



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103108602 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 15

(21) 申请号 201180044480. 6

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2011. 09. 13

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/382, 980 2010. 09. 15 US

A61B 19/00 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

G06K 9/64 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 03. 15

G06T 7/00 (2006. 01)

A61B 17/00 (2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2011/053998 2011. 09. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02012/035492 EN 2012. 03. 22

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 A·波波维奇

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

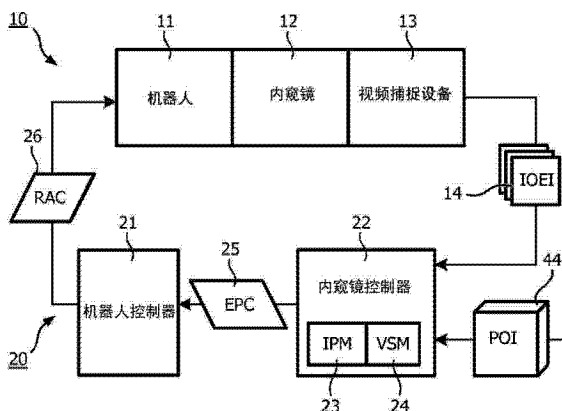
权利要求书3页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

从血管树图像对内窥镜的机器人控制

(57) 摘要

一种机器人引导系统采用了机器人单元(10)和控制单元(20)。所述机器人单元(10)包括用于生成解剖区域内的血管树的手术中内窥镜图像(14)的内窥镜(12)以及用于在解剖区域内移动所述内窥镜(12)的机器人(11)。所述控制单元(20)包括内窥镜控制器(22),所述内窥镜控制器(22)用于生成所述解剖区域内的内窥镜路径,其中,所述内窥镜路径从所述血管树的手术中内窥镜图像(14)的图形表示到所述血管树的手术前三维图像(44)的图形表示的匹配来导出。所述控制单元(20)还包括机器人控制器(21),所述机器人控制器(21)用于命令所述机器人(11)根据所述内窥镜路径在所述解剖区域内移动所述内窥镜(12)。



1. 一种机器人引导系统,包括:
机器人单元(10),其包括
内窥镜(12),其能够操作用于生成解剖区域内的血管树的手术中内窥镜图像(14),以及
及
机器人(11),其能够操作用于在所述解剖区域之内移动所述内窥镜(12);以及
控制单元(20),其包括
内窥镜控制器(22),其能够操作用于生成所述解剖区域之内的内窥镜路径,其中,所述内窥镜路径从所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的图形表示到所述血管树的手术前三维图像(44)的图形表示的匹配导出,以及
机器人控制器(21),其能够操作用于命令所述机器人(11)根据所述内窥镜路径在所述解剖区域之内移动所述内窥镜(12)。
2. 根据权利要求1所述的机器人引导系统,其中,所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的所述图形表示到所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述图形表示的所述匹配包括:
生成从所述血管树的所述手术前三维图像(44)的几何表示导出的主图;
生成从所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的几何表示导出的子图;以及
将所述子图匹配到所述主图。
3. 根据权利要求2所述的机器人引导系统,
其中,所述主图包括表示所述血管树的所述手术前三维图像(44)内的所述血管树的每个分叉的节点的主集合;并且
其中,所述子图包括所述节点的主集合的子集,所述节点的主集合表示所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的每个分叉。
4. 根据权利要求3所述的机器人引导系统,其中,所述子图到所述主图的所述匹配包括:
在所述主图中建立所述节点的垂直排序和水平排序中的至少一个。
5. 根据权利要求2所述的机器人引导系统,其中,所述内窥镜控制器(22)还能够操作用于根据所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的所述图形表示到所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述图形表示的所述匹配,向所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)上叠加所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述几何表示。
6. 根据权利要求5所述的机器人引导系统,其中,所述内窥镜控制器(22)还能够操作用于在所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述几何表示到所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)上的叠加图像内生成所述内窥镜路径。
7. 根据权利要求2所述的机器人引导系统,
其中,所述子图到所述主图的所述匹配包括所述节点的子集到所述节点的主集合的多个匹配结果;并且
其中,选择所述多个匹配结果中的一个作为所述子图到所述主图的匹配。
8. 根据权利要求1所述的机器人引导系统,其中,所述血管树是冠状动脉树。
9. 一种用于内窥镜(12)和机器人(11)的控制单元(20),所述内窥镜(12)能够操作用于生成解剖区域内的血管树的手术中内窥镜图像(14),所述机器人(11)能够操作用于在

所述解剖区域之内移动所述内窥镜(12),所述控制单元(20)包括:

内窥镜控制器(22),其能够操作用于生成所述解剖区域内的内窥镜路径,其中,所述内窥镜路径从所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的图形表示到所述血管树的手术前三维图像(44)的图形表示的匹配导出;以及

机器人控制器(21),其能够操作用于命令所述机器人(11)根据所述内窥镜路径在所述解剖区域内移动所述内窥镜(12)。

10. 根据权利要求9所述的控制单元(20),其中,所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的所述图形表示到所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述图形表示的所述匹配包括:

生成从所述血管树的所述手术前三维图像(44)的几何表示导出的主图;

生成从所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的几何表示导出的子图;以及

将所述子图匹配到所述主图。

11. 根据权利要求10所述的控制单元(20),

其中,所述主图包括表示所述血管树的所述手术前三维图像(44)内的所述血管树每个分叉的节点的主集合;并且

其中,所述子图包括所述节点的主集合的子集,所述节点的主集合表示所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的每个分叉。

12. 根据权利要求11所述的控制单元(20),其中,所述子图到所述主图的所述匹配包括:

在所述主图中建立所述节点的垂直排序和水平排序中的至少一个。

13. 根据权利要求10所述的控制单元(20),其中,所述内窥镜控制器(22)还能够操作用于根据所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的所述图形表示到所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述图形表示的所述匹配,向所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)上叠加所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述几何表示。

14. 根据权利要求13所述的机器人引导系统,其中,所述内窥镜控制器(22)还能够操作用于在所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述几何表示到所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)上的叠加图像内生成所述内窥镜路径。

15. 根据权利要求10所述的机器人引导系统,

其中,所述子图到所述主图的匹配包括所述节点的子集到所述节点的主集合的多个匹配结果;并且

其中,选择所述多个匹配结果中的一个作为所述子图到所述主图的匹配。

16. 一种机器人引导方法,包括:

