



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456016 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201580023647.9

(22)申请日 2015.05.04

(30)优先权数据

61/989,219 2014.05.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.11.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/028999 2015.05.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/171480 EN 2015.11.12

(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 D·M·希恩 B·斯特鲁姆

(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

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

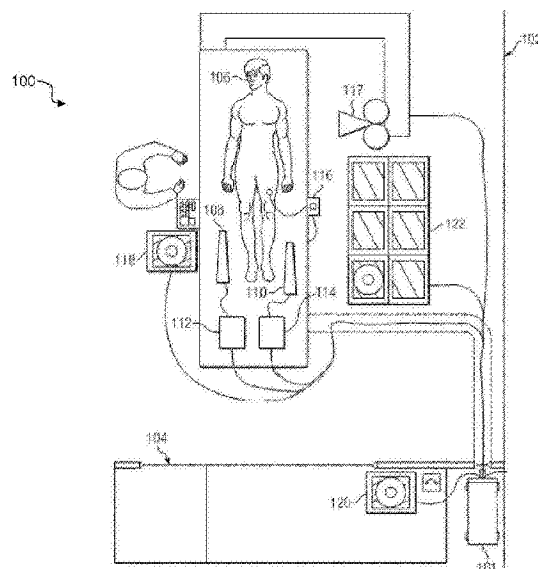
权利要求书2页 说明书20页 附图9页

(54)发明名称

用于血管估计的设备、系统和方法

(57)摘要

公开了用于视觉描绘血管并评估所述血管的生理状况的设备、系统和方法。一个实施例包括：在第一时间处获得所述血管的第一图像，所述图像处于第一医学模态；并且在继所述第一时间之后的第二时间处获得所述血管的第二图像，所述图像处于所述第一医学模态。所述方法还包括：在空间上共配准所述第一图像与所述第二图像，并且在显示器上输出共配准的第一图像和第二图像的视觉表示。此外，所述方法包括：基于所述共配准的第一图像和第二图像来确定在所述第一时间处的血管与在所述第二时间处的血管之间的生理差异，并且基于所确定的生理差异来评估患者的所述血管的生理状况。



1. 一种评估患者的血管的方法,包括:

在第一时间处获得所述患者的所述血管的第一图形诊断测量结果,所述第一图形诊断测量结果处于第一医学模态;

在继所述第一时间之后的第二时间处获得所述血管的第二图形诊断测量结果,所述图形诊断测量结果处于所述第一医学模态;

在空间上共配准所述第一图形诊断测量结果和所述第二图形诊断测量结果;

在显示器上输出经共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的视觉表示;并且

基于所述经共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果来确定所述第一时间处的所述血管与所述第二时间处的所述血管之间的生理差异,以评估所述患者的所述血管的生理状况。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述第一时间与所述第二时间之间在所述血管上执行血管内流程。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述血管内流程包括将支架插入到所述血管中。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,在空间上共配准包括通过将所述第二图形诊断测量结果叠加在所述第一图形诊断测量结果上来生成复合诊断图像。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,输入所述视觉表示包括在所述显示器上输出所述复合诊断图像。

6. 根据权利要求4所述的方法,其中,确定所述生理差异是基于所述复合诊断图像的。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,确定生理差异包括在视觉上比较所述第一图形诊断测量结果中的所述血管的第一描绘与所述第二图形诊断测量结果中的所述血管的第二描绘。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述比较包括比较在所述第一图形诊断测量结果中所描绘的在感兴趣点处的所述血管的第一截面管腔面积与在所述第二图形诊断测量结果中所描绘的在所述感兴趣点处的所述血管的第二截面管腔面积。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一图形诊断测量结果是管腔外图像。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述第一图形诊断测量结果是如下中的一项:X射线图像、血管造影图像、超声图像、二维计算机断层摄影(CT)图像、三维CT图像、计算机断层摄影血管造影(CTA)图像、正电子发射断层摄影(PET)图像、PET-CT图像、磁共振图像(MRI)、以及单光子发射计算机断层摄影(SPECT)图像。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一图形诊断测量结果是管腔内图像。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述第一图形诊断测量结果是如下中的一项:血管内超声(IVUS)图像、前瞻IVUS(FL-IVUS)图像、血管内光声(IVPA)图像、近红外波谱(NIRS)图像、光学相干断层摄影(OCT)图像、心内超声心动描记(ICE)图像、前瞻ICE(FLICE)图像、以及血管内磁共振图像(MRI)。

13. 一种评估患者的血管的系统,包括:

仪器,其被配置为获得所述患者的所述血管的图形诊断测量结果;

处理系统,其与第一仪器通信,所述处理单元被配置为:

在第一时间处从所述仪器获得所述血管的第一图形诊断测量结果,所述第一图形诊断

测量结果处于第一医学模态；

在继所述第一时间之后的第二时间处从所述仪器获得所述血管的第二图形诊断测量结果,所述图形诊断测量结果处于所述第一医学模态；

在空间上共配准所述第一图形诊断测量结果和所述第二图形诊断测量结果；

在显示器上输出经共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的视觉表示；并且

基于所述经共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果来确定所述第一时间处的所述血管与所述第二时间处的所述血管之间的生理差异,以评估所述患者的所述血管的生理状况。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,血管内流程是在所述第一时间与所述第二时间之间在所述血管上执行的。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述血管内流程包括将支架插入到所述血管中。

16. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述系统还被配置为通过将所述第二图形诊断测量结果叠加在所述第一图形诊断测量结果上来生成复合诊断图像。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述系统还被配置为在所述显示器上输出所述复合诊断图像。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述系统还被配置为基于所述复合诊断图像来确定所述生理差异。

19. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述第一图形诊断测量结果是管腔外图像。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述第一图形诊断测量结果是如下中的一项:X射线图像、血管造影图像、超声图像、二维计算机断层摄影(CT)图像、三维CT图像、计算机断层摄影血管造影(CTA)图像、正电子发射断层摄影(PET)图像、PET-CT图像、磁共振图像(MRI)、以及单光子发射计算机断层摄影(SPECT)图像。

21. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述第一图形诊断测量结果是管腔内图像。

22. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述第一图形诊断测量结果是如下中的一项:血管内超声(IVUS)图像、前瞻IVUS(FL-IVUS)图像、血管内光声(IVPA)图像、近红外波谱(NIRS)图像、光学相干断层摄影(OCT)图像、心内超声心动描记(ICE)图像、前瞻ICE(FLICE)图像、以及血管内磁共振图像(MRI)。

用于血管估计的设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本公开内容总体涉及对血管的估计,并且具体涉及对血管随时间的生理变化的估计。本公开内容的各方面具体适合于在一些实例中对生物血管的评估。例如,本公开内容的一些具体实施例被专门配置用于对人类血管的狭窄的评估。

背景技术

[0002] 用于估计血管中的狭窄(包括缺血引起的病灶)的严重性的当前接受的技术为血流储备分数(FFR)。FFR是(在狭窄的远侧上取得的)远侧压力测量结果相对于(在狭窄的近侧取得的)近侧压力测量结果的比率的计算结果。FFR提供狭窄严重性的指数,所述狭窄严重性的指数允许确定阻塞物是否将血管内的血流限制到要求进行处置的程度。健康血管中的FFR的正常值为1.00,而小于约0.80的值通常被认为是显著的并且要求进行处置。常见的处置选项包括经皮冠状动脉介入(PCI或血管成形)、支架植入、或冠状动脉旁路搭桥(CABG)手术。对于所有的医学流程,某些风险是与PCI、支架植入以及CABG流程相关联的。为了使外科医生关于处置选项做出根据更多信息的决策,需要关于与处置选项相关联的风险和成功的可能性的额外的信息。

[0003] 另外,诸如FFR的数值计算被用于跟踪血管内流程(诸如在血管中的支架的插入)的有效性。通常,为了评估血管内流程的有效性,执业医师将进行在涵盖该流程的时间段上的纵向研究。例如,FFR计算可以在血管内流程之前或之后执行以跟踪患者的改善情况。然而,这样的基于数值的纵向研究是较不理想的,这是因为它们要求执业医师执行关于血管中的任何生理变化的脑力估计。

[0004] 因此,仍然存在对用于随时间估计血管中的生理变化的经改进的设备、系统和方法的需要。

发明内容

[0005] 本公开内容的实施例被配置为估计血管随时间的生理变化。在一些特定实施例中,本公开内容的设备、系统和方法被配置为提供在不同时间点处的血管的共配准的视觉描绘,其允许估计血管中的变化。此外,在一些实施例中,本公开内容的设备、系统和方法被配置为提供在便于在一时间段上估计血管的不同成像模态中对血管的共配准的视觉描绘。

[0006] 在一个实施例中,提供了一种评估患者的血管的方法。所述方法包括:在第一时间处获得所述患者的血管的第一图形诊断测量结果,所述第一图形诊断测量结果处于第一医学模态;并且在继所述第一时间后的第二时间处获得所述血管的第二图形诊断测量结果,所述图形诊断测量结果处于所述第一医学模态。所述方法还包括:在空间上共配准所述第一图形诊断测量结果和所述第二图形诊断测量结果,并且在显示器上输出共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的视觉表示。另外,所述方法包括:基于所述共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果来确定所述第一时间处的血管与所述第二时间处的血管之间的生理差异,并且

[0007] 基于所确定的生理差异来评估所述患者的所述血管的生理状况。

[0008] 在另一实施例中,公开了评估患者的血管的第二方法。所述方法包括:在第一时间处获得所述血管的第一图形诊断测量结果,所述第一图形诊断测量结果处于第一医学成像模态;并且在所述第一时间处获得所述血管的第二图形诊断测量结果,所述第二图形诊断测量结果处于与所述第一医学成像模态不同的第二医学成像模态。所述方法还包括:在第二时间处获得所述血管的第三图形诊断测量结果,所述第三图形诊断测量结果处于所述第一医学成像模态;并且在所述第二时间处获得所述血管的第四图形诊断测量结果,所述第四图形诊断测量结果处于所述第二医学成像模态。另外,所述方法包括:在空间上共配准所述第一图形诊断测量结果和所述第三图形诊断测量结果;在空间上共配准所述第二图形诊断测量结果和所述第四图形诊断测量结果;并且在空间上和时间上共配准所述第一图形诊断测量结果和所述第二图形诊断测量结果。所述方法还包括:在显示器上输出共配准的第一图形诊断测量结果、第二图形诊断测量结果、第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果视觉表示;并且基于所述共配准的第一图形诊断测量结果和第三图形诊断测量结果以及所述共配准的第二图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果中的至少一个来确定所述第一时间处的血管与所述第二时间处的血管之间的生理差异。所述方法还包括:基于所确定的生理差异来评估所述血管的生理状况。

[0009] 在又一实施例中,公开了一种评估患者的血管的系统。所述系统包括:仪器,其被配置为获得所述患者的血管的图形诊断测量结果;以及处理系统,其与第一仪器进行通信。所述处理单元被配置为在第一时间处从所述仪器获得所述血管的第一图形诊断测量结果,所述第一图形诊断测量结果处于第一医学模态,并且所述处理单元被配置为在继所述第一时间后的第二时间处从所述仪器获得所述血管的第二图形诊断测量结果,所述图形诊断测量结果处于所述第一医学模态。所述处理单元还被配置为在空间上共配准所述第一图形诊断测量结果和所述第二图形诊断测量结果,并且在显示器上输出共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的视觉表示。另外,所述处理单元被配置为基于所述共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果来确定所述第一时间处的血管与所述第二时间处的血管之间的生理差异,并且基于所确定的生理差异来评估所述患者的所述血管的生理状况。

[0010] 根据下文的详细描述,本公开内容的额外的方面、特征和优点将变得明显。

附图说明

[0011] 将参考附图来描述本公开内容的图示性实施例,在附图中:

[0012] 图1是描绘根据本公开内容的一个实施例的包括多模态处理系统的医学系统的示意图。

[0013] 图2是根据本公开内容的实施例的具有狭窄的血管的图解透视图。

[0014] 图3是图2的血管的沿着图2的截面线3-3获得的部分的图解性、部分截面视图。

[0015] 图4是根据本公开内容的实施例的医学系统的图解性示意图。

[0016] 图5-8是根据本公开内容的实施例的患者的脉管的部分的程式化图像。

[0017] 图9图示了根据本公开内容的实施例的随时间估计血管的状况的方法的简化流程图。

[0018] 图10图示了根据本公开内容的各方面的被配置为便于随时间多模态估计患者的脉管的图形用户接口 (GUI) 屏幕。

[0019] 图11图示了根据本公开内容的另一实施例的用于随时间估计血管的状况的方法的简化流程图。

具体实施方式

[0020] 出于促进理解本公开内容的原理的目的,将参考附图中图示的实施例,并将使用特定术语来描述实施例。尽管如此,应当理解,并非旨在限制本公开内容的范围。本公开内容所涉及的领域的技术人员通常能够想到对所描述的设备、系统和方法的任何更改和另外的修改以及对本公开内容的原理的任何另外的应用都被充分预期并且被包括在本公开内容内。具体地,充分预期关于一个实施例所描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开内容的其他实施例所描述的特征、部件和/或步骤进行组合。然而,出于简洁的目的,将不会单独描述这些组合的众多迭代。

