

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2018 年 3 月 22 日 (22.03.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/049598 A1

(51) 国际专利分类号:

G06K 9/64 (2006.01)

(21) 国际申请号:

PCT/CN2016/099026

(22) 国际申请日:

2016 年 9 月 14 日 (14.09.2016)

(25) 申请语言:

中文

(26) 公布语言:

中文

(71) 申请人: 深圳大学(SHENZHEN UNIVERSITY) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区南海大道 3688 号, Guangdong 518060 (CN)。

(72) 发明人: 吴俊豪(WU, Junhao); 中国广东省深圳市南山区南海大道 3688 号, Guangdong 518060 (CN)。 杨烜(YANG, Xuan); 中国广东省深圳市南山区南海大道 3688 号, Guangdong 518060 (CN)。 裴继红(PEI, Jihong); 中国广东省深圳市南山区南海大道 3688 号, Guangdong 518060 (CN)。

(74) 代理人: 深圳市恒申知识产权事务所 (普通合伙)(HENSEN INTELLECTUAL PROPERTY FIRM);

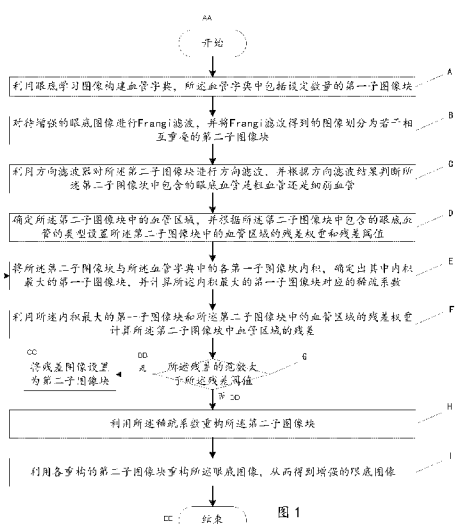
中国广东省深圳市福田区南园路 68 号上步大厦 10H, Guangdong 518000 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,

(54) Title: OCULAR FUNDUS IMAGE ENHANCEMENT METHOD AND SYSTEM

(54) 发明名称: 一种眼底图像增强方法及系统



(57) Abstract: An ocular fundus image enhancement method and system. The method comprises: constructing a blood vessel dictionary by using an ocular fundus learning image; performing Frangi filtering on an ocular fundus image to be enhanced, dividing blood vessels in a second subimage block into thick blood vessels and fine and fragile blood vessels by using directional filtering, so as to set a residual error weight and a residual error threshold of a blood vessel region according to the same; obtain inner products between the second subimage block and each first subimage block in the dictionary, selecting a first subimage block having the greatest inner product and calculating a corresponding sparse coefficient thereof; calculating a residual error image by using the selected first subimage block and the selected second subimage block, using the residual error weight of the blood vessel region to calculate a residual error of a blood vessel region in the second subimage block, if the residual error is greater than the residual error threshold, configuring the residual error image as the second subimage block, and then repeating the process of selecting the first subimage block and calculating a residual error; and using the sparse coefficient to reconstruct the second subimage block, re-assembling each of the reconstructed second subimage blocks to obtain an enhanced ocular fundus image. The method can effectively inhibit background noise and preserve fine and fragile blood vessels.

A Construct a blood vessel dictionary by using an ocular fundus learning image; the blood vessel dictionary comprising a first subimage block of a set to filter
B Perform Frangi filtering on an ocular fundus image to be enhanced, and divide an image resulting from Frangi filtering into a plurality of overlapping second subimage blocks
C Use a Hough filter to perform directional filtering on the second subimage blocks, and determine whether each of the blood vessels in the second subimage blocks are thick blood vessels or the fine and fragile blood vessels according to the directional filtering
D Determine a blood vessel region in the second subimage blocks, and set a residual error weight and a residual error threshold of the blood vessel region according to the same
E Obtain inner products between the second subimage block and each first subimage block in the blood vessel dictionary, and select a first subimage block having the greatest inner product and calculate a sparse coefficient corresponding to the first subimage block having the greatest inner product
F Calculate a residual error image by using the selected first subimage block and the selected second subimage block, using the residual error weight of the blood vessel region to calculate a residual error of a blood vessel region in the second subimage block, if the residual error is greater than the residual error threshold, configuring the residual error image as the second subimage block, and then repeating the process of selecting the first subimage block and calculating a residual error
G Use the sparse coefficient to reconstruct the second subimage block, re-assembling each of the reconstructed second subimage blocks to obtain an enhanced ocular fundus image
H The method can effectively inhibit background noise and preserve fine and fragile blood vessels
I End

A-A All
B-B All
C-C All
D-D All
E-E All
F-F All
G-G All
H-H All
I-I All

RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布：

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

(57) 摘要：一种眼底图像增强方法及系统，利用眼底学习图像构建血管字典；对待增强眼底图像进行Frangi滤波，利用方向滤波将第二子图像块中的血管分为粗血管和细弱血管，并据此设定血管区域的残差权重及残差阈值；将第二子图像块与字典中各第一子图像块内积，选取内积最大的第一子图像块，并计算其相应稀疏系数；利用选取的第一子图像块和第二子图像块计算残差图像，并利用血管区域的残差权重计算第二子图像块中血管区域的残差，如果残差大于残差阈值，则将残差图像设置为第二子图像块，并重复选取第一子图像块与计算残差过程；利用稀疏系数重构第二子图像块，并将各重构的第二子图像块重组，得到增强的眼底图像，可有效抑制背景噪声，保留细弱血管。

一种眼底图像增强方法及系统

技术领域

本发明涉及图像处理技术领域，尤其涉及一种眼底图像增强方法及系统。

背景技术

眼部成像是医学辅助诊疗的重要手段，通过分析眼球血管图像可以直接或间接地判断出许多眼部疾病。在眼部图像中，存在各种不同粗细程度的眼部血管，增强这些血管，可以得到更清晰准确的眼部血管图像，有利于辅助临床诊断。

眼底图像增强方法有很多，一般常用的方法有：

领域平滑法。即利用图像中某一像素以及它的邻域像素灰度的平均值作为该像素的灰度值。该方法的优点是简单，缺点是会使得眼部血管图像变得模糊，大大降低了血管的清晰度。

保存边界平滑法。即设计不同模板，计算图像中某一像素点所处邻域像素灰度的方差，将方差最小的模板所含像素的灰度平均值作为该像素点的灰度值。这种方法的优点是可以较好地保存边界，缺点是眼底图像中目标是线结构，难以通过方差区分噪声与目标。

多图像平均法。此种方法是取同一人的多幅眼球血管图像进行平均处理。该方法的优点是可一定程度抑制噪声，缺点是需要多张眼球血管图像，不适用于单张眼底图像。

Frangi 滤波图像增强。这种方法利用线结构的 Hessian 矩阵的特征向量方向和特征值，对线结构进行增强，但这类方法会使细弱的弱血管丢失。

基于稀疏表示的图像去噪方法通过训练得到冗余字典，再根据稀疏系数重构原图像，由于选取的字典原子没有噪声，从而可以得到抑噪图像。这种方法具有较好的抑噪效果，但是在应用到眼底图像增强问题中仍存在使细弱的弱血管丢失的问题。

由此可见，现有的眼底图像增强方法都无法在进行眼底血管增强的同时较好地保留细弱血管。

发明内容

本发明所要解决的技术问题是，提供一种眼底图像增强方法及系统，旨在解决现有技术的眼底图像增强方法无法在进行眼底血管增强的同时较好地保留细弱血管的问题。本发明是这样实现的：

一种眼底图像增强方法，包括如下步骤：

步骤 A：利用眼底学习图像构建血管字典，所述血管字典中包括设定数量的第一子图像块；

步骤 B：对待增强的眼底图像进行 Frangi 滤波，并将 Frangi 滤波得到的图像划分为若干相互重叠的第二子图像块；

步骤 C：利用方向滤波器对所述第二子图像块进行方向滤波，并根据方向滤波结果判断所述第二子图像块中包含的眼底血管是粗血管还是细弱血管；

步骤 D：确定所述第二子图像块中的血管区域，并根据所述第二子图像块中包含的眼底血管的类型设置所述第二子图像块中的血管区域的残差权重和残差阈值；

步骤 E：将所述第二子图像块与所述血管字典中的各第一子图像块内积，确定出其中内积最大的第一子图像块，并计算所述内积最大的第一子图像块对应的稀疏系数；

步骤 F：利用所述内积最大的第一子图像块和所述第二子图像块计算残差图像，并利用所述血管区域的残差权重计算所述第二子图像块中血管区域的残差；

步骤 G：当所述残差的范数大于所述残差阈值时，将残差图像设置为第二子图像块，并跳转至步骤 E，否则，跳转至步骤 H；

步骤 H：利用所述稀疏系数重构所述第二子图像块；

步骤 I：利用各重构的第二子图像块重构所述眼底图像，从而得到增强的眼底图像。

进一步地，所述步骤 A 包括：

步骤 A1：将所述眼底学习图像分割成若干大小相同的第一子图像块；所述第一子图像块的数量大于所述设定数量；

步骤 A2：将各第一子图像块两两进行内积；

步骤 A3：选取内积最小的所述设定数量个第一子图像块构建所述血管字典。

进一步地，所述步骤 B 包括：

步骤 B1：设待增强的眼底图像为 $I(x, y)$ ，尺度为 σ 的二维高斯函数为 $G(x, y; \sigma)$ ，利用所述二维高斯函数对所述待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 进行平滑处理，得到平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ ：

$$I_\sigma(x, y) = I(x, y) \otimes G(x, y; \sigma), \text{ 其中, } G(x, y; \sigma) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi}\sigma)^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \otimes \text{ 为卷积操作};$$

