



Original

Determinación del calibre vascular retiniano en hipertensos con un método semiautomático basado en el modelo de *snakes*

Antonio Pose-Reino^{a,*}, Marta Pena Seijo^a, Manuel González Penedo^b, Marcos Ortega Hortas^b, María Rodríguez Blanco^c, Pilar Vega^d, José Luis Díaz Díaz^d, Noa Fernández^e, Juan Carlos Estévez^f y Francisco Gómez-Ulla Irazábal^c

^a Unidad de Pluripatología, Servicio de Medicina Interna, Departamento de Medicina, Hospital de Conxo, Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, España

^b Grupo de Visión Artificial, Departamento de Informática, Universidad de A Coruña, A Coruña, España

^c Servicio de Oftalmología, Complejo Hospitalario Universitario, Santiago de Compostela, España

^d Servicio de Medicina Interna, Complejo Hospitalario Universitario de A Coruña, A Coruña, España

^e Servicio de Oftalmología, Complejo Hospitalario Universitario de A Coruña, A Coruña, España

^f Departamento de Economía Cuantitativa, Universidad de Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 10 de junio de 2009

Aceptado el 22 de septiembre de 2009

On-line el 13 de mayo de 2010

Palabras clave:

Retinopatía hipertensiva

Índice arteriovenoso

Método semiautomático

RESUMEN

Fundamento y objetivo: Las guías europeas de hipertensión arterial consideran que es necesario un método que cuantifique de forma objetiva los cambios iniciales en la microcirculación retiniana del hipertenso. Previamente hemos descrito y validado un método semiautomático basado en un modelo lineal, con una alta sensibilidad y especificidad, pero con limitaciones.

Por este motivo, desarrollamos un método basado en el modelo de *snakes*, para medir el índice arteriovenoso retiniano y lo hemos comparado con el método previamente descrito.

Pacientes y método: Para validar este método, hemos analizado las fotografías digitales obtenidas de 173 ojos pertenecientes a un total de 96 pacientes hipertensos; la mayoría de éstos estaban recibiendo tratamiento. Las fotos se han realizado en 2 centros: A Coruña (66) y Santiago de Compostela (107), y la misma persona los ha analizado mediante ambos métodos en cada centro (lineal y *snake*).

Resultados: Hemos observado que las medias y las diferencias de las determinaciones del índice arteriovenoso por ambos métodos son mínimas y siguen una distribución normal. El estadístico alfa de Cronbach fue de 0,974, con un coeficiente de correlación intraclase de 0,949 ($p < 0,001$) para el grupo de imágenes de Santiago, mientras que para el grupo de A Coruña el estadístico alfa de Cronbach fue de 0,923, con un coeficiente de correlación intraclase de 0,857 ($p < 0,001$).

Conclusión: Se trata de un método para el cálculo del índice arteriovenoso retiniano de una forma semiautomática, con una elevada sensibilidad y mayor especificidad que el previamente descrito y con una excelente correlación con el anterior.

© 2009 Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Estimation of the retinal microvascular calibre in hypertensive patients with the snakes semiautomatic model

ABSTRACT

Background and objective: Early alterations in retinal microcirculation are observed in most hypertensive patients seen in daily practice and the European guidelines consider it is necessary an objective method to quantify these alterations. We have previously described a semi-automatic computerized system to evaluate the calibre of retinal blood vessels that has shown high sensitivity and specificity to calculate the arteriovenous ratio (AVR), though with limitations. We describe a method based on the snakes model to calculate the arteriovenous ratio.

Patients and method: We have compared it with the previously reported lineal method, and we have analysed 173 digital photographs from 96 hypertensive patients, most of them receiving treatment. Photos were made in two hospitals (A Coruña: 66 and Santiago de Compostela: 107), and were analysed by the same people in each Centre, by the lineal and snake method.

Results: We have observed that the arithmetic mean and the differences in AVR between both methods were minimal and showed a normal distribution. Cronbach statistics was 0.974 and intraclass correlation

Keywords:

Hypertensive retinopathy

Arteriovenous ratio

Semiautomatic method

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: antoniopose@telefonica.net (A. Pose-Reino).

coefficient 0.949 ($p < 0.001$), for the images from Santiago and 0.923 with an intraclass correlation coefficient of 0.857 ($p < 0.001$) for the images from A Coruña.

Conclusion: This semiautomatic method to calculate the AVR ratio has a high sensitivity and a greater specificity than previous method, and the correlation between the results obtained with both is excellent.

