



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113518588 A

(43) 申请公布日 2021. 10. 19

(21) 申请号 201980085104.8

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2019.10.24

代理人 刘兆君

(30) 优先权数据

62/751167 2018.10.26 US

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00 (2006.01)

2021.06.21

A61B 8/08 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/078969 2019.10.24

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2020/084031 EN 2020.04.30

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

申请人 飞利浦影像引导治疗公司

(72) 发明人 N·S·拉伊古鲁 A·迪图利奥

A·奈尔

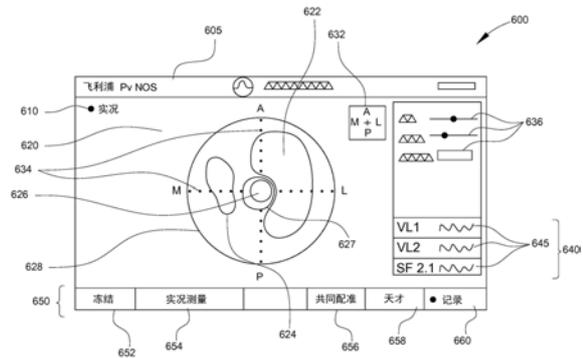
权利要求书2页 说明书15页 附图10页

(54) 发明名称

管腔内超声方向引导和相关联的设备、系统和方法

(57) 摘要

公开了一种管腔内超声成像系统,包括与管腔内超声成像导管通信的处理器,并且所述处理器被配置为当所述管腔内超声成像导管被移动通过患者的身体管腔时接收由所述管腔内超声成像导管获得的多幅管腔内超声图像。所述处理器还被配置为:确定所述多幅管腔内超声图像中的每幅的取向,并且显示所述多幅管腔内超声图像中的管腔内超声图像以及识别所述管腔内超声图像的所述取向的方向性指示物。



1. 一种管腔内超声成像系统,包括:
处理器电路,其被配置用于与管腔内超声成像导管通信,其中,所述处理器电路被配置为:
当所述管腔内超声成像导管被移动通过患者的身体管腔时,接收由所述管腔内超声成像导管获得的多幅管腔内超声图像;
确定所述多幅管腔内超声图像中的每幅的取向;
向与所述处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,包括:
所述多幅管腔内超声图像中的管腔内超声图像;以及
识别所述管腔内超声图像的所述取向的方向性指示物。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器电路被配置为:
经由所述屏幕显示来输出所述多幅管腔内超声图像;并且
改变所述方向性指示物以识别所述多幅管腔内超声图像中的对应的一幅的所述取向。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器电路被配置为经由所述屏幕显示来输出所述多幅管腔内超声图像,使得所述多幅管腔内超声图像中的每幅基于所确定的取向在所述屏幕显示中旋转,其中,所述方向性指示物包括针对所述多幅管腔内超声图像在所述屏幕显示中的相同取向。
4. 根据权利要求1所述的系统,所述方向性指示物包括相对于所述身体管腔或所述患者中的至少一项的方向。
5. 根据权利要求4所述的系统,其中,相对于所述患者的所述方向包括以下各项中的至少一项:前方向、后方向、内方向或外方向。
6. 根据权利要求5所述的系统,还包括与所述处理器电路通信的用户接口,其中,所述处理器电路被配置为经由所述用户接口来接收用户输入。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述处理器电路被配置为响应于所述用户输入而重新定向所述屏幕显示中的所述管腔内超声图像或所述方向性指示物中的至少一项。
8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述处理器电路被配置为:
响应于所述用户输入而执行对所述管腔内超声图像的增强;并且
基于所述增强来修改所述屏幕显示中的所述管腔内超声图像。
9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述增强包括对所述管腔内超声图像的对比度、增益、聚焦或亮度中的至少一项的改变。
10. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器电路被配置为:
基于所述管腔内超声图像来执行对所述身体管腔的自动测量;并且
经由所述屏幕显示来输出所述自动测量。
11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述自动测量包括面积、直径、长度或压迫百分比中的至少一项。
12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述屏幕显示还包括:
所述身体管腔的外部视图。
13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述屏幕显示还包括识别所述管腔内超声图像在所述外部视图中沿着所述身体管腔的长度的位置的指示物。
14. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述屏幕显示还包括显示以下各项中的至少一

项的指令面板:关于所述系统的状态信息、用于操作所述系统的指令,或用于将所述管腔内超声成像导管移动通过所述身体管腔的指令。

15. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

所述管腔内超声成像导管。

16. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器电路被配置为识别所述多幅管腔内超声图像中的至少一个解剖界标,并且其中,确定所述取向的所述处理器电路基于所述至少一个解剖界标。

17. 一种管腔内超声成像方法,包括:

当管腔内超声成像导管被移动通过患者的身体管腔时,在与所述管腔内超声成像导管通信的处理器电路处接收由所述管腔内超声成像导管获得的多幅管腔内超声图像;

由所述处理器电路确定所述多幅管腔内超声图像中的每幅的取向;并且

向与所述处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,包括:

所述多幅管腔内超声图像中的管腔内超声图像;以及

识别所述管腔内超声图像的所述取向的方向性指示物。

18. 一种用于在外周脉管系统中使用的血管内超声成像系统,所述系统包括:

血管内超声成像导管,其被配置为当所述血管内超声成像导管被移动通过患者的外周血管时获得多幅血管内超声图像;

处理器电路,其被配置用于与所述血管内超声成像导管通信,其中,所述处理器电路被配置为:

接收由所述血管内超声成像导管获得的所述多幅血管内超声图像;

在所述多幅血管内超声图像中识别至少一个解剖界标;

基于所述至少一个解剖界标来确定所述多幅血管内超声图像中的每幅的取向;

向与所述处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,包括:

所述多幅血管内超声图像中的血管内超声图像;以及

识别所述血管内超声图像的所述取向的方向性指示物。

管腔内超声方向引导和相关联的设备、系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2018年10月26日提交的美国临时专利申请US 62/751167的权益,通过引用将其整体并入本文。

技术领域

[0003] 本文描述的主题涉及用于医学成像的系统。特别地,所公开的系统提供导航和测量辅助,以促进对外周血管内超声或IVUS图像的采集和显示。该系统针对脉管疾病的诊断和处置具有特定的但非排他性的效用。

背景技术

[0004] 不同的疾病或医学流程产生具有不同的尺寸、结构、密度、含水量和成像传感器可达性的物理特征。例如,深静脉血栓形成(DVT)产生血细胞的凝块,而血栓后综合征(PTS)在血管中产生具有与血管壁本身成分类似的网状物或其他残留结构影响,并且因此会难以与血管壁区分开。支架是致密的(例如,金属的)物体,可以被放置在血管或管腔中以保持血管或管腔开放至特定直径。在一些情况下,利用包括一个或多个超声换能器的IVUS设备来执行管腔内成像。可以使IVUS设备进入血管并且将IVUS设备引导到要被成像的区。换能器发射超声能量并且接收从血管反射的超声回波。处理超声回波以创建感兴趣血管的图像。感兴趣血管的图像可以包括血管中的一个或多个病灶或堵塞。可以将支架放置在血管内以处置这些堵塞,并且可以执行管腔内成像以观察支架在血管内的放置情况。其他类型的处置包括血栓切除、消融、血管成形、用药等。

[0005] IVUS图像不包含关于图像如何在人体内对齐的固有方向提示。即使成像导管沿着其周缘具有已知的“12点钟”位置,如果导管的取向是未知的或者发生变化,则这对临床医生来说也是无济于事的。在典型的血管内成像流程(例如,IVUS回拉)期间,许多临床医生的任务是耗时的,要求临床医生采取特定的行动,要求临床医生推断图像的取向,或者必须以特定的(通常为记住的)顺序来执行。此外,在对疾病在管腔内图像中的取向缺乏清楚了解的情况下,临床医生可能需要花费很长时间才能确定处置或消融的位置,或者可能需要在不同的成像模态之间来回反复切换以确定方向性,或者可能必须通过解读周围的解剖结构来确定方向性。

[0006] 因此,在执行脉管流程时,临床医生常常采用手动方法将自己与正在研究的解剖结构对齐——例如,在静脉图上做标记,解读显示的图像和在屏幕上示出的周围解剖标记等。

[0007] 出于技术参考目的而包括在说明书的背景技术章节中包括的信息(包括本文中引用的任何参考文献和其任何描述或讨论),且并不将其认为是通过其来界定本公开内容的主题。

发明内容

[0008] 公开了一种用于向临床医生或其他用户提供血管内成像探头的位置和取向信息以及对解剖特征的自动分析和临床医生执行所期望的流程的逐步指令的系统。根据本公开内容的至少一个实施例,提供了一种用于确定管腔内图像的取向,执行对管腔的自动测量,在共同配准的路线图图像上显示管腔内成像探头以及向临床医生和其他用户提供逐步指令的系统。该系统在下文中被称为管腔内方向引导系统。

[0009] 本文公开的管腔内方向引导系统对于管腔内超声成像流程来说具有特定的但非排他性的效用。管腔内方向引导系统的一个总体方面包括管腔内超声成像系统,包括:处理器电路,其被配置用于与管腔内超声成像导管通信,其中,所述处理器电路被配置为:当所述管腔内超声成像导管被移动通过患者的身体管腔时,接收由所述管腔内超声成像导管获得的多幅管腔内超声图像;确定所述多幅管腔内超声图像中的每幅的取向;向与所述处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,包括:所述多幅管腔内超声图像中的管腔内超声图像;以及识别所述管腔内超声图像的所述取向的方向性指示物。该方面的其他实施例包括被记录在一个或多个计算机存储设备上的对应的计算机系统、装置和计算机程序,每个都被配置为执行方法的动作。

[0010] 实施方式可以包括以下特征中的一个或多个。在所述系统中,所述处理器电路被配置为:经由所述屏幕显示来输出所述多幅管腔内超声图像;并且改变所述方向性指示物以识别所述多幅管腔内超声图像中的对应的一幅的所述取向。在所述系统中,所述处理器电路被配置为经由所述屏幕显示来输出所述多幅管腔内超声图像,使得所述多幅管腔内超声图像中的每幅基于所确定的取向在所述屏幕显示中旋转,其中,所述方向性指示物包括针对所述多幅管腔内超声图像在所述屏幕显示中的相同取向。在所述系统中,所述方向性指示物包括相对于所述身体管腔或所述患者中的至少一项的方向。在所述系统中,相对于所述患者的所述方向包括以下各项中的至少一项:前方向、后方向、内方向或外方向。所述系统还包括与所述处理器电路通信的用户接口,其中,所述处理器电路被配置为经由所述用户接口来接收用户输入。在所述系统中,所述处理器电路被配置为响应于所述用户输入而重新定向所述屏幕显示中的所述管腔内超声图像或所述方向性指示物中的至少一项。在所述系统中,所述处理器电路被配置为:响应于所述用户输入而执行对所述管腔内超声图像的增强;并且基于所述增强来修改所述屏幕显示中的所述管腔内超声图像。在所述系统中,所述增强包括对所述管腔内超声图像的对比度、增益、聚焦或亮度中的至少一项的改变。在所述系统中,所述处理器电路被配置为:基于所述管腔内超声图像来执行对所述身体管腔的自动测量;并且经由所述屏幕显示来输出所述自动测量。在所述系统中,所述自动测量包括面积、直径、长度或压迫百分比中的至少一项。在所述系统中,所述屏幕显示还包括:所述身体管腔的外部视图。在所述系统中,所述屏幕显示还包括识别所述管腔内超声图像在所述外部视图中沿着所述身体管腔的长度的位置的指示物。在所述系统中,所述屏幕显示还包括显示以下各项中的至少一项的指令面板:关于所述系统的状态信息、用于操作所述系统的指令,或用于将所述管腔内超声成像导管移动通过所述身体管腔的指令。所述系统还包括:所述管腔内超声成像导管。在所述系统中,所述处理器电路被配置为识别所述多幅管腔内超声图像中的至少一个解剖界标,并且其中,确定所述取向的所述处理器电路基于所述至少一个解剖界标。所描述的技术的实施方式可以包括硬件、方法或过程或者在计

