usar el centroide de la región como punto de referencia. En otras palabras, podemos mover el origen del sistema coordenado al centroide \bar{c} para obtener los momentos centrales de orden p, q

$$\mu_{pq} = \sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} I(x, y) (x - \bar{x})^p (y - \bar{y})^q. \quad (14)$$

Para una imagen binaria puede ser simplificada a

$$\mu_{pq} = \sum_{(x,y) \in \mathcal{R}} (x - \bar{x})^p (y - \bar{y})^q. \quad (15)$$

Excentricidad. Basado en los momentos de la región, mediciones altamente precisas y estables pueden ser obtenidas sin ninguna búsqueda iterativa u optimización. Además, los métodos basados en momentos no requieren conocer el perímetro para calcular la

circularidad, y pueden manipular regiones no conectadas o nubes de puntos. Se adopta la siguiente definición por su simple interpretación geométrica [13].

$$Ecc = \frac{a_1}{a_2} = \frac{\mu_{20} + \mu_{02} + \sqrt{(\mu_{20} - \mu_{02})^2 + 4\mu_{11}^2}}{\mu_{20} + \mu_{02} - \sqrt{(\mu_{20} - \mu_{02})^2 + 4\mu_{11}^2}} \quad (16)$$

La longitud de los ejes de la elipse descrita por la región está dada por

$$r_{ax} = \left(\left(\frac{2a_1}{m_{00}} \right)^{\frac{1}{2}}, \left(\frac{2a_2}{m_{00}} \right)^{\frac{1}{2}} \right). \quad (17)$$

Asimetría. El coeficiente de asimetría u oblicuidad mide el grado de asimetría en una distribución, cuanto mayor sea el coeficiente más asimétrica será la distribución. Un valor positivo indica una oblicuidad a la derecha, un valor negativo indica una oblicuidad a la izquierda y si el valor es 0 indica que la distribución es simétrica.

El cálculo de la asimetría está dado por la ecuación 18 la cual es una ecuación de tipo 2 adoptada por software estadístico como SAS, SPSS y la hoja de cálculo Excel [14].

$$G = \left(\frac{m_{30}}{m_{20}^{\frac{3}{2}}}, \frac{m_{03}}{m_{02}^{\frac{3}{2}}} \right) * \frac{\sqrt{m_{00}(m_{00} - 1)}}{(m_{00} - 2)}. \quad (18)$$

i. Cierre

Está una operación compuesta por las operaciones morfológicas dilatación y erosión respectivamente denotada por la siguiente ecuación.

$$I \bullet H = (I \oplus H) \ominus H. \quad (19)$$

La dilatación es una operación que corresponde al crecimiento, donde se agregan capas de pixeles a la imagen I dependiendo de un elemento estructural H y se denota por la siguiente ecuación

$$I \oplus H \equiv \bigcup_{p \in I} H_p. \quad (20)$$

La erosión es una operación cuasi-inversa a la dilatación cuya función es remover pixeles respecto al elemento estructural H donde su notación es la siguiente

$$I \ominus H \equiv \{p \in z^2 | H_p \subseteq I\}, \quad (21)$$

donde p es un par coordenado en $I(p)=I$ y H_p denota el elemento estructural desplazado por p .

El elemento estructural es similar a la matriz de coeficientes de un filtro lineal, las propiedades de un filtro morfológico son especificadas en la matriz de elementos H . En una imagen binaria H contendrá valores de 0 y 1 solamente, para el presente trabajo se utilizó una H tipo disco de 10×10 .

4. Resultados

El retoque es evaluado utilizando una medición llamada Structural Similarity Index Metric (SSIM) la cual es una medición objetiva de referencia total que entrega el grado de similitud entre dos imágenes. El SSIM modela las distorsiones en una combinación de baja correlación, distorsión de luminancia y distorsión de contraste [15], para calcular el SSIM se utiliza la siguiente ecuación

$$SSIM = \frac{(2\bar{x}\bar{y} + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)(\bar{x}^2 + \bar{y}^2 + C_1)}, \quad (22)$$

donde C_1 y C_2 Son constantes para estabilizar la operación cuando $(\bar{x}^2 + \bar{y}^2)$ o $(\sigma_x^2 + \sigma_y^2)$ son muy cercanos a cero.

Para la evaluación se utiliza la imagen original x , la imagen retocada y , $C_1=6.5$ y $C_2=58.52$.