© 2009 Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

La retinopatía hipertensiva se considera como una lesión a nivel de órgano diana del hipertenso y, por tanto, indicativa de un mayor riesgo vascular¹. Sin embargo, las lesiones iniciales en la microcirculación retiniana vistas en la mayoría de los hipertensos (estrechamiento arteriolar o cruces arteriovenosos, sin exudados ni hemorragias en la retina) son hallazgos subjetivos, imprecisos y poco reproducibles, por lo que las guías europeas, que establecen una prevalencia de retinopatía de grado I-II cercana al 80% en hipertensos de reciente diagnóstico^{2,3}, excluyen explícitamente estas alteraciones de la estratificación del riesgo vascular⁴.

Nuestro grupo ha descrito un método semiautomático computarizado para la evaluación del calibre de los vasos de la retina, que ha mostrado una muy buena reproducibilidad⁵. Con este método hemos observado que estos cambios iniciales en la microcirculación retiniana del hipertenso pueden regresar a los 6 meses de un control antihipertensivo adecuado⁶.

Sin embargo, el método descrito adolece de algunas limitaciones y así resulta difícil de aplicar en la práctica clínica. El objetivo de este trabajo fue validar un método sencillo, sensible, específico y semiautomático para el estudio de la microcirculación retiniana y el cálculo del índice arteriovenoso (IAV) retiniano y compararlo con un método descrito y validado previamente⁵.

Material y método

Con el fin de mejorar el método lineal previamente descrito, basado en modelos matemáticos, para detectar los vasos de la retina (arteriolas y vénulas) desarrollamos un nuevo método basado en *snakes* (curvas elásticas) y lo comparamos con el método previamente descrito⁵. Para ello, con la aprobación del Comité Ético del Servicio Galego de Saúde, previo consentimiento informado, y teniendo en cuenta el número de pacientes utilizados para la valoración previa del método, hemos analizado las fotografías digitales de 173 ojos correspondientes a un total de 96 pacientes hipertensos que acudieron de forma sucesiva a las consultas de medicina interna de 2 hospitales distintos (de Santiago de Compostela y A Coruña) y que un observador distinto valoró en cada hospital. Cada uno de los observadores valoraba y medía de forma independiente los fondos de ojo de los pacientes correspondientes a su centro (107 fondos de ojo en Santiago y 66 fondos de ojo en A Coruña) por ambos métodos, lineal y *snake*. El mayor número de fondos de ojo que analizó el Hospital de Conxo (Santiago de Compostela) se debe a una mayor selección de pacientes por parte de este centro.

En la consulta de Medicina Interna del Hospital de Conxo, un observador vio y analizó 107 fondos de ojo correspondientes a 58 pacientes hipertensos, ya que en 9 de estos 58 pacientes sólo fue posible la fotografía digital de uno de los fondos de ojo debido a que 7 pacientes presentaban catarata unilateral, un paciente presentaba cirugía intraocular previa y otro paciente presentaba secuela de un herpes zóster a nivel oftálmico, lo que dificultaba la correcta valoración retiniana.

En el Hospital Abente Lago de A Coruña otro observador analizó 66 fondos de ojo correspondientes a 38 pacientes, ya que 10 presentaban catarata unilateral, por lo que sólo fue posible la

fotografía de uno de los ojos. La mayor parte de los pacientes, en ambos centros, estaban recibiendo tratamiento antihipertensivo previo, pero sin alcanzar cifras óptimas de presión arterial en el momento en que se les tomó la fotografía del fondo de ojo.

Hemos determinado el IAV por ambos métodos, mediante la comparación de los resultados obtenidos. Se excluyó a los pacientes con cataratas o defectos en la refracción superiores a 3 dioptrías, así como a los pacientes con disfunción renal (creatinina superior a 2 mg/dl) o hepática clínicamente relevante, insuficiencia cardíaca congestiva grado III o IV de la New York Heart Association (NYHA) u otras alteraciones que pudieran interferir en los resultados del estudio.

