

Clasificación automática de ateromas por tratamiento de imágenes de ultrasonido intravasculares mediante histología virtual y redes neuronales

D. Palacios Macedo e I. Chairez¹

¹ Departamento de Bioprocesos, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional, México D.F., México

Resumen— Una de las principales causas de muerte en México y alrededor del mundo corresponde a las cardiopatías isquémicas. Existen varios métodos diagnósticos que facilitan la detección de estas patologías, entre los que se encuentra el ultrasonido intravascular (IVUS), el cual con ayuda de la histología virtual ayuda a predecir la severidad de la enfermedad cardiaca. Se propone un algoritmo que utilizando las imágenes en escala de grises logre diferenciar la histología, basándose en la segmentación de texturas y la aplicación de algoritmo de clasificación basado en redes neuronales. Se implementó una topología clásica de una red neuronal tipo feed-forward suplementada con un algoritmo de aprendizaje denominado momentum. El porcentaje de clasificación correcta fue del 85%. El algoritmo propuesto fue comparado con un clasificador de tipo difuso y un algoritmo tipo backpropagation. En ambos casos, el algoritmo propuesto obtuvo mejores resultados.

Palabras clave—Ultrasonido Intravascular, Histología Virtual, Segmentación por texturas, Redes neuronales.

I. INTRODUCCIÓN

Existe una larga lista de patologías cardiovasculares que en la actualidad forman parte de las principales causas de morbilidad y mortalidad a nivel mundial. En México las cardiopatías son la causa número uno de mortalidad, dentro de las cuales las enfermedades isquémicas del corazón representan el 67.7% de las muertes en la población (INEGI, 2012). Por dicha razón se han implementado y mejorado los métodos diagnósticos, utilizando diferentes tecnologías, dedicados a la detección y monitoreo de placas ateroscleróticas, causa principal de la isquemia [1].

Las placas ateroscleróticas son una lesión focal cuya capacidad de proliferación genera la oclusión parcial o total de las arterias. Las placas ateroscleróticas son la característica principal de la aterosclerosis, cuyas distintas etapas son de gran importancia clínica, ya que nos hablan de la severidad de la enfermedad y de las estrategias clínicas para su tratamiento. Estas etapas únicamente son posibles de observar desde el interior a la arteria [2].

El ultrasonido intravascular es una modalidad de ultrasonido invasivo que permite, a diferencia de los demás métodos diagnósticos existentes, una manera para obtener una visualización de la estructura de la pared arterial generando diagnósticos más confiables y certeros, al mismo tiempo que se evitan los métodos por inferencia.

Una de las principales ventajas del ultrasonido intravascular es que hace factible la identificación de los componentes histológicos de una placa aterosclerótica [3].

Una de las principales limitaciones del ultrasonido intravascular es la curva de aprendizaje necesario para interpretar de manera correcta las imágenes, en especial en las clínicas donde el volumen de procedimientos es mínimo. Por las razones anteriores surge el uso de la histología virtual, la cual proporciona una mejor caracterización de la placa aterosclerótica. Utilizando las diferencias de frecuencia absorbidas por distintos tejidos, la histología virtual logra diferenciar cuatro componentes histológicos que conforman la placa aterosclerótica, que corresponden al tejido fibroso, el tejido fibrolipídico y las áreas de actividad inflamatoria y/o necrosis y el calcio, asignándole a cada uno de ellos diferentes colores.

Las placas ateroscleróticas son divididas en cuatro tipos morfológicos básicos, de acuerdo a sus características ultrasónicas (ecodensidad):

- a) El engrosamiento adaptativo de la íntima, placa donde menos del 5% contiene tejido fibrolipídico, la mayor parte de la placa está formada por tejido fibroso.
- b) El engrosamiento patológico de la íntima, la placa está compuesta por una combinación de tejido fibrolipídico, tejido fibroso y tejido con actividad inflamatoria o necrosis, además de pequeñas porciones calcificadas las cuales son menores al 5%.
- c) El fibroateroma, cuya placa se caracteriza por estar compuesta por una capa fibrosa superficial la cual tiene actividad inflamatoria y necrosis mayor al 5% y se encuentra cubierta por tejido fibrolipídico o fibroso. Los fibroateromas pueden estar o no compuestos en alguna porción por calcio.
- d) La placa fibrocalcificada, cuyo componente predominante es tejido fibroso unido a calcificaciones. El área

de actividad inflamatoria o necrosis es menor al 5% de los componentes totales de la placa.