生成解剖区域内的血管树的手术中内窥镜图像(14);

生成所述解剖区域内的内窥镜路径,其中,所述内窥镜路径从所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的图形表示到所述血管树的手术前三维图像(44)的图形表示的匹配导出;以及

命令机器人(11)根据所述内窥镜路径在所述解剖区域内移动内窥镜(12)。

17. 根据权利要求16所述的机器人引导方法,其中,所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的所述图形表示到所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述图形表示的所

述匹配包括：

生成从所述血管树的所述手术前三维图像(44)的几何表示导出的主图；
生成从所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的几何表示导出的子图；以及
将所述子图匹配到所述主图。

18. 根据权利要求 17 所述的机器人引导方法，

其中，所述主图包括表示所述血管树的所述手术前三维图像(44)内的所述血管树的每个分叉的节点的主集合；并且

其中，所述子图包括所述节点的主集合的子集，所述节点子集表示所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的每个分叉。

19. 根据权利要求 17 所述的机器人引导方法，还包括：

根据所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)的所述图形表示到所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述图形表示的所述匹配，向所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)上叠加所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述几何表示。

20. 根据权利要求 19 所述的机器人引导系统，其中，在所述血管树的所述手术前三维图像(44)的所述几何表示到所述血管树的所述手术中内窥镜图像(14)上的叠加图像内生成所述内窥镜路径。

从血管树图像对内窥镜的机器人控制

[0001] 本发明大体涉及微创手术程序(例如微创冠状动脉旁路移植手术)期间内窥镜的机器人控制。本发明具体涉及将手术前三维(“3D”)血管树图像的图形表示到手术中内窥镜血管树图像的图形表示的匹配作为机器人引导内窥镜的根据。

[0002] 冠状动脉旁路移植术(“CABG”)是用于阻塞的冠状动脉血管的再形成的手术程序。美国每年执行大约 500000 例这种手术。在常规 CABG 中,患者的胸骨被打开并且患者的心脏充分暴露给外科医生。尽管心脏暴露,但是一些动脉可能因为它们上方的脂肪组织层而部分不可见。对于这样的动脉,外科医生可以摸触心脏表面并感受来自动脉的血液脉动以及动脉的狭窄部位。不过,这样的数据是不充足的,可能不足以向手术部位转移手术计划。

[0003] 在微创 CABG 中,由于医生不能摸触心脏表面,因而常规 CABG 的上述问题更严重。此外,微创 CABG 中使用的手术器械的长度阻止了来自工具近端的任何触觉反馈。

[0004] 用于解决常规 CABG 的问题的一种已知技术是将手术中的部位与手术前的 3D 冠状动脉树配准。具体而言,使用光学跟踪的指示器对打开的心脏环境中动脉的位置进行数字化,并且利用现有技术中的迭代最近点(“ICP”)算法将位置数据配准到手术前的树。然而,与匹配数字化动脉和手术前数据的任何相关方法一样,这种技术对于微创 CABG 而言是不现实的,因为小端口访问施加了空间的约束。而且,这种技术要求大多数动脉能被医生看到或触摸到,在微创 CABG 中这是不可能的。

[0005] 用于解决微创 CABG 的问题的一种已知技术是执行配准方法,其中利用光学跟踪的内窥镜重建心脏表面并将其匹配到同一表面的手术前计算机层析成像(“CT”)数据。然而,与建议基于表面的匹配的任何相关方法一样,如果用于导出表面的内窥镜视野过小,那么这种技术可能会失败。此外,由于心脏表面相对平滑,没有特定的表面特征,这种技术的算法经常工作在该算法的不是最理想的局部最大值中。

[0006] 用于解决微创 CABG 的问题的另一种已知技术是利用先前标记的病例数据库和基于图表的匹配来标记从新患者提取的冠状动脉树。然而,仅在完整的树且其目标是标记树而非匹配几何结构时,这种技术才有效。

[0007] 微创 CABG 的另一问题是一旦达到相对于手术前的 3D 图像的全局定位,内窥镜的取向和引导。配准的目标是便于定位接合部位和狭窄部位。在标准设置中,内窥镜由助理持有,而外科医生持有两个器械。外科医生向助理发出命令并且助理相应地移动内窥镜。这种设置有碍于外科医生的手眼协调,因为助理需要直觉地转变外科医生发出的命令,通常从医生的参照系转变到助理的参照系和内窥镜的参照系。多个坐标系可能导致各种操作误差,延长手术时间或导致冠状动脉的错误辨识。

[0008] 被设计为允许外科医生直接经由感测的医生头部运动来控制内窥镜的手术内窥镜辅助可以通过从控制回路中去除助理来解决那些问题中的一些,但是外科医生参照系和内窥镜参照系之间的变换的问题仍然存在。

[0009] 本发明提供的方法用于匹配手术前三维(“3D”)图像(例如 CT 图像、锥形射束 CT 图像、3D X 射线图像或 MRI 图像)中所示出的和手术中内窥镜图像中所示出的血管树(例如动脉的分叉、毛细血管或静脉)的图形表示,用于将来自手术前 3D 图像的血管树叠加到手术中

内窥镜图像以及用于使用叠加图像将持有内窥镜的机器人引导到手术前 3D 图像中定义的位置。

[0010] 本发明的一种形式是采用机器人单元和控制单元的机器人引导系统。

[0011] 一种机器人引导系统采用了机器人单元和控制单元。机器人单元包括用于生成解剖区域内的血管树的手术中内窥镜图像的内窥镜,以及用于在解剖区域内移动内窥镜的机器人。所述控制单元包括内窥镜控制器,用于生成所述解剖区域之内的内窥镜路径,其中,所述内窥镜路径从所述血管树的手术中内窥镜图像的图形表示到所述血管树的手术前三维图像的图形表示的匹配导出。控制单元还包括机器人控制器,用于命令所述机器人根据所述内窥镜路径在所述解剖区域之内移动所述内窥镜。

[0012] 本发明的第二种形式是一种机器人引导方法,包括生成解剖区域内的血管树的手术中内窥镜路径以及生成解剖区域内的内窥镜路径,其中,从所述血管树的手术中内窥镜图像的图形表示到所述血管树的手术前三维图像的图形表示的匹配导出所述内窥镜路径。机器人引导方法还包括命令机器人根据所述内窥镜路径在所述解剖区域之内移动内窥镜。