[0021] 图1是描绘根据本公开内容的一个实施例的包括多模态处理系统101的医学系统100的示意图。总体上,医学系统100提供多种形式的采集和处理元件的相干整合和合并,所述多种形式的采集和处理元件被设计为对用于采集和解读人类生物生理学和形态学信息的各种方法敏感的处理元件。更具体地,在系统100中,多模态处理系统101是用于对多模态医学数据进行采集、控制、解读和显示的整合设备。在一个实施例中,处理系统101是具有硬件和软件的计算机系统,以采集、处理和显示多模态医学数据,但是,在其他实施例中,处理系统101可以是能用于处理医学感测数据的任何其他类型的计算系统。在处理系统101为计算机工作站的实施例中,所述系统至少包括诸如微控制器或专用中央处理单元 (CPU) 的处理器、诸如硬盘驱动器、随机存取存储器 (RAM) 和/或压缩盘只读存储器 (CD-ROM) 的非瞬态计算机可读存储介质、诸如图形处理单元 (GPU) 的一个或多个视频控制器、以及诸如以太网控制器的网络通信设备。在这方面,在一些特定实例中,处理系统101被编程为运行与在本文中所描述的数据采集、分析和共配准相关联的步骤。因此,应当理解,与本公开内容的数据采集、数据处理、仪器控制和/或其他处理或控制方面有关的任何步骤可以由处理系统使用被存储在可由处理系统访问的非瞬态计算机可读介质上或中的对应指令来实施。在一些实例中,处理系统101为控制台计算设备。在一些特定实例中,处理系统101类似于可从VoIcano公司获得的s5TM成像系统、s5iTM成像系统或其他成像系统。在一些实例中,处理系统101是便携式的(例如,手持式、在滚轮车上等)。此外,应当理解,在一些实例中,处理系统101包括多个计算设备。在这方面,尤其应当理解,本公开内容的不同处理和/或控制方面可以被单独地实施或被实施在使用多个计算设备的预定义的群组内。在多个计算设备间对如下所述的处理和/或控制方面的划分和组合都在本公开内容的范围内。

[0022] 在所图示的实施例中,医学系统100被部署在具有控制室104的导管实验室102中,其中,处理系统101被定位在控制室中。在其他实施例中,处理系统101可以被定位在其他地方,诸如在导管实验室102中,在医学设施的集中区中、或者在区外位置处。导管实验室102包括无菌区域,但是其相关联的控制室104取决于流程和/或健康护理设施的要求而可以是无菌的或者不是无菌的。导管实验室和控制室可以被用于在患者上执行任何数量的医学流程,诸如血管造影、血管内超声 (IVUS)、虚拟组织学 (VH)、前瞻IVUS (FL-IVUS)、血管内光声

(IVPA) 成像、近红外波谱 (NIRS)、血流储备分数 (FFR) 确定或其他基于压力的确定 (例如, iFR)、冠状动脉血流储备 (CFR) 确定、光学相干断层摄影 (OCT)、血管内 OCT、计算机断层摄影 (CT)、心内超声心动描记 (ICE)、前向 ICE (FLICE)、血管内触摸成像、经食道超声、或者本领域已知的任何其他医学感测模态。此外, 导管实验室和控制室可以被用于在患者上执行一个或多个处置或治疗流程, 诸如射频消融 (RFA)、冷冻治疗、支架植入、或者本领域已知的任何其他医学处置流程。例如, 在导管实验室 102 中, 患者 106 可以遭受或者为单个流程或者为与一个或多个感测流程向组合的多模态流程。在任何情况下, 导管实验室 102 包括多个医学仪器, 所述多个医学仪器包括可以从患者 106 收集各种不同医学感测模态的医学感测数据的医学感测设备。

[0023] 仪器 108 和 110 是可以由临床医生所利用以采集关于患者 106 的医学感测数据的医学感测设备。在特定的实例中, 设备 108 收集在一个模态中的医学感测数据并且设备 110 收集在不同模态中的医学感测数据。例如, 所述仪器可以每个收集如下中的一项: 压力、流量 (速度)、图像 (包括使用超声 (例如, IVUS)、OCT、IVPA、血管内 MRI、热、ICE、经食道回波 (TEE)、经胸回波 (TTE) 和/或其他内部成像技术获得的图像)、温度和/或其组合。仪器 108 和 110 可以是任何形式的设备、仪器或探头, 它们被设计尺寸和形状以被安置在血管内、被附接到患者的外部、或者以一距离处跨患者进行扫描。

[0024] 在图 1 的图示的实施例中, 仪器 108 是血管内 IVUS 导管, 所述血管内 IVUS 导管可以包括诸如相位阵列换能器的一个或多个传感器以收集 IVUS 感测数据。在一些实施例中, IVUS 导管可以能够进行诸如 IVUS 和 IVPA 感测的多模态感测。此外, 在图示的实施例中, 仪器 110 是可以包括被配置为收集 OCT 感测数据的一个或多个光学传感器的血管内 OCT 导管。在另外的实施例中, 单个仪器并入仪器 108 和 110 两者的功能 (例如, 数据采集) 的各方面。在图 1 的所图示的实施例中, IVUS 患者接口模块 (PIM) 112 和 OCT PIM 114 各自将仪器 108 和仪器 110 耦合到医学系统 100。具体地, IVUS PIM 112 和 OCT PIM 114 能用于分别接收由仪器 108 和仪器 110 从患者 106 收集的医学感测数据, 并且能用于将接收到的数据传送到控制室 104 中的处理系统 101。在一个实施例中, PIM 112 和 114 包括模数 (A/D) 转换器并且将数字数据传送到处理系统 101, 然而, 在其他实施例中, PIM 将模拟数据传送到处理系统。在一个实施例中, IVUS PIM 112 和 OCT PIM 114 在外设部件互连快速 (PCIe) 数据总线连接上传送医学感测数据, 但是, 在其他实施例中, 它们可以在 USB 连接、雷电连接、火线连接或者一些其他的高速数据总线连接上传输数据。在其他实例中, PIM 可以经由使用 IEEE802.11Wi-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连接到处理系统 101。在另外的实施例中, PIM 112 和 114 的连接硬件和功能可以在被耦合到仪器 108 和 110 两者的单个 PIM 中实施。

[0025] 另外, 在医学系统 100 中, 心电图 (ECG) 设备 116 能用于将来自患者 106 的心电图信号或其他血液动力学数据传送到处理系统 101。在一些实施例中, 处理系统 101 能用于将利用使用来自 ECG 116 的 ECG 信号的仪器 108 和 110 收集的数据进行同步。此外, 外部成像系统 117 能用于收集 X 射线图像、血管造影图像、超声图像、二维或三维计算机断层摄影 (CT) 图像、计算机断层摄影血管造影 (CTA) 图像、正电子发射断层摄影 (PET) 图像、PET-CT 图像、磁共振图像 (MRI)、单光子发射计算机断层摄影 (SPECT) 图像和/或患者 106 的以上图像的任何组合, 并且将它们传送到处理系统 101。在一个实施例中, 外部成像系统 117 可以通过适配器

设备以通信方式被耦合到处理系统101。这样的适配器设备可以将数据从外围第三方格式变换成能够处理系统101使用的格式。如将在以下进一步详细解释的,在一些实施例中,处理系统101能用于共配准来自外部成像系统117 (例如,X射线数据、MRI数据、CT数据等)的图像数据与来自仪器108和110以及在导管实验室的内部和外部的其他仪器的感测数据。作为这种方法的一个方面,可以执行共配准以利用感测数据来生成三维图像。在另一实施例中,来自ECG和/或外部成像系统117的医学数据可以与由仪器108和110中的任一个(或两者)捕获医学数据进行暂时地共配准。空间和时间共配准将联系图5-11进行更加详细的讨论。

[0026] 床边控制器118也以通信方式被耦合到处理系统110并且提供用于诊断患者106的(一个或多个)特定医学模态的用户控制。在当前的实施例中,床边控制器118是触摸屏控制器,所述触摸屏控制器在单个表面上提供用户控件和诊断图像。然而,在备选实施例中,床边控制器118可以包括非交互式显示器和诸如物理按钮和/或操纵杆的单独的控制两者。在整合的医学系统100中,床边控制器118能用于在图形用户接口(GUI)中呈现工作流控制选项和患者图像数据。床边控制器118能用于显示针对多种模态的工作流和诊断图像,允许临床医生利用单个接口设备来控制对多模态医学感测数据的采集。

[0027] 控制室104中的主控制器120也以通信方式被耦合到处理系统101,并且如图1所示,邻近导管实验室102。在当前的实施例中,主控制器120与床边控制器118的类似之处在于主控制器120包括触摸屏并且能用于经由在其上运行的UI框架服务来显示对应于不同医学感测模态的多个基于GUI的工作流。在一些实施例中,主控制器120可以被用于同时执行业务的工作流的不同方面,而不像床边控制器118那样。在备选实施例中,主控制器120可以包括非交互式显示器和诸如鼠标和键盘的单机控件。

[0028] 医学系统100还包括吊杆显示器(boom display)122,所述吊杆显示器以通信方式被耦合到处理系统101。吊杆显示器122可以包括监视器的阵列,每个监视器能够显示与医学感测流程相关联的不同信息。例如,在IVUS流程期间,吊杆显示器122中的一个监视器可以显示断层摄影视图并且一个监测器可以显示矢状视图。

[0029] 此外,在一些实施例中,多模态处理系统101以通信方式被耦合到数据网络,诸如基于TCP/IP的局域网(LAN)、同步光纤联网(SONET)网络、或者广域网(WAN)或互联网。处理系统101可以经由这样的网络而连接到各种源。例如,处理系统101可以通过网络与医学数字成像和通信(DICOM)系统、图片存档与通信系统(PACS)和医院信息系统(HIS)进行通信。

[0030] 另外,在所图示的实施例中,以上讨论的系统100中的医学仪器被示为经由诸如标准铜线链路或光线链路的有线连接以通信方式被耦合到处理系统101,但是,在备选实施例中,工具可以经由使用IEEE 802.11WiFi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而被连接到处理系统101。

[0031] 本领域普通技术人员将意识到,上述医学系统100仅仅是能用于收集与多个医学模态相关联的诊断数据的系统的范例实施例。在备选实施例中,不同的和/或额外的工具可以以通信方式被耦合到处理系统101,以便对医学系统100的额外的和/或不同的功能做出贡献。

[0032] 参考图2,在其中示出了根据本公开内容的实施例具有狭窄的血管124。在这方面,图2是包括近侧部分125和远侧部分126的血管124的图解透视图。管腔127沿着血管124的长度在近侧部分125与远侧部分126之间延伸。在这方面,管腔127被配置为允许流体通过血管

流动。在一些实例中,血管124是全身性血管。在一些特定实例中,血管124是冠状动脉。在这样的实例中,管腔127被配置为便于血液通过血管124流动。

[0033] 如所示的,血管124包括在近侧部分125与远侧部分126之间的狭窄128。狭窄128通常表示导致限制流体通过血管124的管腔127流动的任何阻塞物或其他结构布置。本公开内容的实施例适合于用在各种各样的脉管应用中,包括,但不限于:冠状动脉、外周(包括,但不限于:下肢、颈动脉和神经血管)、肾脏和/或静脉。在血管124为血管时,狭窄128可以是斑块堆积的结果,包括,但不限于:诸如纤维、纤维脂质(纤维脂肪)、坏死核心、钙化(密集钙质)、血液、新鲜血栓以及成熟血栓的斑块成分。通常,狭窄的成分将取决于被评估的血管的类型。在这方面,应当理解,本公开内容的构思可应用于导致流体流动减小的几乎任何类型的阻塞物或其他血管变窄。

[0034] 应当注意,狭窄128实际上是示范性的并且不应被认为是以任何方式进行限制。在这方面,应当理解,在其他实例中,狭窄128具有限制流体通过的管腔127流动的其他形状和/或成分。尽管血管124在图2中被图示为具有单个狭窄128并且以下实施例的描述主要是针对单个狭窄的内容,然而,应当理解,在本文中所描述的设备、系统和方法具有与具有多个狭窄区域的血管的类似的应用。

[0035] 现在参考图3,图示了沿着图2的截面线3-3获得的血管124的部分的部分截面视图。具体地,血管124被示为具有根据本公开内容的实施例的被安置在其中的仪器130和132。通常,仪器130和132可以是任何形式的设备、仪器或探头,并且被设定形状以被安置在血管内。在这方面,在一些实例中,仪器132适合于用作以上讨论的仪器108和110中的至少一个。因此,在一些实例中,仪器132包括类似于以上在一些实例中关于仪器108和110所讨论的特征的特征。在所图示的实施例中,仪器130通常表示导丝,而仪器132通常表示导管。在这方面,仪器130延伸通过仪器132的中央管腔。然而,在其他实施例中,仪器130和132采取其他形式。在这方面,仪器130和132是与其他实施例中的那些类似的形式。例如,在一些实例中,仪器130和132两者都是导丝。在其他实例中,仪器130和132两者都是导管。另一方面,在一些实施例中,仪器130和132是不同的形式,诸如所图示的实施例,其中,仪器中的一个为导管而另一个为导丝。另外,在一些实例中,仪器130和132被设置为与另一个是同轴的,如图3所图示的实施例中所示。在另一实例中,仪器中的一个延伸通过其他仪器的中心外管腔。在又其他实例中,仪器130和132并排延伸。在一些特定实施例中,仪器中的至少一个为快速交换设备,例如,快速交换导管。在这样的实施例中,其他仪器为伴丝,或者其他设备被配置为便于快速交换设备的引入和移出。更进一步地,在其他实例中,替代两个单独的仪器130和132,利用单个仪器。在这方面,在一些实施例中,单个仪器并入仪器130和132两者的功能(例如,数据采集)的方面。

