



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103957832 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 30

(21) 申请号 201280052557. 9

代理人 李光颖 王英

(22) 申请日 2012. 10. 19

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 19/00(2006. 01)

61/551, 513 2011. 10. 26 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 04. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/055739 2012. 10. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/061225 EN 2013. 05. 02

(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

C·S·霍尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

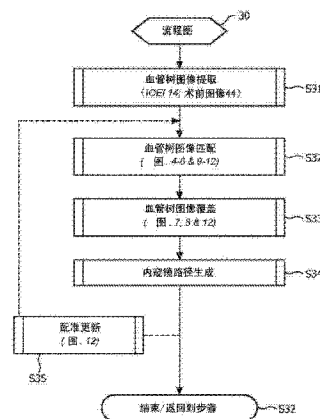
权利要求书3页 说明书8页 附图10页

(54) 发明名称

血管树图像的内窥镜配准

(57) 摘要

一种图像配准系统,内窥镜(12)和内窥镜控制器(22)。在手术中,内窥镜(12)生成解剖区域内的血管树(例如,动脉树或静脉树)的术中内窥镜图像(14),并且内窥镜控制器(22)将血管树的术中内窥镜图像(14)与解剖区域内的血管树的术前三维图像(44)进行图像配准。所述图像配准包括对血管树的术中内窥镜图像(14)内的血管树的每个分叉的图形表示与血管树的术前三维图像(44)内的血管树的每个分叉的图形表示的图像匹配。



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区域内的血管树的术中内窥镜图像 (14);以及内窥镜控制器 (22),其能够操作用于将所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 与所述血管树的术前三维图像 (44) 进行图像配准,

其中,所述图像配准包括对所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的每个分叉的图形表示与所述血管树的所述术前三维图像 (44) 内的所述血管树的每个分叉的图形表示的图像匹配。

2. 根据权利要求 1 所述的图像配准系统,其中,所述内窥镜控制器 (22) 还能够操作用于,响应于所述血管树的拓朴结构中的任何外科手术变更来更新对所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 与所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的所述图像配准。

3. 根据权利要求 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形,所述主图形包括连接结点的主集,所述连接结点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形,所述子图形包括连接结点的所述主集的子集,并且所述子图形表示所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的每个分叉;并且

将所述子图形与所述主图形进行结点匹配。

4. 根据权利要求 3 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,响应于所述血管树的拓朴结构中的任何外科手术变更来更新对所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 与所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的所述图像配准,

其中,所述主图形被修改以反映所述血管树的所述拓朴结构中的任何外科手术变更。

5. 一种图像配准系统,包括:

内窥镜 (12),其能够操作用于生成包括动脉树和静脉树的解剖区域的术中内窥镜图像 (14);以及

内窥镜控制器 (22),其能够操作用于将所述术中操作内窥镜图像 (14) 内的所述动脉树与所述解剖区域的术前三维图像 (44) 进行图像配准,

其中,所述图像配准包括对所述解剖区域的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述静脉树的每个分叉的图形表示与所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 内的所述静脉树的每个分叉的图形表示的静脉图像匹配。

6. 根据权利要求 5 所述的图像配准系统,其中,所述内窥镜控制器 (22) 还能够操作用于,响应于所述血管树的拓朴结构中的任何外科手术变更来更新对所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 与所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的所述图像配准。

7. 根据权利要求 5 所述的图像配准系统,其中,所述图像配准还包括对所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 中的所述动脉树与所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 中的所述静脉树的相对定位的确定。

8. 根据权利要求 5 所述的图像配准系统,其中,所述静脉图像匹配包括:

生成从所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 的几何表示导出的静脉主图形,所述静脉主图形包括静脉结点的主集,所述静脉结点表示在所述解剖区域的所述术前三维图像

(44) 内的所述静脉树的每个分叉, 并且

生成从所述解剖区域的所述术中内窥镜图像 (14) 的几何表示导出的静脉子图形, 所述静脉子图形包括静脉结点的所述主集的子集, 并且所述静脉子图形表示所述解剖区域的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述静脉树的每个分叉。

9. 根据权利要求 5 所述的图像配准系统, 其中, 所述图像配准包括对所述解剖区域的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述动脉树的每个分叉的图形表示与所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 内的所述动脉树的每个分叉的图形表示的动脉图像匹配。

10. 根据权利要求 9 所述的图像配准系统,

其中, 所述静脉图像匹配包括:

生成从所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 的几何表示导出的静脉主图形, 所述静脉主图形包括静脉结点的主集, 所述静脉结点表示所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 内的所述静脉树的每个分叉, 并且

生成从所述解剖区域的所述术中内窥镜图像 (14) 的几何表示导出的静脉子图形, 所述静脉子图形包括静脉结点的所述主集的子集, 并且所述静脉子图形表示所述解剖区域的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述静脉树的每个分叉; 以及

其中, 所述动脉图像匹配包括:

生成从所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 的几何表示导出的动脉主图形, 所述动脉主图形包括动脉结点的主集, 所述动脉结点表示所述解剖区域的所述术前三维图像 (44) 内的所述动脉树的每个分叉, 并且

生成从所述解剖区域的所述术中内窥镜图像 (14) 的几何表示导出的动脉子图形, 所述动脉子图形包括动脉结点的所述主集的子集, 并且所述动脉子图形表示所述解剖区域的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述动脉树的每个分叉。

11. 根据权利要求 10 所述的图像配准系统,

其中, 所述静脉图像匹配还包括对所述静脉子图形与所述静脉主图形的静脉结点匹配;

其中, 所述动脉图像匹配还包括对所述动脉子图形与所述动脉主图形的动脉结点匹配; 并且

其中, 所述图像配准还包括所述静脉结点匹配和所述动脉结点匹配的组合。

12. 根据权利要求 10 所述的图像配准系统,

其中, 所述图像配准还包括所述静脉主图形和所述动脉主图形的整合;

其中, 所述静脉图像匹配还包括对所述静脉子图形与所述静脉主图形和所述动脉主图形的所述整合的静脉结点匹配; 并且

其中, 所述动脉图像匹配还包括对所述动脉子图形与所述静脉主图形和所述动脉主图形的所述整合的动脉结点匹配。

13. 根据权利要求 10 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, 响应于所述血管树的拓朴结构中的任何外科手术变更来更新对所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 与所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的所述图像配准,

其中, 所述动脉主图形被修改以反映所述血管树的所述拓朴结构中的任何外科手术变更。

14. 根据权利要求 13 所述的图像配准方法,其中,对所述动脉主图形的修改包括将额外的结点连接到所述主图形,新结点表示所述血管树的额外分叉的外科手术创建。

15. 根据权利要求 13 所述的图像配准方法,其中,对所述动脉主图形的修改包括分离所述主图形的所述结点中的一个,分离的结点表示所述血管树的所述分叉中的一个的外科手术移除。

16. 一种图像配准方法,包括:

生成解剖区域内的血管树的术前三维图像 (44);

生成所述解剖区域内的所述血管树的术中内窥镜图像 (14);并且

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

其中,所述图像配准包括对所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的每个分叉的图形表示与所述血管树的所述术前三维图像 (44) 内的所述血管树的每个分叉的图形表示的图像匹配。

17. 根据权利要求 16 所述的图像配准方法,还包括:

响应于所述血管树上的任何外科手术变型来更新所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 与所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的所述图像配准。

18. 根据权利要求 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形,所述主图形包括连接结点的主集,所述连接结点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形,所述子图形包括所述连接结点的主集的子集,并且所述子图形表示所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 内的所述血管树的每个分叉;并且

将所述子图形与所述主图形进行结点匹配。

19. 根据权利要求 16 所述的图像配准方法,还包括:

响应于所述血管树的任何外科手术变型来更新对所述血管树的所述术中内窥镜图像 (14) 与所述血管树的所述术前三维图像 (44) 的所述图像配准

其中,修改所述主图形,以反映所述血管树的所述拓扑结构中的任何改变。

20. 根据权利要求 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。

血管树图像的内窥镜配准

[0001] 本申请主张 2011 年 9 月 13 日提交的标题为“Robotic Control of an Endoscope from Blood Vessel Tree Images”的共同专利申请 PCT/IB2011/053998 的权利。

技术领域

[0002] 本发明大体上涉及对术前三维 (“3D”) 血管树图像与术中内窥镜血管树图像之间的术中配准。本发明具体涉及用于在冠状外科手术过程期间解决在血管树的拓朴结构中的任何改变的术中配准合并方法。

背景技术

[0003] 冠状动脉旁路移植术 (“CABG”) 是阻塞冠状动脉的血管重建的外科手术过程。在美国每年执行大约 500,000 例手术。在常规 CABG 中,患者的胸骨被打开,并且患者的心脏被完全暴露于外科医生。尽管心脏暴露,由于动脉上面的脂肪组织层,一些动脉会是部分不可见的。对于这样的动脉,外科医生可以触诊心脏表面,并且感觉来自动脉和动脉狭窄的血液脉动。然而,该数据稀少,并且可能不足以将外科手术规划转移到外科手术部位。

[0004] 在最小侵入性 CABG 中,由于外科医生不能触诊心脏表面,因此放大了常规 CABG 的前述问题。额外地,用于最小侵入性 CAB 中的外科手术器械的长度阻止来自工具近端的任何触觉反馈。

