



(10) 申请公布号 CN 104105439 A

(21) 申请号 201380008233. X

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2013.02.04

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006.01)

61/595.315 2012.02.06 US

G06T 7/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 08. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/TB2013/050938 2013. 02. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/118047 EN 2013. 08. 15

(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

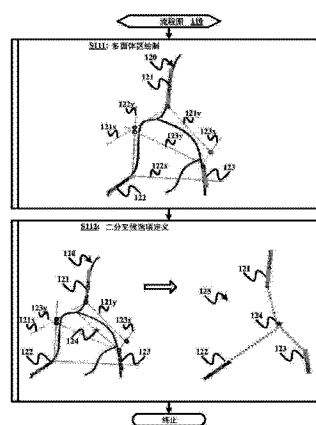
权利要求书3页 说明书8页 附图8页

(54) 发明名称

血管树图像内不可见的二分叉的检测

(57) 摘要

一种图像配准系统、内窥镜 (12) 和内窥镜控制器 (22)。在操作中,内窥镜 (12) 生成解剖学区域内的血管树的术中内窥镜图像 (14),所述血管树的术中内窥镜图像 (14) 包括术中内窥镜图像 (14) 内的血管树的可见的多个分枝,所述多个分枝作为对术中内窥镜图像 (14) 内血管树的不可见的分叉的指示。内窥镜控制器 (22) 将血管树的术中操作内窥镜图像 (14) 图像配准到血管树的术前三维图像 (44)。所述图像配准包括由血管树的术中内窥镜图像 (14) 内的血管树的可见分枝所指示的血管树的分叉的图形表示图像匹配到血管树的术前三维图像 (44) 内的血管树的分叉的图形表示。



1. 一种图像配准系统,包括:

内窥镜(12),其能够操作用于生成解剖学区域内的血管树的术中内窥镜图像(14),

其中,所述血管树的所述术中内窥镜图像(14)包括所述术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的可见的多个分枝,所述多个分枝作为对所述术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的不可见的分叉的指示;以及

内窥镜控制器(22),其能够操作用于将所述解剖学区域内的所述血管树的所述术中操作内窥镜图像(14)图像配准到所述血管树的术前三维图像(44),

其中,所述图像配准包括由所述血管树的所述术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的可见分枝所指示的所述血管树的所述分叉的图形表示与所述血管树的所述术前三维图像(44)内的所述血管树的所述分叉的图形表示的图像匹配。

2. 如权利要求1所述的图像配准系统,其中,所述图像匹配包括:

生成从所述血管树的所述术前三维图像(44)的几何表示导出的主图,所述主图包括表示所述血管树的所述术前三维图像(44)内的所述血管树的每个分叉的节点的主集合;

生成从所述血管树的所述术中内窥镜图像(14)的几何表示导出的子图,所述子图包括所述节点的主集合的子集,其中,所述子集的第一节点表示由所述血管树的所述术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的所述可见分枝所指示的所述血管树的所述分叉;并且

将所述子图节点匹配到所述主图。

3. 如权利要求2所述的图像配准系统,其中,所述子图到所述主图的所述图像匹配包括:

建立所述主图中的所述节点的垂直排序和水平排序中的至少一个。

4. 如权利要求1所述的图像配准系统,其中,所述图像配准还包括:

在所述术中内窥镜图像(14)上描绘包围所述术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的不可见的所述分叉的多边形区域。

5. 如权利要求4所述的图像配准系统,其中,对所述多边形区域的描绘包括:

将所述术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的可见的每个分枝标记为分枝段;

从每个分枝段延伸射线;并且

描绘不同的分枝段的交迭射线。

6. 如权利要求4所述的图像配准系统,其中,所述图像配准还包括:

将所述多边形区域内定分叉候选项定义作为对所述术中内窥镜图像(14)内的所述血管树的不可见的所述分叉的检测。

7. 如权利要求6所述的图像配准系统,其中,对所述多边形区域内的所述分叉候选项的定义包括:

将所述多边形区域的中心识别为所述分叉候选项。

8. 如权利要求6所述的图像配准系统,其中,对所述多边形区域内的所述分叉候选项的定义包括:

基于所述解剖学区域的解剖结构来将所述多边形区域内的点识别为所述分叉候选项。

9. 如权利要求6所述的图像配准系统,其中,对所述多边形区域内的所述分叉候选项的定义包括:

基于所述血管树的所述术前三维图像(44)来将所述多边形区域内的点识别为所述分

叉候选项。

10. 如权利要求 1 所述的图像配准系统，

其中，所述图像配准还包括：

选择所述术中内窥镜图像 (14) 内的所有可见分叉；并且

其中，所述图像匹配包括：

利用所述可见分叉和不可见分叉来生成所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 的几何表示。

11. 如权利要求 10 所述的图像配准系统，其中，所述图像配准还包括：

在所述术中内窥镜图像 (14) 上描绘包围所述血管树的所述不可见分叉的多边形区域，其中，所述可见分叉在所述多边形区域之外。

12. 如权利要求 1 所述的图像配准系统，所述内窥镜控制器 (22) 还能够操作于基于所述血管的所述术前三维图像 (44) 内的所述血管树的缩放比例来细化所述血管树的所述术中操作内窥镜图像 (14) 到所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的图像配准。

13. 如权利要求 1 所述的图像配准系统，其中，对所述图像配准的细化包括：

将所述血管的所述术前三维图像 (44) 内的所述血管树的所述缩放比例利用到所述术中操作内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的可见的每个分枝的形状的缩放比例；并且

利用所述术中操作内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的可见的每个分枝的形状缩放比例来执行所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 到所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的基于点的配准。

14. 如权利要求 1 所述的图像配准系统，其中，所述内窥镜控制器 (22) 还能够操作于根据所述图像配准来将所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的所述几何表示覆盖到所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 上。

15. 如权利要求 1 所述的图像配准系统，其中，所述血管树是动脉树和静脉树中的一个。

16. 一种图像配准方法，包括：

生成解剖学区域内的血管树的术前三维图像 (44)；

生成所述解剖学区域内的所述血管树的术中内窥镜图像 (14)，

其中，所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 包括所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的可见的多个分枝，所述多个分枝作为对所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的不可见的分叉的指示；并且

将所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 图像配准到所述血管树的所述术前三维图像 (44)，

其中，所述图像配准包括如所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的所述可见分枝所指示的所述血管树的所述分叉的图形表示到所述血管树的所述术前三维图像 (44) 内的所述血管树的所述分叉的图形表示的图像匹配。

17. 如权利要求 16 所述的图像配准方法，其中，所述图像匹配包括：

生成从所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的几何表示导出的主图，所述主图包括节点的主集合，所述节点的主集合表示所述血管树的所述术前三维图像 (44) 内的所述血管树的每个分叉；并且

生成从所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 的几何表示导出的子图,所述子图包括所述节点的主集合的子集,其中,所述子集的第一节点表示作为由所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的所述可见分枝所指示的所述血管树的所述分叉;并且

将所述子图节点匹配到所述主图。

18. 如权利要求 17 所述的图像配准方法,其中,所述子图到所述主图的所述图像匹配包括:

建立所述主图中的所述节点的垂直排序和水平排序中的至少一个。

19. 如权利要求 16 所述的图像配准方法,其中,所述内窥镜控制器 (22) 还能够操作用于根据所述图像配准将所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的所述几何表示覆盖到所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 上。

20. 如权利要求 16 所述的图像配准方法,其中,所述血管树是动脉树和静脉树中的一个。

血管树图像内不可见的二分叉的检测

技术领域

[0001] 本申请要求共有专利申请“Robotic Control of An Endoscope From Vessel Tree Images”的益处。

[0002] 本发明总体上涉及术前三维 (“3D”) 血管树图像到 (一个或多个) 术中内窥镜血管树图像之间的术中配准。本发明特别涉及并入了用于检测由于覆盖器官 (例如心脏) 表面的脂肪组织而在 (一个或多个) 内窥镜图像中不是可见的 (即不可见) 血管树的二分叉的方法的术中配准。

背景技术

[0003] 冠状动脉旁路移植术 (“CABG”) 是用于堵塞的冠状动脉的血管再形成的外科程序。在美国每年执行大约 500,000 起手术。在常规 CABG 中, 病人的胸骨被打开并且病人的心脏完全暴露给外科医生。尽管暴露了心脏, 但是因为一些动脉上的脂肪组织层, 这些动脉可能是不可见的。对于这样的动脉, 外科医生可以触摸心脏表面并且感觉来自动脉和动脉狭窄二者的血液搏动。然而, 该数据是稀疏的并且可能不足以向手术部位传递手术规划。

[0004] 在微创 CABG 中, 由于外科医生不能触摸心脏表面, 因而常规 CABG 的前述的问题被放大。此外, 在微创 CABG 中使用的手术器械的长度阻碍了来自工具的远端的任何触觉反馈。

[0005] 用于解决常规 CABG 的该问题的一种已知技术是利用术前 3D 冠状动脉树来配准术中部位。具体地, 对开放心脏设置中, 使用光学跟踪的指示器来对动脉的位置进行数字化, 并且使用本领域已知的迭代最近点 (“ICP”) 算法将位置数据配准到术前树。然而, 由于小的进入端口施加的空间约束, 与将数字化的动脉与术前数据进行匹配的任何相关方案一样, 该技术对于微创 CABG 是不实用的。并且, 该技术要求动脉中的大部分是被外科医生可见或可触摸的, 而这在微创 CABG 中是不可能的。

