

Identificación Semi-automática de Estenosis en Imágenes de Angiografía por Rayos-X

Estudiante: Yuri ALCÁNTARA OLIVERO

19 de julio de 2017

Tutor: M.Sc. Henry BLANCO LORES

Resumen

La estenosis vascular es un estrechamiento anormal en un vaso sanguíneo y regularmente esta asociado con sonidos inusuales resultantes del flujo turbulento en estos. Entre los riesgos más importantes acarreados por lesiones estenóticas destacan: ataques al corazón, ic-tus, e incluso la muerte; de aquí la importancia de detectar este tipo de lesiones de forma temprana y precisa. Para la identificación de estas lesiones los médicos de esta institución, especializados en cardiología y hemodinamia, utilizan fundamentalmente dos métodos diagnósticos. El primer método es la evaluación visual de la lesión. Esta variante está muy difundida entre la comunidad médica, y aunque es el resultado de muchos años de experiencia valorando este tipo de lesiones, no deja de portar un alto grado de subjetividad entre los especialistas. El segundo método consiste en la utilización de herramientas de cuantificación de la lesión, disponibles en el sistema de software del equipo médico. Este es un tema abierto y de

interés para los especialistas del Cardiocentro en Santiago de Cuba. Este trabajo presenta el desarrollo y evaluación de un modelo para estimar de manera semi-automática lesiones estenóticas. Los resultados obtenidos respaldan el modelo para ser considerado como herramienta de diagnóstico.

Abstract

Vascular stenosis is an abnormal narrowing in a blood vessel and is regularly associated with unusual of the turbulent flow in them. Among the most important risks posed by stenotic injuries are: heart attacks, stroke, and even death; Hence the importance of detecting this type of lesions early and accurate. For the identification of these lesions, the physicians of this institution, specialized in cardiology and hemodynamia, basically use two diagnostic methods. The first method is the visual evaluation of the lesion. This variant is widespread among the medical community, and although it is the result of many years of experience valuing this type of lesions, it does not cease to carry a high degree of subjectivity among the specialists. The second method consists of the utilization of injury quantification tools, available in the software system of the medical team. This is an open topic and interest for the specialists of the Cardiocentro in Santiago de Cuba. This paper presents the development and evaluation of a model to estimate semi-automatically stenotic lesions. The results obtained support the model to be considered as a diagnostic tool.

Índice

1. Introducción	3
2. Materiales y Métodos	5
2.1. Filtrado Gaussiano	6
2.2. Segmentación	6
2.2.1. Detección de bordes	7
2.2.2. Crecimiento de regiones	8
2.3. Calibración de las Mediciones	9
2.4. Cuantificación de la Estenosis	11
2.5. Diseño Experimental para Validar el Método	12
3. Resultados y Discusión	12
3.1. Calibración de las Mediciones	12
3.2. Identificación de Estenosis	13
3.3. Aplicación Visual	14
3.4. Resultado Experimental	17
4. Conclusiones	18
5. Trabajos Futuros	18

1. Introducción

La estenosis vascular es un estrechamiento anormal en un vaso sanguíneo y regularmente esta asociado con sonidos inusuales resultantes del flujo turbulento en estos. Aunque estos sonidos son audibles a través de un estetoscopio, el diagnóstico general se confirma a través de alguna técnica de imágenes médicas [5], como por ejemplo: angiografía por CT¹, angiografía por MR², y angiografía por rayos-X convencional (XA, por sus siglas en inglés). Entre las causas que provocan la estenosis destacan la aterosclerosis, la presencia de calcificación en las paredes internas de arterias y vasos, la diabetes, entre otros. Entre los riesgos más importantes acarreados por lesiones estenóticas destacan: ataques al corazón, ictus, e incluso la

¹Acrónimo en inglés de Tomografía Computarizada

²Acrónimo en inglés de Resonancia Magnética

muerte; de aquí la importancia de detectar este tipo de lesiones de forma temprana y precisa.

