

Tarea 2-Procesamiento de Imágenes Biomédicas

1st Daniel Vallejo Aldana
Departamento de Matemáticas
Universidad de Guanajuato
daniel.vallejo@cimat.mx

Resumen—En el presente trabajo se comparan dos métodos utilizados para realzado arterial sobre la base de Angiogramas Coronarios descrita en [1], el primero corresponde al filtrado morfológico utilizado en la Tarea 1, el segundo es el método de Gaussian Matched Filters descrito en [2]. Ambos métodos serán comparados de acuerdo a las mismas métricas utilizadas en la Tarea 1.

Index Terms—Realzado Arterial, Gaussian Matched Filter, Operadores Morfológicos, Umbralización Automática

I. INTRODUCCIÓN

Existen diversas técnicas de realzado arteriales dentro de la literatura, en la Tarea 1, se revisaron las tareas de filtrado morfológico de imágenes descritas en [3] y [4]. En donde se aplica la operación *TopHat* que consiste en la diferencia de la imagen original con su apertura. La operación *TopHat* descrita en [3] y [4] sobre una imagen f con un elemento estructurante SE está definida de la siguiente forma.

$$Tophat(f, SE) = f - Dilate(Erode(f, SE), SE)$$

Las técnicas propuestas en [3] y [4], toman el supuesto de que en algún momento se realizará una selección asistida para poder detectar la zona de interés. En la presente tarea se describe el método de Gaussian Matched Filters el cual es presentado en [2] cuyo propósito es detectar estructuras tubulares como los vasos sanguíneos. En este trabajo se realizó una implementación de este método así como una comparación entre dicho método y los descritos en [3] y [4].

II. MÉTODO/ALGORITMO

Se implementó el método de Gaussian Matched Filters (GMF) propuesto por [2]. Dicho método se basa en el hecho de que una curva Gaussiana es la mejor aproximación para la forma de la sección transversal de los vasos sanguíneos en imágenes médicas [5].

De acuerdo a [2], como los vasos sanguíneos son segmentos lineales particionados se puede obtener una mejora en la detección haciendo un match de un número

de secciones de cruce a lo largo de su longitud. Este Kernel puede ser expresado mediante la siguiente ecuación

$$G(x, y) = -\exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right) \text{ con } |y| \leq L/2$$

Donde L es la longitud del segmento para el cual se supone que el vaso sanguíneo tiene una orientación fija [2].

Así mismo se necesita un parámetro T , que será la posición de truncamiento de la curva Gaussiana. Además, es necesario centrar la media de los valores en 0 por lo cual se necesita sustraer la media de la cantidad $G(x, y)$. Notemos que la media de dichos valores se calcula de la forma

$$\mu = \sum_{x,y} G(x, y) / (T \cdot L)$$

De modo que el valor del Kernel queda determinado por

$$H(x, y) = G(x, y) - \mu$$

Consideremos k como el número de rotaciones igualmente espaciadas que se quieren del filtro inicial, como nuestro ángulo va del intervalo $[0, \pi]$ entonces tenemos al ángulo θ_i definido como

$$\theta_i = \frac{i\pi}{k}$$

Así mismo la matriz de rotación correspondiente al ángulo θ_i está dada de la siguiente forma

$$R(\theta_i) = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \end{bmatrix}$$

Finalmente el método propuesto por [2] aplica el operador de convolución de cada uno de los filtros calculados sobre la imagen original. La actualización de valores de cada pixel a la imagen original se realiza de la siguiente forma.

Sea $P(x, y) = -\infty$ el valor del pixel (x, y) en la máscara de valores P cuya dimensión es igual a la imagen original, y sea P_{θ_i} la máscara generada al aplicar

el filtro con rotación θ_i sobre la imagen original entonces para cada i tenemos que

$$P(x, y) = \max(P(x, y), P_{\theta_i}(x, y))$$

Para poder comparar los resultados con los obtenidos en la Tarea 1 es necesario convertir los valores en escala de grises a valores binarios $\{0, 255\}$, para esto es necesario aplicar un Thresholding a la imagen resultante P . En este caso utilizamos un Global Thresholding, utilizado también en [3]

III. RESULTADOS

En la presente sección comparamos los resultados obtenidos en la Tarea 1 con los que se obtuvieron al aplicar el método descrito en la sección anterior. La configuración de la Tarea 1 usada para comparación fue usando un elemento estructurante de disco de tamaño 19×19 descrito en [3] con un método de umbralización de Medias Adaptativas.

Para el método de GMF tomamos en consideración los siguientes parámetros

$$\begin{aligned}\sigma &= 2,0 \\ T &= 13 \\ L &= 9 \\ k &= 12 \\ \theta &= 15\end{aligned}$$

En la Figura 1 observamos los filtros de convolución obtenidos al realizar las rotaciones del filtro inicial calculado de la forma descrita en la sección anterior con los parámetros σ, T, L, k y θ dados.