计算机可访问介质上的计算机软件。

[0011] 一个总体方面包括一种管腔内超声成像方法,包括:当管腔内超声成像导管被移动通过患者的身体管腔时,在与所述管腔内超声成像导管通信的处理器电路处接收由所述管腔内超声成像导管获得的多幅管腔内超声图像;由所述处理器电路确定所述多幅管腔内超声图像中的每幅的取向;并且向与所述处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,包括:所述多幅管腔内超声图像中的管腔内超声图像;以及识别所述管腔内超声图像的所述取向的方向性指示物。该方面的其他实施例包括被记录在一个或多个计算机存储设备上的对应的计算机系统、装置和计算机程序,每个都被配置为执行方法的动作。

[0012] 一个总体方面包括一种用于在外周脉管系统中使用的血管内超声成像系统,所述系统包括:血管内超声成像导管,其被配置为当所述血管内超声成像导管被移动通过患者的外周血管时获得多幅血管内超声图像;处理器电路,其被配置用于与所述血管内超声成像导管通信,其中,所述处理器电路被配置为:接收由所述血管内超声成像导管获得的所述多幅血管内超声图像;在所述多幅血管内超声图像中识别至少一个解剖界标;基于所述至少一个解剖界标来确定所述多幅血管内超声图像中的每幅的取向;向与所述处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,包括:所述多幅血管内超声图像中的血管内超声图像;以及识别所述血管内超声图像的所述取向的方向性指示物。该方面的其他实施例包括被记录在一个或多个计算机存储设备上的对应的计算机系统、装置和计算机程序,每个都被配置为执行方法的动作。

[0013] 提供了本发明内容以引入以简化形式的选择构思,将在以下具体实施方式中进一步详细描述这些构思。本发明内容既不旨在识别所要求保护的的主题的关键特征或基本特征,也不旨在限制所要求保护的的主题的范围。在本公开内容的各种实施例的以下书面描述中提供了对如在权利要求中定义的管腔内方向引导系统的特征、细节、效用和优点的更广泛的介绍,并且在附图中图示了这种更广泛的介绍。

附图说明

[0014] 将参考附图来描述本公开内容的说明性实施例,在附图中:

[0015] 图1是根据本公开内容的方面的管腔内成像系统的图解性示意图。

[0016] 图2图示了人体中的血管(例如,动脉和静脉)。

[0017] 图3图示了包含血栓的血管。

[0018] 图4图示了包含血栓并且具有在其内部扩展以恢复流动的支架的血管。

[0019] 图5图示了根据本公开内容的方面的示例管腔内方向引导方法的流程图。

[0020] 图6图示了根据本公开内容的方面的在实况IVUS成像期间对管腔内方向引导系统的屏幕显示。

[0021] 图7图示了根据本公开内容的方面的管腔内方向引导系统的屏幕显示。

[0022] 图8图示了根据本公开内容的方面的对管腔内方向引导系统的工作流程屏幕显示。

[0023] 图9是根据本公开内容的至少一个实施例的用于示出方向信息的三种不同可视化类型的示例性视图。

[0024] 图10是根据本公开内容的实施例的处理器电路的示意图。

具体实施方式

[0025] 本公开内容总体上涉及医学成像,包括使用管腔内成像设备进行的与患者的身体管腔相关联的成像。例如,本公开内容描述了针对采集和显示外周血管内超声或IVUS图像的引导和导航辅助。根据本公开内容的至少一个实施例,提供了用于确定管腔内图像的取向,执行对管腔的自动测量,在共同配准的路线图图像上显示管腔内成像探头以及向临床医生和其他用户提供逐步指令的系统。该系统在下文中被称为管腔内方向引导系统。

[0026] 本文描述的设备、系统和方法能够包括2018年10月26日提交的美国临时申请US 62/750983(代理人案卷号2018PF01112-44755.2000PV01)、2018年10月26日提交的美国临时申请US 62/751068(代理人案卷号2018PF01160-44755.1997PV01)、2018年10月26日提交的美国临时申请US 62/751289(代理人案卷号2018PF01159-44755.1998PV01)、2018年10月26日提交的美国临时申请US 62/750996(代理人案卷号2018PF01145-44755.1999PV01)、2018年10月26日提交的美国临时申请US 62/751167(代理人案卷号2018PF01115-44755.2000PV01)和2018年10月26日提交的美国临时申请US 62/751185(代理人案卷号2018PF01116-44755.2001PV01)中描述的一个或多个特征,通过引用将其中的每篇文献整体并入本文,就好像它们在本文中被充分阐述一样。

[0027] 本文描述的设备、系统和方法还能够包括2018年3月14日提交的美国临时申请US 62/642847(代理人案卷号2017PF02103)(和2019年3月12日以美国系列号US 16/351175从其提交的非临时申请)、2018年7月30提交的美国临时申请US 62/712009(代理人案卷号2017PF02296)、2018年7月30提交的美国临时申请US 62/711927(代理人案卷号2017PF02101)和2018年3月15日提交的美国临时申请US 62/643366(代理人案卷号2017PF02365)(和2019年3月15日以美国系列号US 16/354970从其提交的非临时申请)中描述的一个或多个特征,通过引用将其中的每篇文献整体并入本文,就好像它们在本文中被充分阐述一样。

[0028] 本公开内容通过提供向用户呈现方向信息和/或自动将示出的图像与方向信息(例如——前/后和内/外)对齐的方式来帮助克服在系统处理、图像解读和扩展工作流程方面的专业知识障碍。这有助于训练,也有助于在脉管流程(例如,斑块切除)期间将思维与解剖结构对齐以提供引导。本公开内容在脉管流程期间基于对解剖标记的自动分析和/或以最少的用户介入在屏幕上提供实况方向信息,而无需荧光透视图像的帮助。因此,本公开内容通过在管腔内医学成像流程期间提供方向导航信息来在对患者的血管或管腔内的血管内成像探头或管腔内成像探头进行定向、导航和引导的方面向临床医生提供实质辅助。方向导航信息可以包括方向性指示物、自动测量工具、逐步导航或操作指令,以及示出探头在患者的解剖结构内的位置的共同配准的血管图。方向导航信息可以由用户实时或接近实时地编辑或校正,以将图像或方向性指示物重新定向到用户输入。当在与医学成像传感器(例如,管腔内超声传感器)通信的医学成像控制台(例如,管腔内成像控制台)上实施时,本文公开的管腔内方向引导系统既节省了时间又提高了捕获图像的质量。这种改进的成像工作流程将原始成像数据转换成带注释的路线图、解剖测量结果以及用于临床医生执行给定路程的逐步指令。这种情况不需要改变手册设置,激活手册特征,记住流程或参考流程手册所需的通常发生的例程。这种非常规的方法通过允许更高效的工作流程来改进医学成像控制台和传感器的工作运转。

[0029] 管腔内方向引导系统可以被实施为一组逻辑分支和数学运算,其输出能在显示器上被看到,并且通过在接收来自键盘、鼠标或触摸屏接口的用户输入并且与一个或多个医学成像传感器(例如,管腔内超声传感器)通信的处理器上运行的控制过程来进行操作。在这方面,控制过程响应于由用户在成像流程开始时做出的不同输入或选择而执行某些特定操作,并且也可以响应于由用户在该流程期间做出的输入。处理器、显示器、传感器和用户输入系统的某些结构、功能和操作在本领域中是已知的,而其他内容在本文中被记载以特定地实现本公开内容的新颖性特征或方面。

[0030] 在诊断和处置疾病时会使用各种类型的管腔内成像系统。例如,血管内超声(IVUS)成像被用作用于对患者体内的血管进行可视化的诊断工具。这可以辅助评估人体内的病变的或受压的血管(例如,动脉或静脉),以确定是否需要处置,优化处置和/或(例如通过在处置之前和之后对血管进行成像)评估处置的有效性。对管腔内医学图像的图像处理可以在正在捕获图像时发生,或者可以在以后在复查或回放模式期间发生。不同的图像处理参数控制经处理的医学图像的不同视觉方面。

[0031] 在某些情况下,管腔内成像是利用包括一个或多个超声换能器的IVUS设备来执行的。IVUS设备可以进入血管并且被引导到要被成像的区。换能器发射超声能量并且接收从血管反射的超声回波。处理超声回波以创建感兴趣血管的图像。感兴趣血管的图像可以包括血管中的一个或多个病灶或堵塞。支架可以被放置在血管内以处置这些堵塞,并且可以执行管腔内成像以查看支架在血管内的放置情况。其他类型的处置包括血栓切除、消融、血管成形、用药等。

[0032] 在一些实施例中,管腔内方向引导系统包括在外周脉管系统中的IVUS回拉或其他血管内成像流程期间向临床医生提供引导的屏幕显示。屏幕显示提供:按需智能方向性指示、实况测量以及关于用户应当如何执行成像工作流程中的步骤的引导(例如,显示的文本)。

[0033] 这些描述仅被提供用于示例性目的,且不应被认为限制管腔内方向引导系统的范围。可以在不脱离所要求保护的的主题的精神的情况下添加、删除或修改某些特征。

[0034] 为了促进对本公开内容的原理的理解,现在将参考附图中图示的实施例并且使用特定的语言来描述这些实施例。尽管如此,应当理解,这并不旨在限制本公开内容的范围。如本公开内容所涉及的领域中的技术人员通常会想到的,对所描述的设备、系统和方法的任何更改和进一步修改以及对本公开内容的原理的任何进一步应用都被充分地预想到并且被包括在本公开内容中。特别地,完全预想到,关于一个实施例描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开内容的其他实施例描述的特征、部件和/或步骤进行组合。然而,为了简洁起见,将不单独描述这些组合的众多迭代形式。

[0035] 图1是根据本公开内容的方面的管腔内成像系统的图解性示意图,该管腔内成像系统包括管腔内方向引导系统。在一些实施例中,管腔内成像系统100能够是血管内超声(IVUS)成像系统。管腔内成像系统100可以包括管腔内设备102、患者接口模块(PIM)104、控制台或处理系统106、监视器108和外部成像系统132,外部成像系统132可以包括血管造影、超声、X射线、计算机断层摄影(CT)、磁共振成像(MRI)或其他成像技术、仪器和方法。管腔内设备102被设定尺寸并且被整形和/或以其他方式在结构上被布置为被定位在患者的身体管腔内。例如,在各种实施例中,管腔内设备102能够是导管、导丝、引导导管、压力丝和/或

流动丝。在一些情况下,系统100可以包括额外的元件,并且/或者可以在没有图1中图示的元件中的一个或多个元件的情况下被实施。例如,系统100可以省去外部成像系统132。

[0036] 管腔内成像系统100(或血管内成像系统)能够是适合用于在患者的管腔或脉管系统中使用的任何类型的成像系统。在一些实施例中,管腔内成像系统100是管腔内超声(IVUS)成像系统。在其他实施例中,管腔内成像系统100可以包括被配置用于前视管腔内超声(FL-IVUS)成像、管腔内光声(IVPA)成像、心脏内超声心动描记(ICE)、经食道超声心动描记(TEE)和/或其他合适的成像模态的系统。