[0036] 仪器130被配置为获得关于血管124的医学诊断信息(数据)。在这方面,仪器130包括一个或多个传感器、换能器和/或被配置为获得关于血管的诊断信息(数据)的其他监测元件。所述诊断信息包括如下中的一个或多个:压力、流量(速度)、图像(包括使用超声(例如,IVUS、IVPA等)、血管内OCT、近红外波谱(NIRS)、血管内MRI、热、和/或其他管腔内成像技术获得的图像)、温度和/或其组合。在一些实例中,一个或多个传感器、换能器、和/或其他监测元件被安置为邻近仪器130的远侧。在这方面,在一些实例中,一个或多个传感器、换能器、和/或其他监测元件被安置为距仪器130的远端134小于30cm、小于10cm、小于5cm、小于3cm、小于

2cm和/或小于1cm。在一些实例中,一个或多个传感器、换能器和/或其他监测元件中的至少一个被安置在仪器130的远端处。

[0037] 仪器130可以包括被配置为监测血管124内的压力的至少一个元件。压力监测元件能够采取压阻压力传感器、压电压力传感器、电容性压力传感器、电磁压力传感器、液柱(该液柱与液柱传感器相通信,所述液柱传感器与仪器是分开的和/或被安置在该液柱的仪器近侧的位置处)、光学压力传感器和/或其组合的形式。在一些实例中,压力监测元件的一个或多个特征被实施为使用半导体和/或其他合适的制造技术制造的固态部件。包括合适的压力监测元件的商业可获得的导丝产品的范例包括,但不限于:PrimeWire**PRESTIGE**®压力导丝、PrimeWire®压力导丝和ComboWire®XT压力和流量导丝(每种都可从Volcano公司获得)、以及PressureWireTMCertus导丝和PressureWireTMAeris导丝(每种都可从St. Jude医学公司获得)。通常,仪器130被设计尺寸使得其能够被安置通过狭窄128而不显著影响跨狭窄的流体流动,其将影响远侧压力读数。因此,在一些实例中,仪器130具有0.018”或更小的外径。在一些实施例中,仪器130具有0.014”或更小的外径。

[0038] 仪器132也被配置为获得关于血管124的诊断信息。在一些实例中,仪器132被配置为获得与仪器130相同的诊断信息。在一些实例中,仪器132被配置为获得与仪器130不同的诊断信息,所述诊断信息可以包括额外的诊断信息、较少的诊断信息和/或备选的诊断信息。由仪器132获得的医学诊断信息(数据)包括如下中的一项或多项:压力、流量(速度)、图像(包括使用超声(例如,IVUS、IVPA等)、血管内OCT、NIRS、血管内MRI、热、和/或其他管腔内成像技术获得的图像)、温度和/或其组合。仪器132包括被配置为获得该诊断信息的一个或多个传感器、换能器和/或其他监测元件。在这方面,在一些实例中,一个或多个传感器、换能器和/或其他监测元件被安置为邻近仪器132的远侧部分。在这方面,在一些实例中,一个或多个传感器、换能器、和/或其他监测元件被安置为距仪器132的远端136小于30cm、小于10cm、小于5cm、小于3cm、小于2cm和/或小于1cm。在一些实例中,一个或多个传感器、换能器和/或其他监测元件中的至少一个被安置在仪器132的远端处。

[0039] 类似于仪器130,仪器132还可以包括被配置为监测血管124内的压力的至少一个元件。压力监测元件能够采取压阻压力传感器、压电压力传感器、电容性压力传感器、电磁压力传感器、液柱(该液柱与液柱传感器相通信,所述液柱传感器与仪器是分开的和/或被安置在该液柱的仪器近侧的位置处)、光学压力传感器和/或其组合的形式。在一些实例中,压力监测元件的一个或多个特征被实施为使用半导体和/或其他合适的制造技术制造的固态部件。在一些实施例中,利用米勒导管。在一些实例中,当前可获得的导管产品适合于与如下中的一个或多个一起使用:飞利浦的Xper Flex Cardio生理监测系统、GE的Mac-Lab XT和XTi血液动力学记录系统、西门子的AXIOM Sensis XP VC11、麦克森的Horizon Cardiology Hemo以及Mennen的Horizon XVu血液动力学监测系统,并且当前可获得的导管产品包括压力监测元件,能够针对仪器132而被利用。

[0040] 根据本公开内容的一些方面,仪器130和132中的至少一个可以被配置为检测狭窄128的血管124远侧内的压力,并且仪器130和132中的至少一个可以被配置为监测狭窄的血管近侧内的压力。在这方面,仪器130、132被设计尺寸和形状以允许对被配置为监测血管124内的压力的至少一个元件的安置,所述至少一个元件根据需要基于设备的配置被安置在狭窄128的近侧和/或远侧。在这方面,图3图示了适合于测量狭窄128的远侧压力的位置

138。在这方面,在一些实例中,位置138距狭窄128(为在图2中示出)的远端小于5cm、小于3cm、小于2cm、小于1cm、小于5mm和/或小于2.5mm。图3还图示了对于测量狭窄128的近侧压力的多个合适位置。在这方面,在一些实例中,位置140、142、144、146和148每个表示适合于监测狭窄的近侧压力的位置。在这方面,位置140、142、144、146和148被定位在距狭窄128的近端的不同距离处,距离范围为从超过20cm到约5mm或更小。通常,近侧压力测量将与狭窄的近端间隔开。因此,在一些实例中,近侧压力测量是在等于或大于距狭窄的近端的血管的管腔的内径的距离处进行的。在冠状动脉压力测量的背景中,近侧压力测量通常是在血管的近侧部分内、在狭窄的近侧和主动脉的远侧的位置处进行的。然而,在冠状动脉压力测量的一些特定实例中,近侧压力测量是从主动脉内部的位置进行的。在其他范例中,近侧压力测量是在冠状动脉的根部或门口处进行的。

[0041] 在一个实施例中,仪器132包括压力传感器和诸如IVUS、IVPA、OCT、NIRS或MRI传感器的成像传感器两者。在这样的实施例中,被设置在仪器130和132上的多个传感器可以被用于执行多模态诊断和/或处置流程。例如,被设置在仪器130上的压力传感器和被设置在仪器132上的压力传感器可以收集用于FFR计算的医学数据,并且被设置在仪器132上的成像传感器132可以收集要被处理成诊断图像的医学数据,所述诊断图像要被显示给执业医师和/或要由处理系统以自动方式进行分析。如将在下文更加详细地讨论的,在一时间段内收集的压力数据和诊断图像数据可以以各种方式被共配准,以使得能够在一时间段内对患者血管进行生理评估。在一个实施例中,压力数据和诊断图像数据是在医学流程(诸如支架放置或无创药物处置)之前和之后被收集的,并且在时间上和空间上被共配准以便于对患者对该流程的生理响应的准确评估。这样的时间和空间共配准技术可以利用在本文中所讨论的任何类型的收集的医学数据,包括OCT数据、血管造影数据、MRI数据、血管内MRI数据、FFR数据、IVUS数据、VH数据、FL-IVUS数据、IVPA数据、CFR数据、CT数据、PET数据、SPECT数据、ICE数据、FLICE数据、血管内触摸数据、经食管超声数据或现有技术中已知的任何其他医学数据。

[0042] 另外,仪器130和132可以被设计尺寸和形状以允许在血管124内对额外的导管类型的仪器的同时安置。例如,在一个实施例中,仪器108可以具有比仪器132更大的直径,准许其在仪器130和132上滑动并进入到靠近狭窄128的位置中。一旦被安置,仪器108就可以使用IVUS传感器收集与血管124相关联的医学数据。在多模态流程期间,对IVUS数据的收集可以是与利用仪器130和132对数据的任何收集同时发生的,或者在其后发生。应当理解,仪器130和132可以被设计尺寸和形状以允许在多模态流程期间要被安置在血管124内的任何数量的额外的仪器。

[0043] 现在参考图4,图示是根据本公开内容的各方面的医学系统100的部分的示意图。如所示的,除了血管内仪器108和110,医学系统100还包括外部成像系统117,如以上所讨论的。外部成像系统可以生成诊断图像,诸如X射线图像、血管造影图像、CT图像、PET图像、PET-CT图像、MRI图像、SPECT图像和/或其他管腔诊断图像的,并且这样的图像可以与基于内部的诊断数据和由血管内仪器108和110生成的图像进行共配准。医学系统100还包括仪器152。在这方面,在一些实例中,仪器152适合于用作以上讨论的仪器130和132中的至少一个。因此,在一些实例中,仪器152包括类似于关于仪器130和132的以上讨论的那些的特征。在所图示的实例中,仪器152为具有远侧部分154和被安置为邻近远侧部分的壳体156的导

丝。在这方面,壳体156与仪器152的远端间隔大约3cm。壳体156被配置为容纳一个或多个传感器、换能器和/或其他监测元件,其被配置为获得关于血管的诊断信息。壳体156可以包含被配置为监测管腔内的压力的压力传感器,仪器152被安置在所述管腔中。杆158从壳体156在近端上延伸。扭转设备160被安置在杆158的近侧位置上并被耦合到该近侧位置。仪器152的近端部分162被耦合到连接器164。线缆166从连接器164延伸到连接器168。在一些实例中,连接器168被配置为被插入到接口170中。在这方面,在一些实例中,接口170为患者接口模块(PIM)。在一些实例中,线缆166被无线连接所代替。在这方面,应当理解,可以利用仪器152与接口170之间的各种通信通路,包括物理连接(包括电子、光学和/或流体连接)、无线连接和/或其组合。接口170经由连接174以通信方式被耦合到多模态处理系统101。

[0044] 总之,连接器164、线缆166、连接器168、接口170以及连接174便于仪器152的一个或多个传感器、换能器和/或其他监测元件与处理系统101之间的通信。然而,该通信通路实际上是示范性的并且不应被认为是任何方式的限制。在这方面,应当理解,可以利用仪器152与处理系统101之间的任何通信通路,包括物理连接(包括电子、光学和/或流体连接)、无线连接和/或其组合。在这方面,应当理解,在一些实例中,连接174是无线的。在一些实例中,连接174包括在网络(例如,内联网、互联网、电信网络和/或其他网络)上的通信链路。在这方面,应当理解,在一些实例中,处理系统101被安置为远离正使用仪器152的操作区。使连接174包括网络上的连接能够便于仪器152与远程处理系统101之间的通信,而不管处理系统是否在邻近房间、邻近建筑中或在不同的州/国家中。此外,应当理解,在一些实例中,仪器152与处理系统101之间的通信通路为安全连接。更进一步地,应当理解,在一些实例中,在仪器152与处理系统101之间的通信通路的一个或多个部分上进行通信的数据被加密。

[0045] 医学系统100还包括仪器175。在这方面,在一些实例中,仪器175适合于用作以上讨论的仪器130和132中的至少一个。因此,在一些实例中,仪器175包括类似于关于仪器130和132的以上讨论的那些的特征。在所图示的实施例中,仪器175是导管类型的设备。在这方面,仪器175包括邻近被配置为获得关于血管的诊断信息的仪器的远侧部分的一个或多个传感器、换能器和/或其他监测元件。仪器175可以包括被配置为监测管腔内的压力的压力传感器,仪器175被安置在所述管腔中。仪器175经由连接177与接口176通信。在一些实例中,接口176为血液动力学监测系统或其他控制系统,诸如西门子的AXIOM Sensis、Mennen的Horizon XVu以及飞利浦的Xper IM生理监测5。在一个特定的实施例中,仪器175为包括沿着其长度延伸的液柱的压力感测导管。在这样的实施例中,接口176包括以流体方式被耦合到导管的液柱的止血阀、以流体方式被耦合到止血阀的集合管、以及在必要时在这些部件之间延伸以流体方式耦合这些部件的管道。在这方面,导管的液柱经由阀、集合管和管道与压力传感器流体连通。在一些实例中,压力传感器为接口176的部分。在其他实例中,压力传感器为被安置在仪器175与导管176之间的单独的部件。接口176经由连接178以通信方式被耦合到处理系统101。

[0046] 类似于仪器152与处理系统101之间的连接,接口176以及连接177和178便于仪器175的一个或多个传感器、换能器和/或其他监测元件与处理系统101之间的通信。然而,该通信通路实际上是示范性的并且不应被解释为是任何方式的限制。在这方面,应当理解,可以利用仪器175与处理系统101之间的任何通信通路,包括物理连接(包括电子、光学和/或

