



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105231978 B

(45)授权公告日 2017.03.22

(21)申请号 201510580519.6

(22)申请日 2015.09.14

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105231978 A

(43)申请公布日 2016.01.13

(73)专利权人 袁非牛

地址 330000 江西省南昌市江西财经大学
信息管理学院

(72)发明人 袁非牛

(74)专利代理机构 北京科亿知识产权代理事务
所(普通合伙) 11350

代理人 陈娟

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 1568889 A, 2005.01.26, 全文.

CN 1606759 A, 2005.04.13, 全文.

CN 101551862 A, 2009.10.07, 全文.

CN 1776741 A, 2006.05.24, 全文.

JP 特开2014-124384 A, 2014.07.07, 全文.

EP 1058913 B1, 2005.08.31, 全文.

US 2001/0031920 A1, 2001.10.18, 全文.

US 2005/0152588 A1, 2005.07.14, 全文.

US 2012/0288181 A1, 2012.11.15, 全文.

Jianfei Liu et al.. "Robust Centerline
Extraction from Tubular Structures in
Medical Images".《Proc. of SPIE》.2007, 第
6509卷65092V-1至65092V-12页.

Daniel J. Blezek et al.. "Centerline
algorithm for virtual endoscopy based on
chamfer distance transform and Dijkstra's
single source shortest path algorithm".
《Part of the SPIE Conference on
Physiology and Function from
Multidimensional Images》.1999, 第3660卷225
至233页.

李云等. "基于点消除及三次样条平滑的结
肠虚拟内窥镜中心路径提取".《中国医学物理学
杂志》.2011, 第28卷(第5期), 2878-2881, 2894
页.

审查员 何琛

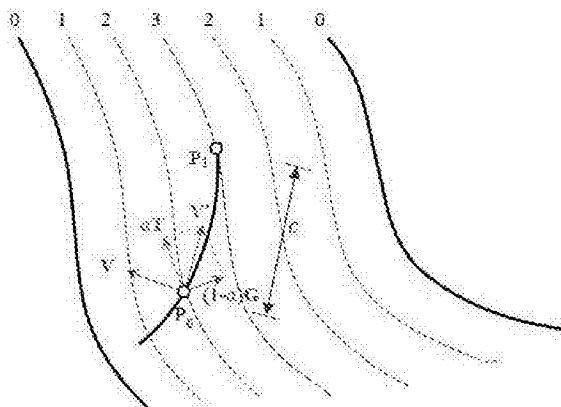
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种引导式虚拟内窥镜导航方法

(57)摘要

本发明公开了一种引导式虚拟内窥镜导航方法。该方法首先将断层图像分割成待检查被测腔体体素和背景体素,然后采用快速3D距离变换计算每个被测腔体体素到最近背景体素的距离,计算距离梯度作为内在拉力,最后将虚拟摄像机拖拽至接近被测腔体的中心位置。在内在拉力作用下,引导摄像机既能沿着接近指定方向前进,又可以尽可能远离被测腔体内壁,从而达到快速、自动浏览待检查被测腔体,同时尽可能观察到被测腔体所有内壁,视野清晰、开阔。该方法不需要预先提取待检查被测腔体的中心线,从而避免了中心线提取过程中的拓扑结构、噪声干扰等难题。



1. 一种引导式虚拟内窥镜导航方法,其特征在于:将断层图像分割成被测腔体体素和背景体素,用快速3D距离变换计算每个被测腔体体素到最近背景体素的距离;随后利用距离梯度方向和距离值引入虚拟拉力,进行导航方向的校正,修正虚拟摄像机当前的运动方向,使得摄像机尽量远离被测腔体内壁,从而使摄像机接近中心线;在校正导航方向的过程中,为实现自动导航和获得光滑的导航路径,预先计算导航轨迹控制点,边计算边前进;

设被测腔体体素集合为F,背景集合为B,采用快速3D距离变换,计算每个体素 $v(x, y, z)$ 到背景体素B的最近距离:

$$D(x, y, z) = \min_{(x_b, y_b, z_b) \in B} \sqrt{(x - x_b)^2 + (y - y_b)^2 + (z - z_b)^2} \quad (1)$$