[0037] 应当理解,系统100和/或设备102能够被配置为获得任何合适的管腔内成像数据。在一些实施例中,设备102可以包括任何合适的成像模态(例如,光学成像、光学相干断层摄影(OCT)等)的成像部件。在一些实施例中,设备102可以包括任何合适的非成像部件,包括压力传感器、流量传感器、温度传感器、光纤、反射器、反射镜、棱镜、消融元件、射频(RF)电极、导体或其组合。一般来说,设备102能够包括成像元件以获得与管腔120相关联的管腔内成像数据。设备102可以被设定尺寸并且被整形(和/或被配置)用于插入到患者的血管或管腔120中。

[0038] 系统100可以被部署在具有控制室的导管实验室中。处理系统106可以位于控制室中。任选地,处理系统106也可以位于其他地方,例如在导管实验室本身中。导管实验室可以包括无菌区域,而其相关联的控制室可以是无菌的,也可以不是无菌的,这取决于要被执行的流程和/或健康护理设施。导管实验室和控制室可以用于执行任何数量的医学成像流程,例如,血管造影、荧光透视、CT、IVUS、虚拟组织学(VH)、前视IVUS(FL-IVUS)、管腔内光声(IVPA)成像、血流储备分数(FFR)确定、冠状动脉血流储备(CFR)确定、光学相干断层摄影(OCT)、计算机断层摄影、心腔内超声心动描记(ICE)、后视ICE(FLICE)、管腔内血管弹性描记、经食道超声、荧光透视和其他医学成像模态或其组合。在一些实施例中,设备102可以从远程位置(例如,控制室)进行控制,使得不要求操作者紧邻患者。

[0039] 管腔内设备102、PIM 104、监视器108和外部成像系统132可以被直接地或间接地通信性耦合到处理系统106。这些元件可以经由有线连接(例如,标准铜链路或光纤链路)和/或经由使用IEEE 802.11Wi-Fi标准、超宽带(UWB)标准、无线火线、无线USB或另一高速无线联网标准的无线连接被通信性耦合到医学处理系统106。处理系统106可以被通信性耦合到一个或多个数据网络,例如,基于TCP/IP的局域网(LAN)。在其他实施例中,可以使用不同的协议,例如,同步光网络(SONET)。在一些情况下,处理系统106可以被通信性耦合到广域网(WAN)。处理系统106可以利用网络连接性来访问各种资源。例如,处理系统106可以经由网络连接与医学数字成像和通信(DICOM)系统、图片存档和通信系统(PACS)和/或医院信息系统进行通信。

[0040] 超声成像管腔内设备102以高水平从换能器阵列124发射超声能量,该换能器阵列124被包括在扫描器组件110中,该扫描器组件110被安装在管腔内设备102的远端附近。超声能量被包围扫描器组件110的介质(例如,管腔120)中的组织结构反射,并且超声回波信号被换能器阵列124接收。扫描器组件110生成表示超声回波的(一个或多个)电信号。扫描器组件110能够包括一个或多个单超声换能器和/或处于任何合适配置的换能器阵列124(例如,平面阵列、曲面阵列、周缘阵列、环形阵列等)。例如,在一些情况下,扫描器组件110能够是一维阵列或二维阵列。在一些情况下,扫描器组件110能够是旋转超声设备。扫描器

组件110的活跃区能够包括一种或多种换能器材料和/或能够被一致地和/或独立控制和激活的超声元件的一个或多个段(例如,一行或多行、一列或多列和/或一个或多个取向)。扫描器组件110的活跃区能够以各种基本或复杂的几何形状被图案化或结构化。扫描器组件110能够被设置在侧视取向(例如,垂直和/或正交于管腔内设备102的纵向轴线发射的超声能量)和/或前视取向(例如,平行于和/或沿着该纵向轴线发射的超声能量)中。在一些情况下,扫描器组件110在结构上被布置为在近侧方向或远侧方向上以相对于纵向轴线的倾斜角度发射/或接收超声能量。在一些实施例中,超声能量发射能够通过扫描器组件110的一个或多个换能器元件的选择性触发而被电子转向。

[0041] 扫描器组件110的(一个或多个)超声换能器能够是压电式微机械超声换能器(PMUT)、电容式微机械超声换能器(CMUT)、单晶体、锆钛酸铅(PZT)、PZT复合物、其他适合的换能器类型和/或其组合。在实施例中,超声换能器阵列124能够包括在1个声学元件至1000个声学元件之间的任何合适数量的个体换能器元件或声学元件,包括例如2个声学元件、4个声学元件、36个声学元件、64个声学元件、128个声学元件、500个声学元件、812个声学元件的数量值和/或更大和更小的其他数量值。

[0042] PIM 104将接收到的回波信号传送到处理系统106,在处理系统106中,超声图像(包括流动信息)被重建并且被显示在监视器108上。控制台或处理系统106能够包括处理器和存储器。处理系统106能操作用于促进本文描述的管腔内成像系统100的特征。例如,处理器能够运行在非瞬态有形计算机可读介质上存储的计算机可读指令。

[0043] PIM 104促进处理系统106与在管腔内设备102中包括的扫描器组件110之间的信号通信。这种通信可以包括为管腔内设备102内的(一个或多个)集成电路控制器芯片提供命令,选择换能器阵列124上的(一个或多个)特定元件以用于发射和接收,为(一个或多个)集成电路控制器芯片提供发射触发信号以激活发射器电路生成电脉冲来激励所选择的(一个或多个)换能器阵列元件,并且/或者接受经放大的回波信号,该经放大的回波信号是经由在(一个或多个)集成电路控制器芯片上包括的放大器从所选择的(一个或多个)换能器阵列元件接收的。在一些实施例中,PIM 104在将数据转发到处理单元106之前执行对回波数据的初步处理。在这样的实施例的示例中,PIM 104执行对数据的放大、滤波和/或聚集。在实施例中,PIM 104还供应高压和低压DC电力以支持包括扫描器组件110内的电路的管腔内设备102的操作。

[0044] 处理系统106通过PIM 104从扫描器组件110接收回波数据,并且处理该数据以重建在包围扫描器组件110的介质中的组织结构的图像。一般来说,能够在患者的任何合适的解剖结构和/或身体管腔内使用设备102。处理系统106输出图像数据,使得血管或管腔120的图像(例如,管腔120的横截面IVUS图像)被显示在监视器108上。管腔120可以表示自然的和人工的流体填充或流体包围的结构。管腔120可以在患者体内。管腔120可以是血管,例如,患者的脉管系统的动脉或静脉,该脉管系统包括心脏脉管系统、外周脉管系统、神经脉管系统、肾脏脉管系统和/或身体内部的其他任何适合的管腔。例如,设备102可以用于检查任何数量的解剖学位置和组织类型,包括但不限于:器官(包括肝脏、心脏、肾脏、胆囊、胰腺、肺);管;肠;神经系统结构(包括脑、硬膜囊、脊髓和外周神经);泌尿道以及血液内的瓣膜、心脏的腔室或其他部分和/或身体的其他系统。除了自然结构之外,设备102还可以用于检查人工结构,例如但不限于心脏瓣膜、支架、分流器、过滤器和其他设备。

[0045] 控制器或处理系统106可以包括具有与存储器和/或其他合适的有形计算机可读存储介质进行通信的一个或多个处理器的处理电路。控制器或处理系统106可以被配置为执行本公开内容的一个或多个方面。在一些实施例中,处理系统106和监视器108是单独的部件。在其他实施例中,处理系统106和监视器108被集成在单个部件中。例如,系统100能够包括触摸屏设备,该触摸屏设备包括具有触摸屏显示器和处理器的壳体。系统100能够包括用于用户选择在监视器108上示出的选项的任何合适的输入设备,例如,触敏垫或触摸屏显示器、键盘/鼠标、操纵杆、按钮等。处理系统106、监视器108、输入设备和/或其组合能够被称为系统100的控制器。控制器能够与设备102、PIM 104、处理系统106、监视器108、输入设备和/或系统100的其他部件进行通信。

[0046] 在一些实施例中,管腔内设备102包括类似于传统的固态IVUS导管(例如,可从Volcano公司获得的EagleEye®导管和在美国专利US 7846101中所公开的那些导管,通过引用将该篇美国专利整体并入本文)的一些特征。例如,管腔内设备102可以包括在管腔内设备102的远端附近的扫描器组件110和沿着管腔内设备102的纵向主体延伸的传输线束112。线缆或传输线束112能够包括多个导体,包括一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个或更多个导体。

[0047] 传输线束112终止于在管腔内设备102的近端处的PIM连接器114。PIM连接器114将传输线束112电气耦合到PIM 104,并且将管腔内设备102物理耦合到PIM 104。在实施例中,管腔内设备102还包括导丝出口116。因此,在一些情况下,管腔内设备102是快速交换式导管。导丝出口116允许导丝118朝向远端插入,以便指导管腔内设备102通过管腔120。

[0048] 监视器108可以是显示设备,例如,计算机监视器或其他类型的屏幕。监视器108可以用于将能够选择的提示、指令和成像数据的可视化结果显示给用户。在一些实施例中,监视器108可以用于将流程特异性工作流程提供给用户以完成管腔内成像流程。该工作流程可以包括执行支架植入前计划和支架植入后检查,支架植入前计划用于确定管腔的状态和支架植入的可能性,支架植入后检查用于确定已经被定位在管腔中的支架的状态。工作流程可以以图5-7中示出的显示或可视化结果中的任一种的方式被呈现给用户。

[0049] 外部成像系统132能够被配置为获得患者的身体(包括血管120)的X射线图像、放射摄影图像、血管造影/静脉造影图像(例如利用造影剂)和/或荧光透视图像(例如不用造影剂)。外部成像系统132还可以被配置为获得患者的身体(包括血管120)的计算机断层摄影图像。外部成像系统132可以包括外部超声探头,该外部超声探头被配置为当被定位在身体外部时获得患者的身体(包括血管120)的超声图像。在一些实施例中,系统100包括其他成像模态系统(例如,MRI)以获得患者的身体(包括血管120)的图像。处理系统106能够将患者的身体的图像与通过管腔内设备102获得的管腔内图像结合使用。

[0050] 在一些实施例中,外部成像系统132是管腔外成像系统。包含来自外部成像系统的信息的屏幕显示可以包括原始图像、处理过的图像或身体管腔的程式化图表或卡通图案。处理系统106能够与外部成像设备(例如,MRI、CT、X射线(例如,血管造影和/或荧光透视))通信,并且显示的外部或管腔外视图能够是外部图像本身或基于外部图像对身体管腔的2D/3D重建结果,并且在一些实施例中,外部或管腔外视图可以包括标识管腔内超声图像在外部或管腔外视图中沿着身体管腔的长度的位置的指示物。

[0051] 图2图示了人体中的血管(例如,动脉和静脉)。例如,标示了人体的静脉。本公开内

容的方面能够涉及外周脉管系统,例如,躯干和腿部中的静脉。

[0052] 闭塞能够发生在动脉和静脉中。闭塞能够大致表示例如以对患者的健康有害的方式导致对通过管腔(例如,动脉或静脉)的流体流的限制的任何堵塞或其他结构布置。例如,闭塞使管腔变窄,使得管腔的横截面面积和/或用于流体流过管腔的可用空间减小。在解剖结构是血管的情况下,闭塞可以是由于(例如来自外部血管的)压迫、斑块累积(包括但不限于斑块组分,例如,纤维质、纤维脂质(纤维脂肪)、坏死核、钙化(致密钙)、血液和/或血栓的不同阶段(急性、亚急性、慢性等))而发生的变窄的结果。在一些情况下,闭塞能够被称为血栓、狭窄和/或病灶。一般来说,闭塞的成分将会取决于正被评价的解剖结构的类型。解剖结构的更健康的部分可以具有一致的或对称的轮廓(例如,具有圆形横截面轮廓的圆柱形轮廓)。闭塞不会具有一致的或对称的轮廓。因此,解剖结构的具有闭塞的病变的或受压的部分将会具有不对称的和/或以其他方式的不规则的轮廓。解剖结构能够具有一个或多个闭塞。