Este trabajo presenta la clasificación histológica que se puede realizar mediante el post procesamiento de imágenes obtenidas mediante ultrasonido intravascular, utilizando como método de clasificación las redes neuronales artificiales (RNA) [4-5].

La capacidad de las redes neuronales artificiales como clasificadores de patrones con fines de diagnóstico médicos ha sido probada en los últimos años en el área médica, debido a su habilidad de entrenamiento, arrojando buenos resultados al correlacionar los datos obtenidos.

Las redes neuronales artificiales se inspiran en el aprendizaje que ocurre en las redes neuronales del cerebro humano, las cuales están constituidas por elementos que se organizan y funcionan de manera similar a las neuronas biológicas. Las ANN son capaces de modificar su comportamiento de acuerdo a su entorno, dependiendo de determinadas entradas se producirán ciertas salidas. Las salidas de la red neuronal representa la respuesta de la red neuronal a estímulo inicial, es decir los parámetros de clasificación de cada tipo de placa.

II. METODOLOGÍA

Se obtuvieron imágenes provenientes de un equipo de ultrasonido intravascular, de las cuales se realizó una selección de imágenes con mayor información clínica. Se efectuó el post procesamiento para la clasificación de los distintos componentes histológicos de la placa.

El procesamiento realizado se compone cuatro etapas principales, las cuales fueron implementadas utilizando la plataforma Matlab (Figura 1).

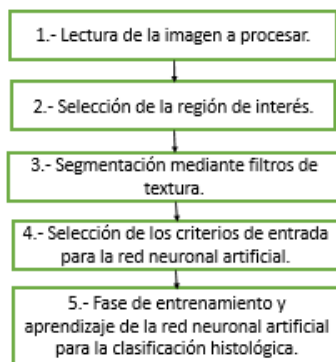


Figura 1: Diagrama de bloques del procesamiento de la imagen de ultrasonido intravascular.

1. Selección de la región de interés.
 - a) Se recortó la imagen en su sección central alrededor del lumen principal del vaso de interés. Esto se puede realizar solamente a partir de las dimensiones iniciales de la imagen. Este proceso se puede realizar debido a que la técnica de ultrasonido intravascular siempre genera imágenes focalizadas en la placa ateromatosa o el lumen del vaso.
 - b) Filtrado pasabajos a partir de un filtro promedio, cuya función es eliminar los píxeles de valor 0. Este mismo

procedimiento tiene el efecto de realzar la parte de la imagen que es de interés.

- c) Binarización de la imagen a partir de un valor de ajuste definido anticipadamente. Esta binarización permitió obtener las secciones asociadas a la placa de ateroma y elimina el fondo.
 - d) A la imagen binarizada se le aplica una operación de apertura para encontrar la máscara de interés de la placa de ateroma.
 - e) Un filtro de entropía da realce a las secciones de la imagen que presentan mayor grado de desorden, lo cual coincide con las regiones asociadas a la subplaca con menos estructura.
 - f) Finalmente mediante propiedades de la región se suprimen aquellas porciones de la imagen que se encuentran lejanas a la porción central, las cuales no contienen información relevante debido a su lejanía al lumen del vaso.
2. Segmentación por texturas.

Para la identificación de las capas de distintas texturas que componen a la imagen de ultrasonido intravascular se sigue el siguiente procedimiento.

