



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02825809.6

[45] 授权公告日 2007 年 4 月 25 日

[11] 授权公告号 CN 1312639C

[22] 申请日 2002.12.19 [21] 申请号 02825809.6  
[30] 优先权

[32] 2001.12.20 [33] US [31] 60/343,012

[32] 2002.12.18 [33] US [31] 10/322,326

[86] 国际申请 PCT/US2002/040733 2002.12.19

[87] 国际公布 WO2003/054803 英 2003.7.3

[85] 进入国家阶段日期 2004.6.21

[73] 专利权人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

[72] 发明人 B·盖格

[56] 参考文献

CN1230271A 1999.9.29

EP0908849A1 1999.4.14

WO9942977A1 1999.8.26

JP2000346616 2000.12.15

JP9131339 1997.5.20

Automated Endoscope Navigation and Advisory  
System from medical imaging CHEE KEONG  
KWOH et al, Proc. of SPIE99, Vol. 3660 1999Virtual Voyage: Interactive Navigation in the  
Human Colon Lichan Hong et al, SIGGRAPH '97 1997

审查员 赵向阳

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 吴立明 张志醒

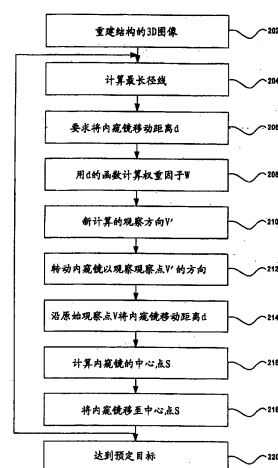
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

## [54] 发明名称

虚拟内窥镜检查的自动导航的方法和系统

## [57] 摘要

提供一种用在结构腔内对虚拟内窥镜观察点导航的方法。该方法包括步骤(a)确定该虚拟内窥镜的一初始观察点,该初始观察点具有第一中心点和第一方向;(b)确定从该初始观察点至该腔的最长径线,该最长径线具有第一最长径线方向(步骤204);(c)确定该初始观察点的第一方向同第一最长径线方向之间的第二方向(步骤210);(d)将该观察点转至第二方向(步骤212)并在该初始观察点的第一方向上将初始观察点移动第一预定距离(步骤214);(e)计算该观察点的第二中心点(步骤216);(f)将该观察点移至第二中心点(步骤218);和重复步骤(b)至(f)直到该观察点达到理想目标。