步骤 B2：在尺度 σ 下，计算平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ 中点 (x, y) 处的 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ ：

$$H_\sigma(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial y^2} \end{bmatrix};$$

步骤 B3：对所述 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ 做特征值分析，得到特征值 λ_1 、 λ_2 ， $|\lambda_1| < |\lambda_2|$ ；尺度 s 下的血管特征为：

$$v_0(s) = \begin{cases} e^{-\frac{R_\beta^2}{2\beta}} \cdot \left(1 - e^{-\frac{s^2}{2c^2}}\right) \lambda_2 \leq 0 \\ 0 & \lambda_2 > 0 \end{cases};$$

其中, $R_\beta = \frac{|\lambda_1|}{|\lambda_2|}$, $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$, β 和 C 是预设常数;

步骤 B4: 在多尺度下, 取各尺度下 $v_0(s)$ 的最大值作为所述待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 的 Frangi 滤波结果 v :

$$v = \max_{s_{\min} \leq s \leq s_{\max}} v_0(s)$$

其中, $s_{\min}$ 和 $s_{\max}$ 分别是最小尺度和最大尺度;

步骤 B5: 将所述 Frangi 滤波结果 v 划分为若干相互重叠的第二子图像块。

进一步地, 所述步骤 C 包括:

步骤 C1: 设置方向分别为 $\theta_1=0$, $\theta_2 = \frac{\pi}{8}$, $\theta_3 = \frac{\pi}{4}$, $\theta_4 = \frac{3\pi}{8}$, $\theta_5 = \frac{\pi}{2}$, $\theta_6 = \frac{5\pi}{8}$, $\theta_7 = \frac{3\pi}{4}$, $\theta_8 = \frac{7\pi}{8}$ 的 8 个方向滤波器;

步骤 C2: 假设方向为 θ_i 的方向滤波器中血管区域为 Ω_1 , 非血管区域为 Ω_2 , 计算两个区域各自的能量 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 和 $\text{neg}E_{\theta_i}$:

$$\text{pos}E_{\theta_i} = \sum_{x=1}^{N_1} \sum_{y=1}^{N_1} |v(x, y)|^2, (x, y) \in \Omega_1;$$

$$\text{neg}E_{\theta_i} = \sum_{x'=1}^{N_2} \sum_{y'=1}^{N_2} |v(x', y')|^2, (x', y') \in \Omega_2;$$

其中 $v(x, y)$ 是 Frangi 滤波结果 v 在 (x, y) 的值, N_1 是 Ω_1 中像素个数, N_2 是 Ω_2 中像素个数;

步骤 C3: 计算 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 与 $\text{neg}E_{\theta_i}$ 的能量差:

$$E_{\theta_i} = \text{pos}E_{\theta_i} - \text{neg}E_{\theta_i};$$

步骤 C4: 确定上述 8 个方向中最大的能量差:

$$E_{\max} = \max_{i=1,2,\dots,8} E_{\theta_i}$$

步骤 C5: 根据所述 $E_{\max}$ 判断血管类型, 如果 $E_{\max} \geq T$, 则所述第二子图像块中包含的眼底图像为粗血管, 否则为细弱血管。

进一步地, 所述步骤 D 包括:

步骤 D1: 将所述 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_1 , 将所述 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的非血管区域作为非血管实际的区域 Ω_2 ;

步骤 D2: 对于包含的眼底图像为粗血管的第二子图像块, 将其血管区域 Ω_1 的残差权重设为 1, 残差阈值 $T_R = T_1$; 对于包含的眼底图像为细弱血管的第二子图像块, 将其血管区域 Ω_1 的残差权重设为 $1/v_{\max}$, 残差阈值 $T_R = T_2$, 其中 $v_{\max}$ 是该第二子图像块 Frangi 滤波结果的最大值。

进一步地, 所述步骤 E 包括:

步骤 E1: 将所述第二子图像块向量化为 x , 所述血管字典中第 i 个第一子图像块为 d_i ;

步骤 E2: 将所述血管字典中各第一子图像块与所述第二子图像块 x 内积最大者作为选中的第一个第一子图像块 d_{r0} :

$$d_{r_0} = \arg \max_{i \in (1, 2, \dots, k)} | \langle x, d_i \rangle | ;$$

其中, k 为所述血管字典中第一子图像块的个数, r_0 是字典的索引号, $\langle x, d_i \rangle$ 是 x 与 d_i 的内积运算;

步骤 E3: 计算第一子图像块 d_{r_0} 对应的稀疏系数 α_{r_0} :

$$\alpha_{r_0} = \langle x, d_{r_0} \rangle.$$

进一步地, 所述步骤 F 包括:

步骤 F1: 计算所述第二子图像块中血管区域的残差图像 R :

$$R = x - \langle x, d_{r_0} \rangle d_{r_0};$$

步骤 F2: 将所述残差 R 乘以该第二子图像块中血管区域的残差权重加权求和, 作为第二子图像块中血管区域的最终残差。

进一步地, 重构的所述第二子图像块为:

$$\hat{x} = \sum_{r_0 \in S} d_{r_0} \alpha_{r_0}$$

其中, S 是多次执行步骤 E 确定出的多个稀疏系数的集合, d_{r_0} 是每一次执行步骤 E 确定出的内积最大的第一子图像块, α_{r_0} 是 d_{r_0} 对应的稀疏系数。

进一步地, 所述步骤 I 包括:

将所有重构的第二子图像块的不相交的部分合并, 得到完整的增强的眼底图像。

一种眼底图像增强系统, 包括:

血管字典构建模块, 其利用眼底学习图像构建血管字典, 所述血管字典中包括设定数量的第一子图像块;

图像滤波及划分模块, 其对待增强的眼底图像进行 Frangi 滤波, 并将 Frangi 滤波得到的图像划分为若干相互重叠的第二子图像块;

血管类型判断模块, 其利用方向滤波器对所述第二子图像块进行方向滤波, 并根据方向滤波结果判断所述第二子图像块中包含的眼底血管是粗血管还是细弱血管;

血管区域及其残差权重和残差阈值确定模块, 其确定所述第二子图像块中的血管区域, 并根据所述第二子图像块中包含的眼底血管的类型设置所述第二子图像块中的血管区域的残差权重和残差阈值;

稀疏系数计算模块, 其将所述第二子图像块与所述血管字典中的各第一子图像块内积, 确定出其中内积最大的第一子图像块, 并计算所述内积最大的第一子图像块对应的稀疏系数;

血管区域残差计算模块, 其利用所述内积最大的第一子图像块和所述第二子图像块计算残差图像, 并利用所述血管区域的残差权重计算所述第二子图像块中血管区域的残差;

跳转模块，其在当所述残差的范数大于所述残差阈值时，将残差图像设置为第二子图像块，并跳转至所述稀疏系数计算模块，否则，跳转至第二子图像块重构模块；

第二子图像块重构模块，其利用所述稀疏系数重构所述第二子图像块；

眼底图像重构模块，其利用各重构的第二子图像块重构所述眼底图像，从而得到增强的眼底图像。

进一步地，所述血管字典构建模块包括：

眼底学习图像划分模块，其将所述眼底学习图像分割成若干大小相同的第一子图像块；所述第一子图像块的数量大于所述设定数量；

第一子图像块内积模块，其将各第一子图像块两两进行内积；

血管字典构建子模块，其选取内积最小的所述设定数量个第一子图像块构建所述血管字典。

进一步地，所述图像滤波及划分模块包括：

平滑滤波模块，其设待增强的眼底图像为 $I(x, y)$ ，尺度为 σ 的二维高斯函数为 $G(x, y; \sigma)$ ，利用所述二维高斯函数对所述待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 进行平滑处理，得到平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ ：

$$I_\sigma(x, y) = I(x, y) \otimes G(x, y; \sigma), \text{ 其中, } G(x, y; \sigma) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi}\sigma)^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \otimes \text{ 为卷积操作；}$$

