

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 5/055 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610074841.2

[43] 公开日 2006 年 11 月 15 日

[11] 公开号 CN 1860991A

[22] 申请日 2006.4.19

[21] 申请号 200610074841.2

[30] 优先权

[32] 2005. 4. 19 [33] US [31] 60/672578

[32] 2006. 3. 29 [33] US [31] 11/392457

[71] 申请人 西门子共同研究公司

地址 美国新泽西州

[72] 发明人 K·J·基希伯格 C·洛伦茨

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
代理人 杨 凯 魏 军

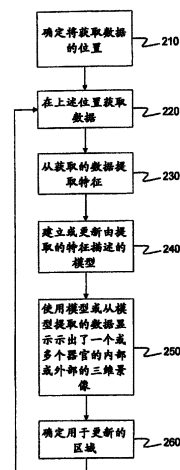
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 5 页

[54] 发明名称

实时虚拟内窥镜

[57] 摘要

在用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法中,确定获取数据的位置(210),以及在上述位置获取数据(220)。从获取的数据提取特征(230)。建立或更新由提取的特征描述的模型(240),其中更新模型包括计算一组获取参数的至少一个获取参数。使用模型或从模型提取的数据显示出了一个或多个器官的内部或外部的三维景像(250)。确定用于更新的区域(260)。



1. 一种用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法，包含以下步骤：

确定将获取数据的位置；

在所述位置获取数据；

从获取的数据提取特征；

建立或更新由提取的特征描述的模型，其中更新所述模型包括计算一组获取参数的至少一个获取参数；

使用所述模型或从所述模型提取的数据显示出了一个或多个器官的内部或外部的三维景像；以及

确定用于更新的区域。

2. 如权利要求 1 所述的方法，其中确定位置包含自动地确定获取数据的位置或交互地确定获取数据的位置中的任一个。

3. 如权利要求 1 所述的方法，其中获取数据包含得到从至少一个成像模态导出的解剖数据或功能数据中的至少一个。

4. 如权利要求 1 所述的方法，其中提取特征包含在图像中多个区域之间查找边界。

5. 如权利要求 1 所述的方法，其中显示三维景像包括允许用户与所述三维景像相互作用。

6. 如权利要求 1 所述的方法，其中所述一组获取参数包含位置数据、方位数据、定时数据和磁共振对比数据。

7. 如权利要求 1 所述的方法，还包含使用用于更新、在线磁共振获取、分割或建模的至少一个区域不断更新或实时更新所述三维景像。

8. 如权利要求 1 所述的方法，还包含提供在获取期间允许改变扫描参数的实时脉冲序列程序。

9. 一种具有程序指令存储其中的计算机可读介质，当在数字处

理设备中执行时用于实现权利要求 1 所述的方法。

10. 一种用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法，包含以下步骤：

获取切片或体数据；

从获取的切片或体数据提取边界定位；

使用提取的边界定位建立或更新模型，其中更新所述模型包括计算一组获取参数中的至少一个获取参数；

使用所述模型或从所述模型提取的数据显示三维景像；

计算用于更新的切片或体位置。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其中获取切片或体数据包含：

确定将获取数据的切片或体位置；

把所述切片或者体位置发送到至少一个成像模态；以及

得到从所述至少一个成像模态导出的切片或体数据。

12. 如权利要求 10 所述的方法，其中建立模型包括使用解剖或功能中的至少一个的先验知识。

13. 如权利要求 10 所述的方法，其中所述一组获取参数包含位置数据、方位数据、定时数据和磁共振对比数据。

14. 如权利要求 10 所述的方法，还包含使用所述切片或体位置、在线磁共振获取、分割或建模的至少一个来不断更新或实时更新所述三维景像。

15. 如权利要求 10 所述的方法，还包含提供在获取期间允许改变扫描参数的实时脉冲序列程序。

16. 一种具有程序指令存储其中的计算机可读介质，当在数字处理设备中执行时用于实现权利要求 10 所述的方法。

17. 一种用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统，包含：

图像用户接口；

与 said 图像用户接口进行数据通信的磁共振扫描器，其中所述

磁共振扫描器包括在获取期间允许改变扫描参数的实时脉冲序列程序；以及

控制器，其中所述控制器从所述磁共振扫描器请求数据，并且所述控制器把位置数据和一组获取参数的至少一个获取参数提供给所述磁共振扫描器。

18. 如权利要求 17 所述的系统，其中所述一组获取参数包含位置数据、方位数据、定时数据和磁共振对比数据。

19. 一种用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统，包含：

可用于获取数据和发送所获取的数据的成像设备；

处理器，其中所述处理器从所获取的数据提取特征和生成模型；以及

与所述处理器进行数据通信的显示器设备，所述显示器可用于使用所述模型或从所述模型提取的数据显示出了一个或多个器官的内部或外部的三维景像。

20. 如权利要求 19 所述的系统，其中所述成像设备包含至少一个成像模态。

21. 如权利要求 19 所述的系统，其中所述模型是解剖、功能、形状、变形或外观中的至少一个模型。

## 实时虚拟内窥镜

### 相关申请的交叉引用

本申请要求 2005 年 4 月 19 日提交的题为“磁共振成像中的实时图像驱动的虚拟内窥镜”的美国临时申请 No.60/672578（代理机构卷号 No.2005P06897US）的权益，其内容通过引用全部结合于此。