流体连接)、无线连接和/或其组合。在这方面,应当理解,在一些实例中,连接178是无线的。在一些实例中,连接178包括在网络(例如,内联网、互联网、电信网络和/或其他网络)上的通信链路。在这方面,应当理解,在一些实例中,处理系统101被安置为远离正使用仪器175的操作区。使连接178包括在网络上的连接能够便于仪器175与远程处理系统101之间的通信,而不管处理系统是否在邻近房间、邻近建筑中或在不同的州/国家中。此外,应当理解,在一些实例中,仪器175与处理系统101之间的通信通路是安全连接。更进一步地,应当理解,在一些实例中,在仪器175与处理系统101之间的通信通路的一个或多个部分上通信的数据被加密。

[0047] 应当理解,在本公开内容的其他实施例中,医学系统100的一个或多个部件并不被包括、以不同的布置/顺序被实施、和/或利用备选设备/机构所替换。例如,在一些实例中,医学系统100并不包括接口170和/或接口176。在这样的实例中,连接器168(或与仪器152或仪器175通信的其他类似的连接器)可以插入到与处理系统101相关联的端口中。备选地,仪器108、110、152和175可以与处理系统101无线地通信。总体而言,仪器108、110、152和175与处理系统101中的任一个或两者之间的通信通路可以不具有中间节点(即,直接连接)、具有仪器与处理系统之间的一个中间节点、或者具有仪器与处理系统之间的多个中间节点。

[0048] 另外,仪器108、110、152和175可以被设计尺寸和形状以允许额外的导管类型的仪器在血管内的同时安置。例如,在一个实施例中,仪器108可以具有比仪器175更大的直径,准许其在仪器152和175上滑动并进入到血管内的感兴趣位置附近的位置中。继而,仪器110可以具有比仪器108更大的直径,准许其在仪器108、152和175上滑动。一旦被安置,仪器108和110可以与利用仪器130和132对数据的任何收集同时地使用IVUS、IVPA、OCT、血管内MRI和/或其他类型的成像传感器收集医学数据,或在其之后收集医学数据。在这样的多模态流程期间,可以以各种方式执行对不同类型的数据的空间共配准。并且,在后续的单模态流程或多模态流程期间,可以利用在先前流程中收集的数据和在后续流程中收集的数据来执行空间共配准。在这方面,以下附图图示了在时间上和空间上对单模态诊断数据和多模态诊断数据的共配准的各种方式。

[0049] 能够使用仪器108、110、130、132、152和175中的一个或多个以及外部成像系统117来获得感兴趣脉管内的诊断信息。例如,获得针对一个或多个冠状动脉狭窄、外周动脉、脑血管等的诊断信息。诊断信息能够包括与压力有关的值,与流量有关的值、患者的血管内部分的诊断图像等。与压力有关的值能够包括FFR、Pd/Pa(例如,病灶的远侧压力与病灶的近侧压力的比率)、iFR(例如,使用当第一仪器相对于第二仪器被移动通过血管时相对于一距离的诊断窗口来计算的压力比率值,包括跨血管的至少一个狭窄的压力比率值)等。与流量有关的值能够包括冠状动脉血流储备或CFR(血流通过冠状动脉超过正常测试体积的最大值增加)、基底狭窄阻力指数(BSR)等。

[0050] 在一些实施例中,由外部成像系统117获得的诊断信息能够包括从外部获得的血管造影图像、X射线图像、CT图像、PET图像、MRI图像、SPECT图像和/或患者的脉管的二维或三维管腔外描绘。由仪器108、110、130、132、152和/或175获得的诊断信息和/或数据与由外部成像系统117获得的患者的脉管的(一幅或多幅)血管造影图像和/或其他二维或三维描绘进行互相关或共配准。能够基于已知的撤回速度/距离、基于已知的起始点、基于已知的终止点和/或基于其组合,使用题为“VASCULAR IMAGE CO-REGISTRATION”的美国专利

No.7930014中所公开的技术来完成空间共配准,在此通过引用将其整体并入本文。在一些实施例中,使用类似于被公布为2014年7月3日的美国申请公布No.2014/0187920的美国申请No.14/144280中所描述的那些技术的技术将诊断信息和/或数据关联到血管图像,在此通过引用将其整体并入本文。在一些实施例中,能够如在2015年1月22日被公布为美国申请公布No.2015/0025330的美国专利申请No.14/335603中所描述的那样来完成共配准和/或互相关,在此通过引用将其整体并入本文。在其他实施例中,能够如在2012年2月2日被公布为W02012/014212的国际申请No.PCT/IL2011/000612中所描述的那样来完成共配准和/或互相关,在此通过引用将其整体并入本文。此外,在一些实施例中,能够如在2010年5月27日被公布为W02010/058398的国际申请No.PCT\IL2009/001089中所描述的那样来完成共配准和/或互相关,通过引用将其整体并入本文。另外,在其他实施例中,能够如在2008年9月11日被公布为美国专利申请公布No.2008/0221442的美国专利申请No.12/075244中所描述的那样来完成共配准和/或互相关,通过引用将其整体并入本文。

[0051] 现在参考图5-8,图示的是根据本公开内容的实施例的患者的脉管的部分的程式化图像。本领域普通技术人员将意识到,图5-8中的图像仅仅是范例,并且图5-8中所描绘的血管内元件可以对应于患者中的任何血管—冠状动脉、全身性、肺部或其他血管。此外,图5-8可以被显示在估计患者的脉管的系统的显示器上,诸如与处理系统101相关联的显示器118和/或显示器112(图1、图4)。亦即,系统101的一个或多个部件(例如,处理器、处理电路、和/或专用图形处理器等)可以引起显示图5-8中示出的图像。

[0052] 更具体地,图5图示了在三个不同时间处的血管206的三个管腔外图像200、202和204:时间0、时间1和时间2。管腔外图像200、202和204可以由外部成像系统117(图1、图4)生成,并且可以是患者的脉管的血管造影图像、X射线图像、CT图像、PET图像、MRI图像、SPECT图像、和/或其他二维或三维描绘。管腔外图像200、202、204可以全部与相同的管腔外成像模态相关联,或者它们可以与不同的管腔外成像模态相关联。由时间0、时间1和时间2表示的时间点可以是任何三个连续的时间点。例如,它们可以是在纵向研究的过程期间执业医师认为在评估患者的脉管的生理状况中有用的三个点。在一个实施例中,纵向研究可以估计在研究之前或在研究期间执行的医学流程的有效性。医学流程可以是诸如血管内支架的插入的有创流程,或者医学流程可以是诸如药物的施予的无创流程。另外,管腔外图像200、202和204包括指向血管206中的感兴趣区域的箭头208。在所图示的实施例中,感兴趣区域包括通常表示导致限制流体通过血管206的流量的任何阻塞物或其他结构布置。

[0053] 如上文所提及的,管腔外图像200是在时间0处捕获的,所述时间0在所图示的实施例中表示在血管206上执行血管内流程以处置狭窄之前的时间点。管腔外图像202是在时间1处捕获的,所述时间1表示在继血管206上执行血管内流程之后的时间点。在时间0与时间1之间可以经过若干分钟、小时、天、周、月或年。在所图示的实施例中,血管206示出了在时间1处的感兴趣区域中的阻塞物的较少符号。在一个实施例中,管腔外图像202是在血管内流程的过程期间插入支架之后被立即捕获的。在另一实施例中,管腔外图像202是在继血管内流程之后的随访期间捕获的。管腔外图像204是在表示继时间1之后的时间点的时间2处捕获的。时间1与时间2之间可以经过若干分钟、小时、天、周、月或年。在一个实施例中,管腔外图像204是在血管内流程之后的第一次随访或后续随访期间被捕获的。尽管图5描绘了在三个时间点处捕获的三幅管腔外图像,但是可以在更多或更少的时间点处捕获更多或更少的

管腔外图像。

[0054] 在一个实施例中,管腔外图像200、202、204被同时显示在与处理系统101相关联的显示器上,使得执业医师可以评估血管206随时间的生理状况的变化。可以在管腔外图像200、202、204上执行空间共配准,使得患者的脉管的相同部分被显示在管腔外图像中的每幅中。这样的空间共配准在位置上对准管腔外图像200、202、204,无论他们是否都与相同的成像模态(例如,CT)相关联还是他们与两个或更多个不同的成像模态(例如,CT和PET)相关联。在一些实施例中,空间共配准可以被执行,以便将血管206中的感兴趣区域一如由箭头208所指向的一放置在管腔外图像200、202和204中的每幅中的相同的相对位置处。将相同位置中的感兴趣区域一诸如中心一放置在管腔外图像200、202和204中的每幅中可以允许执业医师以更加有效的方式评估血管206的生理状况的变化。可以使用参考以上并入的共配准技术中的一个或多个来完成这样的共配准。

[0055] 现在参考图6,图示的是根据本发明的实施例的复合管腔外图像210。具体地,管腔外图像210描绘了来自图5的管腔外图像200与管腔外图像202的组合。实线212表示如在时间0处捕获的管腔外图像200中描绘的血管206的轮廓,并且虚线214表示如在时间1处捕获的管腔外图像202中描绘的血管206的轮廓。在所图示的实施例中,已经使用了诸如以上讨论的那些共配准技术和/或通过引用并入的那些共配准技术来在空间上对准管腔外图像200与202。在一些实施例中,处理系统101可以使用在软件和/或硬件中实施的一个或多个共配准算法来自动地(即,无需人类介入)共配准两幅或更多幅图像。在共配准之后,复合管腔外图像210可以由处理系统101生成并且被可视地输出在显示器上,使得执业医师可以评估血管206的生理状况随时间的任何变化。

[0056] 如在复合管腔外图像210中所示,管腔外图像200的实线212和管腔外图像202的虚线214针对在管腔外图像210中描绘的大部分患者的脉管进行大致对准。然而,在由箭头208指向的血管206中的感兴趣区域处,线210和212分叉,指示在时间0与时间1之间血管已经发生一些生理变化。在所图示的范例中,在时间0与时间1之间的血管内流程的执行已经减轻了狭窄的严重性。亦即,时间1处的血管管腔比时间0处的血管管腔更宽,如复合管腔外图像210所示。以此方式,通过在空间上共配准管腔外图像200与管腔外图像202并显在显示设备上显示复合图像,执业医师能够快速可视地识别患者的生理状况的变化并确定血管内流程是否成功。

[0057] 在额外的实施例中,患者的脉管的多于两幅的图像可以被共配准并且被组合成复合图像以用于显示给执业医师。在这方面,两幅或三幅或四幅或更多幅图像可以被配准到公共时间点,例如,时间0。另外,在一些实施例中,处理系统101可以基于对复合管腔外图像210的自动分析来自动确定血管206的生理状况的任何变化。在这方面,在这样的分析之后,处理系统101可以输出文本报告和/或图形报告,所述文本报告和/或图像报告突出显示血管的生理状况的任何变化,以供执业医师考虑。处理系统101可以包括被配置为执行这样的分析的软件和/或硬件模块。

[0058] 现在参考图7和图8,图示的是在三个不同的时间处的血管206的三个管腔内图像220、222和224:时间0、时间1和时间2。管腔内图像220、222和224可以通过使用基于导管的仪器108、110、130、132、152和175(图1、图4)中的一个或多个来生成,并且可以是来自患者的脉管内捕获的患者的脉管的IVUS图像、FL-IVUS图像、IVPA图像、OCT图像、NIRS图像或血管

内MRI图像和/或其他二维或三维描绘。管腔内图像220、222和224可以全部与相同的管腔内成像模态相关联,或者管腔内图像220、222和224可以与不同的管腔内成像模态相关联。由时间0、时间1和时间2表示的时间点可以是任何连续的时间点,诸如结合图5和图6描述的被认为是在纵向研究中显著的时间点。在所图示的实施例中,管腔内图像220、222和224描绘血管206的感兴趣区域,所述感兴趣区域包括通常表示导致限制流体通过血管的流动的任何阻塞物或其他结构布置的狭窄。图6中示出的感兴趣区域可以是由图5中的箭头208所指方向的相同的感兴趣区域。如在管腔内图像220、222和224中所示,血管206包括被配置为允许流体通过血管进行流动的管腔226。

[0059] 血管内图像220是在时间0处被捕获的,所述时间0在所图示的实施例中表示在血管206上执行血管内流程以移除狭窄之前的时间点。管腔内图像222是在时间1处被捕获的,所述时间1表示在继血管206上执行血管内流程之后的时间点。在所图示的范例中,支架228已经被放置在管腔226中作为血管内流程的部分。在时间0与时间1之间可以经过若干分钟、小时、天、周、月或年。在时间1处,相比于时间0,管腔228具有更大的直径,指示血管内流程是基本成功的。在一个实施例中,管腔内图像222是在血管内流程的过程期间在插入支架228之后被立即捕获的。在另一实施例中,管腔内图像222是在血管内流程之后在随访期间被捕获的。管腔内图像224是在时间2处被捕获的,所述时间2表示继时间1之后的时间点。在时间1与时间2之间可以经过若干分钟、小时、天、周、月或年。在一个实施例中,管腔内图像224是在血管内流程之后在第一次随访或后续随访期间被捕获的。尽管图7描绘了在三个时间点处捕获的三幅管腔内图像,但是可以在更多或更少的时间点处捕获更多或更少的管腔内图像。

[0060] 另外,尽管图7描绘了在纵向研究期间的若干时间点,所述纵向研究意在估计支架的有效性,但是纵向研究可以备选地估计无创流程的有效性。例如,有时在由时间0、时间1和时间2表示的时间跨度之前或期间可以施予减少狭窄的药物,并且管腔内图像可以允许执业医师评估狭窄是否受药物的施予的影响。