1. 一种用于在结构的腔内对虚拟内窥镜的观察点导航的方法，该方法包括步骤：

(a) 确定该虚拟内窥镜的一个初始观察点，该初始观察点具有一个第一中心点和一个第一方向；

(b) 确定从该初始观察点至该腔的一条最长径线，该最长径线具有第一最长径线方向；

(c) 确定该初始观察点的第一方向和该第一最长径线方向之间的第二方向；

(d) 将该观察点转至第二方向，并在该初始观察点的第一方向上将该初始观察点移动第一预定距离；

(e) 计算该观察点的第二中心点；

(f) 将该观察点移至第二中心点；

将步骤(b)至(f)加以重复直至该观察点达到期待的目标。

2. 如权利要求1的方法，进一步包括将该结构的三维图像加以重建的步骤。

3. 如权利要求2的方法，其中该重建步骤进一步包括对该结构的扫描以采集多幅二维图像和从多幅二维图像重建三维图像。

4. 如权利要求2的方法，其中确定最长径线的步骤和重建步骤是由径线投射图像重建技术完成的。

5. 如权利要求1的方法，其中该观察点的第二方向被确定为该初始观察点的第一方向和第一最长径线方向的加权之和。

6. 如权利要求5的方法，其中该加权和  $V'$  的计算如下：

$$V' = wR + (1-w)V$$

式中  $V$  是该初始观察点的方向， $R$  是第一最长径线方向， $w$  是权重因子。

7. 如权利要求6的方法，其中权重因子  $w$  的计算如下：

$$w = \min(\text{abs}(d/f), 1.0)$$

式中  $d$  为第一预定距离， $f$  为定标因子。

8. 如权利要求1的方法，其中计算第二中心点包括步骤：

在与该观察点的第二方向相垂直的平面上投射多根径线；

确定多根径线中每一根与腔的交点；和

这些交点投影在所述平面内的投影点的平均值被确定为第二中心点。

9. 如权利要求1的方法，其中计算第二中心点包括步骤：

决定同第一中心点相交的多个平面，每个平面具有不同的取向；

在该多个平面的每一平面上投射多根径线，所述多个平面包括一与观察点的第二方向垂直的平面；

确定该多根径线的每一根与腔的交点；

把该虚拟内窥镜位置至这些交点的所有矢量进行求和，和

上述的和矢量投影在上述与观察点第二方向垂直的平面内的投影点的平均值被确定作为第二中心点。

10. 用于虚拟内窥镜检查的系统，包括：

图像重建器，用于从多幅二维图像重建结构的三维图像；

处理器，用于在该结构的该三维图像内虚拟内窥镜的观察点的导航；和

显示设备，用于显示该观察点，其中该处理器被配置完成以下步骤：确定该虚拟内窥镜的初始观察点，该初始观察点具有第一中心点和第一方向；确定从该初始观察点至该腔的最长径线，该最长径线具有第一最长径线方向；确定该初始观察点的该第一方向同该第一最长径线方向之间的第二方向；将该观察点转至第二方向并在该初始观察点的第一方向内将初始观察点移动第一预定距离；计算该观察点的第二中心点并将该观察点移至该第二中心点。

11. 如权利要求10的系统，进一步包括扫描仪设备，用于扫描该结构的多幅二维图像。

12. 如权利要求11的系统，进一步包括光标控制设备，用于确定该观察点的移动速度。

## 虚拟内窥镜检查的自动导航的方法和系统

本申请要求保护题为“虚拟内窥镜检查自动导航”的申请的优先权，该申请是于2001年12月20日向美国专利和商标局提交的，授予序号为No. 60/343,012，现将其内容引入作为参考。

### 发明背景

#### 1. 发明领域

本发明总的涉及计算机视觉和成像系统，更具体而言，涉及用于虚拟内窥镜检查中观察点的自动导航的系统和方法。

#### 2. 相关领域描述

虚拟内窥镜检查（VE）指的是一种诊断方法，该方法基于病人特定的三维（3D）自动数据组对标准的，最小创伤性内窥镜检查过程加以模拟。现行的内窥镜检查的例子包括支气管镜检查，窦房结镜检查，上部胃肠道镜检查，结肠镜检查，膀胱镜检查，心脏镜检查以及尿道镜检查。用以获得病人特定解剖结构的非创伤性的VE显像，避免了与真实内窥镜检查相关的风险（例如穿孔，感染，出血等），为内窥镜检查医生在进行真实的内窥镜检查之前提供了重要的信息。

这种认识可以将检查过程的困难减少到最小程度，降低病人的发病率，增强训练和有助于对治愈结果的更好理解。

在虚拟内窥镜检查中，从二维（2D）计算断层（CT）或核磁共振（MR）数据，例如采用体积重建，产生3D图像。产生这些3D图像以模拟来自真实内窥镜，例如光纤内窥镜的图像。这意味着该虚拟内窥镜的观察点必须选择在器官或其他人体结构的腔内，而器官壁的重建必须利用具有广角视野，例如100度的透视重建。这一观察点必须沿该腔内部移动，就是说必须采用3D平移和3D转动。而对这些参数的交互式控制是一种挑战。

通常用于对虚拟内窥镜的观察点导航的技术是预先计算“飞行”路径，然后自动将该虚拟内窥镜的观察点沿这一路径加以移动。但是，这种技术要求区段和轨道计算步骤，而这却是费时且可能失败。

国际申请W099/42977公开了一种自动路径规划系统，在该系统中，观察路径是在起点和通过由多幅二维图像形成的结构的终点自动

确定的。这一观察路径对于与在该腔内穿过多个点相关的弊端敏感。

### 发明内容

提供一种用于虚拟内窥镜检查中对内窥镜观察点自动导航的系统和方法。本发明的这种系统和方法自动确定虚拟内窥镜的方向和方位。因此，使用者需要控制的只是一个参数：朝前或朝后的速度。本发明允许在一个器官内的即刻交互式导航而无需预处理，如区段和路径发生。

根据本发明的一个方面，提供在结构的腔内为虚拟内窥镜的观察点导航的方法。该方法包括步骤(a)确定该虚拟内窥镜的初始观察点，该初始观察点具有第一中心点和第一方向；(b)确定从该初始观察点至该腔的最长径线；该最长径线具有第一最长径线方向；(c)确定该初始观察点的第一方向同第一最长径线方向之间的第二方向；(d)将该观察点转至第二方向和在该初始观察点的第一方向内将该初始点移动第一预定距离；(e)计算该观察点的第二中心点；和(f)将该观察点移至第二中心点。该方法可进一步包括将步骤(b)至(f)加以重复直至达到意想的目标为止的步骤。