### 技术领域

本发明涉及实时虚拟内窥镜，更具体地说，涉及用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统和方法。

### 背景技术

通常认为医学成像与以改善治疗结果为目标诊断和病人护理同样重要。在近些年来，由于诸如 X 射线、计算机断层（CT）、磁共振（MR）成像和超声的成像模态（modalities）的发展，医学成像经历了迅速发展。这些模态提供了研究体内内部器官的非侵害方法，产生二维、三维或者甚至四维（三维+时间）的解剖和功能图像数据。图像数据一般由放射学家进行分析，放射学家将他的诊断基于单一图像切片或一些其它的图示法（例如体绘制）中的研究结果。

磁共振（MR）技术和方法学的发展引发了在介入性磁共振（iMRI）领域的研究。Jolesz 提供了 iMRI 领域的综述（Jolesz, F.Z. 的“介入性和术中磁共振成像：领域的综述”，*Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Jan.-Feb. 1998, 8(1):3-7）。Tsekos 提供了有助于执行实时冠状磁共振血管造影（MRA）和磁共振引导的冠状介入的方法（Tsekos, N.V., Atalar, E., Li, D., Omary, R.A., Serfaty, J.M., Woodard, P.K. 的“磁共振成像引导的冠状介入”，*Journal of Magnetic*

*Resonance Imaging*, 2004, 19(6):734-49)。除了避免病人和医师在执行步骤时的电离辐射暴露，在磁共振成像引导下执行诊断和治疗的步骤提供了与 X 射线引导的现行标准相比的优点。例如，高空间分辨率的磁共振图像、极好软组织对比、以及三维体中的任意扫描面的选择，不需人工重新定位病人或成像设备，是引起对 iMRI 注意的特征。

虽然尚未应用到临床领域，但 iMRI 是热切研究的方面。在开发专用脉冲序列和导管设计和跟踪方法中已经取得了重大的进展。Boll 比较了在磁共振 (MR) 成像期间用于介入性设备引导的脉冲序列以便估算在步骤的解剖区域上的序列选择的相关性 (Boll, D.T., Lewin, J.S., Duerk, J.L., Aschoff, A.J., Merkle, E.M. 的 “比较用于肝和头及颈介入的磁共振成像序列：存在用于所有目的单个最佳序列吗？”，*Academic Radiology*, May 2004, 11(5):506-15)。Buecker 提供了在磁共振引导下用于回肠动脉的经皮肤的血管成形术 (PTA) 的同时发生的磁共振实时有源末端跟踪和脉管解剖的接近实时描绘 (Buecker, A., Adam, G.B., Neuerburg, J.M., Kinzel, S., Glowinski, A. Schaeffter, T., Rasche, V., van Vaals, J.J. Guenther, R.W. 的 “在动物模型中用于回肠动脉的磁共振引导的 PTA 的同时发生的导管末端和脉管解剖的实时可视化”，*Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Aug. 2002, 16(2): 201-8)。开发中的 iMRI 的另一个单元是可视化和导航接口。期望最小化用于扫描器相互作用所需要的资源，而同时把获取数据的最有意义的表达实时提供给医师。

已经提出了用于介入性步骤的磁共振图像可视化的不同方法。当前技术包括单个或多个切片的二维图像实时显示、磁共振血管造影术数据的二维投影、和三维体绘制。Zhang 提供了通过侵入设备的方位和目标组织定位自动定义磁共振扫描面目标导航技术 (Zhang, Q., Wendt, M. Aschoff, A., Zheng, L., Lewin, J. Duerk, J. 的 “具有目标导航的介入性设备的有源磁共振引导”，*Magnetic Resonance in Medical*

*Sciences*, July 2000, 44(1):56-65)。Serfaty 提供了没有截面选择的二维投影技术 (Serfaty, J.M., Atalar, E., Declerck, J., Karmakar, P. Quick, H.H., Shunk, K.A., Heldman, A.W., Yang, X 的“实时投影磁共振血管造影术: 可行性研究”, *Radiology*, Oct. 2000, 217(1):290-5)。Guttman 提供了用于根据二维多切片或三维磁共振脉冲序列进行实时体绘制的系统 (Guttman, M.A., Lederman, R.J., Sorger, J.M., McVeigh, E.R., “用于介入性引导的实时体绘制的磁共振成像”, *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 2002, 4(4): 431-42)。

虽然虚拟内窥镜通常被视作执行离线步骤的标准诊断工具, 实时三维第一人 (first-person) 视图能帮助医师执行介入性步骤。例如, 这样的视图能帮助监视用于腹部主动脉搏的支架放置并且用来估计和阻止相邻壁的可能撕裂。在实时三维视图中把导管末端可视化能帮助医师来引导设备到试图切除的目标组织。