La evaluación entrego que el $SSIM=0.96\pm 0.02$ indicando que el retoque no afecta en gran medida la imagen para una siguiente etapa de procesamiento. En Fig. 5 se pueden apreciar retoques sobre 2 imágenes.



Fig. 5. Retoque sobre dos imágenes de la base de datos con un SSIM de 0.9858 y 0.9730

Este tipo de retoque no copia la textura presente en el área de retoque y si la detección de oclusiones no es la adecuada el retoque puede tener un efecto negativo sobre la imagen, esto se representa en la Fig. 6.

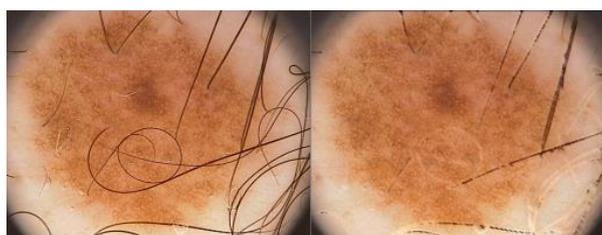


Fig. 6. Retoque a imagen con detección de oclusiones poco eficiente con un SSIM = 0.8899

En el caso del error de segmentación (SE) está definido con la siguiente ecuación [16]

$$SE = \frac{A(GT \oplus SR)}{A(GT)} \times 100\%, \quad (23)$$

donde GT es la segmentación manual de la lesión y SR es el resultado de la lesión. De forma similar que en el SSIM se toma la segmentación manual y la segmentación obtenida con el Fuzzy C Means, se obtuvo un $SE=30.12\pm 19.43\%$.

Además se evalúa razón de detección verdadera (TDR) y la razón de falso positivo (FPR) definidas en [16] con las ecuaciones 21 y 22 dando $71.96\pm 20.05\%$ y $2.08\pm 6.08\%$ respectivamente.

$$TDR = \frac{A(SR \cap GT)}{A(GT)}, \quad (24)$$

$$FPR = \frac{A(SR \cap \overline{GT})}{A(\overline{GT})}. \quad (25)$$

Estos valores se deben a la evaluación subjetiva de las imágenes donde la segmentación de la base de datos tiende a un margen de error por la evaluación objetiva de los métodos, esto se presenta en Fig. 7 comparando dos imágenes con su segmentación médica, donde se discrimina la piel y se toma como parte de la lesión, y la comparación de la segmentación automática, donde la piel es separada de la lesión.

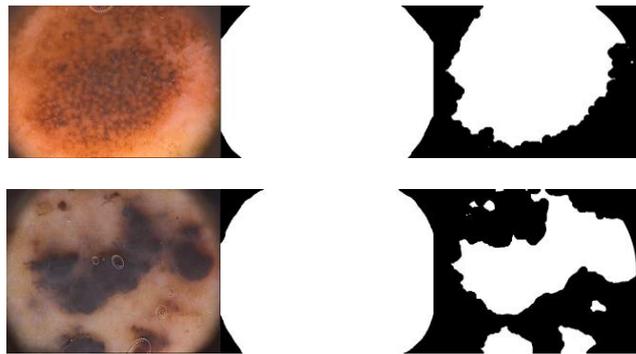


Fig. 7. Segmentación de dos imágenes dermatoscópicas donde la piel es discriminada y se toma como parte de la lesión. De izquierda a derecha: Imagen original, Segmentación médica, Segmentación automática. De arriba abajo: $SE = 43.64\%$, $SE = 59.53\%$

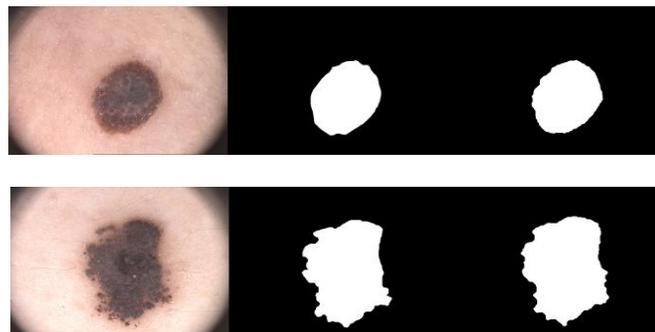


Fig. 8. Segmentación de dos imágenes dermatoscópicas donde la evaluación subjetiva no afecta. De izquierda a derecha: Imagen original, Segmentación médica, Segmentación automática. De arriba abajo: $SE = 6.3\%$, $SE = 6.55\%$

Haciendo una comparación con las imágenes donde la evaluación subjetiva no tenga una influencia negativa en las mediciones podemos representar con la siguiente figura los efectos de este tipo de evaluación (Fig. 8).

