



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104010560 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 27

(21) 申请号 201280063699. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 12. 17

A61B 1/313 (2006. 01)

(30) 优先权数据

G06T 7/00 (2006. 01)

61/578, 427 2011. 12. 21 US

G06T 11/60 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 06. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/057393 2012. 12. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/093761 EN 2013. 06. 27

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 A·波波维奇 H·埃尔哈瓦林

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

来自体积模态的结构到未校准内窥镜的视频上的叠加与运动补偿

(57) 摘要

本发明提供一种方法、系统和程序产品,用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上。所述方法包括:确定3D术前图像上的结构与2D内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性(310);使用假定相机参数和相对应的所述点对,导出用于从所述3D图像到所述2D图像的变换(320)的投影矩阵;使用所导出的投影矩阵,将来自所述3D图像的所述结构绘制到所述2D内窥镜图像上的2D投影(330);确定单应性矩阵;并且使用所述单应性矩阵,翘曲所绘制的结构投影(340)。



1. 一种用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的方法,包括以下步骤:

确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性;

使用假定相机参数和相对应的所述点对,导出用于从所述的 3D 图像到所述 2D 图像的转换的投影矩阵;

使用所导出的投影矩阵,将来自所述 3D 图像的所述的结构绘制到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影;

确定单应性矩阵;并且

使用所述单应性矩阵,翘曲所绘制的结构投影。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述结构为动脉树并且所述多个点对为所述动脉树的分叉点。

3. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述结构为静脉树并且所述多个点对为所述静脉树的分叉点。

4. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述结构为支气管树并且所述多个点对为所述支气管树的分叉点。

5. 如权利要求 1 所述的方法,其中,多个点对的对应性是通过将所述 2D 内窥镜图像中的树结构中的分叉图样与来自所述 3D 图像的所述树结构中的对应的分叉图样进行匹配,来确定的。

6. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述单应性矩阵是使用所确定的点对而导出的。

7. 如权利要求 1 所述的方法,其中,单应性矩阵是针对所述 2D 内窥镜图像的多于一个不同分区中的每个而导出的。

8. 如权利要求 1 所述的方法,还包括以下步骤:确定用于将来自所述内窥镜图像的第一帧的点变换到所述内窥镜图像的第二帧的对应性矩阵;并且使用所述对应性矩阵来追踪所述结构的运动,翘曲所绘制的结构投影。

9. 如权利要求 8 所述的方法,其中,多个对应性矩阵被使用。

10. 一种用于对从体积模态绘制到未校准内窥镜的视频上的结构叠加进行运动补偿的方法,所述方法包括以下步骤:

确定用于将来自所述内窥镜图像的帧的点变换到所述内窥镜图像的任意后续帧的对应性矩阵;并且

使用所述对应性矩阵来追踪所述结构的运动,翘曲所绘制的叠加结构。

11. 一种用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的系统,包括:

处理器;

存储器,其能够操作地与所述处理器相关联;

显示器,其能够操作地与所述处理器相关联;以及

叠加程序指令,其被编码在所述存储器上并且由所述处理器运行以:

确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性;

使用假定相机参数和相对应的所述点对,导出用于从所述的 3D 图像到所述的 2D 图像

的转换的投影矩阵；

使用所导出的投影矩阵，将来自所述 3D 图像的所述结构绘制到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影；

确定单应性矩阵；并且

使用所述单应性矩阵，翘曲所绘制的结构投影。

12. 如权利要求 11 所述的系统，其中，所述叠加程序指令针对所述 2D 内窥镜图像的多个不同分区中的每个，导出单应性矩阵。

13. 如权利要求 11 所述的系统，其中，所述叠加程序指令在由所述处理器运行时，还：

确定用于将来自所述内窥镜图像的第一帧的点变换到所述内窥镜图像的第二帧的对应性矩阵；并且

使用所述对应性矩阵来追踪所述结构的运动，翘曲所绘制的结构投影。

14. 如权利要求 13 所述的系统，其中，多个对应性矩阵被使用。

15. 一种用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的计算机程序产品，所述计算机程序产品包括计算机可读存储设备，所述计算机可读存储设备上编码有计算机可执行程序指令，包括：

用于确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性的计算机可执行指令；

用于使用假定相机参数和相对应的所述点对导出用于从所述 3D 图像到所述 2D 图像的转换的投影矩阵的计算机可执行指令；

用于使用所导出的投影矩阵来将来自所述 3D 图像的所述结构绘制到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影的计算机可执行指令；