Desde 2015, el cardiocentro de Santiago de Cuba dispone de un angiógrafo de rayos-X instalado por el fabricante de equipos médicos de origen alemán SIEMENS AG (www.siemens.com/healthcare). Con este equipo imagenológico es posible realizar diferentes procedimientos médicos dirigidos a diagnosticar, entre otras cuestiones, la presencia de lesiones estenóticas en el sistema cardiovascular. Para la identificación de estas lesiones los médicos de esta institución, especializados en cardiología y hemodinamia, utilizan fundamentalmente dos métodos diagnósticos. El primer método es la evaluación visual de la lesión. Esta variante está muy difundida entre la comunidad médica, y aunque es el resultado de muchos años de experiencia valorando este tipo de lesiones, no deja de portar un alto grado de subjetividad entre los especialistas, dificultando en ocasiones la emisión de un diagnóstico más preciso. El segundo método consiste en la utilización de herramientas de cuantificación de la lesión, disponibles en el sistema de software *Syngo* (también del fabricante SIEMENS AG) asociado al angiógrafo antes mencionado. En particular, este sistema estima, de forma semi-automática, el diámetro de una lesión estenótica y muestra el grado de estrechamiento de un vaso como la relación entre el diámetro de la estenosis y el diámetro normal del vaso. Por ejemplo, una lesión estenótica de 0.7 mm correspondiente a un vaso de 2.1 mm de diámetro se expresa como un estrechamiento del vaso de un 33.3% .

Aunque el método cuantitativo es más preciso que la tradicional evaluación visual de la lesión, aún persisten dudas entre el colectivo de especialistas del cardiocentro respecto a la precisión de las mediciones realizadas con el sistema de software disponible en el equipo. Esto se debe a que las mediciones hechas por el sistema siempre son comparadas de forma visual e implícita con objetos de referencia (e.g., un catéter) que aparecen en la imagen de angiografía, para los cuales se conocen sus dimensiones exactas y no siempre coinciden los resultados de la medición con las expectativas de los facultativos. Por otro lado, debido a las limitaciones económicas y financieras del sistema nacional de salud, el cardiocentro dispone solamente de una licencia de uso de este software. Esto limita el análisis cuantitativo de las lesiones estenóticas al lugar donde está instalado el angiógrafo, y por tanto imposibilita mejorar la calidad del servicio de hemodi-

namia en términos de facilidades para la discusión de casos y de análisis de las lesiones estenóticas en otros servicios médicos.

De aquí que este trabajo se proponga como objetivo general: *desarrollar una herramienta de software para la identificación semi-automática y cuantificación de lesiones estenóticas en imágenes de XA*. Para lograr este objetivo general se plantearon los siguientes objetivos específicos: 1) cargar una imagen de XA y calibrar las mediciones en esta; 2) identificar de forma semi-automática el diámetro normal y de la estenosis en un vaso o arteria de una imagen de XA; 3) implementar una herramienta con interfaz gráfica de usuario para visualizar imágenes de XA y detectar lesiones estenóticas; y 4) validar la herramienta desarrollada.

El resto del trabajo se estructura como sigue. En la sección 2 se presentan las herramientas y modelos considerados en este trabajo para lograr identificar las lesiones estenóticas. La sección 3 presenta los resultados de las tareas de investigación asociadas a la calibración de las mediciones, la estimación de los diámetros de vasos normales y estenóticos, la interfaz gráfica de usuario para la visualización de imágenes de XA, así como los resultados asociados a la validación de la herramienta desarrollada. Finalmente en las secciones 4 y 5 son presentados respectivamente las conclusiones del trabajo y las recomendaciones para futuros trabajos.

2. Materiales y Métodos

Se utilizó la biblioteca DCMTK [2] para cargar las imágenes DICOM, en este caso específico imágenes de XA. De esta manera se le dio cumplimiento a las tareas que requerían el procesamiento o visualización de este tipo de imágenes.

La interfaz gráfica de usuario se implementó utilizando el lenguaje C++, con el framework de desarrollo integrado QT 5.6. Este framework fue seleccionado por su amplia variedad de funciones para el desarrollo de aplicaciones y por la ventaja de ser multiplataforma.