[0013] 将本文中使用的术语“手术前”宽泛地定义为描述解剖区域内窥镜成像之前、期间或之后为了采集解剖区域三维图像而执行的任何动作,将本文中所使用的术语“手术中”宽泛地定义为描述在解剖区域的内窥镜成像期间由机器人单元和控制单元执行的任何动作。解剖区域的内窥镜成像的范例包括,但不限于 CABG、支气管镜检查、结肠镜检查、腹腔镜检查和大脑内窥镜检查。

[0014] 结合附图阅读本发明各实施例的以下详细描述,本发明的以上形式和其他形式以及本发明的各种特征和优点将变得更加显而易见。详细描述和附图仅仅是本发明的例示而非限制,本发明的范围由所附权利要求及其等价内容定义。

[0015] 图 1 图示了根据本发明的机器人引导系统的示范性实施例。

[0016] 图 2 图示了表示根据本发明的机器人引导方法的示范性实施例的流程图。

[0017] 图 3 图示了图 2 中所示的流程图的示范性手术实现。

[0018] 图 4 图示了表示根据本发明的图形匹配方法的示范性实施例的流程图。

[0019] 图 5 和 6 图示了根据本发明的血管树主图的示范性排序。

[0020] 图 7 图示了根据本发明几何表示在内窥镜图像上的示范性叠加。

[0021] 图 8 图示了根据本发明的图 7 中所示和叠加图像内的示范性机器人路径。

[0022] 如图 1 中所示,机器人引导系统针对包括有一个或多个分叉(即分支)的血管树的内窥镜成像的任何内窥镜程序采用机器人单元 10 和控制单元 20。这种内窥镜程序的范例包括,但不限于微创心脏手术(例如,冠状动脉旁路移植术或二尖瓣置换)。

[0023] 机器人单元 10 包括机器人 11、刚性附着于机器人 11 的内窥镜 12 和附着于内窥镜 12 的视频捕捉设备 13。

[0024] 本文中将机器人 11 宽泛地定义为在结构上配置有一个或多个关节的电动机控制系统的任何机器人设备,用于如特定的内窥镜程序所期望地操作末端执行器。在实践中,机器人 11 可以具有四个(4)自由度,例如,具有用刚性段串联的关节的串联机器人,具有按并联次序安装的关节和刚性段(例如,现有技术中的 Stewart 平台)的并联机器人,或者串联和并联运动学的任何混合组合。

[0025] 本文中将内窥镜 12 宽泛地定义为在结构上配置有从身体内部成像的任何设备。

用于本发明的目的的内窥镜 12 的范例包括,但不限于任何类型的柔性的或刚性的观测仪器(例如内窥镜、关节镜、支气管窥镜、胆管镜、结肠镜、膀胱镜、十二指肠镜、胃窥镜、宫腔镜、腹窥镜、喉镜、神经窥镜、耳镜、推式肠镜、鼻喉镜、乙状结肠窥镜、鼻窦镜、胸腔窥镜等)和装备有图像系统的类似于观测仪器的任何设备(例如,具有成像功能的嵌套插管)。成像是本地的,可以利用光纤、透镜和小型化(例如基于 CCD 的)成像系统用光学方式获得表面图像。

[0026] 在实践中,将内窥镜 12 安装到机器人 11 的末端执行器。机器人 11 的末端执行器的姿态是机器人 11 致动器坐标系中的末端执行器的位置和取向。在内窥镜 12 安装到机器人 11 的末端执行器的条件下,解剖区域内的内窥镜 12 视场的任何给定姿态对应于机器人坐标系之内机器人 11 的末端执行器的不同姿态。因此,可以将内窥镜 12 生成的血管树的每个个体内窥镜图像链接到解剖区域之内对应的内窥镜 12 的姿态。

[0027] 本文中视频捕捉设备 13 宽泛地定义为在结构上配置有将来自内窥镜 12 的手术中内窥镜视频信号转换成手术中内窥镜图像(“IOEI”)14 的计算机可读时间序列的能力的任何设备。在实践中,视频捕捉设备 13 可以采用任何类型的帧抓取器,用于从手术中内窥镜视频信号捕捉单个数字的静止帧。

[0028] 仍然参考图 1,控制单元 20 包括机器人控制器 21 和内窥镜控制器 22。

[0029] 本文中机器人控制器 21 宽泛地定义为在结构上配置为向机器人 11 提供一个或多个机器人致动器命令(“RAC”)26 的任何控制器,用于根据内窥镜程序的需要控制机器人 11 的末端执行器的姿态。更具体而言,机器人控制器 21 将来自内窥镜控制器 22 的内窥镜位置命令(“EPC”)25 转换成机器人致动器命令 26。例如,内窥镜位置命令 25 可以指示通往解剖区域内的内窥镜 12 视场中的期望 3D 位置的内窥镜路径,由此,机器人控制器 21 根据需要将命令 25 转换成包括针对机器人 11 每个电动机的致动电流的命令 26,以将内窥镜 12 移动到期望的 3D 位置。

[0030] 本文中内窥镜控制器 22 宽泛地定义为在结构上配置为实现根据本发明并且在图 2 中示范性示出的机器人引导方法的任何控制器。为此,内窥镜控制器 22 可以并入图像处理模块(“IPM”)23,本文中所述图像处理模块(“IPM”)23 宽泛地定义为在结构上配置为执行本发明的解剖对象图像配准的任何模块。具体而言,如图 2 示出的由流程图 30 的阶段 S32 和 S33 示范性地实现的血管树图像配准。内窥镜控制器 22 还可以并入视觉伺服模块(“VSM”)24,本文中所述视觉伺服模块(“VSM”)24 宽泛地定义为在结构上配置为生成内窥镜位置命令 25 的任何模块,所述内窥镜位置命令 25 指示通往解剖区域内的内窥镜 12 视场中的期望 3D 位置的内窥镜路径。具体而言,如图 2 中示出的流程图 30 的阶段 S34 示范性实现那样,从血管树图像配准导出内窥镜位置命令 25。