用于确定单应性矩阵的计算机可执行指令；以及

用于使用所述单应性矩阵来翘曲所绘制的结构投影的计算机可执行指令。

16. 如权利要求 15 所述的计算机程序产品，其中，单应性矩阵是针对所述 2D 内窥镜图像的多个不同分区中的每个而导出的。

17. 如权利要求 15 所述的计算机程序产品，其中，所述计算机可执行程序指令还包括：

用于确定用于将来自所述内窥镜图像的第一帧的点变换到所述内窥镜图像的第二帧的对应性矩阵的计算机可执行指令；以及

用于使用所述对应性矩阵来追踪所述结构的运动来翘曲所绘制的结构投影的计算机可执行指令。

18. 如权利要求 17 所述的计算机程序产品，其中，多个对应性矩阵被使用。

来自体积模态的结构到未校准内窥镜的视频上的叠加与运动补偿

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请与 2010 年 9 月 15 日递交的临时专利申请号 61/382980,“Robotic Control of an Endoscope from Blood Vessel Images”及 2011 年 9 月 13 日递交的共同未决非临时国际申请 PCT/IB2011/053998 相关,通过引用将它们并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及医学成像领域,并且更具体而言涉及用于将来自体积成像模态的三维结构叠加到未校准内窥镜的视频上并补偿所述体积结构在所述内窥镜的所述视频上的运动的方法、系统和计算机程序产品。

背景技术

[0004] 在微创冠状动脉搭桥手术中,典型地使用两种成像模态:(1)术前 3D 成像(例如计算机断层摄影,或 CT 或 3D X 射线血管造影)以提取有关冠状动脉的几何学的信息,以及(2)实时内窥镜成像。归因于覆盖冠状动脉的不同组织,它们通常在内窥镜视频上不完全可见。而且,内窥镜视频典型地是以二维方式记录的。体积 3D 图像以三维方式提供冠状动脉的完整可视化。然而,外科医师必须准确地内窥镜视频上察看所述冠状动脉的位置,以成功地执行微创冠状动脉搭桥手术。为了在所述动脉在内窥镜视频上不可见时确定他们的位置,可以将所述动脉叠加在所述内窥镜视频上。

[0005] 然而,已有的用于叠加术前 3D 成像数据(例如从 CT 扫描到内窥镜视频上)的方法要求对所述内窥镜的校准,用额外的定位系统追踪,或者两者。校准内窥镜是个复杂的过程,如果处理不当容易出错,并且因此在临床环境中不太实际。内窥镜的光学性质可能随着使用而改变,因此一次校准不能长时间使用。此外,定位系统,例如光学标记物在手术期间并不总是可用,并且给程序增加了相当大的成本和时间。

[0006] 而且,用于在心脏和其他手术中规划的三维成像通常不是以时间序列执行的(例如门控 CT)。因此,结构的 3D 几何没有把因生理学过程(例如心跳和呼吸)造成的移动考虑在内。例如,在心脏手术中,仅知晓针对心动周期的一个相位的动脉树几何。

发明内容

[0007] 提供一种用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的方法、系统和程序产品。所述方法包括:确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性;使用假定相机参数和相对应的所述点对,导出用于从所述 3D 图像到所述 2D 图像的变换的投影矩阵;使用所导出的投影矩阵,将来自所述 3D 图像的所述结构绘制到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影;确定单应性矩阵;并且使用所述单应性矩阵,翘曲所绘制的结构投影。

[0008] 根据一个实施例,所述结构为动脉树并且所述多个点对为所述动脉树的分叉点。

- [0009] 根据一个实施例,所述结构为静脉树并且所述多个点对为所述静脉树的分叉点。
- [0010] 根据一个实施例,所述结构为支气管树并且所述多个点对为所述支气管树的分叉点。
- [0011] 根据一个实施例,通过将所述 2D 内窥镜中的树结构中的分叉图样与来自所述 3D 图像的所述树结构中的对应的分叉图样进行匹配,来确定多个点对的对应性。
- [0012] 根据一个实施例,使用所确定的点对来导出所述单应性矩阵。
- [0013] 根据一个实施例,针对所述 2D 内窥镜图像的多于一个不同分区的每个,来导出单应性矩阵。
- [0014] 根据一个实施例,针对所叠加的结构提供运动补偿。通过将来自所述内窥镜图像的帧的点变换到所述内窥镜图像的任意后续帧,来导出对应性矩阵。然后,使用所述对应性矩阵追踪所述结构的运动,来翘曲所绘制的结构投影。
- [0015] 根据一个实施例,使用在时间序列上计算的多个对应性矩阵,来翘曲所叠加的结构。
- [0016] 根据本发明的另一方面,提供一种方法,以补偿叠加的结构的运动。用于对从体积模态绘制到未校准内窥镜的视频上的结构叠加的运动补偿的方法包括以下步骤:确定用于将来自所述内窥镜图像的帧的点变换到所述内窥镜图像的任意后续帧的对应性矩阵;并且使用所述对应性矩阵追踪所述结构的运动,翘曲所绘制的叠加结构。
- [0017] 根据本发明的另一方面,提供一种用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的系统。所述系统包括:处理器;存储器,其能够操作地与所述处理器相关联;显示器,其能够操作地与所述处理器相关联;以及叠加程序指令,其被编码在所述存储器上并且由所述处理器运行以:确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性;使用假定相机参数和所述对应的点对,导出用于从所述 3D 图像到所述 2D 图像的变换的投影矩阵;使用所导出的投影矩阵,绘制来自所述 3D 图像的所述结构到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影;确定单应性矩阵;并且使用所述单应性矩阵,翘曲所绘制的结构投影。
- [0018] 根据一个实施例,所述叠加程序指令针对所述 2D 内窥镜图像的多于一个不同分区的每个,导出单应性矩阵。
- [0019] 根据一个实施例,所述叠加程序指令在被所述处理器运行时还提供针对所叠加的结构的运动补偿。为了提供运动补偿,所述叠加程序指令确定用于将来自所述内窥镜图像的第一帧的点变换到所述内窥镜图像的第二帧的对应性矩阵;并且使用所述对应性矩阵来追踪所述结构的运动,翘曲所绘制的结构投影。
- [0020] 根据本发明的另一方面,提供一种用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的计算机程序产品。所述计算机程序产品包括计算机可读存储设备,所述计算机可读存储设备上编码有计算机可执行程序指令,包括:用于确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性的计算机可执行指令;用于使用假定相机参数和相对应的所述点对导出从所述 3D 图像到所述 2D 图像的变换投影矩阵的计算机可执行指令;用于使用所导出的投影矩阵将来自所述 3D 图像的所述结构绘制到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影的计算机可执行指令;用于确定单应性矩阵的计算机可执行指令;以及用于使用所述单应性矩阵来翘曲所绘制的结构投影的计算机可执行指令。

