Desarrollo de filtros para detección de bordes, contornos y resalte de ROI en imágenes médicas para diagnóstico

A. Padrón-Godínez[a,b], Carlos Gerardo Treviño-Palacios [b],

[a]ICAT - UNAM,[b]Coord. de Óptica, INAOE

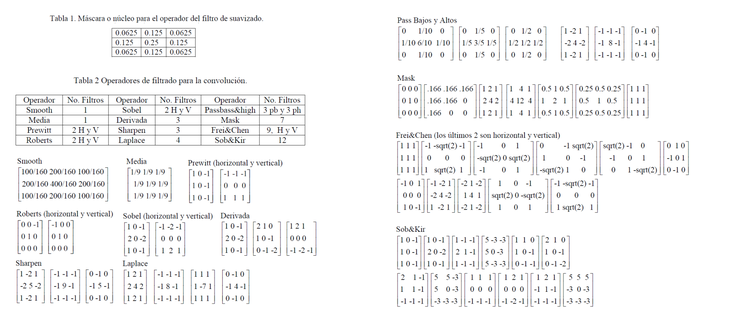
alejandro.padron@icat.unam.mx, carlost@inaoep.mx

Resumen

En este trabajo presentamos el desarrollo de filtros por ventanas de 3X3 pixeles para la detección de bordes, contornos y resalte de regiones de interés en imágenes médicas para el soporte de un diagnóstico, usando algunas métricas del procesamiento digital de imágenes. Los operadores de filtrado remarcan en algunos casos los bordes y contornos verticales u horizontales. Los filtros se aplican mediante la convolución de matrices en imágenes en tonos de grises. Los resultados obtenidos son las imágenes médicas en dos dimensiones con nitidez de las regiones de interés que pueden ser utilizadas como soporte de un diagnóstico.

Introducción

El objetivo de este trabajo es desarrollar y probar varios operadores de filtros en imágenes médicas con el propósito de mostrar mejoras en los resultados obtenidos por algunos operadores estándares mediante la diferencia entre las imágenes originales y las imágenes obtenidas después de aplicar los operadores. Para ello mostraremos la aplicación de la convolución de matrices al filtrado de imágenes y en los operadores con mayor número de máscaras presentaremos sus correlaciones cruzadas y la similaridad que hay entre imágenes. Discutiremos los resultados obtenidos y mostraremos las conclusiones del trabajo.



Operadores de filtrado y sus máscaras para convolución.

Una de las operaciones más comunes sobre imágenes que se realiza en el dominio espacial es la convolución, en la cual un núcleo de números es multiplicado por cada uno de sus pixeles vecinos en una región pequeña, los resultados sumados obtenidos se colocan en sus lugares originales. Esto se aplica a todos los pixeles de la imagen, así en todos los casos los valores originales de los pixeles son multiplicados y sumados.

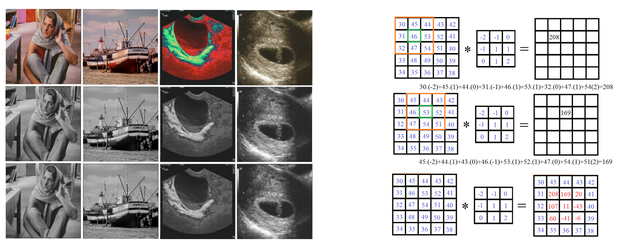


Fig. 1: Ejemplo de suavizado de imágenes mediante máscara media.

Conclusiones

- Si bien las técnicas de filtrado son clásicas y muchas veces implementadas en los sistemas de adquisición de imágenes, sólo los filtros estándares, en este trabajos las máscaras para los operadores de filtrado obteniendo buenos resultados en resaltar borde y contornos de las ROI´s.
- Sin embargo mostramos también que en algunos casos las diferencias entre las imágenes originales y las filtradas tienen mejor contraste y nitidez que nos sirven para resaltar mejor las ROI´s.

Fundamentos de convolución

Una de las operaciones más comunes sobre imágenes que se realiza en el dominio espacial es la convolución, en la cual un núcleo de números es multiplicado por cada uno de sus pixeles vecinos en una región pequeña, los resultados sumados obtenidos se colocan en sus lugares originales.