[0031] 现在将在此提供流程图 30 的描述以便进一步理解内窥镜控制器 22。

[0032] 参考图 2,流程图 30 的阶段 S31 包括从手术前 3D 图像提取血管树的几何表示。例如,如图 3 中所示,操作 3D 成像设备(例如,CT 设备、X 射线设备或 MRI 设备)以生成患者 50 胸部区域的手术前 3D 图像 42,该图像 42 示出了患者 50 的左右冠状动脉 51 和 52。之后,操作血管树提取器 43 以从图像 42 提取冠状动脉树的几何表示 44,所述图像 42 可以存储在数据库 45 中。在实践中,可以使用 Philips 销售的 Brilliance iCT 扫描机来生成图像 42 并从图像 42 提取冠状动脉树的 3D 数据集。

[0033] 回来参考图 2,流程图 30 的阶段 S32 包括:图像处理模块 23 将血管树的一个或多个手术中内窥镜图像 14 (图 1) 的图形表示匹配到血管树的手术前 3D 图像 44 (图 1) 的图形表示。例如,如图 3 中所示,内窥镜 12 生成患者 50 胸部区域的手术中内窥镜视频,该手术中内窥镜视频是由视频捕捉设备 13 拍摄的并转换成手术中内窥镜图像 14,由此,内窥镜控制器 22 的图像处理模块 23 将冠状动脉树的手术中内窥镜图像 14 的图形表示匹配到冠状动脉树的手术前 3D 图像 44 的图形表示。在一个示范性实施例中,图像处理模块 23 如图 4 中所示的流程图 60 示范性表示地那样执行本发明的血管树图像匹配方法,本文中将在血管树为冠状动脉树的背景中进行描述。

[0034] 参考图 4,流程图 60 的阶段 S61 包括:图像处理模块 23 根据现有技术中的任何表示方法从冠状动脉树的几何表示生成冠状动脉树主图。例如,如阶段 S61 中所示,将冠状动脉树的几何表示 70 转换为具有节点还具有节点之间的分支连接的主图 71,节点由冠状动脉树几何表示 70 的每个分叉(例如,二分叉点或三分叉点)表示。可以在手术前执行阶段 S61(例如,在内窥镜手术之前几天或在将内窥镜 12 引入到患者 50 体内之前的任何时间),或利用 C 型臂血管造影术或其他适当的系统在手术中执行。

[0035] 流程图 60 的阶段 S62 包括:图像处理模块 23 根据现有技术中的任何图形表示方法从手术中内窥镜图像 14 中可见的冠状动脉树的部分生成冠状动脉树子图。具体而言,将内窥镜 12 引入患者 50 体内,由此,图像处理模块 23 在手术中内窥镜图像 14 之内执行冠状动脉结构的检测。在实践中,一些动脉结构是可见的,而其他动脉结构可能被脂肪组织层隐藏。这样,图像处理模块 23 可以通过已知的图像处理操作实现(一个或多个)可见冠状动脉结构的自动检测(例如,通过(一个或多个)可见冠状动脉结构的清晰红色进行的阈值检测),或者外科医生可以手动地使用输入设备以在计算机显示器上勾勒出(一个或多个)可见冠状动脉结构。在检测(一个或多个)动脉结构时,图像处理模块 23 以类似于生成冠状动脉树主图的方式生成冠状动脉树图。例如,如阶段 S62 中所示,将冠状动脉结构的几何表示 72 变换成具有节点,还具有节点之间的分支连接的图 73,所述节点表示冠状动脉树几何表示 72 的每个分叉(例如,二分叉点或三分叉点)。由于两个树都来自同一人,因而把从内窥镜检查图像导出的图理解为从 3D 图像导出的图的子图。

[0036] 流程图 60 的阶段 S63 包括:图像处理模块 23 根据任何已知的图匹配方法(例如最大公共子图或 McGregor 公共子图)将子图匹配到主图。例如,如阶段 S63 所示,将子图 73 的节点匹配到主图 71 的节点的子集。

[0037] 在实践中,子图 73 可以在手术中内窥镜图像 14 中仅被部分地检测到,或者子图 73 的一些节点/连接可能从手术中内窥镜图像 14 中缺失。为改善阶段 S62 的匹配精确度,可以进行主图 71 和子图 73 的额外排序。

[0038] 在一个实施例中,基于阶段 S61 的图像扫描期间患者 50 的已知取向进行主图 71 的垂直节点排序。具体而言,可以将主图节点定向链接以保持如图 5 通过实线箭头示范性示出的上下次序。对于子图 73,患者 50 相对于内窥镜 12 的取向可能不是已知的。然而,已知在冠状动脉树从上到下扩展时冠状动脉树分支的直径减小,那么手术中内窥镜图像 14 中动脉分支的变化的动脉尺寸可以指示取向。

[0039] 在另一个实施例中,可以基于阶段 S61 的图像扫描期间患者 50 的已知取向实现主图 70 的水平节点排序。具体而言,可以将主图节点定向链接以保持如图 6 通过虚线箭头示

范性示出的左右次序。对于子图 73, 在患者 50 相对于内窥镜 12 的取向还可能未知的情况下, 可以由做手术的医生或助理通过图形用户界面设置子图 73 的水平节点次序。

[0040] 尽管使用排序可以减少匹配图的时间并减少可能匹配的数目, 但是理论上讲, 通过匹配算法仍然可能获得图之间的多个匹配。在流程图 30 的阶段 S33 期间解决了这样的多个匹配的情况。

[0041] 再次参考图 2, 基于图的匹配, 流程图的阶段 S33 包括: 在血管树的手术中内窥镜图像 14 上叠加血管树的手术前 3D 图像 44 (图 1) 的几何表示。这是通过与主图唯一性关联的几何表示实现的。于是, 可以利用透视图变换将整个几何结构直接转变成手术中内窥镜图像 14。可以利用现有技术中的匹配算法, 例如, 单图匹配, 从手术中内窥镜图像 14 和手术前 3D 图像 44 中的节点检测透视图变换。

[0042] 例如, 图 7 示出了具有节点的冠状动脉树的几何表示 80, 利用手术中内窥镜图像 90 将节点与节点 91-95 匹配。可以利用节点 91-95 中每个节点对之间的距离确定用于几何表示 80 的缩放因子, 由此使得几何表示 80 能够如图所示地覆盖手术中内窥镜图像 90。