[0005] 用于解决常规 CABG 问题的一个已知技术是将术中部位与术前 3D 冠状动脉树进行配准。具体而言,光学追踪指针用于使开放性心脏环境中动脉的位置数字化,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,因为由小口进出施加的空间约束,与匹配数字化动脉和术前数据的任何相关途径一样,该技术对于最小侵入性 CABG 是不实际的。另外,该技术要求大多数动脉是可见的或可由外科医生触诊,这在最小侵入性 CABG 中是不可能。

[0006] 用于解决最小侵入性 CABG 问题的一个已知技术是实施配准方法,在所述配准方法中,使用光学追踪内窥镜重建心脏表面,并且将其与相同表面的术前计算机断层摄影 (“CT”) 数据进行匹配。然而,如果用于导出表面的内窥镜视图太小,该技术与提出基于表面的匹配的任何相关途径一样,可能失败。而且,当在不具有特定表面特征的情况下心脏表面相对平滑时,该技术的算法通常在算法的次优局部最大值中操作。

[0007] 用于解决最小侵入性 CABG 问题的另一已知技术是使用先前标注情况和基于图形匹配的数据库来标注从新患者中提取的冠状树。然而,只有完全树是可用的,该技术才运作,并且其目的是标记树,而不是匹配几何结构。

[0008] 一旦到达关于术前 3D 图像的全局位置,最小侵入性 CABG 的又一问题是内窥镜的取向和引导。配准的目的是便于吻合部位和狭窄的定位。在标准装备中,当外科医生握住两个器械时,辅助装置正握住内窥镜。外科医生向辅助装置发出命令,并且辅助装置据此移动内窥镜。由于辅助装置需要直觉地将通常在外科医生参照系发出的外科医生的命令转换到辅助装置参照系和内窥镜参照系,这类装备阻碍外科医生的手眼协同。多个坐标系会引

起各种处理错误,延长外科手术或引起冠状动脉的错误识别。

[0009] 被设计为允许外科医生经由感测到的外科医生头部的移动直接控制内窥镜的外科内窥镜辅助装置,通过将辅助装置从控制回路中移除,可以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问题依然。

发明内容

[0010] 本发明提供用于匹配如在术前三维(“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)和术中内窥镜图像中示出的在血管树的每个分叉(例如,动脉、毛细血管、静脉和其他多分枝解剖结构的每个点)的图形表示的图像配准方法。图像配准方法还可以解决在外科手术过程(尤其CABG)期间在血管树的拓扑结构中的任何改变。

[0011] 出于本发明的目的,本文中术语“分叉”被广义定义为沿着血管树分成两个或更多分枝的任何点。

[0012] 本发明的一个形式是采用内窥镜和内窥镜控制器的配准系统。在手术中,内窥镜生成解剖区域内的血管树(例如,动脉树、静脉树或人体任何其他管状结构)的术中内窥镜图像,并且内窥镜控制器图像将血管树的术中操作内窥镜图像与血管树的术前三维图像进行配准。图像配准包括对血管树的术中内窥镜图像内的血管树的每个分叉的图形表示与血管树的术前三维图像内的血管树的每个分叉的图形表示的图像匹配。

[0013] 本发明的第二形式是图像配准方法,所述图像配准方法涉及解剖区域内的血管树的术前三维图像的生成、解剖区域内的血管树的术中内窥镜图像的生成、以及对血管树的术中内窥镜图像与血管树的术前三维图像的图像配准。图像配准包括对血管树的术中内窥镜图像内的血管树的每个分叉的图形表示与血管树的术前三维图像内的血管树的每个分叉的图形表示的图像匹配。

[0014] 出于采集解剖区域的三维图像的目的,本文使用的术语“术前”被广义定义为描述解剖区域的内窥镜成像之前、期间或之后执行的任何活动,并且本文使用的术语“术中”被广义定义为描述解剖区域的内窥镜成像期间或与解剖区域的内窥镜成像有关的任何活动。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、结肠镜检查、腹腔镜检查和脑部内窥镜检查。

[0015] 结合附图阅读本发明,从本发明的各种实施例的以下详细描述中,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点将变得更加显而易见。本发明的详细描述和附图仅仅是图示性的而不是限制性的,本发明的范围由附加权利要求及其等同方案来定义。

附图说明

[0016] 图1图示了根据本发明的机器人引导系统的范例性实施例。

[0017] 图2图示了表示根据本发明的机器人引导方法的范例性实施例的流程图。

[0018] 图3图示了在图2中示出的流程图的范例性外科手术实施方式。

[0019] 图4图示了表示根据本发明的图形匹配方法的范例性实施例的流程图。

[0020] 图5和图6图示了根据本发明的血管树的主图形的范例性顺序。

- [0021] 图 7 图示了根据本发明的内窥镜图像上的几何表示的范例性叠加。
- [0022] 图 8 图示了根据本发明的在图 7 中示出的叠加内的范例性机器人路径。
- [0023] 图 9 图示了表示根据本发明的静脉配准方法的流程图。
- [0024] 图 10 图示了表示根据本发明的静脉 / 动脉整合配准方法的第一实施例的流程图。
- [0025] 图 11 图示了表示根据本发明的静脉 / 动脉整合配准方法的第二实施例的流程图。
- [0026] 图 12 图示了表示根据本发明的配准校正方法的第二实施例的流程图。

具体实施方式

[0027] 如在图 1 中示出的, 机器人引导系统采用机器人单元 10 和控制单元 20, 进行任何内窥镜过程, 这涉及具有一个或多个分叉 (即, 分枝) 的血管树的内窥镜成像。这样的内窥镜过程的范例包括, 但不限于, 微创心脏外科手术 (例如, 冠状动脉旁路移植术或二尖瓣置换术)。

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

[0029] 在本文中, 机器人 11 被广义定义为根据特定内窥镜过程需要在结构上被配置具有用于操纵末端效应器的一个或多个节点的机动化控制的任何机器人设备。实际上, 机器人 11 可以具有四 (4) 个自由度, 诸如, 例如, 具有与刚性片段串联连接的节点的串联机器人、具有以并联顺序安装 (例如, 本领域已知的斯图尔特平台) 的节点和刚性片段的并联机器人或串联和并联运动学的任何合并组合。

[0030] 在本文中, 内窥镜 12 被广义定义为在结构上被配置具有从身体内成像的能力的任何设备。为了达到本发明的目的, 内窥镜 12 的范例包括但不限于, 弹性或刚性的任何类型的窥镜 (例如, 内窥镜、关节内窥镜、支气管窥镜、胆管镜、结肠镜、膀胱镜、十二指肠镜、胃镜、宫腔镜、腹腔镜、喉镜、神经内窥镜、耳镜、推送肠镜、鼻喉镜、乙状结肠镜、窦窥镜、胸腔镜等) 以及类似于配备成像系统 (例如, 成像的嵌套套管) 的窥镜的任何设备。成像是局部的, 并且利用纤维光学、透镜和小型化 (例如, 基于 CCD) 成像系统可以光学地获得表面图像。

[0031] 实际上, 内窥镜 12 被安装到机器人 11 的末端效应器上。机器人 11 的末端效应器的姿势是末端效应器在机器人 11 执行器的坐标系内的位置和取向。在内窥镜 12 被安装到机器人 11 的末端效应器的情况下, 解剖区域内的内窥镜 12 的视场的任何给定姿势对应于机器人坐标系内的机器人 11 的末端效应器的不同姿势。因此, 由内窥镜 12 生成的血管树的每个单独内窥镜图像可以被链接到解剖区域内的内窥镜 12 的对应姿势。

[0032] 在本文中, 视频捕获设备 13 被广义定义为在结构上被配置为具有将来自内窥镜 12 的术中内窥镜视频信号转化为术中内窥镜图像 (“IOEI”) 14 的计算机可读时间序列的能力的任何设备。实际上, 视频捕获设备 13 可以采用任何类型的帧抓取器, 以捕获来自术中内窥镜视频信号的单独数字静止帧。

[0033] 仍参考图 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 被广义定义为根据内窥镜过程需要在结构上被配置为向机器人 11 提供一个或多个机器人执行器命令 (“RAC”) 26 以控制机器人 11 的末端效应器的姿势的任何控制器。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 转化为机器人执行器命令 26。例如,内窥镜位置命令 25 可以指示通向解剖区域内的内窥镜 12 的视场的期望 3D 位置的内窥镜路径,借此机器人控制器 21 将命令 25 转化为命令 26,所述命令 26 包括机器人 11 的每个电机所需要的执行电流,以将内窥镜 12 移动到期望 3D 位置。

[0035] 在本文中,内窥镜控制器 22 被广义定义为在结构上被配置用于根据本发明和在图 2 中示出的范例实施机器人引导方法的任何控制器。为了达到这个目的,内窥镜控制器 22 可以合并图像处理模块 (“IPM”) 23,其在本文中被广义定义为在结构上被配置用于执行本发明的解剖对象图像配准的任何模块。尤其,血管树图像配准由在图 2 中示出的流程图 30 的步骤 S32 和 S33 范例性实施。内窥镜控制器 22 还可以合并视觉伺服模块 (“VSM”) 24,其在本文中被广义定义为在结构上被配置用于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 指示通向解剖区域内的内窥镜 12 的视场的希望 3D 位置的内窥镜路径。尤其,内窥镜位置命令 25 是从由在图 2 中示出的流程图 30 的步骤 S34 范例性实施的血管树图像配准导出的。