Operación de Convolución

$$g(x,y) * f(x,y) = \iint (f(\alpha,\beta) \bullet g(x-\alpha, y-\beta))\, d\alpha\, d\beta \qquad (1)$$

La Transformada de Fourier

$$g(x, y) * f(x, y) \Leftrightarrow G(u, v)\, F(u, v) \qquad (2)$$

Dada una matriz A_{mxn} y una matriz $C_{(2N+1)x(2N+1)}$ *con* $2N + 1 < m$; n se define la convolución de las matrices A y C como una nueva matriz D = A*C definida a partir de la expresión

$$d_{ij} = \frac{1}{c} \sum_{r=1}^{2N+1} \sum_{s=1}^{2N+1} a_{i-N+r-1, j-N+r-1} cr, s, \qquad (3)$$

donde $c = \sum_{i,j=1}^{2N+1} c_{i,j}$ (si $c=0$ se toma $c=1$). Puede notarse que d_{ij} sólo se encuentra definido para $i=N+1,\ldots,m-N-1$ y $j=N+1,\ldots,n-N-1$. La matiz C se le denomina el núcleo de la convolución. [Giménez-Palomares]

El proceso de la Convolución mediante máscaras de matrices.

Convolución de matrices

Una imagen puede interpretarse como una función bidimensional z = F(x,y) donde x e y son coordenadas espaciales, y z es el valor de la intensidad de la imagen en el punto (x,y). Las imágenes analógicas son siempre funciones continuas. Para convertir una imagen a formato digital requiere hacer un proceso de discretización tanto para las coordenadas como para la intensidad. La digitalización de las coordenadas se llama muestreo, mientras que la digitalización de la intensidad se denomina cuantización.

Normalidad Cruzada y Similaridad

La similaridad entre dos imágenes es una cantidad mesurable mediante la correlación de normalización cruzada definida como:

$$NC = \frac{\Sigma_i \Sigma_j w_{ij} w'_{ij}}{\Sigma_i \Sigma_j [w_{ij}]^2} \qquad (4)$$

Donde W_{ij} y W'_{ij} representan los valores de cada pixel en la posición (i, j), en las MA original y en la MA extraída.

Para puede ayudar a mostrar la robustez del algoritmo empleado para la inserción de MA en imágenes.

Similitud.- Sea C un conjunto no vació, entonces una función $sim{:}C2 \rightarrow (-\infty, 1]$ se denomina función C si para x e $y \in C$.

$$Sim(x,y)=1 \quad \Leftrightarrow \quad x=y \qquad (5)$$

Para $x \neq y$, si $sim(x,y)<1$, un ejemplo de esto sería: $sim(x,y) = \frac{\sum x_i y_i}{\sqrt{\sum x_i^2}}$

Condición práctica: $sim(C,E(c,m)) \approx 1$ para toda $m \in M$ y $c \in C$.

Para la selección de la portadora se debe seleccionar una portadora que no se modifique significativamente como resultado del proceso de inserción.

$$c = max\ sim(x, E(c,m)) \qquad \text{con } x \in C \qquad (6)$$

Las operaciones son similares pero no son iguales.

Procedimiento y Resultados

Una vez que se desarrollan los diferentes operadores de convolución para aplicar las técnicas de filtrado mediante matrices (también llamados núcleos o máscaras) en arreglos de 3x3, nos proponemos a aplicarlos a imágenes digitales médicas de 512x512 pixeles, 300 [ppp] que obtuvimos de varios estudios clínicos. Entre las cuales están un angiograma de ojo, una radiografía de rodilla, resonancia magnética nasal, un ultrasonido de vientre y una mastografía.

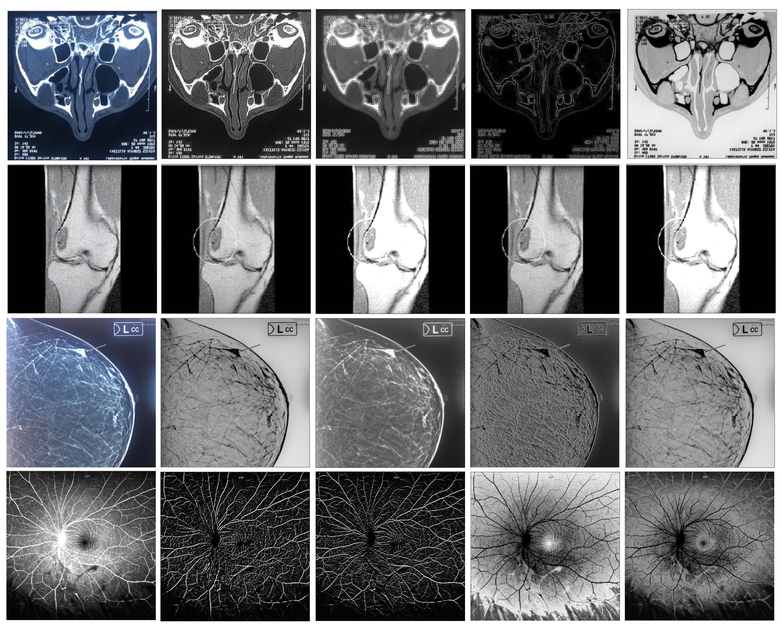


Fig. 2: Imágenes de convolución y diferencias, primera columna: imagen original, 2 y 3 columnas de filtros, 4 y 5 columnas de diferencias.