[0043] 在实践中, 如果阶段 S32 (图 2) 的图匹配生成多个结果, 那么可以向外科医生显示所有可能的叠加图, 由此外科医生可以通过图形用户界面选择他认为是最可能的匹配的匹配结果。假设外科医生知道内窥镜 12 相对于手术中内窥镜图像 14 中至少一些结构的位置, 该选择可以是相对直截了当的。

[0044] 回来参考图 2, 流程图 30 的阶段 S34 包括: 视觉伺服模块 32 在血管树的手术中内窥镜图像 14 (图 1) 上的血管树的手术前 3D 图像 44 (图 1) 的几何表示叠加图像内生成内窥镜路径。基于内窥镜路径, 视觉伺服模块 32 向机器人控制器 21 生成内窥镜位置命令 25, 由此沿着内窥镜路径将内窥镜 12 (图 1) 引导到解剖区域之内的期望位置。具体而言, 一旦发现了精确的叠加, 可以命令机器人 11 将内窥镜 12 引导到外科医生在手术前 3D 图像 44 上选择的位置。外科医生或助理可以选择血管树的点, 机器人 11 可以沿着任何适当的路径向该期望位置引导内窥镜 12。例如, 如图 9 中所示, 机器人 11 可以沿着最短路径 101 将内窥镜 12 移动到期望位置 100 或沿着冠状动脉路径 102 移动到期望位置 100。冠状动脉路径 102 是优选的实施例, 因为冠状动脉路径 102 允许外科医生在机器人 11 移动内窥镜 12 时观察可见的动脉。此外, 这可能帮助外科医生判断匹配是否成功。可以利用现有技术中的方法 (例如 Dijkstra 最短路径算法) 定义冠状动脉路径 102。

[0045] 在实践中, 可以利用具有远程运动中心的未校准的视觉伺服命令机器人 11 运动, 可以将内窥镜 12 的视场扩展以能够在匹配阶段 S32 期间获得更大的子图。

[0046] 回来参考图 2, 也可以一次或周期性地执行阶段 S32-S34, 直到机器人 11 将内窥镜 12 移动到解剖区域之内的期望位置的这样时间, 或者执行由外科医生指定的很多次。

[0047] 在实践中, 如图所示, 可以由内窥镜控制器 22 之内集成的硬件、软件和 / 或固件实现模块 23 和 24 (图 1)。

[0048] 从本文中图 1-8 的描述, 本领域普通技术人员将认识到本发明的众多益处, 包括但不限于, 将本发明应用于在任何类型的血管中执行的任何类型的内窥镜手术。

[0049] 尽管已经参考示范性方面、特征和实现方式描述了本发明, 但公开的系统和方法不限于这样的示范性方面、特征和 / 或实现方式。相反, 本领域的技术人员从本文中提供的描述容易明了, 在不脱离本发明的精神或范围的情况下易于对公开的系统和方法进行修