使用前面定义的一组成像参数, 常规的磁共振扫描系统被设计用来生成诊断图像。为不同的应用建立了各种实时扫描器控制系统。这些系统通常受限于扫描面控制和直接参数操纵。

## 发明内容

根据本发明的示范实施例, 提供用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法。该方法包括: 确定将获取数据的位置; 在上述位置获取数据; 从获取的数据提取特征; 建立或更新由提取的特征描述的模型, 其中更新模型包括计算一组获取参数中的至少一个获取参数; 使用上述模型或从上述模型提取的数据显示出了一个或多个器官的内部或外部的三维景像; 以及确定用于更新的区域。

根据本发明的另一示范实施例, 提供用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法。该方法包括: 获取切片或体数据; 从获取的切片或体数据提取边界定位; 使用提取的边界定位建立或更新模型, 其中更新模型包括计算一组获取参数的至少一个获取参数; 使

用上述模型或从上述模型提取的数据显示三维景像；以及计算用于更新的切片或体位置。

根据本发明的示范实施例，提供用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统。该系统包含：图形用户接口；与图形用户接口进行数据通信的磁共振扫描器，其中磁共振扫描器包括在获取期间允许改变扫描参数的实时脉冲序列程序；以及控制器，其中该控制器从磁共振扫描器请求数据，并且其中控制器把位置数据和一组获取参数中的至少一个提供给磁共振扫描器。

根据本发明的示范实施例，提供用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统。该系统包含：可用于获取数据和发送所获取的数据的成像设备；处理器，其中该处理器从获取的数据提取特征和生成模型；以及与该处理器进行数据通信的显示器设备，上述显示器可用于使用上述模型或从上述模型中提取的数据显示出一个或多个器官的内部或外部的三维景像。

当参考附图阅读本发明的示范实施例的描述时，本发明对本领域的技术人员将变得更清楚。

## 附图说明

图 1 图示了根据本发明的示范实施例的扫描系统；

图 2 是示出了根据本发明的示范实施例的用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法的流程图；

图 3 是示出了根据本发明的示范实施例的用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法的流程图；

图 4 是示出了根据本发明的示范实施例的用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法的流程图；

图 5 图示了根据本发明的示范实施例的用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统。



## 具体实施方式

在下文中将参考附图详细地描述本发明的示范实施例。在整个附图的描述中相似的附图标记指相似的或相同的单元。

在本发明的示范实施例中，用于在 iMRI 中导航的技术基础是用于实时扫描器控制和相互作用的软件和硬件环境。术语“实时”指用户足够快速地感知或使计算机能跟上某外部处理（例如以与它们实际移动相同的速度呈现越过屏幕移动的对象的可可视化）的计算机响应度级别。实时描述了人的而不是机器的感知时间。

将理解到本发明可以用不同形式的硬件、软件、固件、专用处理器、或者它们的组合来实现。在一个实施例中，本发明可以在客户-服务器结构中实现。图 1 图示了根据本发明的示范实施例的扫描系统。

参考图 1，扫描系统 100 包括图形用户接口 110、控制器 150 以及与图形用户接口 110 进行数据通信的磁共振扫描器 120。将理解到扫描系统 100 可包括代替磁共振扫描器 120 的 CT 扫描器或加到磁共振扫描器 120 上的 CT 扫描器，以及适合于实现本发明的各种成像模式。控制器 150 从磁共振扫描器 120 请求数据，并且控制器 150 把位置数据和一组获取参数的至少一个获取参数提供给磁共振扫描器 120。上述一组获取参数包括但不限于：位置数据、方位数据、定时数据和磁共振对比数据。

如图 1 所示，磁共振扫描器 120 包括实时服务器 127、实时脉冲序列程序 122 以及图像重建系统 125。如后面在该公开讨论的一样，实时脉冲序列程序 122 在获取期间允许改变扫描参数。

实时服务器 127 是运行在例如磁共振扫描器的主机上的应用。实时服务器 127 提供与扫描器通信的接口。外部应用可从在同一局部网络中的个人计算机（PC）连接以便发送扫描命令和接收相应的重建图像数据。例如，它提供从同一网络中外部 PC 中能接收扫描命令的套接连接（socket connection）。扫描命令含有比如扫描位置、

切片方位、脉冲序列参数、定义发送图像数据的地点的网络地址等的信息。在本发明的示范实施例中，所有网络通信由 TCP/IP 套接完成。

专用的交互式实时脉冲序列程序 122 在步骤期间连续地运行在扫描器 120 上。上述序列能够在运行时间期间改变某些序列参数和扫描位置及方位，并且实时重建图像。例如，实时脉冲序列程序 122 从实时服务器 127 接收扫描参数并且把它施加到将扫描的下一个切片。

在扫描器系统根据获取的数据完成重建图像之后，图像重建系统 125 把数据发送到在扫描命令中定义的网络套接中。另外，图像服务器发送实际的位置数据和方位以及相位编码和沿着图像的读出方向—这些参数定义在图像像素坐标和真实世界坐标之间的对应。