En los algoritmos diseñados tanto para la calibración como para la cuantificación de la lesión se incluyeron técnicas de filtrado y segmentación de imágenes digitales [6], así como procedimientos matemáticos que se explicaran a continuación.

2.1. Filtrado Gaussiano

El filtro de Gauss se utilizó con el objetivo de suavizar las regiones de la imagen, de esta manera se eliminan posibles ruidos introducidos en el proceso de obtención y se suprimen las imperfecciones como puntos aislados que puedan ofrecer información falsa en la identificación de bordes. El suavizado gaussiano constituye una media ponderada donde los pesos toman la forma de una campana de Gauss (figura 1).

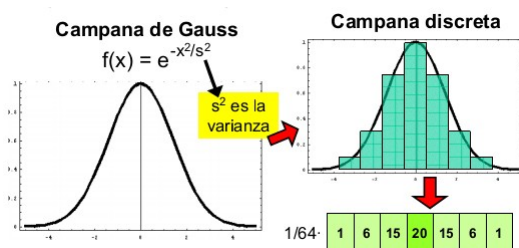


Figura 1: Suavizado Gaussiano horizontal

La varianza s^2 , indica el nivel de suavizado. Una varianza grande implica un campana más ancha y por consecuencia más suavizado. Normalmente, el suavizado gaussiano se aplica en dos dimensiones $f(x, y) = e^{-(x^2+y^2)/s^2}$. Para aplicar en la práctica este filtro se realiza una convolución de la imagen original con una máscara (figura 2) que lo representa. Los pesos de la máscara dependen de la distancia al pixel central.



Figura 2: Máscara 3x3 de Gauss.

2.2. Segmentación

La segmentación en el procesamiento de imágenes es el proceso que subdivide una imagen en sus objetos o partes constituyentes.[6] La

segmentación automática es una de las tareas más difíciles del procesamiento de imágenes, esta etapa determina el eventual éxito o fracaso del análisis, de hecho rara vez llega a alcanzar una solución satisfactoria, se debe buscar un método alternativo de comprobación para la verificación de los resultados. Los algoritmos de segmentación de imágenes monocromáticas generalmente se basan en una de las dos propiedades básicas de los valores del nivel de gris: discontinuidad y similitud.

2.2.1. Detección de bordes

La detección de la discontinuidad consiste en dividir una imagen basándose en los cambios bruscos del nivel de gris. Es particularmente importante porque proporciona información de los objetos de la imagen a otras tareas del procesamiento de imágenes como reconocimiento e interpretación. Los temas más importantes en la discontinuidad son la detección de puntos aislados, de líneas y de bordes o contornos [4].

Una de las técnicas más comunes para detectar un borde de dos dimensiones (2D), es el uso de derivadas de primer orden mediante el operador gradiente. El gradiente de una imagen es una función $f(x, y)$ que se define como el vector bidimensional presentado en la ecuación 1.

$$G(I(x, y)) = \begin{pmatrix} G_x \\ G_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} dI/dx \\ dI/dy \end{pmatrix} \quad (1)$$

El operador gradiente G alcanza su máximo valor en la dirección en que la variación es máxima, por lo tanto puede definirse como la ecuación 2.

$$G(I(x, y)) = \sqrt{[G_x(x, y)]^2 + [G_y(x, y)]^2} \quad (2)$$

En la práctica es muy común aproximar el gradiente mediante los valores absolutos, con el fin de conseguir un procesamiento más rápido a costa de un error despreciable, y la expresión se aproxima a la ecuación 3.

$$G(I(x, y)) = |G_x(x, y)| + |G_y(x, y)| \quad (3)$$

El cálculo del gradiente se basa en obtener las derivadas parciales para cada pixel. Las derivadas se pueden implementar digitalmente de varias formas. Uno de los métodos más comunes y además utilizado en este trabajo es el de Sobel por sus ventajas con respecto a otros métodos.

