

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102903115 A

(43) 申请公布日 2013.01.30

(21) 申请号 201210387404.1

(22) 申请日 2012.10.12

(71) 申请人 中国科学院深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学  
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 吴剑煌 李艳丽 周寿军 马忻

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理  
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 7/60 (2006.01)

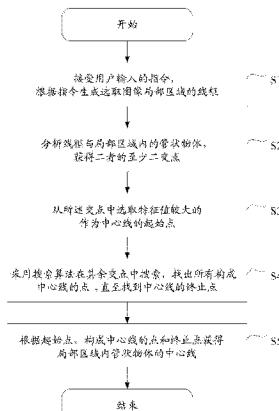
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 7 页

(54) 发明名称

一种管状物体中心线的提取方法

(57) 摘要

本发明提出一种管状物体中心线的提取方法，包括步骤：S1：接受用户输入的指令，根据指令生成选取图像局部区域的线框；S2：分析线框与局部区域内的管状物体，获得二者的至少二交点；S3：从交点中选取特征值较大的作为中心线的起始点；S4：采用搜索算法在其余交点中搜索，找出所有构成中心线的点，直至找到中心线的终止点；S5：根据起始点、构成中心线的点和终止点获得局部区域内管状物体的中心线。本发明根据用户给出的线框选取图像的局部区域，根据线框与局部区域中的一段管状物体的交点提取中心线，无需依赖用户人工指定中心线起始点，避免因指定起始点存在误差而导致提取中心线不准确的问题。



1. 一种管状物体中心线的提取方法,包括步骤:

S1:接受用户输入的指令,根据指令生成选取图像局部区域的线框;

S2:分析线框与局部区域内的管状物体,获得二者的至少二交点;

S3:从所述交点中选取特征值较大的作为中心线的起始点;

S4:采用搜索算法在其余交点中搜索,找出所有构成中心线的点,直至找到中心线的终止点;

S5:根据起始点、构成中心线的点和终止点获得局部区域内管状物体的中心线。

2. 如权利要求1所述的一种管状物体中心线的提取方法,其特征在于,还包括:

S01:原始图像与高斯函数做卷积;

S02:对步骤S01处理后的图像进行Hessian矩阵滤波,获得增强图像。

3. 如权利要求2所述的一种管状物体中心线的提取方法,其特征在于,所述步骤S0还包括:

S03:对步骤S02处理后的图像进行计算分析得到特征向量和特征值;

S04:选取最大的特征值,获得特征图。

4. 如权利要求3所述的一种管状物体中心线的提取方法,其特征在于,所述步骤S0还包括:

S05:对特征图进行二值化;

S06:采用快速并行细化算法对步骤S05处理后的二值图像进行细化,获得管状物体特征信息;

S07:将管状物体参考信息及特征图输出给用户。

5. 如权利要求1至4任意一项所述的一种管状物体中心线的提取方法,其特征在于,所述步骤S1包括:

S11:向用户提供交互界面及交互工具,供用户根据管状物体特征信息从特征图中划定选取图像局部区域的线框;

S12:接收用户的指令,根据指令生成选取图像局部区域的线框。

6. 如权利要求5所述的一种管状物体中心线的提取方法,其特征在于,所述选取图像局部区域的线框为由至少一直线和/或曲线组成的封闭线框,所述线框与管状物体有至少二交点。

7. 如权利要求6所述的一种管状物体中心线的提取方法,其特征在于:

所述管状物体为血管,所述原始图像为血管的造影图像,所述管状物体参考信息为血管骨架;

所述步骤S0包括:

S011:原始图像与高斯函数做卷积  $I_\sigma$ ;

S021:对步骤S11处理后的图像进行Hessian矩阵滤波,其中点  $p_0$  处尺度为  $\sigma$  的Hessian矩阵  $H(p_0, \sigma)$  为  $H(p_0, \sigma) = \sigma^2 * \{-\partial^2 G(x, y; \sigma)\} \otimes I_\sigma$ , 其中  $\sigma^2$  为归一化参数,  $\otimes$  为卷积,  $\partial^2 G(x, y; \sigma)$  为尺度为  $\sigma$  的高斯核函数,  $I_\sigma$  表示原图与高斯核函数的卷积,  $I_0$  为原始图像:

$$G(x, y; \sigma) = (1/\sqrt{2\pi\sigma^2}) \exp(-(x^2 + y^2)/2\sigma^2)$$

$$I_\sigma(x, y; \sigma) = I_0(x, y) \otimes G(x, y; \sigma);$$

S031 :对步骤 S021 处理后的图像进行计算分析得到特征向量和特征值, 定义  $e_1, e_2$  为 Hessian 矩阵的二特征向量, 相对应的特征值分别为  $\lambda_1, \lambda_2$ ; 定义点  $p_0$  在尺度为  $\sigma$  下的血管函数  $f(p_0, \sigma)$  ;

S041 :在所有  $\sigma$  中选出一响应值最大的  $f(p_0)$  定义为特征图, 特征图中每一点处的值为特征值, 越靠近中心线的点特征值越大 :

$$f(p_0, \sigma) = \begin{cases} \lambda_1 & \text{if } |\lambda_1| > \sigma^2 / 4 \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

$$f(p_0) = \max_{\sigma_{\min} < \sigma < \sigma_{\max}} f(p_0, \sigma) / \exp(\sqrt{2\sigma}).$$

8. 如权利要求 7 所述的一种管状物体中心线的提取方法, 其特征在于 :所述步骤 S2 是分析线框与局部区域内的血管骨架, 获得矩形与血管骨架的至少二交点 ;

所述步骤 S3 是从所述至少二交点中选取特征值最大的作为中心线的起始点 ;

所述步骤 S4 是采用搜索算法在其余交点中搜索, 依次找出构成中心线的点, 直至完成对所有交点的搜索, 最后找到的构成中心线的点作为的终止点 ;

所述步骤 S5 是从终止点经所述步骤 S4 找到的构成中心线的点回溯到起始点, 所述终点、构成中心线的点和起始点依次组成的路径即为局部区域内一段血管的中心线。

9. 如权利要求 8 所述的一种管状物体中心线的提取方法, 其特征在于, 所述步骤 S3 还包括 :

S32 :根据特征图计算能量函数  $F = \text{Max}((\text{Max}(f) - f(p_{i,j})), 0.001)$ , 其中  $\text{Max}(f)$  为特征图中最大的特征值,  $f(i, j)$  为点  $(i, j)$  处的特征值。