[0053] 闭塞的累积(例如,血栓、深静脉血栓形成或DVT、慢性完全闭塞或CTO等)是外周脉管系统(例如,躯干、腹部、腹股沟、腿部)中的静脉的横截面面积减小的一种方式。接触静脉的其他解剖结构也能够减小静脉的横截面面积,从而限制通过静脉的血流。例如,躯干、腹部、腹股沟、腿部中的动脉或韧带能够压在静脉上,这会改变静脉的形状并且减小静脉的横截面面积。因与其他解剖结构接触而引起的横截面面积的这种减小能够被称为压迫,因为静脉壁由于与动脉或韧带接触而受到压迫。

[0054] 图3图示了包含血栓330的血管300。血栓发生在血管壁310之间并且会限制血液320的流动。血栓会以许多类型出现,包括亚急性血栓、急性血栓和慢性血栓。

[0055] 图4图示了包含血栓330并且具有在血管300内部扩展以恢复流动的支架440的血管300。支架440压迫并抑制血栓330,从而打开血管300并防止血栓330行进通过血管300。支架440也向外推动血管壁310,因此减少对血液320的流动限制。用于减轻闭塞的其他处置选项可以包括但不限于血栓切除、消融、血管成形和用药。然而,在大多数情况下,可能非常希望在处置之前、期间或之后获得受影响区的准确及时的血管内图像以及对受影响区的位置的准确详细的了解。

[0056] 图5图示了根据本公开内容的方面的示例管腔内方向引导方法500的流程图。这些步骤可以例如作为在诸如图1的处理系统106之类的处理器上的编码指令来运行,并且响应于由临床医生或其他用户进行的输入而被显示在例如图1的监视器108上。

[0057] 在步骤510中,用户在流程(例如,IVUS回拉流程)开始时利用方向信息对管腔内方向引导系统进行初始化。该信息可以包括例如进入身体的入口点或进入点(例如,颈静脉、桡骨、右股骨或左股骨)和移动方向。该系统可以使用该信息来选择用于图像识别的特定算法、数据集或身体区域。

[0058] 在步骤520中,IVUS成像系统100捕获IVUS图像。这样的图像可以在流程(例如,回拉流程)期间被离散地或连续地捕获,并且被存储在处理系统106的存储器内。

[0059] 在步骤530中,处理器106对所捕获的IVUS图像执行边界检测、图像处理、图像分析和图案识别,以识别解剖界标(例如,特定静脉以及静脉之间的分支点)。在执行回拉运行时,该算法会基于静脉系统几何结构的先验信息来检测这些界标。这样的分析和识别可以依赖于常规技术,也可以基于训练或学习(例如结合机器学习、深度学习或其他相关的人工智能)。在一些实施例中,来自外部图像的信息(当可用时)可以被并入图像识别算法中,使

得考虑患者自己独特的解剖结构。在其他实施例或情况中,图案识别算法可以搜索针对给定亚群的统计上的代表性解剖结构的类似物,或者这样的统计上的代表性解剖结构可以用于训练一种或多种算法。

[0060] 在步骤540中,处理器向用户指示识别出的解剖界标,例如作为在监视器108上显示的实况图像数据上的注释或叠加物。

[0061] 在步骤550中,处理器接收来自用户的任选额外输入,包括用于辅助图案识别算法的信息。例如,如果用户认为步骤540的标识显示不正确、不完整、位置错误或其他需要校正的情况,则用户可以任选地使用被通信性连接到处理系统106的键盘、鼠标、操纵杆、轨迹球或其他用户输入设备来校正该信息。

[0062] 在步骤560中,如果用户在步骤550期间输入了这样的校正,则处理系统106更新监视器108上的显示和位于算法内的信息以反映该校正。任选地,处理系统106还可以将该校正上传到中央服务器、云服务器或其他远程站点,使得它们可以被并入用于机器学习算法的新的训练集中并随后被分发给其他用户。

[0063] 在步骤570中,处理系统106使用在步骤530中识别的或在步骤550中校正的界标来确定IVUS图像相对于患者的身体的取向。例如,界标相对于正被成像的血管或相对于另一界标的位置能够用于推断IVUS图像的取向。处理系统然后向监视器108上的图像添加方向性指示物,从而在图像上示出前/后和内/外方向。方向性指示物可以相对于管腔或绝对空间,也可以相对于患者的身体。任选地,例如可以旋转图像而使得前方向(相对于患者的身体)在监视器108上始终面朝上。

[0064] 在步骤580中,处理系统106在显示器上显示共同配准的图像(如果可用的话并且如果通过适当的用户输入(例如,图6所示的共同配准的按钮656)来选择这样做的话)。这样的共同配准的图像可以包括由外部成像系统132捕获的并且示出例如血管内成像探头102附近的脉管系统或其他解剖结构的例如X射线图像、荧光透视图像、CAT扫描图像、外部超声图像或其他图像。共同配准的方面在例如美国专利US 7930014和美国专利US 8298147中有所描述,通过引用将其整体并入本文。

[0065] 在一些实施例中,共同配准的图像(当可用时)也可以被并入图像识别算法中。

[0066] 在步骤590中,如果已经选择了适当的用户输入(例如,“天才”控件658),则处理系统106向临床医生提供关于血管内成像探头控件104的移动的引导,可能要求该移动来使探头102推进或者缩回到患者体内的期望位置。这样的引导可以通过常规技术(例如,数据库查找)或者通过基于学习的技术来确定。

[0067] 本领域技术人员或普通技术人员应当理解,对于一些实施例,可以除去上述步骤中的一个或多个步骤或者可以以不同的顺序执行上述步骤中的一个或多个步骤,并且可以添加其他步骤。例如,在一些实施例中,该系统以完全自主的模式操作,而不要求来自用户的输入。在一些实施例中,图像识别和界标识别算法结合来自外部图像的信息。在一些实施例中,该系统允许只使用IVUS自身,而无需外部图像来提供取向信息或临床医生路线图。

[0068] 边界检测、图像处理、图像分析和/或图案识别的示例包括于2001年3月13日发布的标题为“VASCULAR PLAQUE CHARACTERIZATION”的美国专利US 6200268号(D.Geoffrey Vince、Barry D.Kuban和Anuja Nair作为发明人),于2002年4月30日发布的标题为“INTRAVASCULAR ULTRASONIC ANALYSIS USING ACTIVE CONTOUR METHOD AND SYSTEM”的

美国专利US 6381350 (Jon D.Klingensmith、D.Geoffrey Vince和Raj Shekhar作为发明人),于2006年7月11日发布的标题为“SYSTEM AND METHOD OF CHARACTERIZING VASCULAR TISSUE”的美国专利US 7074188 (Anuja Nair、D.Geoffrey Vince、Jon D.Klingensmith和Barry D.Kuban作为发明人),于2007年2月13日发布的标题为“NON-INVASIVE TISSUE CHARACTERIZATION SYSTEM AND METHOD”的美国专利US 7175597 (D.Geoffrey Vince、Anuja Nair和Jon D.Klingensmith作为发明人),于2007年5月8日发布的标题为“SYSTEM AND METHOD FOR VASCULAR BORDER DETECTION”的美国专利US 7215802 (Jon D.Klingensmith、Anuja Nair、Barry D.Kuban和D.Geoffrey Vince作为发明人),于2008年4月15日发布的标题为“SYSTEM AND METHOD FOR IDENTIFYING A VASCULAR BORDER”的美国专利US 7359554 (Jon D.Klingensmith、D.Geoffrey Vince、Anuja Nair和Barry D.Kuban作为发明人)以及于2008年12月9日发布的标题为“SYSTEM AND METHOD FOR VASCULAR BORDER DETECTION”的美国专利US 7463759 (Jon D.Klingensmith、Anuja Nair、Barry D.Kuban和D.Geoffrey Vince作为发明人),通过引用将其教导整体并入本文。

[0069] 图6图示了根据本公开内容的方面的在诸如外周血管(Pv)静脉模式之类的实况IVUS成像期间管腔内方向引导系统500的屏幕显示600。示例性屏幕显示或图形用户接口(GUI)能够被示出在管腔内方向引导系统500的显示器上,例如被示出在控制台、手推车、床边控制器、移动设备(例如,智能手机、平板电脑、个人数字助理或PDA)、笔记本电脑、台式电脑等的显示器上。显示器可以是触摸屏显示器,并且可以与具有处理电路(例如,一个或多个处理器和存储器)的计算机进行通信。处理电路能够生成并输出显示数据以使显示器示出图5-7的屏幕显示。计算机、处理电路和/或处理器也可以与用户接口通信,用户在该用户接口上提供输入。输入能够是对屏幕显示上的项目的选择。在一些情况下,用户接口能够是触摸屏显示器,或者可以包含键盘、鼠标、跟踪球、触控笔、具有按钮和操纵杆的视频游戏类型的控制器等。

[0070] 管腔内方向引导系统500的屏幕显示600包括标题栏605、模式指示物610和血管内图像620(例如,血管内超声或IVUS图像)。标题栏605可以包括有用的信息,例如,管腔内方向引导系统500的商品名称和制造商名称、当前日期和时间以及所需的其他一般信息。在图6所示的示例中,模式指示物610示出该系统处于“实况”模式。其他可能的模式可以包括但不限于“回顾”、“回放”、“记录”、“回拉”和“待机”。

[0071] 屏幕显示600包括处于其中心区的断层摄影IVUS图像620。在该示例中,血管内成像探头位于管腔627中,并且断层摄影图像包括范围极限或景深圈628、指示血管内成像探头102在管腔627内的位置的圆形掩模626以及相邻的解剖结构622和624(其例如可以是邻近的管腔(例如,静脉、动脉)或管腔627的其他分支)。在该示例中,在包含IVUS图像的区的右上方提供小的任选的方向性或取向指示物632,但是也可以在其他位置和以其他尺寸提供该方向性或取向指示物632。方向性指示物类似于罗盘并且指示四个方向:前(“A”——朝向患者身体的前方)、后(“P”——朝向患者身体的后方)、内(“M”——朝向患者身体的中心)和外(“L”——朝向患者身体的一侧)。更大的方向性或取向指示物634被提供为图像620的顶部的图形叠加物。通过用户输入(例如,键盘、鼠标、轨迹球或操纵杆输入),用户能够参考方向性指示物来确定IVUS图像在解剖结构中的取向。替代地,计算机和/或处理器能够自动旋转IVUS图像,使得例如前方向始终面朝上。方向性指示物相对于断层摄影图像620的取向

是通过对识别出的解剖界标的图像识别来确定的。

[0072] 在一些实施例中,管腔内方向引导系统500的屏幕显示600还包括图像设置控件636。用户能够使用控件636来增强管腔内图像或者以其他方式调节管腔内图像的显示(例如,亮度、对比度、增益、聚焦和/或其他图像设置),在该示例中,控件636位于屏幕显示600的右上方,但是它们也可以位于其他地方或者经由用户输入被弹出或下拉到屏幕上。在一些实施例中,用户能够访问在记录列表640中提供的先前图像记录645,在该示例中,记录列表604位于屏幕显示的右下方。先前图像记录645可以通过名称(在该示例中为VL1、VL2和SF2.1)、日期和/或其他识别信息来识别。沿着屏幕显示600的底部提供了各种虚拟按钮650,包括“冻结”按钮552(例如用于停止实况显示并冻结当前帧)、“实况测量”按钮554(下面关于图7进行了描述)、“共同配准”按钮656(例如用于在血管的X射线图像上定位所获得的IVUS图像)、“天才”或“引导”或“详细”模式按钮558(下面关于图8进行了描述)以及“记录”按钮660(例如用于开始存储所获得的IVUS数据)。