Hessian 矩阵计算模块，其在尺度 σ 下，计算平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ 中点 (x, y) 处的 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ ：

$$H_\sigma(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial y^2} \end{bmatrix};$$

特征值分析模块，其对所述 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ 做特征值分析，得到特征值 λ_1 、 λ_2 ， $|\lambda_1| < |\lambda_2|$ ；尺度 s 下的血管特征为：

$$v_0(s) = \begin{cases} e^{-\frac{R_\beta^2}{2\beta}} \cdot \left(1 - e^{-\frac{s^2}{2c^2}}\right) \lambda_2 \leq 0 \\ 0 & \lambda_2 > 0 \end{cases};$$

其中， $R_\beta = \frac{|\lambda_1|}{|\lambda_2|}$ ， $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$ ， β 和 C 是预设常数；

Frangi 滤波结果生成模块，其取各尺度下 $v_0(s)$ 的最大值作为所述待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 的 Frangi 滤波结果 v ：

$$v = \max_{s_{\min} \leq s \leq s_{\max}} v_0(s)$$

其中， $s_{\min}$ 和 $s_{\max}$ 分别是最小尺度和最大尺度；

第二子图像划分模块，其将所述 Frangi 滤波结果 v 划分为若干相互重叠的第二子图像块。

进一步地,所述血管类型判断模块包括:

方向滤波器设置模块,其设置方向分别为 $\theta_1=0$, $\theta_2=\frac{\pi}{8}$, $\theta_3=\frac{\pi}{4}$, $\theta_4=\frac{3\pi}{8}$, $\theta_5=\frac{\pi}{2}$, $\theta_6=\frac{5\pi}{8}$, $\theta_7=\frac{3\pi}{4}$, $\theta_8=\frac{7\pi}{8}$ 的8个方向滤波器;

能量计算模块,其假设方向为 θ_i 的方向滤波器中血管区域为 Ω_1 ,非血管区域为 Ω_2 ,计算两个区域各自的能量 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 和 $\text{neg}E_{\theta_i}$:

$$\text{pos}E_{\theta_i} = \sum_{x=1}^{N_1} \sum_{y=1}^{N_1} |v(x,y)|^2, (x,y) \in \Omega_1;$$

$$\text{neg}E_{\theta_i} = \sum_{x'=1}^{N_2} \sum_{y'=1}^{N_2} |v(x',y')|^2, (x',y') \in \Omega_2;$$

其中 $v(x,y)$ 是Frangi滤波结果 v 在 (x,y) 的值, N_1 是 Ω_1 中像素个数, N_2 是 Ω_2 中像素个数;

能量差计算模块,其计算 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 与 $\text{neg}E_{\theta_i}$ 的能量差:

$$E_{\theta_i} = \text{pos}E_{\theta_i} - \text{neg}E_{\theta_i};$$

最大能量差确定模块,其确定上述8个方向中最大的能量差:

$$E_{\max} = \max_{i=1,2,\dots,8} E_{\theta_i}$$

血管类型判断子模块,其根据所述 $E_{\max}$ 判断血管类型,如果 $E_{\max} \geq T$,则所述第二子图像块中包含的眼底图像为粗血管,否则为细弱血管。

进一步地,所述血管区域及其残差权重和残差阈值确定模块包括:

血管区域确定模块,其将所述8个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_1 ,将所述8个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_2 ;

残差权重和残差阈值确定模块,其将包含的眼底图像为粗血管的第二子图像块的血管区域 Ω_1 的残差权重设为1,残差阈值 $T_R = T_1$;将包含的眼底图像为细弱血管的第二子图像块的血管区域 Ω_1 的残差权重设为 $1/v_{\max}$,残差阈值 $T_R = T_2$,其中 $v_{\max}$ 是该第二子图像块Frangi滤波结果的最大值。

进一步地,所述稀疏系数计算模块包括:

图像向量模块,其将所述第二子图像块向量化为 x ,所述血管字典中第 i 个第一子图像块为 d_i ;

第一子图像块选择模块,其将所述血管字典中各第一子图像块与所述第二子图像块 x 内积最大者作为选中的第一个第一子图像块 d_{r_0} :

$$d_{r_0} = \arg \max_{i \in (1,2,\dots,k)} |<x, d_i>|;$$

其中, k 为所述血管字典中第一子图像块的个数, r_0 是字典的索引号, $<x, d_i>$ 是 x 与 d_i 的内积运算;

稀疏系数计算子模块,其计算第一子图像块 d_{r_0} 对应的稀疏系数 α_{r_0} :

$$\alpha_{r_0} = <x, d_{r_0}>.$$

进一步地,所述血管区域残差计算模块包括:

残差初算模块，其计算所述第二子图像块中血管区域的残差图像R：

$$R = x - \langle x, d_{r0} \rangle d_{r0} ;$$

残差加权模块，其将所述残差R乘以该第二子图像块中血管区域的残差权重加权求和，作为第二子图像块中血管区域的最终残差。

进一步地，重构的所述第二子图像块为：

$$\hat{x} = \sum_{r0 \in S} d_{r0} \alpha_{r0}$$

其中，S是所述稀疏系数计算模块多次确定出的多个稀疏系数的集合， d_{r0} 是所述稀疏系数计算模块每一次确定出的内积最大的第一子图像块， α_{r0} 是 d_{r0} 对应的稀疏系数。

进一步地，所述眼底图像重构模块具体用于：

将所有重构的第二子图像块的不相交的部分合并，得到完整的增强的眼底图像。

本发明利用眼底学习图像构建血管字典；利用方向滤波将第二子图像块中的血管分类为粗血管和细弱血管，针对粗血管和细弱血管设定血管区域的残差权重及残差阈值；将第二子图像块与字典中的各第一子图像块进行内积，选取内积最大的第一子图像块，并计算其相应的稀疏系数；利用选取的第一子图像块和血管区域的残差权重计算第二子图像块中血管区域的残差，如果残差大于残差阈值，则重复选取第一子图像块与计算残差的过程；利用稀疏系数重构第二子图像块，并将各重构第二子图像块重组，得到增强的眼底图像。本发明减少了现有技术中通过 Frangi 滤波进行血管增强带来背景噪声和细弱血管丢失的现象，实现了眼底图像的增强，改善了眼底图像视觉效果，可用于眼底图像分析的预处理。

附图说明

图 1：本发明提供的眼底图像增强方法的总体流程示意图；

图 2：本发明提供的眼底图像增强系统的总体组成示意图；

图 3：8 个方向滤波器的方向示意图。

具体实施方式

为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。

如图 1 所示，本发明提供的眼底图像增强方法，包括如下步骤：

步骤 A：利用眼底学习图像构建血管字典，血管字典中包括设定数量的第一子图像块。

步骤 A 具体包括：

步骤 A1：将眼底学习图像分割成若干大小相同的第一子图像块，第一子图像块的数量

应大于设定数量。可根据眼底学习图像的人工分割结果，将眼底学习图像分割为 8×8 大小的若干第一子图像块，这些第一子图像块要包含粗血管、细弱细血管、高亮部分等眼底图像特征。

步骤 A2：将各第一子图像块两两进行内积。内积越小，说明两个第一子图像块的相似度越小。

步骤 A3：选取内积最小的设定数量个第一子图像块构建血管字典。假设设定数量为 K ，选取最不相似的 K 个子图像块构成血管字典。

步骤 B：对待增强的眼底图像进行 Frangi 滤波，并将 Frangi 滤波得到的图像划分为若干相互重叠的第二子图像块。

步骤 B 具体包括：

步骤 B1：设待增强的眼底图像为 $I(x, y)$ ，尺度为 σ 的二维高斯函数为 $G(x, y; \sigma)$ ，利用二维高斯函数对待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 进行平滑处理，得到平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ ：

$$I_\sigma(x, y) = I(x, y) \otimes G(x, y; \sigma), \text{ 其中, } G(x, y; \sigma) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi}\sigma)^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \otimes \text{ 为卷积操作。}$$

步骤 B2：在尺度 σ 下，计算平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ 中点 (x, y) 处的 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ ：

$$H_\sigma(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial y^2} \end{bmatrix}.$$