[0061] 在一个实施例中,管腔内图像220、222和224可以被同时显示在与处理系统101相关联的显示器上,使得执业医师可以评估血管206随时间的生理状况的任何变化。在管腔内图像220、222和224上执行空间共配准,使得患者的脉管的相同部分被显示在管腔内图像中的每幅中。这样的空间共配准在位置上对准管腔内图像220、222和224,不论它们是否全都与相同的成像模态(例如,IVUS)相关联还是它们与两个或更多个不同的成像模态(例如,IVUS和OCT)相关联。在一些实施例中,空间共配准可以被执行,使得将血管206的特定部分放置在管腔内图像220、222和224中的每幅的相同的相对位置处。将血管的相同部分—诸如中心—放置在管腔内图像220、222和224中的每幅中的相同位置中可以允许执业医师以更有效的方式比较感兴趣区处的血管的状况。

[0062] 现在参考图8,图示的是根据本发明的实施例的管腔内图像230。具体地,管腔内图像230描绘了来自图7的管腔内图像220与管腔内图像222的组合。实线232表示如在时间0处捕获的管腔内图像220中描绘的血管206和管腔226的轮廓,并且虚线234表示如在时间1处捕获的管腔内图像222中描绘的血管206和管腔226的轮廓。在所图示的实施例中,使用参考以上并入的共配准技术中的一个或多个来在空间上对准管腔内图像220和222。在一些实施例中,处理系统101可以使用在软件和/或硬件中实施的一个或多个共配准算法来自动(即,

无人介入)地在空间上对准两幅或更多幅图像。在共配准之后,复合管腔内图像230可以由处理系统101来生成并且被可视地输出在显示器上,使得执业医师可以评估血管206随时间的生理状况的任何变化。

[0063] 如在复合管腔内图像230中所示,管腔内图像220的实线232与管腔内图像222的虚线234关于血管206的外圆周在空间上进行对准。然而,关于管腔226,线232和234分叉,指示在时间0与时间1之间血管发生了一些生理变化。在所图示的范例中,在时间0与时间1之间执行血管内流程已经增加了管腔226的直径,并且因此减轻的狭窄的严重性。以此方式,通过在空间上共配准管腔内图像220与管腔内图像222并将复合图像显示在显示设备上,执业医师能够快速可视地估计患者的生理状况的变化并确定血管内流程是否成功。

[0064] 在额外的实施例中,多于两幅的患者的脉管的管腔内图像可以被共配准并被组合成复合图像以用于显示给执业医师。另外,在一些实施例中,处理系统101可以基于对复合管腔内图像230的自动分析来自动地确定血管206和管腔226的生理状况的任何变化。在这方面,在这样的分析之后,处理系统101可以输出文本报告和/或图像报告,所述文本报告和/或图像报告突出显示血管的生理状况的任何变化,以供执业医师考虑。处理系统101可以包括被配置为执行这样的分析和/或硬件模块。

[0065] 现在参考图9,图示的是根据本公开内容的实施例的估计血管随时间的状况(即,血管的纵向研究)的方法250的简化的流程图。方法250的部分可以对应于结合图5-8所讨论的技术,并且可以利用处理系统101的硬件和/或软件部件来执行。方法250开始于方框252,其中,在第一时间处捕获患者的脉管的部分的第一图形诊断测量结果。所捕获的患者的脉管的部分可以包括诸如包括一些类型的狭窄的血管的感兴趣区域。第一图形诊断测量结果可以是与管腔内成像模态或管腔外成像模态相关联的图像,诸如结合图5-8所描述的那些。第一图形诊断测量结果被捕获的时间点可以对应于纵向研究中的任何时间点。该时间点可以在执行血管内流程之前、在血管内流程的过程期间、在血管内流程之后、或者被认为是在诊断上重要的另一时间点。方法250然后继续进行到方框254,其中,在继第一时间后的第二时间处捕获患者的脉管的相同部分的第二图形诊断测量结果。在一个实施例中,第二图形诊断测量结果是与和第一图形诊断测量结果相关联的相同的成像模态相关联的图像。在另一实施例中,第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果是不同的成像模态相关联的。此外,第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果可以与结合图1-8所描述的一个或多个成像仪器和/或成像系统来捕获的。第二时间点可以是纵向研究中的另一时间点。在一个实施例中,第一时间点是在血管内流程之前的,而第二时间点是在该流程之后的。在另一实施例中,第一时间和第二时间两者都是在血管内流程之后的。备选地,纵向研究被简单地设计为在不存在血管内流程的情况下监测患者的脉管。

[0066] 接下来,方法250继续进行到方框256,其中,第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果在空间上被共配准。亦即,在第一时间处捕获的患者的脉管的图像与在第二时间处捕获的患者的脉管的图像在空间上进行对准。所述共配准可以是根据以上讨论的或者通过引用并入的共配准技术中的一个或多个来执行的。在这方面,处理系统101可以使用在硬件和/或软件中实施的共配准算法来执行共配准。在一个实施例中,在空间上共配准第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果包括将第二图形诊断测量结果叠加在第一图形诊断测量结果上以形成复合图像,如结合图6和图8所讨论的。本领域普通技术人员将认

识到,相同的技术可以应用于对超过两个图形诊断测量结果的共配准和叠加并形成复合图像。在一些情况下,对超过两个图像诊断测量结果的叠加可以允许执业医师对患者进行更好的评估。

[0067] 方法250然后继续到方框258,其中,经共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的视觉表示被输出在与处理系统101相关联的显示器上。在一些实施例中,视觉表示是第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的复合图像,如在图6和图8中所图示的。在其他实施例中,视觉表示包括以邻近方式被布置的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果,其中,第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果中的感兴趣区域被定位在图像中的每幅中的相同的相对位置中。然后,在方框260处,基于第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的共配准来确定第一时间处的患者的脉管的部分与第二时间处的患者的脉管的部分之间是否存在生理差异。在一个实施例中,执业医师视觉地检查经共配准的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的视觉表示以做出这样的确定。在其他实施例中,处理系统101使用诊断算法来自动地做出确定,所述诊断算法分析第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果。在这方面,在自动确定之后,处理系统101可以输出文本报告和/或图形报告,所述文本报告和/或图形报告突出显示血管的生理状况的任何变化,以供执业医师考虑。

[0068] 最终,方法250结束于方框262,其中,患者的脉管的生理状况是基于所确定的生理差异来评估的。在一些实施例中,该评估可以包括确定通过血管的血流在第一图形诊断测量结果被捕获的时间点与第二图形诊断测量结果被捕获的时间点之间是否已经被改善。在这方面,对患者的脉管的生理状况的这样的评估可以是测量血管内流程的有效性的纵向研究的部分,诸如管腔内的支架的放置、无创流程的有效性(例如,药物的施予)、或有创流程与无创流程的组合的有效性。在一些实施例中,方框262中的评估可以由处理系统101利用基于硬件和/或软件的评估算法来执行,所述基于硬件和/或软件的评估算法分析所确定的生理差异并提供对患者的血管的人类可读的评估。

[0069] 以此方式,方法250显示在供执业医师在评估患者中所使用的纵向研究的过程期间所收集的共配准的图像数据。由于这样的图像数据已经在空间上被共配准,执业医师可以以视觉方式有效地评估随时间的患者状况,这可以得到比仅仅基于数值测量结果的评估更加准确的诊断。

[0070] 应当认识到,随时间估计血管的状况的方法250可以包括不同的步骤和/或额外的步骤,并且可以以不同的顺序来执行所图示的方框中的一个或多个。随时间捕获的图形诊断图像的前述共配准所应用的解剖结构的范例包括:冠状动脉血管、冠状动脉病灶、血管、脉管病灶、管腔、管腔病灶和/或瓣膜。本领域普通技术人员将认识到,方法250的技术可以应用于对象的身体的管腔而不是血管(例如,胃肠道或呼吸道的管腔)。另外,可以在方法250的过程期间利用任何数量的图形诊断测量结果以估计血管或其他管腔的状况。

[0071] 现在参考图10,图示的是根据本公开内容的各方面的被配置为便于随时间对患者的脉管的多模态估计的图形用户接口(GUI)屏幕300。具体地,GUI屏幕300包括在不同时间点处并且利用多个不同的成像模态捕获的患者的脉管的部分的多幅程式化的图像。本领域普通技术人员将认识到,图10中图示的图像仅仅是范例,并且所描绘的血管内元件可以对应于患者中的任何血管—冠状动脉、全身性、肺部或其他血管。此外,GUI屏幕300可以被显

示在估计患者的脉管的系统的显示器上,诸如与处理系统101(图1、图4)相关联的显示器118和/或显示器122。亦即,系统101的一个或多个部件(例如,处理器、处理电路和/或专用图形处理器等)可以引起GUI屏幕300的显示。

[0072] 更具体地,GUI屏幕300包括患者的心脏304的三维CT重建302。在所图示的实施例中,心脏304包括在图5-8中所图示的血管206。在一些实施例中,三维CT重建302可以关于垂直轴、水平轴或任意选取的轴旋转。在一些实施方式中,三维模型被显示为邻近血管的对应的二维描绘。在这方面,GUI屏幕300还包括先前在图5中所图示的管腔外图像200、202和204以及先前在图7中所图示的管腔内图像220、222和224。尤其地,管腔外图像200、202、204是与和管腔内图像220、222和224不同的成像模态相关联的图像。例如,管腔外图像200、202和204可以是由外部成像系统117捕获的血管造影图像,而管腔内图像220、222和224可以是由以上所讨论的基于导管的任何仪器108、110、130、132、152和175所捕获的IVUS图像。GUI屏幕300还包括与在邻近管腔外图像和管腔内图像中的所捕获的患者的脉管的部分相关联的多个数值测量结果306。数值测量结果306是在与管腔外图像和管腔内图像的相同时间点(即,时间0、时间1和时间2)处所获得的。在所图示的实施例中,数值测量结果306是与血管206中的狭窄相关联的iFR计算结果(如例如在2012年4月30日提交的美国专利申请No.13/460296中所描述的,在此通过引用将其整体并入本文),但是,在备选实施例中,数值测量结果306可以是诸如FFR、CFR或BSR测量结果的与血液通过血管压力和/或流量有关的其他类型的数值测量结果。

[0073] 在GUI屏幕300中,管腔外图像200、202和204已经在空间上被共配准,这样,它们随时间描绘了患者的脉管的相同部分。类似地,管腔内图像220、222和224已经在空间上被共配准,这样,它们随时间描绘了患者的血管206的相同部分。

[0074] 另外,在时间0处被捕获的管腔外图像200被定位为邻近也是在时间0处被捕获的管腔内图像220。在这方面,管腔外图像200与管腔内图像220已经在空间上和时间上被共配准,使得图像描绘相同时间处(即,时间0处)的患者的脉管的相同部分。在这种情况下,如上文所描述的,图像200和220两者描绘包括狭窄的血管206中的感兴趣区域。此外,如在图10中所示,数值测量结果308被定位为邻近图像200和220。在这方面,数值测量结果308与图像200和220已经在空间上和时间上被共配准,使得数值测量结果308对应于图像200和220被捕获的时间处的血管206的状态。类似地,在时间1处被捕获的管腔外图像202被定位为邻近也在时间1处被捕获的管腔内图像222。在这方面,管腔外图像202与管腔内图像222已经在空间上和时间上被共配准,使得图像描绘相同时间处的患者的脉管的相同部分。此外,邻近图像202和222的数值测量结果已经与图像在空间上和时间上被共配准,使得数值测量结果对应于如在图像202和222中所示的血管206的状态。类似地,图像204和224与数值测量结果312已经在空间上和时间上被共配准。

[0075] 以此方式,GUI屏幕300显示在一个或多个纵向研究的过程期间所收集的经共配准的多模态数据。由于这样的多模态图像数据已经在空间上和时间上被共配准,因此执业医师可以以视觉方式有效地评估随时间的患者状况,这可以得到比仅仅基于数值测量结果的评估更准确的诊断。

[0076] 此外,在图10的范例实施例中,管腔外图像200、202和204以及管腔内图像220、222和224与三维CT重建302已经在空间上被共配准。在这方面,执业医师可以选择具有箭头208

的感兴趣区域,并且对应于所选择的区域的所有可获得的诊断数据都被显示在GUI屏幕300中。在所图示的范例中,已经在跨越时间0至时间2的纵向研究的过程上使用血管造影术和IVUS技术对三维CT重建302中由箭头208选择的血管206的部分进行了成像。对应于血管206中的感兴趣区域的iFR、FFR或其他基于压力的纵向研究也是可获得的并且因此被显示在GUI屏幕300中。在一个实施例中,用户可以选择(一个或多个)描绘的类型(二维(包括成像模态类型)和/或三维)以及其中的(哪个或哪些)可视化模式和/或部分将被利用两者。该系统将基于用户的偏好/选择和/或系统默认来输出对应的显示。在一些实施例中,二维图像数据可以包括关于垂直轴的多个视图,使得当三维CT重建302被旋转时不同的二维视图被示出。尽管已经在单个GUI屏幕300的背景中描述了图10的视觉表示,但是应当理解,系统可以序列地、同时地和/或其组合地显示这些视觉表示的任何组合。在一些实例中,系统向用户提供选择哪个个体视觉表示和/或视觉表示的组合将被显示的能力。