Tras midriasis con tropicamida y fenilefrina se realizaron fotografías digitales de ambos ojos para calcular la relación o índice entre el calibre medio de las arteriolas y las vénulas retinianas (IAV), como se describió previamente^{5,7}. Dos observadores diferentes analizaron los IAV de ambos ojos de los pacientes incluidos en el estudio. Se incluyeron ambos ojos porque previamente⁵ hemos mostrado que no existe una correlación entre ambos y que los ojos deben estudiarse por separado. Uno de los observadores analizó las imágenes realizadas en el hospital de Santiago y el otro analizó las realizadas en el hospital de A Coruña, por ambos métodos. Los resultados se analizaron en el conjunto de la muestra y en 2 grupos separados; se consideraron las imágenes realizadas y analizadas en Santiago como un grupo y las realizadas y analizadas en A Coruña como otro grupo.

Procedimiento para el cálculo del calibre de los vasos sanguíneos y el índice arteriovenoso en imágenes de retina

Nuestro equipo de trabajo ha descrito previamente el sistema de procesamiento empleado para medir el calibre de los vasos sanguíneos retinianos^{5,7}. Para el cálculo del IAV se emplea una interfaz gráfica de usuario de fácil aprendizaje y manejo, una base de datos diseñada para el propósito de almacenar las imágenes junto con su información asociada y el propio módulo de medición interactiva.

El análisis de una fotografía digital de fondo de ojo comienza al recuperar esa imagen de la base de datos y mostrarla en el módulo de procesado. Diversos análisis⁸ han demostrado que el árbol vascular radial del ojo debe identificarse desde el nervio óptico, que el clínico toma como referencia, a través de puntos equidistantes sobre el árbol vascular. Por tanto, es necesario que el observador indique 2 parámetros iniciales en la imagen: el centro del nervio óptico y el radio del perímetro de búsqueda. Así, pues, una zona circular alrededor del nervio óptico define la región de interés (fig. 1), con un radio de análisis dado.

La metodología propuesta intenta localizar y medir cada vaso sanguíneo en la región de interés. En nuestro caso, el modelo de detección de vasos en esta zona se basa principalmente en una extracción de crestas y un seguimiento de los vasos. Una cresta puede definirse como una zona continua de puntos, que da forma a los más altos (o bajos) valores de intensidad de imagen en su entorno. De esta manera, si se interpreta una imagen como un paisaje con volumen en función de la intensidad, los vasos pueden considerarse crestas o valles, es decir, regiones que forman un nivel tubular y extremo (máximo o mínimo) en su entorno. Esto

significa que se pueden localizar los vasos en el radio de análisis si se usa la posición de las crestas.

La imagen de crestas puede obtenerse mediante el operador curvatura extrínseca de los conjuntos de nivel basada en tensor estructural (MLSEC-ST.⁹). El tensor estructural se usa para filtrar imágenes basadas en una serie de parámetros. En el estudio de López et al⁹ se presenta una aproximación robusta para ajustar los parámetros y obtener resultados de alta calidad en toda clase de imágenes. Los puntos de la imagen candidatos a ser vasos vendrán dados por la intersección entre cada cresta y el análisis de la circunferencia (fig. 1). Para descartar que se trate de ruido en lugar de un vaso auténtico, se aplica un seguimiento del vaso en la región de interés, se usan circunferencias concéntricas y se fuerza a que los vasos aparezcan un número mínimo de veces en ellos¹⁰.

El rendimiento del modelo de detección de vasos se ha evaluado frente a una aproximación previa, ART-VENA que expertos clínicos ya habían evaluado previamente⁵. Los resultados de ART-VENA eran significativamente mejores que los resultados previos publicados¹¹. La tabla 1 muestra la comparativa entre ART-VENA y nuestra metodología.

El conjunto de prueba consistió en 21 imágenes de pacientes diferentes procedentes del Complejo Hospitalario Universitario de Santiago. Estas imágenes se habían utilizado previamente para la evaluación del método ART-VENA y suponen un conjunto representativo en términos de contraste y calidad, por lo que permiten su comparación con el método presentado aquí. El total de vasos analizados en las 21 imágenes es de 1.652. Se consideraron diferentes radios en torno al nervio óptico. El método de *snake* es capaz de detectar un 5% más de vasos (el 84,6 frente al 89,5%) que el método ART-VENA, pero donde realmente destaca es en la reducción de vasos inexistentes introducidos en el sistema (falsos positivos). De un total de 137 vasos erróneos, pasamos a solamente 12, lo que supone que menos del 1% del total de vasos que el sistema detecta no se corresponden con vasos reales. En el caso de ART-VENA esta tasa sube a más del 8%.

Una vez que el modelo de detección se ha aplicado, se debe realizar la medición de los diámetros de los vasos en la circunferencia de análisis. Para esto, se usó un modelo de contornos activos como herramienta.