Sea la máscara de la figura 3:

w_1	w_2	w_3
w_4	w_5	w_6
w_7	w_8	w_9

Figura 3: Máscara 3x3

Las derivadas según el operador de Sobel vienen dadas por:

$$G_x = (w_3 + 2w_6 + w_9) - (w_1 + 2w_4 + w_7) \quad (4)$$

$$G_y = (w_7 + 2w_8 + w_9) - (w_1 + 2w_2 + w_3) \quad (5)$$

2.2.2. Crecimiento de regiones

Como el nombre indica, el crecimiento de regiones es un procedimiento mediante el cual se agrupan pixeles o subregiones en regiones mayores[3]. El procedimiento más sencillo se denomina agregación de pixeles, que comienza a partir de un conjunto de pixeles semilla, de forma que a partir de cada semilla se crecen regiones añadiendo pixeles a dicha semilla de entre aquellos pixeles vecinos que tienen propiedades similares (figura 4). El resultado de la segmentación daría lugar como mucho a tantas regiones como semillas haya. Sin embargo, puede darse el caso de que dos de esas semillas correspondan a pixeles de la misma región. En este caso el crecimiento desde

una de las semillas absorbería a la otra, que en este caso debería ser descartada.

Los dos problemas fundamentales en el crecimiento de regiones son: por un lado, la selección de las semillas o puntos de partida que representen adecuadamente a las regiones de interés; y por otro, la elección de las propiedades adecuadas que permitan ir añadiendo píxeles durante el proceso de crecimiento. En el caso de la calibración las semillas serían los extremos del segmento delimitado por el usuario, mientras que en el análisis de la estenosis serían los puntos que indican el lugar de la lesión. En ambos casos se añade un nuevo píxel a una región si la diferencia entre la intensidad del mismo y la intensidad media de la región no es mayor que un umbral ajustado por las características de las imágenes con las que se trabaja.

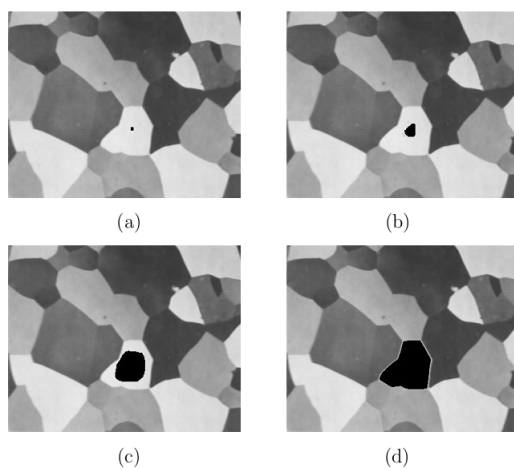


Figura 4: a)Imagen con semilla seleccionada b)-d) Proceso de crecimiento de la región

2.3. Calibración de las Mediciones

El objetivo de la calibración del software es conocer cuanto mide en milímetros un píxel en el eje X y en el eje Y para realizar mediciones posteriores. Esta información a menudo no aparece en las imágenes DICOM por lo que se usa un objeto de referencia del cual se conoce el diámetro real. Dicho objeto es el catéter, una vez segmentado e identificado sus bordes se selecciona el punto A en uno de los bordes

y se busca el punto B en el otro borde de manera tal que la distancia entre A y B sea mínima (figura 5).

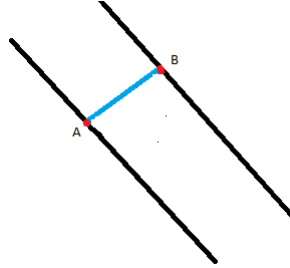


Figura 5

Una vez ubicados los puntos A y B se toma el punto C de manera tal que se forme el triángulo rectángulo ABC (figura 6). El segmento AB representa el diámetro del catéter que ya se conoce, suponiendo que sea X se tiene que la distancia real de AC es $X * \cos(\angle BAC)$ y la de BC es $X * \sin(\angle BAC)$. Una vez que se tienen estas distancias se dividen entre la cantidad de pixels en uno y otro segmento, dichos resultados representan las distancias de cada pixel deseadas.

