

(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
2020 年 12 月 24 日 (24.12.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/252900 A1

- (51) 国际专利分类号:
G06T 7/00 (2017.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2019/102545
- (22) 国际申请日: 2019 年 8 月 26 日 (26.08.2019)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201910524302.1 2019年6月18日 (18.06.2019) CN
- (71) 申请人: 平安科技(深圳)有限公司(PING AN TECHNOLOGY (SHENZHEN) CO., LTD.) [CN/CN];
中国广东省深圳市福田区福田街道福安社区益田路 5033 号平安金融中心 23 楼, Guangdong 518033 (CN)。
- (72) 发明人: 王俊(WANG, Jun); 中国广东省深圳市
福田区福田街道福安社区益田路 5033 号平安

金融中心 23 楼, Guangdong 518033 (CN)。高鹏(GAO, Peng); 中国广东省深圳市福田区福田街道福安社区益田路 5033 号平安金融中心 23 楼, Guangdong 518033 (CN)。吕彬(LV, Bin); 中国广东省深圳市福田区福田街道福安社区益田路 5033 号平安金融中心 23 楼, Guangdong 518033 (CN)。谢国彤(XIE, Guotong); 中国广东省深圳市福田区福田街道福安社区益田路 5033 号平安金融中心 23 楼, Guangdong 518033 (CN)。

(74) 代理人: 北京市京大律师事务所(BEIJING JINGDA LAW FIRM); 中国北京市海淀区海淀中街 16 号 7 层 2 单元 703, Beijing 100080 (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS,

(54) Title: FUNDUS OCT PICTURE-BASED LESION EXTRACTION METHOD, APPARATUS AND DEVICE, AND STORAGE MEDIUM

(54) 发明名称: 基于眼底OCT影像的病灶提取方法、装置、设备及存储介质

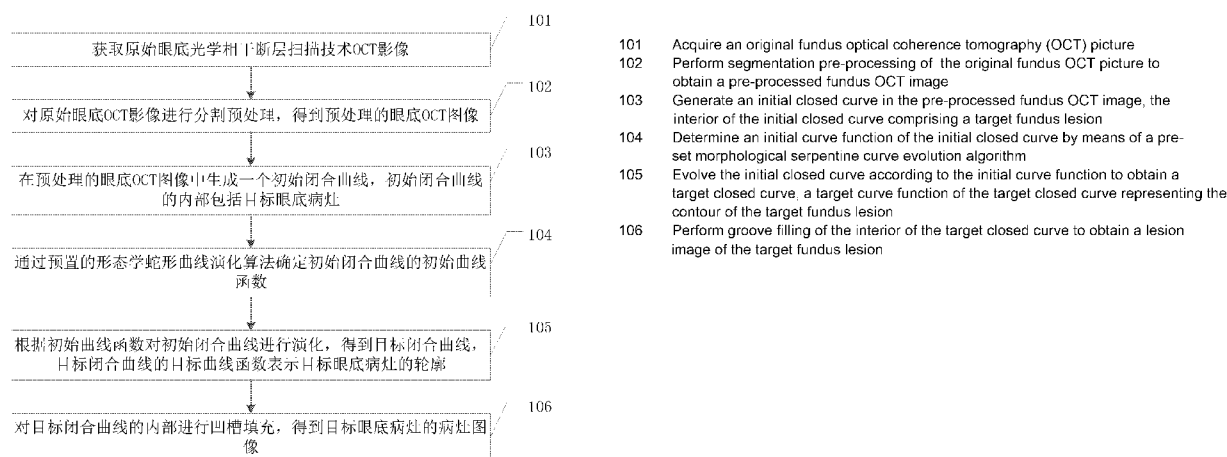


图 1

(57) Abstract: A fundus optical coherence tomography (OCT) picture-based lesion extraction method, apparatus and device, and a storage medium, being used for performing segmentation processing on a lesion region of a fundus OCT picture, avoiding problems of incomplete groove filling of a lesion region and false positives. The lesion extraction method comprises: acquiring an original fundus OCT picture (101); performing segmentation pre-processing of the original fundus OCT picture to obtain a pre-processed fundus OCT image (102); generating an initial closed curve in the pre-processed fundus OCT image, the interior of the initial closed curve comprising a target fundus lesion (103); determining an initial curve function of the initial closed curve by means of a pre-set morphological serpentine curve evolution algorithm (104); evolving the initial closed curve according to the initial curve function to obtain a target closed curve, a target curve function of the target closed curve representing the contour of the target fundus lesion (105); and performing groove filling of the interior of the target closed curve to obtain a lesion image of the target fundus lesion (106).



JO, JP, KE, KG, KH, 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, 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: 一种基于眼底OCT影像的病灶提取方法、装置、设备及存储介质, 用于对眼底OCT影像的病灶区域进行分割处理, 避免了病灶区域凹槽填补不全和假阳性问题。该病灶提取方法包括: 获取原始眼底光学相干断层扫描技术OCT影像(101); 对原始眼底OCT影像进行分割预处理, 得到预处理的眼底OCT图像(102); 在预处理的眼底OCT图像中生成一个初始闭合曲线, 初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶(103); 通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定初始闭合曲线的初始曲线函数(104); 根据初始曲线函数对初始闭合曲线进行演化, 得到目标闭合曲线, 目标闭合曲线的目标曲线函数表示目标眼底病灶的轮廓(105); 对目标闭合曲线的内部进行凹槽填充, 得到目标眼底病灶的病灶图像(106)。

基于眼底OCT影像的病灶提取方法、装置、设备及存储介质

本申请要求于2019年6月18日提交中国专利局、申请号为201910524302.1、发明名称为“基于眼底OCT影像的病灶提取方法、装置、设备及存储介质”的中国专利申请的优先权，其全部内容通过引用结合在申请中。

5

技术领域

本申请涉及区域提取领域，尤其涉及基于眼底OCT影像的病灶提取方法、装置、设备及存储介质。

背景技术

10 随着人工智能的快速发展，人工智能的应用领域也越来越多，人工智能在医疗领域也得到了广泛应用。人工智能在医疗领域的应用经常面临医疗影像数据少，各类医疗影像数据不均衡的问题。

15 由于光学相干断层扫描技术(optical coherence tomography, OCT)具有无创性、成像安全快速等特点，在临床上被广泛用于眼科疾病的诊断。但因为 OCT 影像成像条件和缺乏颜色特征信息等因素的限制，导致大量噪声的存在，使得目前多数对 OCT 影像的眼底病灶分割方法无法获得理想结果。

20 现有方案中，发明人意识到即使在分割算法优化基础上，仍然存在部分难以准确分割识别出完整形态的病灶，影像中部分病灶的渐变边界导致分割出的病灶区域多数存在不规则孔洞或者凹槽，此时通常采用形态学闭合运算或 Convex Hull 凸包等方法进行后处理，而这些技术手段都会带来明显的假阳性或者对病灶凹槽填补不全的问题，无法有效获得预期的准确病变区域，此类缺陷对医生的临床诊断带来了困难和歧义性。

发明内容

25 本申请提供了基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法、装置、设备及存储介质，用于对眼底 OCT 影像的病灶区域进行分割处理，得到更准确的眼底 OCT 影像的病灶区域信息，避免了病灶区域凹槽填补不全和假阳性的问题，提高了处理效率。

30 本申请实施例的第一方面提供一种基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法，包括：获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，所述初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶；通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲线函数；根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓；对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

35 本申请实施例的第二方面提供了一种基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置，包括：第一获取单元，用于获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；分割单元，用于对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；生成单元，用于在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，所述初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶；确定单元，用于通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲

-2-

线函数；第一演化单元，用于根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓；填充单元，用于对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

本申请实施例的第三方面提供了一种基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备，包括存储器、处理器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序，所述处理器执行所述计算机程序时实现上述基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法。

本申请实施例的第四方面提供了一种计算机可读存储介质，所述计算机可读存储介质中存储有指令，当所述指令在计算机上运行时，使得计算机执行上述基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法的步骤。

本申请实施例提供的技术方案中，获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；对原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；在预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶；通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定初始闭合曲线的初始曲线函数；根据初始曲线函数对初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，目标闭合曲线的目标曲线函数表示目标眼底病灶的轮廓；对目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到目标眼底病灶的病灶图像。本申请实施例，对眼底 OCT 影像的病灶区域进行分割处理，得到更准确的眼底 OCT 影像的病灶区域信息，避免了病灶区域凹槽填补不全和假阳性的问题，提高了处理效率。

附图说明

图 1 为本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法的一个实施例示意图；

图 2 为本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法的另一个实施例示意图；

图 3 为本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置的一个实施例示意图；

图 4 为本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置的另一个实施例示意图；

图 5 为本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备的一个实施例示意图。

具体实施方式

本申请提供了一种基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法、装置、设备及存储介质，用于对眼底 OCT 影像的病灶区域进行分割处理，得到更准确的眼底 OCT 影像的病灶区域信息，避免了病灶区域凹槽填补不全和假阳性的问题，提高了处理效率。

请参阅图 1，本申请实施例提供的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法的流程图，具体包括：

101、获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置获取原始眼底光学相干断层扫描技术（optical coherence tomography, OCT）影像。其中，该原始眼底 OCT 影像由 OCT 设备直接得到，未经过任何处理。