当 $v(x, y, z) \in B$ 时, $D(x, y, z) = 0$;

然后,计算每个体素的3D距离梯度:

$$\mathbf{G}(x, y, z) = \frac{\partial D}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial D}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial D}{\partial z} \mathbf{k} \quad (2)$$

根据距离值D及距离梯度方向G,修正虚拟摄像机当前的运动方向V,使得虚拟摄像机朝着距离最大方向运动;首先计算当前位置 P_0 处的距离梯度方向G,并把当前的运动方向V投影到当前切平面,得到归一化的切线方向T;

最后,根据该归一化的切线方向T,采用公式(3)修正摄像机的运动方向,从而得到修正后的虚拟摄像机运动方向 V' :

$$V' = \alpha T + (1 - \alpha) G \quad (3)$$

$$\mathbf{V}' = \frac{\mathbf{V}}{\|\mathbf{V}\|} \quad (4)$$

其中,权重 $\alpha = f(D)$,公式(4)是对修正后的运动方向向量归一化;系数函数 $f(D)$ 是单调递增函数,即 $\alpha \propto D$,同时要求 $0 \leq \alpha \leq 1$;

其中, $f(D)$ 定义如下基于高斯的单调递增函数:

$$f(D) = 1 - e^{-\frac{D^2}{2\sigma^2}} \quad (5)$$

2. 根据权利要求1所述的引导式虚拟内窥镜导航方法,其特征在于:采用分段三次Bezier曲线拼接方式,生成具有至少 C^1 连续的光滑导航轨迹。

3. 根据权利要求2所述的引导式虚拟内窥镜导航方法,其特征在于:预先计算后2个单位时刻的2点坐标,将坐标集合分组构成一段光滑Bezier曲线段,在实现一小段组内平滑后,实时更新分组进行组间平滑,最后插值补点令路径具有至少 C^1 连续。

4. 根据权利要求1所述的引导式虚拟内窥镜导航方法,其特征在于:导航轨迹控制点计算方法为:

假设已经计算得到虚拟摄像机的第i个导航轨迹控制点 P_i ,则根据修正后的运动方向 V' ,在第i个导航轨迹控制点 P_i 的基础上前进一个步长,得到第i+1个导航轨迹控制点 P_{i+1} :

$$P_{i+1} = P_i + cV' \quad (6)$$

其中,c为生成导航轨迹控制点的步长。

5. 根据权利要求1所述的引导式虚拟内窥镜导航方法,其特征在于:在任意2个相邻的导航轨迹控制点 P_i 和 P_{i+1} ,插值得到一段具有至少 C^1 连续的三次Bezier曲线;该曲线中间部分具有 C^2 连续,导航轨迹控制点两端处确保 C^1 连续。

6. 根据权利要求5所述的引导式虚拟内窥镜导航方法,其特征在于:

三次Bezier曲线至少需要4个导航轨迹控制点,导航轨迹控制点 P_i 和 P_{i+1} 直接作为该段Bezier曲线的导航轨迹控制点 Q_0 和 Q_3 ,Bezier曲线中间的导航轨迹控制点 Q_1 和 Q_2 ,则根据相邻的前后2段Bezier曲线 C^1 连续的边界条件,根据空间解析几何计算得到;

在第 i 和 $i+1$ 个导航轨迹控制点 P_i 和 P_{i+1} 之间,采用如下方式,计算得到全部Bezier曲线的导航轨迹控制点:

$$\begin{cases} Q_0 = P_i \\ Q_1 = P_i + (P_{i+1} - P_{i-1})/6 \\ Q_2 = P_{i+1} - (P_{i+2} - P_i)/6 \\ Q_3 = P_{i+1} \end{cases} \quad (7)$$

得到这段Bezier曲线全部的导航轨迹控制点 Q_0, Q_1, Q_2, Q_3 后,根据Bezier曲线参数 $t, t \in [0, 1]$,可以计算该光滑Bezier曲线上的任意点坐标:

$$Q(t) = (1-t)^3 Q_0 + 3t(1-t)^2 Q_1 + 3t^2(1-t) Q_2 + t^3 Q_3 \quad (8)。$$

一种引导式虚拟内窥镜导航方法

技术领域

[0001] 本发明属于图像处理与应用领域,涉及一种引导式自动虚拟内窥镜导航方法,确保成像视点逼近中心线,使得观察视野尽量开阔,且实现快速自动导航,并获得平滑的导航轨迹。