[0073] 图7图示了根据本公开内容的方面的管腔内方向引导系统500的屏幕显示700。屏幕显示700在实况IVUS成像期间提供实况测量。例如,当用户从按钮行650中选择“实况测量”按钮654时,计算机和/或处理器可以运行(一种或多种)算法以执行图像分析,以便通过边界识别来自动确定断层摄影IVUS图像620中的管腔边界772。横截面管腔面积776和/或管腔直径778能够根据管腔边界来自动计算。计算出的测量值能够被显示在例如屏幕显示的右侧,与IVUS图像620相邻。在一些情况下,测量值可以是平均值(例如,基于所确定的管腔边界772的两个正交横截面直径774的平均直径,或管腔边界772的最大检测直径与最小检测直径774的平均值)。自动确定的管腔边界可以在IVUS图像620上被突出显示、着色或阴影化。自动确定的直径774(例如,最小直径和最大直径)中的一个或多个也能够在IVUS图像上被突出显示、着色和/或阴影化。能够基于序列中的两幅图像之间的已知距离,基于序列中的两幅图像之间的已知时间和针对管腔内探头102的已知移动速度或者基于识别出的界标来确定长度。

[0074] 在图7中还可以看见方向性指示物632和634、探头掩模626、探头范围极限或景深极限628、模式指示物610、图像控件636以及存储的图像645的列表。

[0075] 图8图示了根据本公开内容的方面的管腔内方向引导系统500的工作流程屏幕显示800。屏幕显示800向用户提供工作流程引导指令。例如,用户能够激活在工作流程屏幕显示800的按钮行650上提供的“天才”或“详细”或“引导”按钮658。这里针对该示例在屏幕显示的左上侧示出了解剖结构882(例如,脉管系统(例如,下腔静脉、腹腔静脉、肾静脉、左髂总静脉和右髂总静脉、左股总静脉和右股总静脉))的图形表示880,为了有益于用户而显示图形表示880。在该图形表示内,还显示了探头表示826,其对应于血管内成像探头102在解剖结构882内的位置。图形表示880可以是脉管系统或其他结构882的图示或卡通图形,或者是诸如X射线图像、CT图像、MRI图像或外部超声图像之类的图像。例如,图形表示880可以是路线图图像。图形表示能够由所获得的IVUS图像或其他血管内图像来形成,或者由经由外部成像系统132获得的解剖结构的外部采集的视图来形成。

[0076] 图形表示880可以图示脉管系统的纵向范围并且能够被称为纵向显示或图像纵向显示(ILD)。IVUS导管的图形表示826(包括被定位在脉管系统内的柔性细长构件和在柔性细长构件的远侧部分处的换能器阵列)也被显示在路线图图像880内。导管/换能器阵列的

路线图图像880和/或图形表示826能够随着(例如在回拉流程期间)导管被移动通过不同的脉管系统段而改变。

[0077] 在屏幕显示的左下侧,在屏幕显示内的单独的指令窗格中为用户提供了书面/文本信息890。该信息可以包括但不限于关于管腔内方向引导系统500的状态信息、用于使用管腔内方向引导系统500的指令以及用于在患者体内移动血管内探头102的指令。例如,信息890可以声明“天才会为您自动确定每个段的压迫百分比;将导管移动到腔静脉(IVC);按压记录并回拉到股总静脉(CFV);标记每个段的开始”。该示例仅被提供用于说明目的且不应被视为限制。可以提供其他类型的指令(例如,图形指令、符号指令和/或可听指令),作为上述指令的替代方案或补充方案。

[0078] 计算机和/或处理器106可以执行图像分析,使用来自用户的输入(例如,标记每个脉管系统段的开始)以自动计算压迫百分比(例如,实际横截面管腔面积与参考横截面管腔面积的比率,实际横截面管腔面积除以参考横截面管腔面积)。针对脉管系统的一个或多个段的压迫百分比能够例如被示出在屏幕显示800上。

[0079] 图9是根据本公开内容的至少一个实施例的用于示出方向信息的三种不同可视化类型的示例性视图。可视化910是横截面或断层摄影图像,其类似于图6-8所示的图像620。在该示例中,示出了前方向指示物914。未明确示出后方向、外方向和内方向的方向性指示物,但是可以根据被叠加在图像910上的网状指示物916来推断后方向、外方向和内方向的方向性指示物。可视化920是示出IVUS成像平面922、前方向指示物914和解剖界标924(例如,心脏)的3D示意图。未明确示出针对后方向、外方向和内方向的方向性指示物,但是可以根据被叠加在图像920上的轴线或罗盘线926来推断后方向、外方向和内方向的方向性指示物。可视化930是被成像的整体解剖结构的3D模型,并且示出前方向指示物914、后方向指示物935、解剖结构938和IVUS图像922的平面。未明确示出内方向指示物和外方向指示物,但是普通技术人员可以将其推断为在图像的左侧和右侧。解剖结构938(例如,静脉)可以是来自外部成像系统132的共同配准的图像,或者可以是代表性人体解剖结构的程式化或卡通图案表示。

[0080] 程式化能够包括被存储在存储器中并从存储器中检索的图案、图表、绘图或图形(例如,所有患者通用的或所有患者的代表性的图案、图表、绘图或图形),或者是根据从一幅或多幅IVUS图像获得的数据生成的,并且不同于由成像设备(例如,X射线或IVUS)获得的实际图像。可以采用其他类型的可视化,其目的是为用户提供方向取向。

[0081] 图10是根据本公开内容的实施例的处理器电路1050的示意图。处理器电路1050可以被实施在超声成像系统100或其他设备或工作站(例如,第三方工作站、网络路由器等)中或者被实施在实施该方法所必需的云处理器或其他远程处理单元上。如图所示,处理器电路1050可以包括处理器1060、存储器1064和通信模块1068。这些元件可以例如经由一条或多条总线与彼此直接或间接地通信。

[0082] 处理器1060可以包括中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)、ASIC、控制器,或者通用计算设备、精简指令集计算(RISC)设备、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或其他相关的逻辑设备(包括机械计算机和量子计算机)的任何组合。处理器1060也可以包括被配置为执行本文描述的操作的另一硬件设备、固件设备或其任何组合。处理器1060也可以被实施为计算设备的组合,例如,DSP与微处理器的组合、多个微处理器、一个或

多个微处理器结合DSP核心或任何其他这样的配置。

[0083] 存储器1064可以包括高速缓冲存储器(例如,处理器1060的高速缓冲存储器)、随机存取存储器(RAM)、磁阻式RAM(MRAM)、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、闪存存储器、固态存储器设备、硬盘驱动器、其他形式的易失性和非易失性存储器或不同类型的存储器的组合。在实施例中,存储器1064包括非瞬态计算机可读介质。存储器1064可以存储指令1066。指令1066可以包括当被处理器1060运行时使处理器1060执行本文描述的操作的指令。指令1066也可以被称为代码。术语“指令”和“代码”应当被宽泛地解读为包括任何类型的(一个或多个)计算机可读语句。例如,术语“指令”和“代码”可以指的是一个或多个程序、例程、子例程、功能、流程等。术语“指令”和“代码”可以包括单个计算机可读语句或许多计算机可读语句。

[0084] 通信模块1068能够包括用于促进数据在处理器电路1050与其他处理器或设备之间的直接或间接通信的任何电子电路和/或逻辑电路。在这方面,通信模块1068能够是输入/输出(I/O)设备。在一些情况下,通信模块1068促进处理器电路1050和/或超声成像系统100的各种元件之间的直接或间接通信。通信模块1068可以通过许多方法或协议在处理器电路1050内通信。串行通信协议可以包括但不限于US SPI、I²C、RS-232、RS-485、CAN、Ethernet、ARINC 429、MODBUS、MIL-STD-1553或任何其他合适的方法或协议。并行协议包括但不限于ISA、ATA、SCSI、PCI、IEEE-488、IEEE-1284和其他合适的协议。在适当的情况下,串行通信和并行通信可以通过UART、USART或其他适当的子系统来桥接。

[0085] 外部通信(包括但不限于软件更新、固件更新、处理器与中央服务器之间的预设共享或从超声设备的读取)可以使用任何合适的有线或无线通信技术来实现,这些通信技术例如为线缆接口(例如,USB、微USB、Lightning或火线接口)、蓝牙、Wi-Fi、ZigBee、Li-Fi或蜂窝数据连接(例如,2G/GSM、3G/UMTS、4G/LTE/WiMax或5G)。例如,蓝牙低功耗(BLE)无线电能够用于建立与云服务的连接性,用于数据的传输和用于软件补丁的接收。控制器可以被配置为与远程服务器或本地设备(例如,笔记本电脑、平板电脑或手持式设备)通信,或者可以包括能够示出状态变量和其他信息的显示器。信息也可以被转移在物理介质(例如,USB闪存驱动器或记忆棒)上。

[0086] 对上面描述的示例和实施例的多种变型是可能的。例如,管腔内方向引导系统可以用于除了所描述的那些内容之外的身体内的解剖系统,或者可以用于对除了所描述的那些内容之外的其他疾病类型、对象类型或流程类型进行成像。本文公开的技术可以应用于多种类型的管腔内成像传感器,而不管是当前存在的还是以后开发的。

[0087] 因此,组成本文描述的技术的实施例的逻辑操作被称为操作、步骤、对象、元件、部件或模块等各种名称。此外,应当理解,除非另有明确声明,否则可以以任何顺序执行这些逻辑操作,或者特定顺序是权利要求的语言固有必需的。所有方向引用内容(例如,上、下、内、外、向上、向下、左、右、侧向、前、后、顶、底、上方、下方、竖直、水平、顺时针、逆时针、近侧和远侧)仅用于识别目的,以辅助读者理解所要求保护的主体,而并不产生限制(特别是对于管腔内方向引导系统的位置、取向或使用)。除非另外指出,否则连接引用内容(例如,衔接、耦合、连接和接合)应当被宽泛地解释并且可以包括元件的连接件之间的中间构件以及元件之间的相对移动。正因如此,连接引用内容不一定意味着两个元件直接连接且彼此为

固定关系。术语“或”应当被解读为意指“和/或”而非“排他性或”。除非在权利要求中另外提及，否则声明的值应当被解读为仅是说明性的而不应被认为是限制性的。

[0088] 上述说明、示例和数据提供了对如在权利要求中定义的管腔内方向引导系统的示例性实施例的结构和用途的完整描述。虽然在上面已经使用一定程度的特殊性或者参考一个或多个个体实施例来描述了所要求保护的主题的各种实施例，但是本领域技术人员可以在不脱离所要求保护的主题的精神或范围的情况下对所公开的实施例做出许多变型。也预想到其他实施例。其旨在将在上述描述中包含的并且在附图中示出的所有物质解读为仅是说明特定实施例而不是进行限制。可以在不脱离如在权利要求中定义的本主题的基本要素的情况下做出细节变化或结构变化。