10. 如权利要求 8 任意一项所述的一种管状物体中心线的提取方法, 其特征在于 :

所述步骤 S4 采用贪婪算法, 仅搜索在血管区域内的点, 对不在血管区域内的点标记为不可达点。

## 一种管状物体中心线的提取方法

### 【技术领域】

[0001] 本发明涉及数字图像处理技术领域,特别涉及一种管状物体中心线的提取方法。

### 【背景技术】

[0002] 随着现代科学技术的发展与进步,医学影像技术的应用越来越广泛,得到越来越多医生的青睐也被越来越多的患者所接受。造影图像常被医生用于临床疾病的诊断及治疗方案制定的参考,由于受医生主观因素的影响与制约,仅靠医生的临床经验和视觉上来对造影图像进行分析与判断是不够的。利用计算机的高效性与精准性来对造影图像进行量化分析成了必然趋势。在临幊上,医生希望通过分析即可能存在病变的血管段,得出量化的分析结果,比如分析判断该血管段是否有病变、病变的程度以及病变的位置等,得到这些分析结果的一个重要前提就是准确的提取出血管的中心线。血管中心线可用于计算血管直径,对血管疾病进行诊断,根据半径信息定位出病变的位置,计算出病变的程度,从而确定相应的治疗手段;还可用于血管段或血管树的三维重建及介入手术的导航路径。血管是管状物体的一种,很多对于管状物体的研究都可以移植到血管造影图像中应用,目前对管状物体中心线提取技术的方案主要有以下几种:

[0003] 利用重采样和快速行进算法提取血管中心线,通过在重采样图像上交互式地确定血管中心线的起始点、路径点和终止点,利用快速行进算法(FastMarching)计算经过路径点的起始点和终止点之间的最短路径,然后把血管中心线最短路径变换到原始图像上进行修正,获取最终的中心线。该方案不能直接得到最终中心线,而是要对得到的中心线结合原图进行修正,才能得到精确的结果,修正过程繁琐。

[0004] 另有一种基于模板匹配的高分辨率遥感影像道路中心线检测的方法,首先对图像进行增强,在增强后图像中的道路中心线上手动选取一个种子点,以初始种子点为中心新建一个初始模板窗,初始模板窗沿道路方向得到目标窗,对目标窗进行移位得到若干目标窗,使用相似性准则,找出与初始模板窗特征最相似的目标窗,以目标窗的中心点为新的种子点,用目标窗更新初始模板窗,进行迭代,直到图像中道路搜索完毕。这种方案得到的中心线位置受起始点选取的影响,如果初始种子点未能选在中心线上,则得到的中心线位置将有偏离。

[0005] 还有一种改进的高分辨率城区遥感图像中道路中心线的半自动检测方法,首先用人工交互的方式选择种子点和初始方向点,对起始点校正之后利用跟踪算法提取道路中心线上的各个种子点,最后用搜索到的种子点标记中心线,并连接成道路网络。

[0006] 上述几种现有技术都需要用户在目标物体上指定中心线的起始点,由于图像中管状物体占整幅图像的比例比较小,有时候目标物体与背景的对比度低,图像中存在噪声等问题,使目标物体不容易用眼睛直接辨别出,这些都可能使用户指定的目标物体上的起始点存在误差,使起始点位于非目标物体上或者偏离中心线,致使提取的中心线不准确。

### 【发明内容】

[0007] 基于此,本发明提出一种管状物体中心线的提取方法,包括步骤 S1 :接受用户输入的指令,根据指令生成选取图像局部区域的线框 ;S2 :分析线框与局部区域内的管状物体,获得二者的至少二交点 ;S3 :从交点中选取特征值较大的作为中心线的起始点 ;S4 :采用搜索算法在其余交点中搜索,找出所有构成中心线的点,直至找到中心线的终止点 ;S5 :根据起始点、构成中心线的点和终止点获得局部区域内管状物体的中心线。

[0008] 在其中一个实施例中,上述管状物体中心线的提取方法还包括 S01 :原始图像与高斯函数做卷积 ;S02 :对步骤 S01 处理后的图像进行 Hessian 矩阵滤波,获得增强图像。

[0009] 在其中一个实施例中,上述步骤 S0 还包括 S03 :对步骤 S02 处理后的图像进行计算分析得到特征向量和特征值 ;S04 :选取最大的特征值,获得特征图。

[0010] 在其中一个实施例中,上述步骤 S0 还包括 S05 :对特征图进行二值化 ;S06 :采用快速并行细化算法对步骤 S05 处理后的二值图像进行细化,获得管状物体特征信息 ;S07 :将管状物体参考信息及特征图输出给用户。

[0011] 在其中一个实施例中,上述步骤 S1 包括 S11 :向用户提供交互界面及交互工具,供用户根据管状物体特征信息从特征图中划定选取图像局部区域的线框 ;S12 :接收用户的指令,根据指令生成选取图像局部区域的线框。

[0012] 在其中一个实施例中,上述选取图像局部区域的线框为由至少一直线和 / 或曲线组成的封闭线框,线框与管状物体有至少二交点。

[0013] 在其中一个实施例中,上述管状物体为血管,原始图像为血管的造影图像,管状物体参考信息为血管骨架 ;步骤 S0 包括 S011 :原始图像与高斯函数做卷积  $I_\sigma$  ;S021 :对步骤 S11 处理后的图像进行 Hessian 矩阵滤波,其中点  $p_0$  处尺度为  $\sigma$  的 Hessian 矩阵  $H(p_0, \sigma)$  为  $H(p_0, \sigma) = \sigma^2 * [-\partial^2 G(x, y; \sigma)] \otimes I_\sigma$ ,其中  $\sigma^2$  为归一化参数,  $\otimes$  为卷积,  $\partial^2 G(x, y; \sigma)$  为尺度为  $\sigma$  的高斯核函数,  $I_\sigma$  表示原图与高斯核函数的卷积,  $I_0$  为原始图像 :

$$[0014] G(x, y; \sigma) = (1/\sqrt{2\pi\sigma^2}) \exp(-(x^2 + y^2)/2\sigma^2)$$

$$[0015] I_\sigma(x, y; \sigma) = I_0(x, y) \otimes G(x, y; \sigma);$$

[0016] S031 :对步骤 S021 处理后的图像进行计算分析得到特征向量和特征值,定义  $e_1, e_2$  为 Hessian 矩阵的二特征向量,相对应的特征值分别为  $\lambda_1, \lambda_2$ ;定义点  $p_0$  在尺度为  $\sigma$  下的血管函数  $f(p_0, \sigma)$  ;S041 :在所有  $\sigma$  中选出一响应值最大的  $f(p_0)$  定义为特征图,特征图中每一点处的值为特征值,越靠近中心线的点特征值越大 :

$$[0017] f(p_0, \sigma) = \begin{cases} \lambda_1 & \text{if } |\lambda_1| > \sigma^2/4 \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

$$[0018] f(p_0) = \max_{\sigma_{min} < \sigma < \sigma_{max}} f(p_0, \sigma) / \exp(\sqrt{2\sigma}).$$