改、变化和强化。因此,本发明明确涵盖了其范围之内这样的修改、变化和强化。

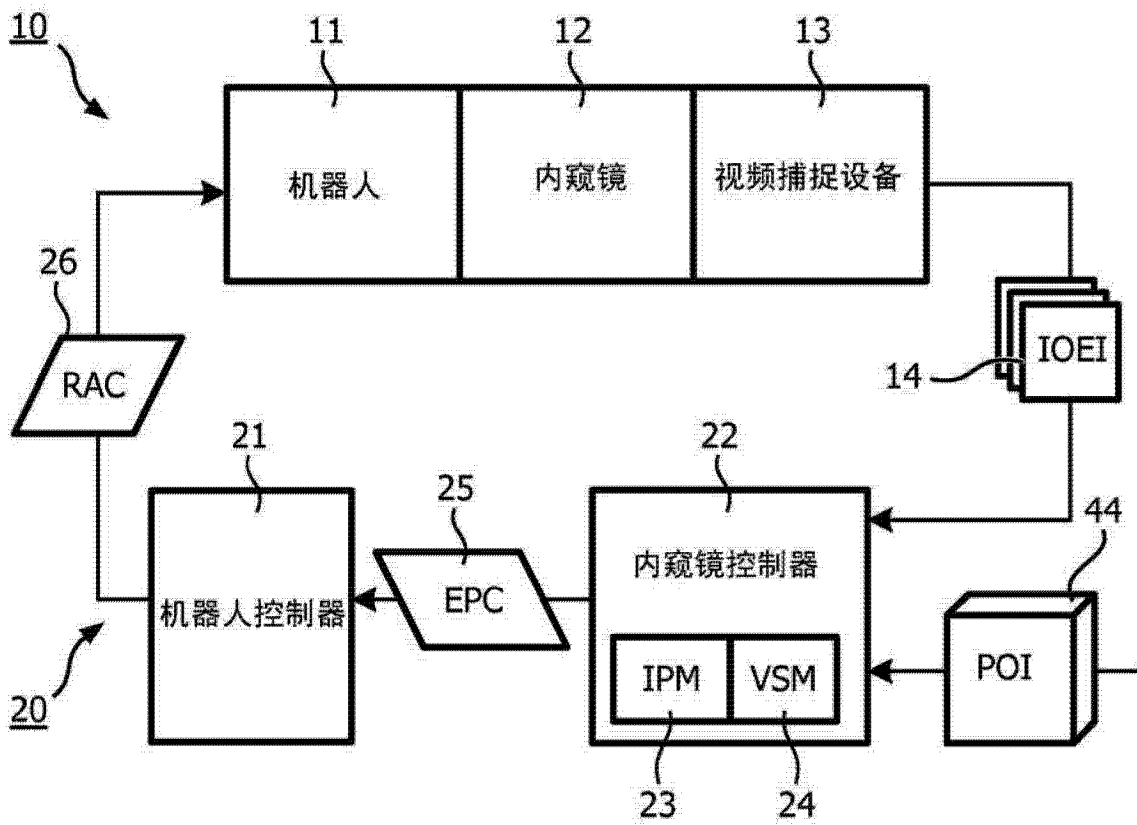


图 1

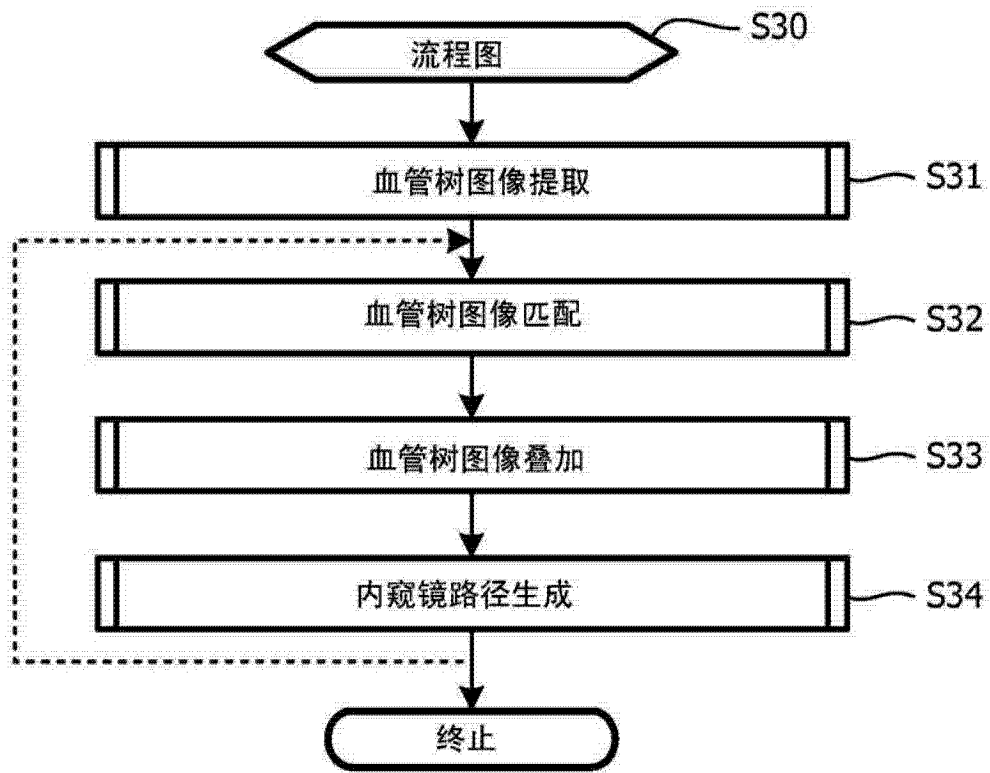


图 2