[0021] 根据一个实施例,所述计算机可执行程序指令还包括:用于确定对应性矩阵的计算机可执行指令,所述对应性矩阵用于将来自所述内窥镜图像的第一帧的点变换到所述内窥镜图像的第二帧;以及用于使用所述对应性矩阵追踪所述结构的运动来翘曲所绘制的结构投影的计算机可执行指令。

附图说明

[0022] 在结合附图阅读时,根据后文对优选实施例的详细描述,将更清楚地理解本发明的特征和优点。附图中包括以下图:

[0023] 图 1 为根据本发明的实施例的、用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的系统的框图;

[0024] 图 2 为根据本发明的实施例的、用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的方法的流程图;

[0025] 图 3 为在心脏程序期间示出可见动脉结构的内窥镜图像;

[0026] 图 4 为根据本发明的实施例的、用于匹配 3D 图像和 2D 图像中对应的点对的方法的流程图。

[0027] 图 5 为根据本发明的实施例的、在心脏程序期间的内窥镜图像,其中在用单应性矩阵翘曲之前在其上叠加动脉树结构;

[0028] 图 6 为根据本发明的实施例的、用于对 2D 内窥镜图像上的叠加的运动补偿的方法的流程图;

[0029] 图 7 为根据本发明的实施例的、在心脏程序期间示出对追踪特征的选择的内窥镜图像;并且

[0030] 图 8 为在来自图 5 的后续帧的内窥镜图像,其示出所选特征的移动。

具体实施方式

[0031] 本发明提供一种用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的方法、系统和计算机程序产品。根据本发明的一个实施例,确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性。使用估计的相机参数和所述对应的点对,导出用于从所述 3D 图像到所述 2D 图像的变换的投影矩阵。所述内窥镜未被校准。尤其地,这意味着所述相机参数,例如焦距和光学图像的中心是未知的。所述估计的相机参数因此是估计的,而不知晓准确参数。使用所导出的投影矩阵,绘制来自所述 3D 图像的所述结构到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影。确定针对所述结构的所述内窥镜图像和 2D 投影的单应性矩阵,并且使用所述单应性矩阵翘曲所绘制的结构投影。

[0032] 图 1 为根据本发明的实施例的、用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的系统的框图。所述系统包括:内窥镜 100 和处理系统 200。内窥镜 100 可以为适用于在微创手术程序期间提供图像的任意内窥镜。而且,内窥镜 100 可以包括一起或按序列使用的多于一个内窥镜。

[0033] 处理系统 200 可以为适用于处理并显示医学图像的任意系统,例如通用计算机。处理系统 200 包括处理器 210,其例如通过系统总线 220,能够操作地连接到存储器 230。应理解,在本发明的范围内其他合适的架构也是可能的。处理器 210 可以为任意合适的处理

器,例如一个或多个微处理器。存储器 230 可以为任意合适的存储器,包括但不限于 RAM、ROM、内置硬盘驱动器、磁盘驱动器、USB 闪存驱动器或适用于存储程序代码的任意其他存储器设备。存储器 230 上编码有由处理器 210 运行的内窥镜视频程序指令 232,以实时处理和显示内窥镜视频图像。所述存储器上也编码有(或为所述内窥镜程序指令的部分,或可由所述内窥镜程序指令调用的)叠加程序指令 234,用于将来自体积模态的结构叠加到来自所述内窥镜的所述视频图像上。也编码在存储器 230 上的是血管树提取器 236,其可由叠加程序指令 234 操作,以提取动脉树结构的几何表示。

[0034] 来自内窥镜 100 的所述视频图像被呈现在显示器 240 上,用于在手术程序期间由外科医师察看。

[0035] 针对解剖结构(例如动脉树)的结构数据 301 获取自数据存储设备 300。结构数据 301 可以为提取的所述结构的几何表示的形式。实践中,由飞利浦销售的 Brilliance iCT 扫描器可以被用于生成图像并提取诸如动脉树的结构表示。