[0019] 在其中一个实施例中,上述步骤 S2 是分析线框与局部区域内的血管骨架,获得矩形与血管骨架的至少二交点 ;步骤 S3 是从至少二交点中选取特征值最大的作为中心线的起始点 ;步骤 S4 是采用搜索算法在其余交点中搜索,依次找出构成中心线的点,直至完成对所有交点的搜索,最后找到的构成中心线的点作为的终止点 ;步骤 S5 是从终止点经步骤 S4 找到的构成中心线的点回溯到起始点,终止点、构成中心线的点和起始点依次组成的路径即为局部区域内一段血管的中心线。

[0020] 在其中一个实施例中，上述步骤 S3 还包括 S32：根据特征图计算能量函数  $F = \text{Max}((\text{Max}(f) - f(p_{i,j})), 0.001)$ ，其中  $\text{Max}(f)$  为特征图中最大的特征值， $f(i, j)$  为点  $(i, j)$  处的特征值。

[0021] 在其中一个实施例中，上述步骤 S4 采用贪婪算法，仅搜索在血管区域内的点，对不在血管区域内的点标记为不可达点。

[0022] 本发明可以实现准确、高效的提取管状物体的中心线，不需要结合原图进行修正。本发明根据用户给出的线框选取图像的局部区域，根据线框与局部区域中的一段管状物体的交点提取中心线，无需依赖用户人工指定中心线起始点，避免了因指定起始点存在误差而导致提取中心线不准确的问题。

## 【附图说明】

[0023] 图 1 为本发明一实施例的基本流程示意图；

[0024] 图 2 为本发明一实施例的多尺度滤波增强的技术方案框架示意图；

[0025] 图 3 为本发明一实施例详细流程示意图；

[0026] 图 4 为本发明一实施例的管状物体增强后的形态特征示意图；

[0027] 图 5 为本发明一实施例的技术方案总体框架示意图；

[0028] 图 6 为本发明一实施例的线框与血管骨架交点示意图；

[0029] 图 7 为本发明一实施例的中心线的对比结果示意图。

## 【具体实施方式】

[0030] 本发明提出的中心线提取方法是获取用户划定的矩形框，根据用户划定的线框与管状物体之间的交点，将交点设定为后续处理的起始点提取管状物体的中心线。

[0031] 本发明一实施例的流程示意图如图 1 所示，包括步骤：

[0032] S1：接受用户输入的指令，根据指令生成选取图像局部区域的线框；

[0033] S2：分析线框与局部区域内的管状物体，获得二者的至少二交点；

[0034] S3：从交点中选取特征值较大的作为中心线的起始点；

[0035] S4：用搜索算法在其余交点中搜索，找出所有构成中心线的点，直至找到中心线的终止点；

[0036] S5：根据起始点、构成中心线的点和终止点获得局部区域内管状物体的中心线。

[0037] 参照图 2 示出的基于多尺度滤波的增强流程示意图和图 3 示出的详细流程示意图，本发明提出一实施例，基于多尺度滤波对原始图像进行增强预处理。基于上述实施例，本实施例的一种管状物体中心线的提取方法，还包括：

[0038] S01：原始图像与高斯函数做卷积；

[0039] S02：对步骤 S01 处理后的图像进行 Hessian 矩阵滤波，获得增强图像。

[0040] 进而步骤 S0 还包括：

[0041] S03：对步骤 S02 处理后的图像进行计算分析得到特征向量和特征值；

[0042] S04：选取最大的特征值，获得特征图。

[0043] 为便于用户划定线框，本发明还对增强预处理后的图像进行二值化及细化处理，即步骤 S0 还包括：

[0044] S05 : 对特征图进行二值化 ;  
 [0045] S06 : 采用快速并行细化算法 (Zhang 算法) 对步骤 S05 处理后的二值图像进行细化, 获得管状物体特征信息 ;

[0046] S07 : 将管状物体参考信息及特征图输出给用户 ,  
 [0047] 具体来说, 设点  $p_0$  处尺度为  $\sigma$  的 Hessian 矩阵  $(p_0, \sigma)$ , 用下式表示 :

$$[0048] H(p_0, \sigma) = \sigma^2 * \{-\partial^2 G(x, y; \sigma)\} \otimes I_\sigma$$

[0049] 其中  $\sigma^2$  为归一化参数,  $\otimes$  为卷积,  $\partial^2 G(x, y; \sigma)$  为尺度为  $\sigma$  的高斯核函数,  $I_\sigma$  表示原图与高斯核函数的卷积,  $I_0$  为原始图像 :

$$[0050] G(x, y; \sigma) = (1 / \sqrt{2\pi\sigma^2}) \exp(-(x^2 + y^2) / 2\sigma^2)$$

$$[0051] I_\sigma(x, y; \sigma) = I_0(x, y) \otimes G(x, y; \sigma).$$

[0052] 定义  $e_1, e_2$  为 Hessian 矩阵的二特征向量, 相对应的特征值分别为  $\lambda_1, \lambda_2$ 。由管状物体的特性我们可以得出  $e_1$  的方向沿着管状物体的方向, 并且  $|\lambda_1| > |\lambda_2|$ 。越接近管状物体中心线的地方,  $|\lambda_1|$  值越大 ; 在管状物体的边缘处其二阶导数值为零, 对应的  $|\lambda_1|$  比管状物体内部区域的  $|\lambda_1|$  小, 故可以取一阈值将边界与内部区域分离。综合以上分析定义点  $p_0$  在尺度为  $\sigma$  下的血管函数  $f(p_0, \sigma)$  来增强管状物体图像, 然后在所有  $\sigma$  中选出一响应值最大的  $f(p_0)$ ,  $f(p_0)$  定义为特征图, 特征图中每一点处的值被称为特征值, 并且越靠近中心线的点特征值越大 :

$$[0053] f(p_0, \sigma) = \begin{cases} \lambda_1 & \text{if } |\lambda_1| > \sigma^2/4 \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

$$[0054] f(p_0) = \max_{\sigma_{min} < \sigma < \sigma_{max}} f(p_0, \sigma) / \exp(\sqrt{2\sigma}).$$