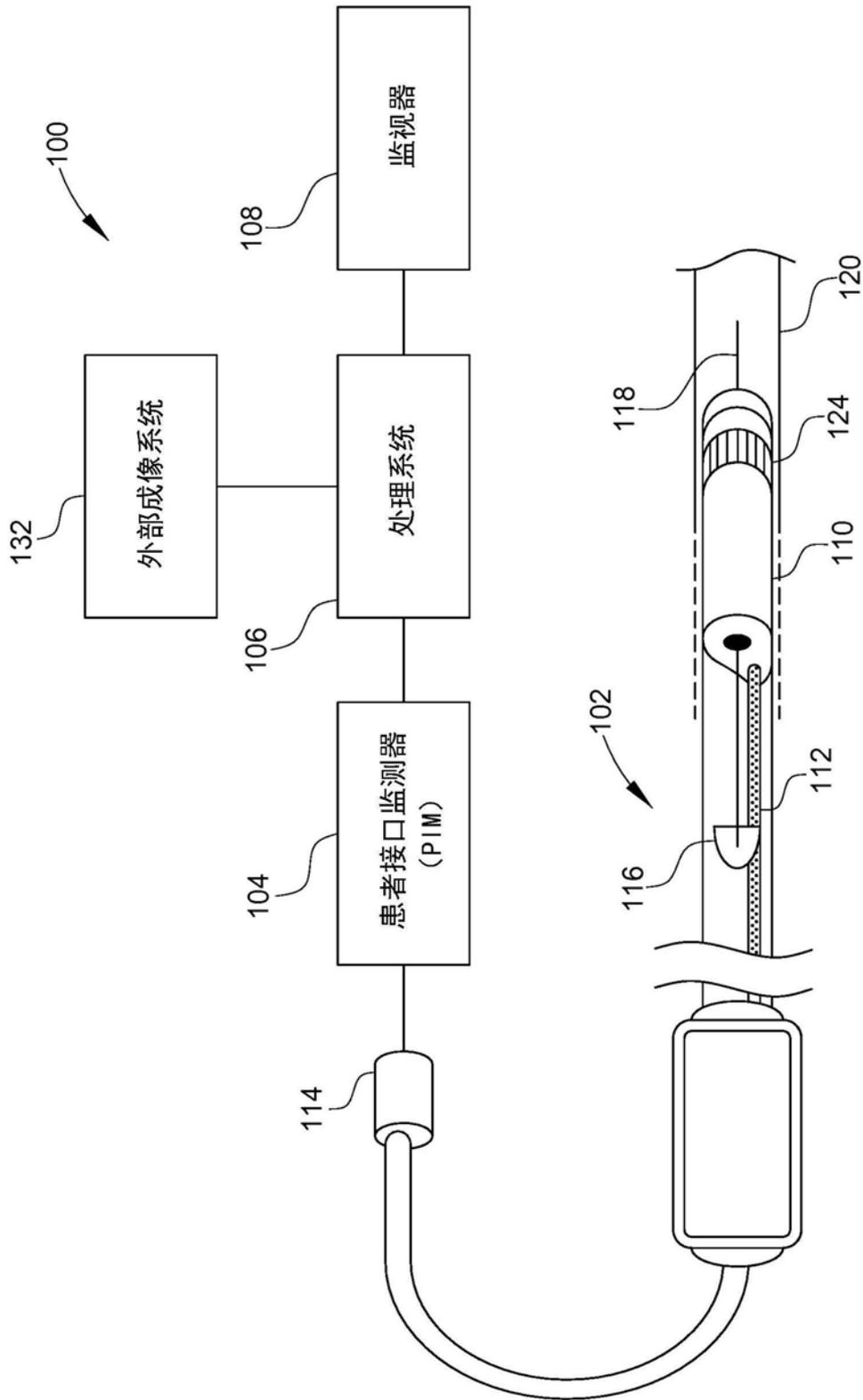


图1

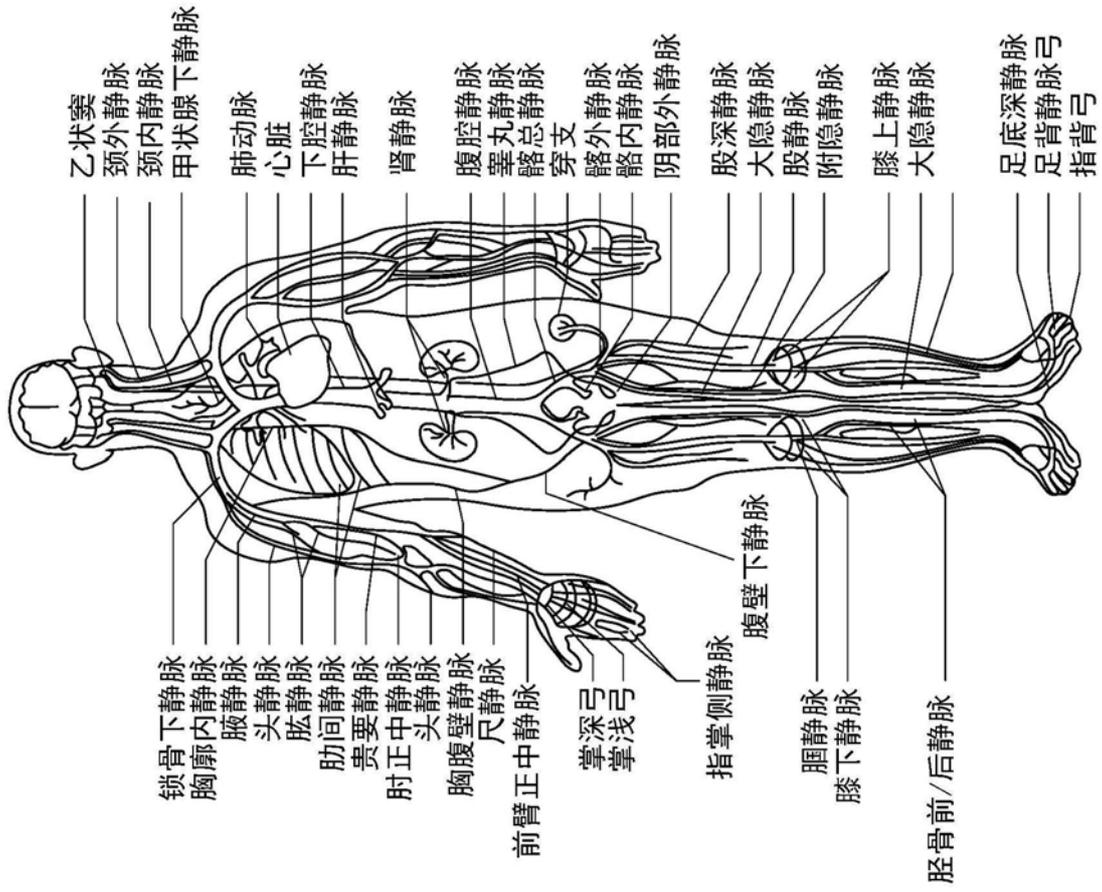


图2

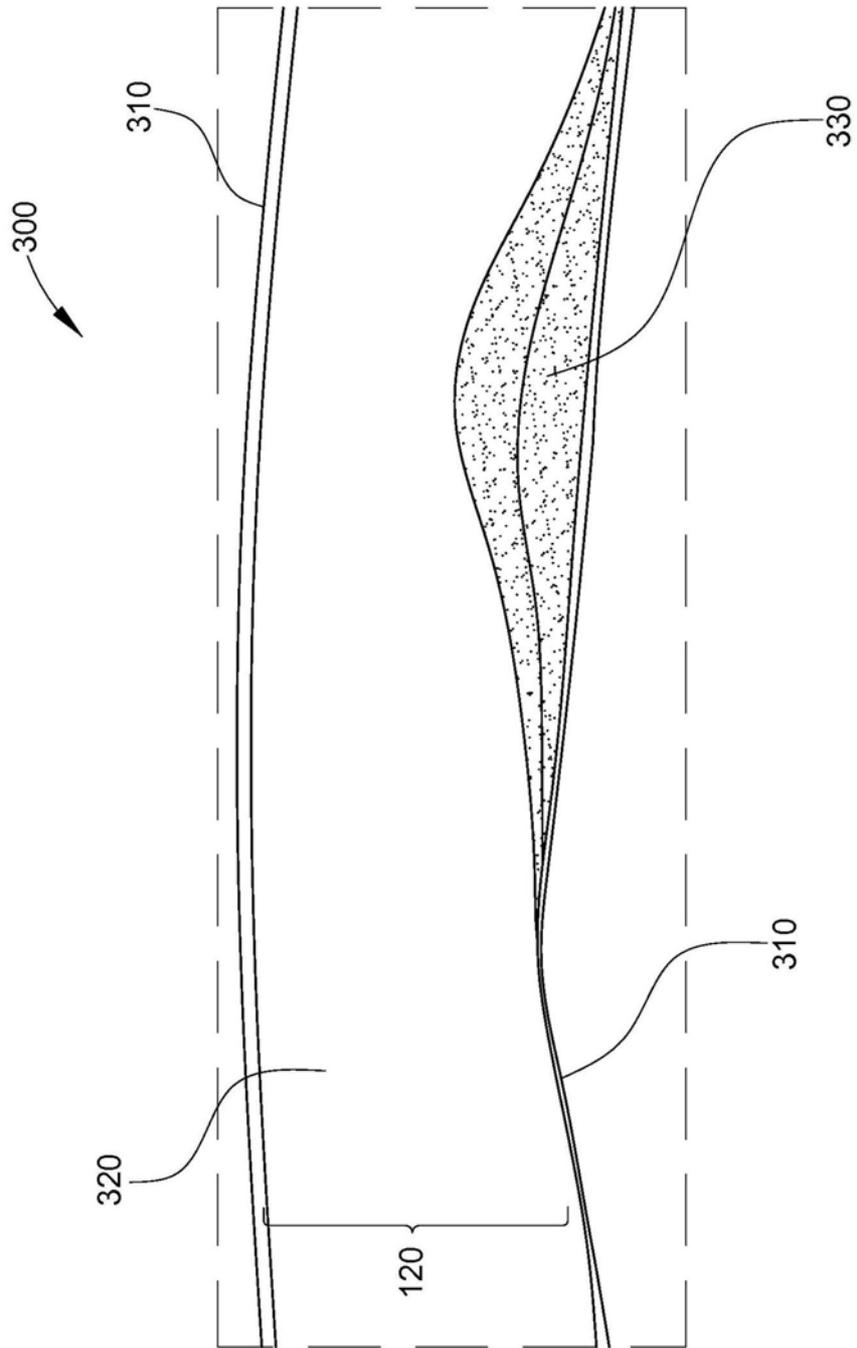


图3