[0036] 由处理器 210 运行的程序指令 234:确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性;使用假定相机参数和相对应的所述点对,导出用于从所述 3D 图像到所述 2D 图像的变换的投影矩阵;使用所导出的投影矩阵将来自所述 3D 图像的所述结构绘制到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影;确定单应性矩阵;并且使用所述单应性矩阵,翘曲所绘制的结构投影。

[0037] 图 2 为根据本发明的实施例的、用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上的方法的流程图。叠加程序指令 234 确定 3D 术前图像上的结构与 2D 内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性(步骤 310)。以下描述将描述探测冠状动脉结构上相对应的点对。然而,所述结构可以为任意动脉树、静脉树、支气管树,或具有区别特征的图样(例如分叉)的任意其他解剖结构。

[0038] 实践中,如图 3 中所示,动脉结构的一些部分可以在所述内窥镜射频图像上可见,而所述动脉结构的其他部分被脂肪组织层隐藏。如图 4 中所示,叠加程序指令 234 可以通过已知的图像处理操作(例如对所述冠状动脉的可见部分 372 的阈值探测),实施对可见冠状动脉的自动探测。可选地,外科医师可以通过与视频显示器 240 交互的输入设备(例如鼠标),来手动输入动脉结构。

[0039] 血管树提取器 236,其在本领域是已知的,被叠加程序指令 234 操作为提取冠状动脉结构的可见部分 372 的几何表示(子图)392(步骤 312)。所述几何表示包括节点,所述节点表示所述动脉结构的每个分叉并且在所述节点之间具有分支连接。

[0040] 叠加程序指令 234 也接收在术前扫描期间由 3D 成像系统从完整冠状动脉结构 370 提取的所述完整冠状动脉树的几何表示(主图)391(步骤 311)。由于在所述内窥镜图像中所述冠状动脉结构的所述可见部分与来自所述 3D 扫描的所述完整冠状动脉树的所述表示来自相同的患者,因此其为所提取的 3D 树表示的子图。

[0041] 叠加程序指令 234 使用任意合适的图匹配方法将子图 392 匹配到主图 391,所述图匹配方法例如最大共同子图方法、McGregor 共同子图方法,等等(步骤 313)。例如,将子图 392 的节点匹配到来自主图 391 的节点的子集。现在,不可见的周围的动脉树从所述 3D 成像知晓。

[0042] 叠加程序指令 234 使用假定相机参数和相对应的点对,导出用于从所述 3D 结构到

所述 2D 图像的变换的投影矩阵（步骤 320）。将所匹配的节点（或分叉）的 3D 坐标和 3D 坐标与针对所述内窥镜的焦距和光学中心的假定值输入到公式中，以求解用于将来自所述 3D 图像的所述动脉的形状投影到所述 2D 内窥镜图像的投影矩阵。在本领域中已知对 3×4 投影矩阵 P 的计算为重新划分 (resectioning)。对于 N 个 3D 结构点 $X_i = [X_i, Y_i, Z_i]^T$ 和 N 个 2D 图像点 $x_i = [x_i, y_i, z_i]^T$ 的成对对应，可以使用下式，以计算投影矩阵 $P = [P_1^T P_2^T P_3^T]$ 。

$$[0043] \quad \begin{bmatrix} 0^T & -X_i^T & y_i X_i^T \\ X_i^T & 0^T & -x_i X_i^T \\ -y_i X_i^T & x_i X_i^T & 0^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix} = 0 \quad (\text{方程 1})$$

[0044] 从 N 个点对应的集，我们通过针对每个对应堆积所述方程，得到 2×12 矩阵 A 。通过求解方程组 $Ap = 0$ ，计算投影矩阵 P ，其中 p 为包含矩阵 P 的元素的向量。可以使用直接线性变换完成对方程的数值解。所述投影矩阵包括三个变换维度，和三个旋转角，其限定所述内窥镜位置和取向。

[0045] 为了保证所有感兴趣特征均可见，所述假定焦距应大于针对要被使用的任意内窥镜的任意可能焦距。

[0046] 在导出所述投影矩阵之后，叠加程序指令 234 使用所导出的投影矩阵，绘制来自所述 3D 图像的结构到所述 2D 内窥镜图像上的 2D 投影（步骤 330）。用针对所述 3D 结构的每个体素的坐标乘以所述投影矩阵，并且将乘积叠加到所述 2D 内窥镜图像上。由于针对所述内窥镜的焦距和光学中心的所述假定值，所投影的结构将不特别准确。所投影的特征由于所估计的焦距而将不在正确的比例，并且由于所述假定光学中心而将没有被准确定位。

[0047] 叠加程序指令 234 然后执行 2D 到 2D 匹配（步骤 340）。这可以通过确定单应性矩阵，并使用所述单应性矩阵翘曲所绘制的结构投影来完成。为了确定所述单应性矩阵，叠加程序指令 234 再次使用所匹配的点对。这次，针对匹配的点或节点在所述 2D 投影上的坐标和来自所述内窥镜图像的针对所述匹配的点或节点的坐标被用于迭代地导出 3×3 单应性矩阵。