步骤 B3：对 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ 做特征值分析，得到特征值 λ_1, λ_2 ， $|\lambda_1| < |\lambda_2|$ 。若点 (x, y) 属于管状结构，则 $|\lambda_1| \approx 0$ ， $|\lambda_2|$ 的值会比较大，则尺度 s 下的血管特征为：

$$v_0(s) = \begin{cases} e^{-\frac{R_\beta^2}{2\beta}} \cdot \left(1 - e^{-\frac{s^2}{2c^2}}\right) \lambda_2 \leq 0 & ; \\ 0 & \lambda_2 > 0 \end{cases}$$

其中， $R_\beta = \frac{|\lambda_1|}{|\lambda_2|}$ ， $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$ ， β 和 C 是预设常数。

步骤 B4：在多尺度下，取各尺度下 $v_0(s)$ 的最大值作为待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 的 Frangi 滤波结果 v ：

$$v = \max_{s_{\min} \leq s \leq s_{\max}} v_0(s)$$

其中， $s_{\min}$ 和 $s_{\max}$ 分别是最小尺度和最大尺度。

步骤 B5：将 Frangi 滤波结果 v 划分为若干相互重叠的第二子图像块。

步骤 C：利用方向滤波器对第二子图像块进行方向滤波，并根据方向滤波结果判断第二子图像块中包含的眼底血管是粗血管还是细弱血管。

步骤 C 具体包括：

步骤 C1 : 设置方向分别为 $\theta_1=0$, $\theta_2 = \frac{\pi}{8}$, $\theta_3 = \frac{\pi}{4}$, $\theta_4 = \frac{3\pi}{8}$, $\theta_5 = \frac{\pi}{2}$, $\theta_6 = \frac{5\pi}{8}$, $\theta_7 = \frac{3\pi}{4}$, $\theta_8 = \frac{7\pi}{8}$ 的 8 个方向滤波器 (如图 3 所示)。

步骤 C2 : 假设方向为 θ_i 的方向滤波器中血管区域 (白色区域) 为 Ω_1 , 非血管区域 (黑色区域) 为 Ω_2 , 计算两个区域各自的能量 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 和 $\text{neg}E_{\theta_i}$:

$$\text{pos}E_{\theta_i} = \sum_{x=1}^{N_1} \sum_{y=1}^{N_1} |v(x,y)|^2, (x,y) \in \Omega_1 ;$$

$$\text{neg}E_{\theta_i} = \sum_{x'=1}^{N_2} \sum_{y'=1}^{N_2} |v(x',y')|^2, (x',y') \in \Omega_2 ;$$

其中 $v(x,y)$ 是 Frangi 滤波结果 v 在 (x,y) 的值, N_1 是 Ω_1 中像素个数, N_2 是 Ω_2 中像素个数。

步骤 C3 : 计算 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 与 $\text{neg}E_{\theta_i}$ 的能量差 :

$$E_{\theta_i} = \text{pos}E_{\theta_i} - \text{neg}E_{\theta_i}.$$

步骤 C4 : 确定上述 8 个方向中最大的能量差 :

$$E_{\max} = \max_{i=1,2,\dots,8} E_{\theta_i}$$

步骤 C5 : 根据 $E_{\max}$ 判断血管类型, 如果 $E_{\max} \geq T$, 则第二子图像块中包含的眼底图像为粗血管, 否则为细弱血管。T 为预设值。

步骤 D : 确定第二子图像块中的血管区域, 并根据第二子图像块中包含的眼底血管的类型设置第二子图像块中的血管区域的残差权重和残差阈值。

步骤 D 具体包括 :

步骤 D1 : 将 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器 (即使 $E_{\max}$ 最大的 θ_i 所对应的方向滤波器) 中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_1 , 将 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器 (即使 $E_{\max}$ 最大的 θ_i 所对应的方向滤波器) 中的非血管区域作为非血管实际的区域 Ω_2 。

步骤 D2 : 对于包含的眼底图像为粗血管的第二子图像块, 将其血管区域 Ω_1 的残差权重设为 1, 残差阈值 $T_R = T_1$; 对于包含的眼底图像为细弱血管的第二子图像块, 将其血管区域 Ω_1 的残差权重设为 $1/v_{\max}$, 残差阈值 $T_R = T_2$, 其中 $v_{\max}$ 是该第二子图像块 Frangi 滤波结果的最大值。

步骤 D 还可包括 :

步骤 D3 : 设置选中的第一子图像块索引集合 S 为空, $S = \phi$, 将选中的第一子图像块 d_{r_0} 的索引号 r_0 加入集合 S , $S = S \cup r_0$ 。

步骤 E : 将第二子图像块与血管字典中的各第一子图像块内积, 确定出其中内积最大的第一子图像块, 并计算内积最大的第一子图像块对应的稀疏系数。

步骤 E 具体包括 :

步骤 E1 : 将第二子图像块向量化为 x , 血管字典中第 i 个第一子图像块为 d_i 。

步骤 E2 : 将血管字典中各第一子图像块与第二子图像块 x 内积最大者作为选中的第一个第一子图像块 d_{r_0} :

$$d_{r_0} = \arg \max_{i \in (1, 2, \dots, k)} | \langle x, d_i \rangle | ;$$

其中, k 为血管字典中第一子图像块的个数, r_0 是字典的索引号, $\langle x, d_i \rangle$ 是 x 与 d_i 的内积运算。

步骤 E3: 计算第一子图像块 d_{r_0} 对应的稀疏系数 α_{r_0} :

$$\alpha_{r_0} = \langle x, d_{r_0} \rangle, \text{ 将选中的第一子图像块 } d_{r_0} \text{ 的索引号 } r_0 \text{ 加入集合 } S, S = S \cup r_0.$$

步骤 F: 利用内积最大的第一子图像块和第二子图像块计算残差图像, 并利用所述血管区域的残差权重计算第二子图像块中血管区域的残差。

步骤 F 具体包括:

步骤 F1: 计算第二子图像块中血管区域的残差图像 R :

$$R = x - \langle x, d_{r_0} \rangle d_{r_0};$$

步骤 F2: 将残差 R 乘以该第二子图像块中血管区域的残差权重加权求和, 作为第二子图像块中血管区域的最终残差。

步骤 G: 当残差的范数大于残差阈值时, 将残差图像设置为第二子图像块, 并跳转至步骤 E, 否则, 跳转至步骤 H。即在步骤 F 中的残差 R 的范数 $\|R\|$ 大于残差阈值 T_R , 则转至步骤 E, 否则转至步骤 H。

步骤 H: 利用稀疏系数重构第二子图像块。重构的第二子图像块为:

$$\hat{x} = \sum_{r_0 \in S} d_{r_0} \alpha_{r_0}$$

其中, S 是多次执行步骤 E 确定出的多个稀疏系数的集合, d_{r_0} 是每一次执行步骤 E 确定出的内积最大的第一子图像块, α_{r_0} 是 d_{r_0} 对应的稀疏系数。

步骤 I: 利用各重构的第二子图像块重构眼底图像, 从而得到增强的眼底图像。

步骤 I 包括:

将所有重构的第二子图像块的不相交的部分合并, 得到完整的增强的眼底图像。

如图 2 所示, 基于前述眼底图像增强方法, 本发明还提供了一种眼底图像增强系统, 包括: 血管字典构建模块 1、图像滤波及划分模块 2、血管类型判断模块 5、血管区域及其残差权重和残差阈值确定模块 4、稀疏系数计算模块 3、血管区域残差计算模块 6、跳转模块 7、第二子图像块重构模块 8、眼底图像重构模块 9。

血管字典构建模块 1 利用眼底学习图像构建血管字典, 血管字典中包括设定数量的第一子图像块。血管字典构建模块 1 包括眼底学习图像划分模块、第一子图像块内积模块、血管字典构建子模块。

眼底学习图像划分模块将眼底学习图像分割成若干大小相同的第一子图像块, 第一子图

像块的数量大于设定数量。

第一子图像块内积模块将各第一子图像块两两进行内积。

血管字典构建子模块选取内积最小的设定数量个第一子图像块构建血管字典。

图像滤波及划分模块 2 对待增强的眼底图像进行 Frangi 滤波，并将 Frangi 滤波得到的图像划分为若干相互重叠的第二子图像块。图像滤波及划分模块 2 包括平滑滤波模块、Hessian 矩阵计算模块、特征值分析模块、Frangi 滤波结果生成模块、第二子图像划分模块。

平滑滤波模块设待增强的眼底图像为 $I(x, y)$ ，尺度为 σ 的二维高斯函数为 $G(x, y; \sigma)$ ，利用二维高斯函数对待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 进行平滑处理，得到平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ ：

$$I_\sigma(x, y) = I(x, y) \otimes G(x, y; \sigma), \text{ 其中, } G(x, y; \sigma) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi}\sigma)^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \otimes \text{ 为卷积操作。}$$