[0006] 用于解决微创 CABG 的该问题的一种已知技术是实施一种配准方法, 在所述配准方法中, 使用光学跟踪的内窥镜来重建心脏表面, 并且将心脏表面匹配到同一表面的术前计算机断层摄影 (“CT”) 数据。然而, 那么与计划基于表面的匹配的任何相关方案一样, 如果用来获得表面的内窥镜视野太小, 则该技术可能失败。此外, 由于心脏表面是相对平滑的且没有具体的表面特征, 该技术的算法往往运行于该算法的次优的局部最大值。

[0007] 用于解决微创 CABG 的该问题的另一种已知技术是使用之前标注的病例的数据库和基于图形的匹配来对从新的病人提取的冠状树进行标注。然而, 只有在完整的树可用的情况下该技术才有效, 并且其目的是对树进行标注, 而不是对几何形状进行匹配。

[0008] 微创 CABG 的另一个问题是获得了针对术前 3D 图像的全局定位后对内窥镜的取向和引导。配准的目的是促进对吻合部位和器官狭窄的定位。在标准设置中, 由助手持有内窥镜, 而外科医生持有两个器械。外科医生向助手发布命令并且助手相应地移动内窥镜。因为助手需要凭直觉将典型地以外科医生的参照系发布的外科医生的命令转换到助手的参照系和内窥镜的参照系, 所以这种设置妨碍了外科医生的手眼协调。多个坐标系统可以引

起多种处理错误、使手术延迟或引起对冠状动脉的错误识别。

[0009] 设计用来允许外科医生经由被感测的外科医生头部的运动来直接控制内窥镜的外科内窥镜辅助器可以通过从控制循环中移除助手来解决这些问题中的一些,但是在外科医生的参照系与内窥镜的参照系之间的转换的问题仍然存在。

发明内容

[0010] 本发明提供了图像配准方法,所述图像配准方法用于将如在术前三维(“3D”)图像(例如CT图像、锥形束CT图像、3D X射线图像或MRI图像)中示出的血管树的每个分叉(例如动脉、毛细血管、静脉和其他多分枝解剖结构的每一点)的图形表示与如在术中内窥镜图像中示出的血管树的每个分叉的图形表示进行匹配。所述图像配准方法解决了由于覆盖器官(例如心脏)的表面的脂肪组织而在(一个或多个)内窥镜图像中不是可见(即不可见)的血管树的二分叉的问题。

[0011] 为了本发明的目的,在本文中术语“分叉”被广泛地定义为沿血管树的分成两个或多个分枝的任意点。

[0012] 本发明的一种形式是使用内窥镜和内窥镜控制器的配准系统。在操作中,所述内窥镜在解剖学区域内生成血管树(例如动脉树、静脉树或人体的任何其他管状结构)的术中内窥镜图像,并且所述内窥镜控制器将所述血管树的术中有有效内窥镜图像图像配准到所述血管树的术前三维图像。所述血管树的所述术中内窥镜图像包括所述术中内窥镜图像内的所述血管树的可见的多个分枝,所述多个分枝指示所述术中内窥镜图像内的所述血管树的不可见分叉。所述图像配准包括如所述血管树的所述术中内窥镜图像内的所述血管树的所述可见分枝所指示的所述血管树的所述分叉的图形表示到所述血管树的所述术前三维图像内的所述血管树的所述分叉的图形表示的图像匹配。

[0013] 本发明的第二种形式是一种图像配准方法,所述图像配准方法包括生成解剖学区域内的血管树的术前三维图像、生成所述解剖学区域内的所述血管树的术中内窥镜图像、并且进行所述血管树的所述术中内窥镜图像到所述血管树的所述术前三维图像的图像配准。所述血管树的所述术中内窥镜图像包括所述术中内窥镜图像内的所述血管树的可见的多个分枝,所述多个分枝指示所述术中内窥镜图像内的所述血管树不可见的分叉。所述图像配准包括如所述血管树的所述术中内窥镜图像内的所述血管树的可见分枝所指示的所述血管树的所述分叉的图形表示到所述血管树的所述术前三维图像内的所述血管树的所述分叉的图形表示的图像匹配。

[0014] 如本文中所使用的术语“术前”被广泛地定义为描述出于采集解剖学区域的三维图像的目的而在所述解剖学区域的内窥成像之前、之中或之后的执行的任何行动,并且如本文中所使用的术语“术中”被广泛地定义为描述在所述解剖学区域的内窥成像之中或与所述解剖学区域的内窥成像相关的任何行动。解剖学区域的内窥成像的范例包括但不限于CABG、支气管镜检查、结肠镜检查、腹腔镜检查和脑部内窥镜检查。

[0015] 通过结合附图来阅读对本发明的多个实施例的以下具体说明,本发明的前述形式和其他形式以及本发明的各种特征和优势将变得更加显而易见。具体说明和附图只是对本发明进行说明,而非限制本发明,本发明的范围由权利要求书和其等价方案来限定。

附图说明

- [0016] 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。
- [0017] 图 2 图示了表示根据本发明的机器人引导系统的示范性实施例的流程图。
- [0018] 图 3 图示了图 2 中示出的流程图的示范性外科实现方式。
- [0019] 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。
- [0020] 图 5 和 6 图示了根据本发明的对血管树的主图的示范性排序。
- [0021] 图 7 图示了根据本发明的内窥镜图像上的几何表示的示范性覆盖图。
- [0022] 图 8 图示了根据本发明的、在图 7 中示出的覆盖图内的示范性机器人路径。
- [0023] 图 9 图示了表示根据本发明的不可见二叉检测方法的流程图。
- [0024] 图 10 图示了根据图 9 中图示的流程图的三重二叉血管树的示范性二叉检测。
- [0025] 图 11 图示了表示根据本发明的可见 / 不可见二叉配准方法的流程图。
- [0026] 图 12 图示了表示根据本发明的二叉配准细化方法的流程图。

具体实施方式

[0027] 如图 1 所示, 机器人引导系统将机器人单元 10 和控制单元 20 用于包括具有一个或多个分叉 (即分枝) 的血管树的内窥成像的任何内窥镜程序。这样的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手术或二尖瓣置换术)。

[0028] 机器人单元 10 包括机器人 11、刚性附接到机器人 11 的内窥镜 12 和附接到内窥镜 12 的视频捕获设备 13。

[0029] 在本文中机器人 11 被广泛地定义为在结构上构造有对一个或多个关节进行机动控制以针对特定的内窥镜程序按期望操纵末端执行器的任何机器人设备。在实践中, 机器人 11 可以具有四个 (4) 自由度, 例如具有与刚性段串联连接的关节的串联机器人、具有以并联顺序安装 (例如本领域已知的 Stewart 平台) 的关节和刚性段的并联机器人或者串联或并联运动学上的任何混合组合。

[0030] 在本文中内窥镜 12 被广泛地定义为在结构上构造有从身体内进行成像的能力的任何设备。用于本发明的内窥镜 12 的范例包括但不限于柔性的或刚性的任何类型的观测仪器 (例如内窥镜、关节内窥镜、气管镜、胆管镜、结肠检查镜、膀胱镜、十二指肠镜、胃窥镜、子宫镜、腹腔镜、喉镜、神经检查镜、耳镜、推入式肠镜、鼻喉镜、乙状结肠镜、鼻窦内窥镜、胸镜等) 以及与装备有成像系统 (例如成像的套管) 的观测仪器类似的任何设备。该成像是局部的, 并且可以利用光纤、透镜和小型化 (例如基于 CCD 的) 成像系统来以光学方式获得表面图像。

[0031] 在实践中, 内窥镜 12 被安装到机器人 11 的末端执行器。机器人 11 的末端执行器的姿态是在机器人致动器坐标系统内该末端执行器位置和取向。在内窥镜 12 安装到机器人 11 的末端执行器后, 解剖学区域内内窥镜 12 的视场的任何给定姿态都与机器人坐标系内机器人 11 的末端执行器的独特姿态相对应。因此, 可以将由内窥镜 12 生成的血管树的每个独立的内窥镜图像链接到解剖学区域内内窥镜 12 的对应姿态。

[0032] 在本文中, 视频捕获设备 13 被广泛地定义为在结构上被配置有有将来自内窥镜 12 的术中内窥镜视频信号转换为术中内窥镜图像 (“IOEI”) 14 的计算机可读时间序列的能力的任何设备。在实践中, 视频捕获设备 13 可以将任何类型的帧抓取器用于从术中内窥

镜视频信号中捕获单独的数字静止帧。

[0033] 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。

[0034] 在本文中, 机器人控制器 21 被广泛地定义为在结构上被配置为向机器人 11 提供一个或多个机器人致动器命令 (“RAC”) 26 以针对内窥镜程序按期望控制机器人 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 转换为机器人致动器命令 26。例如, 内窥镜位置命令 25 可以指示通向解剖学区域内的内窥镜 12 的视场的期望的 3D 位置的内窥路径, 而机器人控制器 21 将命令 25 转换为包括按需要将内窥镜 12 移动到期望的 3D 位置的针对机器人 11 的每个电动机的致动电流的命令 26。