[0048] 然后，用所述 2D 投影的每个像素乘以所述单应性矩阵，以将所投影的结构翘曲到所述内窥镜图像的比例和位置。根据一个实施例，可以增加阿尔法通道，以允许不阻挡下方结构地叠加。

[0049] 根据一个实施例，针对所述内窥镜图像的多于一个分区中的每个，导出单应性矩阵，并且使用对应的单应性矩阵来单独翘曲每个分区中的所述叠加的结构的部分。当在所述内窥镜图像中对特征的定位不同于在所述 3D 图像中的定位时（例如因针对手术程序的心动周期、呼吸、肺部放气等等造成的移动），这提供更为准确的叠加。

[0050] 可以在每次期望结构的叠加时，重复前面的叠加过程。可选地，可以通过使所计算的投影矩阵与所计算的单应性矩阵相乘，来计算准确的相机矩阵。一旦计算得到准确的相机矩阵，则可以无需重新计算所述投影和单应性矩阵，而每次准确地执行叠加。

[0051] 也可以作为结构追踪和补偿因心动周期、呼吸等等造成的所述结构的移动以及所述内窥镜的移动。可以在已确定所述投影和单应性矩阵并且所述结构已被叠加到所述内窥镜图像上时，执行一次该补偿。

[0052] 图 6 为根据本发明的实施例的、用于对 2D 内窥镜图像上的叠加的运动补偿的方法的流程图。如图 7 中所示, 叠加程序指令 234 接收对所述内窥镜图像上要被追踪的特征 1-13 的选择 (步骤 610)。可以手动选择这些特征, 例如用诸如鼠标的输入设备, 外科医师可以使用其在显示器上指示要被追踪的特征。可选地, 所述叠加程序指令可以包括或调用选择算法, 其选择具有使得它们更容易追踪的数学性质 (例如 SURF 描述符) 的特征。所选择的特征可以是叠加的结构上的特征 (例如动脉结构的分叉)、移动的结构上的特征 (例如心脏上的脂肪的边缘), 或是它们的组合。

[0053] 然后在所述内窥镜视频的连续帧中追踪所选择的特征 1-13 (步骤 620), 如图 8 中所示。可以使用本领域已知的技术追踪所选择的特征, 例如具有金字塔实现方法的 Lucas-Kanade 追踪算法。所述追踪步骤的结果是在在上一帧中的一组特征以及那些特征在当前帧中的对应位置。

[0054] 任选地, 叠加程序指令 234 可以包括或调用滤波器, 以识别并拒绝不正确追踪的特征 (步骤 630)。如果任意特征尚未被正确追踪, 则这是合乎期望的, 但不需要拒绝所述不正确追踪的特征。失败追踪意味着所述特征在其在第二帧中的新位置, 未被正确探测到。例如如果使用诸如 Lucas-Kanade 算法的迭代方法确定特征的最后位置的话, 可以通过缺乏收敛来探测失败追踪。在当前帧中忽略被确定为未被正确追踪的特征的位置, 并且仅使用剩余的特征位置确定所述叠加的位置和形状。

[0055] 使用在相邻帧中追踪的特征的对应位置, 叠加程序指令 234 计算 3×3 对应性矩阵, 所述 3×3 对应性矩阵可以将所述特征从它们在上一帧上的位置变换到它们在第二帧上的位置 (步骤 640)。用于使用对应的点位置对变换矩阵的计算的数学方法在本领域是周知的。对于三个点, 计算放射变换。如果使用多于三个点, 则可以计算单应性矩阵。

[0056] 可选地, 可以针对所述内窥镜图像的不同分区计算多个对应性矩阵。使用多个对应性矩阵可以得到更为精细的预测和更准确的叠加。然而, 存在着针对使用多重对应性矩阵的计算成本。

[0057] 一旦已计算了所述对应性矩阵或多个对应性矩阵, 则可以将它们用于逐段地变形所述体积叠加 (步骤 650)。所变形的叠加使用所叠加的结构的位置, 以补偿因运动造成的在当前帧中的新位置。如果使用多重对应性矩阵, 则所变形的叠加也补偿因运动造成的所述结构的形状的改变, 例如由于跳动的心脏造成的动脉结构的变形。

[0058] 本发明可以采取整体硬件实施例或包含硬件与软件元件的实施例的形式。在示范性实施例中, 本发明在软件中实施, 所述软件包括但不限于固件、常驻软件、微代码等等。

[0059] 此外, 本发明可以采取计算机程序产品的形式, 所述计算机程序产品可从提供程序代码的计算机可用或计算机可读存储介质访问, 用于由计算机或任意指令运行系统或设备使用或与计算机或任意指令运行系统或设备连接。出于该描述的目的, 计算机可用或计算机可读存储介质可以为能容纳或存储所述程序的任意装置, 用于由所述指令运行系统、装置或设备使用或与所述指令运行系统、装置或设备连接。