Un *snake* o contorno activo¹² se define como una superficie poligonal que evoluciona en la imagen hasta que alcanza los bordes de un objeto de interés. Su forma es modelada por energías

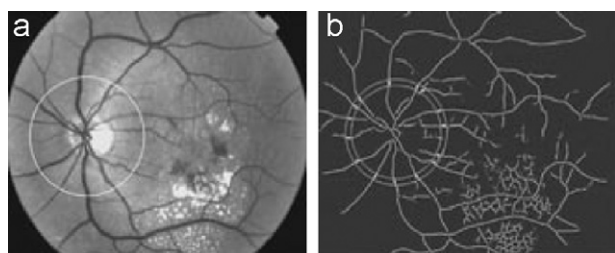


Figura 1. Región de interés marcada. a) Imagen original. b) Imagen de crestas.

y se estabiliza una vez que su función de energía es mínima, lo que ocurre al alcanzar un objeto de interés.

La inicialización del *snake* es un aspecto muy importante para obtener un resultado final válido. En nuestro caso, el contorno inicial es la sección de cresta desde la circunferencia más alta y la más baja usadas en la fase anterior de detección de vasos, como se puede apreciar en la figura 2. En esta figura también se muestran las 2 clases de nodos consideradas en el modelo: comunes y esquinas.

La energía externa se encarga de las fuerzas ajenas al propio contorno, por lo que incluye conocimiento del dominio de las imágenes que se van a analizar. La energía externa introducida¹³ para un *snake* se define como:

$$E_{ext}(s) = \gamma \bar{\eta} + \delta E_{dist}(s) + \varepsilon E_{grad}(s) + \omega E_{stat}(s)$$

donde $\bar{\eta}^8$ es la presión de inflado, cuyo objetivo principal es corregir la dirección de avance en cada nodo; E_{dist} es la distancia dirigida por bordes; E_{grad} es la energía de gradiente, y E_{stat} es la energía estacionaria; γ , δ , ε , y ω son las ponderaciones de cada energía previa, respectivamente.

La distancia dirigida por bordes es la distancia de cada nodo $v(s)$ a su borde más cercano en su dirección de avance y orientación. La energía de gradiente actúa como una fuerza de frenado, de forma que si el gradiente es positivo, es nula. La energía estacionaria también actúa como fuerza de frenado, incluyendo información de energía del vecindario de cada nodo. Esta energía soluciona 2 problemas principalmente: el ruido intravenoso en la imagen debido a reflujo u otras características y la posible presencia de discontinuidades en los bordes, y los vecinos de un nodo en una discontinuidad evitan que se salga del vaso.

Una vez que el contorno activo se estabiliza, es necesario localizar y eliminar posibles nodos incorrectos. El mejor criterio para detectarlos es la distancia desde el vértice a la semilla, que debería ser relativa a la resolución de la imagen (fig. 3a); los ángulos entre nodos, que deben ser paralelos al ángulo de la semilla (fig. 3b) y el número de evoluciones de nodos adyacentes, que debe ser similar. Una vez detectados los nodos incorrectos,

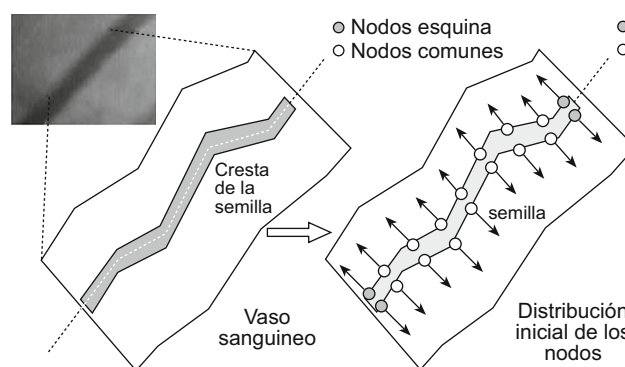


Figura 2. Distribución inicial de los nodos del *snake* en la semilla. Dos cadenas paralelas de nodos se colocan a los lados de la correspondiente cresta.