Hessian 矩阵计算模块在尺度 σ 下，计算平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ 中点 (x, y) 处的 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ ：

$$H_\sigma(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial y^2} \end{bmatrix}.$$

特征值分析模块对 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ 做特征值分析，得到特征值 λ_1, λ_2 ， $|\lambda_1| < |\lambda_2|$ ；尺度 s 下的血管特征为：

$$v_0(s) = \begin{cases} e^{-\frac{R_\beta^2}{2\beta}} \cdot \left(1 - e^{-\frac{s^2}{2c^2}}\right) \lambda_2 \leq 0 & ; \\ 0 & \lambda_2 > 0 \end{cases}$$

其中， $R_\beta = \frac{|\lambda_1|}{|\lambda_2|}$ ， $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$ ， β 和 C 是预设常数。

Frangi 滤波结果生成模块取各尺度下 $v_0(s)$ 的最大值作为待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 的 Frangi 滤波结果 v ：

$$v = \max_{s_{\min} \leq s \leq s_{\max}} v_0(s)$$

其中， $s_{\min}$ 和 $s_{\max}$ 分别是最小尺度和最大尺度。

第二子图像划分模块将 Frangi 滤波结果 v 划分为若干相互重叠的第二子图像块。

血管类型判断模块 5 利用方向滤波器对第二子图像块进行方向滤波，并根据方向滤波结果判断该第二子图像块中包含的眼底血管是粗血管还是细弱血管。血管类型判断模块 5 包括方向滤波器设置模块、能量计算模块、能量差计算模块、最大能量差确定模块、血管类型判断子模块。

方向滤波器设置模块设置方向分别为 $\theta_1=0$ ， $\theta_2 = \frac{\pi}{8}$ ， $\theta_3 = \frac{\pi}{4}$ ， $\theta_4 = \frac{3\pi}{8}$ ， $\theta_5 = \frac{\pi}{2}$ ， $\theta_6 = \frac{5\pi}{8}$ ， $\theta_7 = \frac{3\pi}{4}$ ， $\theta_8 = \frac{7\pi}{8}$ 的 8 个方向滤波器。

能量计算模块假设方向为 θ_i 的方向滤波器中血管区域为 Ω_1 ，非血管区域为 Ω_2 ，计算两个区域各自的能量 posE_{θ_i} 和 negE_{θ_i} ：

$$\text{posE}_{\theta_i} = \sum_{x=1}^{N_1} \sum_{y=1}^{N_1} |v(x, y)|^2, (x, y) \in \Omega_1;$$

$$\text{negE}_{\theta_i} = \sum_{x'=1}^{N_2} \sum_{y'=1}^{N_2} |v(x', y')|^2, (x', y') \in \Omega_2;$$

其中 $v(x, y)$ 是 Frangi 滤波结果 v 在 (x, y) 的值， N_1 是 Ω_1 中像素个数， N_2 是 Ω_2 中像素个数。

能量差计算模块计算 posE_{θ_i} 与 negE_{θ_i} 的能量差：

$$E_{\theta_i} = \text{posE}_{\theta_i} - \text{negE}_{\theta_i}.$$

最大能量差确定模块确定上述 8 个方向中最大的能量差：

$$E_{\max} = \max_{i=1,2,\dots,8} E_{\theta_i}$$

血管类型判断子模块根据 $E_{\max}$ 判断血管类型，如果 $E_{\max} \geq T$ ，则该第二子图像块中包含的眼底图像为粗血管，否则为细弱血管。

血管区域及其残差权重和残差阈值确定模块 4 确定第二子图像块中的血管区域，并根据第二子图像块中包含的眼底血管的类型设置第二子图像块中的血管区域的残差权重和残差阈值。血管区域及其残差权重和残差阈值确定模块 4 包括血管区域确定模块和残差权重和残差阈值确定模块。

血管区域确定模块将 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_1 ，将 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_2 。

残差权重和残差阈值确定模块将包含的眼底图像为粗血管的第二子图像块的血管区域 Ω_1 的残差权重设为 1，残差阈值 $T_R = T_1$ ；将包含的眼底图像为细弱血管的第二子图像块的血管区域 Ω_1 的残差权重设为 $1/v_{\max}$ ，残差阈值 $T_R = T_2$ ，其中 $v_{\max}$ 是该第二子图像块 Frangi 滤波结果的最大值。

稀疏系数计算模块 3 将第二子图像块与血管字典中的各第一子图像块内积，确定出其中内积最大的第一子图像块，并计算内积最大的第一子图像块对应的稀疏系数。稀疏系数计算模块 3 包括图像向量模块、第一子图像块选择模块和稀疏系数计算子模块。

图像向量模块将第二子图像块向量化为 x ，血管字典中第 i 个第一子图像块为 d_i 。

第一子图像块选择模块将血管字典中各第一子图像块与第二子图像块 x 内积最大者作为选中的第一个第一子图像块 d_{r_0} ：

$$d_{r_0} = \arg \max_{i \in (1,2,\dots,k)} | \langle x, d_i \rangle |;$$

其中， k 为血管字典中第一子图像块的个数， r_0 是字典的索引号， $\langle x, d_i \rangle$ 是 x 与 d_i 的内积运算。

稀疏系数计算子模块计算第一子图像块 d_{r_0} 对应的稀疏系数 α_{r_0} ：

$$\alpha_{r_0} = \langle x, d_{r_0} \rangle, \text{ 将选中的第一子图像块 } d_{r_0} \text{ 的索引号 } r_0 \text{ 加入集合 } S, S = S \cup r_0.$$

血管区域残差计算模块 6 利用内积最大的第一子图像块和第二子图像块计算残差图像，并利用所述血管区域的残差权重计算第二子图像块中血管区域的残差。血管区域残差计算模块 6 包括残差初算模块和残差加权模块。

残差初算模块计算第二子图像块中血管区域的残差图像 R：

$$R = x - \langle x, d_{r0} \rangle d_{r0} ;$$

残差加权模块将残差 R 乘以该第二子图像块中血管区域的残差权重加权求和，作为第二子图像块中血管区域的最终残差。

跳转模块 7 在当残差的范数大于残差阈值时，将残差图像设置为第二子图像块，并跳转至稀疏系数计算模块 3，否则，跳转至第二子图像块重构模块 8。

第二子图像块重构模块 8 利用稀疏系数重构第二子图像块。重构的第二子图像块为：

$$\hat{x} = \sum_{r0 \in S} d_{r0} \alpha_{r0}$$

其中，S 是所述稀疏系数计算模块多次确定出的多个稀疏系数的集合， d_{r0} 是所述稀疏系数计算模块每一次确定出的内积最大的第一子图像块， α_{r0} 是 d_{r0} 对应的稀疏系数。

眼底图像重构模块 9 利用各重构的第二子图像块重构眼底图像，从而得到增强的眼底图像。眼底图像重构模块 9 具体用于：

将所有重构的第二子图像块的不相交的部分合并，得到完整的增强的眼底图像。本系统中各模块的具体工作原理可参照前述眼底图像增强方法中的对应步骤。

以上仅为本发明的较佳实施例而已，并不用以限制本发明，凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

权 利 要 求 书

1、一种眼底图像增强方法，其特征在于，包括如下步骤：

步骤 A：利用眼底学习图像构建血管字典，所述血管字典中包括设定数量的第一子图像块；

步骤 B：对待增强的眼底图像进行 Frangi 滤波，并将 Frangi 滤波得到的图像划分为若干相互重叠的第二子图像块；

步骤 C：利用方向滤波器对所述第二子图像块进行方向滤波，并根据方向滤波结果判断所述第二子图像块中包含的眼底血管是粗血管还是细弱血管；

步骤 D：确定所述第二子图像块中的血管区域，并根据所述第二子图像块中包含的眼底血管的类型设置所述第二子图像块中的血管区域的残差权重和残差阈值；

步骤 E：将所述第二子图像块与所述血管字典中的各第一子图像块内积，确定出其中内积最大的第一子图像块，并计算所述内积最大的第一子图像块对应的稀疏系数；

步骤 F：利用所述内积最大的第一子图像块和所述第二子图像块计算残差图像，并利用所述血管区域的残差权重计算所述第二子图像块中血管区域的残差；

步骤 G：当所述残差的范数大于所述残差阈值时，将残差图像设置为第二子图像块，并跳转至步骤 E，否则，跳转至步骤 H；

步骤 H：利用所述稀疏系数重构所述第二子图像块；

步骤 I：利用各重构的第二子图像块重构所述眼底图像，从而得到增强的眼底图像。

2、如权利要求 1 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述步骤 A 包括：

步骤 A1：将所述眼底学习图像分割成若干大小相同的第一子图像块；所述第一子图像块的数量大于所述设定数量；

步骤 A2：将各第一子图像块两两进行内积；

步骤 A3：选取内积最小的所述设定数量个第一子图像块构建所述血管字典。

3、如权利要求 1 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述步骤 B 包括：

步骤 B1：设待增强的眼底图像为 $I(x, y)$ ，尺度为 σ 的二维高斯函数为 $G(x, y; \sigma)$ ，利用所述二维高斯函数对所述待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 进行平滑处理，得到平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ ：

$$I_\sigma(x, y) = I(x, y) \otimes G(x, y; \sigma), \text{ 其中, } G(x, y; \sigma) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi}\sigma)^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \otimes \text{ 为卷积操作；}$$