[0036] 在本文中现在将提供流程图 30 的描述,以便于对内窥镜控制器 22 的进一步理解。

[0037] 参考图 2,流程图 30 的步骤 S31 包含从身体的任何解剖区域的术前 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,如在图 3 中示出的,操作 3D 成像设备 (例如,CT 设备、X-射线设备或 MRI 设备) 来生成图示了患者 50 的左边和右边冠状动脉 51 和 52 的患者 50 的胸部区域的术前 3D 图像 42。其后,操作血管树提取器 43,以从图像 42 中提取冠状动脉树的几何表示 44,其可以被存储在数据库 45 中。实际上,由飞利浦出售的 Brilliance iCT 扫描器可以用于生成图像 42,以及从图像 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 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 将血管树的一个或多个术中内窥镜图像 14(图 1) 的图形表示与血管树的术前 3D 图像 44(图 1) 的图形表示进行匹配。例如,如在图 3 中示出的,内窥镜 12 生成患者 50 的胸部区域的术中内窥镜检查视频,所述术中内窥镜检查视频由视频捕获设备 13 捕获并且被转化为术中内窥镜图像 14,借此内窥镜控制器 22 的图像处理模块 23 将冠状动脉树的术中内窥镜图像 14 的图形表示与冠状动脉树的术前 3D 图像 44 的图形表示进行匹配。在一个范例性实施例中,图像处理模块 23 执行由在图 4 中示出的流程图 60 范例性表示的本发明的血管树图像匹配方法,在本文中,所述血管树图像匹配方法将在血管树是冠状动脉树的背景下被描述。

[0039] 参考图 4,(血管)流程图 60 的步骤 S61 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 根据本领域已知的任何表示方法从冠状动脉树的几何表示中生成冠状动脉树主图形。例如,如在步骤 S61 中示出的,冠状动脉树的几何表示 70 被转化成主图形 71,所述主图形 71 具有表示冠状动脉树几何表示 70 的每个分叉 (例如,分支或三根分叉部) 的结点,并且还具有在结点之间的分枝连接。凭借 C 型臂血管造影术或其他适当系统在术前 (例如,在内窥镜外科手术之前几天或先于将内窥镜 12 引入患者 50 内的任何时间) 或术中可以执行步骤 S61。

[0040] 流程图 60 的步骤 S62 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 根据本领域已知的任何图形表示方法从在术中内窥镜图像 14 中可见的冠状动脉树的一部分中生成冠状

动脉树子图形。具体而言,内窥镜 12 被引入到患者 50,借此图像处理模块 23 执行对术中内窥镜图像 14 内的冠状动脉结构的检测。实际上,一些动脉结构可以是可见的,而其他动脉结构可以由脂肪组织层隐藏。正因如此,图像处理模块 23 可以通过已知图像处理操作(例如,通过可见冠状动脉结构的不同红色的阈值检测)实施可见冠状动脉结构的自动检测,或者外科医生可以手动使用输入设备来在计算机显示器上描画可见冠状动脉结构的轮廓。基于对动脉结构的检测,图像处理模块 23 以类似于生成冠状动脉树主图形的方式生成冠状动脉树图形。例如,如在步骤 S62 中示出的,冠状动脉结构的几何表示 72 被转化成图形 73,所述图形 73 具有表示冠状动脉树几何表示 72 的每个分叉(例如,分支或三根分叉部)的结点,并且还具有在结点之间的分枝连接。由于树都来自相同的人,应当理解,从内窥镜检查图像导出的图形是从 3D 图像导出的图形的子图形。

[0041] 流程图 60 的步骤 S63 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 根据任何已知的图形匹配方法(例如,最大共同子图形或麦格雷戈(McGregor)共同子图形)将子图形与主图形进行匹配。例如,如在步骤 S63 中示出的,将子图形 73 的结点与主图形 71 的结点的子集进行匹配。

[0042] 实际上,子图形 73 可以在术中内窥镜图像 14 内仅仅部分地被检测,或子图形 73 的一些结点/连接可以在术中内窥镜图像 14 中缺少。为了提高步骤 S62 的匹配精度,可以实施主图形 71 和子图形 73 的额外顺序。

[0043] 在一个实施例中,在步骤 S61 的图像扫描期间基于患者 50 的已知取向实施主图形 71 的垂直结点顺序。具体而言,主图形结点可以被定向地链接,以经由实线箭头保存如在图 5 中范例性示出的自顶向下顺序。对于子图形 73,患者 50 相对于内窥镜 12 的取向可以是未知的。然而,已知的当冠状动脉树的分支自顶向下扩展时,他们在直径上减少,然后术中内窥镜图像 14 中动脉分枝的变化的动脉尺寸可以指示取向。

[0044] 在另一实施例中,在步骤 S61 的图像扫描期间基于患者 50 的已知取向可以实施主图形 70 的水平结点顺序。具体而言,主图形结点可以被定向地链接,以经由虚线箭头保存如在图 6 中范例性示出的自左向右的结点顺序。对于子图形 73,在到内窥镜 12 的患者 50 的取向很有可能是未知的情况下,通过操作中的外科医生或辅助装置经由图形用户接口可以设置子图形 73 的水平结点顺序。

[0045] 尽管顺序的使用可以减小用于匹配图形的时间,并且减少可能匹配的数量,理论上通过匹配算法仍可以获得图形之间的多个匹配。在流程图 30 的步骤 S33 期间解决这样的多个匹配的情况。

[0046] 再次参考图 2,基于图形的匹配,流程图的步骤 S33 包含血管树的术前 3D 图像 44(图 1)的几何表示叠加在血管树的术中内窥镜图像 14 上。通过使用唯一与主图形关联的几何表示完成该操作。由此,使用透视变换,整个几何结构可以被直接转换为术中内窥镜图像 14。使用本领域已知的匹配算法(例如,单应性匹配)从术中内窥镜图像 14 和术前 3D 图像 44 中的结点中可以检测透视变换。

[0047] 例如,图 7 图示了具有与术中内窥镜图像 90 的结点 91-95 匹配的结点的冠状动脉树的几何表示 80。在结点 91-95 之间的每个结点对之间的距离可以用于确定几何表示 80 的比例因子,从而如图示出的使几何表示 80 能够叠加术中内窥镜图像 90。

[0048] 实际上,如果步骤 S32(图 2)的图形匹配产生多个结果,则可以将所有可能的叠加

显示给外科医生,借此外科医生可以经由图形用户接口选择外科医生认为是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,选择可以相对简单。

[0049] 返回参考图 2,流程图 30 的步骤 S34 包含视觉伺服模块 24,所述视觉伺服模块 24 在血管树的术前 3D 图像 44(图 1)的几何表示到血管树的术中内窥镜图像 14(图 1)的叠加内生成内窥镜路径。基于内窥镜路径,视觉伺服模块 24 向机器人控制器 21 生成内窥镜位置命令 25,以借此将内窥镜 12(图 1)沿着内窥镜路径引导至解剖区域内的期望位置。具体而言,一旦发现准确叠加,可以命令机器人 11,以将内窥镜 12 引导至外科医生在术前 3D 图像 44 上选择的位置。外科医生或辅助装置可以选择血管树的点,并且机器人 11 可以引导内窥镜 12 沿着任何适当路径朝向期望位置。例如,如在图 9 中示出的,机器人 11 可以将内窥镜 12 沿着最短路径 101 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。由于随着机器人 11 移动内窥镜 12,冠状动脉路径 102 允许外科医生观察可见动脉,冠状动脉路径 102 是优选实施例。此外,其有助于外科医生决定匹配是否成功。使用本领域已知的方法(例如,迪科斯彻最短路径算法)可以定义冠状动脉路径 102。

[0050] 实际上,使用具有运动远程中心的未校准视觉伺服可以命令机器人 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形(例如,本领域已知的术中内窥镜图像 14 的拼接)。

[0051] 如本文前述,如在图 2 中示出的流程图 30 的步骤 32 和 33 表示涉及单个血管树的本发明的血管树图像配准。额外地,在冠状动脉树的背景下提供步骤 S32 和 S33 的先前描述,以便于对步骤 S32 和 S33 的理解。实际上,本发明的血管树图像配准可以涉及身体的任何解剖区域内的任何类型的两(2)个或更多血管树。

[0052] 在身体的任何解剖区域(尤其冠状区域)内的动脉树和静脉树的背景下,图 9-11 图示了步骤 S32 和/或步骤 S33(图 1)的其他实施例。这些实施例根据如本文先前教导的流程图 60(图 4)的原理执行图形生成和结点匹配。

[0053] 参考图 9,流程图 111 表示静脉树图像配准方法,所述静脉树图像配准方法涉及对静脉树的术中内窥镜图像的主图形与静脉树的术前图像的匹配,所述静脉树的术前图像用作将解剖区域的术中内窥镜图像与解剖区域的术前 3D 图像进行配准的基础。