[0060] 前述方法可以通过程序产品得以实现, 所述程序产品包括具有机器可执行程序指令的机器可读介质, 所述机器可执行程序指令在由机器 (例如计算机) 运行时, 执行所述方法的步骤。该程序产品可以被存储在各种已知的机器可读介质的任一种上, 包括但不限于压缩盘、软盘、USB 存储器设备等等。

[0061] 所述介质可以为电子的、磁的、光学的、电磁的、红外的或半导体的系统（或装置或设备）。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机磁盘、随机存取存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、硬磁盘和光盘。光盘的当前返利包括压缩盘只读存储器（CD-ROM）、压缩盘读/写（CD-R/W）和 DVD。

[0062] 前面的描述和附图旨在例示而非限制本发明。本发明的范围旨在涵盖对权利要求书的最大程度的等价变型与配置。

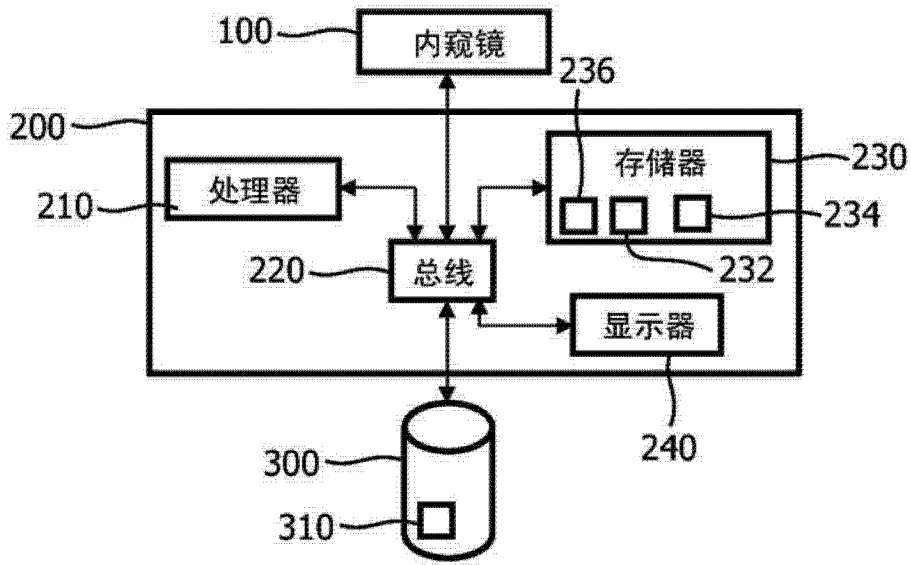


图 1

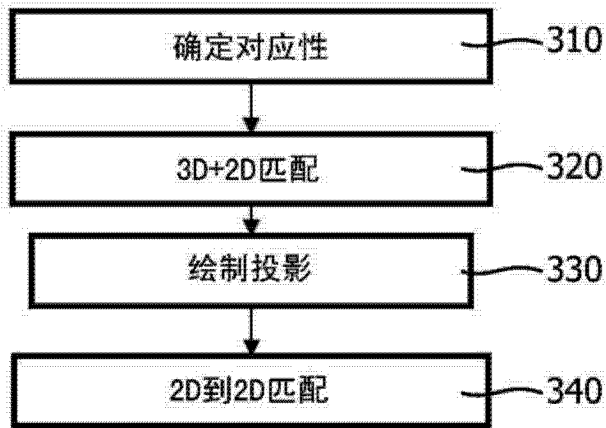


图 2

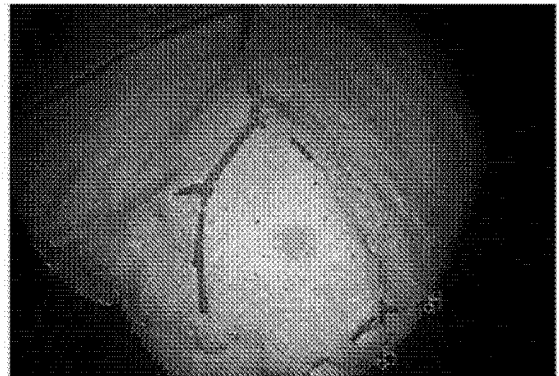


图 3

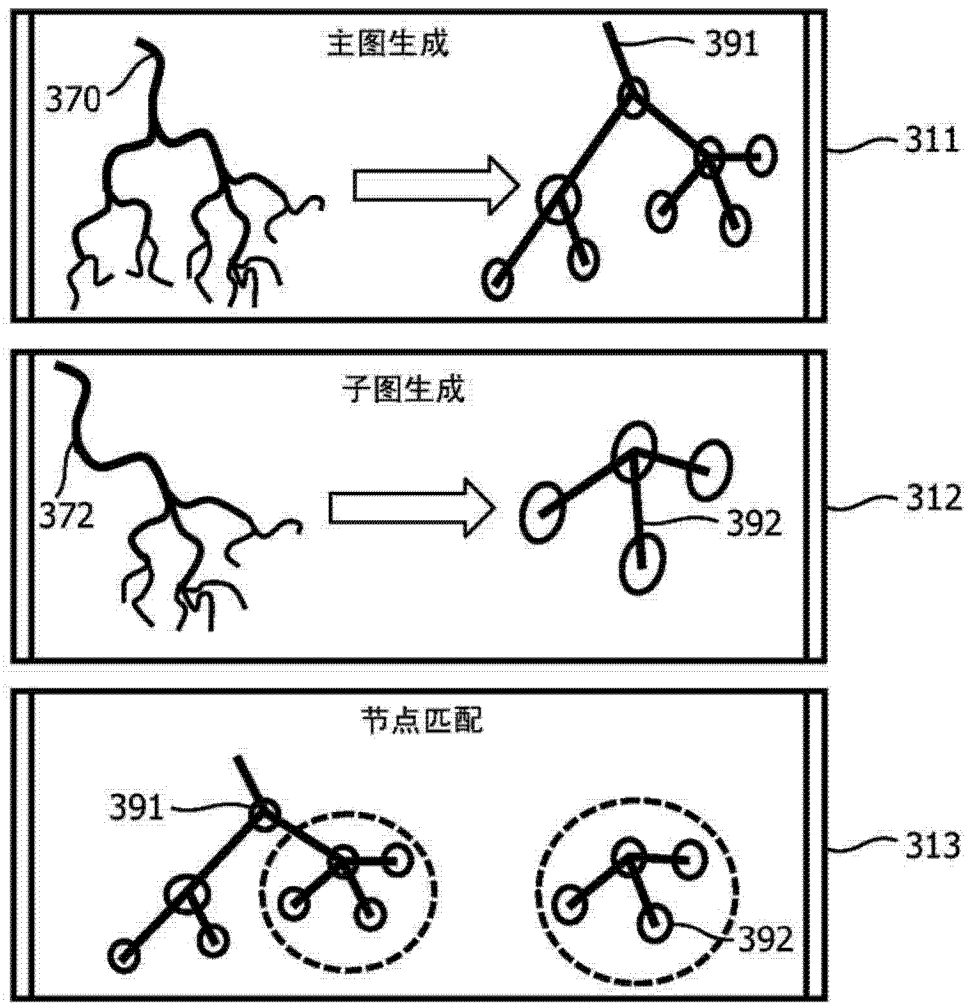