步骤 B2：在尺度 σ 下，计算平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ 中点 (x, y) 处的 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ ：

$$H_\sigma(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial y^2} \end{bmatrix};$$

步骤 B3：对所述 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ 做特征值分析，得到特征值 λ_1 、 λ_2 ， $|\lambda_1| < |\lambda_2|$ ；

尺度 s 下的血管特征为：

$$v_0(s) = \begin{cases} e^{-\frac{R_\beta^2}{2\beta}} \cdot \left(1 - e^{-\frac{s^2}{2c^2}}\right) \lambda_2 \leq 0 & ; \\ 0 & \lambda_2 > 0 \end{cases}$$

其中， $R_\beta = \frac{|\lambda_1|}{|\lambda_2|}$ ， $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$ ， β 和 C 是预设常数；

步骤 B4：在多尺度下，取各尺度下 $v_0(s)$ 的最大值作为所述待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 的 Frangi 滤波结果 v ：

$$v = \max_{s_{\min} \leq s \leq s_{\max}} v_0(s)$$

其中， $s_{\min}$ 和 $s_{\max}$ 分别是最小尺度和最大尺度；

步骤 B5：将所述 Frangi 滤波结果 v 划分为若干相互重叠的第二子图像块。

4、如权利要求 1 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述步骤 C 包括：

步骤 C1：设置方向分别为 $\theta_1=0$ ， $\theta_2 = \frac{\pi}{8}$ ， $\theta_3 = \frac{\pi}{4}$ ， $\theta_4 = \frac{3\pi}{8}$ ， $\theta_5 = \frac{\pi}{2}$ ， $\theta_6 = \frac{5\pi}{8}$ ， $\theta_7 = \frac{3\pi}{4}$ ， $\theta_8 = \frac{7\pi}{8}$ 的 8 个方向滤波器；

步骤 C2：假设方向为 θ_i 的方向滤波器中血管区域为 Ω_1 ，非血管区域为 Ω_2 ，计算两个区域各自的能量 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 和 $\text{neg}E_{\theta_i}$ ：

$$\text{pos}E_{\theta_i} = \sum_{x=1}^{N_1} \sum_{y=1}^{N_1} |v(x, y)|^2, (x, y) \in \Omega_1;$$

$$\text{neg}E_{\theta_i} = \sum_{x'=1}^{N_2} \sum_{y'=1}^{N_2} |v(x', y')|^2, (x', y') \in \Omega_2;$$

其中 $v(x, y)$ 是 Frangi 滤波结果 v 在 (x, y) 的值， N_1 是 Ω_1 中像素个数， N_2 是 Ω_2 中像素个数；

步骤 C3：计算 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 与 $\text{neg}E_{\theta_i}$ 的能量差：

$$E\theta_i = \text{pos}E_{\theta_i} - \text{neg}E_{\theta_i};$$

步骤 C4：确定上述 8 个方向中最大的能量差：

$$E_{\max} = \max_{i=1,2,\dots,8} E\theta_i$$

步骤 C5：根据所述 $E_{\max}$ 判断血管类型，如果 $E_{\max} \geq T$ ，则所述第二子图像块中包含的眼底图像为粗血管，否则为细弱血管。

5、如权利要求 3 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述步骤 D 包括：

步骤 D1：将所述 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_1 ，将所述 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的非血管区域作为非血管实际的区域 Ω_2 ；

步骤 D2：对于包含的眼底图像为粗血管的第二子图像块，将其血管区域 Ω_1 的残差权重设为 1，残差阈值 $T_R = T_1$ ；对于包含的眼底图像为细弱血管的第二子图像块，将其血管区域 Ω_1 的残差权重设为 $1/v_{\max}$ ，残差阈值 $T_R = T_2$ ，其中 $v_{\max}$ 是该第二子图像块 Frangi 滤波结果的最大值。

6、如权利要求 1 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述步骤 E 包括：

步骤 E1：将所述第二子图像块向量化为 x ，所述血管字典中第 i 个第一子图像块为 d_i ；

步骤 E2：将所述血管字典中各第一子图像块与所述第二子图像块 x 内积最大者作为选中的第一个第一子图像块 d_{r_0} ：

$$d_{r_0} = \arg \max_{i \in (1, 2, \dots, k)} | \langle x, d_i \rangle | ;$$

其中， k 为所述血管字典中第一子图像块的个数， r_0 是字典的索引号， $\langle x, d_i \rangle$ 是 x 与 d_i 的内积运算；

步骤 E3：计算第一子图像块 d_{r_0} 对应的稀疏系数 α_{r_0} ：

$$\alpha_{r_0} = \langle x, d_{r_0} \rangle。$$

7、如权利要求 1 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述步骤 F 包括：

步骤 F1：计算所述第二子图像块中血管区域的残差图像 R ：

$$R = x - \langle x, d_{r_0} \rangle d_{r_0} ;$$

步骤 F2：将所述残差 R 乘以该第二子图像块中血管区域的残差权重加权求和，作为第二子图像块中血管区域的最终残差。

8、如权利要求 1 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，重构的所述第二子图像块为：

$$\hat{x} = \sum_{r_0 \in S} d_{r_0} \alpha_{r_0}$$

其中， S 是多次执行步骤 E 确定出的多个稀疏系数的集合， d_{r_0} 是每一次执行步骤 E 确定出的内积最大的第一子图像块， α_{r_0} 是 d_{r_0} 对应的稀疏系数。

9、如权利要求 1 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述步骤 I 包括：

将所有重构的第二子图像块的不相交的部分合并，得到完整的增强的眼底图像。

10、一种眼底图像增强系统，其特征在于，包括：

血管字典构建模块，其利用眼底学习图像构建血管字典，所述血管字典中包括设定数量的第一子图像块；

图像滤波及划分模块，其对待增强的眼底图像进行 Frangi 滤波，并将 Frangi 滤波得到的图像划分为若干相互重叠的第二子图像块；

血管类型判断模块，其利用方向滤波器对所述第二子图像块进行方向滤波，并根据方向滤波结果判断所述第二子图像块中包含的眼底血管是粗血管还是细弱血管；

血管区域及其残差权重和残差阈值确定模块，其确定所述第二子图像块中的血管区域，并根据所述第二子图像块中包含的眼底血管的类型设置所述第二子图像块中的血管区域的残差权重和残差阈值；

稀疏系数计算模块，其将所述第二子图像块与所述血管字典中的各第一子图像块内积，

确定出其中内积最大的第一子图像块，并计算所述内积最大的第一子图像块对应的稀疏系数；

血管区域残差计算模块，其利用所述内积最大的第一子图像块和所述第二子图像块计算残差图像，并利用所述血管区域的残差权重计算所述第二子图像块中血管区域的残差；

跳转模块，其在当所述残差的范数大于所述残差阈值时，将残差图像设置为第二子图像块，并跳转至所述稀疏系数计算模块，否则，跳转至第二子图像块重构模块；

第二子图像块重构模块，其利用所述稀疏系数重构所述第二子图像块；

眼底图像重构模块，其利用各重构的第二子图像块重构所述眼底图像，从而得到增强的眼底图像。

11、如权利要求 10 所述的眼底图像增强系统，其特征在于，所述血管字典构建模块包括：

眼底学习图像划分模块，其将所述眼底学习图像分割成若干大小相同的第一子图像块；所述第一子图像块的数量大于所述设定数量；

第一子图像块内积模块，其将各第一子图像块两两进行内积；

血管字典构建子模块，其选取内积最小的所述设定数量个第一子图像块构建所述血管字典。

12、如权利要求 10 所述的眼底图像增强系统，其特征在于，所述图像滤波及划分模块包括：

平滑滤波模块，其设待增强的眼底图像为 $I(x, y)$ ，尺度为 σ 的二维高斯函数为 $G(x, y; \sigma)$ ，利用所述二维高斯函数对所述待增强的眼底图像 $I(x, y)$ 进行平滑处理，得到平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ ：

$$I_\sigma(x, y) = I(x, y) \otimes G(x, y; \sigma), \text{ 其中, } G(x, y; \sigma) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi}\sigma)^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \otimes \text{ 为卷积操作；}$$