[0077] 本领域普通技术人员将认识到,GUI屏幕300仅仅是范例,并且这样的用户接口屏幕可以包括额外的和/或不同的图形部件和文本部件以及控制元件。例如,GUI屏幕300还可以包括从随时间捕获的二幅或更多幅管腔内图像或管腔外图像生成的复合诊断图像,诸如分别在图6和图8中图示的复合图像210和230。这样的复合图像可以允许执业医师更加有效地识别患者的生理状况随时间的变化。另外,本领域普通技术人员将认识到,尽管已经在GUI屏幕300上共配准了三幅管腔内图像和三幅管腔外图像,但是相同的技术可以被应用于任何数量的管腔内图像和/或管腔外图像。在一些情况下,显示每种类型的超过三幅图像可以允许执业医师更好地评估患者。

[0078] 现在参考图11,图示的是根据本公开内容的实施例的用于随时间估计血管的状况(即,血管的纵向研究)的方法350的简化流程图。方法350的部分可以对应于结合图5-8和图10所讨论的技术,并且可以利用处理系统101的硬件和/或软件部件来执行。方法350开始于方框352和354,其中,在第一时间处捕获患者的脉管的部分的第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果。所捕获的患者的脉管的部分可以包括诸如包括一些类型的狭窄的血管的感兴趣区域。第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果可以是与不同成像模态相关联的图像。在一个实施例中,第一图像诊断测量结果可以是与管腔内成像模态—诸如IVUS、OCT、IVPA、血管内MRI、热、ICT、TEE、TTE和/或其他内部成像技术—相关联的图像,而第二图形诊断测量结果可以是与管腔外成像模态—诸如X射线、血管造影、CT、PET、PET-CT、MRI、SPECT和/或其他基于外部的成像模态—相关联的图像。此外,第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果可以由结合图1-8所述的一个或多个成像仪器和/或成像系统来捕获。第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果被捕获的时间点可以对应于在纵向研究中的任何时间点。该时间点可以是在执行血管内流程之前,在血管内流程的过程期间,在血管内流程之后,或者在被认为是在诊断上重要的另一时间点。应当注意,在一些实施例中,第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果被捕获的“时间点”可以指非瞬时的时间框。亦即,在诊断上重要的时间量可以发生在方框352中的第一图像的捕获与在方框354中的第二图像的捕获之间。在一个范例中,第一图像和第二图像可以在诊断期期间被按次序地捕获。

[0079] 方法350继续到方框356和方框358,其中,在继第一时间之后的第二时间处捕获患者的脉管的相同部分的第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果。第三图形诊断测

量结果是与和第一图形诊断测量结果相关联的相同的成像模态相关联的图像,但是第三图形诊断测量结果可以利用相同的仪器或不同的仪器来捕获。类似地,第四图形诊断测量结果是与和第二图形诊断测量结果相关联的相同的成像模态相关联的图像,但是第四图形诊断测量结果可以利用相同的仪器或不同的仪器来捕获。此外,第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果可以是由结合图1-8中所描述的一个或多个成像仪器和/或成像系统来捕获的。第二时间点可以是在纵向研究中的另一时间点。在一个实施例中,第一时间是在血管内流程之前的,而第二时间是在该时间之后的。在其他实施例中,第一时间和第二时间两者都是在血管内流程之后的。备选地,纵向研究仅仅被设计为在没有血管内流程的情况下监测患者的脉管。应当注意,在一些实施例中,第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果被捕获的“时间点”可以指非瞬时的时间框。亦即,在诊断上重要的时间量可以发生在方框356中的第三图像的捕获与在方框358中的第四图像的捕获之间。在一个范例中,第三图像和第四图像可以在诊断期期间被按次序地捕获。

[0080] 接下来,在方框360中,第一图形诊断测量结果和第三图形诊断测量结果在空间上被共配准。亦即,在第一时间处以第一模态捕获的患者的脉管的图像与在第二时间处以第二模态捕获的患者的脉管的图像在空间上被对准。在一个实施例中,在空间上共配准第一图形诊断测量结果和第三图形诊断测量结果包括将第三图形诊断测量结果叠加在第一图形诊断测量结果上以形成复合图像,如结合图6和图8所讨论的。类似地,在方框362中,第二图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果在空间上被共配准。亦即,在第一时间处以第二模态捕获的患者的脉管的图像与在第二时间处以相同的模态捕获的患者的脉管的图像在空间上被对准。在一个实施例中,在空间上共配准第二图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果包括将第四图形诊断测量结果叠加在第二图形诊断测量结果上以形成复合图像,如结合图6和图8所讨论的。可以根据结合图5-9所描述的或通过引用并入的共配准技术中的一个或多个来执行方框360和方框362中的共配准。在一个实施例中,处理系统101可以使用在硬件和/或软件中实施的共配准算法来执行共配准。

[0081] 方法350接下来继续进行到方框364,其中,第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果在空间上和时间上被共配准。在这方面,在第一时间处以第一模态捕获的患者的脉管的图像与同样在第一时间处但以第二模态捕获的患者的脉管的图像在空间上被共配准。在一个实施例中,该空间共配准将管腔内图像与管腔外图像对准。此外,第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果之间的时间共配准确保了图像描绘在相同时间处的患者的脉管的部分,以使得能够进行准确的诊断。在方框366中,第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果在空间上和时间上被类似地共配准。在这方面,在第二时间处以第一模态捕获的患者的脉管的图像与同样在第二时间处但以第二模态捕获的患者的脉管的图像在空间上和时间上被对准。

[0082] 该方法然后继续到方框368,其中,经共配准的第一图形诊断测量结果、第二图形诊断测量结果、第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果的视觉表示被输出在于处理系统101相关联的显示器上。在一些实施例中,例如,图10中图示的GUI屏幕300,视觉表示包括以邻近方式被布置的第一图形诊断测量结果、第二图形诊断测量结果、第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果,其中,每幅图像描绘相同的相对位置中的感兴趣区域(例如,血管中的狭窄)以辅助诊断。在其他实施例中,视觉表示包括(处于第一模态的)第一

图形诊断测量结果和第三图形诊断测量结果的复合图像以及(处于第二模态的)第二图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果的复合图像。

[0083] 接下来,在方框370处,基于第一图形诊断测量结果、第二图形诊断测量结果、第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果的空间和时间共配准来确定在第一时间处的患者的脉管的部分与在第二时间处的患者的脉管的部分之间是否存在生理差异。在一个实施例中,执业医师视觉检查第一图形诊断测量结果和第三图形诊断测量结果的空间共配准的视觉表示、第二图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果的空间共配准的视觉表示、第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果的空间和时间共配准的视觉表示,以及第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果的空间和时间共配准的视觉表示,从而做出这样的确定。在另一实施例中,处理系统101使用分析图形诊断测量结果的诊断算法来自动做出这样的确定。在这方面,在自动确定之后,处理系统101可以输出文本报告和/或图形报告,所述文本报告和/或图形报告突出显示血管的生理状况的任何变化,以供执业医师考虑。

[0084] 最终,方法350结束于方框372,其中,基于所确定的生理差异来评估患者的脉管的生理状况。在一些实施例中,该评估可以包括确定通过血管的血流在第一图形诊断测量结果和第二图形诊断测量结果被捕获的时间点与第三图形诊断测量结果和第四图形诊断测量结果被捕获的时间点之间是否被改善。在这方面,对患者的脉管的生理状况的这样的评估可以是纵向研究的部分,以测量诸如在管腔内对支架的放置的血管内流程的有效性。在一些实施例中,方框372中的评估可以由处理系统101利用基于硬件和/或软件的评估算法来执行,所述基于硬件和/或软件的评估算法分析所确定的生理差异并提供患者的血管的人类可读评估。

[0085] 以此方式,方法350显示在纵向研究的过程期间所收集空间和时间共配准图像数据,以供执业医师用于评估患者的生理状况。由于这样的图像数据已经在空间上和时间上被共配准,因此执业医师可以以视觉方式有效地评估患者随时间的状况,这可以得到比仅仅基于数值测量结果的评估更准确的诊断。

[0086] 应当认识到,随时间评估血管的状况的方法350可以包括不同的步骤和/或额外的步骤,并且可以以不同的顺序来执行一个或多个图示的方框。例如,方法350还可以包括与在第一时间和第二时间中的每个处收集数值测量结果(诸如压力和流量测量结果/计算结果)有关的方框。这样的数值测量结果然后可以与图形诊断测量结果在时间上共配准,使得确定患者的任何生理差异也是基于经共配准的数值测量结果的。前述随时间捕获的图形诊断图像的共配准所应用的解剖结构的范例包括:冠状动脉血管、冠状动脉病灶、血管、脉管病灶、管腔、管腔病灶和/或瓣膜。本领域普通技术人员也将认识到,方法350的技术可以应用于对象的身体的管腔而不是血管(例如,胃肠道或呼吸道的管腔)。另外,可以在方法350的过程期间利用任何数量的图形诊断测量结果来估计血管或其他管腔的状况。

[0087] 本领域技术人员将认识到,能够以各种方式修改以上描述的装置、系统和方法。因此,本领域普通技术人员将意识到,由本公开内容涵盖的实施例并不限于以上描述的特定示范性实施例。在这方面,尽管已经示出和描述了图示性实施例,但是在前述公开内容中也预期宽范围的修改、变化和替换。应当理解,可以对前述内容做出这样的变化而不脱离本公开内容的范围。因此,应当意识到,应当宽泛地且与本公开内容一致的方式来解释权利要