[0035] 在本文中, 内窥镜控制器 22 被广泛地定义为在结构上被配置为实施根据本发明的和图 2 中示出的范例的机器人引导方法的任何控制器。为此, 内窥镜控制器 22 可以包含图像处理模块 (“IPM”) 23, 在本文中, 图像处理模块 23 被广泛地定义为在结构上被配置为执行本发明的解剖学对象图像配准的任何模块。具体地, 由图 2 中示出的流程图 30 的步骤 S32 和 S33 示范性地实施的血管树图像配准。内窥镜控制器 22 还可以包含视觉伺服模块 (“VSM”) 24, 在本文中, 视觉伺服模块 24 被广泛地定义为在结构上被配置为生成内窥镜位置命令 25 的任何模块, 该内窥镜位置命令 25 指示通向解剖学区域内的内窥镜 12 的视场的期望的 3D 位置的内窥路径。具体地, 利用如图 2 中示出的流程图 30 的步骤 S34 示范性地实施的血管树图像配准来导出内窥镜位置命令 25。

[0036] 现在将在此提供对流程图 30 的说明以促进对内窥镜控制器 22 的进一步的理解。

[0037] 参考图 2, 流程图 30 的步骤 S31 包括从身体的任何解剖学区域的术前 3D 图像中提取血管树 (例如动脉、毛细血管或静脉的分叉) 的几何表示。例如, 如图 3 中所示, 3D 成像设备 (例如 CT 设备、X 射线设备或 MRI 设备) 被操作为生成病人 50 的胸部区域的术前 3D 图像 42, 该术前 3D 图像 42 图示了病人 50 的左冠状动脉 51 和右冠状动脉 52。接着, 操作血管树提取器 43 来从图像 42 中提取冠状动脉树的几何表示 44, 可以将图像 42 存储在数据库 45 中。在实践中, 可以使用由 Philips 出售的 Brilliance iCT 扫描器来生成图像 42 并且从图像 42 中提取冠状动脉树的 3D 数据集。

[0038] 返回参考图 2, 流程图 30 的步骤 S32 包括图像处理模块 23 将血管树的一个或多个术中内窥镜图像 14 (图 1) 的图形表示匹配到血管树的术前 3D 图像 44 的图形表示。例如, 如图 3 中所示, 内窥镜 12 生成病人 50 的胸部区域的术中内窥镜视频, 所述术中内窥镜视频由视频捕获设备 13 捕获, 并且将所述术中内窥镜视频转换为术中内窥镜图像 14, 而内窥镜控制器 22 的图像处理模块 23 将冠状动脉树的 (一个或多个) 术中内窥镜图像 14 的图形表示匹配到冠状动脉树的术前 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 执行如图 4 中示出的流程图 60 示范性地表示的本发明的血管树图像匹配方法, 在此将在血管树是冠状动脉树的背景下描述该血管树图像匹配方法。

[0039] 参考图 4, 血管流程图 60 的步骤 S61 包括图像处理模块 23 根据本领域已知的任何表示方法来利用冠状动脉树的几何表示来生成冠状动脉主图。例如, 如步骤 S61 所示, 将冠状动脉树的几何表示 70 转换为具有表示冠状动脉树几何表示 70 的每个分叉 (例如二分叉和三分叉) 的节点并且还具有节点之间的分枝连接的主图 71。可以在术前 (例如内窥手术之前几天或将内窥镜 12 引入病人 50 之前的任何时间) 执行步骤 S61, 或者借助 C 型臂血管

造影术或其他适当的系统在术中执行步骤 S61。

[0040] 流程图 60 的步骤 S62 包括图像处理模块 23 根据本领域已知的任何图形表示方法利用在术中内窥镜图像 14 中冠状动脉树可见的一部分来生成冠状动脉树子图。特别地,将内窥镜 12 引入病人 50,而图像处理模块 23 在术中内窥镜图像 14 内执行对冠状动脉结构的检测。在实践中,一些动脉结构可以是可见的,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(例如依据(一个或多个)可见冠状动脉结构的独特的红色的阈值检测)来实施对(一个或多个)可见冠状动脉结构的自动检测,或者外科医生可以手动地使用输入设备来在计算机显示器上描画(一个或多个)可见冠状动脉结构。在检测到(一个或多个)动脉结构之后,图像处理模块 23 以与生成冠状动脉树主图相似的方法来生成冠状动脉树子图。例如,如在步骤 S62 中所示,将(一个或多个)冠状动脉结构的几何表示 72 转换为具有表示冠状动脉树几何表示 72 的每个分叉(例如二分叉或三分叉)的节点并且还具有节点之间的分枝连接的图形 73。因为两个树都来自同一个人,所以应当理解利用内窥镜图像导出的图形是利用 3D 图像导出的主图的子图。

[0041] 流程图 60 的步骤 S63 包括图像处理模块 23 根据任何已知的图形匹配方法(例如最大公共子图或 McGregor 公共子图)将子图匹配到主图。例如,如步骤 S63 所示,将子图 73 的节点匹配到主图 71 的节点的子集。

[0042] 在实践中,可以在术中内窥镜图像 14 内仅部分地检测子图 73,或者子图像 73 的一些节点/连接可能从术中内窥镜图像 14 中丢失。为了改进步骤 S62 的匹配准确度,可以实施对主图 71 和子图 73 的额外的排序。

[0043] 在一个实施例中,在步骤 S61 的图像扫描期间基于已知的病人 50 的取向来实施对主图 71 的垂直节点排序。特别地,可以将主图节点方向性地链接起来以保持如在图 5 中经由实线箭头示范性地示出的从上到下的次序。对于子图像 73,病人 50 相对于内窥镜 12 的取向可以是不知道的。然而,已知冠状动脉树的分枝随着它们从上到下延伸而直径减小,那么术中内窥镜图像 14 中动脉分枝的变化的动脉尺寸可以指示取向。

[0044] 在另一个实施例中,可以在步骤 S61 的图像扫描期间基于已知的病人 50 的取向来实施对主图 71 的水平节点排序。特别地,可以将主图节点方向性地链接起来以保持如在图 6 中经由虚线箭头示范性地示出的从左到右的次序。对于子图像 73,在很有可能不知道病人 50 对于内窥镜 12 的取向的情况下,可以由操作的外科医生或助手经由图形用户界面来设置子图 73 的水平节点顺序。

[0045] 尽管使用排序可以减少用来匹配图形的时间并且减少可能的匹配的数量,但是理论上也可以通过匹配算法来获得图形之间的多个匹配。在流程图 30 的步骤 S33 期间解决了这样的多个匹配的情况。

[0046] 再次参考图 2,基于对图形的匹配,流程图的步骤 S33 包括将血管树的术前 3D 图像 44(图 1)的几何表示覆盖到血管树的术中内窥镜图像 14。这是通过使用与主图特有地相关的几何表示来做到的。因此,可以使用透视变换来将全部的几何图形直接转换到术中内窥镜图像 14。可以使用本领域已知的匹配算法(例如单应性匹配)根据术中内窥镜图像 14 和在术前 3D 图像 44 中的节点来检测该透视变换。

[0047] 例如,图 7 图示了冠状动脉树的几何表示 80,该几何表示 80 具有利用术中内窥镜图像 90 匹配到节点 91-95 的节点。可以使用节点 91-95 当中的每个节点对之间的距离来

为几何表示 80 确定比例因子,由此来使得几何表示 80 能够如所示出地覆盖术中内窥镜图像 90。

[0048] 在实践中,如果步骤 S32(图 2)的图形匹配产生多个结果,那么可以向外科医生显示所有可能的覆盖图,由此外科医生可以经由图形用户界面来选择他/她相信的最可能匹配的匹配结果。考虑到外科医生知道内窥镜 12 相对于术中内窥镜图像 14 中的至少一些结构的位置,所述选择可以是相对简单的。

[0049] 返回参考图 2,流程图 30 的步骤 S34 包括视觉伺服模块 24 在血管树的术中内窥镜图像 14(图 1)上的血管树的术前 3D 图像 44(图 1)的几何表示的覆盖图内生成内窥路径。基于该内窥路径,视觉伺服模块 24 向机器人控制器 21 生成内窥镜位置指令 25,由此将内窥镜 12(图 1)沿着内窥路径引导到解剖学区域内的期望位置。特别地,一旦找到准确的覆盖图,就可以命令机器人 11 将内窥镜 12 引导到外科医生在术前 3D 图像 44 上选择的位置。外科医生或助手可以选择血管树的一点,并且机器人 11 可以将内窥镜 12 沿任何适当的路径引导该期望的位置。外科医生和助手可以选择血管树的一个点,并且机器人 11 可以将内窥镜 12 沿任何适当的路径引导向该期望位置。例如,如图 9 所示,机器人 11 可以将内窥镜 12 沿最短路径 101 移动到期望的位置 100,或者沿冠状动脉路径 102 移动到期望的位置 100。冠状动脉路径 102 是优选的实施例,这是因为冠状动脉路径 102 允许外科医生随着机器人 11 移动内窥镜 12 来观察可见的动脉。此外,这可以帮助医生判定匹配是否成功。可以使用本领域已知的方法(例如 Dijkstra 最短路径算法)来界定冠状动脉路径 102。

[0050] 在实践中,可以使用具有远程运动中心的未校准的视觉伺服来命令机器人 11 的移动,并且可以延伸内窥镜 12 的视场以在匹配步骤 S32 期间实现更大的子图(例如本领域已知的对术中内窥镜图像 14 的缝合)。

[0051] 如本文之前所述的,如图 2 所示的流程图 30 的步骤 32 和 33 表示包括单一的血管树的本发明的血管树图像配准。此外,在冠状动脉树的背景下提供了对步骤 S32 和 S33 的之前的说明,以促进对步骤 S32 和 S33 的理解。在实践中,本发明的血管树图像配准可以包括在身体的任何解剖学区域内任何类型的两个(2)或更多个血管树。