目前 OCT 分为两大类：时域 OCT（time domain optical coherence tomography, TD-OCT）和频域 OCT（frequency domain optical coherence tomography, FD-OCT）。时域 OCT 是把在同一时间从组织中反射回来的光信号与参照反光镜反射回来的光信号叠加、干涉，然

-3-

后成像。频域 OCT 是参考臂的参照反光镜固定不动，通过改变光源光波的频率来实现信号的干涉。本申请实施例可以通过多种方式获取原始眼底 OCT 影像，可以通过 TD-OCT 方式获取，还可以通过 FD-OCT 方式获取，具体采用何种获取方式此处不做限定。

可以理解的是，本申请的执行主体可以为基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置，还可以是终端或者服务器，具体此处不做限定。本申请实施例以基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置为执行主体为例进行说明。

102、对原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置对原始眼底 OCT 图像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像。具体的，基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置对原始眼底 OCT 图像上分割出包含病灶区域的方形图像，得到的预处理的眼底 OCT 图像。

需要说明的是，预处理的眼底 OCT 图像中，会根据原始眼底 OCT 图像中的病灶范围，用不同的颜色进行区分，例如，将病灶区域显示为白色，将非病灶区域显示为黑色，还可以是其他组合，只要能将病灶区域和非病灶区域区分开即可，例如，病灶区域用白色显示，非病灶区域用灰色显示，具体此处不做限定。

103、在预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置在预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，该初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶。具体的，基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置在预处理的眼底 OCT 图像中生成初始闭合曲线，该初始闭合曲线可以是预置的闭合曲线中的任意一种，预置的闭合曲线可以是圆形、椭圆形、三角形等几何图形，或者是不规则的闭合形状，具体此处不做限定。

需要说明的是，该初始闭合曲线可以是形状任意，只要保证将目标眼底病灶完全包含在曲线内部即可。

104、通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定初始闭合曲线的初始曲线函数。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定初始闭合曲线的初始曲线函数。具体的，生成初始化水平集函数 $u(x, y)$ ，初始化水平集函数的表达式如下：

$$u(x, y) = \begin{cases} d[(x, y), C] & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的外部} \\ -d[(x, y), C] & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的内部} \end{cases}, \text{ 其中, } d[(x, y), C] \text{ 是点 } (x, y) \text{ 到曲线 } C \text{ 的最短有向距离;}$$

根据初始化水平集函数生成初始闭合曲线方程：

$$\frac{du}{dt} = g(I) |\nabla u| \left(\operatorname{div} \left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) + v \right) + \nabla g(I) \nabla u, \text{ 其中, } u \text{ 为目标水平集函数, } \nabla \text{ 为梯度算子, } \operatorname{div} \text{ 为散度算子, } v \text{ 为常数, } g(I) \text{ 为边缘停止函数;}$$

根据初始闭合曲线方程计算得到预置的形态学蛇形曲线演化算法的零水平集函数 $\left\{ u(t) = \operatorname{div} \left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) \right\}$ ；判断零水平集函数是否收敛；

若零水平集函数收敛，则确定零水平集函数为初始曲线函数。

需要说明的是，在二维平面内，显性表示的函数曲线在演化过程中无法随着目标的合并或者分裂进行拓扑变化，因此在表示目标拓扑变化方面，显性表示的二维函数曲线就无能为力。为了解决这个问题，Osher 和 Sethian 用隐式参数函数表示演化曲线，进而提出了水平集方法。由于水平集函数能够灵活地表示目标的拓扑变化，可以有效地应用到轮廓提取领域。

水平集函数用的是一种隐式函数，跟传统的 snake 算法相比在思想上差异很大，snake 算法曲线演化的时候，是曲线上离散点显示坐标的位置更新移动，只要懂得能量最小化的曲线演化规则即可；然而水平集函数，更新的不是曲线离散点的坐标，而是更新整张图片像素点到曲线的有向距离场。因此水平集函数算法最关键的是理解这个距离场的更新规则。例如，生成一条初始封闭轮廓曲线 C ，进行水平集图像分割，需要些的第一个函数就是计算图像的每个像素点 $p(x, y)$ 到曲线的最短距离 d ，如果该像素点 p 位于曲线 C 的内部，那么有向距离为 $-d$ ，反之为 d 。这样遍历图像每个像素点，每个像素点都可以求得对应的有向距离 $u(x, y)$ 。

水平集函数算法的基本原理是把目标曲线或者曲面作为零水平集嵌入到更高一维的水平集函数中，也即用零平面截取水平集函数得到的封闭曲线或者曲面来代替演化曲线或者曲面，随着水平集函数的变化，演化曲线或者曲面也随之改变，并能适应拓扑的变化。在二维平面，如果隐式表示的闭合曲线为： $C(x, y)=0$ ，根据水平集原理，把此闭合曲线嵌入到三维水平集函数 $z=\phi(x, y)$ 中，则用 $z=0$ 平面截此水平集函数的曲面，即可得到闭合曲线 $C(x, y)=0$ 。当三维水平集曲面 $z=\phi(x, y)$ 在驱动力的作用下发生变化时，其零水平集平面截得的闭合曲线 $C(x, y)=0$ 也随之变化。

105、根据初始曲线函数对初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，目标闭合曲线的目标曲线函数表示目标眼底病灶的轮廓。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置根据初始曲线函数对初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，目标闭合曲线的目标曲线函数表示目标眼底病灶的轮廓。具体的，基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置根据初始曲线函数构建能量函数，能量函数包括内能量项和外能量项，内能量项用于使得目标闭合曲线不断向内部紧缩且保持平滑，外能量项用于保证目标闭合曲线紧缩到目标眼底病灶边缘时停止；根据能量方程计算出边缘停止函数，边缘停止函数用于表示初始闭合曲线的受力情况；根据边缘停止函数对初始闭合曲线进行变形；当边缘停止函数为零时，生成目标闭合曲线。

例如，设初始闭合曲线为 C ，初始闭合曲线在驱动力的作用下，随着时间的推移进行演化，可得到演化曲线集 $C(t)$ 。根据水平集原理，把初始闭合曲线嵌入到三维水平集函数 $\phi(x, y, t)$ ，其零水平集可以表示为 $\{\phi(x, y, t)=0\}$ 。具体的，初始闭合曲线随水平集函数的变化而进行演化。 $C(t)$ 表示初始闭合曲线， $z=\phi(x, y, t)$ 表示三维水平集函数， $C(t_0)$ 表示在 t_0 时刻获得的轮廓曲线，此时的轮廓曲线是一个单连通区域。随着时间的推移，在 t_1 时刻获得的轮廓曲线变为 $C(t_1)$ ，此时轮廓曲线分裂为两个单连通区域，也即随着轮廓曲线的演化，可以检测出两个 Mura 曲线区域。其中，三维水平集函数 $z=\phi(x, y, t)$ 的零水平为： $\phi(x, y, t)=0$ ，对上式零水平集方程两端分别对 t 求导整理得到演化方

-5-

程: $\partial\phi/\partial t + F|\nabla\phi| = 0$, 其中, F 为轮廓曲线 $C(t)$ 的边缘停止函数 (也即速度函数)。当边缘停止函数不为零的时候, 轮廓曲线演化不停止, 当边缘停止函数为零时, 轮廓曲线停止演化, 表示能量函数达到了目标的最小值。因此, 可以把水平集解法转化为求解 $\partial\phi/\partial t = 0$ 的过程。具体求解过程如下:

- 5 通过水平集方法推导, 可以得到轮廓曲线内部的平均灰度 C_0 和轮廓曲线外部的平均灰度 C_b 的计算公式如下:

$$C_0 = \frac{\int_{\Omega} I(x, y) H(\phi(x, y)) dx dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi(x, y))) dx dy}$$

$$C_b = \frac{\int_{\Omega} I(x, y) H(\phi(x, y)) dx dy}{\int_{\Omega} H(\phi(x, y)) dx dy}$$

分析可知, 水平集函数算法的求解过程可以转换为偏微分方程 $\partial\phi/\partial t = 0$ 的求解过程。

在利用欧拉-拉格朗日求解式, 并根据梯度下降流, 得到最终的偏微分方程如下式:

10 $\frac{\partial\phi}{\partial t} = \delta(\phi) [u \operatorname{div} \left(\frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} \right) - \lambda_1 (I(x, y) - C_0)^2 + \lambda_2 (I(x, y) - C_b)^2]$; 其中, $H(z)$ 为 Heaviside 函数:

$$H(z) = \begin{cases} 1, z \geq 0 \\ 0, z < 0 \end{cases}$$

$\delta(z)$ 为 Dirac delta 函数: $\delta(z) = \frac{d}{dz} H(z)$;

上述 Heaviside 函数与 Dirac delta 函数是一种理论上的表示形式, 在实际计算时, 一般取其近似值分别如下:

15 $H(z) = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{2}{\pi} \arctan \left(\frac{z}{\varepsilon} \right) \right)$

$$\delta(z) = \frac{1}{\pi} \frac{\varepsilon}{\varepsilon^2 + z^2}$$

106、对目标闭合曲线的内部进行凹槽填充, 得到目标眼底病灶的病灶图像。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置对目标闭合曲线的内部进行凹槽填充, 得到目标眼底病灶的病灶图像。具体的, 目标闭合曲线最终会自动收敛到目标眼底病灶区域的外轮廓, 所以病灶内部封闭的孔洞可以直接被填充修复。实际上, 内部封闭孔洞的填充可以通过漫水填充 (flood fill) 算法实现, 以实现封闭孔洞和开放的凹槽缺陷同时进行修补, 修复效果更准确。