Hessian 矩阵计算模块，其在尺度 σ 下，计算平滑图像 $I_\sigma(x, y)$ 中点 (x, y) 处的 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ ：

$$H_\sigma(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I_\sigma(x, y)}{\partial y^2} \end{bmatrix};$$

特征值分析模块，其对所述 Hessian 矩阵 $H_\sigma(x, y)$ 做特征值分析，得到特征值 λ_1 、 λ_2 ， $|\lambda_1| < |\lambda_2|$ ；尺度 s 下的血管特征为：

$$v_0(s) = \begin{cases} e^{-\frac{R_\beta^2}{2\beta}} \cdot \left(1 - e^{-\frac{S^2}{2C^2}}\right) \lambda_2 \leq 0 & ; \\ 0 & \lambda_2 > 0 \end{cases}$$

其中， $R_\beta = \frac{|\lambda_1|}{|\lambda_2|}$ ， $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$ ， β 和 C 是预设常数；

Frangi 滤波结果生成模块，其取各尺度下 $v_0(s)$ 的最大值作为所述待增强的眼底图像

$I(x, y)$ 的 Frangi 滤波结果 v :

$$v = \max_{s_{\min} \leq s \leq s_{\max}} v_0(s)$$

其中, $s_{\min}$ 和 $s_{\max}$ 分别是最小尺度和最大尺度;

第二子图像划分模块, 其将所述 Frangi 滤波结果 v 划分为若干相互重叠的第二子图像块。

13、如权利要求 10 所述的眼底图像增强系统, 其特征在于, 所述血管类型判断模块包括:

方向滤波器设置模块, 其设置方向分别为 $\theta_1=0, \theta_2=\frac{\pi}{8}, \theta_3=\frac{\pi}{4}, \theta_4=\frac{3\pi}{8}, \theta_5=\frac{\pi}{2}, \theta_6=\frac{5\pi}{8}, \theta_7=\frac{3\pi}{4}, \theta_8=\frac{7\pi}{8}$ 的 8 个方向滤波器;

能量计算模块, 其假设方向为 θ_i 的方向滤波器中血管区域为 Ω_1 , 非血管区域为 Ω_2 , 计算两个区域各自的能量 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 和 $\text{neg}E_{\theta_i}$:

$$\text{pos}E_{\theta_i} = \sum_{x=1}^{N_1} \sum_{y=1}^{N_1} |v(x, y)|^2, (x, y) \in \Omega_1;$$

$$\text{neg}E_{\theta_i} = \sum_{x'=1}^{N_2} \sum_{y'=1}^{N_2} |v(x', y')|^2, (x', y') \in \Omega_2;$$

其中 $v(x, y)$ 是 Frangi 滤波结果 v 在 (x, y) 的值, N_1 是 Ω_1 中像素个数, N_2 是 Ω_2 中像素个数;

能量差计算模块, 其计算 $\text{pos}E_{\theta_i}$ 与 $\text{neg}E_{\theta_i}$ 的能量差:

$$E_{\theta_i} = \text{pos}E_{\theta_i} - \text{neg}E_{\theta_i};$$

最大能量差确定模块, 其确定上述 8 个方向中最大的能量差:

$$E_{\max} = \max_{i=1,2,\dots,8} E_{\theta_i}$$

血管类型判断子模块, 其根据所述 $E_{\max}$ 判断血管类型, 如果 $E_{\max} \geq T$, 则所述第二子图像块中包含的眼底图像为粗血管, 否则为细弱血管。

14、如权利要求 13 所述的眼底图像增强系统, 其特征在于, 所述血管区域及其残差权重和残差阈值确定模块包括:

血管区域确定模块, 其将所述 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_1 , 将所述 8 个方向中最大的能量差所对应的方向滤波器中的血管区域作为血管实际的区域 Ω_2 ;

残差权重和残差阈值确定模块, 其将包含的眼底图像为粗血管的第二子图像块的血管区域 Ω_1 的残差权重设为 1, 残差阈值 $T_R = T_1$; 将包含的眼底图像为细弱血管的第二子图像块的血管区域 Ω_1 的残差权重设为 $1/v_{\max}$, 残差阈值 $T_R = T_2$, 其中 $v_{\max}$ 是该第二子图像块 Frangi 滤波结果的最大值。

15、如权利要求 10 所述的眼底图像增强系统, 其特征在于, 所述稀疏系数计算模块包括:

图像向量模块, 其将所述第二子图像块向量化为 x , 所述血管字典中第 i 个第一子图像块为 d_i ;

第一子图像块选择模块, 其将所述血管字典中各第一子图像块与所述第二子图像块 x 内

积最大者作为选中的第一个第一子图像块 d_{r_0} ：

$$d_{r_0} = \arg \max_{i \in (1, 2, \dots, k)} | \langle x, d_i \rangle | ;$$

其中, k 为所述血管字典中第一子图像块的个数, r_0 是字典的索引号, $\langle x, d_i \rangle$ 是 x 与 d_i 的内积运算；

稀疏系数计算子模块，其计算第一子图像块 d_{r_0} 对应的稀疏系数 α_{r_0} ：

$$\alpha_{r_0} = \langle x, d_{r_0} \rangle。$$

16、如权利要求 10 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述血管区域残差计算模块包括：

残差初算模块，其计算所述第二子图像块中血管区域的残差图像 R ：

$$R = x - \langle x, d_{r_0} \rangle d_{r_0} ;$$

残差加权模块，其将所述残差 R 乘以该第二子图像块中血管区域的残差权重加权求和，作为第二子图像块中血管区域的最终残差。

17、如权利要求 10 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，重构的所述第二子图像块为：

$$\hat{x} = \sum_{r_0 \in S} d_{r_0} \alpha_{r_0}$$

其中, S 是所述稀疏系数计算模块多次确定出的多个稀疏系数的集合, d_{r_0} 是所述稀疏系数计算模块每一次确定出的内积最大的第一子图像块, α_{r_0} 是 d_{r_0} 对应的稀疏系数。