[0054] 具体而言,流程图 110 的步骤 S111 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 执行对静脉树的术中内窥镜图像与静脉树的术前 3D 图像之间的静脉树图形匹配。例如,如在图 9 的步骤 S111 中示出的,生成静脉树的术前 3D 图像 120 的主图形 121 和静脉树的术中内窥镜图像 122 的子图形 123,并且子图形 123 的结点与主图形 121 的结点的特定子集匹配。结果是对解剖区域的术中内窥镜图像与解剖区域的术前 3D 图像的配准。

[0055] 流程图 110 的步骤 S112 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 执行如本领域已知的动脉树的术前图像的叠加的生成,所述动脉树的术前图像的叠加是从在解剖区域的术前图像内的动脉树与静脉树的相对定位导出的。例如,如在图 9 的步骤 S112 中示出的,动脉树的术前图像 130 到动脉树的术中内窥镜图像 132 上的叠加是从动脉树(用虚线示出)的术前图像 130 与静脉树的术前图像 120 的相对定位导出的。

[0056] 参考图 10,流程图 140 表示血管树图像配准方法,所述血管树图像配准方法涉及以下的组合:(1)对动脉树的术中内窥镜图像的子图形与动脉的术前图像的主图形的动脉

树匹配,以及(2)对静脉树的术中内窥镜图像的子图形与静脉树的术前图像的主图形的静脉树匹配。

[0057] 具体而言,流程图 140 的步骤 S141 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 执行对动脉树的术中内窥镜图像与动脉树的术前 3D 图像之间的动脉树图形匹配。例如,如在图 10 的步骤 S141 中示出的,生成动脉树的术前 3D 图像 130 的主图形 131 和动脉树的术中内窥镜图像 132 的子图形 133,并且子图形 133 的结点与主图形 131 的结点的特定子集匹配。

[0058] 流程图 140 的步骤 S142 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 执行静脉树的术中内窥镜图像到静脉树的术前 3D 图像之间的静脉树图形匹配。例如,如在图 10 的步骤 S142 中示出的,生成静脉树的术前 3D 图像 120 的主图形 121 和静脉树的术中内窥镜图像 122 的子图形 123,并且子图形 123 的结点与主图形 121 的结点的特定子集匹配。

[0059] 流程图 140 的步骤 S143 包含图像处理模块,如本领域已知的所述图像处理模块以几何方式将步骤 S141 的动脉树匹配和步骤 S142 的静脉树匹配进行组合。

[0060] 实际上,可以以任何顺序串行执行或并行执行步骤 S141 和 S142。

[0061] 参考图 11,流程图 150 表示血管树图像配准方法,所述血管树图像配准方法涉及以下的整合:(1)对动脉树的术中内窥镜图像的子图形与动脉的术前图像的主图形的动脉树匹配,以及(2)对静脉树的术中内窥镜图像的子图形与静脉树的术前图像的主图形的静脉树匹配。

[0062] 具体而言,流程图 150 的步骤 S151 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 从动脉树和静脉树的相应的术前图像中生成动脉树和静脉树的主图形,并且流程图 150 的步骤 S152 包含动脉树的主图形和静脉树的主图形的整合。实际上,由于涉及心脏区域,不存在事实上连接了动脉树和静脉树的单个血管点。正因如此,动脉树和静脉树的主图形基本上分离的。尽管如此,在心脏区域解剖结构内可以有多个点,在所述心脏区域解剖结构内,动脉结点和静脉结点以无关紧要的距离分开。这些结点可以被认为是符合步骤 S152 的目的,并且由此可以构建在这些结点接合的单个树。

[0063] 例如,如在图 11 的步骤 S152 中示出的,静脉树的主图形 121 的结点 124 和动脉树的主图形 131 的结点 134 在心脏区域的术前体积图像内以无关紧要的距离分开,并且因此,在心脏区域的术前体积图像内在点 161 处被接合,以形成整合的血管树图形 160。

[0064] 流程图 150 的步骤 S153 包含图像处理模块 23,所述图像处理模块 23 从动脉树和静脉树的相应的术中内窥镜图像中生成动脉树和静脉树的子图形,并且流程图 150 的步骤 S154 包含对动脉树和静脉树的子图形与整合的血管图形的结点匹配。例如,如在图 11 的步骤 S154 中示出的,生成的动脉树的子图形 132 和生成的静脉树的子图形 122 与整合的血管树图形 160 匹配。

[0065] 实际上,备选地,血管树的主图形的整合可以发生在血管树的子图形与相应的主图形的单独匹配处。

[0066] 返回参考图 2,步骤 S32-S34 可以一次性被执行,或者在周期的基础上执行,直到机器人 11 已经将内窥镜 12 移动到在解剖区域内的期望位置的时间,或者外科医生指示的多个时间。

[0067] 在流程图 130 的备选实施例中,当在解剖区域(尤其心脏区域)内的血管树中的

一个或多个上执行外科手术时,为了达到更新图像配准的目的,可以执行步骤 S35。例如,在完成旁路之后,在心脏区域中的旁路的术中外科手术图像(例如,内窥镜图像或 X-射线血管造影术图像)中,动脉树的新近引入拓扑结构将是可见的,并且在心脏区域的术前体积图像上将是不可见的。使用如本文前述的本发明的图形匹配算法,将来自术中外科手术图像的动脉树与来自术前体积图像的动脉树进行匹配。基于所述配准,通过将一个新结点(远端吻合部位)和一个连接(旁路)添加到主图形,可以更新术前体积图像的主图形。

[0068] 在图 12 中示出的流程图 170 表示步骤 S35 和步骤 S31(图 2)的一个实施例。流程图 170 的步骤 S171 包含从解剖区域的术中外科手术图像中提取血管树,并且步骤 S172 包含对术中外科手术图像与术前体积图像的配准。例如,如在图 12 的步骤 S172 中示出的,从心脏区域的术中内窥镜图像 14 或术中 X-射线血管造影术图像 15 中提取动脉树 133 的外科手术图像 180,所述图像 180 图示了旁路 181。生成图像 180 的主图形 182,新连接结点 183 表示旁路。主图形 182 是与术前体积图像的主图形(例如,如在图 10 中示出的动脉树图像 130 和主图形 131)匹配的结点。

[0069] 流程图 170 的步骤 S173 包含对术前体积图像的更新。实际上,更新的图像 133 可以完整图示整个动脉树,或可以排除整个动脉树的旁路部分。例如,如在图 12 的步骤 S173 中示出的,术前体积图像 133 的更新图像 133a 图示了包括旁路 181 的整个动脉树,或者术前体积图像 133 的更新图像 133b 图示了不包括动脉树的旁路部分的动脉树。

[0070] 流程图 170 返回到步骤 S32(图 2),在该步骤中,更新的图像 133 可以用于将术中内窥镜图像 12 与术前体积图像 44 重新配准,并且在步骤 S32-S34 期间引导机器人 11。

[0071] 返回参考图 1,实际上,可以通过整合在如示出的内窥镜控制器 22 内的硬件、软件和/或固件来实施模块 23 和 24。

[0072] 从本文图 1-12 的描述中,本领域技术人员应当认识到,本发明的许多优点包括但不限于,本发明应用于在任何类型血管上执行的任何类型的内窥镜检查外科手术。

[0073] 尽管已经参考范例性方面、特征和实施方式描述了本发明,但所公开的系统和方法不限于这样的范例性方面、特征和/或实施方式。相反,本领域技术人员从本文提供的描述将明了,所公开的系统和方法允许在不脱离本发明的精神或范围的情况下进行修改、变更和改进。因此,本发明明确地包含这种在其范围内的修改、变更和改进。