- a) Aplicar un filtro basado en la entropía de imagen, la cual es una medida estadística de la aleatoriedad que se puede utilizar para caracterizar la textura de la imagen de entrada.
 - b) A partir de la imagen filtrada por entropía se comienza a trabajar con la imagen ajustada en escala de grises, buscando el mejor contraste de los detalles deseados.
 - c) Se aplica un filtro gaussiano utilizando una distribución gaussiana bivalente como generador. Este nuevo filtro bimodal permite recuperar información de baja y alta frecuencia como resultado del mismo proceso de filtrado.
 - d) El complemento de la imagen es utilizado para crear máscaras selectivas asociadas a cada una de las placas características de la placa ateromatosa.
 - e) Se aplican operaciones básicas de procesamiento por morfología matemática como erosión, dilatación, apertura y cerradura que permiten la eliminación de los elementos de la imagen que generan interferencia.
 - f) Una vez eliminados los elementos que no resultan de interés en la imagen se recupera una máscara selectiva de cada placa.
 - g) Por último se aplica el comando de apertura y cerradura para encontrar la porción de la imagen que presenta mismas características de textura.
- Este procesamiento se realiza tantas veces como máscaras se busquen, que en este caso corresponde a cuatro. Una vez identificadas las máscaras principales, estas se multiplican con la imagen original para poder visualizar de manera separada las texturas las cuales serán etiquetadas mediante un color específico que, con base en su escala de grises, representan los distintos componentes histológicos de la imagen [6-7].
3. Criterios de entrada para la red neuronal.

Una vez identificadas las máscaras mediante la segmentación por texturas se procede a desarrollar el algoritmo de clasificación

La asignación de criterios de entrada para la generación del algoritmo de red neuronal que será capaz de relacionar los componentes encontrados en cada una de las máscaras.

En la tabla 1 se muestran los valores de entrada que se utilizarán para la clasificación, estos valores están dados por la clasificación de componentes de la placa que utiliza la Histología Virtual.

TABLA 1 – Criterios de sensibilidad y especificidad en la identificación de componentes de la placa realizado por la Histología Virtual (HV).

Componente de la placa (HV)	Exactitud esperada	Sensibilidad		Especificidad	
		%	CI	%	CI
FT	93.50%	95.70%	94-98	90.90%	88-94
FF	94.10%	72.30%	65-80	97.90%	97-99
NC	95.80%	91.70%	87-96	96.60%	95-98
DC	96.70%	86.50%	81-92	98.90%	98-100

En donde:

- FT: Tejido fibrótico
- FF: Tejido fibrolípico
- NC: Núcleo necrótico y tejido inflamatorio
- DC: Calcificaciones densas

4. Clasificación histológica mediante red neuronal artificial.

La inteligencia artificial ha constituido una rama de gran importancia en el desarrollo de técnicas de control aplicadas a sistemas reales, una parte de su estudio se basa en el modelado e imitación de procesos biológicos, tal es el caso de las Redes Neuronales Artificiales (ANN, por sus siglas en inglés), las cuales centran su estudio en obtener una reproducción del proceso de aprendizaje del cerebro humano, tratando de imitar su forma de entendimiento, procesamiento y adaptación.

La topología o arquitectura de las redes neuronales consiste en la organización y disposición de las neuronas formando capas o agrupaciones de una o más neuronas alejadas de la entrada y la salida. En este sentido, los parámetros fundamentales de la red son: el número de capas, el número de neuronas por capa, el grado de conectividad y el tipo de conexiones entre neuronas. Existen dos tipos básicos de conexiones de Redes Neuronales (NN, por sus siglas en inglés); las Redes Estáticas Feedforward (FFNN) y Redes Dinámicas (DNN, por sus siglas en inglés) que a su vez se dividen en Redes Neuronales Diferenciales (DifNN) y Redes Neuronales Recurrentes (RNN).

Se propuso un algoritmo basado en redes estáticas con estructura de tres capas: una de entrada, una oculta y una de salida. Las entradas fueron tomadas de acuerdo a lo mostrado en la tabla 1. La capa intermedia fue diseñada con 45 nodos. El algoritmo de aprendizaje propuesto para esta red es de tipo

momentum. De los datos recolectados, se utilizó el 65% para el proceso de entrenamiento y 35% para la validación.

III. RESULTADOS

Se realizaron pruebas en 150 imágenes provenientes de un sistema de ultrasonido intravascular obtenidas de pacientes a los cuales se les detectaron placas de ateromas. La muestra es significativa y la cantidad de imágenes es suficiente para realizar las pruebas correspondientes al procesamiento y al clasificador automático.