18、如权利要求 10 所述的眼底图像增强方法，其特征在于，所述眼底图像重构模块具体用于：

将所有重构的第二子图像块的不相交的部分合并，得到完整的增强的眼底图像。

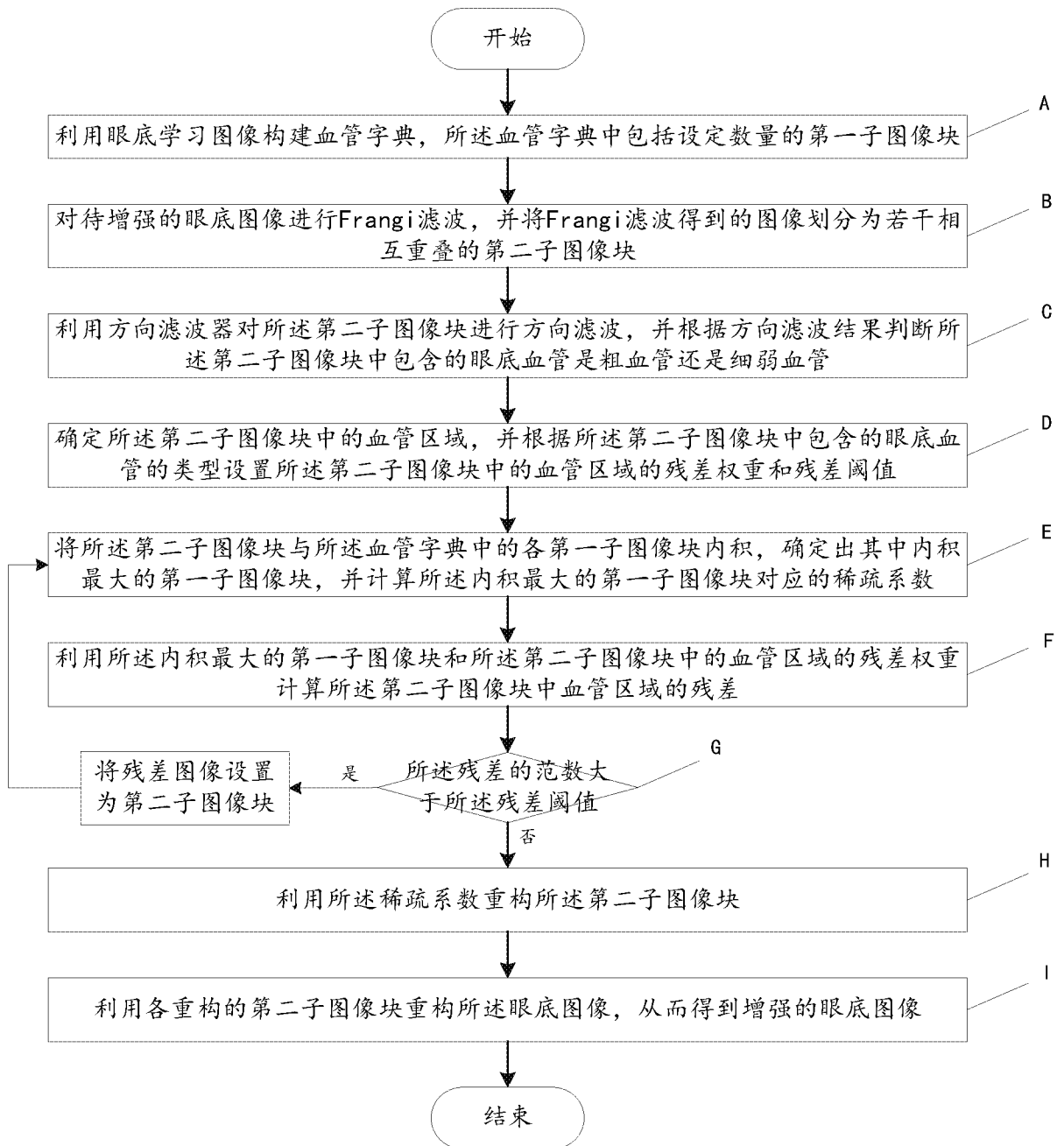


图 1

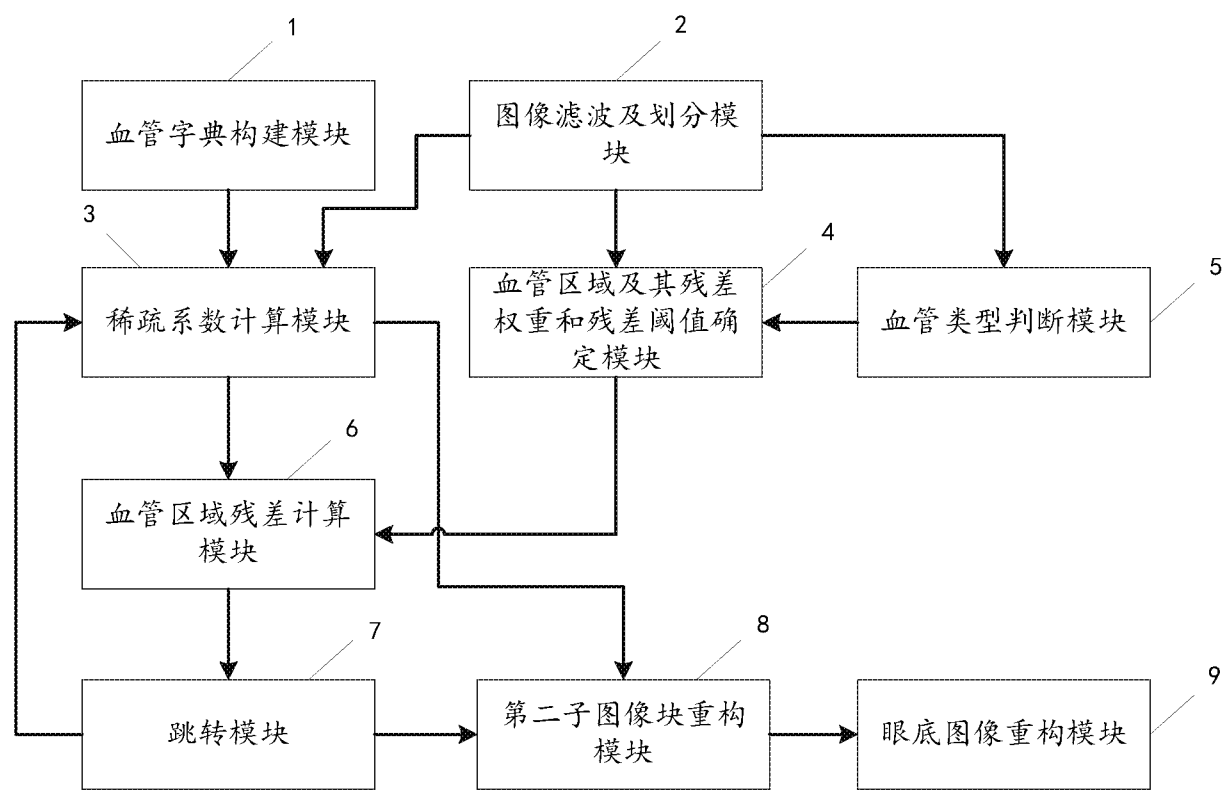


图 2

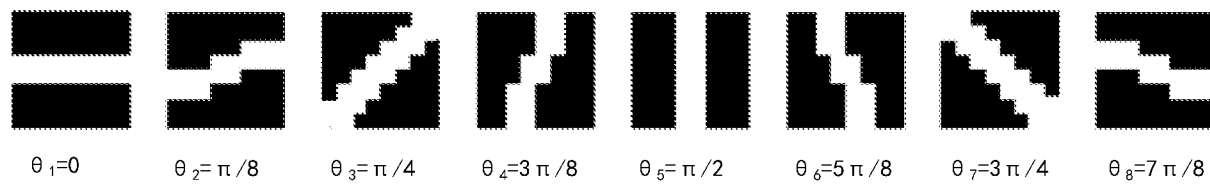


图 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/CN2016/099026**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

G06K 9/64 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G06K; H04N; A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNKI, CNPAT, EPODOC, WPI: 血管, 图像, 字典, 残差, 阈值, 门限, 稀疏, 内积, 增强, 方向, 高斯, 能量, farangi, hessian, vessel, image, dictionary, residual, threshold, sparse, inner, reinforced, intensity, direction, gauss, energy

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 104200232 A (XIDIAN UNIVERSITY), 10 December 2014 (10.12.2014), description, paragraphs [0071]-[0141], and figures 1-4	1-18
A	CN 101980284 A (BEIJING INSTITUTE OF TECHNOLOGY), 23 February 2011 (23.02.2011), entire document	1-18
A	US 2009136112 A1 (BISMUTH, V. et al.), 28 May 2009 (28.05.2009), entire document	1-18

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“&” document member of the same patent family
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 17 March 2017	Date of mailing of the international search report 24 May 2017
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer YU, Lei Telephone No. (86-10) 62413218

International application No.
PCT/CN2016/099026

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 2009)

A. 主题的分类 G06K 9/64 (2006.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类														
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) G06K; H04N; A61B 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) CNKI, CNPAT, EPDOC, WPI: 血管, 图像, 字典, 残差, 阈值, 门限, 稀疏, 内积, 增强, 方向, 高斯, 能量, farangi, hessian, vessel, image, dictionary, residual, threshold, sparse, inner, reinforced, intensity, direction, gauss, energy														
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>CN 104200232 A (西安电子科技大学) 2014年 12月 10日 (2014 - 12 - 10) 说明书第[0071]-[0141]段, 附图1-4</td> <td>1-18</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 101980284 A (北京理工大学) 2011年 2月 23日 (2011 - 02 - 23) 全文</td> <td>1-18</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2009136112 A1 (BISMUTH, VINCENT 等) 2009年 5月 28日 (2009 - 05 - 28) 全文</td> <td>1-18</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	A	CN 104200232 A (西安电子科技大学) 2014年 12月 10日 (2014 - 12 - 10) 说明书第[0071]-[0141]段, 附图1-4	1-18	A	CN 101980284 A (北京理工大学) 2011年 2月 23日 (2011 - 02 - 23) 全文	1-18	A	US 2009136112 A1 (BISMUTH, VINCENT 等) 2009年 5月 28日 (2009 - 05 - 28) 全文	1-18
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求												
A	CN 104200232 A (西安电子科技大学) 2014年 12月 10日 (2014 - 12 - 10) 说明书第[0071]-[0141]段, 附图1-4	1-18												
A	CN 101980284 A (北京理工大学) 2011年 2月 23日 (2011 - 02 - 23) 全文	1-18												
A	US 2009136112 A1 (BISMUTH, VINCENT 等) 2009年 5月 28日 (2009 - 05 - 28) 全文	1-18												
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。														
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件														
国际检索实际完成的日期 2017年 3月 17日		国际检索报告邮寄日期 2017年 5月 24日												
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10) 62019451		受权官员 于雷 电话号码 (86-10) 62413218												

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/099026

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	104200232	A	2014年 12月 10日	无	
CN	101980284	A	2011年 2月 23日	无	
US	2009136112	A1	2009年 5月 28日	FR 2924254 A1	2009年 5月 29日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)