背景技术

[0002] 传统内窥镜技术通常借助于光学、视频等技术观察被测腔体内表面。虚拟内窥镜从由一系列断层图像组成的体数据场中,重建出类似于传统光学内窥镜所观察到的被测腔体内窥透视视图。优点是:(1) 非侵入;(2) 可实现任意角度、位置的观察,不存在视觉“死区”;(3) 通过使用半透明体绘制技术,还可观察被测腔体内壁的组织;(4) 数据能重用,可长期保存。

[0003] 为了有效观察被测腔体内部,避免景深变化带来的透视变形或视觉死区的存在,需要令观察点尽量贴近被测腔体的中心位置。目前的做法是预先提取导航路径,即被测腔体的中心线。主要的中心线提取方法有拓扑细化、最短路径法、距离编码法等。但是,目前的中心线提取方法存在不少问题。例如,拓扑细化法,采用迭代计算,计算量非常较大,造成算法非常耗时;最短路径法、距离编码法,容易造成提取的中心线容易贴近腔壁,影响观察视野;基于距离场的边界距离算法,时间效率也不够高。以上方法都利用了中心线的中心性、连通性、单一性、鲁棒性等特性。

[0004] 上海交通大学改进了当前距离映射提取中心线的方法(Wavelet Active Media Technology and Information Processing (ICCWAMTIP), 19-21 Dec, 2014, Chengdu, China),使用边界距离场的平方代表体素的相对位置,以便于后续的开平方计算。经过手工标记、拓扑细化、距离映射和水平集匹配获得中心线。此方法保持了连通性,但是对于表面的形状变化很敏感。

[0005] 华南理工大学提出基于图像分割的路径规划法(Control Conference, July 26 2007-June 31, 2007, Hunan, China,先利用阈值分割算法和边缘检测方法获得一张切片图像中主体的一部分,随后自适应地选择该区域的种子和增长区域的阈值,所有种子都被分别限定在一个四边形中存入一系列堆栈;这些种子作为导航的关键点,经过分割后便得到能够组成路径的所有关键点,经过平滑后则获得最终规划路径。

[0006] 中国科学院提出包含距离的中心线算法(IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004, 261 - 264 Vol. 1),并且利用像素编码自适应地去除伪分支。此方法能够保持拓扑结构,保留内部点和边界间的距离信息,但计算代价较大。

[0007] Bruno M.等人(IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004, 1541-1544 Vol. 2)认为图片中的每一个物体都有独自的连接性强度定义,也有专属的种子体素集;每一个物体都可以当做是一个体素集合,此集合中的体素都是真包含于物体的,并且体素与此物体中某个种子点间的连接性高于体素与种子点集中其他

种子的连接性;以此理念提出M模糊分割的方法。用面心立方晶格表达三维CT图;利用距离图找到最优体素用B样条曲线表达路径。此方法生成连通图,降低了导航的时间消耗,但复杂度较高并且需要二次分割。

发明内容

[0008] 为解决现有方法的不足,本发明提供一种引导式虚拟内窥镜导航方法,避开中心线提取过程,从而避开了中心线不稳定、存在毛刺、拓扑复杂等缺点,而是把距离梯度作为虚拟内在拉力,迫使虚拟摄像机自动贴近中心线向内探索,提高虚拟内窥镜系统的成像效率,能简化操作、节省检查时间,帮助实现无遗漏全面检查。

[0009] 为达到上述目的,本发明采用的技术方案是:一种引导式虚拟内窥镜导航方法,其特征在于:将断层图像分割成被测腔体体素和背景体素,用快速3D距离变换计算每个被测腔体体素到最近背景体素的距离;随后利用距离梯度方向和距离值引入虚拟拉力,进行导航方向的校正,修正虚拟摄像机当前的运动方向,使得摄像机尽量远离被测腔体内壁,从而使摄像机接近中心线。