1. Selección de la región de interés.

La selección de la región de interés funciona de forma esperada, en donde se eliminan las porciones de la imagen de ultrasonido que no aportan información clínica relevante. La Figura 2 muestra en forma general la obtención de la región de interés.

La Figura 3 muestra el procesamiento completo aplicado en la imagen para obtener una señal libre de artefactos y cuya atención se fija en la parte central de la imagen, correspondiente a la porción donde se localiza el lumen del vaso, las capas histológicas de la arteria y por ende la placa de ateroma.

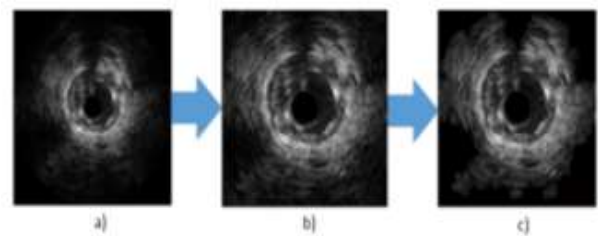


Figura 1: Obtención de la región de interés mediante la herramienta "imcrop" y la aplicación del algoritmo generado para encontrar la ROI del área correspondiente al vaso arteria. a) Imagen original. b) Aplicación de la herramienta "imcrop" d) Selección final del área de interés.

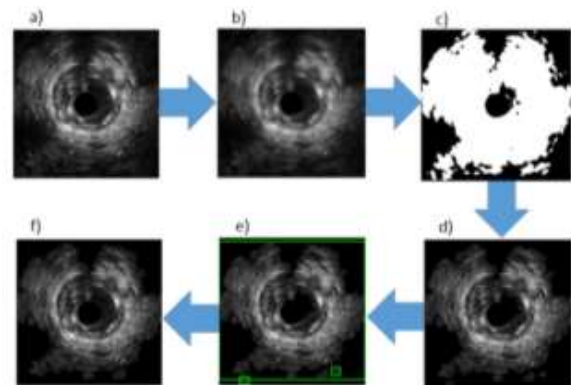


Figura 3: Procesamiento para la obtención de la imagen con la sección de interés. a) Imagen después de "imcrop" con operación de erosión y dilatación original. b) Aplicación de filtro promedio c) Binarización de la imagen. d) Operaciones de apertura y multiplicación con la imagen original. e) Eliminación de regiones pequeñas mediante propiedades de región. f) Selección final del área de interés.

2. Segmentación por texturas.

El procesamiento realizado se muestra en la Figura 4 y 5, donde la primer parte del procesamiento corresponde al realce de las texturas existentes para posteriormente ser separadas por sus

características de color, es decir escala de grises, aplicando operaciones de apertura y cerradura.

Se encontraron cuatro máscaras principales las cuales serán procesadas mediante el clasificador automático controlado mediante la red neuronal, como se muestra en la Figura 6.

Se realizaron pruebas con distintas imágenes encontrando resultados similares, por lo que confirmamos que la segmentación por texturas arroja los resultados esperados.

3. Clasificación histológica mediante red neuronal artificial.

El esquema propuesto para la clasificación basado en redes neuronales dio lugar a un proceso exitoso del 85%. Para evaluar el comportamiento de la estructura de red propuesta, se propusieron dos tipos adicionales de redes de clasificadores, el primero utiliza una estructura de aprendizaje tipo back-propagation y un clasificador difuso. La comparación con estos dos clasificadores genero un resultado mejor para el caso de los clasificadores considerados (78 y 80 % de clasificación).