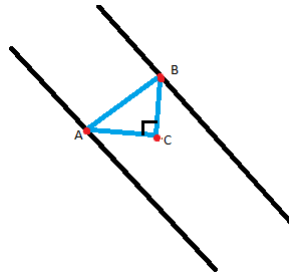


Figura 6

Este proceso se repite con tres puntos diferente de uno de los bordes y se promedia el resultado, esto disminuye el posible error producto de las fases anteriores del procesamiento de la imagen.

2.4. Cuantificación de la Estenosis

Los principales resultados a calcular durante el análisis de la lesión estenótica son el diámetro en milímetros de la parte sana del vaso sanguíneo y el porcentaje de estenosis de la lesión. Como entrada para el procedimiento se tienen dos puntos indicados por el usuario que determinan la posición de la estenosis. El primer punto se ubica antes de la lesión en la parte sana y el segundo punto después de la lesión en la parte sana (figura 7).

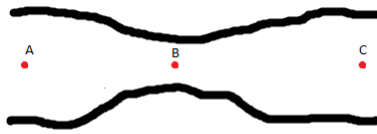


Figura 7

Para el calculo del diámetro del vaso sanguíneo se toma un punto D en uno de los bordes teniendo en cuenta el punto A. Luego se ubica un punto E distinto de D tal que la diferencia en las coordenadas con D no sean mayor que 2 y esté en el borde también. Estos dos puntos indican la pendiente del borde en cuestión, usando el reciproco y opuesto de dicha pendiente y el punto D se construye una recta. La recta antes mencionada se usa para ubicar un punto F en el otro borde que determinará con D el diámetro buscado (figura 8). Teniendo estos puntos se realiza la medición teniendo en cuenta el tamaño de cada pixel hallado en la calibración.

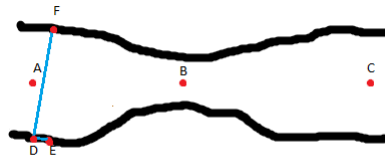


Figura 8

El mismo procedimiento se aplica con el punto C y luego se obtiene el promedio de las dos distancia calculadas.

Para la determinación del grado de estenosis en la lesión se recorre uno de los bordes y se aplica el procedimiento antes descrito para medir, se guarda la menor distancia registrada y luego se calcula que porciento representa con respecto al diámetro ya calculado.

2.5. Diseño Experimental para Validar el Método

Se generaron 10 imágenes de referencia con el objetivo de reproducir lesiones estenóticas para las cuales se conocen sus dimensiones (diámetro de un vaso o arteria normal, y de una estenosis). Se le aplicó el método de mejor desempeño a las 10 imágenes y se calculó el error promedio cometido por el método ($error = |diámetroReal - diámetroEstimado|$) para evaluar su precisión.

3. Resultados y Discusión

Como se muestra en la figura 9 la segmentación tiene mejor desempeño en imágenes con un preprocesamiento previo (Filtrado de Gauss). El filtro de Gauss como otras formas de suavizado puede incurrir en la pérdida de los bordes, por lo que se aplicó un filtro suave con una matriz de 3x3 en lugar de una de 5x5 o 7x7 como es común en la práctica.

3.1. Calibración de las Mediciones

Durante el proceso de calibración del software se obtuvieron buenos resultados con ambos métodos de segmentación. Pero en un análisis más profundo se pudo comprobar que la detección de bordes mostró mejor desempeño en la segmentación del catéter debido a los bordes bien definidos del mismo y que el crecimiento de regiones a menudo incurre en la definición de bordes irregulares (figuras 10a y 10b).