该方法可进一步包括将该结构的三维(3D)图像重建的步骤，该重建步骤可以包括将该结构扫描以采集多幅二维(2D)图像和从这些2D图像重建3D图像。

该观察点的第二方向可以用该初始观察点的第一方向同第一最长径线方向之间的加权和加以决定。

计算第二中心点的步骤包括在与第二方向垂直的平面内投射多根径线的步骤。

在本发明的另一个方面中，该观察点的第二方向是用初始观察点的第一方向和第一最长径线方向的加权之和加以确定的。

本发明还有一个方面，计算第二中心点包括在与该观察点的第二方向垂直的一个平面上投射多根径线；确定腔内该多根径线的每一根的交叉点；决定该交叉点的平均值以作为第二中心点。作为选择，计算第二中心点包括确定同第一中心点交叉的多个平面，每个平面具有不同的取向；在该多个平面上投射多根径线；决定多根径线中的每一根径线同该腔的交点；以及决定这些交点的平均值以此作为第二中心点。

根据本发明的另一个方面，机器可读的程序存储设备，真实驻留可由该机器执行的指令程序以实现在一个结构腔内为虚拟内窥镜的观察点导航的方法步骤，它包括其方法步骤(a)确定该虚拟内窥镜的一个初始观察点，该初始观察点具有一个第一中心点和第一方向；(b)确定从该初始观察点至该腔的最长的径线，该最长的径线具有第一最长径线方向；(c)确定该初始观察点的该第一方向和该第一最长径线方向之间的第二方向；(d)将该观察点转至该第二方向并在初始观察点的第一方向上将该初始观察点移动一个第一预定距离；(e)计算该观察点的一个第二中心点；(f)将该观察点移至该第二中心点；和重复步骤(b)至(f)直至该观察点达到意想目标。

本发明还有一个方面，用于虚拟内窥镜检查的一种系统包括图像重建器，用于从多幅二维(2D)图像重建一种结构的三维(3D)图像；处理器，用于在该结构的3D图像内为虚拟内窥镜的观察点导航；以及显示设备，用于显示该观察点。该处理器确定该虚拟内窥镜的一个初始观察点，该初始观察点具有第一中心点；确定从该初始观察点至该腔的一最长径线，该最长径线具有第一最长径线方向；确定该初始观察点的第一方向和第一最长径线方向之间的一个第二方向；将该观察点转至第二方向并将该初始观察点在该初始观察点的第一方向上移动一个第一预定的距离；计算该观察点的第二中心点，和将该观察点移至该第二中心点。

该系统进一步包括扫描仪设备，用于对该结构的多幅二维(2D)图像扫描，以及光标控制设备，用于确定该观察点的移动速度。

本发明的装置和方法自动确定虚拟内窥镜的方向和方位。因此，使用者需要控制的只是一个参数朝前和朝后速度。本发明允许在器官内部进行即刻的交互式导航而不需要预处理，例如区段和路径发生。

参照附图结合如下说明使得本发明的上述和其它方面、特点以及其优点将变得更为清晰，其中：

图1是根据本发明用于虚拟内窥镜检查中的自动导航的一种示例性系统的方框图；

图2是一种流程图，用以显示根据本发明的虚拟内窥镜检查中自动导航的方法；

图3(a)至3(e)是进入一个器官或一种结构空腔的虚拟内窥镜

的几种视图，显示根据本发明的一种实施方案在虚拟内窥镜检查中的自动导航方法。

图4是根据本发明用以显示图2中的方法的中心定位技术。

#### 优选实施方案详细描述

以下将参照附图对本发明的优选实施方案加以描述。在以下的描述中，对那些熟知的功能和结构都不再详细叙述避免由于不必要的细节而模糊本发明。

提供用于虚拟内窥镜检查中观察点自动导航的系统和方法。本发明将射线投射技术 (raycasting technique) 用于人体的结构或内部器官，例如结肠的重建后透视图像。在射线投射中，对所显示的图像的每一像素，将一射线投射并计算它与器官壁的交点。在本发明的这种方法中，最长的射线被加以储存，并计算它与该器官壁的交点用于该虚拟内窥镜的取向。选择该虚拟内窥镜的位置以观察该最长射线的方向。在这种方式中，该虚拟内窥镜总是观察在观察点内最远一点的方向。然后将该内窥镜沿这个方向推进与选定的使用者速度相对应的量。