20

本申请实施例, 对眼底 OCT 影像的病灶区域进行分割处理, 得到更准确的眼底 OCT 影像的病灶区域信息, 避免了病灶区域凹槽填补不全和假阳性的问题, 提高了处理效率。

请参阅图 2, 本申请实施例提供的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法的另一个流程图, 具体包括:

25

201、获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置获取原始眼底光学相干断层扫描技术 (optical coherence tomography, OCT) 影像。其中, 该原始眼底 OCT 影像由 OCT 设备直接得到, 未经过任何处理。

目前 OCT 分为两大类: 时域 OCT (time domain optical coherence tomography, TD-OCT) 和频域 OCT (frequency domain optical coherence tomography, FD-OCT)。时域 OCT 是把在同一时间从组织中反射回来的光信号与参照反光镜反射回来的光信号叠加、干涉, 然后成像。频域 OCT 是参考臂的参照反光镜固定不动, 通过改变光源光波的频率来实现信号的干涉。本申请实施例可以通过多种方式获取原始眼底 OCT 影像, 可以通过 TD-OCT 方式获取, 还可以通过 FD-OCT 方式获取, 具体采用何种获取方式此处不做限定。

可以理解的是, 本申请的执行主体可以为基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置, 还可以是终端或者服务器, 具体此处不做限定。本申请实施例以基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置为执行主体为例进行说明。

202、对原始眼底 OCT 影像进行分割预处理, 得到预处理的眼底 OCT 图像。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置对原始眼底 OCT 图像进行分割预处理, 得到预处理的眼底 OCT 图像。具体的, 基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置对原始眼底 OCT 图像上分割出包含病灶区域的方形图像, 得到的预处理的眼底 OCT 图像。

需要说明的是, 预处理的眼底 OCT 图像中, 会根据原始眼底 OCT 图像中的病灶范围, 用不同的颜色进行区分, 例如, 将病灶区域显示为白色, 将非病灶区域显示为黑色, 还可以是其他组合, 只要能将病灶区域和非病灶区域区分开即可, 例如, 病灶区域用白色显示, 非病灶区域用灰色显示, 具体此处不做限定。

203、在预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线, 初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置在预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线, 该初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶。具体的, 基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置在预处理的眼底 OCT 图像中生成初始闭合曲线, 该初始闭合曲线可以是预置的闭合曲线中的任意一种, 预置的闭合曲线可以是圆形、椭圆形、三角形等几何图形, 或者是不规则的闭合形状, 具体此处不做限定。

需要说明的是, 该初始闭合曲线可以是形状任意, 只要保证将目标眼底病灶完全包含在曲线内部即可。

204、通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定初始闭合曲线的初始曲线函数。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定初始闭合曲线的初始曲线函数。具体的, 生成初始化水平集函数 $u(x, y)$, 初始化水平集函数的表达式如下:

$$u(x, y) = \begin{cases} d[(x, y), C] & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的外部} \\ -d[(x, y), C] & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的内部} \end{cases}, \text{ 其中, } d[(x, y), C] \text{ 是点 } (x, y) \text{ 到曲}$$

线 C 的最短有向距离; 根据初始化水平集函数生成初始闭合曲线方程:

-7-

$\frac{du}{dt} = g(I)|\nabla u|(div(\frac{\nabla u}{|\nabla u|}) + v) + \nabla g(I)\nabla u$ ，其中， u 为目标水平集函数， ∇ 为梯度算子， div

为散度算子， v 为常数， $g(I)$ 为边缘停止函数；根据初始闭合曲线方程计算得到预置的形

态学蛇形曲线演化算法的零水平集函数 $\left\{u(t) = div(\frac{\nabla u}{|\nabla u|})\right\}$ ；判断零水平集函数是否收敛；

若零水平集函数收敛，则确定零水平集函数为初始曲线函数。

5 需要说明的是，在二维平面内，显性表示的函数曲线在演化过程中无法随着目标的合并或者分裂进行拓扑变化，因此在表示目标拓扑变化方面，显性表示的二维函数曲线就无能为力。为了解决这个问题，Osher 和 Sethian 用隐式参数函数表示演化曲线，进而提出了水平集方法。由于水平集函数能够灵活地表示目标的拓扑变化，可以有效地应用到轮廓提取领域。

10 水平集函数用的是一种隐式函数，跟传统的 snake 算法相比在思想上差异很大，snake 算法曲线演化的时候，是曲线上离散点显示坐标的位置更新移动，只要懂得能量最小化的曲线演化规则即可；然而水平集函数，更新的不是曲线离散点的坐标，而是更新整张图片像素点到曲线的有向距离场。因此水平集函数算法最关键的是理解这个距离场的更新规则。例如，生成一条初始封闭轮廓曲线 C ，进行水平集图像分割，需要些的第一个函数就是计算图像的每个像素点 $p(x, y)$ 到曲线的最短距离 d ，如果该像素点 p 位于曲线 C 的内部，那

15 么有向距离为 $-d$ ，反之为 d 。这样遍历图像每个像素点，每个像素点都可以求得对应的有向距离 $u(x, y)$ 。

水平集函数算法的基本原理是把目标曲线或者曲面作为零水平集嵌入到更高一维的水平集函数中，也即用零平面截取水平集函数得到的封闭曲线或者曲面来代替演化曲线或者

20 曲面，随着水平集函数的变化，演化曲线或者曲面也随之改变，并能适应拓扑的变化。在二维平面，如果隐式表示的闭合曲线为： $C(x, y)=0$ ，根据水平集原理，把此闭合曲线嵌入到三维水平集函数 $z=\phi(x, y)$ 中，则用 $z=0$ 平面截此水平集函数的曲面，即可得到闭合曲线 $C(x, y)=0$ 。当三维水平集曲面 $z=\phi(x, y)$ 在驱动力的作用下发生变化时，其零水平集平面截得的闭合曲线 $C(x, y)=0$ 也随之变化。

25 205、根据初始曲线函数构建能量函数。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置根据初始曲线函数构建能量函数，能量函数包括内能量项和外能量项，内能量项用于使得目标闭合曲线不断向内部紧缩且保持平滑，外能量项用于保证目标闭合曲线紧缩到目标眼底病灶边缘时停止。具体的，获取所述初始曲线函数上的控制点 v ；确定所述控制点的弹性能量项和弯曲能量项，所述弹性能量项为所述 v

30 的一阶导数的模，所述弯曲能量项为所述 v 的二阶导数的模；确定所述控制点的外能量项，所述外部能量项为所述控制点所在位置的图像局部特征；根据所述弹性能量项、所述弯曲能量项和所述外能量项构建能量函数，能量函数的表达式为：

$$E_{\text{total}} = \int_s \left(\alpha \left| \frac{\partial}{\partial s} v \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2}{\partial s^2} v \right|^2 + E_{\text{ext}}(v(s)) \right) ds; \text{ 其中, } v(s) = [x(s), y(s)], s \in [0, 1],$$

—8—

$x(s)$ 和 $y(s)$ 分别表示每个控制点在图像中的坐标位置, s 是以傅里叶变换形式描述边界的自变量, v 表示初始曲线函数上的控制点, α 、 β 为常数。

206、根据能量方程计算出边缘停止函数, 边缘停止函数用于表示初始闭合曲线的受力情况。

5 基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置根据能量方程计算出边缘停止函数, 边缘停止函数用于表示初始闭合曲线的受力情况。

例如, 设初始闭合曲线为 C , 初始闭合曲线在驱动力的作用下, 随着时间的推移进行演化, 可得到演化曲线集 $C(t)$ 。根据水平集原理, 把初始闭合曲线嵌入到三维水平集函数 $\phi(x, y, t)$, 其零水平集可以表示为 $\{\phi(x, y, t) = 0\}$ 。具体的, 初始闭合曲线随水平集函数的

10 变化而进行演化。 $C(t)$ 表示初始闭合曲线, $z = \phi(x, y, t)$ 表示三维水平集函数, $C(t_0)$ 表示在 t_0 时刻获得的轮廓曲线, 此时的轮廓曲线是一个单连通区域。随着时间的推移, 在 t_1 时刻获得的轮廓曲线变为 $C(t_1)$, 此时轮廓曲线分裂为两个单连通区域, 也即随着轮廓曲线的演化, 可以检测出两个 Mura 曲线区域。其中, 三维水平集函数 $z = \phi(x, y, t)$ 的零水平为:

$\phi(x, y, t) = 0$, 对上式零水平集方程两端分别对 t 求导整理得到演化方

15 程: $\partial\phi/\partial t + F|\nabla\phi| = 0$, 其中, F 为轮廓曲线 $C(t)$ 的边缘停止函数 (也即速度函数)。当边缘停止函数不为零的时候, 轮廓曲线演化不停止, 当边缘停止函数为零时, 轮廓曲线停止演化, 表示能量函数达到了目标的最小值。

207、根据边缘停止函数对初始闭合曲线进行变形。

20 基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置根据边缘停止函数对初始闭合曲线进行变形。具体的, 改变初始闭合曲线的受力情况, 直至受力为 0, 即改变边缘停止函数的大小, 使能量函数趋于最小值, 即对初始闭合曲线进行变形。

208、当边缘停止函数为零时, 生成目标闭合曲线。

25 当边缘停止函数为零时, 能量函数为最小值, 基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置生成目标闭合曲线。具体的, 能量函数的水平集解法可以转化为求解 $\partial\phi/\partial t = 0$ 的过程。具体求解过程如下:

通过水平集方法推导, 可以得到轮廓曲线内部的平均灰度 C_0 和轮廓曲线外部的平均灰度 C_b 的计算公式如下:

$$C_0 = \frac{\int_{\Omega} I(x, y) H(\phi(x, y)) dx dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi(x, y))) dx dy}$$

$$C_b = \frac{\int_{\Omega} I(x, y) H(\phi(x, y)) dx dy}{\int_{\Omega} H(\phi(x, y)) dx dy}$$

分析可知, 水平集函数算法的求解过程可以转换为偏微分方程 $\partial\phi/\partial t = 0$ 的求解过程。

-9-

在利用欧拉-拉格朗日求解式，并根据梯度下降流，得到最终的偏微分方程如下式：

$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} = \delta(\varphi) \left[\text{udiv} \left(\frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|} \right) - \lambda_1 (I(x, y) - c_0)^2 + \lambda_2 (I(x, y) - c_b)^2 \right]; \text{ 其中, } H(z) \text{ 为 Heaviside 函数:}$$

$$H(z) = \begin{cases} 1, z \geq 0 \\ 0, z < 0 \end{cases}$$

$\delta(z)$ 为 Dirac delta 函数: $\delta(z) = \frac{d}{dz} H(z)$;

5 上述 Heaviside 函数与 Dirac delta 函数是一种理论上的表示形式，在实际计算时，一般取其近似值分别如下：

$$H(z) = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{2}{\pi} \arctan \left(\frac{z}{\varepsilon} \right) \right)$$

$$\delta(z) = \frac{1}{\pi} \frac{\varepsilon}{\varepsilon^2 + z^2}$$

209、对目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到目标眼底病灶的病灶图像。

10 基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置对目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到目标眼底病灶的病灶图像。具体的，目标闭合曲线最终会自动收敛到目标眼底病灶区域的外轮廓，所以病灶内部封闭的孔洞可以直接被填充修复。实际上，内部封闭孔洞的填充可以通过漫水填充 (flood fill) 算法实现，以实现对封闭孔洞和开放的凹槽缺陷同时进行修补，修复效果更准确。

210、获取医生标注标准图像。

15 基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置获取医生标注标准图像。例如，在实际操作中，医生会对病灶区域进行医生标注标准，与在原始眼底 OCT 影像基础上进行病灶区域的划分，其中，医生标注标准（或称医生标注金标准），指把眼底 OCT 影像给到专业的医生，让医生把病灶（病变区域）勾勒（或者称为标注）出来，以此作为最终参考标准（医生标注金标准），以使得目标眼底病灶的病灶图像接近医生标注的真实病变区域结果。

20 211、将目标眼底病灶的病灶图像与医生标注标准图像进行对比，判断目标眼底病灶的病灶图像是否符合要求。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置将目标眼底病灶的病灶图像与医生标注标准图像进行对比，判断目标眼底病灶的病灶图像是否符合要求。

25 212、若目标眼底病灶的病灶图像符合要求，则将目标眼底病灶的病灶图像作为输出图像并输出。

若目标眼底病灶的病灶图像符合要求，则基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置将目标眼底病灶的病灶图像作为输出图像并输出。

213、若目标眼底病灶的病灶图像不符合要求，则重新对目标眼底病灶的病灶图像的轮廓曲线进行演化。

30 若目标眼底病灶的病灶图像不符合要求，则基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置重新对目标眼底病灶的病灶图像的轮廓曲线进行演化。

本申请实施例，对眼底 OCT 影像的病灶区域进行分割处理，得到更准确的眼底 OCT 影像的病灶区域信息，填补病灶区域凹槽，提高了处理效率；自动提取出有价值的眼底病灶区域轮廓，避免了人工后处理勾勒病灶边界的繁杂工作，有效地为医生后续的临床疾病诊断提供了整洁准确的病灶形态信息。

5 上面对本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法进行了描述，下面对本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置进行描述，请参阅图 3，本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置的一个实施例包括：

第一获取单元 301，用于获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；

10 分割单元 302，用于对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；

生成单元 303，用于在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，所述初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶；

确定单元 304，用于通过预置的形态学蛇形曲线演化算法零所述初始闭合曲线的初始曲线函数；

15 第一演化单元 305，用于根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓；

填充单元 306，用于对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

20 本申请实施例，对眼底 OCT 影像的病灶区域进行分割处理，得到更准确的眼底 OCT 影像的病灶区域信息，避免了病灶区域凹槽填补不全和假阳性的问题，提高了处理效率。

请参阅图 4，本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置的另一个实施例包括：

第一获取单元 301，用于获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；

分割单元 302，用于对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；

25 生成单元 303，用于在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，所述初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶；

确定单元 304，用于通过预置的形态学蛇形曲线演化算法零所述初始闭合曲线的初始曲线函数；

30 第一演化单元 305，用于根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓；

填充单元 306，用于对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

可选的，第一演化单元 305 包括：

35 构建模块 3051，用于根据所述初始曲线函数构建能量函数，所述能量函数包括内能量项和外能量项，所述内能量项用于使得目标闭合曲线不断向内部紧缩且保持平滑，所述外能量项用于保证目标闭合曲线紧缩到目标眼底病灶边缘时停止；

计算模块 3052，用于根据所述能量方程计算出边缘停止函数，所述边缘停止函数用于

表示初始闭合曲线的受力情况；

变形模块 3053，用于根据所述边缘停止函数对所述初始闭合曲线进行变形；

生成模块 3054，当所述边缘停止函数为零时，用于生成目标闭合曲线。

可选的，构建模块 3051 具体用于：

- 5 获取所述初始曲线函数上的控制点 v ；确定所述控制点的弹性能量项和弯曲能量项，所述弹性能量项为所述 v 的一阶导数的模，所述弯曲能量项为所述 v 的二阶导数的模；确定所述控制点的外能量项，所述外部能量项为所述控制点所在位置的图像局部特征；根据所述弹性能量项、所述弯曲能量项和所述外能量项构建能量函数，能量函数的表达式为：

$$E_{\text{total}} = \int_s \left(\alpha \left| \frac{\partial}{\partial s} v \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2}{\partial s^2} v \right|^2 + E_{\text{ext}}(v(s)) \right) ds; \text{ 其中, } v(s) = [x(s), y(s)], s \in [0, 1], x(s)$$

- 10 和 $y(s)$ 分别表示每个控制点在图像中的坐标位置， s 是以傅里叶变换形式描述边界的自变量， v 表示初始曲线函数上的控制点， α 、 β 为常数。

可选的，构建模块 3051 具体还用于：

将所述控制点的梯度算子作为所述图像局部特征；根据所述梯度算子确定所述外部能量项的表达式： $E_{\text{ext}}(v(s)) = P(v(s)) = -|\nabla I(v)|^2$ ， $\nabla I(v)$ 为所述梯度算子。

- 15 可选的，确定单元 304 具体用于：

生成初始化水平集函数 $u(x, y)$ ，所述初始化水平集函数的表达式如下：

$$u(x, y) = \begin{cases} d[(x, y), C]; & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的外部} \\ -d[(x, y), C]; & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的内部} \end{cases}, \text{ 其中, } d[(x, y), C] \text{ 是点 } (x, y) \text{ 到曲线 } C \text{ 的最短有向距离;}$$

根据所述初始化水平集函数生成初始闭合曲线方程：

$$\frac{du}{dt} = g(I) |\nabla u| \left(\text{div} \left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) + v \right) + \nabla g(I) \nabla u, \text{ 其中, } u \text{ 为目标水平集函数, } \nabla \text{ 为梯度算子, } \text{div}$$

- 20 为散度算子， v 为常数， $g(I)$ 为边缘停止函数；根据所述初始闭合曲线方程计算得到所述

预置的形态学蛇形曲线演化算法的零水平集函数 $\left\{ u(t) = \text{div} \left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) \right\}$ ；判断所述零水平集函

数是否收敛；若所述零水平集函数收敛，则确定所述零水平集函数为所述初始曲线函数。

可选的，基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置还包括：

第二获取单元 307，用于获取医生标注标准图像；

- 25 判断单元 308，用于将所述目标眼底病灶的病灶图像与所述医生标注标准图像进行对比，判断所述目标眼底病灶的病灶图像是否符合要求；

输出单元 309，若所述目标眼底病灶的病灶图像符合要求，则用于将所述目标眼底病灶的病灶图像作为输出图像并输出。

可选的，基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置还包括：

- 30 第二演化单元 310，若所述目标眼底病灶的病灶图像不符合要求，则用于重新对所述

目标眼底病灶的病灶图像的轮廓曲线进行演化。

本申请实施例，根据原始眼底 OCT 影像生成新眼底 OCT 影像，提高了新眼底 OCT 影像的真实性，避免和原始眼底 OCT 影像差异过大，解决了真实数据太少及数据不均衡问题，提高了影像处理效率。同时在样本较小且样本不均衡的情况，可以通过加入生成对抗网络生成的增强影像数据，提高了训练模型的性能及泛化效果。

上面图 3 至图 4 从模块化功能实体的角度对本申请实施例中的基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置进行详细描述，下面从硬件处理的角度对本申请实施例中基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备进行详细描述。