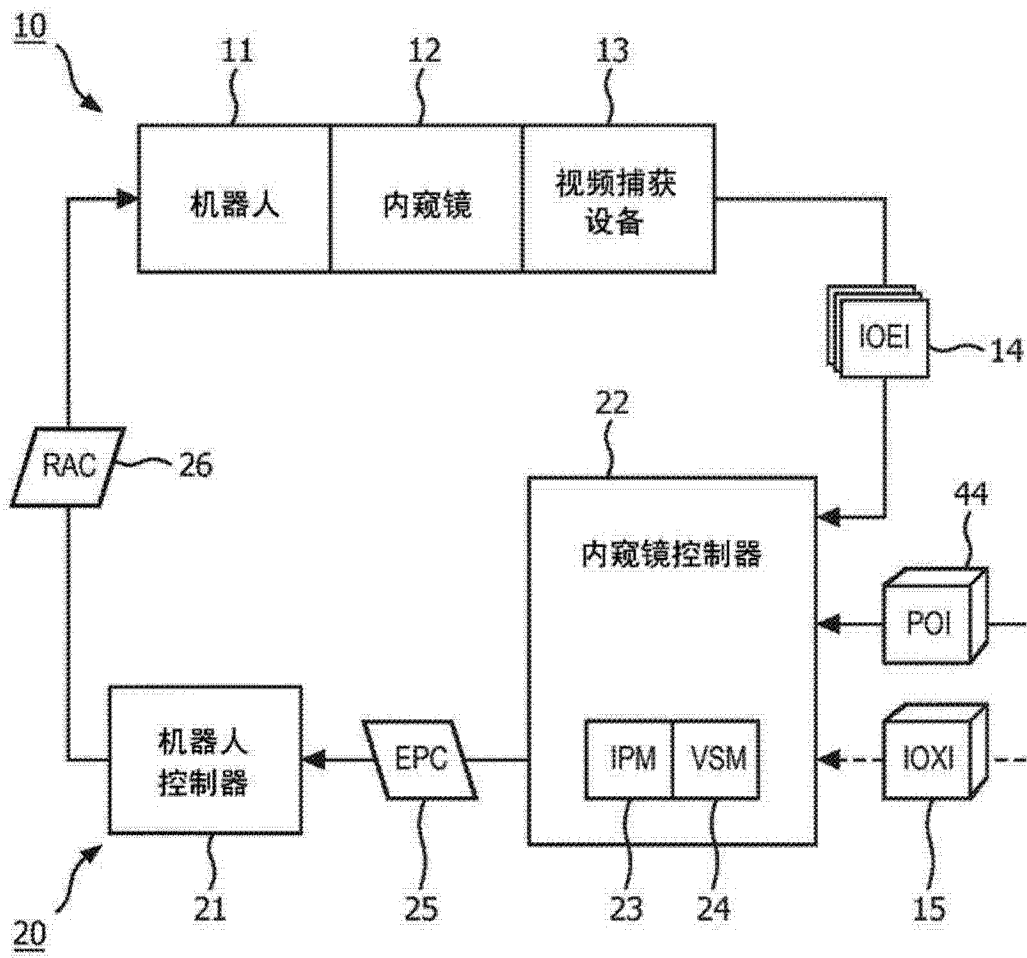


图 1

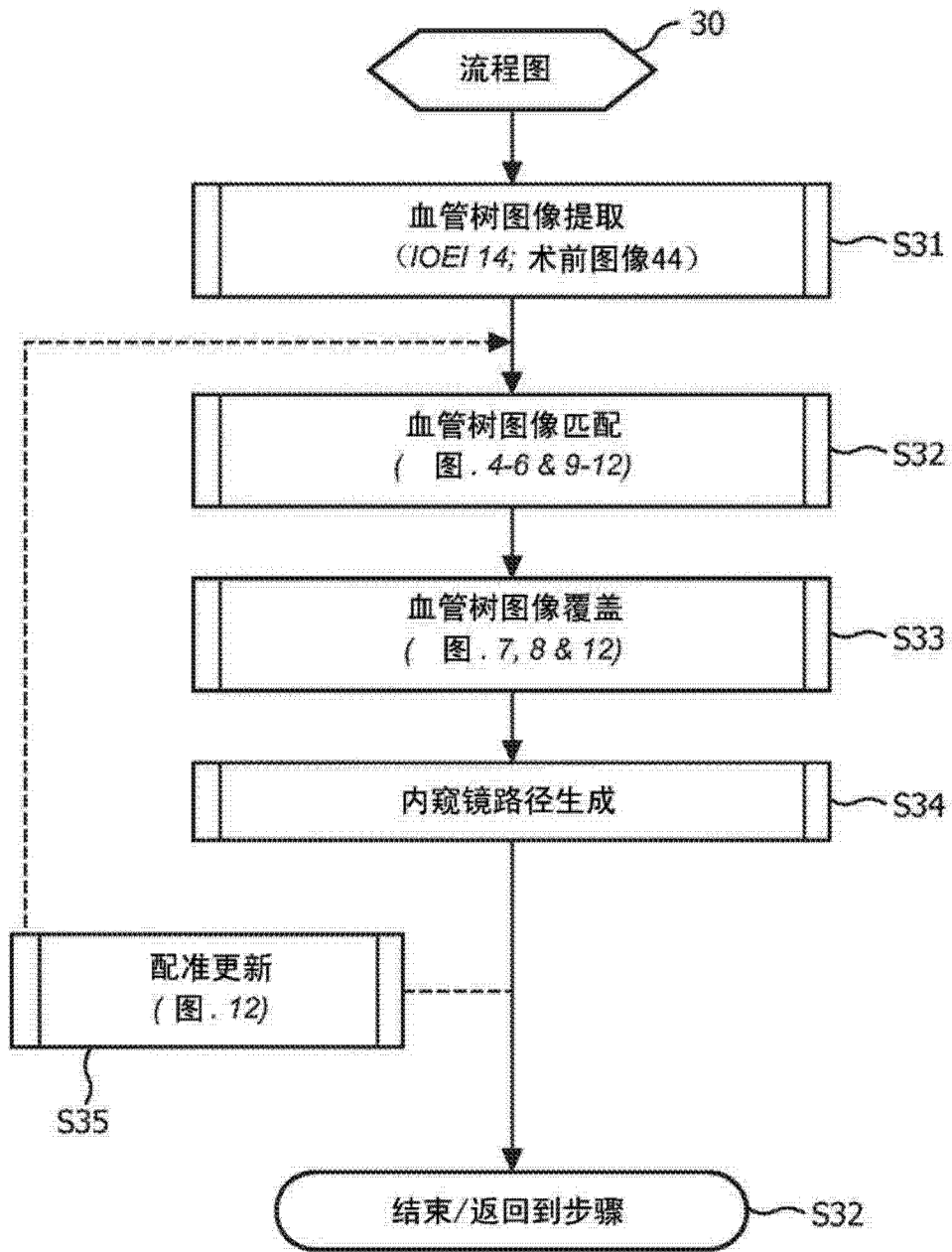


图 2

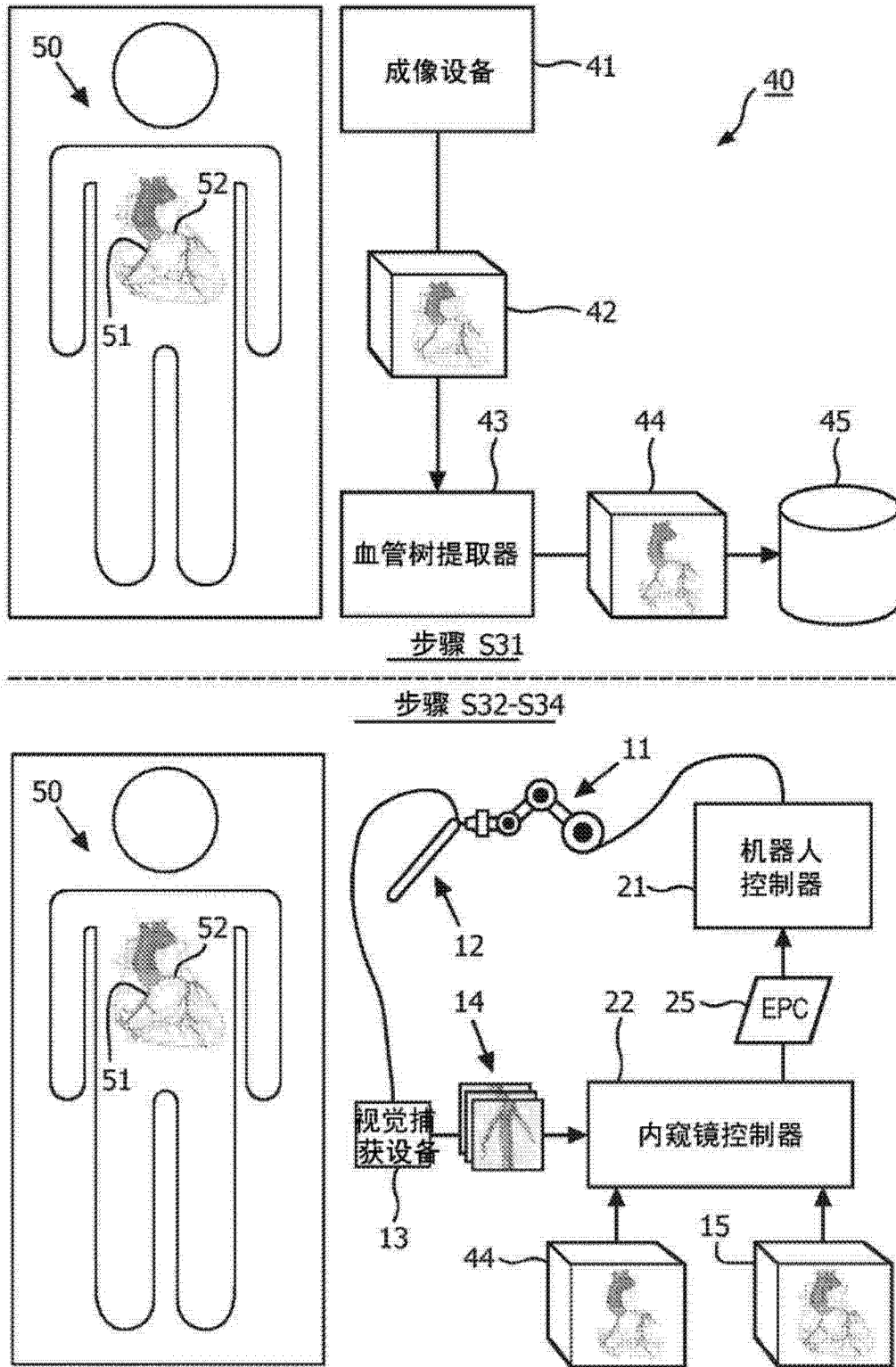


图 3

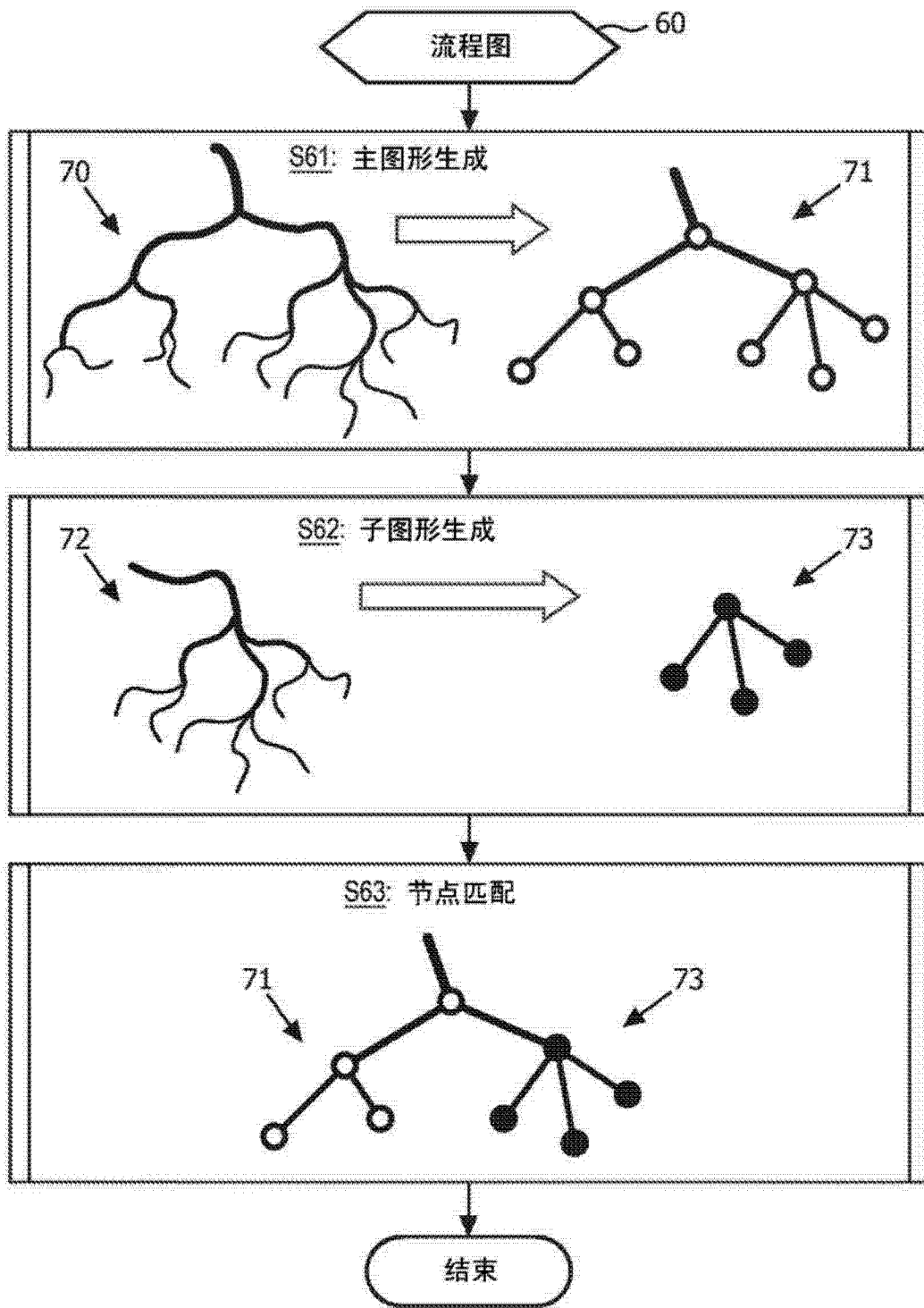


图 4

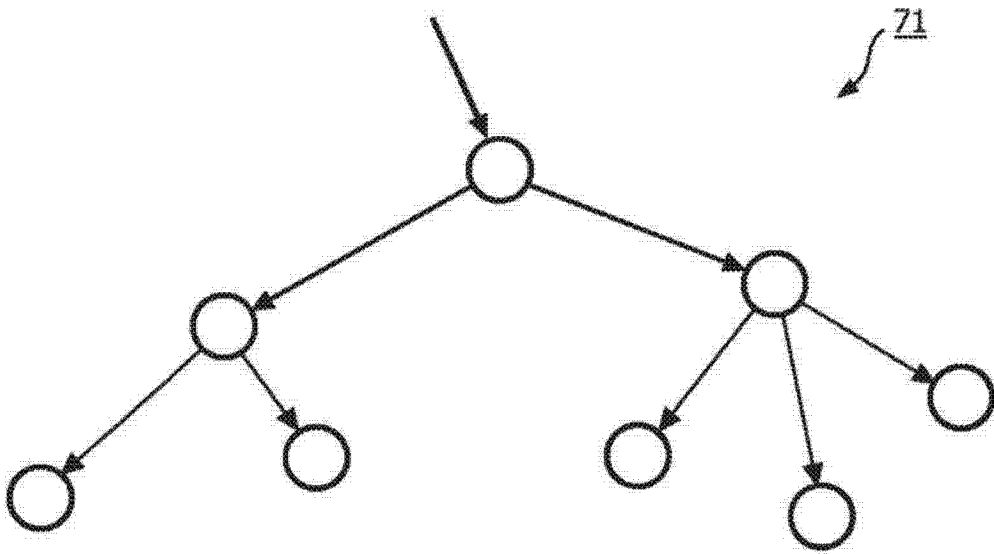


图 5

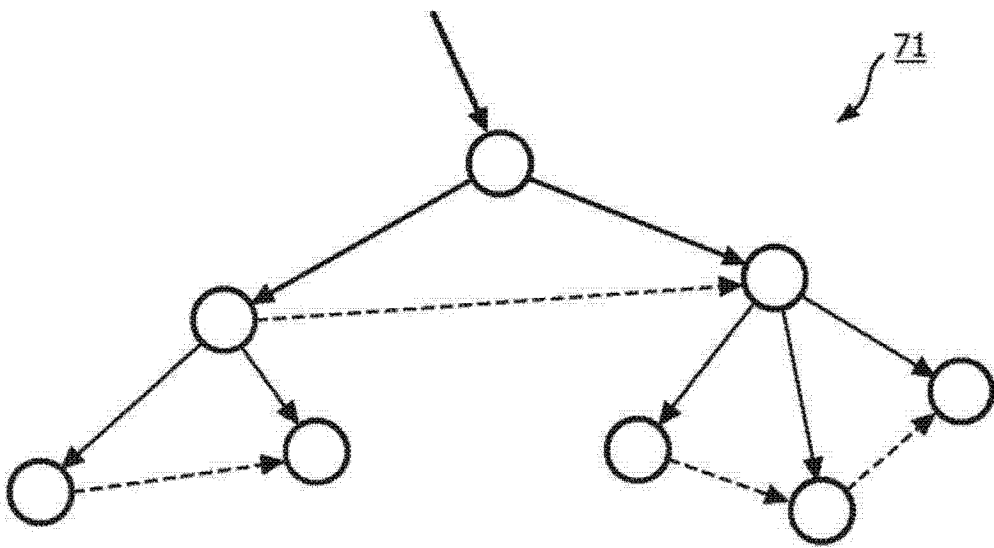