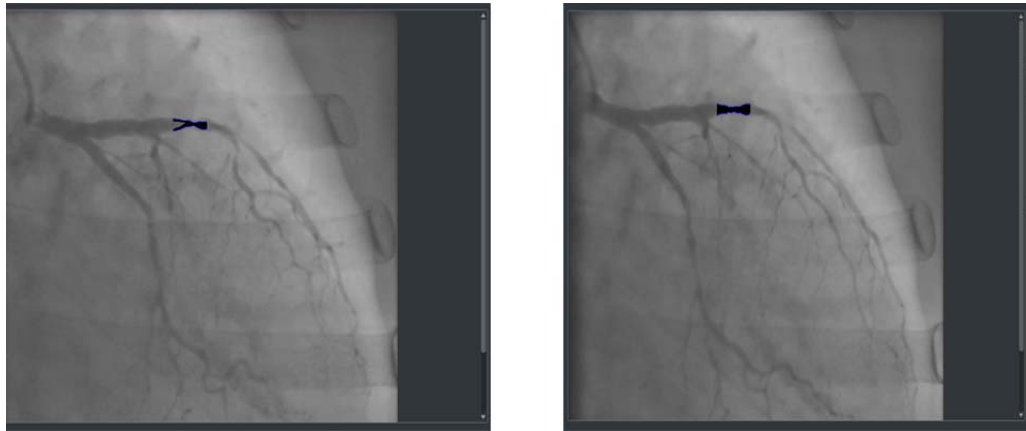
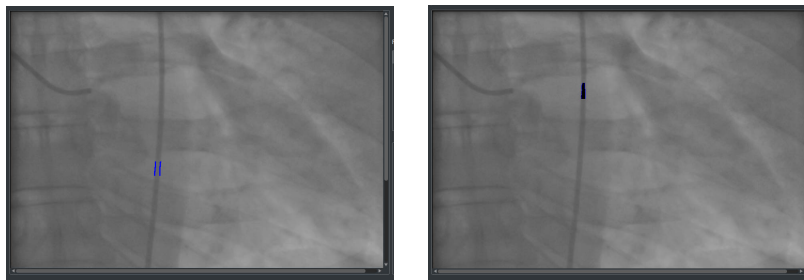


Figura 9: Segmentación de imagen de XA sin filtrado previo y segmentación con filtrado previo.



(a) Detección de bordes.

(b) Crecimiento de regiones

Figura 10

3.2. Identificación de Estenosis

En la segmentación de la lesión estenótica el método que arrojó mejores resultados fue el crecimiento de regiones. Esto se debe a que las redes vasculares con frecuencia no muestran bordes bien definidos y pueden haber cambios ligeros de intensidad en los píxeles (figura 11).

Además se pudo comprobar la conveniencia del método basado en regiones para incluso detectar lesiones con estenosis del 100 %. Durante la investigación se observaron con frecuencia casos como el antes mencionado. Este tipo de lesión se puede identificar cuando

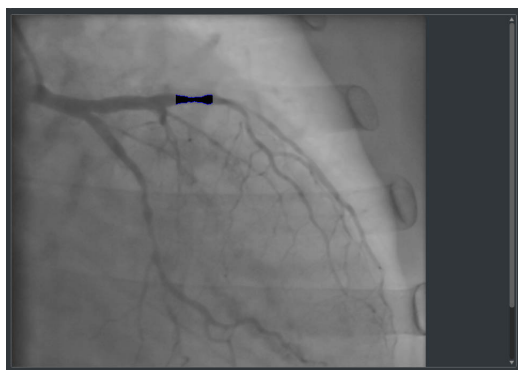


Figura 11: Crecimiento de regiones.

las semillas de los extremos no terminan en la misma región (figura 12).