但是，这也许意味着在弯曲和折叠的情况下该虚拟内窥镜的观察点会总是向接近于器官壁的位置移动。因此，在与该观察点正交的方向选择另外的射线以将该观察点重新定心。将所有这些侧向射线同该器官壁的交点相加并将其结果投影到该虚拟内窥镜的该正交平面上以产生该虚拟内窥镜的一个新的观察点。

此外，为了避免摆动，利用权重因子对新计算的取向用以前的取向加以捏合，该权重因子同该虚拟内窥镜的观察点的速度 ( $\delta$  位移) 有关。假如速度高，则新的定向具有较高的权重；假如该速度低，则前面的定向具有较高的权重。

显然，本发明可以用不同形式的硬件，软件，固件，专用处理器，或它们之组合加以实现。在一种实施方案中，本发明可以用软件实现，这种软件作为一种应用程序真实地驻留在程序储存设备上。该应用程序可以装入到包含有诸如图1中所示的任何合适结构的机器上并被它执行。

该机器100最好是在计算机平台上实现，该计算机平台具有的硬件有诸如1个或多个中央处理器 (CPU) 102，随机存取存储器 (RAM)

104, 只读式存储器 (ROM) 106 和诸如键盘 108 的输入/输出 (I/O 接口), 光标控制设备 (例如, 鼠标或操纵杆) 110 和显示设备 112。该计算机平台还包括操作系统和微指令码。此处所描述的各种处理和功能既可以是该微指令码的一部分, 也可能是该应用程序 (或两者之组合) 的一部分, 它们都是经由该操作系统加以执行的。此外, 多种其它的外周设备可以连接到该计算机平台上, 这些外围设备有诸如附加的数据存储设备 114 和打印设备。而且, 扫描仪设备 116, 例如 X 射线机或 MRI (磁共振成像) 机器, 可以连接到该机器 100 用于收集二维 (2D) 图像数据, 这些数据经处理和重建以三维 (3D) 图像数据形式出现在显示设备 112 上。

当然, 因为在附图中所揭示的某些系统结构组件和方法步骤可以在硬件中实现, 所以系统部件 (或处理步骤) 之间的实际连接可以不同, 取决于本发明的编程方式。在了解此处所提供的对本发明的教授之后, 相关领域内的普通技术人员将能够领悟本发明的这些和类似的实施方案或布局。

参照图 2 和图 3, 根据本发明的一种实施方案将对一种虚拟内窥镜内的观察点的自动导航加以描述, 其中图 2 是流程图, 用以显示该方法, 图 3 展示虚拟内窥镜导航一器官, 例如结肠, 的几种视图。显然, 在操作中使用用户将看见显示设备 112 上该虚拟内窥镜的观察点, 就如同实际的内窥镜检查正在进行一样。在图 3 所示的这种视图其目的是用于阐述导航一观察点的实施方案, 因而将不加以显示。

此外, 虽然用结肠来描述本发明的系统和方法, 但显然可以将本发明的该系统和方法用于任何人体或动物体内的器官或结构, 只要它们具有诸如血管, 气道等的空腔。

在进行该导航方法之前, 待测试对象需经扫描设备 116 进行扫描处理, 诸如螺旋 CT 扫描仪或磁共振成像扫描仪 (MRI)。在各种扫描完成并采集了一串二维 (2D) 图像之后, 借助于常规的重建方式 (步骤 202), 诸如射线投射, 减射显示 (splatting), 变形反卷, 基于硬件的三维纹理映射途径等将所要观看的该器官的 3D 图像再现在显示设备 112 上。

图 3 (a) 显示虚拟内窥镜 302, 它处于进入重建图像的一虚拟腔 304 的一初始位置, 在观察观察点 V 的方向。在将该图像重建之后 (步



骤 204) 得到最长的径线方向 R。如果将径线投射作为图像重建方法, 则该最长的径线 R 被自动加以计算。否则, 在该图像用上述任何已知图像重建技术重建之后可以计算最长的径线。在最长的径线 R 被计算出之后, 要求使用者, 例如外科医生或放射科医生, 例如通过移动鼠标或利用操纵杆将该虚拟内窥镜的观察点移动一距离 d (步骤 206)。