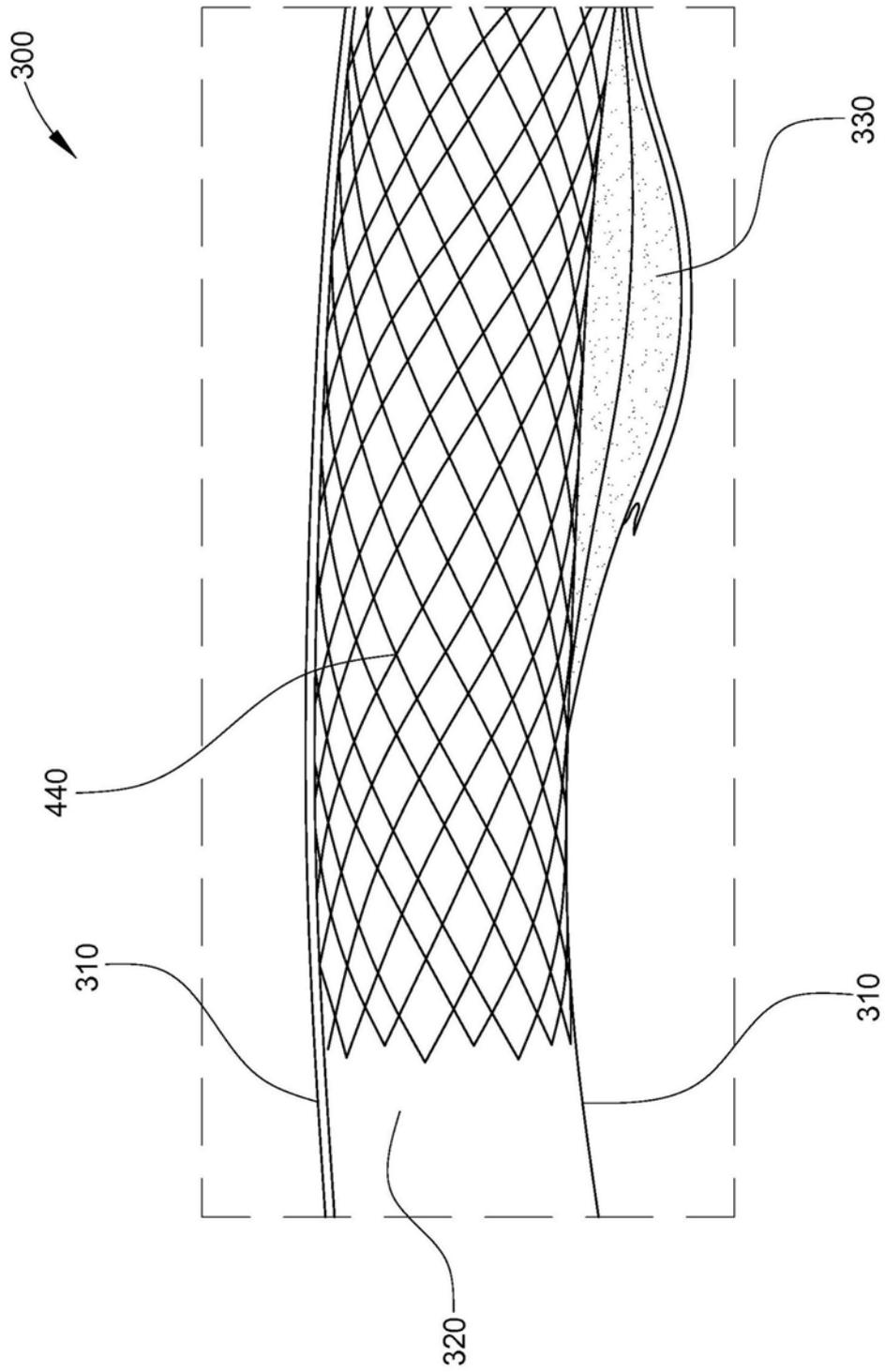


图4

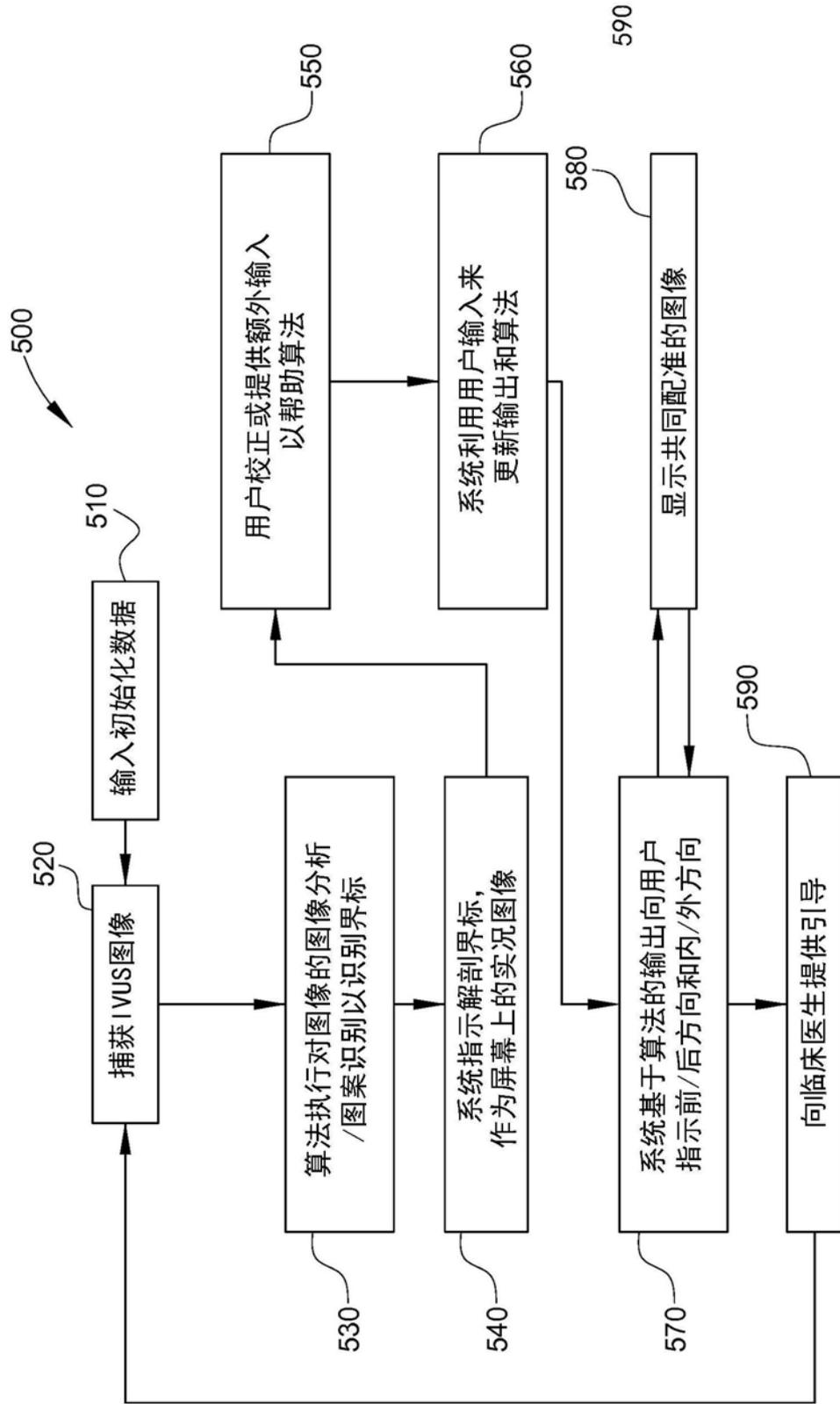


图5

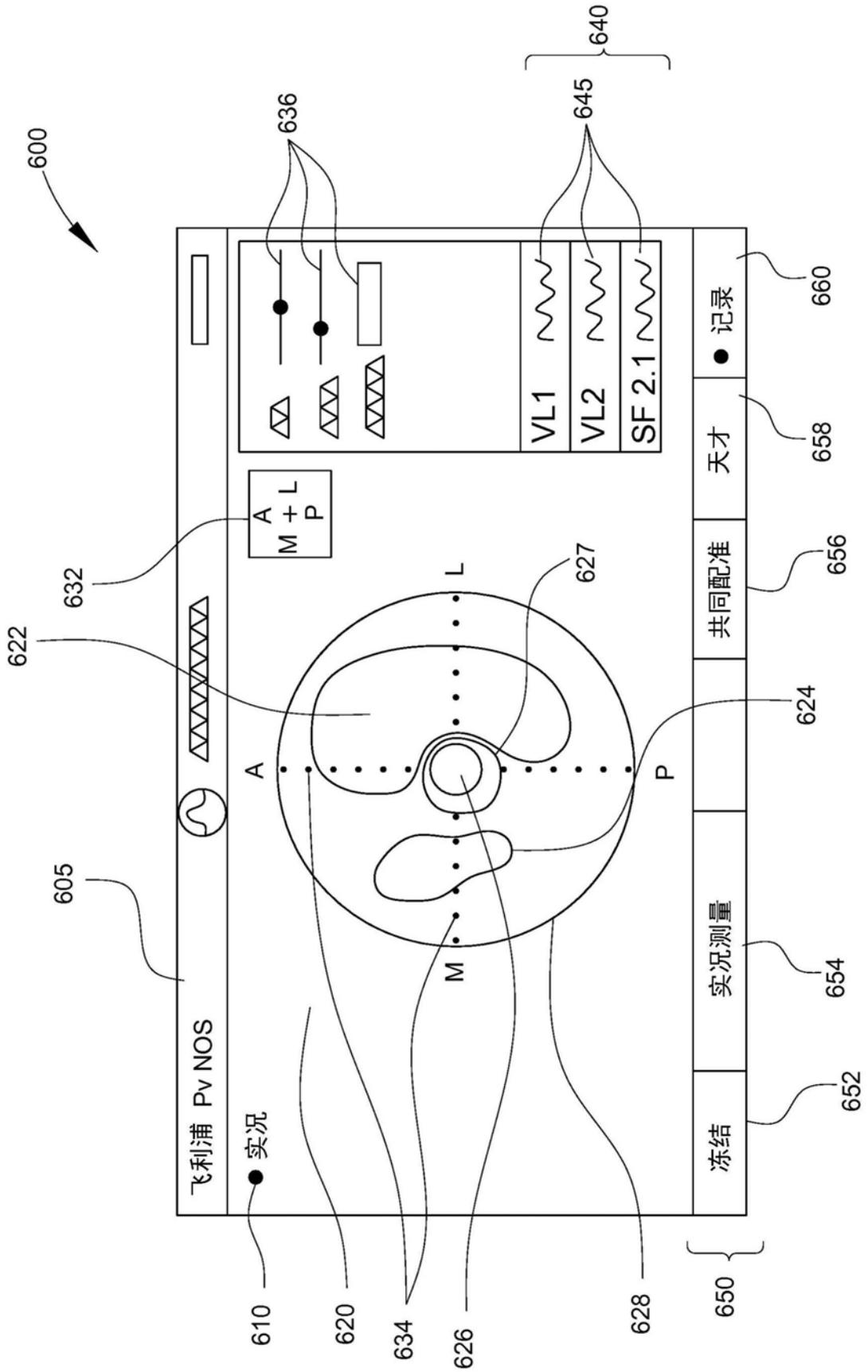


图6

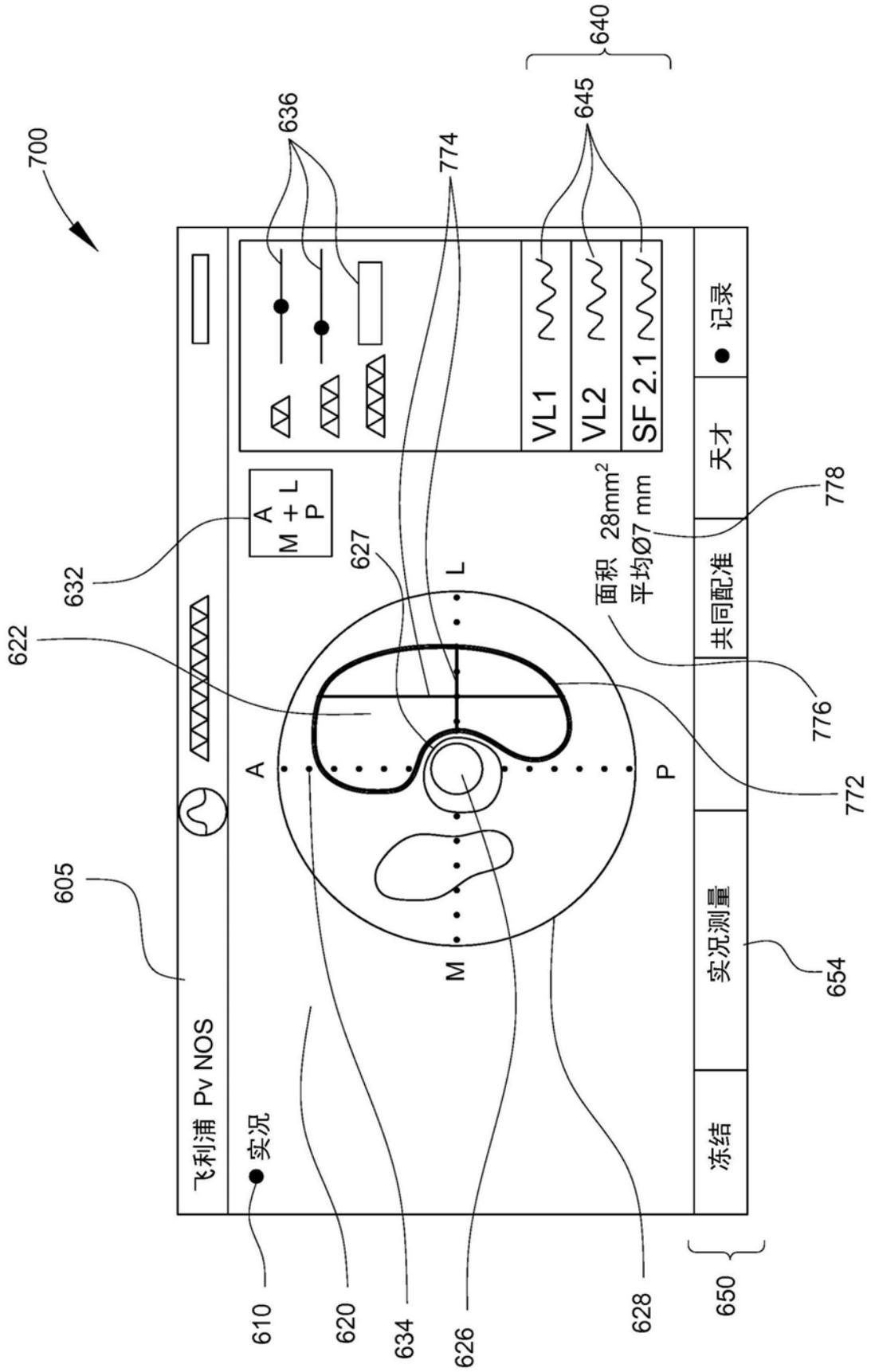