图 5 是本申请实施例提供的一种基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备的结构示意图，该基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备 500 可因配置或性能不同而产生比较大的差异，可以包括一个或一个以上处理器（central processing units, CPU）501（例如，一个或一个以上处理器）和存储器 509，一个或一个以上存储应用程序 507 或数据 506 的存储介质 508（例如一个或一个以上海量存储设备）。其中，存储器 509 和存储介质 508 可以是短暂存储或持久存储。存储在存储介质 508 的程序可以包括一个或一个以上模块（图示没标出），每个模块可以包括对基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备中的一系列指令操作。更进一步地，处理器 501 可以设置为与存储介质 508 通信，在基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备 500 上执行存储介质 508 中的一系列指令操作。

基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备 500 还可以包括一个或一个以上电源 502，一个或一个以上有线或无线网络接口 503，一个或一个以上输入输出接口 504，和/或，一个或一个以上操作系统 505，例如 Windows Serve, Mac OS X, Unix, Linux, FreeBSD 等等。本领域技术人员可以理解，图 5 中示出的基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备结构并不构成对基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备的限定，可以包括比图示更多或更少的部件，或者组合某些部件，或者不同的部件布置。处理器 501 可以执行上述实施例中第一获取单元 301、分割单元 302、生成单元 303、确定单元 304、第一演化单元 305、填充单元 306、第二获取单元 307、判断单元 308 和第二演化单元 310 的功能。

下面结合图 5 对基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备的各个构成部件进行具体的介绍：

处理器 501 是基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备的控制中心，可以按照设置的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法进行处理。处理器 501 利用各种接口和线路连接整个基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备的各个部分，通过运行或执行存储在存储器 509 内的软件程序和/或模块，以及调用存储在存储器 509 内的数据，执行基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备的各种功能和处理数据，避免病灶区域凹槽填补不全和假阳性的问题，提高处理效率。存储介质 508 和存储器 509 都是存储数据的载体，本申请实施例中，存储介质 508 可以是指储存容量较小，但速度快的内存储器，而存储器 509 可以是储存容量大，但储存速度慢的外存储器。

存储器 509 可用于存储软件程序以及模块，处理器 501 通过运行存储在存储器 509 的软件程序以及模块，从而执行基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备 500 的各种功能应用以及数据处理。存储器 509 可主要包括存储程序区和存储数据区，其中，存储程序区可存储操

作系统、至少一个功能所需的应用程序（比如通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲线函数）等；存储数据区可存储根据基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备的使用所创建的数据（比如初始闭合曲线）等。此外，存储器 509 可以包括高速随机存取存储器，还可以包括非易失性存储器，例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非易失性固态存储器件。在本申请实施例中提供的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法程序和接收到的数据流存储在存储器中，当需要使用时，处理器 501 从存储器 509 中调用。

本申请还提供一种计算机可读存储介质，该计算机可读存储介质可以为非易失性计算机可读存储介质，所述计算机可读存储介质中存储有指令，当所述指令在计算机上运行时，使得计算机执行如下基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法的步骤：

10 获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；

对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；

在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，所述初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶；

通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲线函数；

15 根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓；

对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

在计算机上加载和执行所述计算机程序指令时，全部或部分地产生按照本申请实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他
20 可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中，或者从一个计算机可读存储介质向另一计算机可读存储介质传输，例如，所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线（例如同轴电缆、光纤、双绞线）或无线（例如红外、无线、微波等）方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存储的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质，（例如，软盘、硬
25 盘、磁带）、光介质（例如，光盘）、或者半导体介质（例如固态硬盘（solid state disk, SSD））等。

权利要求

1、一种基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法，包括：

获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；

对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；

5 在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，所述初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶；

通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲线函数；

根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓；

10 对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

2、根据权利要求 1 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法，所述根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓，包括：

15 根据所述初始曲线函数构建能量函数，所述能量函数包括内能量项和外能量项，所述内能量项用于使得目标闭合曲线不断向内部紧缩且保持平滑，所述外能量项用于保证目标闭合曲线紧缩到目标眼底病灶边缘时停止；

根据所述能量方程计算出边缘停止函数，所述边缘停止函数用于表示初始闭合曲线的受力情况；

根据所述边缘停止函数对所述初始闭合曲线进行变形；

20 当所述边缘停止函数为零时，生成目标闭合曲线。

3、根据权利要求 2 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法，所述根据所述初始曲线函数构建能量函数，所述能量函数包括内能量项和外能量项，包括：

获取所述初始曲线函数上的控制点 v ；

25 确定所述控制点的弹性能量项和弯曲能量项，所述弹性能量项为所述 v 的一阶导数的模，所述弯曲能量项为所述 v 的二阶导数的模；

确定所述控制点的外能量项，所述外部能量项为所述控制点所在位置的图像局部特征；

根据所述弹性能量项、所述弯曲能量项和所述外能量项构建能量函数，能量函数的表达式为：

$$E_{\text{total}} = \int_s \left(\alpha \left| \frac{\partial v}{\partial s} \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right|^2 + E_{\text{ext}}(v(s)) \right) ds;$$

30 其中， $v(s)=[x(s), y(s)]$ ， $s \in [0, 1]$ ， $x(s)$ 和 $y(s)$ 分别表示每个控制点在图像中的坐标位置， s 是以傅里叶变换形式描述边界的自变量， v 表示初始曲线函数上的控制点， α 、 β 为常数。

4、根据权利要求 3 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法，所述确定所述控制点的外能量项，所述外部能量项为所述控制点所在位置的图像局部特征，包括：

35 将所述控制点的梯度算子作为所述图像局部特征；

根据所述梯度算子确定所述外部能量项的表达式： $E_{\text{ext}}(v(s)) = P(v(s)) = -|\nabla I(v)|^2$ ，

$\nabla I(v)$ 为所述梯度算子。

5、根据权利要求 1 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法，所述通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲线函数，包括：

生成初始化水平集函数 $u(x, y)$ ，所述初始化水平集函数的表达式如下：

$$5 \quad u(x, y) = \begin{cases} d[(x, y), C]; & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的外部} \\ -d[(x, y), C]; & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的内部} \end{cases}, \text{ 其中, } d[(x, y), C] \text{ 是点 } (x, y) \text{ 到曲线 } C \text{ 的最短有向距离};$$

根据所述初始化水平集函数生成初始闭合曲线方程：

$$\frac{du}{dt} = g(I) |\nabla u| \left(\operatorname{div} \left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) + v \right) + \nabla g(I) \nabla u, \text{ 其中, } u \text{ 为目标水平集函数, } \nabla \text{ 为梯度算子,}$$

div 为散度算子, v 为常数, $g(I)$ 为边缘停止函数;

10 根据所述初始闭合曲线方程计算得到所述预置的形态学蛇形曲线演化算法的零水平集函数 $\left\{ u(t) = \operatorname{div} \left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) \right\}$;

判断所述零水平集函数是否收敛;

若所述零水平集函数收敛, 则确定所述零水平集函数为所述初始曲线函数。

6、根据权利要求 1-5 中任一所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法，在所述对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到所述目标眼底病灶的病灶图像之后，所述方法还包括：

获取医生标注标准图像；

将所述目标眼底病灶的病灶图像与所述医生标注标准图像进行对比，判断所述目标眼底病灶的病灶图像是否符合要求；

20 若所述目标眼底病灶的病灶图像符合要求，则将所述目标眼底病灶的病灶图像作为输出图像并输出。

7、根据权利要求 6 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取方法，所述方法还包括：

若所述目标眼底病灶的病灶图像不符合要求，则重新对所述目标眼底病灶的病灶图像的轮廓曲线进行演化。

25 8、一种基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置，包括：

第一获取单元，用于获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；

分割单元，用于对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；

-16-

生成单元, 用于在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线, 所述初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶;

确定单元, 用于通过预置的形态学蛇形曲线演化算法零所述初始闭合曲线的初始曲线函数;

5 第一演化单元, 用于根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化, 得到目标闭合曲线, 所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓;

填充单元, 用于对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充, 得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

9、根据权利要求 8 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置, 第一演化单元包括:

10 构建模块, 用于根据所述初始曲线函数构建能量函数, 所述能量函数包括内能量项和外能量项, 所述内能量项用于使得目标闭合曲线不断向内部紧缩且保持平滑, 所述外能量项用于保证目标闭合曲线紧缩到目标眼底病灶边缘时停止;

计算模块, 用于根据所述能量方程计算出边缘停止函数, 所述边缘停止函数用于表示初始闭合曲线的受力情况;

15 变形模块, 用于根据所述边缘停止函数对所述初始闭合曲线进行变形;

生成模块, 当所述边缘停止函数为零时, 用于生成目标闭合曲线。

10、根据权利要求 9 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置, 构建模块具体用于: 获取所述初始曲线函数上的控制点 v ;

20 确定所述控制点的弹性能量项和弯曲能量项, 所述弹性能量项为所述 v 的一阶导数的模, 所述弯曲能量项为所述 v 的二阶导数的模;

确定所述控制点的外能量项, 所述外部能量项为所述控制点所在位置的图像局部特征; 根据所述弹性能量项、所述弯曲能量项和所述外能量项构建能量函数, 能量函数的表达式为:

$$E_{\text{total}} = \int_s \left(\alpha \left| \frac{\partial v}{\partial s} \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right|^2 + E_{\text{ext}}(v(s)) \right) ds;$$