[0052] 返回参考图 2,步骤 S32 将内窥镜视野中可见的分叉点用于将血管树(例如动脉树)从术前数据 44(图 1)匹配到内窥镜视频(图 1)。在实践中,如本文之前陈述的,可见分叉的总数可能不足以执行对血管树从术前数据 44 到内窥镜视频 14 的准确匹配。此外,考虑到内窥镜典型地是没有被校准的,则血管树的几何信息(例如内窥镜图像 14 中可见分枝的形状)可能不能够被转换为几何项,并且对内窥镜 12 的任何校准都可以引起工作流程中的明显中断。

[0053] 图 9-12 图示了对于利用血管树的可见分枝来检测内窥镜视频 14 中可能是不可见的分叉的步骤 32 的额外实施例,尤其是对于利用动脉的可见段来检测内窥镜视频 14 中不可见的动脉二分叉的实施例。这些实施例根据如本文之前教导的流程图 60(图 4)的原理来执行图形生成和节点匹配。

[0054] 参考图 9,流程图 110 表示一种用于利用血管树的可见分枝来检测在内窥镜视频中可能是不可见的分叉的方法,该方法用作将解剖学区域的术中内窥镜图像配准到该解剖学区域的术前 3D 图像的基础。为了促进对该方法的理解,在此将在二分叉由于被脂肪组织或心肌(内心肌动脉)覆盖而在内窥镜视野中不可见的背景下描述流程图 110,所述情况在

需要冠状动脉旁路移植手术的病人中非常常见。

[0055] 流程图 110 的步骤 S111 包括采用内窥镜视野中动脉树的可见分枝段来构造可能包围内窥镜视野中不可见的二分叉的多边形。

[0056] 特别地,步骤 S111 包括外科医生或任何辅助人员手动地标记在内窥镜视频中示出的动脉树的可见段。例如,步骤 S111 示出了动脉树的子树 120,所述子树 120 具有三 (3) 个在内窥镜视频中可见的被标记的动脉段 121-123,而动脉树剩下的部分,尤其是子树 120 的两个二分叉,被脂肪覆盖。

[0057] 步骤 S111 还包括定义从被标记的可见分枝段延伸的射线,用于描绘包围动脉树的 (一个或多个) 不可见二分叉的多边形区域。例如,步骤 S111 示出了从段 121 延伸的射线 121x-121y、从段 122 延伸的射线 122x-122y 和从段 123 延伸的射线 123x-123y,用于描绘包围子树 120 的不可见二分叉的区域。在实践中,在知道了动脉从心脏的顶部向下伸展的情况下,可以预定义每个射线与对应的段之间的角度,这是因为不预期动脉突然改变方向并且开始向上延伸。此外,可以从动脉树的术前 3D 扫描中提取最大的可能角度。

[0058] 对于在步骤 S111 中示范性地示出的段中的任何一个三元组,至多有一个多边形区域 (用圆圈标记),在该多边形区域中来自所有段的所有射线是交迭的。这就是被包围的区域,预料在该被包围的区域中找到子树 120 的二分叉。如果在射线之间没有交迭,那么有可能被标记的分枝段 121-123 属于同一动脉分枝并且没有二分叉,或者那些被标记的分枝段 121-123 属于非常不同的分枝。

[0059] 利用步骤 S111 描绘的多边形区域,流程图 110 的步骤 S112 包括定义在该多边形区域内的二分叉。在一个实施例中,如步骤 S112 中示出的,可以将多边形区域的中心 124 定义为二分叉。在替代的实施例中,可以使描绘的多边形区域在内窥镜图像上可见。接着外科医生可以利用他/她对解剖学或邻近的解剖结构的了解以及/或者利用术前扫描数据来手动地在多边形区域内选择他/她认为是二分叉点最有可能的位置的点。更具体而言,如果能够自动识别所选择的血管中的一条 (例如左前下行动脉),那么观察该血管结构周围的术前图像可以造成对该多边形区域内可能的二分叉的准确猜测。

[0060] 一旦已经计算或选择出了二分叉点,那么就可以使用新的二分叉点来生成血管结构的图形表示。例如,步骤 S112 示出了基于由可见分枝段 121-123 定义的二分叉 124 的图形表示 125。该图形表示 125 可以作为子图或更大的子图的一部分,用于流程图 60 (图 4)。

[0061] 在实践中,考虑到在大多数病人中冠状动脉是良好定义的具有标准形状和形态的解剖结构,不合理的图形表示将指示所定义的二分叉点中的错误。例如,如果二分叉点 124 需要确定的血管段 122 做出对于动脉树的解剖结构而言非常不可能的极端的弯曲,那么鉴于错误的二分叉点 124,图形表示 125 将被认为是不合理的。在该情况下,可以放弃图形表示 125 并且可以重新执行流程图 110。

[0062] 为了促进对流程图 110 的进一步理解,图 10 图示了对动脉树的子树 130 的四个 (4) 可见分枝段 131-134 的标记。利用段 131-134 的交迭的 x-y 射线的所有可能的组合来描绘总共四个 (4) 候选多边形区域。特别地,段 131-132-133 的 x-y 射线形成了第一多边形区域、来自段 132-133-134 的 x-y 射线形成了第二多边形区域、来自段 132-134 的 x-y 射线形成了第三多边形区域并且段 133-134 的 x-y 射线形成了第四多边形区域。在这四个 (4) 多边形区域中,只有第一多边形区域和第二多边形区域是可用的,这是因为第一和第二多

边形区域包括三个 (3) 段的交迭。二分叉候选项 135 是多边形区域 131-132-133 的中心, 并且二分叉候选项 136 是多边形区域 132-133-134 的中心。由于多边形区域 131-132-133 是在多边形区域 132-133-134 内, 因而可以假设两个 (2) 二分叉候选项 135 和 136 通过一阶树 (虚线) 连接。

[0063] 在实践中, 动脉树的内窥镜图像可以具有可见的二分叉和不可见的二分叉。图 11 图示了表示用于生成根据流程图 60 (图 4) 的子图的可见 / 不可见二分叉配准方法的流程图 140。

[0064] 流程图 140 的步骤 S141 包括对内窥镜图像中可见的 n 个 (一个或多个) 二分叉 B 的选择。流程图 140 的步骤 S142 包括根据流程图 110 (图 9) 的对内窥镜图像中所有可见的分枝段的选择。利用所选择的可见分枝段, 流程图 140 的步骤 S143 包括对 k 个 (一个或多个) 多边形区域 P 的描绘, 并且流程图 140 的步骤 S144 包括对 k 个不可见二分叉候选项 C 的描绘。

[0065] 流程图 140 的步骤 S145 包括所有 n 个可见二分叉 B 与不可见二分叉 C 的所有 k 个候选项的比较。如果二分叉对 (B、C) 中的任何一个属于同一个多边形区域, 那么有可能该不可见二分叉预测了该可见二分叉, 并且放弃该不可见二分叉。将所有剩下的 m 个不可见二分叉组合起来以在流程图 140 的步骤 S146 期间建立最终的二分叉列表, 由此可以利用最终的二分叉列表来为流程图 60 生成子图。

[0066] 参考图 9, 当标记可见分枝段时, 直接使用动脉树的形状是不切实际的, 这是因为临床内窥镜通常是没有被校准的, 并且额外的校准可以引起工作流程中的明显中断。因此, 动脉树的形状的缩放比例是未知的。图 12 图示了表示配准细化方法的流程图 150, 在经由步骤 S32 (图 2) 执行了初始的图像配准并且经由步骤 S33 (图 2) 将来自术前 3D 图像的动脉覆盖在内窥镜图像上之后, 该方法利用术前 3D 图像来检索内窥镜图像中的对象的缩放比例。例如, 可以利用术前 3D 图像来检索内窥镜图像中任何动脉段对象的 SI 单位长度。

[0067] 特别地, 流程图 150 的步骤 S152 包括对对象尤其是动脉的缩放比例的检索, 在执行了所述覆盖之后, 对象的缩放比例和动脉段的形状的缩放比例是以世界单位的 (例如毫米) 而不是以像素的。在流程图 150 的步骤 S153 期间采用这些形状来执行基于点的配准 (例如本领域已知的迭代邻近点 (ICP)), 接着使用该基于点的配准来细化步骤 S32 的初始图像配准。

[0068] 返回参考图 1, 在实践中, 可以如示出地通过集成在内窥镜控制器 22 内的硬件、软件和 / 或固件来实现模块 23 和 24。

[0069] 本领域技术人员根据本文中对图 1-12 的说明将意识到本发明的多个益处, 所述益处包括但不限于, 将本发明用于对任何类型的血管执行的任何类型的内窥镜外科手术。

[0070] 虽然已经参考示范性的方面、特征和实现方式描述了本发明, 但是所公开的系统和方法并不限于这些示范性的方面、特征和 / 或实现方式。然而, 根据本文提供的说明, 对于本领域技术人员显而易见的是, 在不脱离本发明的精神和范围的情况下, 容易对所公开的系统和方法做出修改、改变和提高。因此, 本发明明确地将这样的修改、改变和提高包括在本发明的范围内。