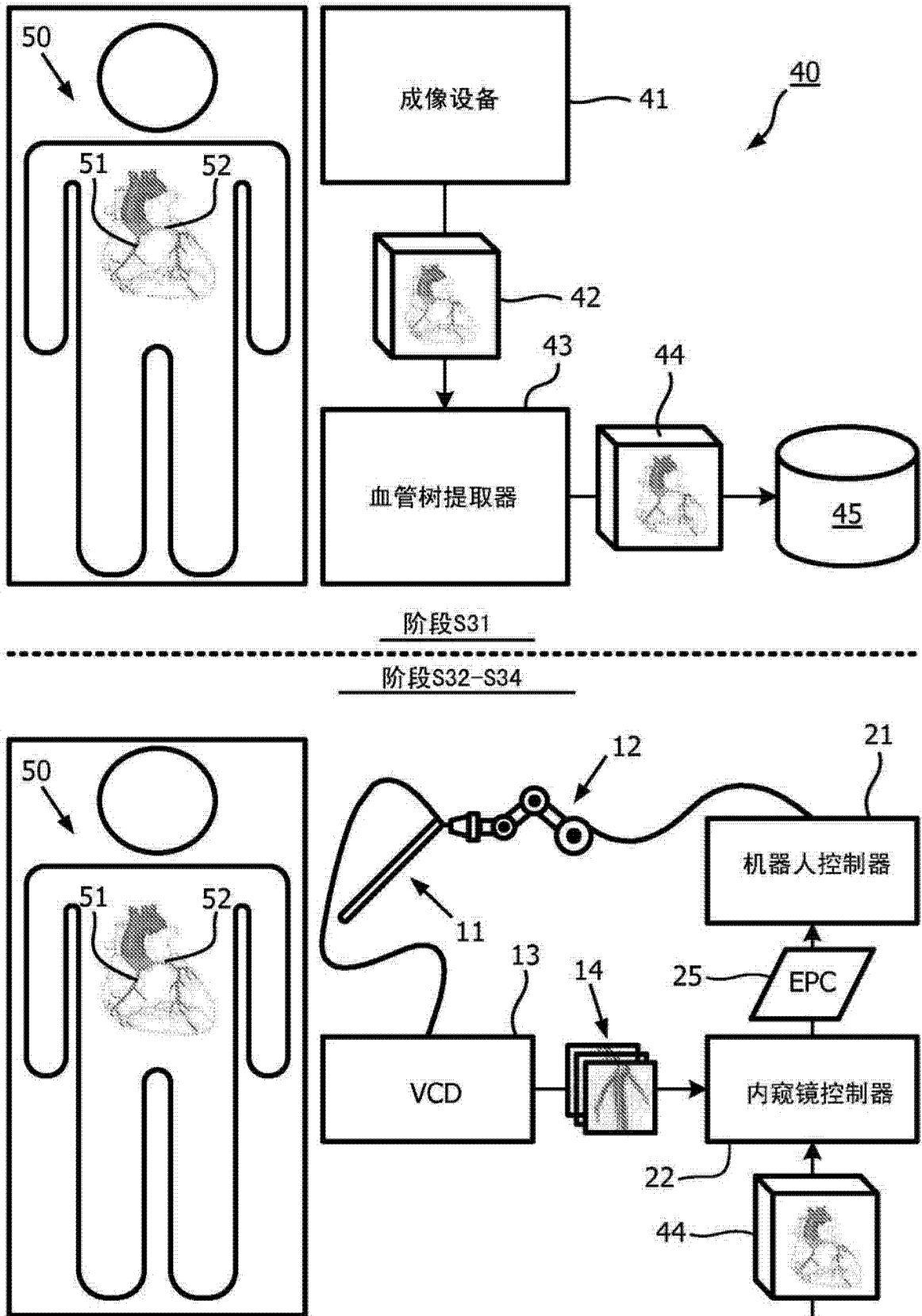


图 3

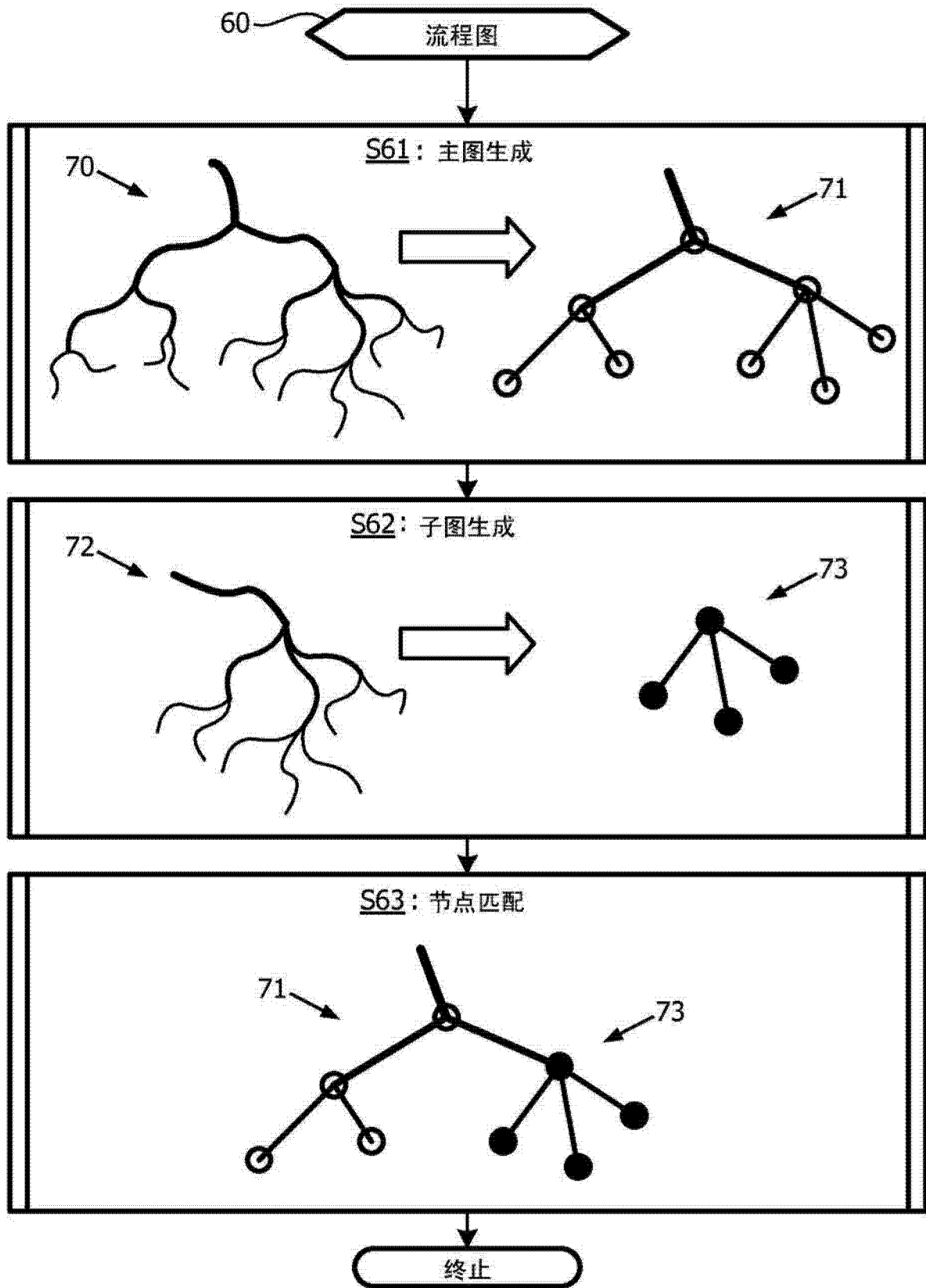


图 4

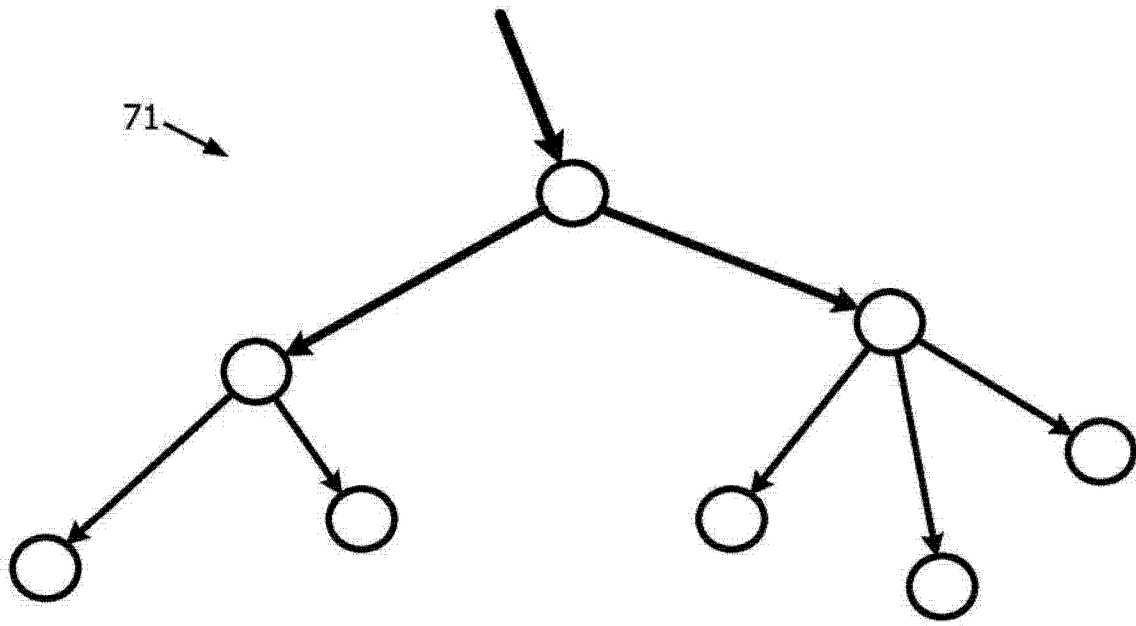


图 5