Tabla 1

Comparativa del rendimiento en la detección de vasos de 21 imágenes de pacientes diferentes, mediante el uso de 2 estrategias diferentes: ART-VENA (lineal) y el método comentado en este trabajo basado en *snakes*

	Verdaderos positivos (vasos detectados)	Falsos negativos (vasos no detectados)	Sensibilidad	Falsos positivos (vasos erróneos)
ART-VENA (lineal)	1.397	255	84,56%	137
Snake modelo	1.478	174	89,47%	12

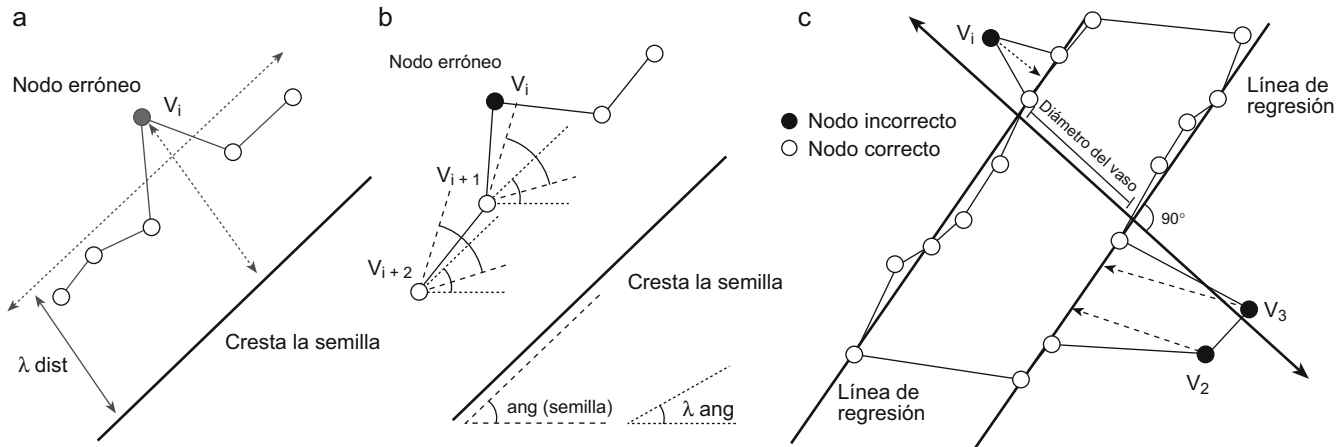


Figura 3. Detección y corrección de nodos incorrectos. Un nodo está erróneamente situado si: a) su distancia a la cresta de semilla es mayor que un cierto umbral o; b) el ángulo entre 2 nodos consecutivos y el eje X está más cerca del ángulo de la semilla que un ángulo umbral máximo; c) corrección de nodos incorrectos mediante regresión.

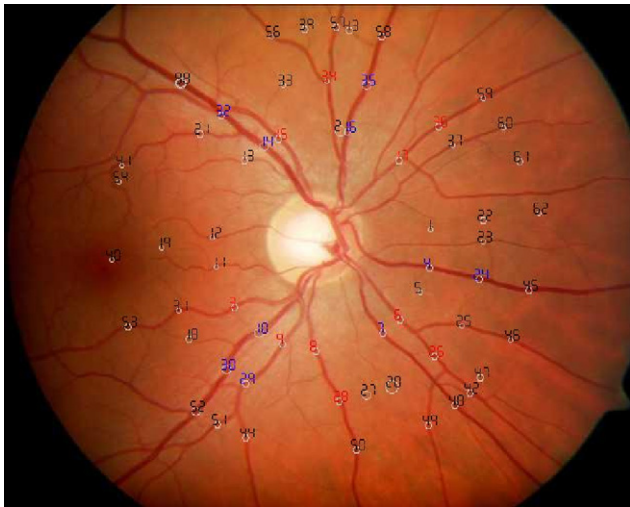


Figura 4. Fotografía de fondo de ojo tomada con una cámara Zeiss FF450 Plus IR COM Visupac 451. Los números indican el identificador de cada vaso detectado en los radios de interés. El observador selecciona las arterias (números en rojo) y las venas (números en azul) que se usarán para la medición.

sus posiciones se corrigen mediante un algoritmo de regresión lineal al usar los nodos correctos de cada lado, como las variables del modelo que se muestra en la figura 3c. La precisión de este modelo (definida en el intervalo [0,1]) determina su adecuación a la hora de describir la relación entre coordenadas de las variables: $R^2 = \frac{S_{xy}^2}{S_x^2 S_y^2}$ donde S_{xy}^2 es el cuadrado de la covarianza del modelo; S_x^2 la variancia en x; y S_y^2 la variancia en y. Valores de R^2 cercanos a 1 indican un ajuste del modelo más adecuado. En general, los valores de R^2 deben ser mayores que 0,90 para considerarse suficientemente buenos. La desviación estándar (DE) del algoritmo de suavizado desplaza las posiciones reales de los bordes y, por tanto, al final se realiza un proceso de reajuste mediante regresión parabólica para evitar imprecisiones en la medición del calibre mediante distancias de puntos de control.