[0055] 图 4 示出管状物体增强后的形态特征示意图, 即  $f(p)$  的形态特征图, 其中  $a$  处为中心线上点的特征值, 其绝对值最大, 越靠近边缘的地方特征值越小, 边缘处几乎为 0。

[0056] 本发明还提出一实施例, 接受用户输入的指令生成线框是通过图形化交互界面实现的。本实施例向用户提供参数设定和绘制线框两种不同的交互工具, 供用户输入形成线框的指令。具体来说, 步骤 S1 包括 :

[0057] S11 : 向用户提供交互界面及交互工具, 供用户根据管状物体特征信息从特征图中划定选取图像局部区域的线框 ;

[0058] S12 : 接收用户的指令, 根据指令生成选取图像局部区域的线框。

[0059] 上述选取图像局部区域的线框为由至少一直线和 / 或曲线组成的封闭线框, 可以是矩形、方形、圆形、椭圆形、多边形等任意形状, 线框与管状物体有至少二交点。

[0060] 综上, 本发明技术方案总体框架示意图如图 5 所示, 具体说明参照上述实施例, 故不赘述。

[0061] 本发明提出一实施例, 根据血管的造影图像提取血管的中心线。管状物体为血管, 原始图像为血管的造影图像, 管状物体参考信息为血管骨架。在前述实施例的基础上, 获取用户划定的线框后, 根据线框与细化的血管骨架之间的交点, 将交点设定为后续处理的起始点, 使用贪婪算法来提取线框内一段血管的中心线。本实施例步骤 S0 包括 :

[0062] S011 : 原始图像与高斯函数做卷积  $I_\sigma$  ;

[0063] S021 : 对步骤 S11 处理后的图像进行 Hessian 矩阵滤波, 其中点  $p_0$  处尺度为  $\sigma$  的

Hessian 矩阵  $H(p_0, \sigma) = \sigma^2 * \{-\partial^2 G(x, y; \sigma)\} \otimes I_\sigma$ , 其中  $\sigma$  为归一化参数,  $\otimes$  为卷积,  $\partial^2 G(x, y; \sigma)$  为尺度为  $\sigma$  的高斯核函数,  $I_\sigma$  表示原图与高斯核函数的卷积,  $I_0$  为原始图像:

$$[0064] \quad G(x, y; \sigma) = (1/\sqrt{2\pi\sigma^2}) \exp(-(x^2 + y^2)/2\sigma^2)$$

$$[0065] \quad I_\sigma(x, y; \sigma) = I_0(x, y) \otimes G(x, y; \sigma).$$

[0066] S031 : 对步骤 S021 处理后的图像进行计算分析得到特征向量和特征值, 定义  $e_1, e_2$  为 Hessian 矩阵的二特征向量, 相对应的特征值分别为  $\lambda_1, \lambda_2$ ; 定义点  $p_0$  在尺度为  $\sigma$  下的血管函数  $f(p_0, \sigma)$ ;

[0067] S041 : 在所有  $\sigma$  中选出一响应值最大的  $f(p_0)$  定义为特征图, 特征图中每一点处的值被称为特征值, 越靠近中心线的点特征值越大:

$$[0068] \quad f(p_0, \sigma) = \begin{cases} \lambda_1 & \text{if } |\lambda_1| > \sigma^2/4 \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

$$[0069] \quad f(p_0) = \max_{\sigma_{min} < \sigma < \sigma_{max}} f(p_0, \sigma) / \exp(\sqrt{2}\sigma).$$

[0070] 本发明进一步提出对于血管造影图像提取中心线的方法, 本实施例的步骤 S2 是分析线框与局部区域内的血管骨架, 获得矩形与血管骨架的至少二交点; 步骤 S3 是从至少二交点中选取特征值最大的作为中心线的起始点; 步骤 S4 是采用搜索算法在其余交点中搜索, 依次找出构成中心线的点, 直至完成对所有交点的搜索, 最后找到的构成中心线的点作为中心线的终止点; 步骤 S5 是从终止点经步骤 S4 找到的构成中心线的点回溯到起始点, 终止点、构成中心线的点和起始点依次组成的路径即为局部区域内一段血管的中心线。图 6 示出线框与血管骨架交点示意图, 虚线框 F 为用户手动框出的线框, 点 P1 表示起始点, P2 点为终止点。

[0071] 步骤 S3 还包括:

[0072] S32 : 根据特征图计算能量函数, 中心线提取的能量函数  $F$  定义如下:

[0073]  $F = \text{Max}((\text{Max}(f) - f(p_{i,j})), 0.001)$ , 其中  $\text{Max}(f)$  为特征图中最大的特征值,  $f(i, j)$  为点  $(i, j)$  处的特征值; 将最大响应与特征值做差, 那么越接近中心线的点其特征值越大, 故差越小。将差与 0.001 之间取最大值是为了避免差为 0 的情况。

[0074] 从起始点到终止点搜索过程所采用的更新函数, 则使用了贪婪算法的思想。步骤 S41 采用贪婪算法, 仅搜索在血管区域内的点, 对不在血管区域内的点标记为不可达点。中心点  $(i, j)$  处的能量值比点  $(i-1, j)$  和点  $(i+1, j)$  处的能量值小, 即四邻域点中有最小能量值的点即为中心线上的点, 所以在搜索的过程中只需要考虑局部最优, 就可以得到整体最优解。

[0075] 步骤 S4 实现中心线提取的详细流程包括步骤:

[0076] S401 : 初始化, 初始化  $\text{Alive}$  点集合, 令其为空; 初始化  $\text{NarrowBand}$  点集合, 令  $\text{NarrowBand} = \{(i_0, j_0)\}$ ,  $(i_0, j_0)$  为起始点, 且  $u_{i_0, j_0} = 0$ ; 初始化  $\text{FarAway}$  点集合, 令该集合  $= \{(i, j) | (i, j) \neq (i_0, j_0)\}$ , 并且令  $u_{i_0, j_0} = \infty$ 。

[0077] S402 : 开始循环,  $u$  为  $\text{NarrowBand}$  中的最小值, 将值为  $u$  的点记为  $(i_{min}, j_{min})$ ;