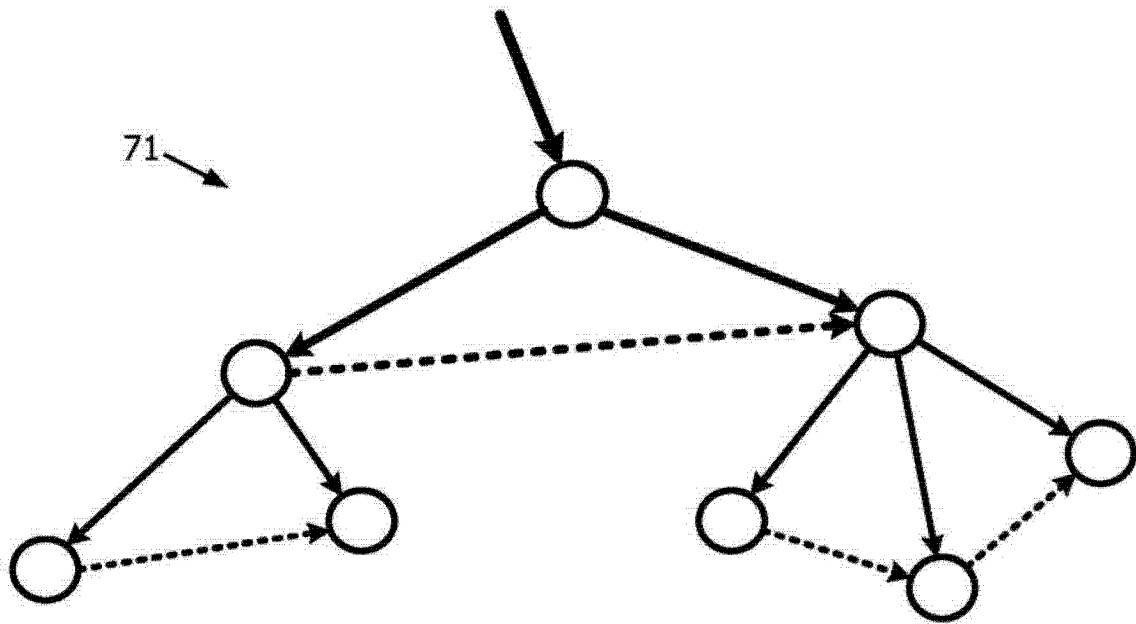


图 6

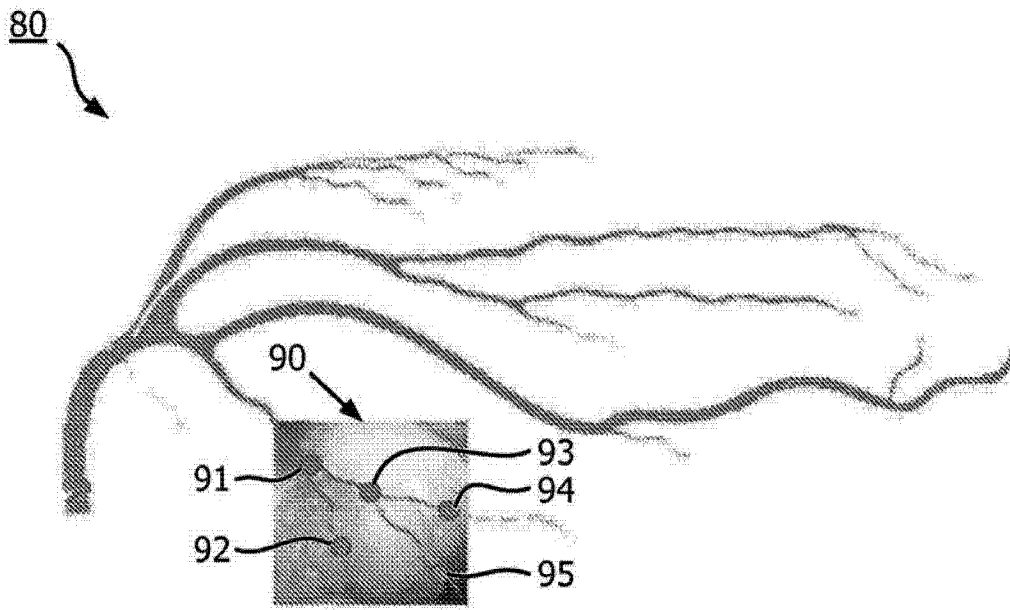


图 7

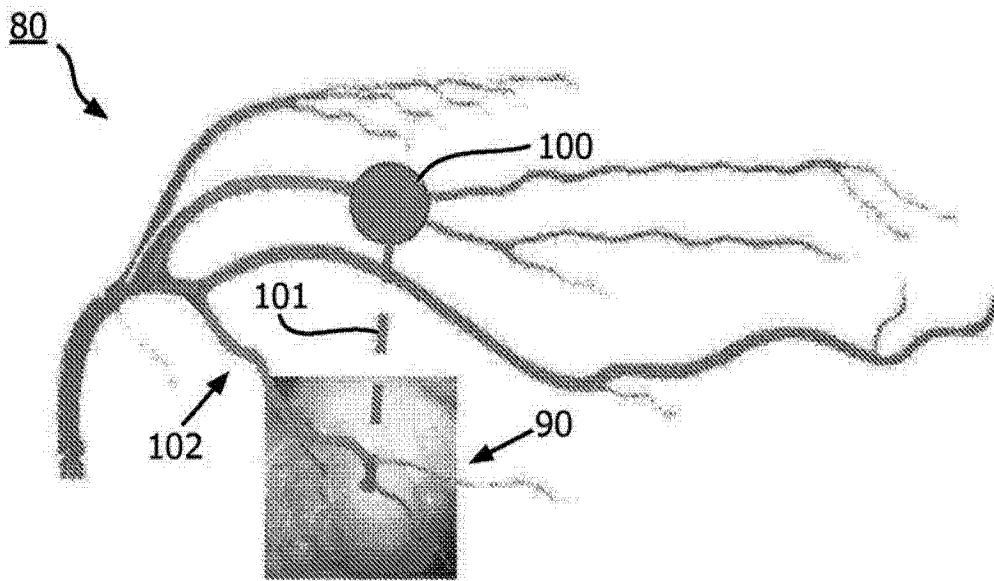


图 8