Una vez que se ha calculado el diámetro de los vasos, la aplicación permite indicar qué vasos han de formar parte en el cómputo del IAV¹⁴. Cuando todas las intersecciones identificadas por el sistema como no espurias se han procesado, se le presentan al operador para marcar los puntos como arteria, vena o inválido (fig. 4). Los casos inválidos incluyen, por ejemplo, intersecciones donde el vaso cruza al intersector en un ángulo significativamente diferente a 90°. En general, se corresponde a

cualquier situación donde, por la razón que sea, no parece ajustarse de forma precisa al ancho real del vaso. Finalmente, el programa calcula la media de los anchos medidos en las intersecciones con arterias, la media para intersecciones con venas y la tasa entre ambas, que será el IAV. Sin embargo, ningún promedio se calcula si no hay, al menos, 24 intersecciones etiquetadas para cada uno de los 2 tipos.

Análisis estadístico

Los resultados del IAV retiniano obtenidos por ambos métodos, lineal y *snake*, se expresan como media (DE). La significación estadística de las diferencias de medias se consideró con el test t de Student, una vez comprobada la normalidad de estas diferencias mediante el test de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors, con una $p > 0,05$. Se determinó el coeficiente de correlación intraclase entre los valores del IAV obtenidos por ambos métodos en el grupo de imágenes de Santiago y de A Coruña.

El estudio estadístico se realizó con el uso del paquete estadístico SPSS para Windows 6.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.).

Resultados

El IAV lineal medio en el grupo de pacientes de A Coruña fue de 0,7805 (0,0610) μm y de 0,7813 (0,0666) μm por el método de *snakes*. En el grupo de Santiago, el IAV lineal fue de 0,7899 (0,0713) μm y por el método de *snakes* fue de 0,7988 (0,06952) μm . Los test de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors mostraron una $p > 0,05$. En consecuencia, se asumió que las diferencias entre los 2 métodos siguen una distribución normal, tanto en las imágenes de A Coruña como en las de Santiago, y se procedió a realizar el coeficiente de correlación intraclase en ambos grupos. El estadístico de fiabilidad alfa de Cronbach fue de 0,974, con un coeficiente de correlación intraclase de 0,949 para el grupo de Santiago. El estadístico alfa de Cronbach para el grupo de imágenes de A Coruña fue de 0,923, con un coeficiente intraclase de 0,857 ($p < 0,001$).

Discusión

Hace años que describimos y validamos un método semiautomático para la determinación del calibre vascular retiniano y del IAV y su interés en el diagnóstico y en la valoración del

tratamiento antihipertensivo^{5,6}. Este método ART-VENA, que era un método lineal basado en modelos matemáticos, confería una elevada sensibilidad para la detección de los microvasos retinianos, pero una menor especificidad, por lo que el observador debía desechar muchas de las imágenes detectadas como vasos por el método lineal.

Los modelos de contornos deformables o activos se han utilizado ampliamente para el análisis de imágenes médicas, y ha resultado ser una técnica de gran utilidad práctica. Este tipo de técnicas de *snakes* combina geometría, física y teoría de la aproximación. Este modelo paramétrico fue propuesto por Kass et al¹¹ para segmentar los contornos de objetos en imágenes bidimensionales. Más recientemente se ha adaptado algún modelo *snake* para el estudio de la microcirculación retiniana y su aplicación a la investigación clínica¹⁵.

Un *snake* es una curva elástica que, situada sobre una imagen, evoluciona a partir de su posición y forma original hasta posicionarse sobre puntos característicos de la propia imagen, y se ajusta a la forma de la estructura deseada.

La idea básica del modelo de *snakes* consiste en identificar, medir o delimitar una estructura de interés en la imagen sobre la que se está trabajando. Para la aplicación de este modelo se debe establecer básicamente un punto o contorno inicial, unas fuerzas que actúen adecuadamente sobre el modelo y un método para minimizar la energía de éste. La función de energía asociada a ese contorno servirá tanto para modelar su comportamiento como para atraer el contorno activo hacia rasgos de la imagen. El mínimo de la función de energía del *snake* nos dará el contorno buscado en la imagen.