求。

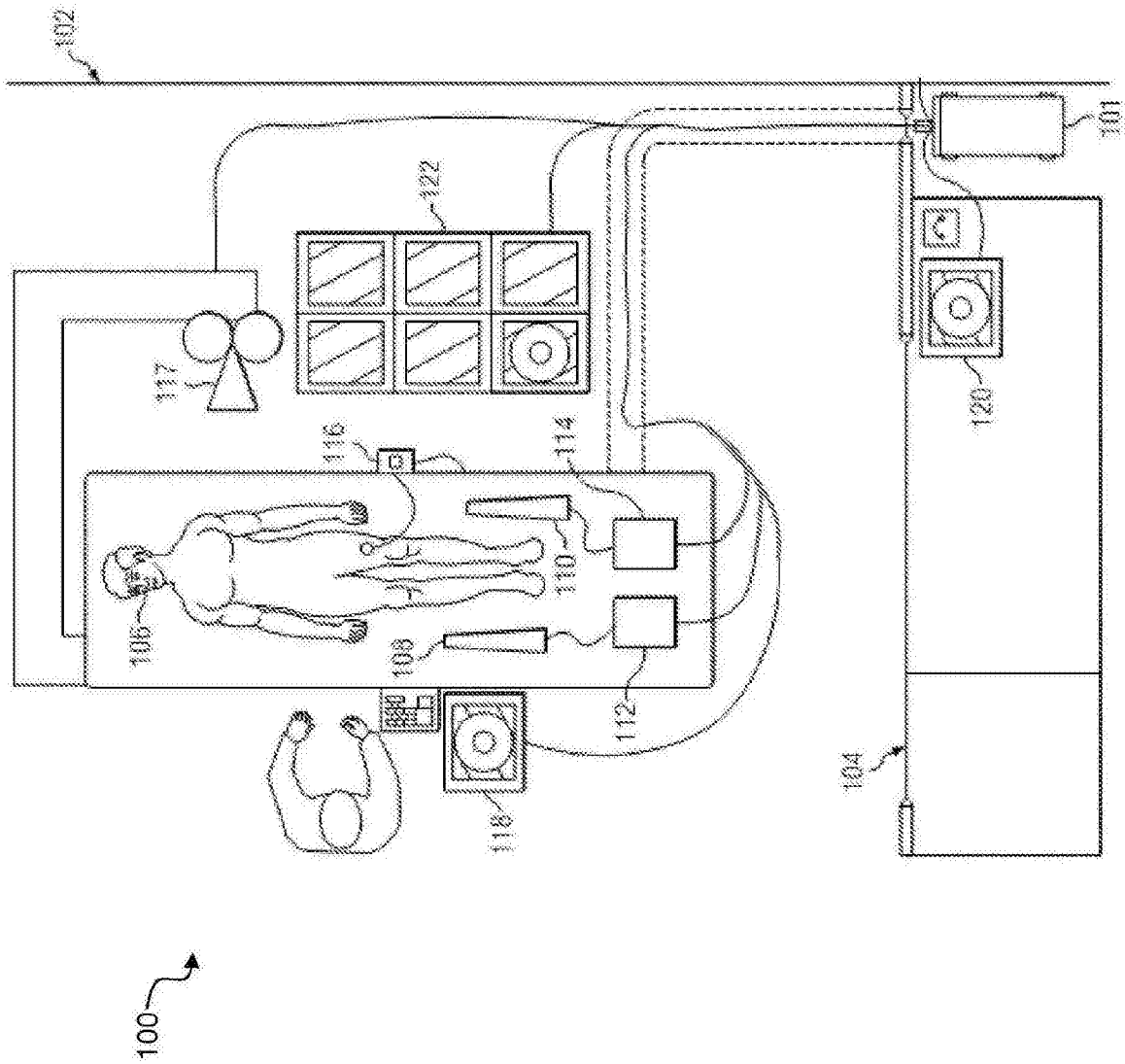


图1

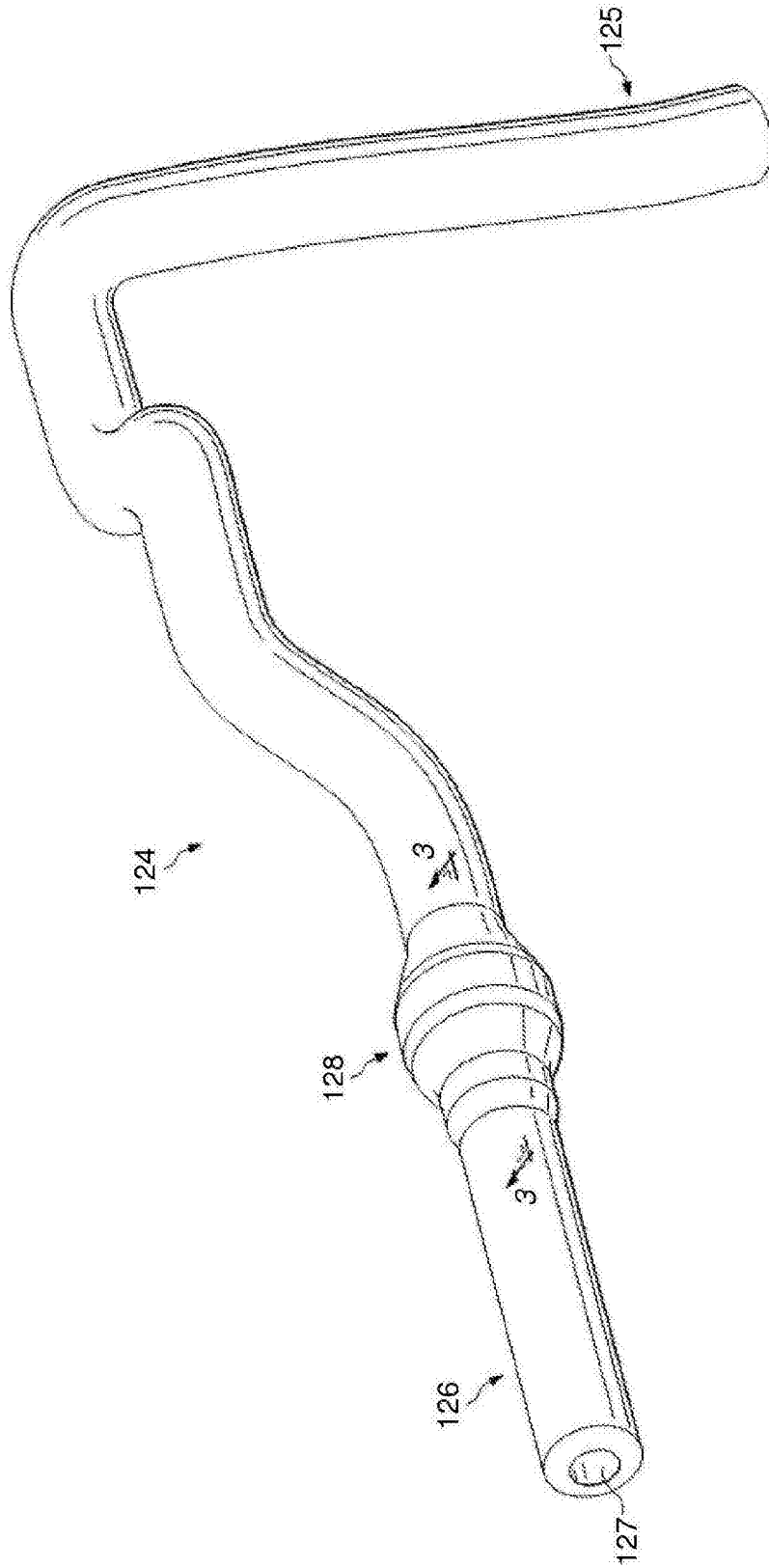


图2

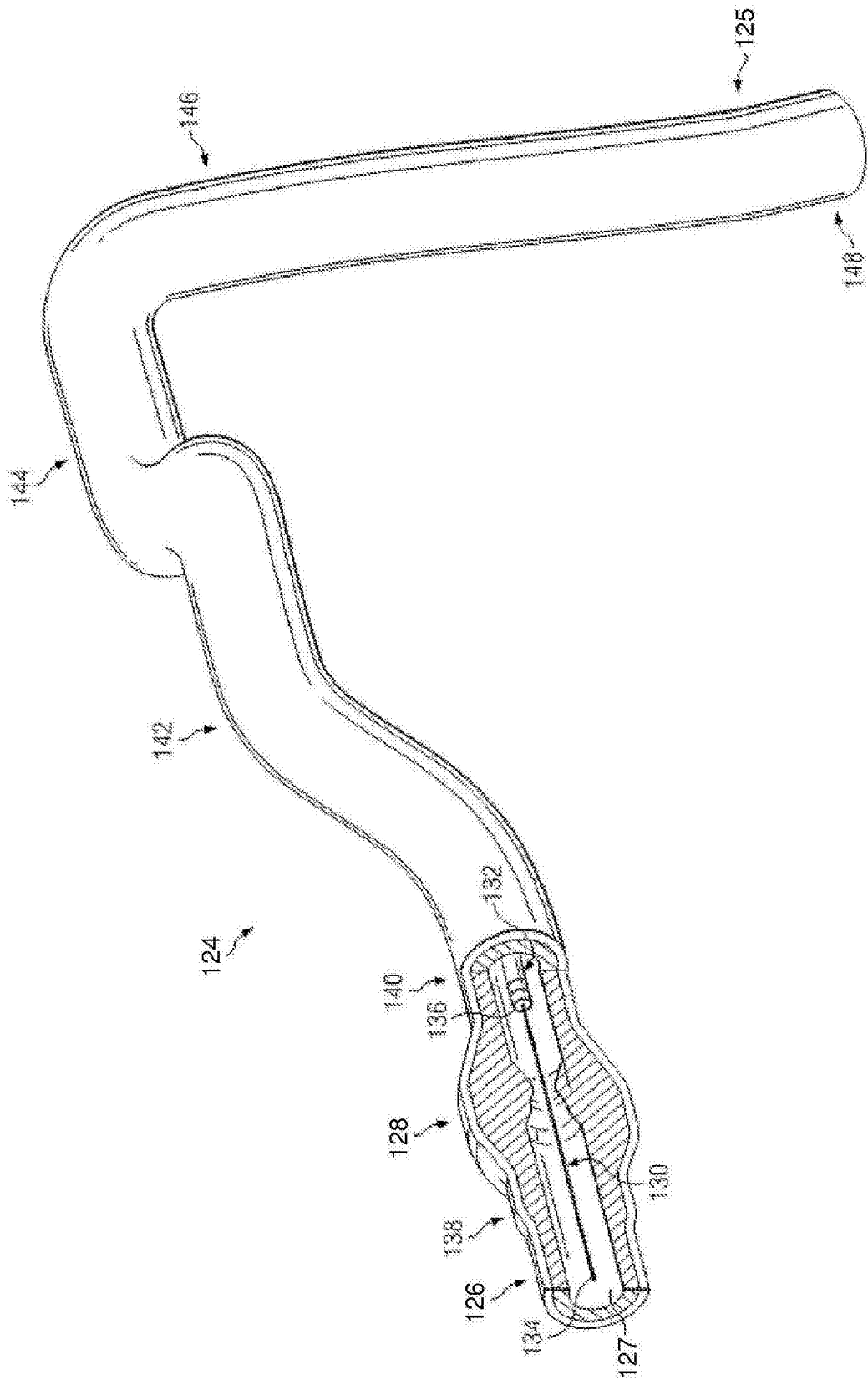


图3

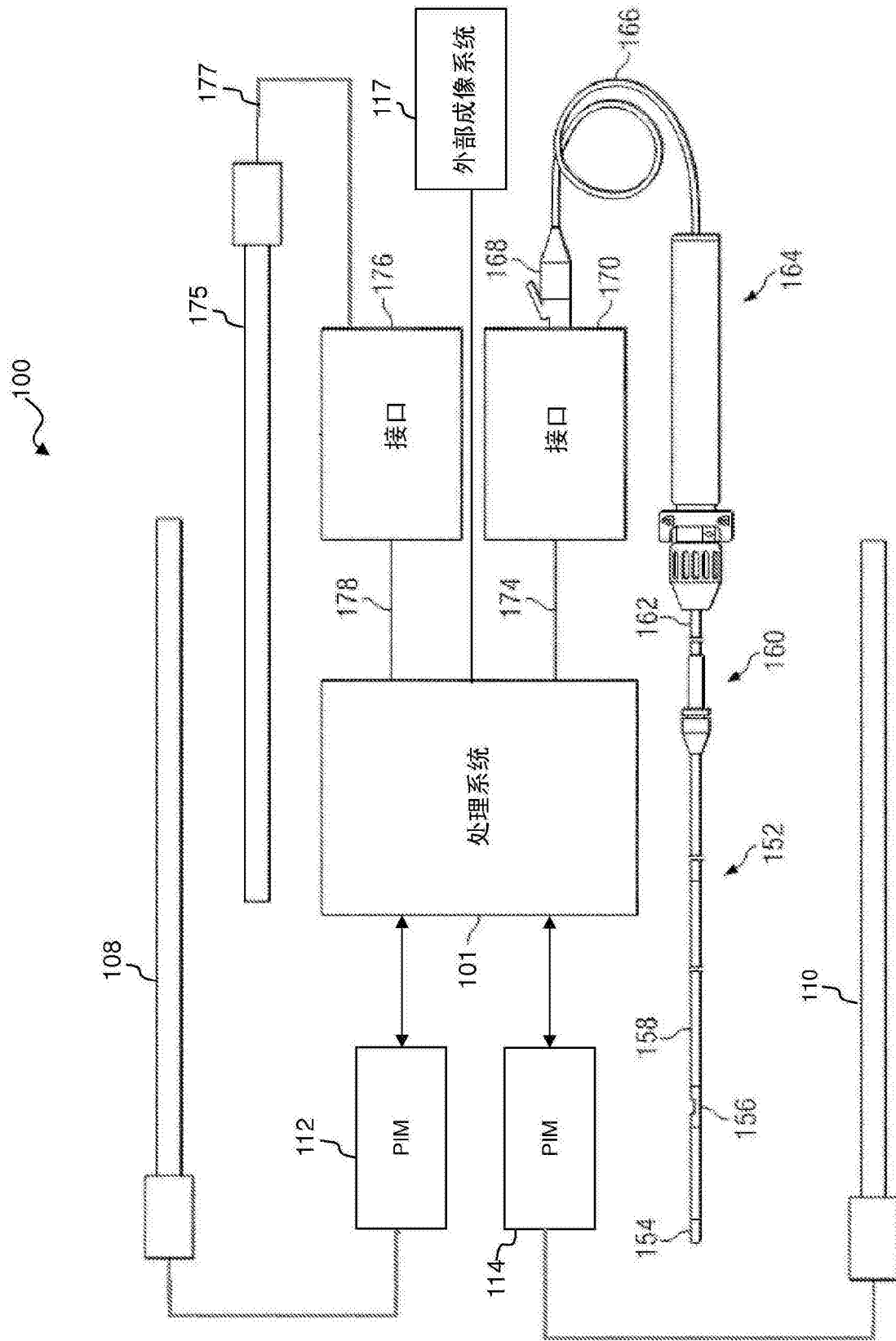


图4

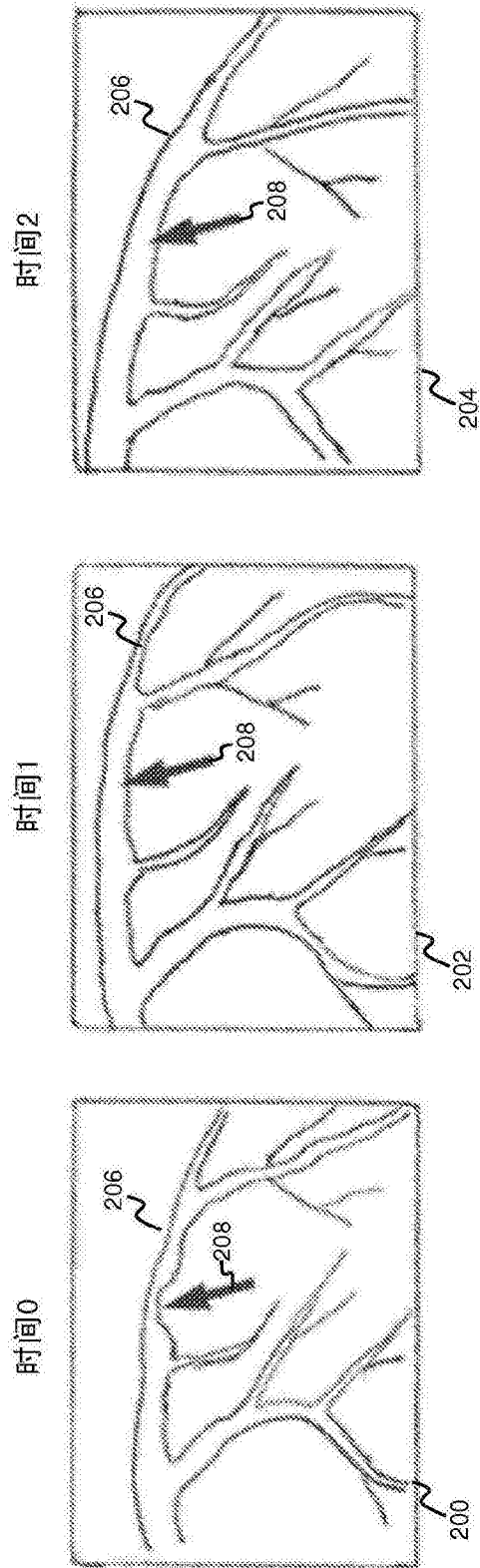