[0078] S403 : 将点  $(i_{min}, j_{min})$  加入到  $\text{Alive}$  点集中, 将其在  $\text{NarrowBand}$  中删除;

[0079] S404 : 判断点  $(i_{min}, j_{min})$  的四邻域点

- [0080]  $(i_{\min}-1, j_{\min}), (i_{\min}+1, j_{\min}), (i_{\min}, j_{\min}-1), (i_{\min}, j_{\min}+1)$
- [0081] 是否在 NarrowBand 点集中或在 FarAway 点集中,若是则将该邻域点标记为临近点;
- [0082] S405 :判断临近点是 FarAway 中的点,若是则将点在 FarAway 中删除,然后添加到 NarrowBand 集合中;
- [0083] S406 :计算每一临近点  $(i, j)$  的  $u_{ij}$  值, 规则为:
- [0084] 令  $F=\max(\max(f(p)) - f(p_{i,j}), 0.001)$ ;
- [0085] Let  $u_{i,j}=F$ ;
- [0086] S407 :如果找到终止点则停止搜索,如果未找到则返回循环执行 S402。
- [0087] S408 :从终止点回溯到起始点,终止点、构成中心线的点和起始点依次组成的路径即为局部区域内一段血管的中心线。
- [0088] 上述步骤 S41 采用贪婪算法,仅搜索在血管区域内的点,对不在血管区域内的点用此算法将搜索不到,最后将这些交点标记为不可达点,不影响提取中心线的结果。
- [0089] 本发明基于多尺度滤波和贪婪算法来提取管状物体中心线,与用户交互供其指定局部区域,将线框与血管骨架的交点作为起始点,得到至少有二起始点在血管上。选取特征值较大的那一点作为起始点,其余的点标记为终止点;然后结合得到的特征图给出中心线提取部分的能量函数,并且在搜索前进的过程中应用贪婪算法的思想,避免了不在血管上的终止点响提取中心线的结果。
- [0090] 本发明使用中心线参数已知的多种仿真数据和带有标准中心线的真实数据进行实验,实验结果表明我们的发明可行并且具有显著的进步,取得良好效果。我们将提取得到的中心线同已知的中心线进行对比,两条线几乎是重合的,提取的中心线准确度高。图 7 显示了中心线的对比结果示意图,a 是带中心线的仿真数据,b 是提取到中心线的仿真数据;c 是两种中心线位置的对比结果;d 是用造影图像得到的中心线结果图,其中虚线框 F 为用户手动框出的线框,点 P1 表示起始点, P2 点为终止点, CL 为中心线。
- [0091] 本发明还提出,可在提取中心线的同时提取管状物体的半径信息,方便对血管进行量化分析如病变检测等。本发明还可应用于遥感图像中道路等管状、长条状物体的检测;还可用于拓扑结构上是管状结构的物体的中心线提取。
- [0092] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序控制相关的硬件来完成的,上述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory, ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory, RAM)等。
- [0093] 以上实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