图 4

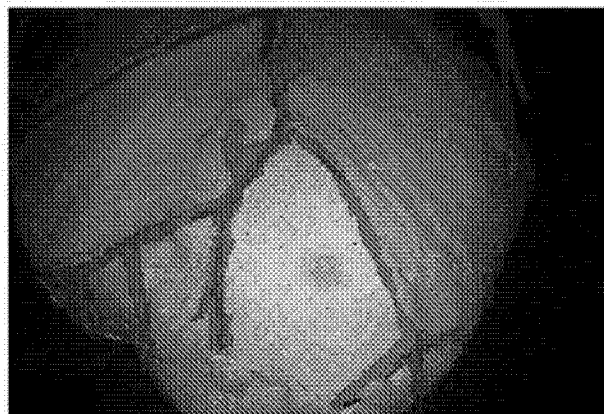


图 5

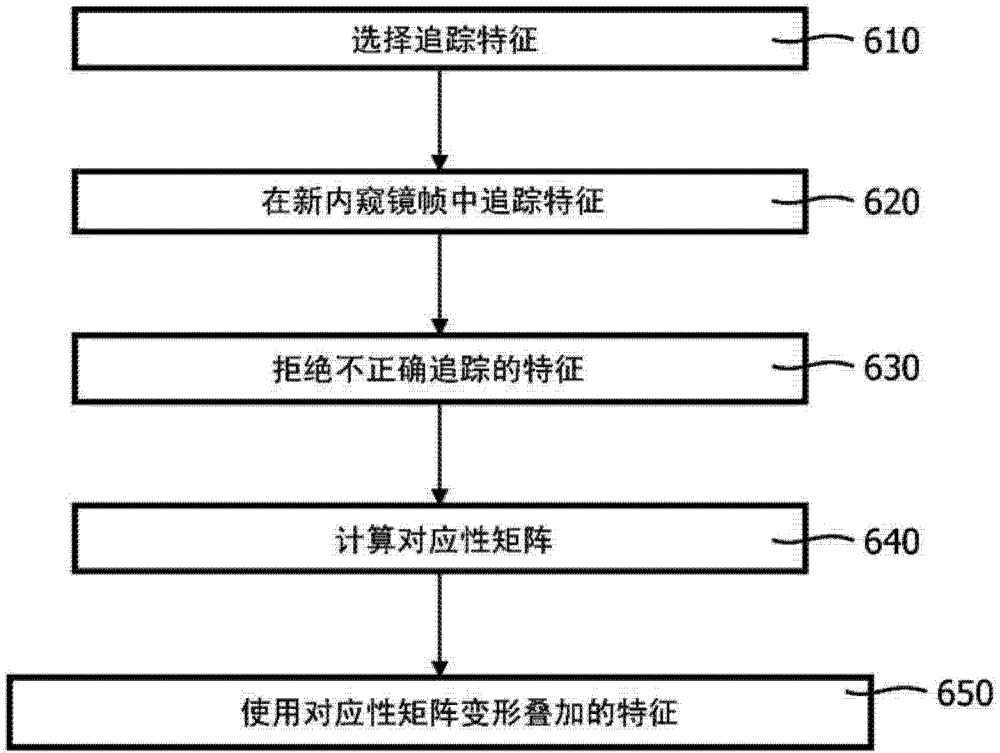


图 6

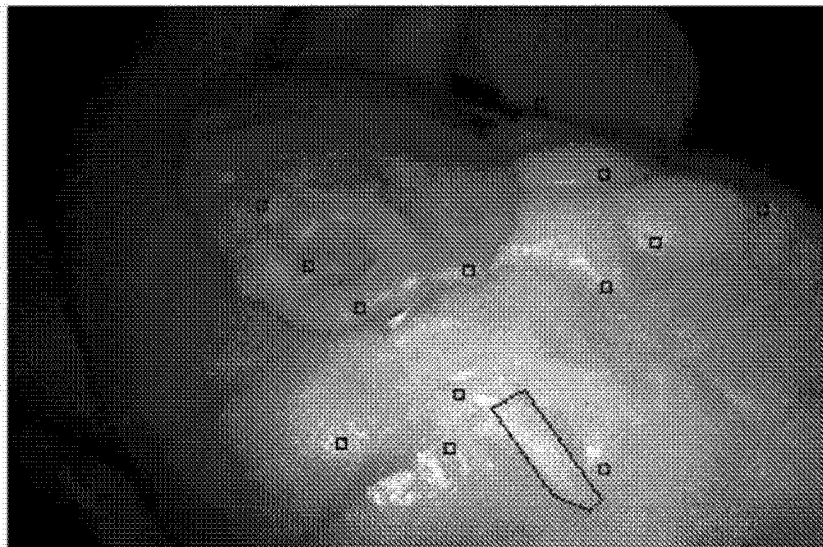


图 7

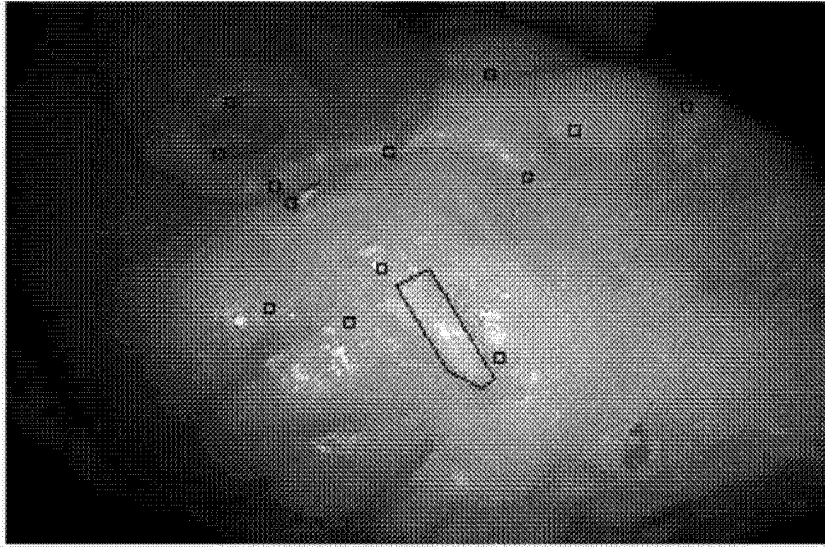


图 8

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 来自体积模态的结构到未校准内窥镜的视频上的叠加与运动补偿 | | |
| 公开(公告)号 | CN104010560A | 公开(公告)日 | 2014-08-27 |
| 申请号 | CN201280063699.5 | 申请日 | 2012-12-17 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦有限公司 | | |
| [标]发明人 | A波波维奇 H埃尔哈瓦林 | | |
| 发明人 | A·波波维奇 H·埃尔哈瓦林 | | |
| IPC分类号 | A61B1/313 G06T7/00 G06T11/60 A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | G06T11/60 G06T11/006 A61B19/2203 A61B1/0005 G06T2207/10081 G06T2200/32 A61B2019/5289 G06T2207/20072 A61B1/3137 G06T2207/30048 G06T2210/41 G06T2207/10068 G06T7/0032 G06T2207/30101 A61B1/00009 A61B34/30 A61B2090/364 G06T7/344 | | |
| 代理人(译) | 王英 刘炳胜 | | |
| 优先权 | 61/578427 2011-12-21 US | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明提供一种方法、系统和程序产品，用于将来自体积模态的结构叠加到未校准内窥镜的视频上。所述方法包括：确定3D术前图像上的结构与2D内窥镜视频图像上的所述结构之间的多个点对的对应性(310)；使用假定相机参数和相对应的所述点对，导出用于从所述3D图像到所述2D图像的变换(320)的投影矩阵；使用所导出的投影矩阵，将来自所述3D图像的所述结构绘制到所述2D内窥镜图像上的2D投影(330)；确定单应性矩阵；并且使用所述单应性矩阵，翘曲所绘制的结构投影(340)。