参照图 3 (b), 将一新的取向观察点 V' 作为该初始方向 V 和最长径线方向 R 的一种加权之和加以计算 (步骤 208 和 210), 具体如下:

$$w = \min(\text{abs}(d/f), 1.0) \quad (1)$$

此处 f 为定标因子, 而

$$V' = wR + (1-w)V \quad (2)$$

权重因子 w 的选择是这样, 在低速 (低移位 d) 时其初始方向 V 占优势 (方向上低变化), 而在较高速度时, 该最长径线方向 R 占优势 (方向上快速变化)。实行该加权步骤以降低振荡和摆动运动, 此点将在下面加以描述。定标因子 f 用于调整该虚拟内窥镜的速度, 高值 f 使虚拟内窥镜变慢, 而低值 f 使虚拟内窥镜变快。

参照图 3 (c), 该内窥镜 302 被加以转动以观察该新的观察方向 V' (步骤 212), 然后沿该初始观察方向 V 移动距离 d (步骤 214)。而后, 对虚拟内窥镜 302 计算新的中心点 S, 如图 3 (d) 所示。

为使内窥镜处于中心 (步骤 216), 在与该虚拟内窥镜 302 的观察点成正交的平面内投射侧向径线, 例如, 在全方位使用 8 条不同长度的侧向径线, 每 40 度角投射一根, 以形成如图 4 所示的圆形模式 402。计算这些径线同结构壁的交点并将它投影到该垂直面上。将这些点的平均值作为中心点 S 加以计算。

作为选择, 该中心点 S 可以利用 8 根径线朝前指向的另一种圆形模式 (404) 和 8 根径线朝后指向的另一种圆形模式 (406) 加以计算。径线越多提供的稳定性和准确性越大。还有一种实施方案, 采用 5 圆形模式, 每个为 8 根径线, 具体做法如下: 正交平面上的径线, 朝前倾斜 20 度的径线, 朝后倾斜 20 度的径线, 朝前倾斜 45 度的径线和朝后倾斜 45 度的径线。将从虚拟内窥镜位置至和结构表面的交点的所有矢量相加, 然后将相加后的矢量投影到该正交平面上。该点即中心的近似点并将用作新的观察点。

当虚拟内窥镜 302 从一个观察点向另一观察点侧向运动时 (由于

中心定位步骤), 需要了解摆动的发生。如果该虚拟内窥镜推进缓慢, 则在中心定位步骤中最长径线方向上的变化势将产生改变, 从而导致侧向运动。当围绕一个弯曲, 例如腔内折叠而转动时, 这种效应特别明显。在此种情况下, 对权重因子加以修正将减小该定位的变化和中心定位步骤的变化, 从而减小侧向运动。

该虚拟内窥镜 302 现在将位移至中心位置 S, 将它的定向保持朝前向观察点 V' (步骤 218), 如图 3 (e) 所示。该方法将被加以重复直至该虚拟内窥镜 302 达到它的意想目标 (步骤 220), 例如肿瘤, 结节等。

同以往的通过内部结构“飞行”的方法相反, 本发明的该方法不要求在开始导航之前计算飞行路程, 因而显著地节省了时间。

尽管参照某些优选实施方案对本发明作了展示和说明, 但本领域内的技术人员将理解可以在形式上和细节上做出各种改变, 只要不偏离所附的权利要求中所规定的本发明的构思和范围。