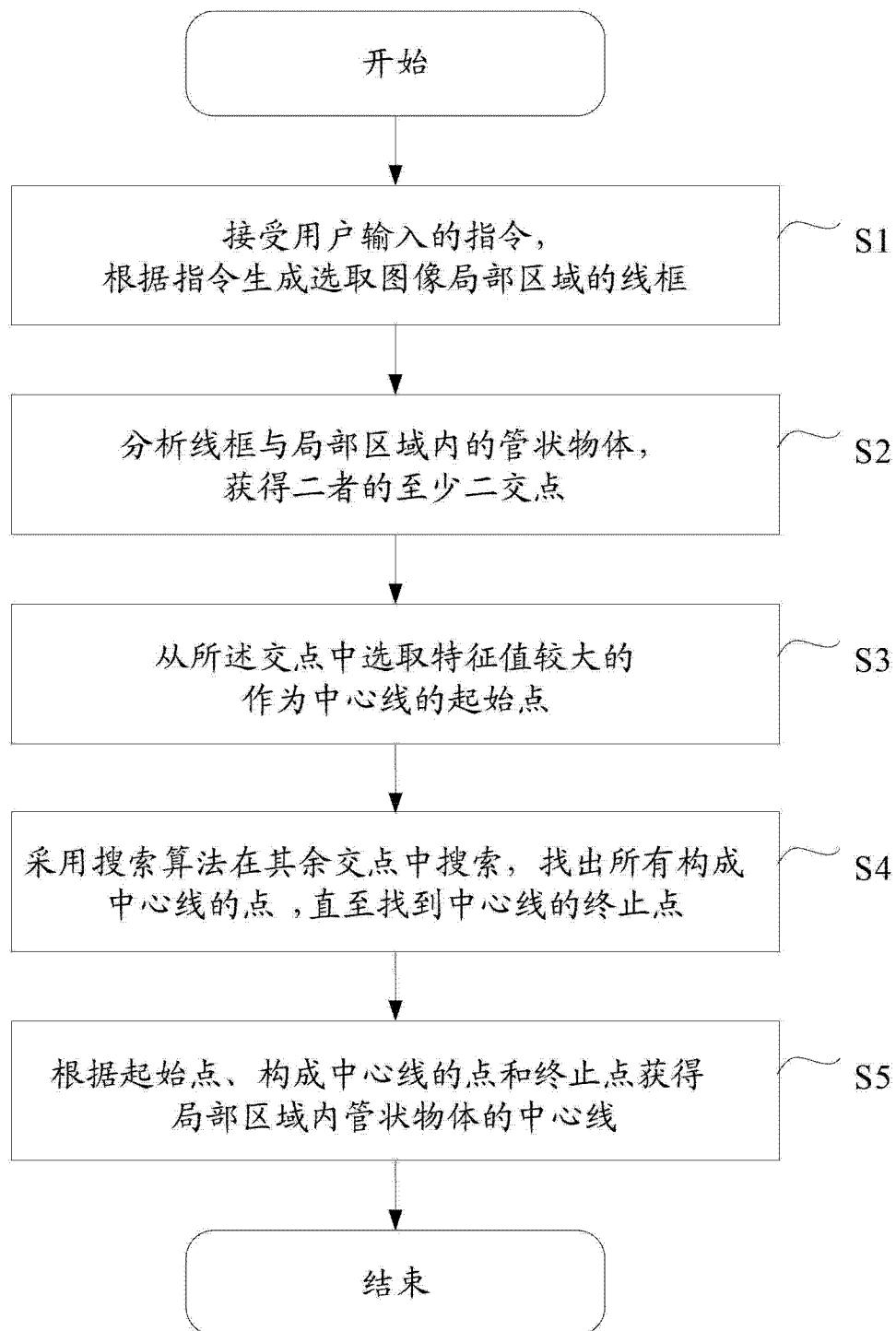


图 1

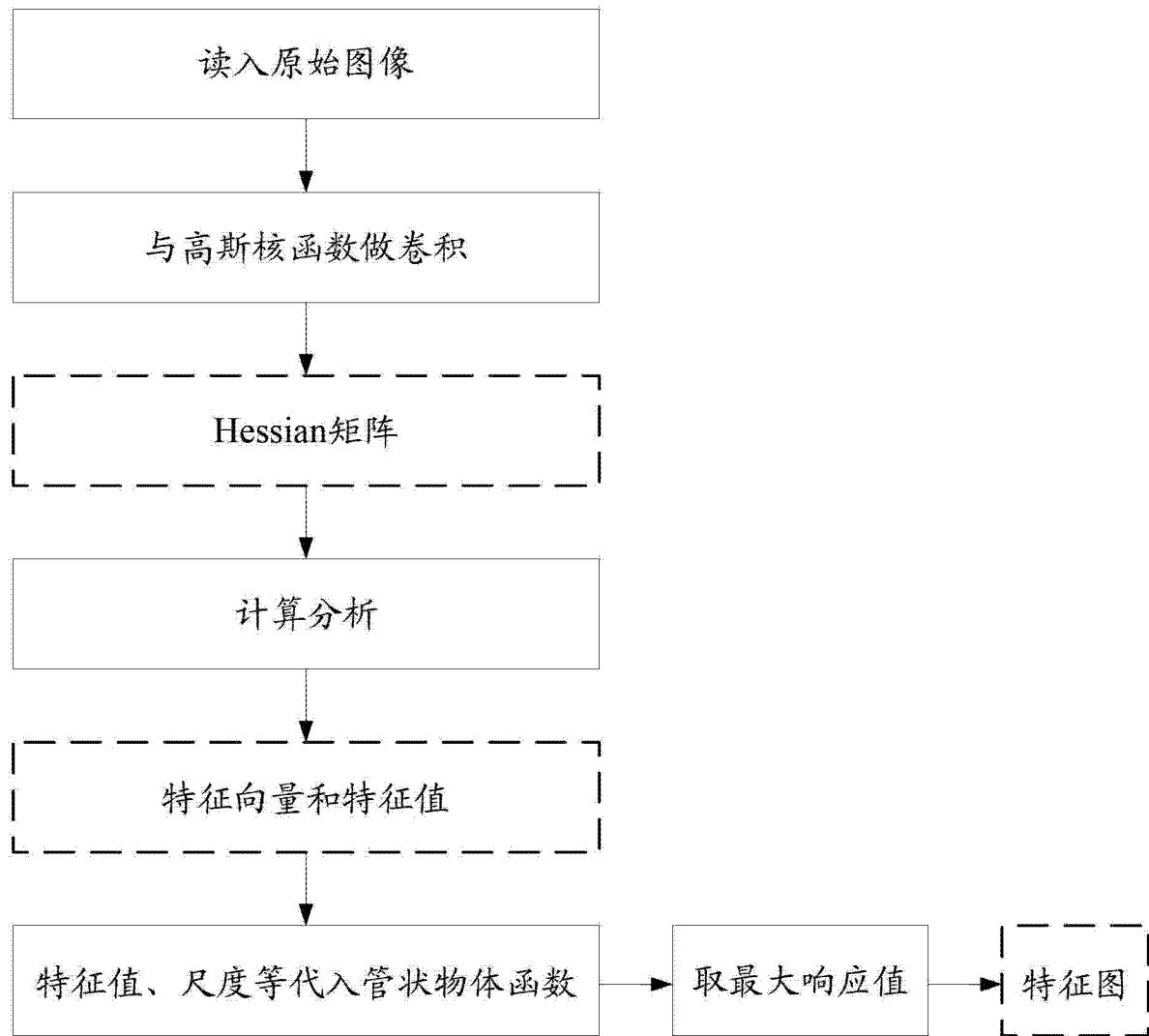


图 2

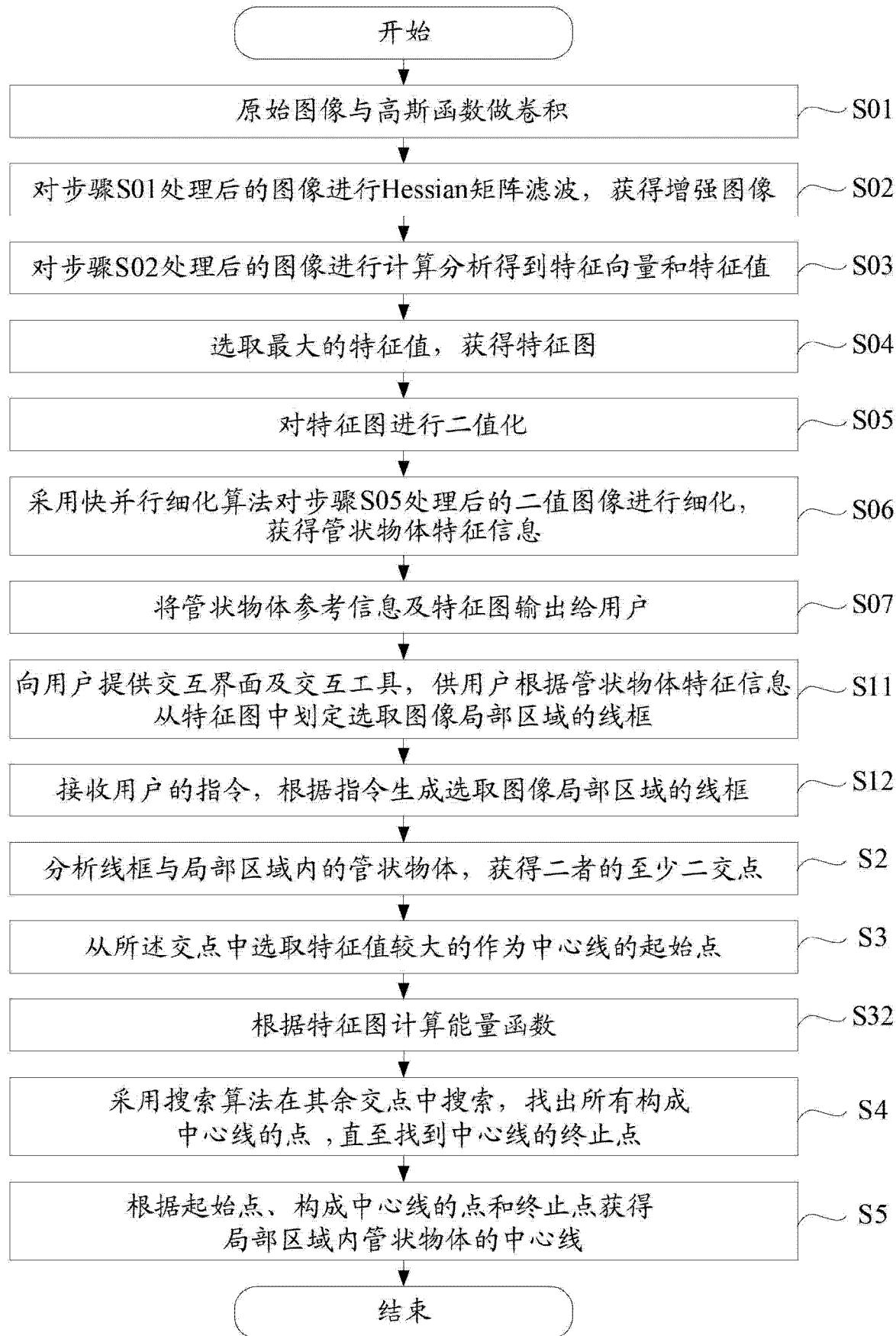


图 3