25 其中, $v(s) = [x(s), y(s)]$, $s \in [0, 1]$, $x(s)$ 和 $y(s)$ 分别表示每个控制点在图像中的坐标位置, s 是以傅里叶变换形式描述边界的自变量, v 表示初始曲线函数上的控制点, α 、 β 为常数。

11、根据权利要求 10 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置, 构建模块具体还用于: 将所述控制点的梯度算子作为所述图像局部特征;

30 根据所述梯度算子确定所述外部能量项的表达式: $E_{\text{ext}}(v(s)) = P(v(s)) = -|\nabla I(v)|^2$,

$\nabla I(v)$ 为所述梯度算子。

-17-

12、根据权利要求 8 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置，确定单元具体用于：
生成初始化水平集函数 $u(x, y)$ ，所述初始化水平集函数的表达式如下：

$$u(x, y) = \begin{cases} d[(x, y), C]; & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的外部} \\ -d[(x, y), C]; & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的内部} \end{cases}, \text{ 其中, } d[(x, y), C] \text{ 是点 } (x, y) \text{ 到曲线 } C \text{ 的最短有向距离};$$

5 根据所述初始化水平集函数生成初始闭合曲线方程：

$$\frac{du}{dt} = g(I) |\nabla u| \left(\operatorname{div} \left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) + v \right) + \nabla g(I) \nabla u, \text{ 其中, } u \text{ 为目标水平集函数, } \nabla \text{ 为梯度算子,}$$

div 为散度算子, v 为常数, $g(I)$ 为边缘停止函数;

根据所述初始闭合曲线方程计算得到所述预置的形态学蛇形曲线演化算法的零水平集函数 $\left\{ u(t) = \operatorname{div} \left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) \right\}$;

10 判断所述零水平集函数是否收敛;

若所述零水平集函数收敛，则确定所述零水平集函数为所述初始曲线函数。

13、根据权利要求 8-12 中任一所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置，基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置还包括：

第二获取单元，用于获取医生标注标准图像；

15 判断单元，用于将所述目标眼底病灶的病灶图像与所述医生标注标准图像进行对比，
判断所述目标眼底病灶的病灶图像是否符合要求；

输出单元，若所述目标眼底病灶的病灶图像符合要求，则用于将所述目标眼底病灶的病灶图像作为输出图像并输出。

14、根据权利要求 13 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置，所述基于眼底 OCT 影像的病灶提取装置还包括：

第二演化单元，若所述目标眼底病灶的病灶图像不符合要求，则用于重新对所述目标眼底病灶的病灶图像的轮廓曲线进行演化。

15、一种基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备，包括存储器、处理器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序，所述处理器执行所述计算机程序时实现如下
25 步骤：

获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像；

对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理，得到预处理的眼底 OCT 图像；

在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线，所述初始闭合曲线的内部包

括目标眼底病灶；

通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲线函数；

根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓；

5 对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充，得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

16、根据权利要求 15 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备，所述处理器执行所述计算机程序实现所述根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化，得到目标闭合曲线，所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓时，包括以下步骤：

10 根据所述初始曲线函数构建能量函数，所述能量函数包括内能量项和外能量项，所述内能量项用于使得目标闭合曲线不断向内部紧缩且保持平滑，所述外能量项用于保证目标闭合曲线紧缩到目标眼底病灶边缘时停止；

根据所述能量方程计算出边缘停止函数，所述边缘停止函数用于表示初始闭合曲线的受力情况；

15 根据所述边缘停止函数对所述初始闭合曲线进行变形；

当所述边缘停止函数为零时，生成目标闭合曲线。

17、根据权利要求 16 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备，所述处理器执行所述计算机程序实现所述根据所述初始曲线函数构建能量函数，所述能量函数包括内能量项和外能量项时，包括以下步骤：

20 获取所述初始曲线函数上的控制点 v ；

确定所述控制点的弹性能量项和弯曲能量项，所述弹性能量项为所述 v 的一阶导数的模，所述弯曲能量项为所述 v 的二阶导数的模；

确定所述控制点的外能量项，所述外部能量项为所述控制点所在位置的图像局部特征；

25 根据所述弹性能量项、所述弯曲能量项和所述外能量项构建能量函数，能量函数的表达式为：

$$E_{\text{total}} = \int_s \left(\alpha \left| \frac{\partial v}{\partial s} \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right|^2 + E_{\text{ext}}(v(s)) \right) ds;$$

其中， $v(s)=[x(s), y(s)]$ ， $s \in [0, 1]$ ， $x(s)$ 和 $y(s)$ 分别表示每个控制点在图像中的坐标位置，

s 是以傅里叶变换形式描述边界的自变量， v 表示初始曲线函数上的控制点， α 、 β 为常数。

18、根据权利要求 17 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备，所述处理器执行所述计算机程序实现所述确定所述控制点的外能量项，所述外部能量项为所述控制点所在位

30

- 19 -

置的图像局部特征时, 包括以下步骤:

将所述控制点的梯度算子作为所述图像局部特征;

根据所述梯度算子确定所述外部能量项的表达式: $E_{\text{ext}}(\mathbf{v}(s)) = P(\mathbf{v}(s)) = -|\nabla I(\mathbf{v})|^2$,

$\nabla I(\mathbf{v})$ 为所述梯度算子。

- 5 19、根据权利要求 15 所述的基于眼底 OCT 影像的病灶提取设备, 所述处理器执行所述计算机程序实现所述通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲线函数时, 包括以下步骤:

生成初始化水平集函数 $u(x, y)$, 所述初始化水平集函数的表达式如下:

$$u(x, y) = \begin{cases} d[(x, y), C]; & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的外部} \\ -d[(x, y), C]; & (x, y) \text{ 在封闭曲线 } C \text{ 的内部} \end{cases}, \text{ 其中, } d[(x, y), C] \text{ 是点 } (x, y) \text{ 到曲}$$

- 10 线 C 的最短有向距离;

根据所述初始化水平集函数生成初始闭合曲线方程:

$$\frac{du}{dt} = g(I)|\nabla u|(\text{div}(\frac{\nabla u}{|\nabla u|}) + v) + \nabla g(I)\nabla u, \text{ 其中, } u \text{ 为目标水平集函数, } \nabla \text{ 为梯度算子,}$$

div 为散度算子, v 为常数, $g(I)$ 为边缘停止函数;

根据所述初始闭合曲线方程计算得到所述预置的形态学蛇形曲线演化算法的零水平集

- 15 函数 $\left\{ u(t) = \text{div}(\frac{\nabla u}{|\nabla u|}) \right\};$

判断所述零水平集函数是否收敛;

若所述零水平集函数收敛, 则确定所述零水平集函数为所述初始曲线函数。

20、一种计算机可读存储介质, 所述计算机可读存储介质中存储有指令, 当所述指令在计算机上运行时, 使得计算机执行如下步骤:

- 20 获取原始眼底光学相干断层扫描技术 OCT 影像;

对所述原始眼底 OCT 影像进行分割预处理, 得到预处理的眼底 OCT 图像;

在所述预处理的眼底 OCT 图像中生成一个初始闭合曲线, 所述初始闭合曲线的内部包括目标眼底病灶;

通过预置的形态学蛇形曲线演化算法确定所述初始闭合曲线的初始曲线函数;

- 25 根据所述初始曲线函数对所述初始闭合曲线进行演化, 得到目标闭合曲线, 所述目标闭合曲线的目标曲线函数表示所述目标眼底病灶的轮廓;