Hemos confirmado una alta precisión del método al observar que más del 99% de los vasos detectados corresponden a vasos reales.

Con este método hemos analizado una muestra de 173 ojos, hemos comparado los resultados obtenidos por 2 grupos diferentes con el método lineal previamente descrito y hemos encontrado una elevada correlación en las imágenes analizadas por ambos observadores (en Santiago el coeficiente de correlación intraclass fue de 0,949 y en A Coruña de 0,857), lo que confirma la fiabilidad del método con respecto al lineal previamente validado.

Si bien existen diferencias aparentes entre hospitales, éstas se podrían explicar porque se trata de un método semiautomático que requiere la delimitación del disco óptico por parte del observador y la identificación de las arterias y venas, una vez que los puntos están localizados y se desechan vasos imprecisos o de difícil identificación. Asimismo, la selección de tales vasos precisa una selección por parte del observador, y que se desechen aquellos vasos con diámetros extremos, que, por el contrario, son los más fáciles de distinguir cuando se trata de diámetros más grandes; también han de desecharse aquellos vasos en los que los círculos concéntricos no marcan de forma exacta el diámetro del vaso o bien lo hacen de forma inadecuada, pues muchas veces lo marca sólo en parte, máxime si la foto no presenta suficiente contraste. El método basado en *snakes* no ha podido superar aún éstas y otras limitaciones; se precisa del factor humano para solventarlas. A esto hay que añadir la complejidad en la distinción en muchas ocasiones entre arteriola y vénula, nada fácil cuando se trata de medir pequeños vasos dentro de la retina.

Todas estas limitaciones hacen que sea preciso un entrenamiento, y pueden explicar las diferencias que se han encontrado entre el observador de A Coruña y el de Santiago, por lo que se hace necesario un método automático para poder aplicar esta determinación a la práctica clínica en un futuro.

Nuestro método gana en especificidad con respecto al previo, al localizar menos vasos donde no existen, y mantiene una buena sensibilidad con la limitación de que si no se consigue identificar

un mínimo de 24 vasos, con una proporción similar de arterias y venas, el resultado se da como no válido.

En los últimos años se ha establecido de una forma clara la importancia de la visión del fondo de ojo a través de fotografías digitales de la retina para estratificar el riesgo y el pronóstico de los pacientes hipertensos y de los diabéticos, al menos en las edades medias de la vida¹⁶⁻²⁰, ya que en edades avanzadas, por un lado, son más difíciles de obtener las imágenes por la transparencia de medios y, por otro lado, los cambios vasculares producidos por la hipertensión pueden hacerse indistinguibles de los debidos a la edad⁹, aunque también en hipertensos de edad avanzada se ha visto una relación entre cambios microvasculares y duración y gravedad de la hipertensión²¹. Por otro lado, se ha confirmado la relación entre los cambios iniciales en la microcirculación retiniana y el daño a nivel de otros órganos diana²². Por este motivo, es de especial interés encontrar un método que, de forma automática y objetiva, pueda medir los cambios en la microcirculación retiniana del hipertenso en las fases iniciales de la enfermedad hipertensiva, donde sólo se aprecian cambios en la microvasculatura, sin daños en el parénquima retiniano. En un futuro próximo será necesario establecer, además, el valor pronóstico del IAV así determinado.