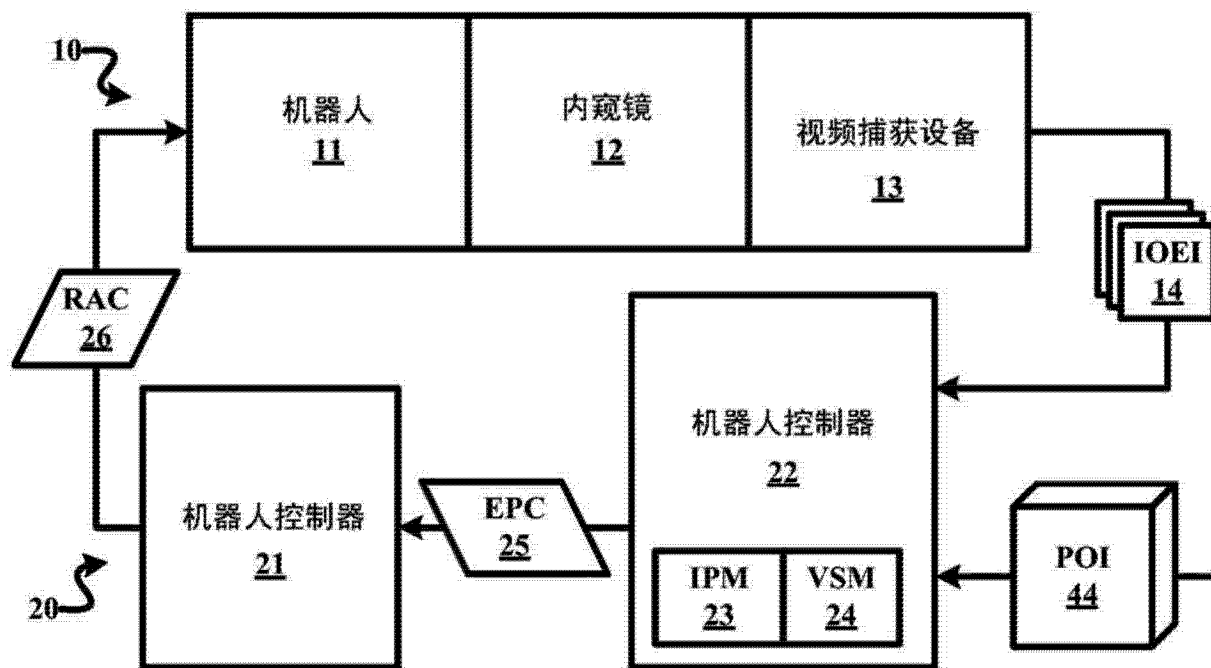


图 1

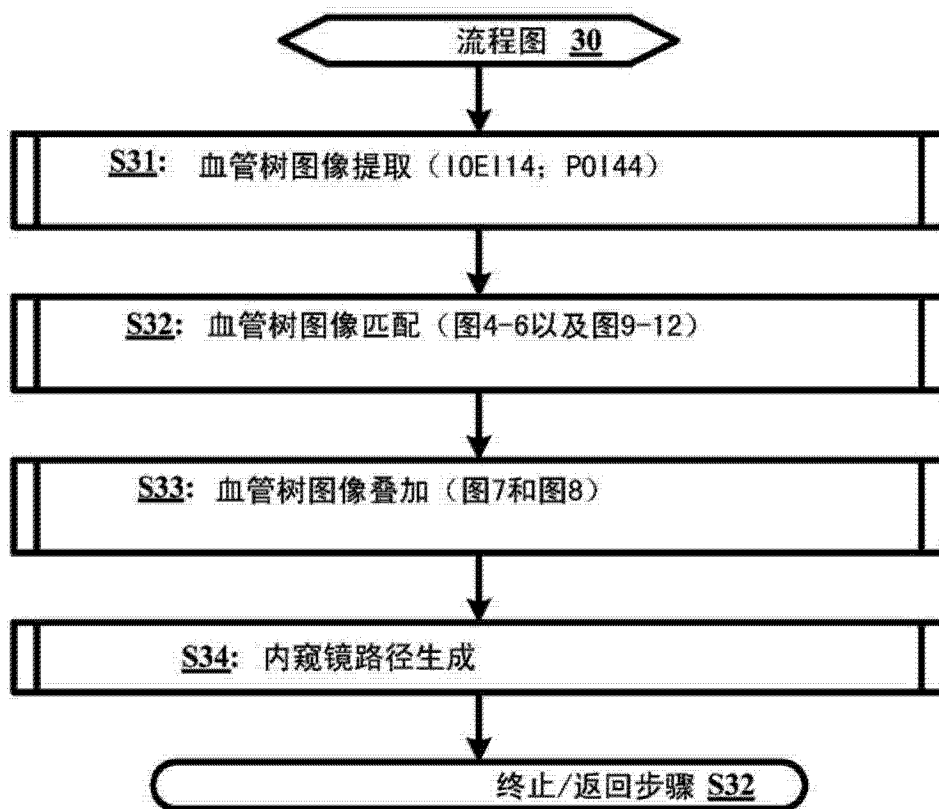


图 2

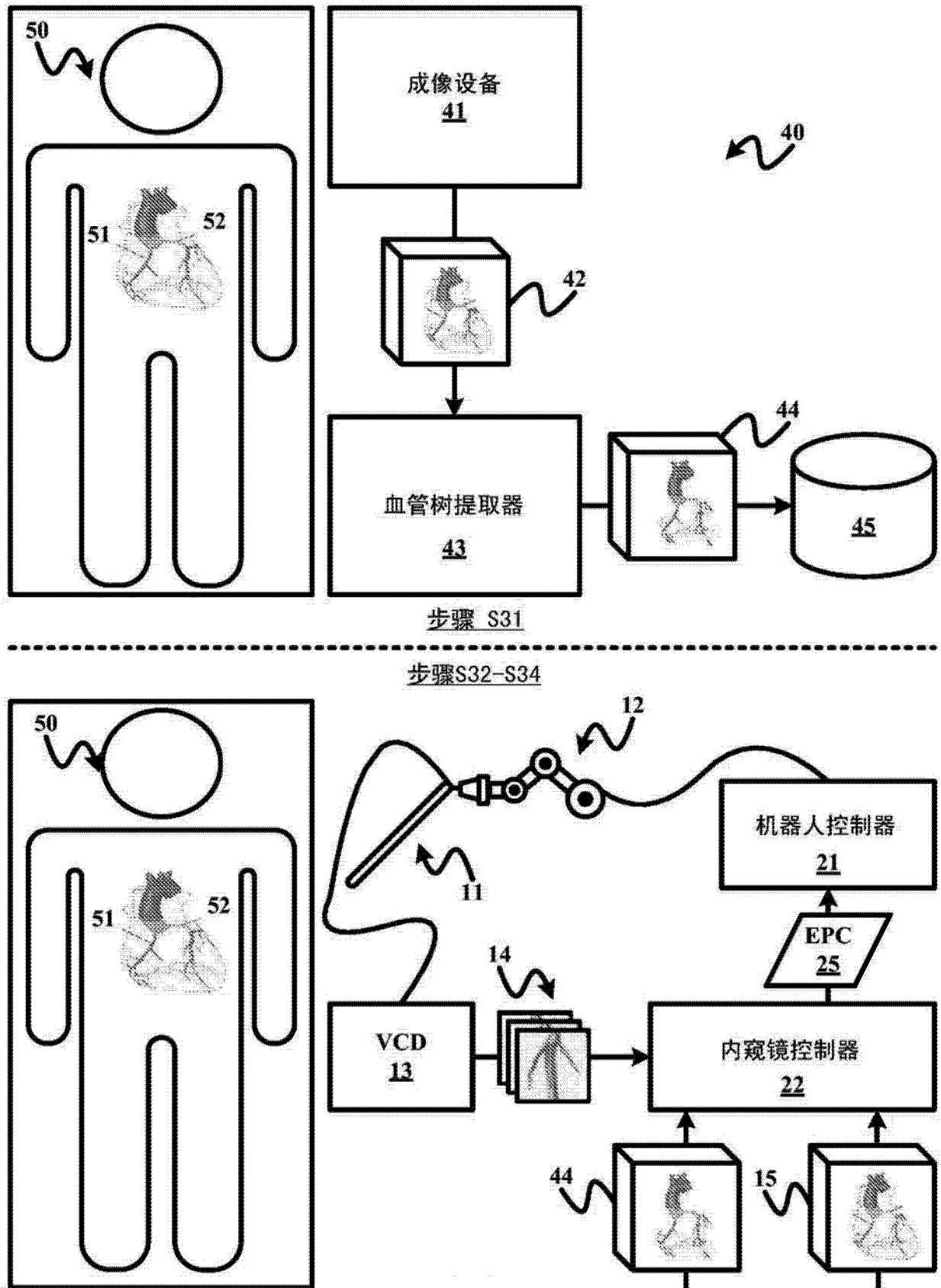


图 3

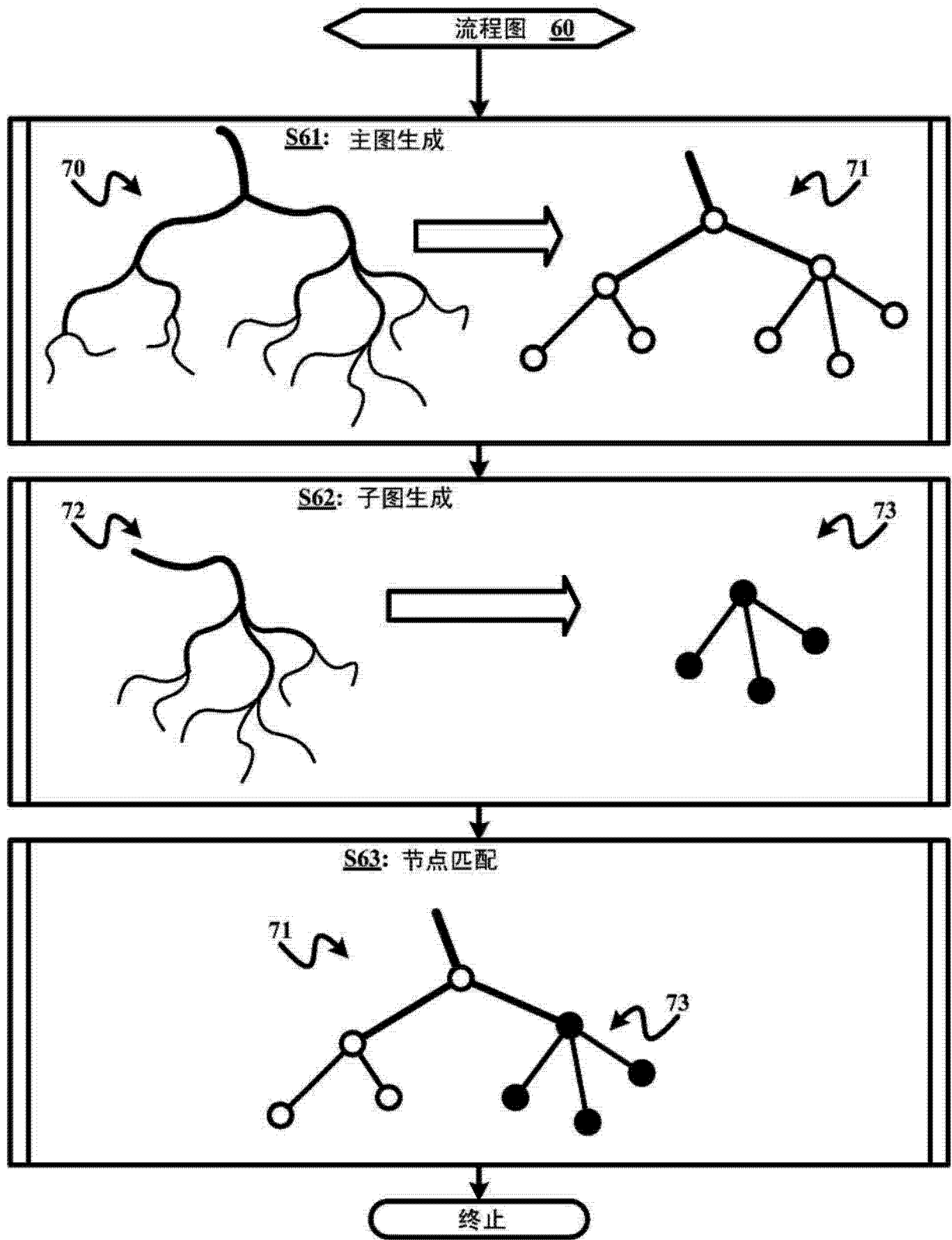


图 4

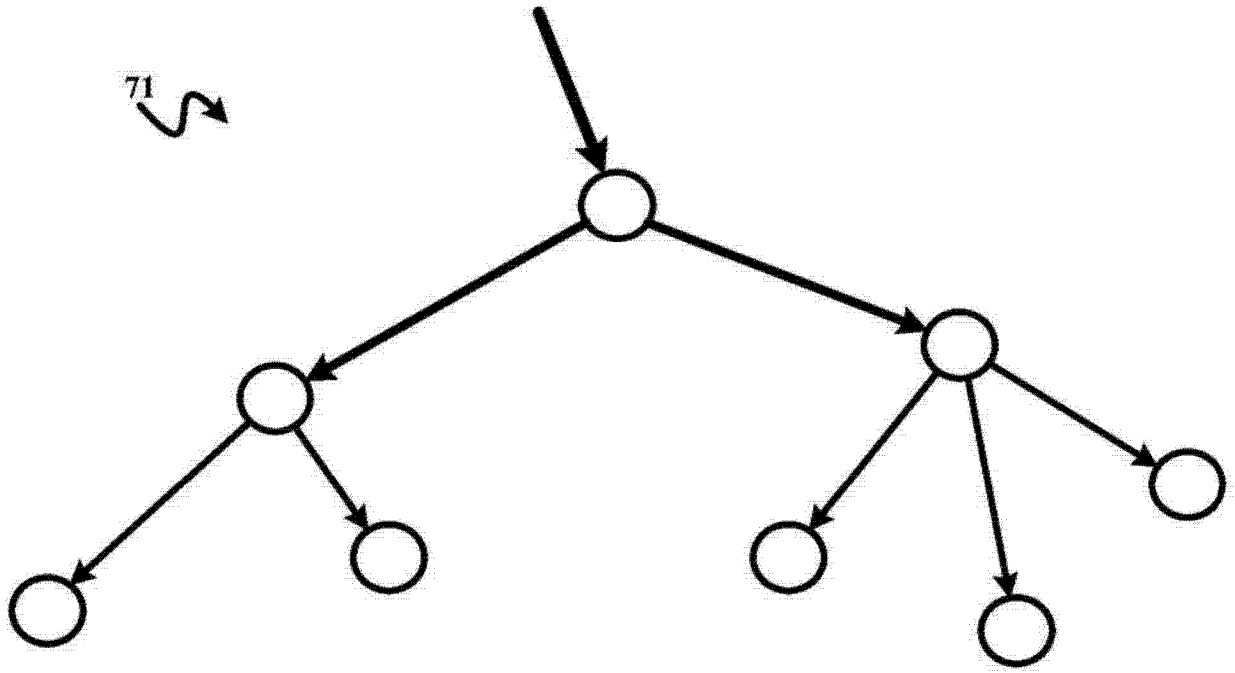


图 5

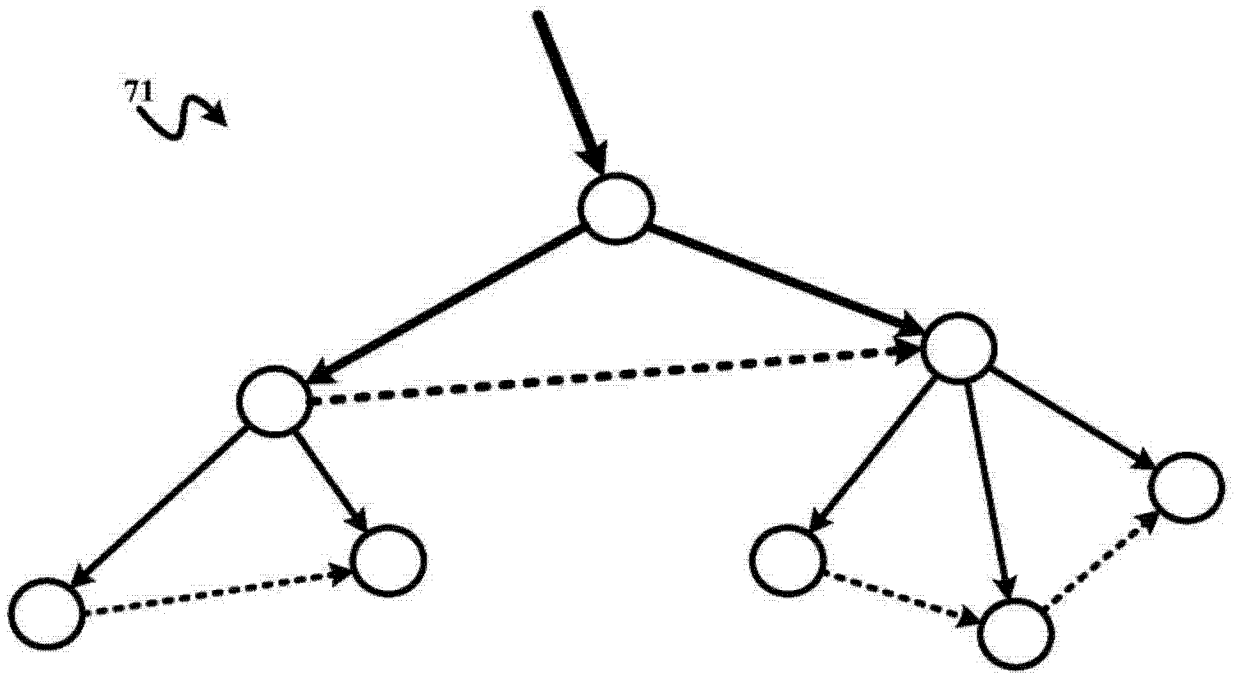


图 6

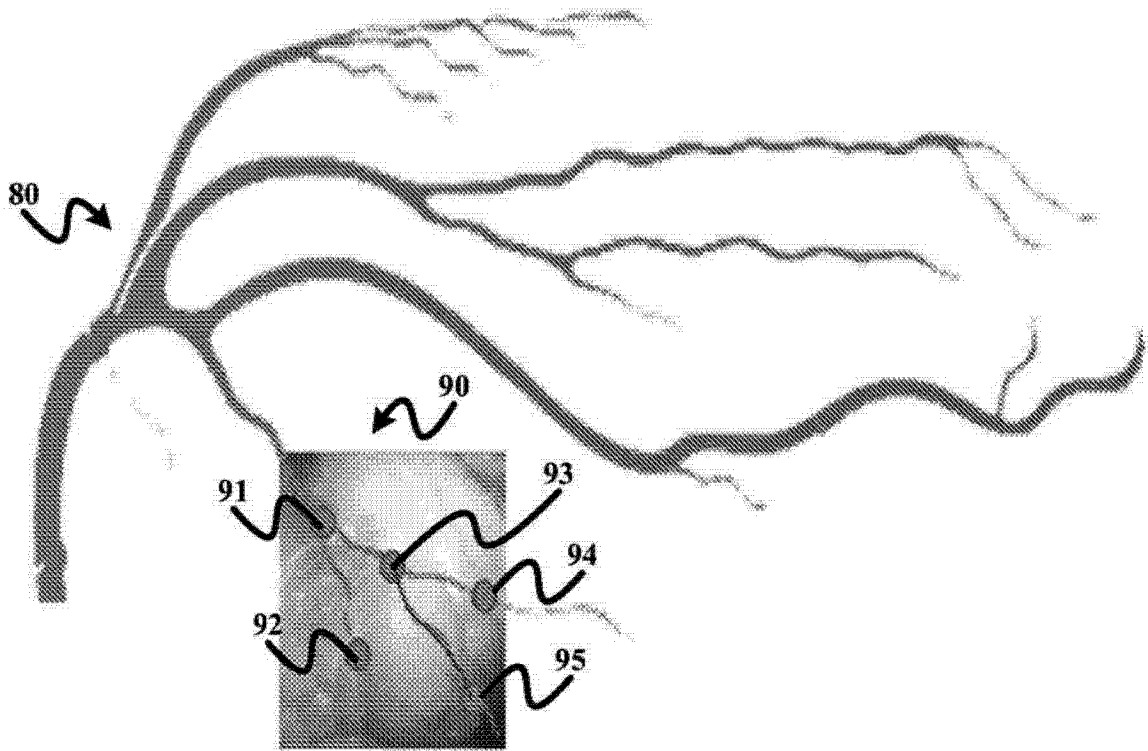