为了交互地操纵和可视化扫描面，根据本发明的示范实施例，图像用户接口 110 与扫描器 120 进行通信。在本发明的实施例中，图形用户接口 110 在三维绘制器中显示已扫描的切片。图形用户 100 接口可包含一个或多个两维或三维的图像数据的景像可视化、模型和/或从模型提取的数据、以及同景像相互作用的图形控制。

例如，扫描系统 100 能用来开发创建管状结构的三维模型的扫描自动模块。例如，模型能用来创建人的主动脉内虚拟的内窥镜视图。在该例中，在结构中的种子点和初始视图方向被给出一个先验。

能通过阈值处理技术或者通过更高级的轮廓查找步骤（例如使用水平集），或者通过任何适合的技术来执行分割。在下文中描述了第一种方法的实现。

令  $S^i = S(c^i, n^i, t^i, p)$  是在切片中心位置  $c^i$  获取的具有单位法线方向  $n^i$  的重建图像。 $t^i$  表示获取的时间点，以及  $p$  表示在步骤期间保持为常数的剩余序列参数。给出某初始位置  $c^0$  和法线方向  $n^0$ ，第一个切片被获取和分割。

分割步骤需要用于初始化的结构（如主动脉）内的一个种子点  $V$

(图像坐标)。切片中心位置  $c^i$  被选择在主动脉内, 因此  $V$  能设置在图像的中心。然后在通过下式得到切片  $i$  中的脉管的外形上的有序的一组点  $V_k, k = 1 \dots M$ :

$$A_k^i = \arg \min_{A \in A(S^i, V^i, \theta)} \|A - V\|, k = 1 \dots M \quad \text{其中}$$

$$A_k(S, V, \theta) = \left\{ X: X = \left[ V + \alpha \begin{pmatrix} \cos \phi_k \\ \sin \phi_k \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0.5 \\ 0.5 \end{pmatrix} \right], \alpha > 0, S_x < \theta \right\}$$

$$\theta_k = 2\pi \frac{k-1}{N}.$$

这里,  $S_x$  表示表示在图像中位置  $x$  的像素的灰度值以及  $\theta$  代表把明亮主动脉与背景相区别的阈值。分割点  $M$  的数量的选择是在用于分割和之后的绘制的计算复杂性以及模型的精度之间的权衡。为了以像素精度捕获边界, 我们可设置  $M \cong \pi d$ , 其中  $d$  是脉管的按像素的近似直径。

分割处理的结果是为每个已扫描的切片  $S_i$  按顺时针方式描述主动脉边界的若干图像点  $U_k^i, k = 1 \dots N$ 。

使用该方法, 用来在径向提供高的空间分辨率, 扫描面应当接近垂直于结构的中心线。扫描路径计划步骤通过估计中心线的本地线性近似和外插新的扫描平面的法线方向来取得该点。主动脉的横截面的质心  $C^i$  通过下式近似:

$$C^i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N U_k^i.$$

使用已知的图像到世界 (image-to-world) 坐标变换  $T^i$ , 通过  $c^i = T^i(C^i)$  给出在世界坐标的中心位置。新的扫描切片位置被外插为:

$$x^{i+1} = c^i + \sigma \frac{c^i - c^{i-1}}{|c^i - c^{i-1}|},$$

其中  $\sigma$  表示在世界坐标中的两个相邻切片的步长大小。该方法试图使主动脉在即将到来的图像的中心。

然后，新的切片法线方向通过下式确定：

$$n^{i+1} = \lambda n^i + (1-\lambda) \frac{c^i - c^{i-1}}{|c^i - c^{i-1}|},$$

具有某衰减因子  $0 \leq \lambda \leq 1$ ，其依赖于脉管的期望曲率。

在主动脉边界上的点通过分割处理得到然后用于建立几何的三维模型。使用已知的图像坐标到世界坐标的变换，二维点在世界坐标中定义模型的顶点。当扫描面沿着管状结构前进时连续地更新网眼。

根据本发明的示范实施例，用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统和方法在人的主动脉中可用作 MR 引导介入的技术。紧压（收缩）和动脉瘤（增大）是能通过 x 射线或 MRI 引导下的基于最小侵入导管的步骤而被治疗的主动脉缺陷的示例。在治疗期间，在适当的位置插入和布置支架移植物（stent graft）。

用于与磁共振扫描器实时相互作用的系统包括用于在扫描期间改变切片位置和方向的装置和用于把结果图像数据发送到处理系统的通信装置。图 5 图示了根据本发明的示范实施例的用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统。将参考图 5 在下文中描述数据流。

通过垂直于主动脉的主轴的获取组件 520 获取图像切片。已扫描的图像首先受分割 540 控制。在此，提取在主动脉壁上的点并且通过施加（已知的）图像切片的变换确定它们的三维位置。可选地，通过从当前模型 560 获得的先验形状知识来初始化分割 540。在分割 540 之后，轮廓点的三维坐标被加入到数据点云中。不断地进行优化来拟合和更新主动脉模型 560 以便最好地匹配点云。在一个切片内的轮廓点的相干性信息不必用于模型 560，因此导致能容易地扩充到其它器官的更一般的系统。