对所述目标闭合曲线的内部进行凹槽填充, 得到所述目标眼底病灶的病灶图像。

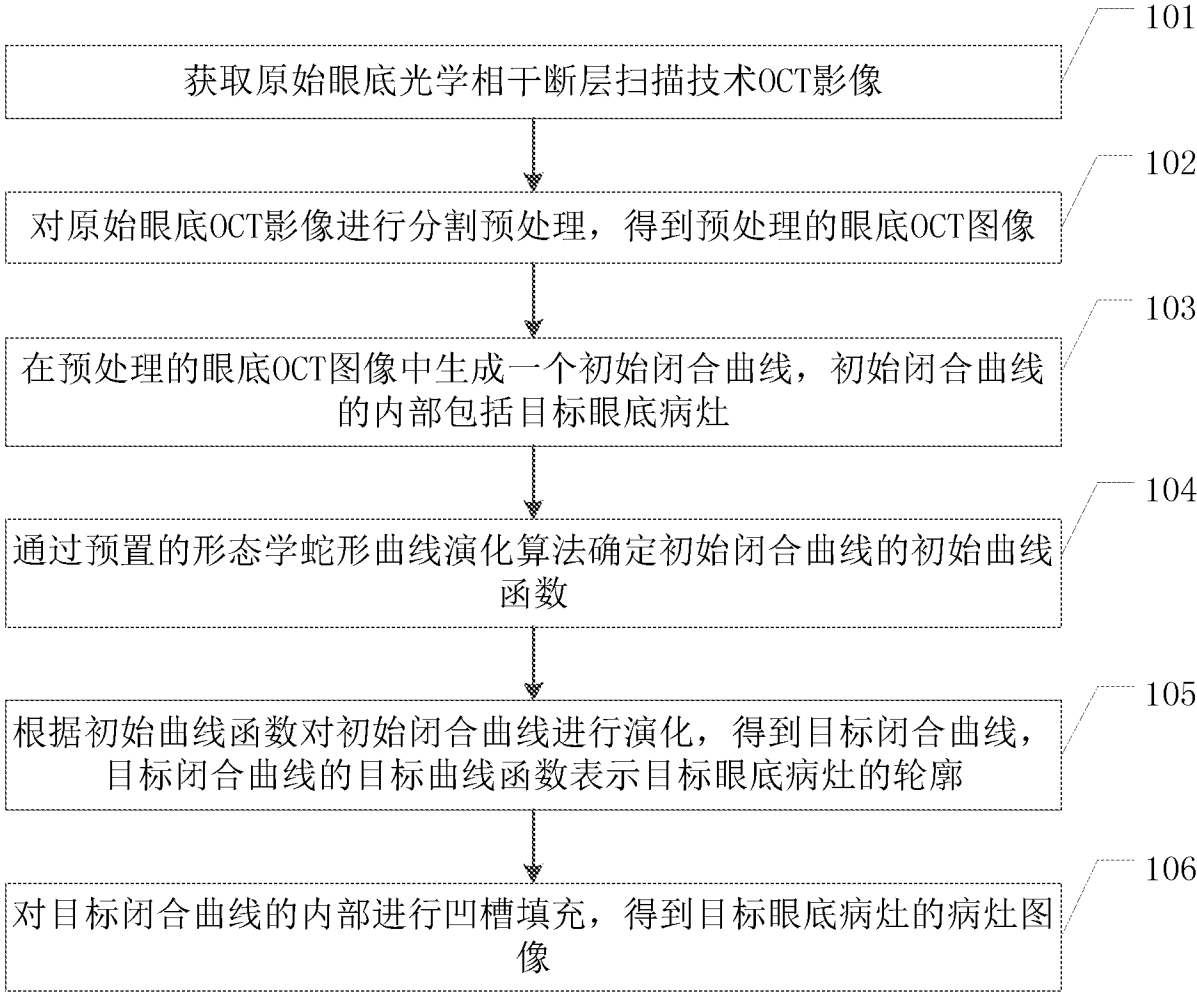


图 1

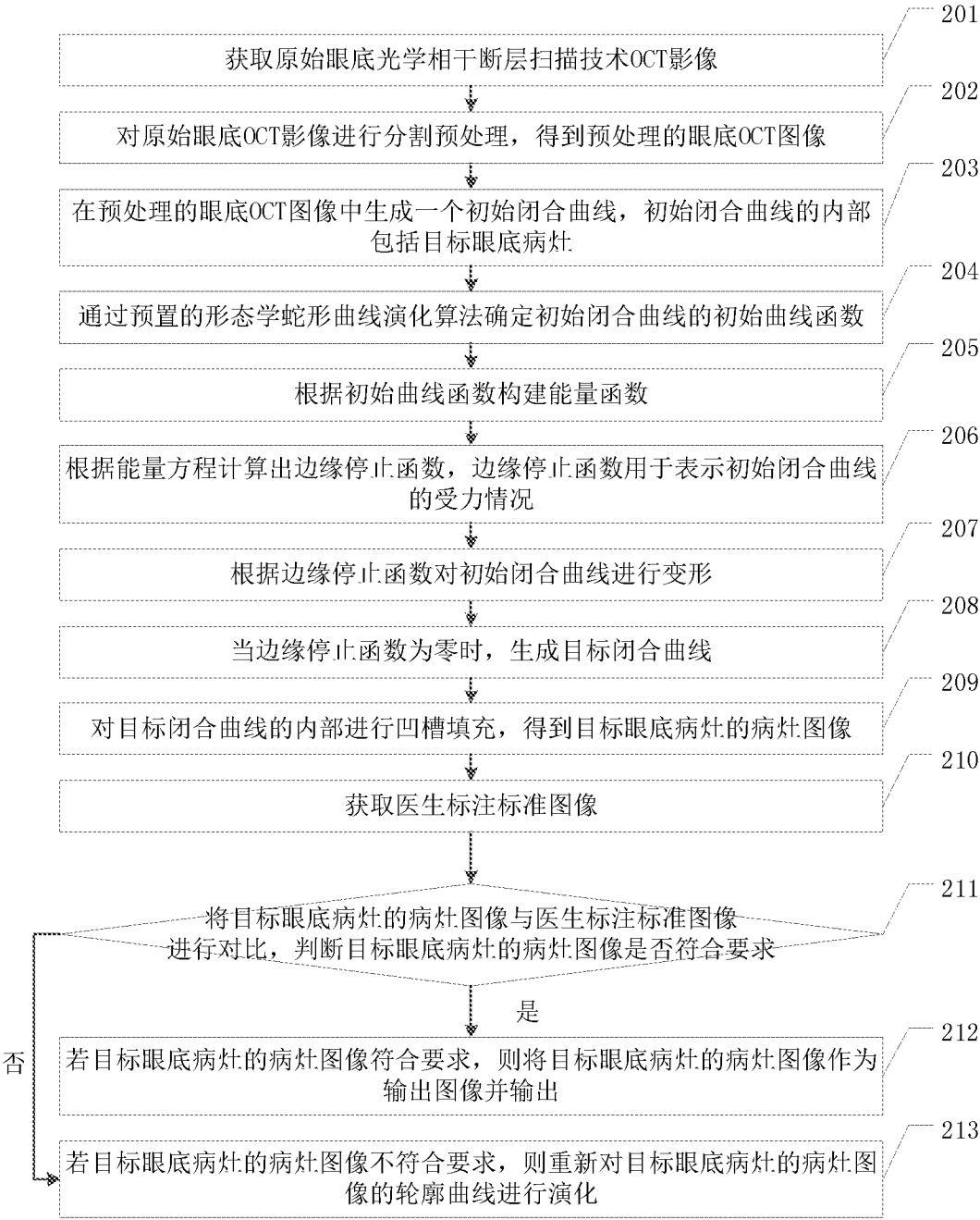


图 2

— 3/4 —

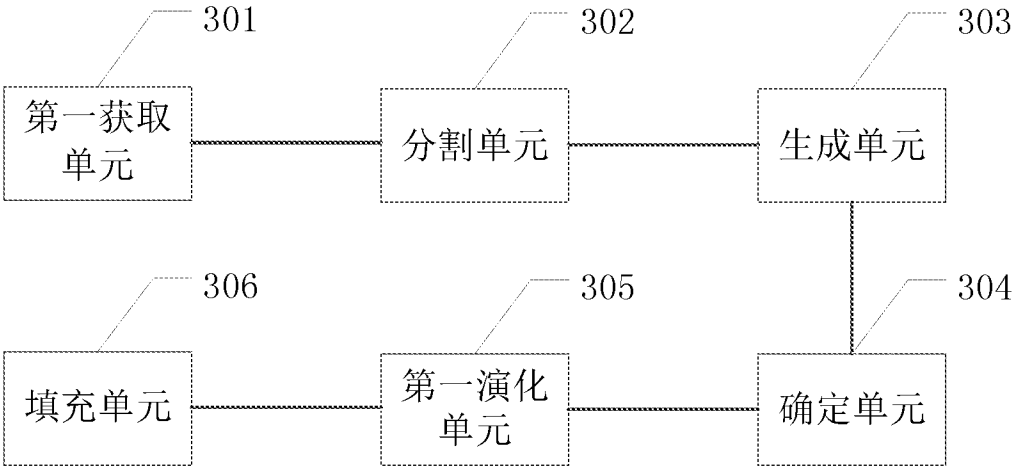


图 3

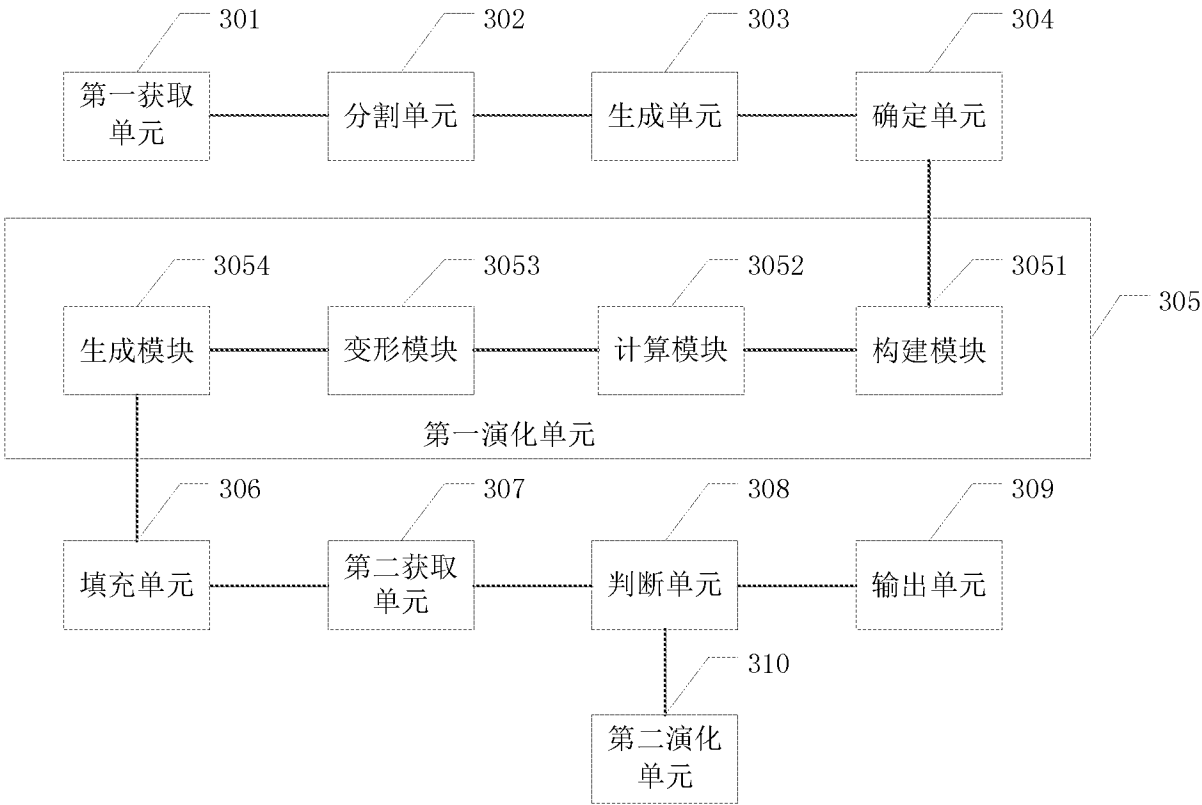


图 4

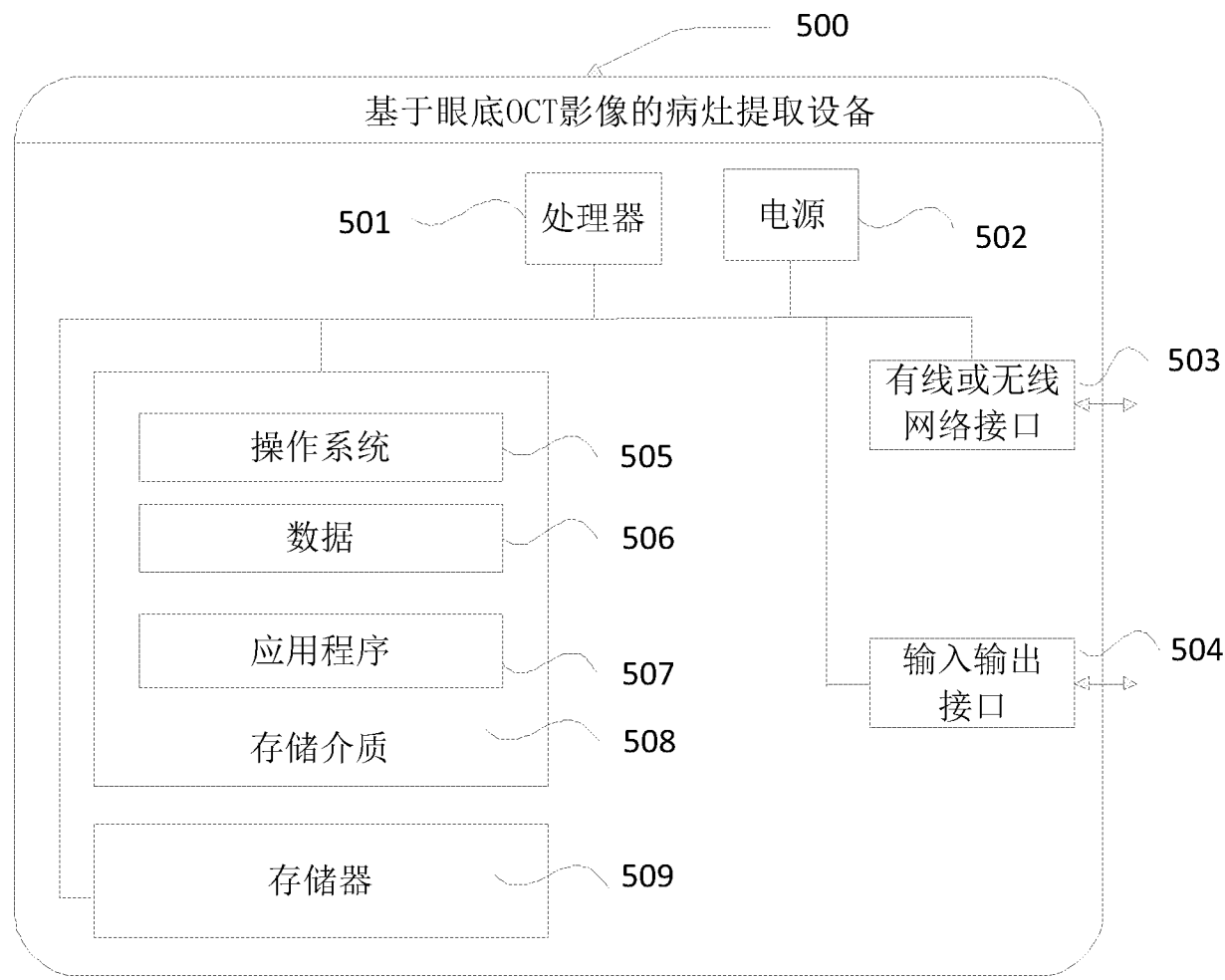


图 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/102545

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G06T 7/00(2017.01)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)

G06T7/-

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)

CNPAT, WPI, EPODOC, CNKI: 谢国彤, 吕彬, 高鹏, 王俊, 平安科技, 影像, 图像, 图形, 曲线, 演化, 推演, 计算, 模拟, imag+, graph, curve, evol+, calculat+, stimulat+, comput+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 103839248 A (BEIJING SAMSUNG COMMUNICATION TECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE et al.) 04 June 2014 (2014-06-04) description, paragraphs [0038]-[0080], and figures 1-5	1, 6-8, 13-15, 20
X	CN 106056576 A (HUAQIAO UNIVERSITY et al.) 26 October 2016 (2016-10-26) description, paragraphs [0053]-[0103]	1, 6-8, 13-15, 20
A	CN 104732213 A (SUN YAT-SEN UNIVERSITY) 24 June 2015 (2015-06-24) entire document	1-20
A	CN 104867151 A (SHENYANG THE FOURTH HOSPITAL OF PEOPLE) 26 August 2015 (2015-08-26) entire document	1-20
A	CN 107481252 A (SHANGHAI SHULI INTELLIGENT TECHNOLOGY CO., LTD.) 15 December 2017 (2017-12-15) entire document	1-20
A	CN 102306373 A (SHENZHEN XUNDONG DIGITAL MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY CO.,LTD.) 04 January 2012 (2012-01-04) entire document	1-20



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“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)

“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

“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

“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

“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

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 February 2020

Date of mailing of the international search report

23 March 2020

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/102545

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2013251230 A1 (LEE, Beng Hai et al.) 26 September 2013 (2013-09-26) entire document	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2019/102545