En la figura (Fig. 3 y 4) se muesta la evolución de las métricas que se realizaron déspues de aplicar los operadores de filtrado.

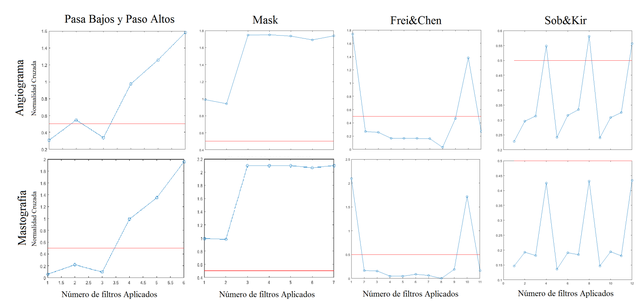


Fig. 3: Normalidad Cruzada de los operadores Pasa bajos y altos, Mask, FreinChen y SobnKir para el angiograma del ojo y la mastografía.

En la figura 3 se muestra como en la Normalidad Cruzada hay valores por debajo del umbral para los filtros Pasa Altos, FreinChen y SobnKir. En el caso de valores por arriba del umbral están en los operadores Pasa Bajos, Mask pocos en SobnKir.

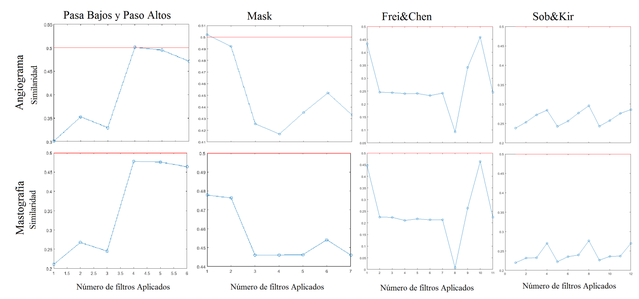


Fig. 4:Similaridad de los operadores Pasa bajos y altos, Mask, FreinChen y SobnKir para el angiograma del ojo y la mastografía.

En la figura 4 se muestra como en la Similaridad entre imágenes de convolución y las originales casi todos los valores están por debajo del umbral=0.5 lo que indica que si hay gran diferencia entre imágenes originales y filtradas.

Discusión

Un angiograma, conocido también como arteriografía, se clasifica como un examen invasivo que emplea rayos X para la adqusición de imágenes de los vasos sanguíneos. El procedimiento es introducir un catéter flexible largo a través del torrente sanguíneo para entregar colorante (medio contraste) en las arterias, haciéndolas visibles en la radiografía. *https : //www.mayfieldclinic.com/pe − angiosp.htm.*

Así aunque esta técnica tenga buenos resultados podrían tenerse efectos colaterales y el tiempo de recuperación puede alargarse. Las técnicas no invasivas mediante sistemas de adquisición de imágenes usan radiación en longitudes de onda menos invasivas teniendo buenos resultados.

Referencias

[1] Giménez-Palomares F., Monsoriu J.A., Alemany-Martínez E., Aplicación de la convolución de matrices al filtrado de imágenes. Mod. in Scn. Edu. and Learning. Vol. 9(2), (2016).

[2] Padrón-Godínez A., Aguilar G., Prieto R., Herrera A., Rosendo J.A., Castillo S., The modulation of Lohscheller quantization matrix in the jpeg compression method. 1st Int. Cong. on Inst. and Ap. Scs. Cancún, Q. R. ? México. (2010).

[3] John C. Russ, *The image processing, Handbook, 2nd Ed. (1994).*

[4] Padrón-Godínez A., Fuentes R., Pérez Silva J.L., Garduño V., Diagnosis of Anomalies in eletrocardiographs (ECG) USING ANN. *SOMIB XXI Congreso de Ingeniería Biomédica. (1998).*

[5] Cuevas E., Zaldívar D., Pérez M., Proc. dig. de imág. con Mat y Sim. *Ed. Alfaomega, (2010).*

[6] Redondo R., Desarrollo de Algoritmos de Optimización Visual en Imágenes Médicas. *Proy. fin de carrera, (2002).*