然后,通过绘制组件 550 使用几何的模型 560 以便显示器官的内部或外部的一个或多个三维视图。能覆盖可选的解剖的、功能的数据或引用数据。然后用户 510 能通过改变限定由绘制组件 550 创建的视图的虚拟相机的位置和方位而经由景像进行导航。

使用来自当前模型 560 和/或在三维景像中的当前视野的形状知识,计划者组件 530 请求来自获取组件 520 的新的图像切片或体。

图 2 是示出了根据本发明的示范实施例的用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法的流程图。参考图 2,在步骤 210,确定获取数据的位置。确定获取数据的位置可以自动地或交互地完成。

在步骤 220,在上述位置获取数据。在本发明的示范实施例中,获取数据包含得到从至少一个成像模态导出的解剖数据和/或功能数据。例如,获取数据可包含在上述位置执行磁共振扫描以得到解剖和/或功能数据。

在步骤 230,从获取的数据提取特征。提取特征可包含在图像的多个区域之间查找边界。例如,区域可对应于器官的内部或表面。在此使用的“器官”指器官或解剖结构。提取特征可包含分割数据。

在步骤 240,建立或更新由提取的特征描述模型。更新模型包括计算一组获取参数的至少一个获取参数。上述一组获取参数包括但不限于:位置数据、方位数据、定时数据和磁共振对比数据。预料上述数据能直接地用于绘制而无需建立模型。

在步骤 250,使用模型或从模型中提取的数据显示出了一个或多个器官的内部或外部的三维景像。在本发明的示范实施例中,显示三维景像包括允许用户与三维景像相互作用。

在步骤 260 中,确定用于更新的区域。在本发明的示范实施例中,使用用于更新、在线磁共振获取、分割和/或建模的区域来不断更新或实时更新三维景像。

在本发明的示范实施例中,提供了在获取期间允许改变扫描参数的实时脉冲序列程序。

图 3 和 4 是示出了根据本发明的示范实施例的用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法的流程图。参考图 3, 在步骤 305, 获得切片或体数据。例如, 如图 4 所示, 获取切片或体数据可包含以下步骤: 确定获取数据的切片或体位置 410; 把该切片或体位置发送到至少一个成像模态 420; 以及得到从所述至少一个成像模态导出的切片或体数据 430。获取的切片或体数据可包含像素或体素。

在步骤 340, 从获取的切片或体数据提取边界定位。这可涉及分割所获取的切片或体数据。通过把像素或体素与多个区域的任一个相关联来规定分割。在本发明的实施例中, 提取边界定位包含确定多个区域之间的在图像中的定位。

在步骤 350, 使用提取的边界定位建立或更新模型。更新模型包括计算一组获取参数的至少一个获取参数。上述一组获取参数包括但不限于: 位置数据、方位数据、定时数据和磁共振对比数据。建立模型可包括使用解剖和/或解剖功能的先验知识。预料上述数据能直接地用于绘制而无需建立模型。

在步骤 360, 使用模型或从模型中提取的数据显示出了一个或多个器官的内部或外部的三维景像。

在步骤 370, 计算用于更新的切片或体位置。在本发明的示范实施例中, 使用用于更新、在线磁共振获取、分割和/或建模的切片或体位置来不断更新或实时更新三维景像。

在本发明的示范实施例中, 提供了在获取期间允许改变扫描参数的实时脉冲序列程序。

在下文中, 将描述根据本发明的实施例的用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的系统。该系统包括成像设备和处理器, 以及与处理器进行数据通信的显示器设备。

成像设备可用于获取数据和发送获取的数据。成像设备包含至少一个成像模态。例如成像设备可以是磁共振扫描器。

处理器从获取的数据提取特征并生成模型; 以及显示器设备与

处理器进行数据通信。显示器可用于使用模型或从模型提取的数据来显示三维景像。上述模型可包含解剖、功能、形状、变形和/或外观的模型。三维景像可包括模型的内部的视图。

将理解到本发明可以用不同形式的硬件、软件、固件、专用处理器、或它们的组合来实现。在一个实施例中，本发明可以用作为可触知地体现在程序存储设备上的应用程序的软件来实现。应用程序可上载到包含任何适合结构的机器，并由该机器执行。

还会理解到，因为在附图中描绘的一些构成系统组件和方法步骤可以用软件实现，在系统组件（或处理步骤）之间的实际连接依其中本发明被编程的方式而可以不同。给出提供于此的本发明的教导，本领域的技术人员能够预料本发明的这些和相似的实现或配置。

在下文中，根据本发明的示范实施例，将描述包括用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的计算机代码的计算机可读介质。上述计算机可读介质包含：用于确定获取数据的位置的计算机代码；用于在上述位置获取数据的计算机代码；用于从获取的数据提取特征的计算机代码；用于建立由提取的特征所描述的模型的计算机代码；用于使用模型或从模型提取的数据显示出了一个或多个器官的内部或外部的三维景像的计算机代码；以及确定用于更新的区域的计算机代码。