图 6

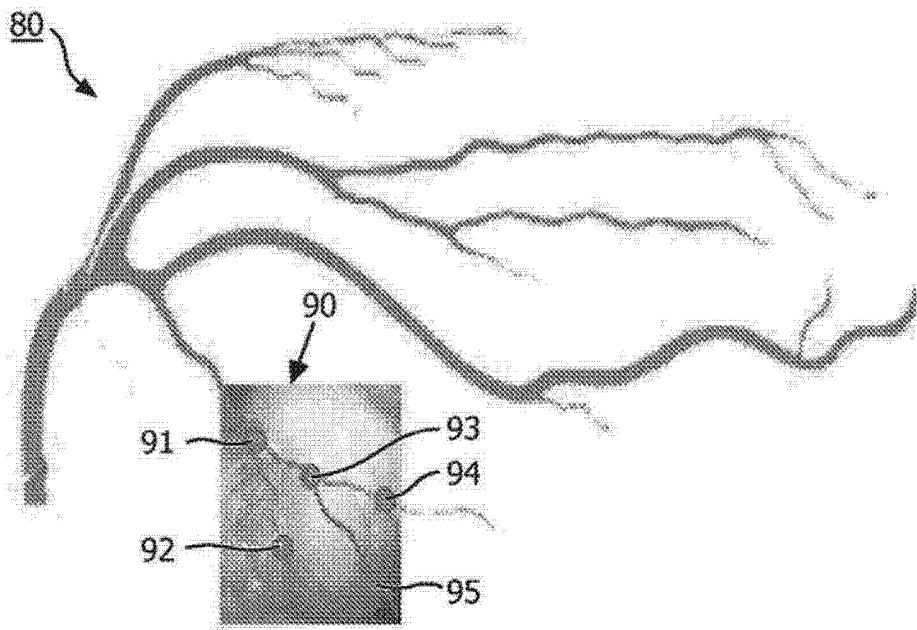


图 7

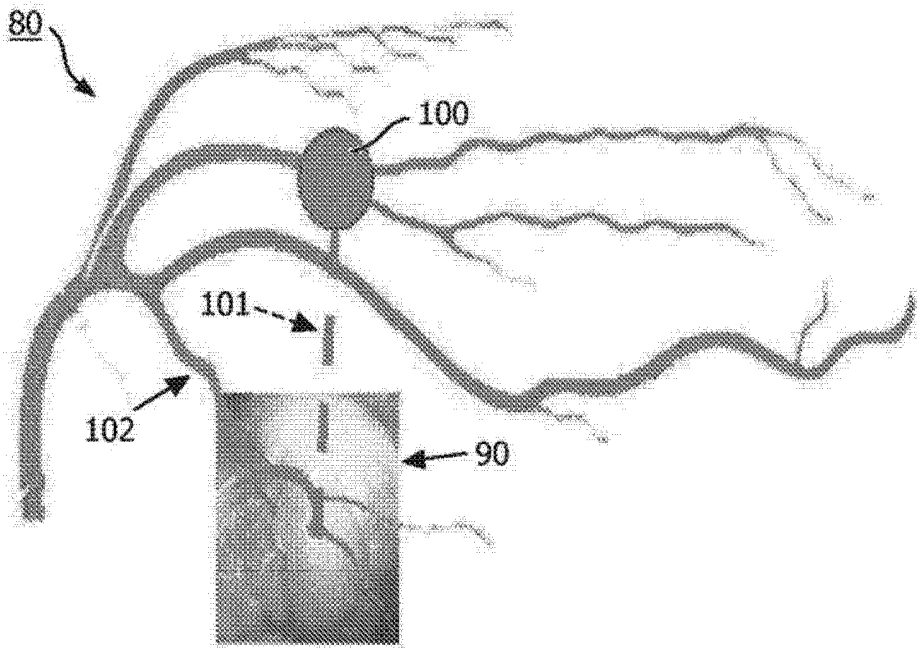


图 8

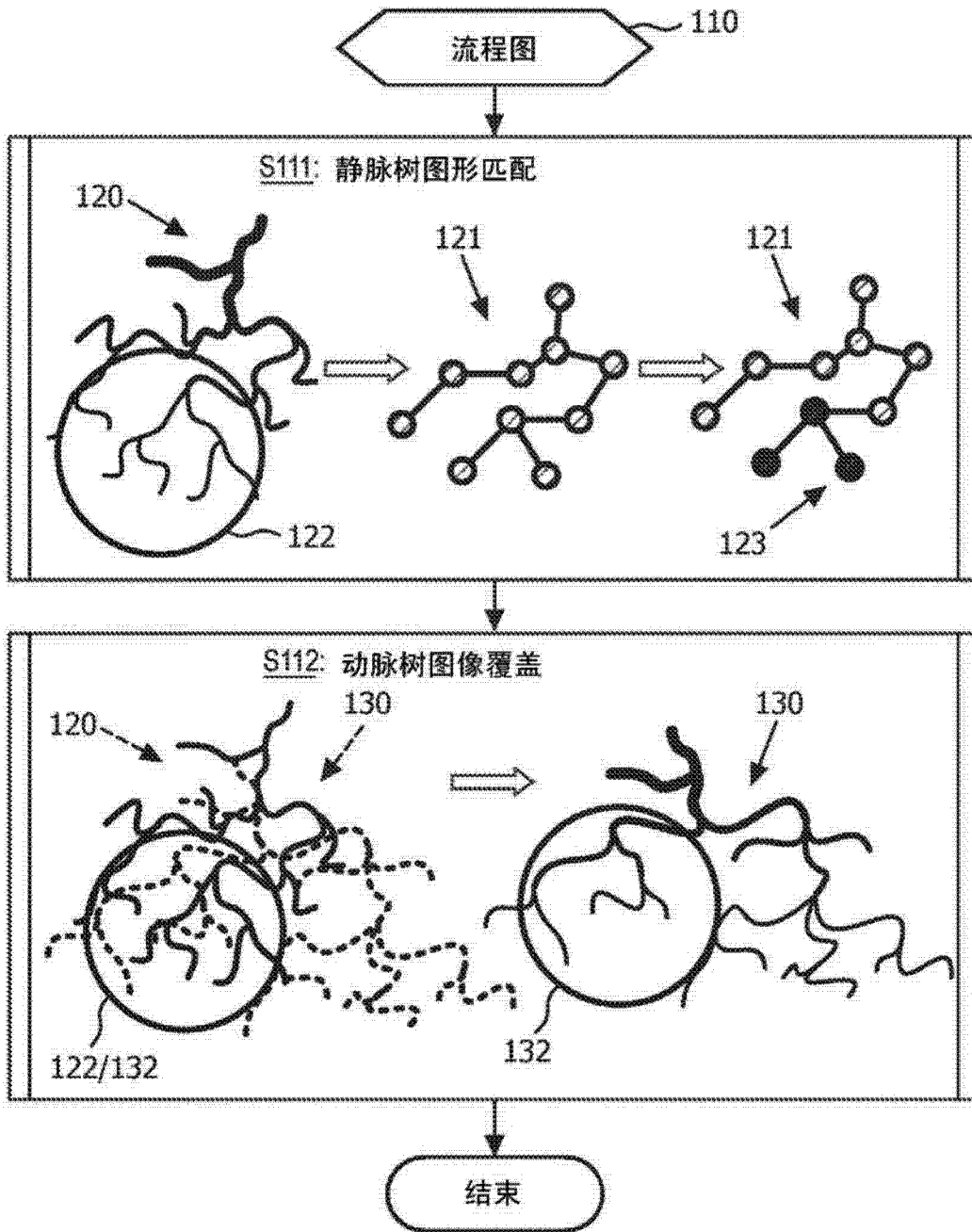


图 9

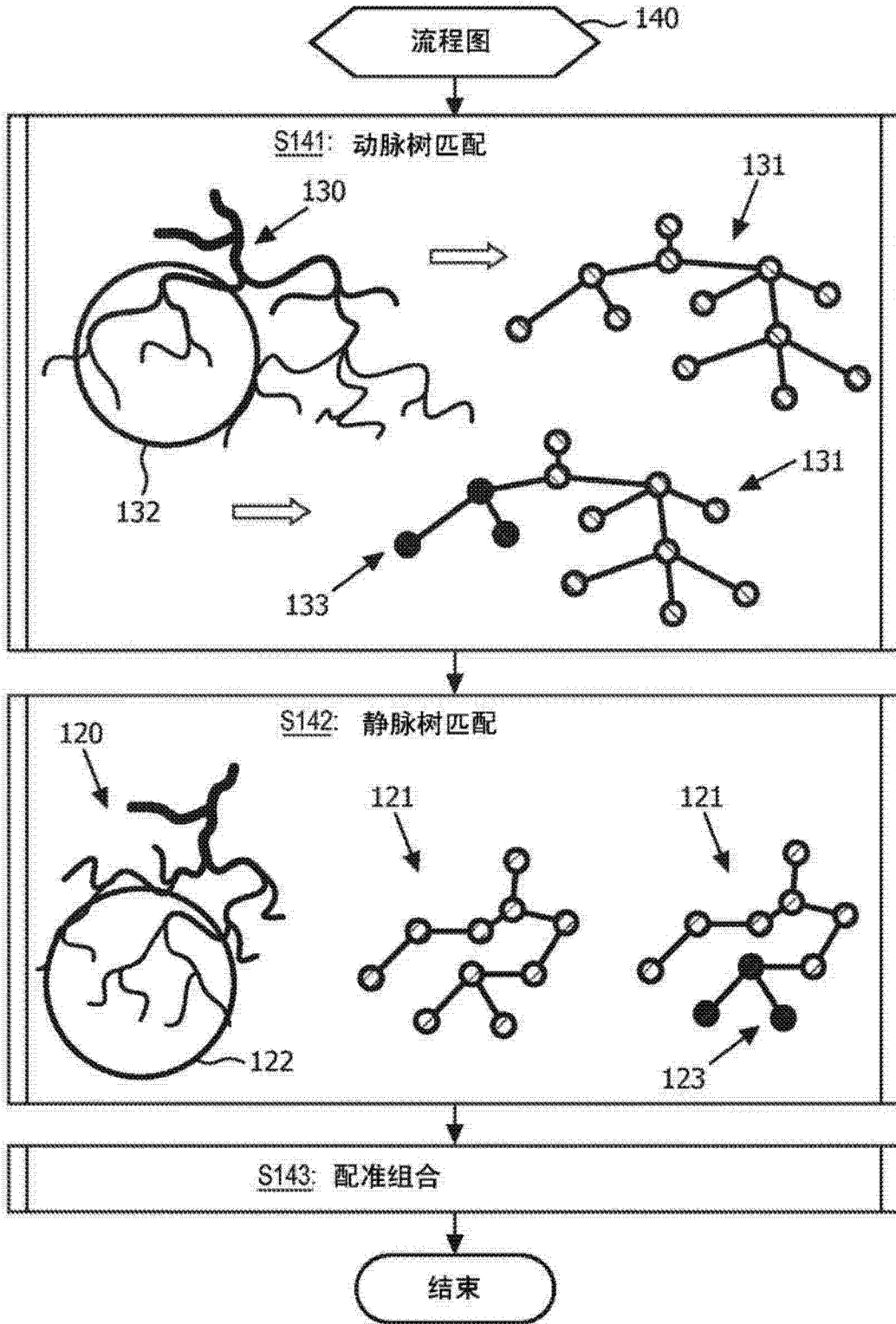


图 10

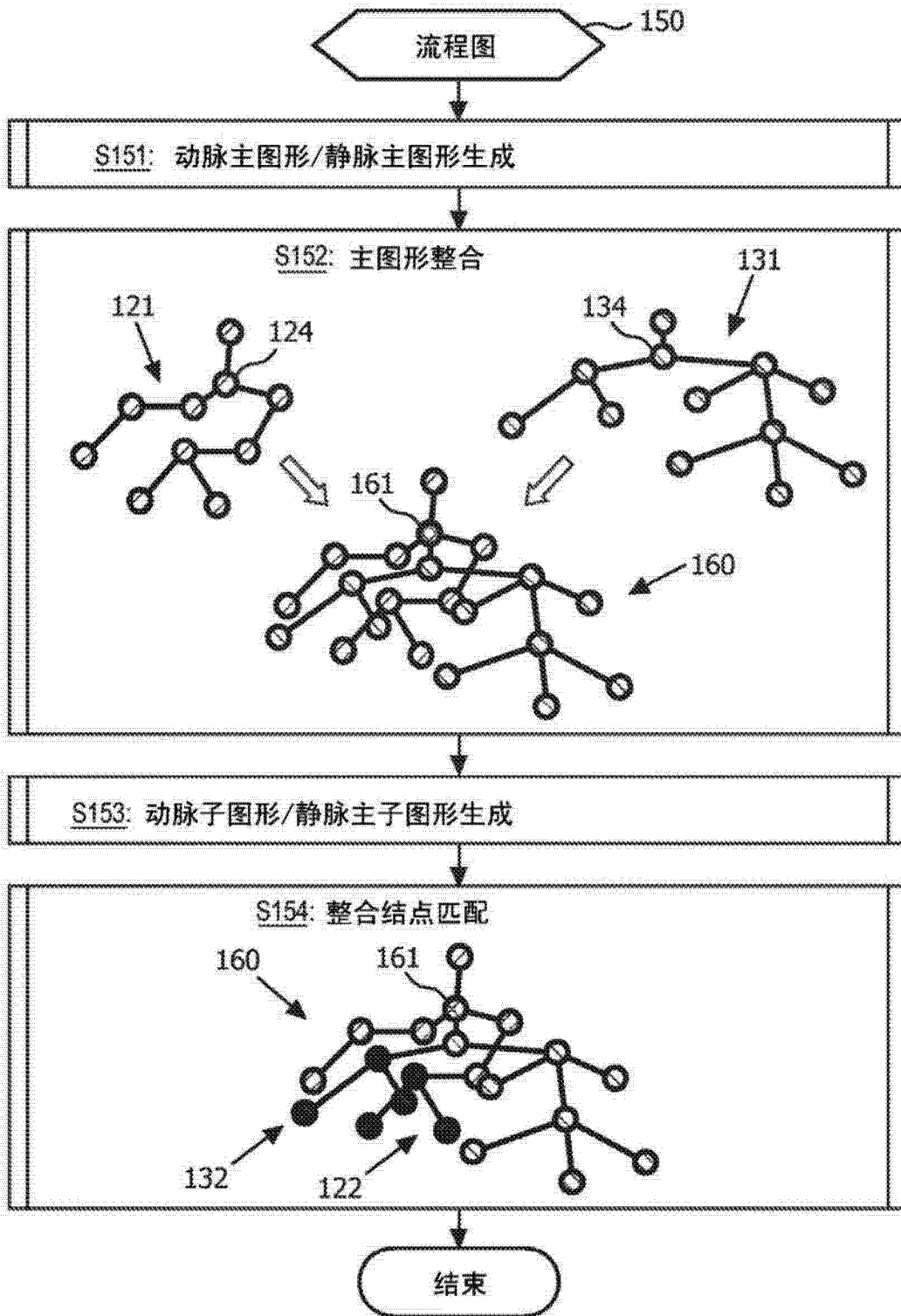


图 11

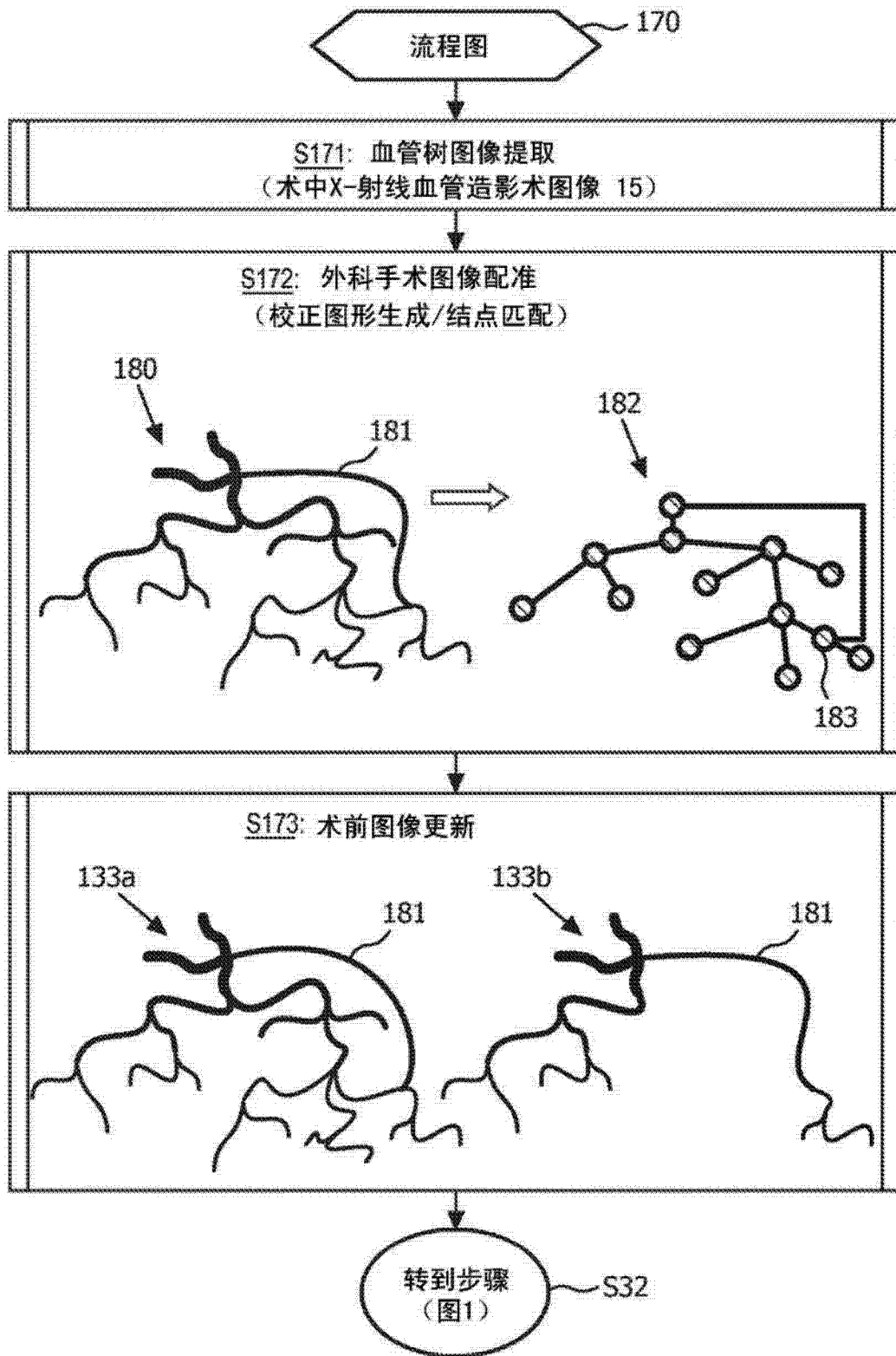


图 12

专利名称(译)	血管树图像的内窥镜配准		
公开(公告)号	CN103957832A	公开(公告)日	2014-07-30
申请号	CN201280052557.9	申请日	2012-10-19
[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 CS霍尔		
发明人	A·波波维奇 H·埃尔哈瓦林 C·S·霍尔		
IPC分类号	A61B19/00		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/551513 2011-10-26 US		
其他公开文献	CN103957832B		
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)。在手术中，内窥镜(12)生成解剖区域内的血管树(例如，动脉树或静脉树)的术中内窥镜图像(14)，并且内窥镜控制器(22)将血管树的术中内窥镜图像(14)与解剖区域内的血管树的术前三维图像(44)进行图像配准。所述图像配准包括对血管树的术中内窥镜图像(14)内的血管树的每个分叉的图形表示与血管树的术前三维图像(44)内的血管树的每个分叉的图形表示的图像匹配。