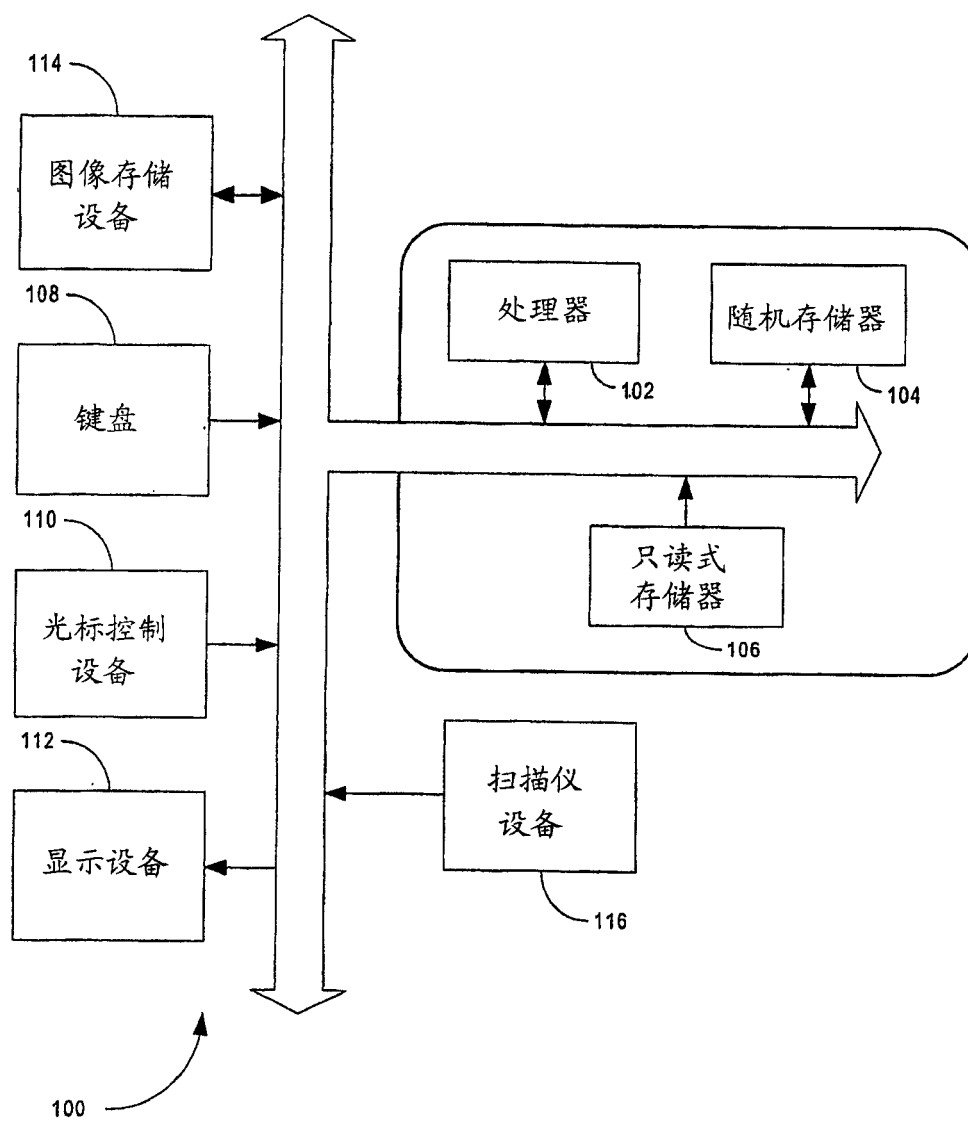


图 1

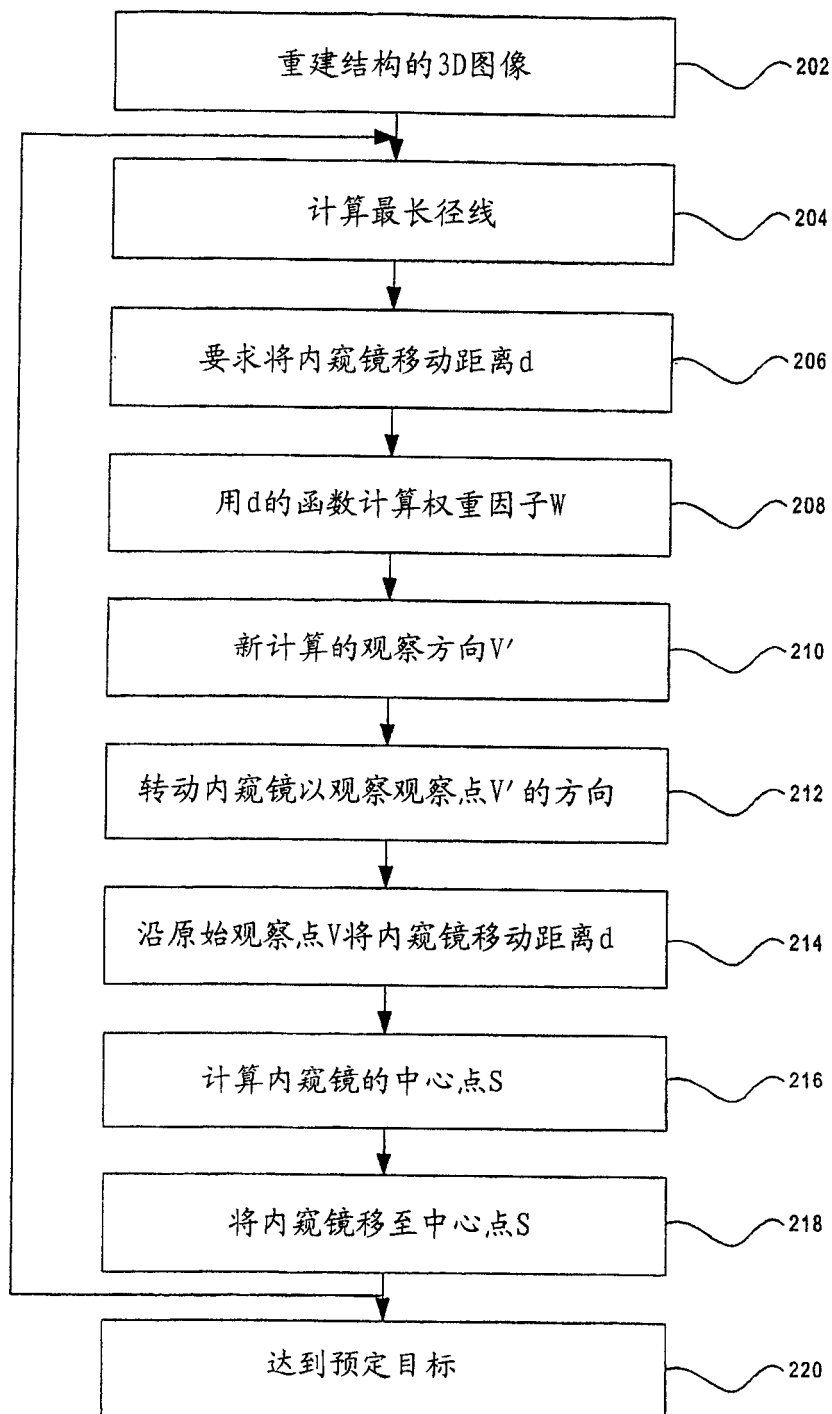


图 2

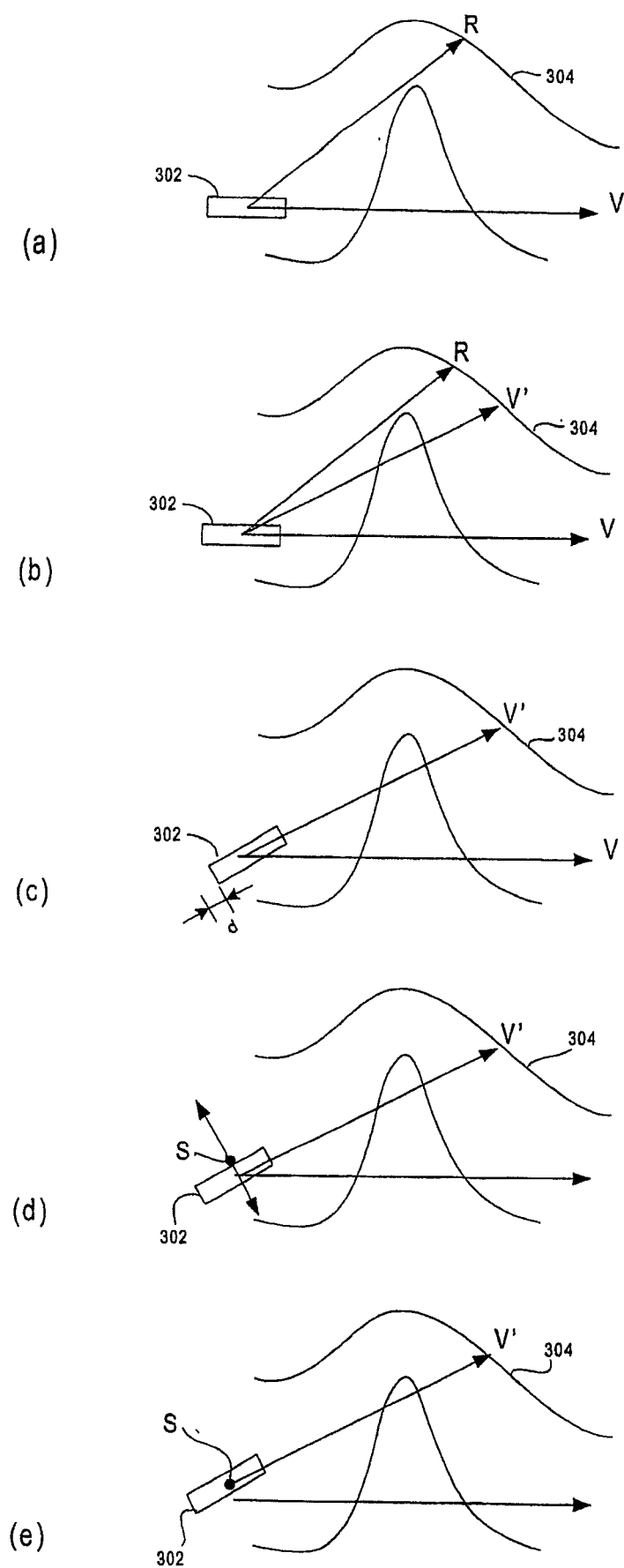


图 3

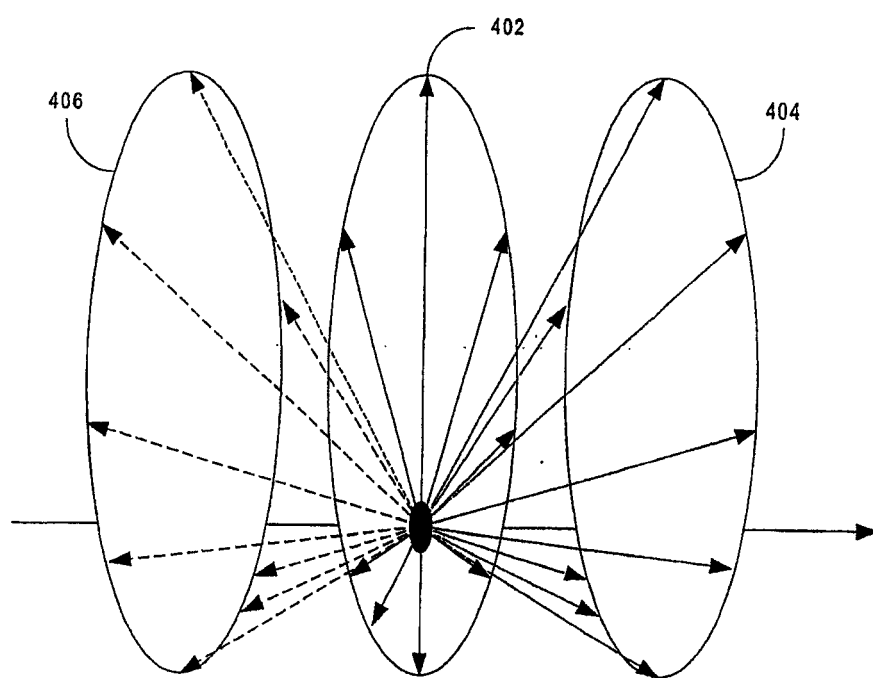


图 4

专利名称(译)	虚拟内窥镜检查的自动导航的方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN1312639C</a>	公开(公告)日	2007-04-25
申请号	CN02825809.6	申请日	2002-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子共同研究公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	B盖格		
发明人	B·盖格		
IPC分类号	G06T15/00 G01R33/54 A61B5/055 A61B6/03		
CPC分类号	G06T15/00		
代理人(译)	吴立明		
优先权	60/343012 2001-12-20 US 10/322326 2002-12-18 US		
其他公开文献	CN1606759A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

提供一种用在结构腔内对虚拟内窥镜观察点导航的方法。该方法包括步骤(a)确定该虚拟内窥镜的一初始观察点，该初始观察点具有第一中心点和第一方向；(b)确定从该初始观察点至该腔的最长径线，该最长径线具有第一最长径线方向(步骤204)；(c)确定该初始观察点的第一方向同第一最长径线方向之间的第二方向(步骤210)；(d)将该观察点转至第二方向(步骤212)并在该初始观察点的第一方向上将初始观察点移动第一预定距离(步骤214)；(e)计算该观察点的第二中心点(步骤216)；(f)将该观察点移至第二中心点(步骤218)；和重复步骤(b)至(f)直到该观察点达到理想目标。