Figura 12: Estenosis 100 %

3.3. Aplicación Visual

Como se muestra en la figura 13 la aplicación visual tiene la posibilidad de cargar imágenes DICOM de XA. Posee dos funcionalidades fundamentales que son la de calibración usando el catéter y análisis de una lesión determinada. Para calibrar el software el usuario deberá seleccionar la herramienta calibrar, seleccionar el diámetro real del catéter y dibujar un segmento pequeño dentro del catéter y dar doble click. Luego se detectaran los bordes y se mostraran los

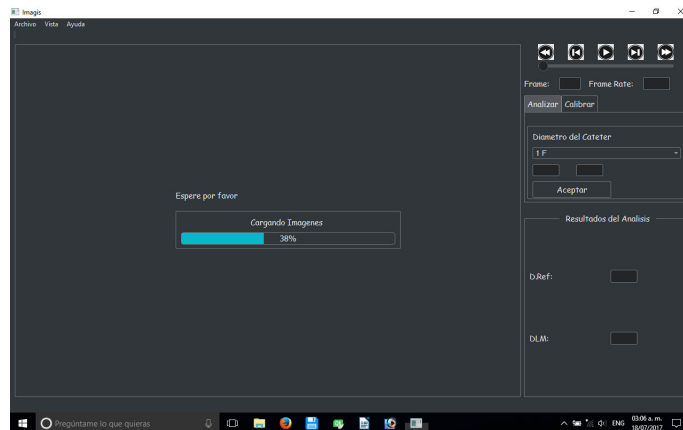


Figura 13: Cargando

resultados de la calibración a la derecha de la pantalla (figura 14). Para realizar el análisis de una lesión el usuario deberá seleccionar

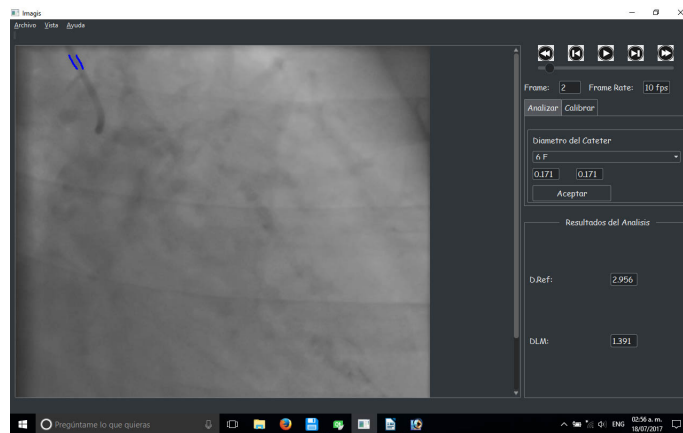


Figura 14: Calibración

la herramienta analizar y dibujar tres puntos. El primero antes de la lesión en la parte sana, el segundo aproximadamente donde se encuentra la lesión y el tercero después de la estenosis en la parte sana. Una vez realizado ese procedimiento se procede a segmentar la zona marcada y los resultados del análisis aparecen en la zona de resultados en la parte derecha de la pantalla (figura 15). La herramienta también tiene la posibilidad de hacer zoom in y zoom out en la ima-

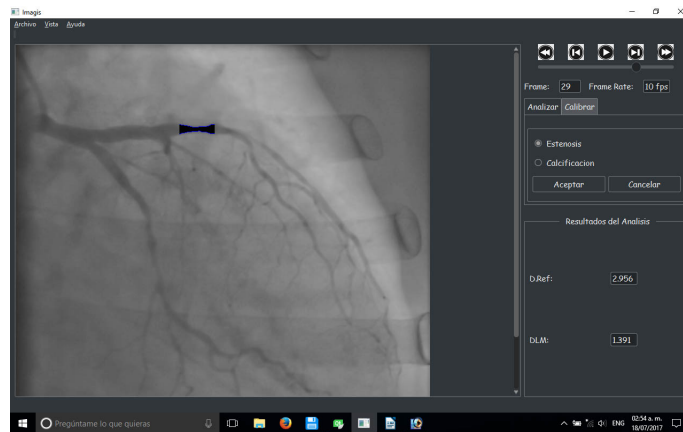


Figura 15: Análisis de estenosis

gen para facilitar el uso de las funcionalidades del sistema (figuras 16 y 17). Además posee un módulo de cine donde se puede ver la imagen de angiografía en movimiento, controlar la velocidad de la reproducción y navegar por los frames para seleccionar el adecuado en el proceso.