[0010] 进一步,在校正导航方向的过程中,为实现自动导航和获得光滑的导航路径,需要预先计算导航轨迹控制点,可以边计算边前进;采用分段三次Bezier曲线拼接方式,生成具有至少 C^1 连续的光滑导航轨迹,从而防止摄像机产生剧烈“抖动”。

[0011] 更具体地,预先计算后2个单位时刻的2点坐标,将坐标集合分组构成一段光滑Bezier曲线段,在实现一小段组内平滑后,实时更新分组进行组间平滑,最后插值补点令路径具有至少 C^1 连续,以便于摄像机沿平滑中心路径顺利前进展示被测腔体的内部结构。

[0012] 本发明首先将断层图像分割成待检查被测腔体体素和背景体素,然后采用快速3D距离变换计算每个被测腔体体素到最近背景体素的距离,计算距离梯度作为内在拉力,最后将虚拟摄像机拖拽至接近被测腔体的中心位置。在内在拉力作用下,引导摄像机既能沿着接近指定方向前进,又可以尽可能远离被测腔体内壁,从而达到快速、自动浏览待检查被测腔体,同时尽可能观察到被测腔体所有内壁,视野清晰、开阔。该方法不需要预先提取待检查被测腔体的中心线,从而避免了中心线提取过程中的拓扑结构、噪声干扰等难题。

附图说明

[0013] 图1是内窥镜导航系统方法流程图

[0014] 图2本发明方向校正示意图

[0015] 图3本发明三次Bezier平滑与插值示意图。

具体实施方式

[0016] 以下结合附图对本发明的实施例作进一步的详细说明。

[0017] 图1给出内窥镜导航系统方法流程图。从图1可以看出,工作站将医学图像通过装载模块加载入混合场景管理模块,混合场景管理模块将待调整的信息发送给二维处理模块,信息经过常规处理后反馈回混合场景管理模块显示。同样,混合场景管理模块将数据发送给三维处理模块,数据经过处理返回混合场景管理模块显示。系统导航模块与自三维成像模块通信,使虚拟摄影机实时获得当前图像,送入混合场景管理模块显示。图像保存模块

接受来自二维处理模块、三维成像模块和系统导航模块的数据存储,实现这些数据的存盘处理。

[0018] 一种引导式虚拟内窥镜导航方法包括步骤如下:

[0019] 1.速度方向校正

[0020] 设被测腔体体素集合为F (Foreground),背景集合为B (background),采用快速3D距离变换,计算每个体素 $v(x, y, z)$ 到背景体素B的最近距离:

$$[0021] \quad D(x, y, z) = \min_{(x_b, y_b, z_b) \in B} \sqrt{(x - x_b)^2 + (y - y_b)^2 + (z - z_b)^2} \quad (1)$$

[0022] 显然,当 $v(x, y, z) \in B$ 时, $D(x, y, z) = 0$ 。

[0023] 然后,计算每个体素的3D距离梯度:

$$[0024] \quad \mathbf{G}(x, y, z) = \frac{\partial D}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial D}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial D}{\partial z} \mathbf{k} \quad (2)$$

[0025] 根据距离值 D 及距离梯度方向 $\mathbf{G}$,修正虚拟摄像机当前的运动方向 $\mathbf{V}$,使得虚拟摄像机朝着距离最大方向运动。如图2所示,我们首先计算当前位置 P_0 处的距离梯度方向 $\mathbf{G}$,并把当前的运动方向 $\mathbf{V}$ 投影到当前切平面,得到归一化的切线方向 $\mathbf{T}$ 。最后,根据该归一化的切线方向 $\mathbf{T}$,采用公式(3)修正摄像机的运动方向,从而得到修正后的虚拟摄像机运动方向 $\mathbf{V}'$:

$$[0026] \quad \mathbf{V}' = \alpha \mathbf{T} + (1 - \alpha) \mathbf{G} \quad (3)$$

$$[0027] \quad \mathbf{V}' = \frac{\mathbf{V}'}{\|\mathbf{V}'\|} \quad (4)$$

[0028] 其中,权重 $\alpha = f(D)$ 。公式(4)是对修正后的运动方向向量归一化。虚拟摄像机离被测腔体中心线越远(即被测腔体内壁越近)时,也就是距离 D 越小,此时 α 应该越小,虚拟摄像机的前进方向越需要偏向中心线方向修正,故要求系数函数 $f(D)$ 是单调递增函数,即 $\alpha \propto D$,同时要求 $0 \leq \alpha \leq 1$ 。