图7

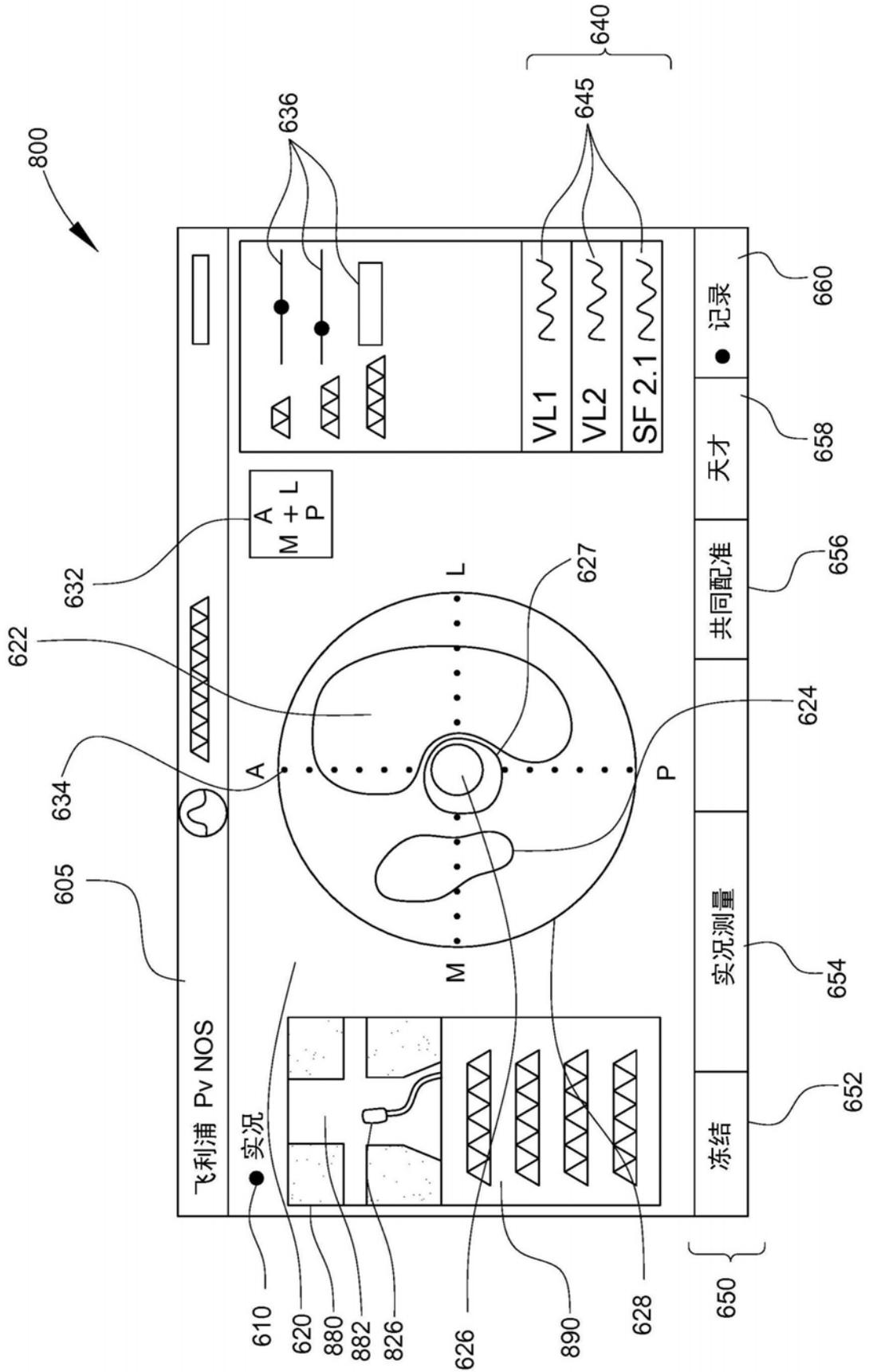


图8

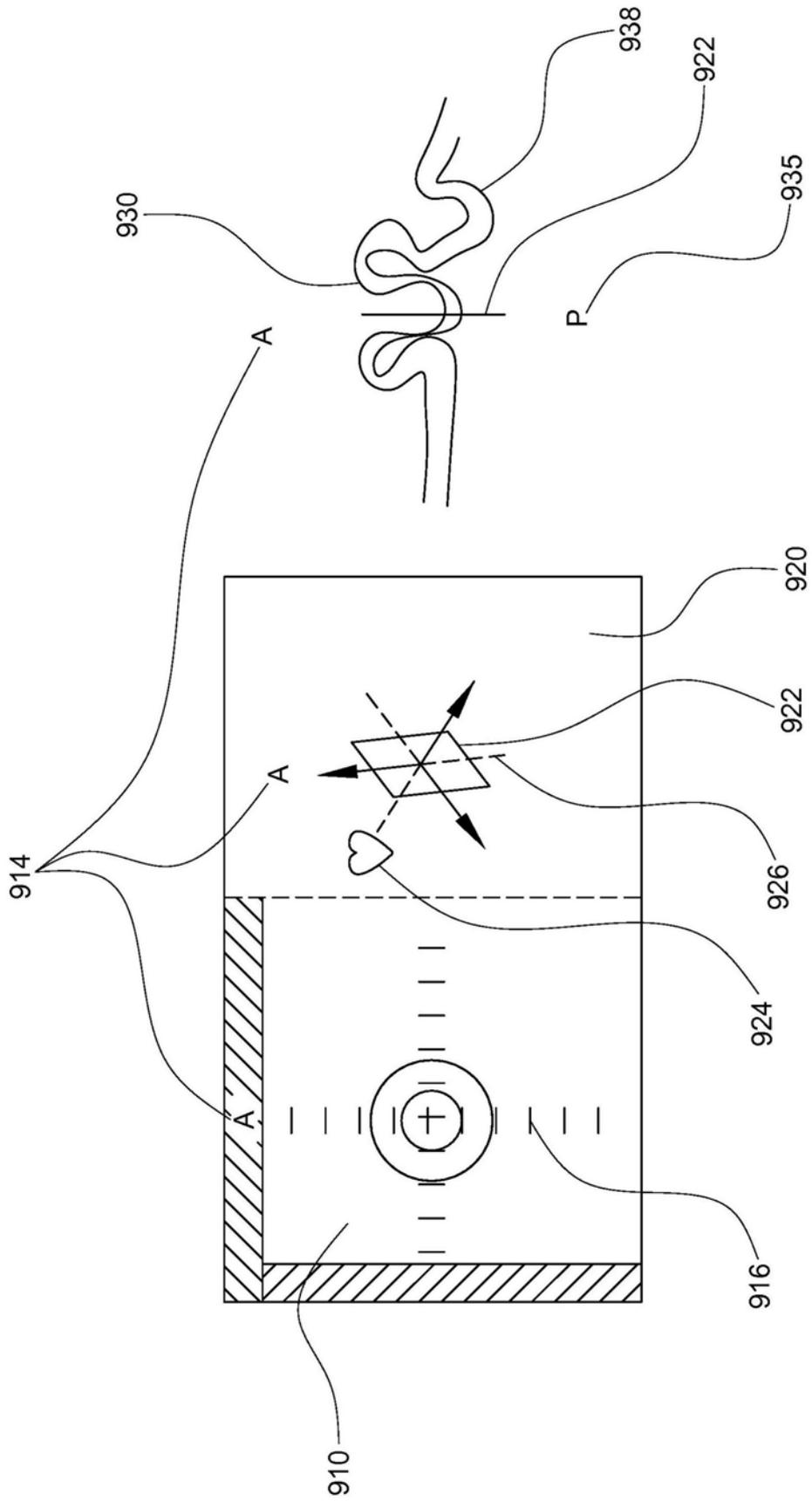


图9

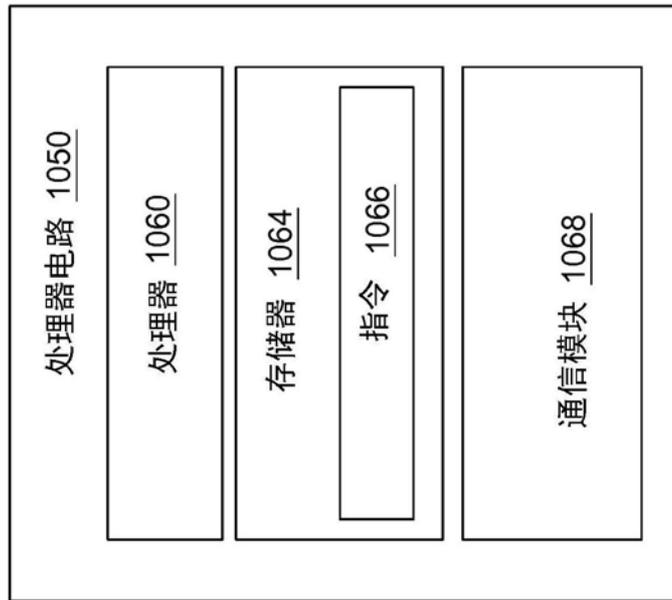


图10