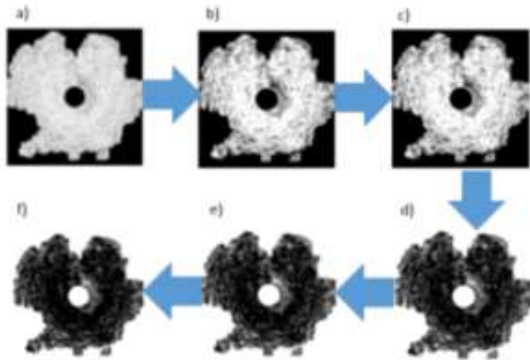


Figura 4: Procesamiento posterior a la región de interés para la búsqueda de las distintas texturas de la imagen. a) Filtro de entropía. b) Modificación de contraste para ajustar la escala de grises. c) Aplicación del filtro gaussiano d) Complemento del filtro gaussiano. f) Operación de erosión. g) Operación de dilatación.

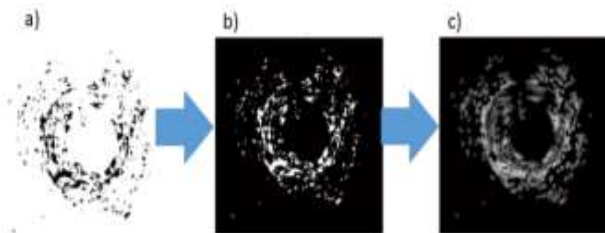


Figura 5: Procesamiento para la obtención de cada textura. a) Identificación de la primera textura. b) Complemento de la primera textura. c) Multiplicación de la primera textura con la imagen original.

IV. CONCLUSIÓN

Se propuso un algoritmo de clasificación basado en redes neuronales artificiales del tipo estático, el cual implementó el algoritmo de aprendizaje conocido como Momentum. Este algoritmo fue aplicado sobre un conjunto de imágenes obtenidas de un equipo de ultrasonido intravascular. Las imágenes fueron tratadas y procesadas de tal forma que el algoritmo genero la información adecuada para ser utilizada como entrada de la red neuronal propuesta. El clasificador

obtenido dio lugar a un 85% de clasificación correcta a partir de la información obtenida del tratamiento de las imágenes ya descritas.

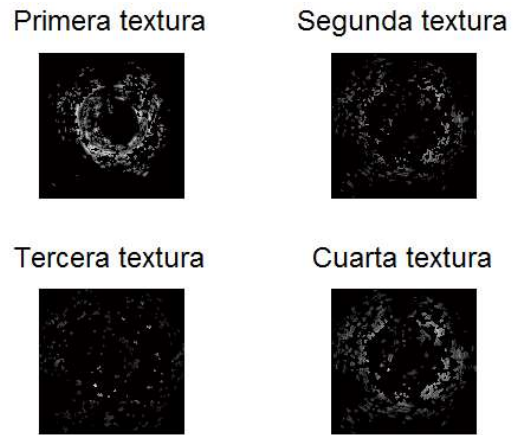


Figura 6: Máscaras de la imagen obtenidas, correspondientes a cuatro texturas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Manzano, Emilio. (2013) “Análisis y optimización de un algoritmo de segmentación de lumen en IVUS: estudio cuantitativo e implementación.” Univeristat de Barcelona. Departamento de Matemática Aplicada y Análisis. España.
- [2] Mesa, Andrés (2002) “Ultrasonido intravascular en la enfermedad coronaria: Aplicaciones clínicas (Parte II).” Revista Peruana de Cardiología. Volumen 28.
- [3] Elguera, Beatriz (2011) “Desarrollo de un algoritmo para la determinación de histología virtual de imágenes intravasculares ultrasónicas.” Instituto Politécnico Nacional. México.
- [4] Erika Danaé López-Espinoza; Leopoldo Altamirano Robles. (2009) “Segmentación Markoviana Usando Modelos de Textura” Coordinación de Ciencias Computacionales, INAOE. México.
- [5] Mariano Andrés Tribuj; Ariel David Waisbaum. (2006) “Segmentación de imágenes texturadas” Tesis de Licenciatura en Ciencias de la Computación. Universidad de Buenos Aires. Argentina.
- [6] C. Pinilla; A. Alcalá; et.al.(1997) “Filtrado de imágenes en el dominio de la frecuencia” Revista de Teledetección. Universidad de Jaén. Perú.
- [7] Flavio Banterla; et.al. (2001) “Texturas: Descripción y aplicaciones” Grupo Inteligencia Computacional Facultad Informática San Sebastián.