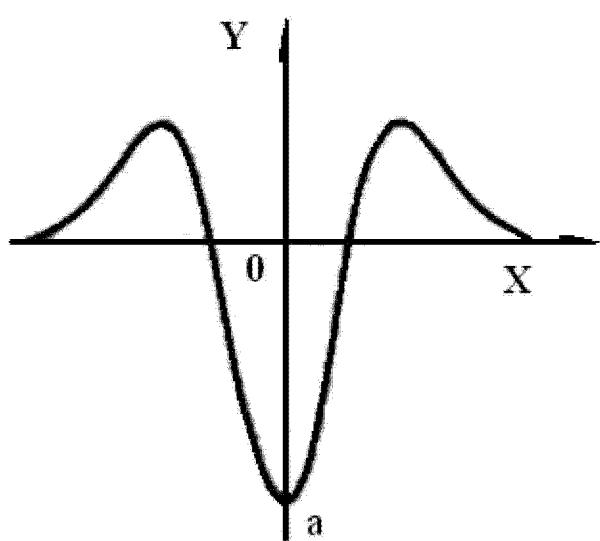


图 4

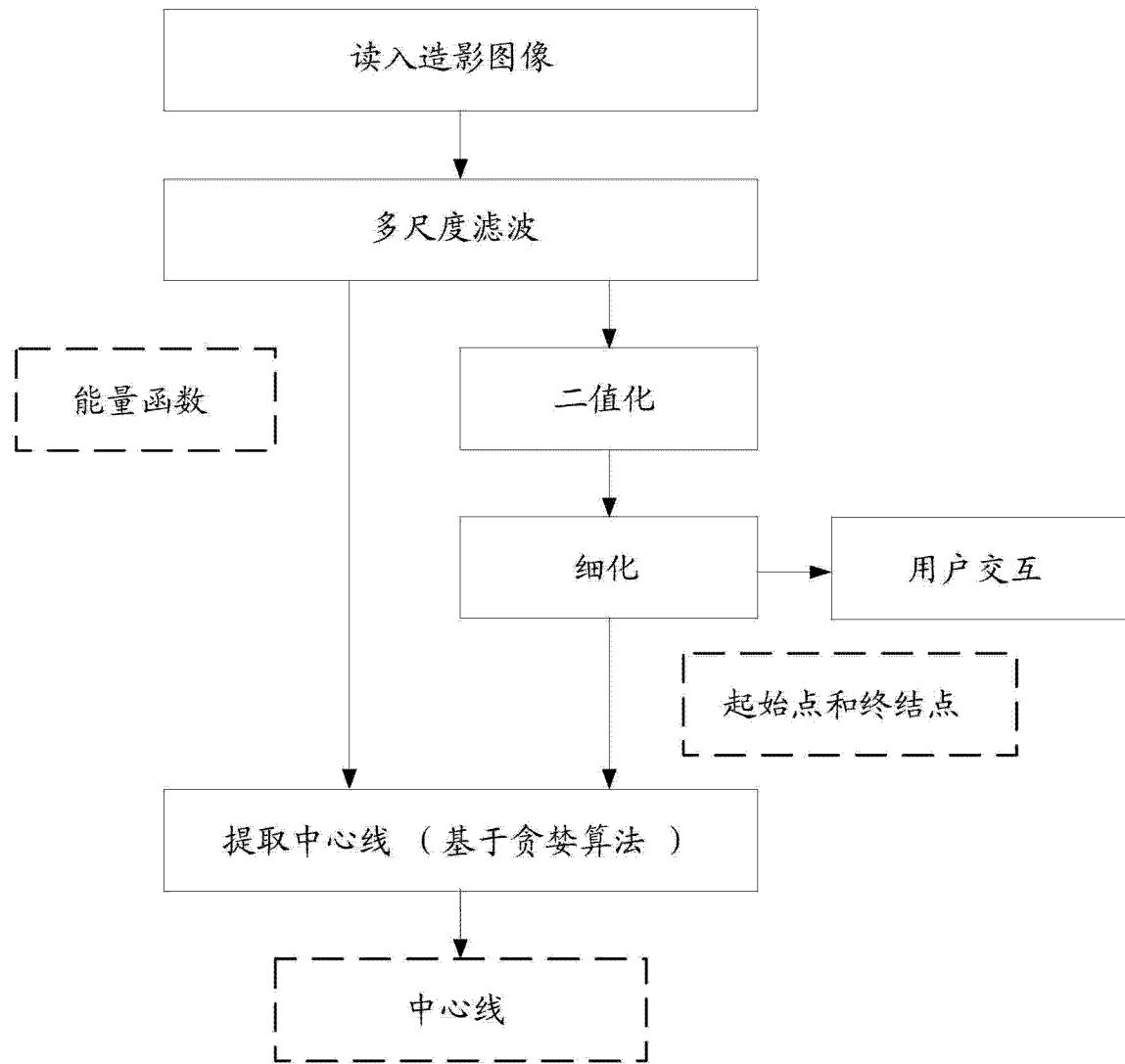


图 5

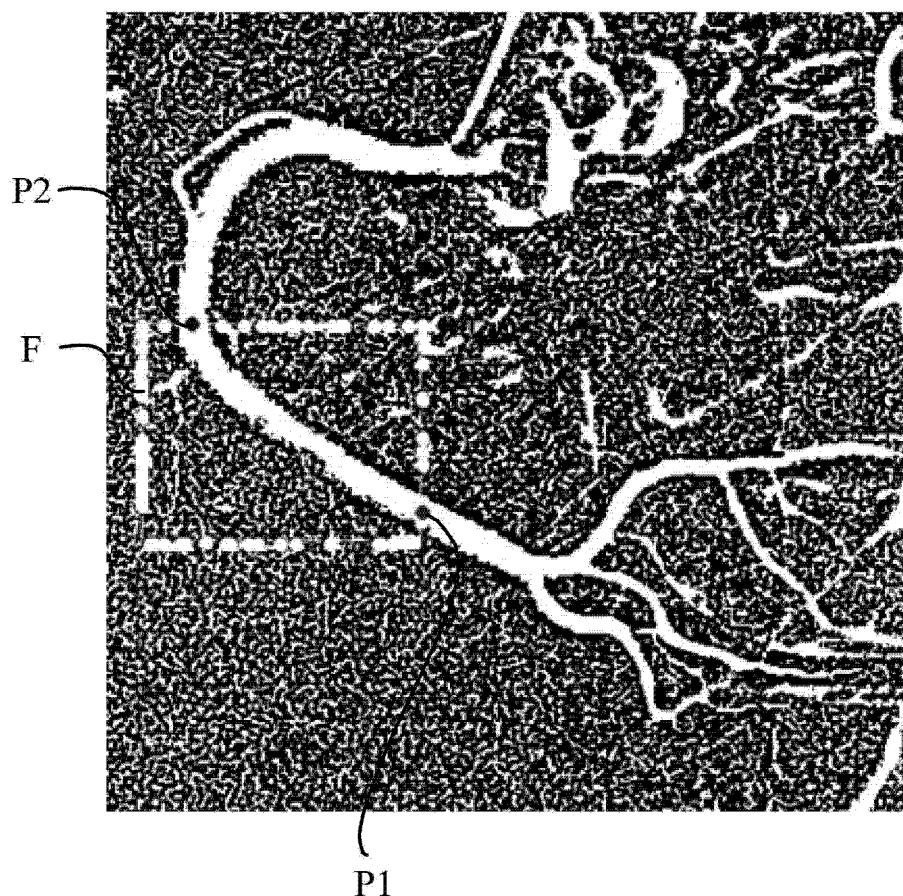