[0029] 在其中, $f(D)$ 定义如下基于高斯的单调递增函数:

$$[0030] \quad f(D) = 1 - e^{-\frac{D^2}{2\sigma^2}} \quad (5)$$

[0031] 其中, σ 为距离作用范围参数,其作用是控制运动方向的修正量。

[0032] 导航轨迹控制点的计算

[0033] 为实现自动导航和获得光滑的导航路径,需要预先计算接下来 i 个单位时刻虚拟摄像机的导航轨迹控制点坐标,以便在导航轨迹控制点坐标之间插出光滑的导航曲线,使得虚拟摄像机沿着该路径飞行时,不会产生明显或剧烈“抖动”。摄像机“抖动”会让观察者产生头晕目眩的感觉,影响医生的工作效率。假设已经计算得到虚拟摄像机的第 i 个控制点 P_i 。如图2所示,则根据修正后的运动方向 $\mathbf{V}'$,在第 i 个导航轨迹控制点 P_i 的基础上前进一个步长,我们得到第 $i+1$ 个导航轨迹控制点 P_{i+1} :

$$[0034] \quad \mathbf{P}_{i+1} = \mathbf{P}_i + c \mathbf{V}' \quad (6)$$

[0035] 其中, c 为生成导航轨迹控制点的步长。

[0036] 需要说明的是,我们只需要提前生成4个导航轨迹控制点,就可以插出一段三次Bezier导航曲线。

[0037] 三次Bezier平滑与插值

[0038] 在任意2个相邻的导航轨迹控制点(P_i 和 P_{i+1}),插值得到一段具有至少 C^1 连续的三次Bezier曲线。该曲线中间部分具有 C^2 连续,导航轨迹控制点两端处确保 C^1 连续。这样,我们

可以保证相邻2段Bezier曲线拼接后,生成的整体曲线具有至少 C^1 连续,这个曲线光滑,虚拟摄像机过渡平稳。三次Bezier曲线至少需要4个导航轨迹控制点,导航控制点(P_i 和 P_{i+1})直接作为该段Bezier曲线的控制点 Q_0 和 Q_3 ,Bezier曲线中间的控制点(Q_1 和 Q_2),则根据相邻的前后2段Bezier曲线 C^1 连续的边界条件,根据空间解析几何计算得到。

[0039] 如图3所示,在第 i 和 $i+1$ 个控制点(P_i 和 P_{i+1})之间,我们采用如下方式,计算得到全部Bezier曲线的导航轨迹控制点:

$$[0040] \quad \begin{cases} Q_0 = P_i \\ Q_1 = P_i + (P_{i+1} - P_{i-1})/6 \\ Q_2 = P_{i+1} - (P_{i+2} - P_i)/6 \\ Q_3 = P_{i+1} \end{cases} \quad (7)$$

[0041] 得到这段Bezier曲线全部的导航轨迹控制点(Q_0, Q_1, Q_2, Q_3)后,根据Bezier曲线参数 $t, t \in [0, 1]$,可以计算该光滑Bezier曲线上的任意点坐标:

$$[0042] \quad Q(t) = (1-t)^3 Q_0 + 3t(1-t)^2 Q_1 + 3t^2(1-t) Q_2 + t^3 Q_3 \quad (8)$$

[0043] 这样处理后,在第 i 和 $i+1$ 个控制点(P_i 和 P_{i+1})之间,我们插值得到一段光滑的曲线,如图3所示的粗曲线段。需要说明的是,当导航轨迹控制点的总个数为 n 时,我们可以得到 $(n-1)$ 段完整三次Bezier曲线。