5. Conclusión

Se realizó una etapa de preprocesamiento para la obtención de regiones de interés en imágenes dermatoscópicas relacionadas con lesiones presentes en las mismas, además de la extracción de características para su posterior evaluación y posible clasificación. El retoque intenta eliminar las oclusiones presentes en la imagen sin alterar la imagen de manera que sea útil para continuar con el procesamiento, pero aun depende de la correcta detección de las oclusiones. La segmentación entrega resultados de acuerdo a una función objetiva, por lo que la comparación de los resultados aún dependerá de la subjetividad con la que se hacen las segmentaciones manuales, esta dependencia varía desde las condiciones en que se tomó la fotografía y los criterios de evaluación para su análisis. Es necesario optimizar la detección de oclusiones para obtener mejores resultados en el retoque y así minimizar los errores que se encuentren en su segmentación, además de ajustar los parámetros de difuminado para la correcta uniformidad de la imagen sin perder los detalles importantes y evitar un mal análisis.

Agradecimientos. Los autores agradecen a la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (unidad Zacatenco) del Instituto Politécnico Nacional y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología de México (CONACYT) por la ayuda y el apoyo con número de proyecto 240820.

Referencias

1. Marghoob, A.A., Malvehy, J., Braun, R.P.: Atlas of Dermoscopy. Informa Healthcare, London (2012)
2. Almaraz, J.A., Ponomaryov, V.: Extracción de Colores en Imágenes Dermatoscópicas. 15vo Congreso Nacional de Ingeniería Electromecánica y de Sistemas (2015)
3. Caeiro, L.: Automatic System for Diagnosis of Skin Lesions Based on Dermoscopic Images. Dissertation to Obtain the Master Degree in Biomedical Engineering (2009)
4. Jaworek, J.: Automatic Detection of Melanomas: An Application Based on the ABCD Criteria. In: Pietka, E., Kawa, J (eds.) Information Technologies in Biomedicine 2012. LNCS, Vol. 7339, pp. 67–76. Springer, Heidelberg (2012)
5. Addi project. <http://www.fc.up.pt/addi>
6. Reinhard, E., Khan, E.A., Akyüz, A.O., Johnson, G.: Color Imaging: Fundamentals and Applications. A.K. Peters, Ltd., Massachusetts (2008)
7. Oliveira, M.M., Bowen, B., McKenna, R., Chang, Y.: Fast Digital Image Inpainting. In: Proceedings of the International Conference on Visualization, Imaging and Image Processing, pp. 261–266 (2001)
8. Hunt, K.A.: The Art of Image Processing with Java. A K Peters, Ltd., Massachusetts (2010)
9. Mohiy, M.H., Kamel, A.M., Sameh, Z.S.: Digital Images Inpainting using Modified Convolution Based Method. International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition, Vol. 1, No. 1, pp. 1–10 (2008)

Miguel A. Castillo Martínez, Francisco J. Gallegos Funes, Alberto J. Rosales Silva, et al.

10. Tomasi, C., Manduchi, R.: Bilateral Filtering for Gray and Color Images. In: IEEE International Conference on Computer Vision, pp. 839–846 (1998)
11. Winnemöller, H., Olsen, S.C., Gooch, B.: Real-Time Video Abstraction. ACM Transactions on Graphics (TOG), Vol. 25, No. 3, pp. 1221–1226 (2006)
12. Wu, J.: Advances in K-means Clustering: A Data Mining Thinking. Springer, Berlin (2012)
13. Burger, W., Burge, M.J.: Digital Image Processing: An Algorithmic Introduction using Java. Springer, New York (2008)
14. Yusoff, S.B., Wah, Y.B.: Comparison of Conventional Measures of Skewness and Kurtosis for Small Sample Size. Faculty of Computer and Mathematical Sciences
15. Varnan, C.S., Jagan, A., Kaur, J., Jyoti, D., Dr. Rao, D.S.: Image Quality Assessment Techniques in Spatial Domain. IJCST, Vol. 2, No. 3, pp. 177–184 (2011)
16. Wong, A., Scharcanski, J., Fieguth, P.: Automatic Skin Lesion Segmentation via Iterative Stochastic Region Merging. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol.15, No. 6, pp. 929–936 (2011)