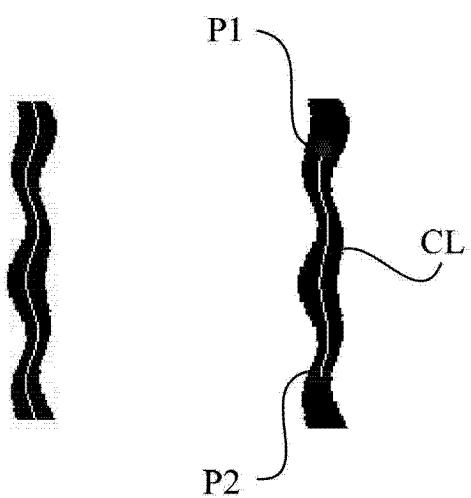
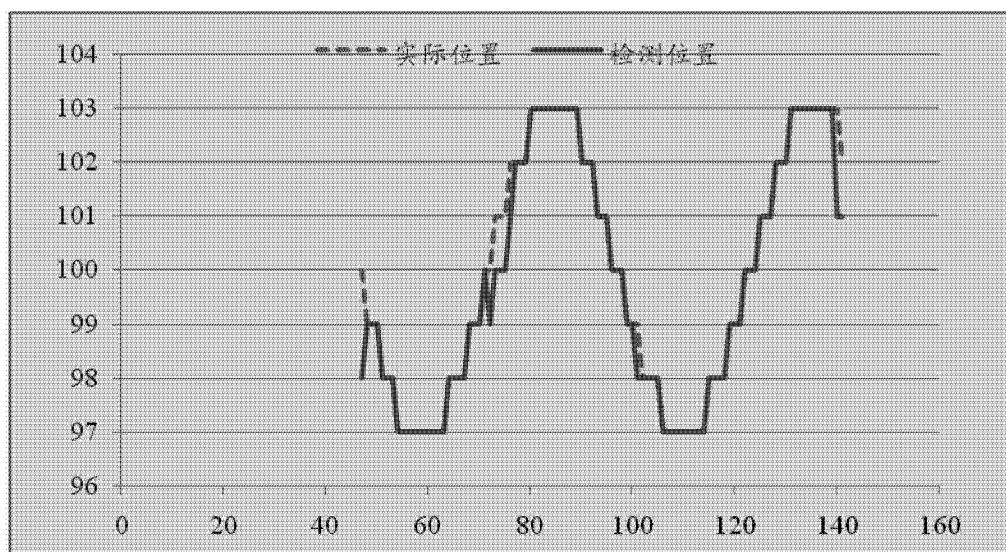


图 6

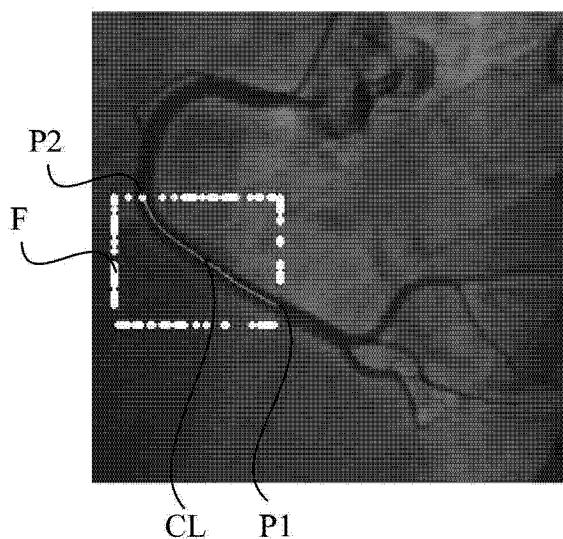


a

b



c



d

图 7