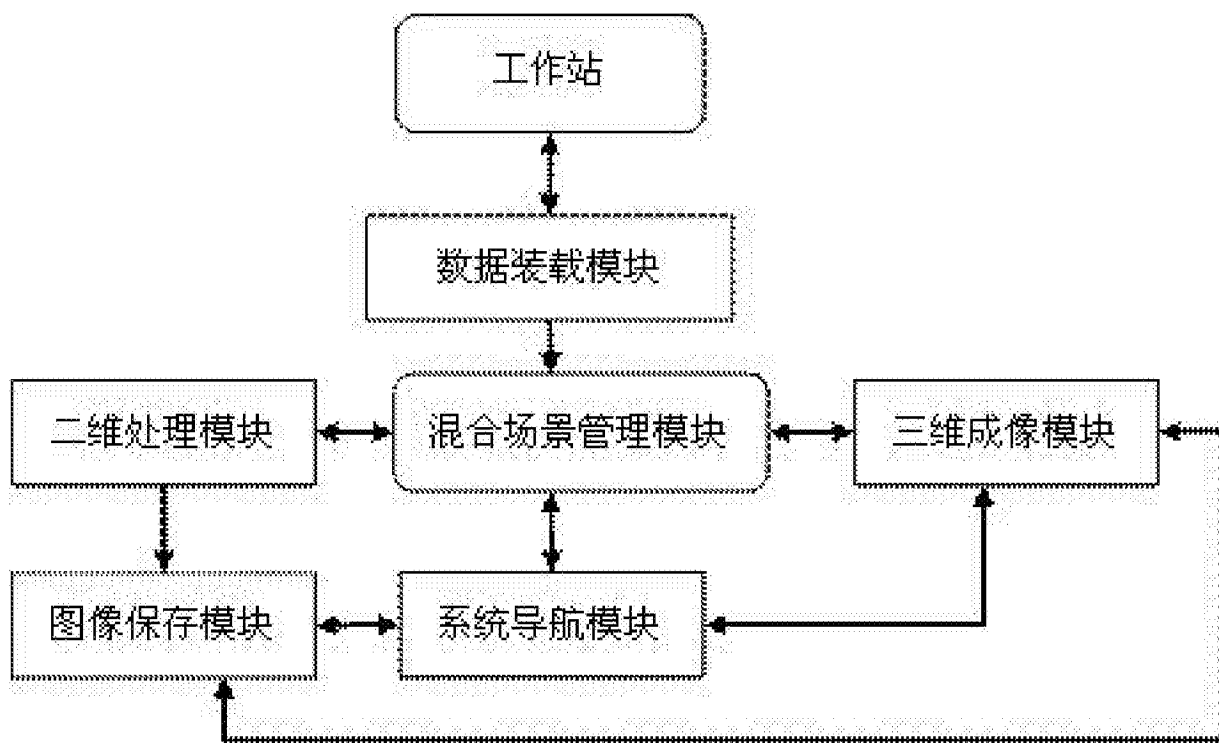


图1

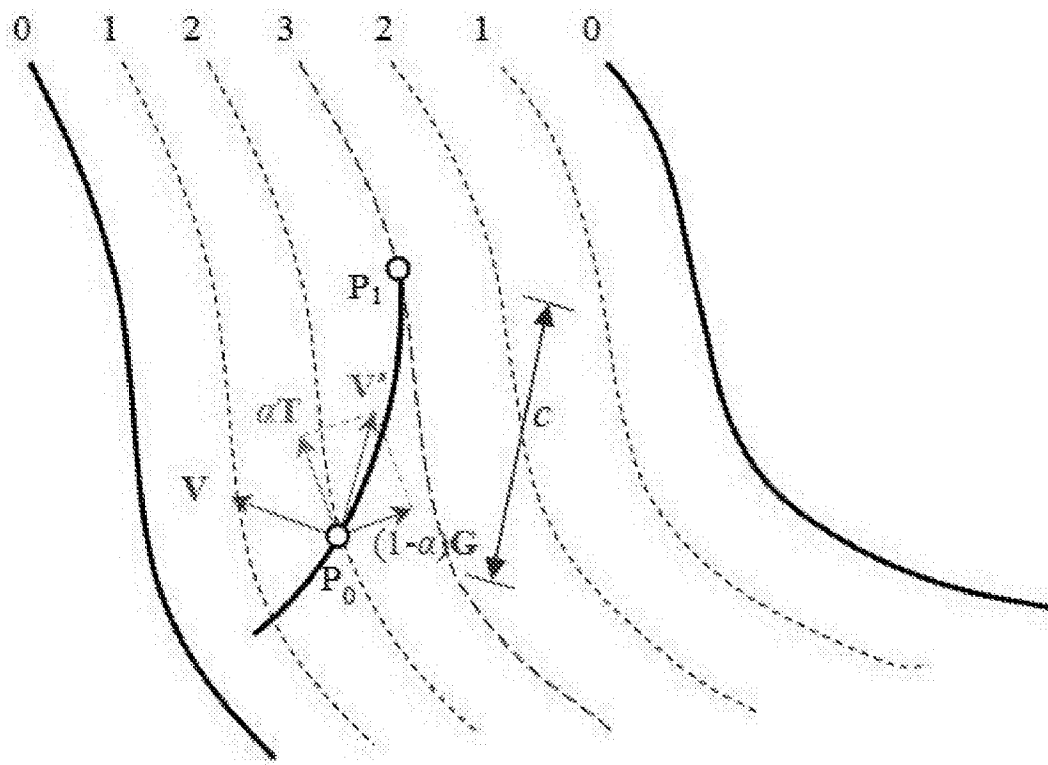


图2

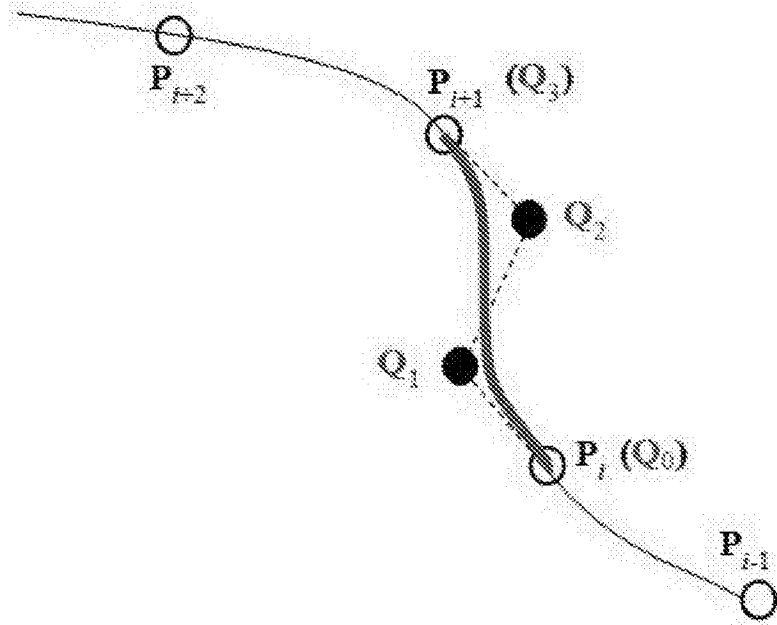


图3

专利名称(译)	一种引导式虚拟内窥镜导航方法		
公开(公告)号	CN105231978B	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	CN201510580519.6	申请日	2015-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	袁非牛		
申请(专利权)人(译)	袁非牛		
当前申请(专利权)人(译)	袁非牛		
[标]发明人	袁非牛		
发明人	袁非牛		
IPC分类号	A61B1/00		
代理人(译)	陈娟		
审查员(译)	何琛		
其他公开文献	CN105231978A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种引导式虚拟内窥镜导航方法。该方法首先将断层图像分割成待检查被测腔体体素和背景体素，然后采用快速3D距离变换计算每个被测腔体体素到最近背景体素的距离，计算距离梯度作为内在拉力，最后将虚拟摄像机拖拽至接近被测腔体的中心位置。在内在拉力作用下，引导摄像机既能沿着接近指定方向前进，又可以尽可能远离被测腔体内壁，从而达到快速、自动浏览待检查被测腔体，同时尽可能观察到被测腔体所有内壁，视野清晰、开阔。该方法不需要预先提取待检查被测腔体的中心线，从而避免了中心线提取过程中的拓扑结构、噪声干扰等难题。