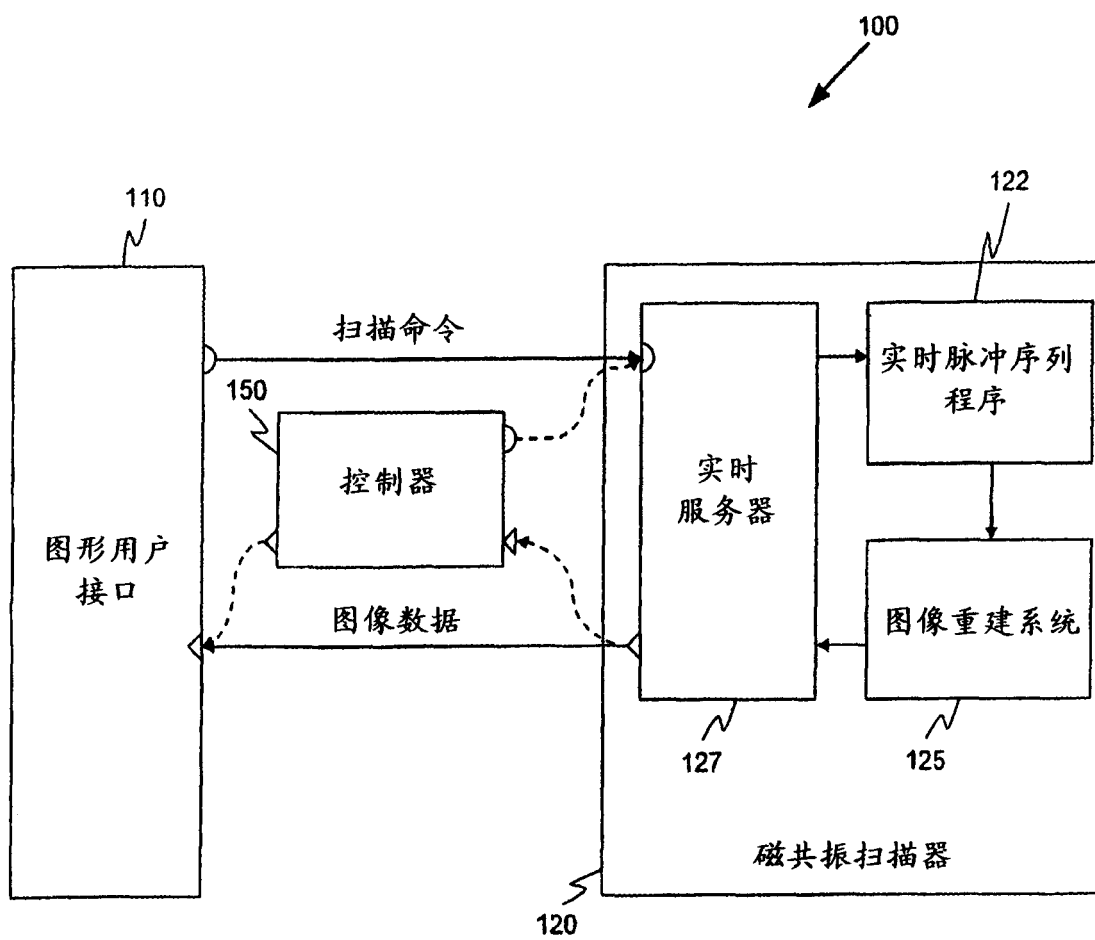


图 1



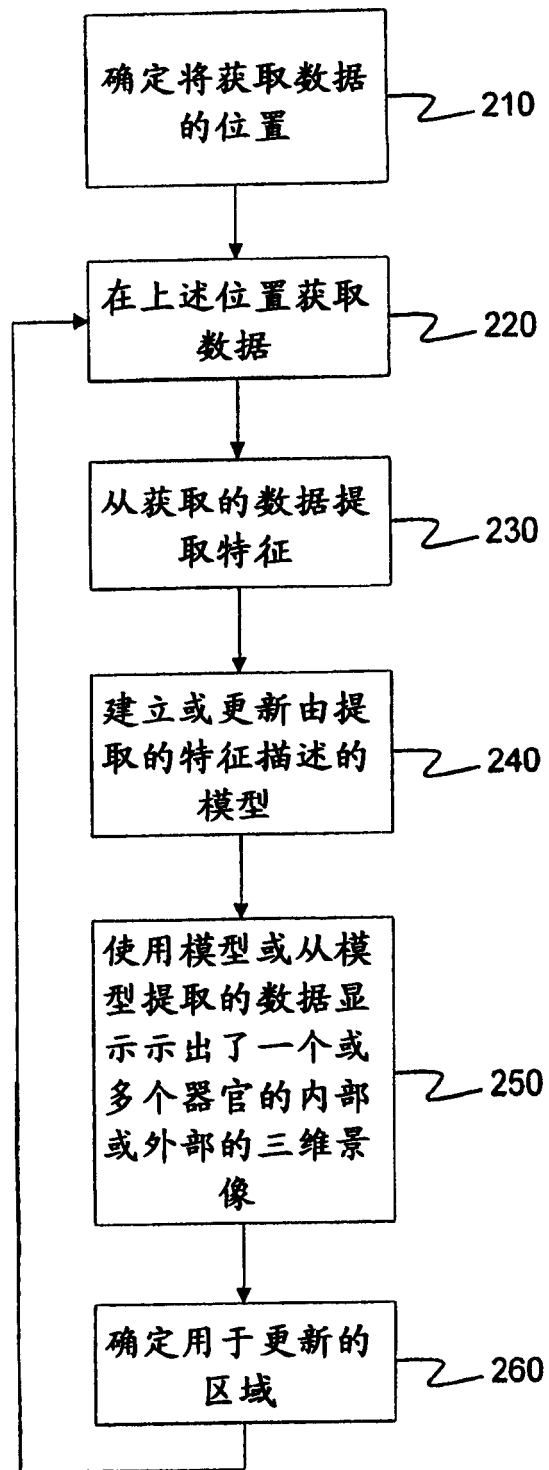


图 2

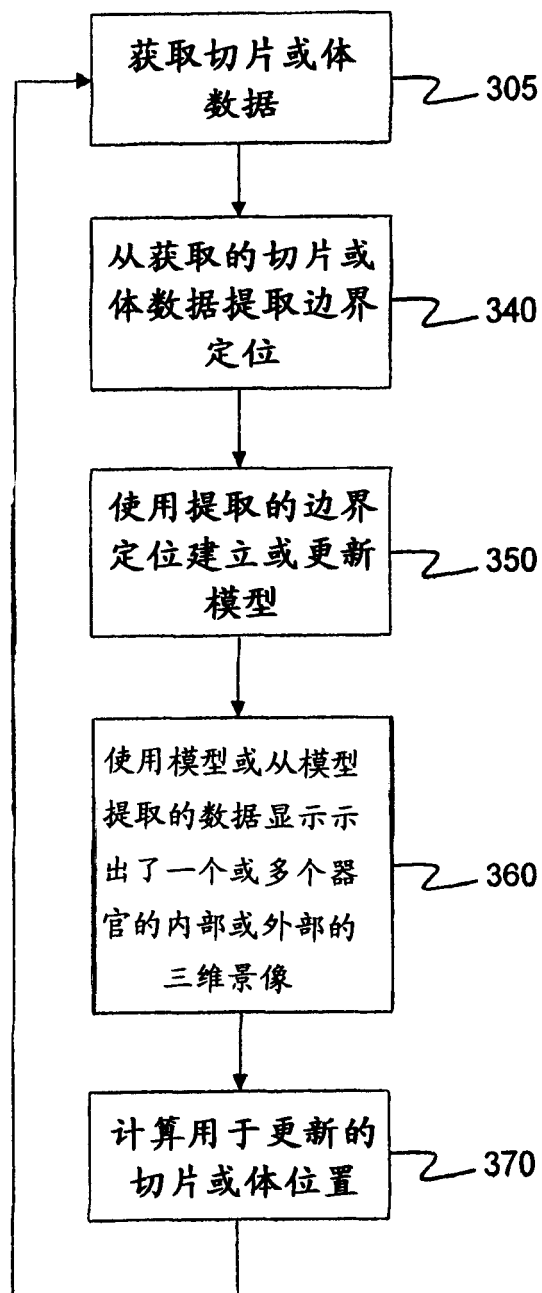


图 3

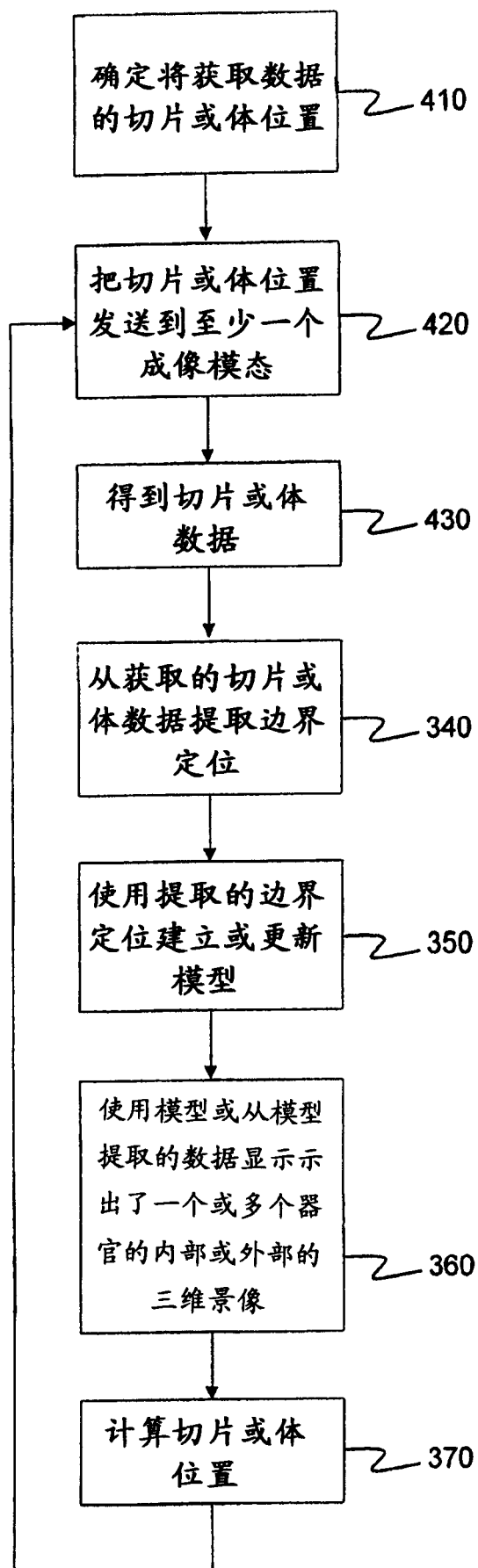


图 4

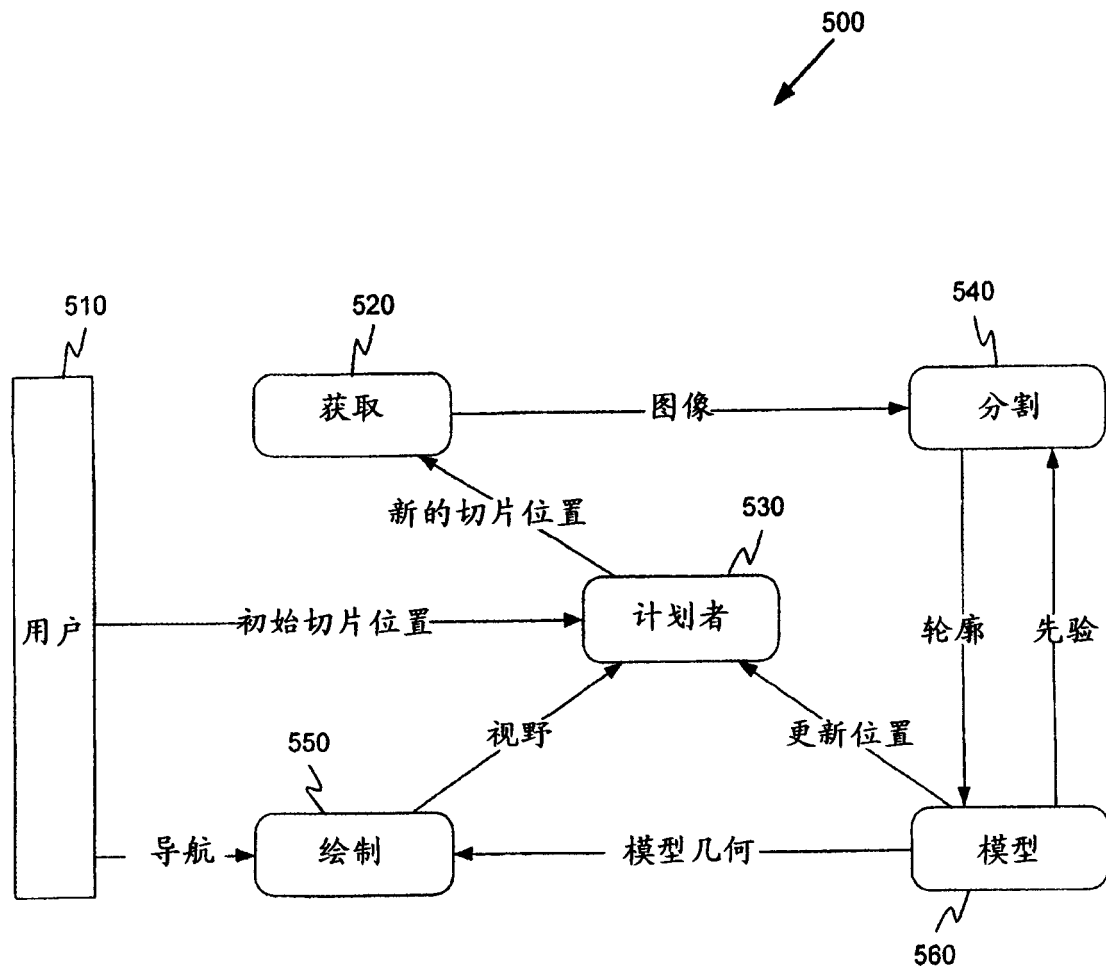


图 5

专利名称(译)	实时虚拟内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">CN1860991A</a>	公开(公告)日	2006-11-15
申请号	CN200610074841.2	申请日	2006-04-19
[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)	西门子共同研究公司		
[标]发明人	KJ基希伯格 C洛伦茨		
发明人	K·J·基希伯格 C·洛伦茨		
IPC分类号	A61B5/055		
CPC分类号	A61B6/5223 A61B6/5235 G06F19/321 G06K9/00234		
代理人(译)	杨凯 魏军		
优先权	11/392457 2006-03-29 US 60/672578 2005-04-19 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

在用于介入性步骤的实时三维可视化和导航的方法中，确定获取数据的位置(210)，以及在上述位置获取数据(220)。从获取的数据提取特征(230)。建立或更新由提取的特征描述模型(240)，其中更新模型包括计算一组获取参数的至少一个获取参数。使用模型或从模型提取的数据显示出了一个或多个器官的内部或外部的三维景像(250)。确定用于更新的区域(260)。