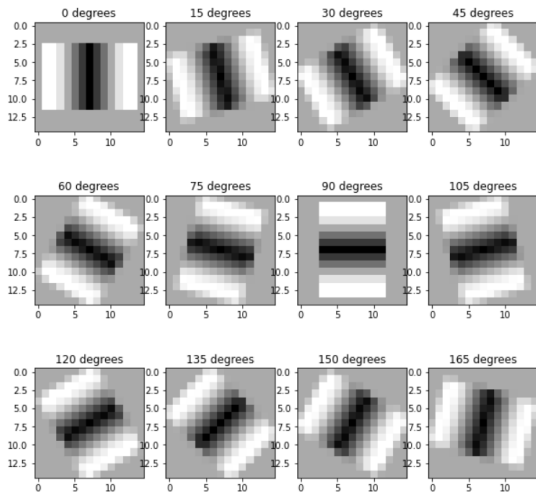


Figura 1. Filtros de convolución usados en el presente trabajo con los diferentes ángulos de rotación

Para comparación de resultados se utilizaron las mismas métricas que en la tarea anterior, **Accuracy, Precision, Specificity, Jaccard** y **ROC**.

En la tabla I mostramos la comparación de los valores de las métricas obtenidas con estos dos métodos sobre el conjunto de *TRAIN* donde *TRAIN* corresponde a una partición aleatoria de la base de datos de [1] de longitud 100.

Evaluación sobre el conjunto <i>TRAIN</i>					
Método	Acc	Prec	Spec	Jaccard	ROC
Morfológico	0.922	0.766	0.986	0.401	0.735
GMF	0.95	0.46	0.969	0.326	0.768

Cuadro I

COMPARACIÓN DE MÉTRICAS DE EVALUACIÓN USANDO UN MÉTODO DE FILTRADO MORFOLÓGICO CONTRA EL GMF

Así mismo sea *ALL* el conjunto de todos los Angiogramas Coronarios de la base de datos propuesta en [1]. Consideremos el conjunto *TEST* tal que $TEST \cap TRAIN = \emptyset$ y $TEST \cup TRAIN = ALL$.

La comparación del rendimiento de los dos métodos sobre el conjunto de *TEST* se presenta en la tabla II

Evaluación sobre el conjunto <i>TEST</i>					
Método	Acc	Prec	Spec	Jaccard	ROC
Morfológico	0.923	0.838	0.99	0.43	0.742
GMF	0.956	0.505	0.971	0.381	0.809

Cuadro II

COMPARACIÓN DE MÉTRICAS DE EVALUACIÓN USANDO UN MÉTODO DE FILTRADO MORFOLÓGICO CONTRA EL GMF

De las tablas I y II podemos observar que aunque el filtrado con GMF tiene un mayor accuracy y una mayor area bajo la curva ROC que el filtrado morfológico, tiene un *precision* muy bajo, esto nos indica que el método está considerando muchos falsos positivos. Sin embargo, un aspecto importante a tomar en consideración es que el método usando GMF no requiere de una selección asistida como el filtrado morfológico por lo que lo hace completamente automático.

En la imagen 2 se muestra una comparación cualitativa de los dos métodos probados en el presente trabajo.

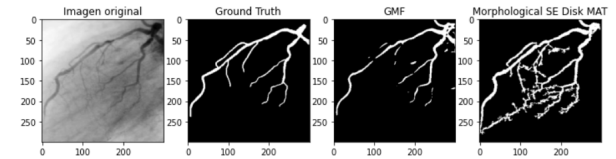


Figura 2. Comparación de los dos métodos de realzado arterial implementados

IV. CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos en el presente trabajo podemos concluir que la solución al problema de realzado arterial utilizando GMF obtiene un mejor rendimiento en

cuanto a *accuracy* y *ROC*, sin embargo, obtiene un score de *precision* bajo al considerar varios falsos positivos. Por tal razón no es posible determinar cuál de los dos métodos tiene un mejor desempeño. Notemos además que el método de GMF es completamente automático por lo cual no es necesario realizar alguna técnica de selección asistida como en el filtrado morfológico por lo que lo hace aplicable a datos no etiquetados.

REFERENCIAS

- [1] Fernando Cervantes-Sanchez, Ivan Cruz-Aceves, Arturo Hernandez-Aguirre, Martha Alicia Hernandez-Gonzalez, and Sergio Eduardo Solorio-Meza. Automatic segmentation of coronary arteries in x-ray angiograms using multiscale analysis and artificial neural networks. *Applied Sciences*, 9(24):5507, 2019.
- [2] Subhasis Chaudhuri, Shankar Chatterjee, Norman Katz, Mark Nelson, and Michael Goldbaum. Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters. *IEEE Transactions on medical imaging*, 8(3):263–269, 1989.
- [3] Sigeru Eiho and Ying Qian. Detection of coronary artery tree using morphological operator. In *Computers in Cardiology 1997*, pages 525–528. IEEE, 1997.
- [4] Y Qian, S Eiho, N Sugimoto, and M Fujita. Automatic extraction of coronary artery tree on coronary angiograms by morphological operators. In *Computers in Cardiology 1998. Vol. 25 (Cat. No. 98CH36292)*, pages 765–768. IEEE, 1998.
- [5] Sebastian Salazar-Colores, Fernando Cervantes-Sanchez, Arturo Hernandez-Aguirre, and Ivan Cruz-Aceves. 3 an unsupervised graph-based approach for the representation of coronary arteries in x-ray angiograms. *Intelligent Multimedia Data Analysis*, 2:43, 2019.