图 7

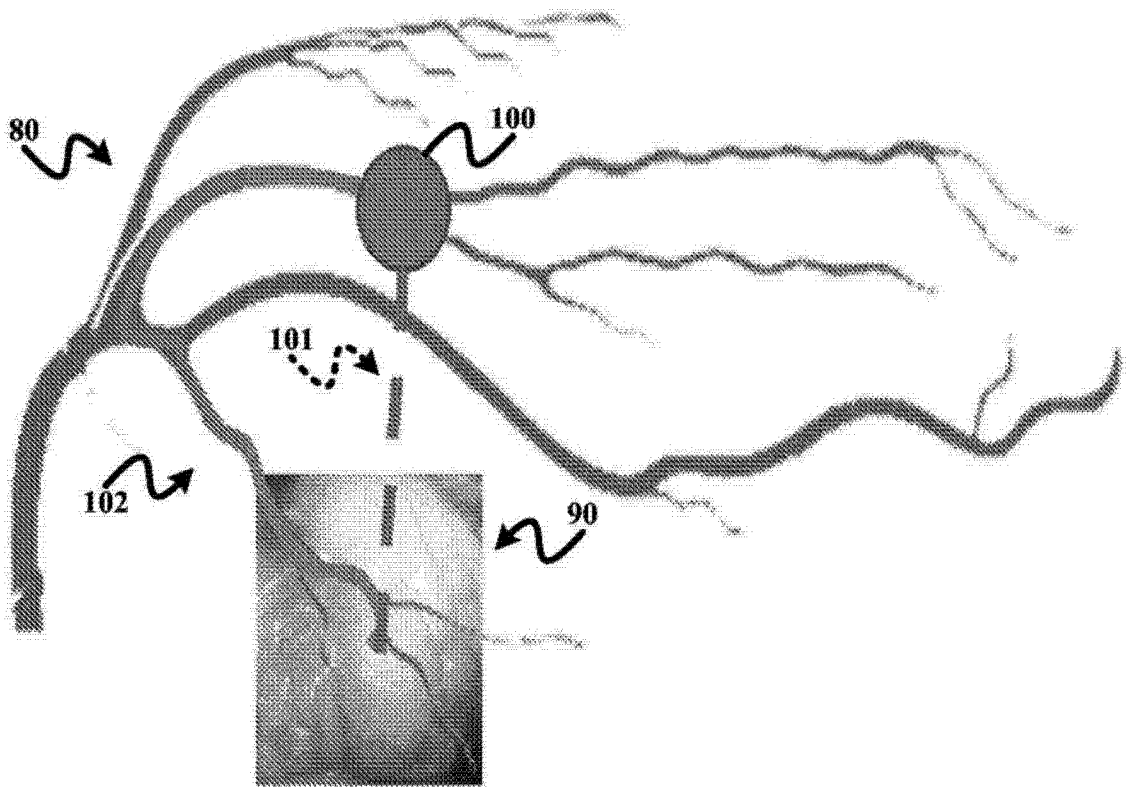


图 8

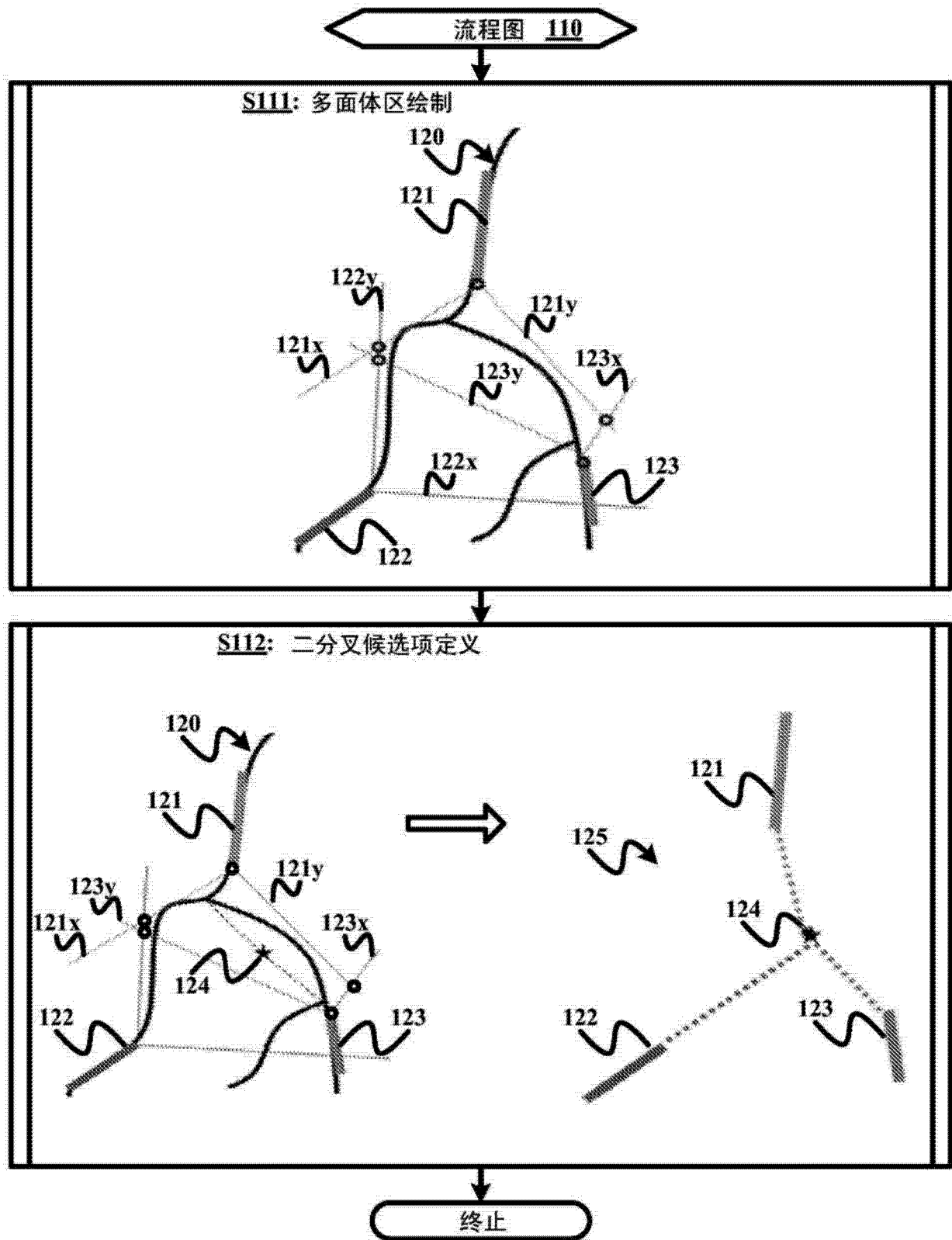


图 9

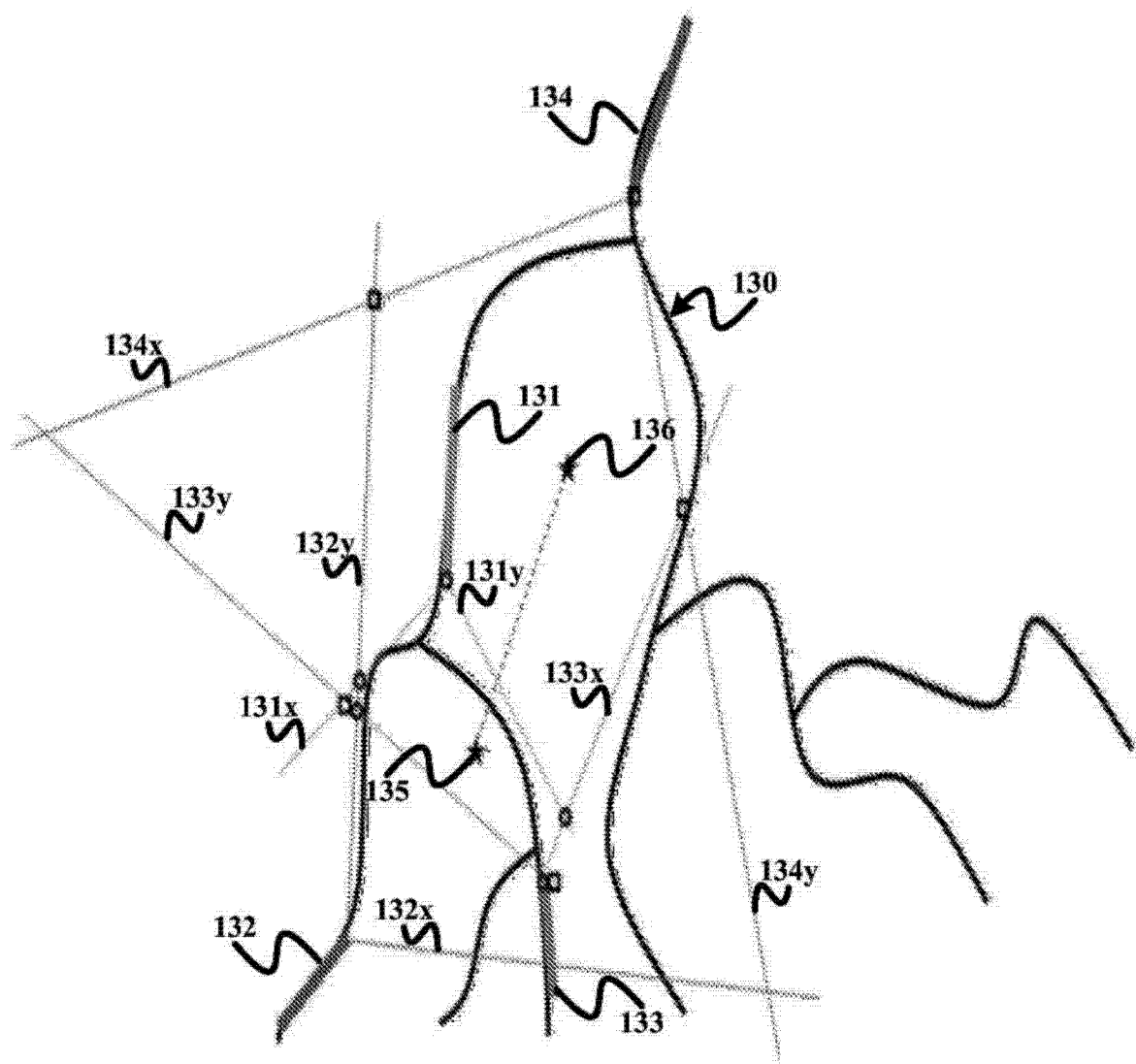


图 10

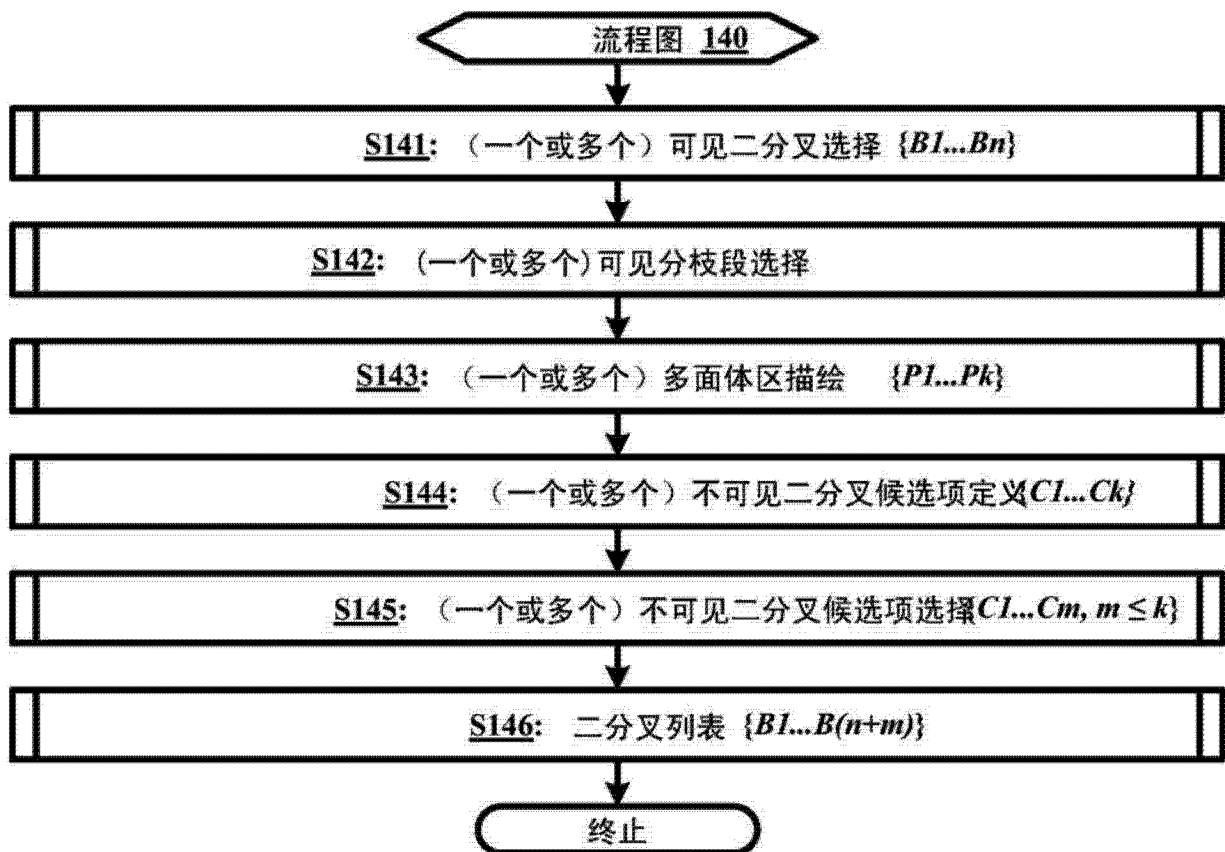


图 11

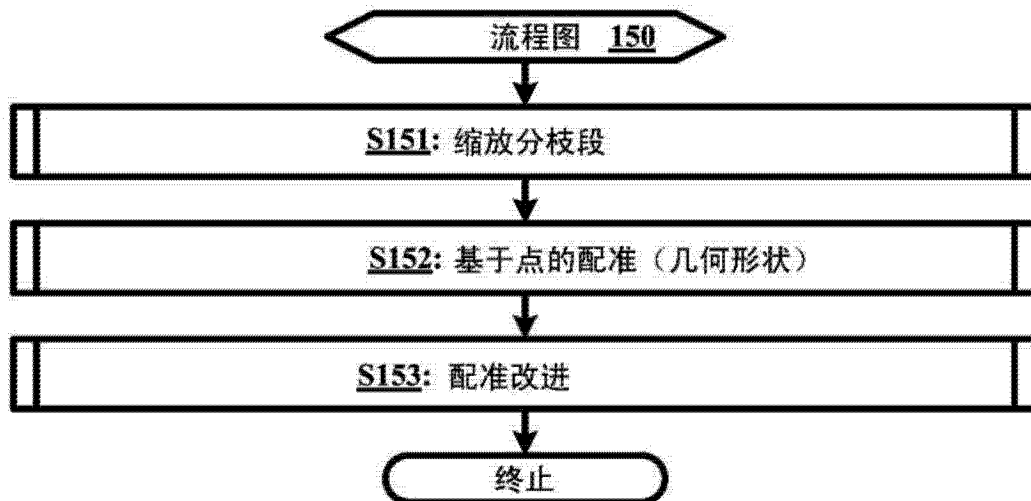


图 12

专利名称(译)	血管树图像内不可见的二分叉的检测		
公开(公告)号	CN104105439A	公开(公告)日	2014-10-15
申请号	CN201380008233.X	申请日	2013-02-04
[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	A61B1/00 G06T7/00		
CPC分类号	G06T2200/04 G06T2207/10072 G06T2207/20072 G06T7/003 A61B1/0005 G06T2207/10068 A61B1/00009 G06T2207/30101 G06T7/337		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/595315 2012-02-06 US		
其他公开文献	CN104105439B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种图像配准系统、内窥镜(12)和内窥镜控制器(22)。在操作中，内窥镜(12)生成解剖学区域内的血管树的术中内窥镜图像(14)，所述血管树的术中内窥镜图像(14)包括术中内窥镜图像(14)内的血管树的可见的多个分枝，所述多个分枝作为对术中内窥镜图像(14)内血管树的不可见的分叉的指示。内窥镜控制器(22)将血管树的术中操作内窥镜图像(14)图像配准到血管树的术前三维图像(44)。所述图像配准包括由血管树的术中内窥镜图像(14)内的血管树的可见分枝所指示的血管树的分叉的图形表示图像匹配到血管树的术前三维图像(44)内的血管树的分叉的图形表示。