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	103839248	A	04 June 2014	CN	103839248	B	27 March 2018
CN	106056576	A	26 October 2016	CN	106056576	B	21 May 2019
CN	104732213	A	24 June 2015	CN	104732213	B	20 April 2018
CN	104867151	A	26 August 2015	CN	104867151	B	04 May 2018
CN	107481252	A	15 December 2017	None			
CN	102306373	A	04 January 2012	None			
US	2013251230	A1	26 September 2013	US	8958621	B2	17 February 2015
				SG	187675	A1	28 March 2013
				WO	2012018303	A1	09 February 2012

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2019/102545

A. 主题的分类

G06T 7/00 (2017.01) 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)

G06T7/-

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))

CNPAT, WPI, EPDOC, CNKI: 谢国彤, 吕彬, 高鹏, 王俊, 平安科技, 影像, 图像, 图形, 曲线, 演化, 推演, 计算, 模拟, imag+, graph, curve, evol+, calculat+, stimulat+, comput+

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 103839248 A (北京三星通信技术研究有限公司 等) 2014年 6月 4日 (2014 - 06 - 04) 说明书第[0038]-[0080]段、图1-5	1, 6-8, 13-15, 20
X	CN 106056576 A (华侨大学 等) 2016年 10月 26日 (2016 - 10 - 26) 说明书第[0053]-[0103]段	1, 6-8, 13-15, 20
A	CN 104732213 A (中山大学) 2015年 6月 24日 (2015 - 06 - 24) 全文	1-20
A	CN 104867151 A (沈阳市第四人民医院) 2015年 8月 26日 (2015 - 08 - 26) 全文	1-20
A	CN 107481252 A (上海术理智能科技有限公司) 2017年 12月 15日 (2017 - 12 - 15) 全文	1-20
A	CN 102306373 A (深圳市旭东数字医学影像技术有限公司) 2012年 1月 4日 (2012 - 01 - 04) 全文	1-20
A	US 2013251230 A1 (LEE, Beng Hai等) 2013年 9月 26日 (2013 - 09 - 26) 全文	1-20

☐ 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

2020年 2月 17日

国际检索报告邮寄日期

2020年 3月 23日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中国国家知识产权局(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

授权官员

孙玉晗

电话号码 86-(10)-53962497

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2019/102545

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	103839248	A	2014年 6月 4日	CN 103839248 B	2018年 3月 27日
CN	106056576	A	2016年 10月 26日	CN 106056576 B	2019年 5月 21日
CN	104732213	A	2015年 6月 24日	CN 104732213 B	2018年 4月 20日
CN	104867151	A	2015年 8月 26日	CN 104867151 B	2018年 5月 4日
CN	107481252	A	2017年 12月 15日	无	
CN	102306373	A	2012年 1月 4日	无	
US	2013251230	A1	2013年 9月 26日	US 8958621 B2	2015年 2月 17日
				SG 187675 A1	2013年 3月 28日
				WO 2012018303 A1	2012年 2月 9日