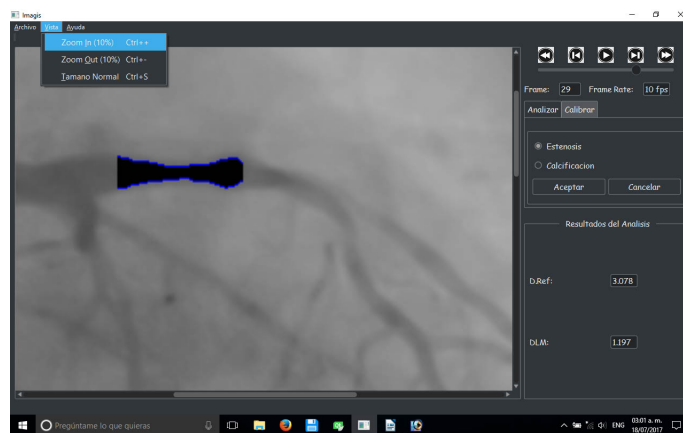


Figura 16: ZOOM IN



Figura 17: ZOOM OUT

3.4. Resultado Experimental

Durante el período experimental se pudo comprobar que el error cometido por el sistema esta dentro del margen de error permitido en el diagnóstico de lesiones estenóticas. Este resultado es satisfactorio y respalda al sistema para su uso futuro como herramienta de diagnóstico.

D.Ref: Diámetro de referencia

<i>Imagen</i>	<i>Error D.Ref</i>	<i>Error DLM</i>
Imagen1	0,03	0,15
Imagen2	0,07	0,11
Imagen3	0,11	0,15
Imagen4	0,09	0,1
Imagen5	0,1	0,14
Imagen6	0,13	0,05
Imagen7	0,11	0
Imagen8	0,08	0,16
Imagen9	0,10	0,17
Imagen10	0,07	0,13
Promedio ± Desviación Estándar	0,089 ± 0,028	0,116 ± 0,053

Cuadro 1: Resultado Experimental

DLM: Diámetro Luminar Mínimo

4. Conclusiones

En el presente trabajo se logró cargar imágenes de Angiografía por rayos x y calibrar las mediciones en la misma. Se diseñaron e implementaron métodos para la estimación de manera semi-automática del diámetro normal de un vaso sanguíneo y el grado de estenosis de una lesión. Se desarrolló una interfaz gráfica que dio soporte a los métodos implementados y la misma fue validada obteniendo resultados satisfactorios.

5. Trabajos Futuros

Se propone como trabajo futuro someter los resultados del software implementado a la valoración de los especialistas con imágenes de pacientes reales y cuantificar dichas valoraciones. Diseñar artefactos que simulen redes vasculares y de los cuales se conozcan sus dimensiones, para de esa manera poder comprobar los resultados arrojados por el software en cuestión y además compararlos con los del software presente en el equipo médico. Además considerar la utilización de otros métodos de segmentación avanzados con el fin de mejorar esta fase y por consecuencia los resultados finales.

Referencias

- [1] Revet, B. (1997). DICOM cook book for implementations in modalities. Philips Medical Systems, Eindhoven, Netherlands.
- [2] Eichelberg, M., Riesmeier, J., Wilkens, T., Hewett, A. J., Barth, A., Jensch, P. (2004, April). Ten years of medical imaging standardization and prototypical implementation: the DICOM standard and the OFFIS DICOM toolkit (DCMTK). In Medical Imaging 2004 (pp. 57-68). International Society for Optics and Photonics.
- [3] Adams, R., & Bischof, L. (1994). Seeded region growing. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, 16(6), 641-647.

- [4] Marr, D., & Hildreth, E. (1980). Theory of edge detection. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 207(1167), 187-217.
- [5] Fortuño, J. R., Perendreu, J., Falco, J., Canovas, D., & Brainera, J. (2006). Estenosis carotídea: cmo se diagnostica y se trata adecuadamente. *Radiologa*, 48(3), 119-136.
- [6] Gonzalez, R. C., & Woods, R. E. (2002). *Processing*.