Financiación

Este trabajo fue parcialmente financiado por el Proyecto ETES-FIS 08/90459, del Fondo de Investigación Sanitaria (FIS)-Ministerio de Ciencia e Innovación de España y por el Proyecto PS08/05 de la Consellería de Sanidade, Xunta de Galicia.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. The Seventh Report of National Committee on prevention, Detection, Evaluation and Treatment of High Blood Pressure. JAMA. 2003;289:2560-71.
2. Cuspidi C, Macca G, Salerno M, Michev L, Fusi V, Severgnini B, et al. Evaluation of target organ damage in arterial hypertension. Wich role for qualitative fundusoscopic examination? Ital Heart J. 2001;2:702-6.
3. Cuspidi C, Meani S, Salerrno M, Fusi V, Severgnini B, Valerio C, et al. Retinal microvascular changes and target organ damage in untreated essential hypertensives. J Hypertens. 2004;22:2095-102.
4. 2007 Guidelines for the Management of Arterial Hypertension: The Task Force for the Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) of the European Society of Cardiology (ESC). J Hypertens. 2007;25:1105-87.
5. Pose-Reino A, Gómez-Ulla F, Hayik B, Rodríguez-Fernández M, Carreira-Nouche MJ, Mosquera-González A, et al. Computerized measurement of retinal blood vessel calibre: Description, validation and use to determine the influence of ageing and hypertension. J Hypertens. 2005;23:843-50.
6. Pose-Reino A, Rodríguez-Fernández M, Hayik B, Gómez-Ulla F, Carrera-Nouche MJ, Gude F, et al. Regression of alterations in retinal microcirculation following treatment for arterial hypertension. J Clin Hypertens (Greenwich). 2006;8:590-5.
7. Mosquera A, Dosil R, Leborán V, Pardo F, Gómez-Ulla F, Hayik B, et al. ART-VENA. Retinal vascular calibre measurement. En: Perales FJ, Campilho A, Pérez de la Blanca N, Sanfeliu A, editores. IbPRIA 2003, LCNS 2652. Berlín: Springer-Verlag; 2003. p. 598-605.
8. Stanton AV, Mullaney P, Mee F, O'Brien ET, O'Malley K. A method of quantifying retinal microvascular alterations associated with blood pressure and age. J Hypertens. 1995;13:41-8.
9. López AM, Lloret D, Serrat J, Villanueva JJ. Multilocal creaseness based on the level-set extrinsic curvature. Vis Image Underst. 2000;77:111-4.
10. Polak K, Dorner G, Kiss B, Polska E, Findl O, Rainer G, et al. Evaluation of the Zeiss retinal vessel analyser. Br J Ophthalmol. 2000;84:1285-90.
11. Kass M, Witkin A, Terzopoulos D. Active contour models. Int J Comput Vis. 1988;1:321-31.
12. Cohen LD. On active contour models and balloons. Computer Vision, Graphics, and Image Processing: Image Understanding. 1991;53:211-8.
13. Caderno IG, Penedo MG, Barreira N, Mariño C, González F. Precise detection and measurement of the retina vascular tree. Proceedings of the 7th

- International conference in pattern recognition and image analysis (PRIA) St. Petersburg 2004; Vol. 2; p. 639–642.
14. Caderno IG, Penedo MG, Mariño C, Gómez-Ulla F, González F, Carreira MJ. Automatic extraction of the retina AV Index. En: Campilho A, Kamel M, Editores. ICIAR 2004, LNCS 3212. Berlín: Springer-Verlag; 2004. p. 132–40.
 15. Wang Y, Teoh EK. Object contour extraction using adaptative B-Snake model. *J Math Imaging Vis*. 2006;24:295–306.
 16. Wong TY, Shankar A, Klein R, Klein BE, Hubbard LD. Retinal arteriolar narrowing, hypertension and subsequent risk of diabetes mellitus. *Arch Intern Med*. 2005;165:1060–5.
 17. Sabanayagam CH, Shankar A, Koh D, Chia KS, Saw SM, Lim SC, et al. Retinal microvascular caliber and chronic kidney disease in an Asian population. *Am J Epidemiol*. 2009;169:625–32.
 18. Liew G, Wang JJ, Cheung N, Zhang YP, Hsu W, Lee ML, et al. The retinal vasculature as a fractal: Methodology, reliability and relationship to blood pressure. *Ophthalmology*. 2008;115:1951–6.
 19. Wong TY, Klein R, Sahrret AR, Couper DJ, Klein BE, Liao DP, et al. Cerebral white matter lesions, retinopathy and incident clinical stroke. *JAMA*. 2002;288:67–74.
 20. Wong TY, Klein R, Sharrett AR, Nieto FJ, Boland LL, Couper DJ, et al. Retinal microvascular abnormalities and cognitive impairment in middle-aged persons: The Atherosclerosis Risk in Communities Study. *Stroke*. 2002;33:1487–1932.
 21. Wong TY, Hubbard LD, Klein R, Marino EK, Kronmal R, Sharrett AR, et al. Retinal microvascular abnormalities and blood pressure in older people: The Cardiovascular Health Study. *Br J Ophthalmol*. 2002;86:1007–13.
 22. Pose Reino A, Rodríguez Fernández M, Hayik B, Gómez-Ulla Irazazábal F, Carreira Nouche MJ, González Barcala F, et al. Relación entre los cambios en la microcirculación retiniana y la lesión de otros órganos diana del paciente hipertenso y su regresión tras el tratamiento. *Med Clin (Barc)*. 2007;128:605–8.