图5

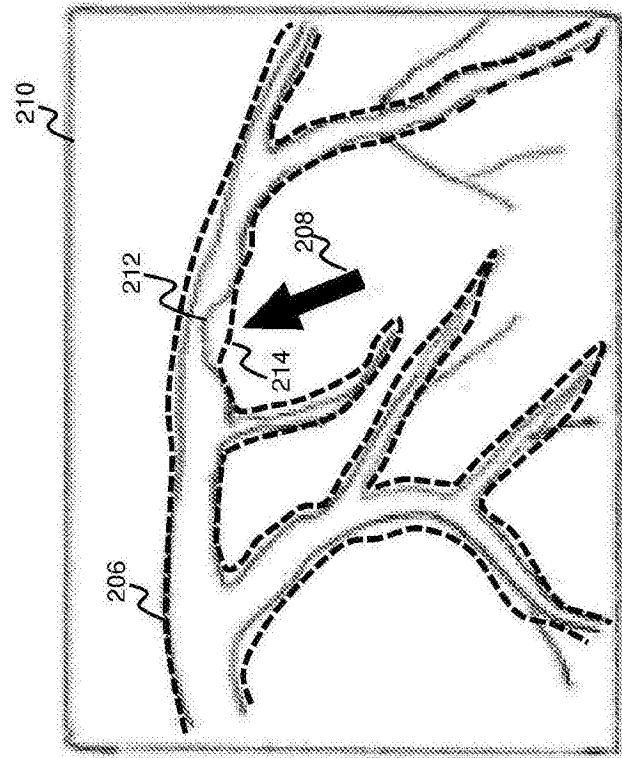


图6

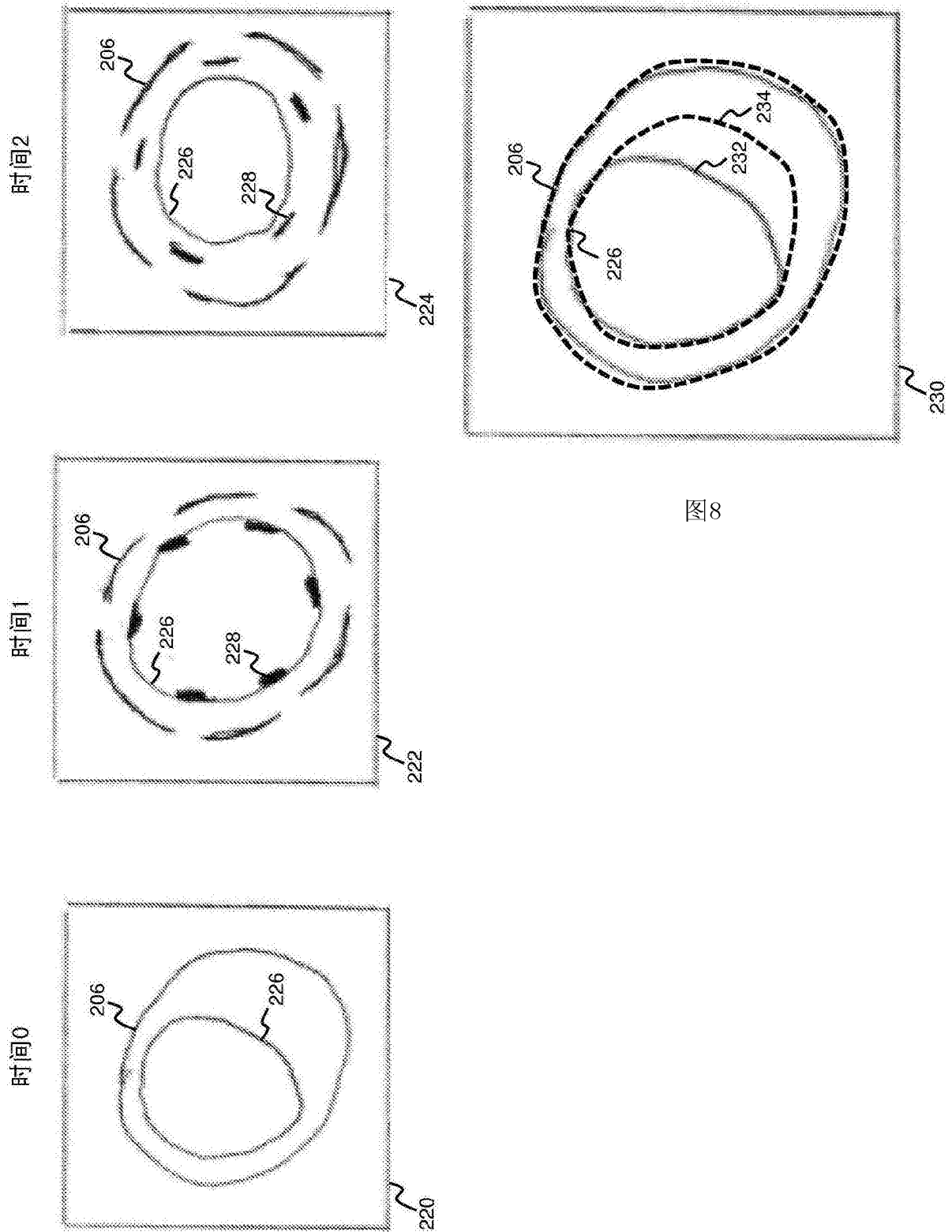


图8

图7

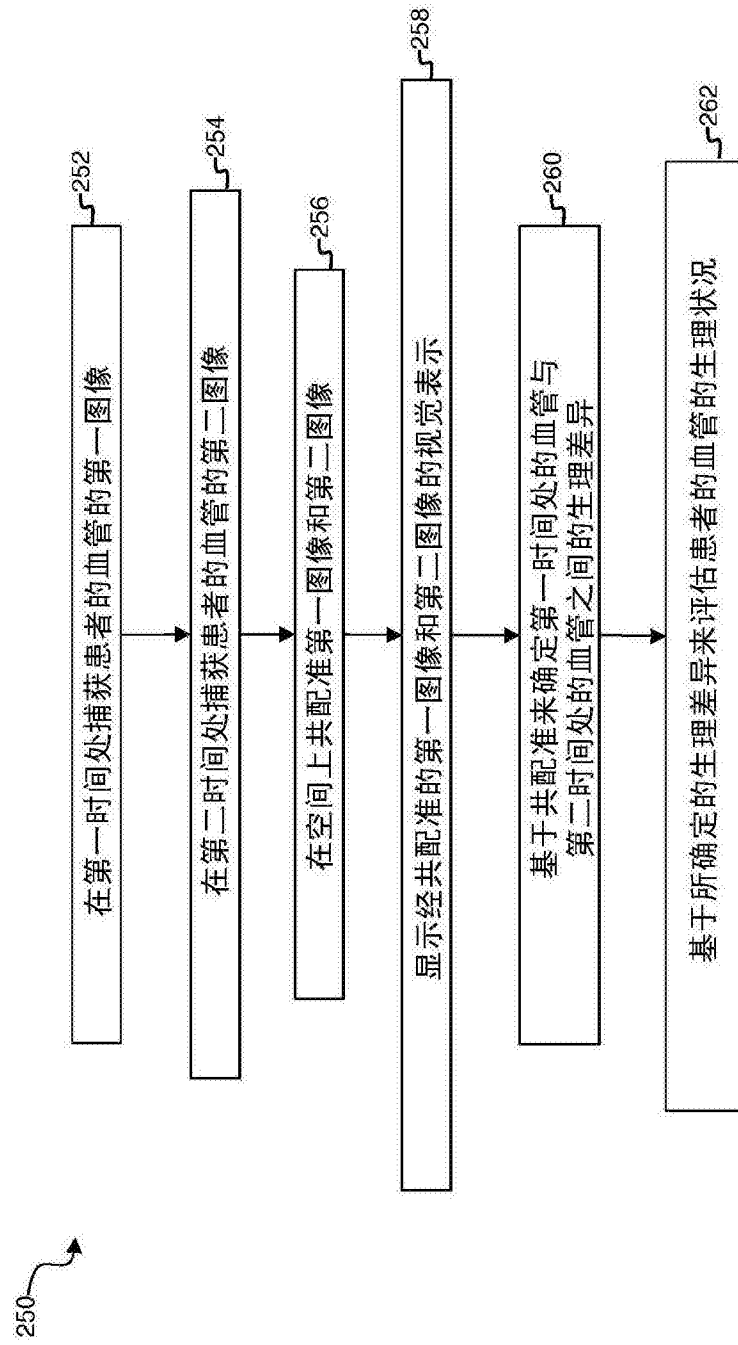


图9

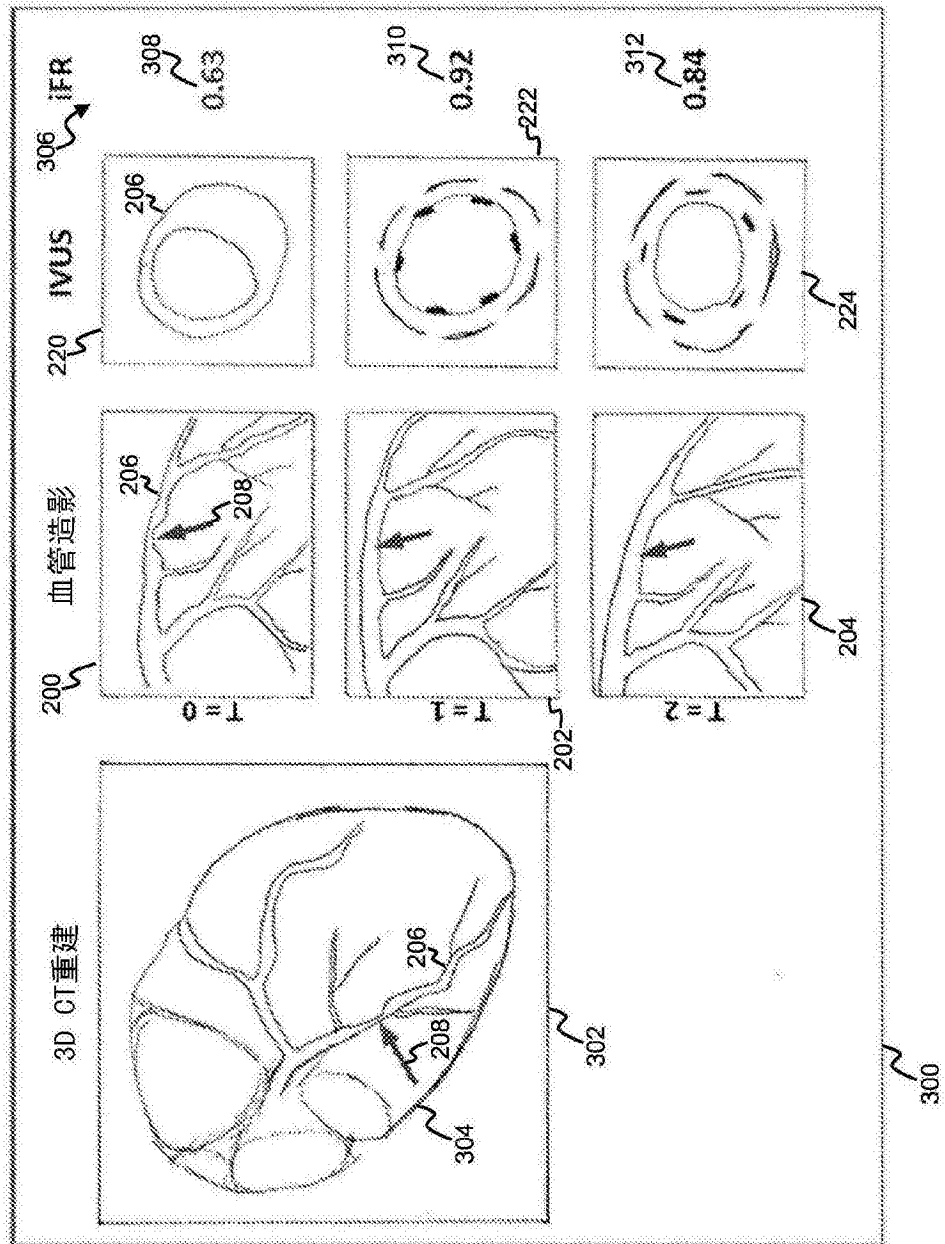


图10

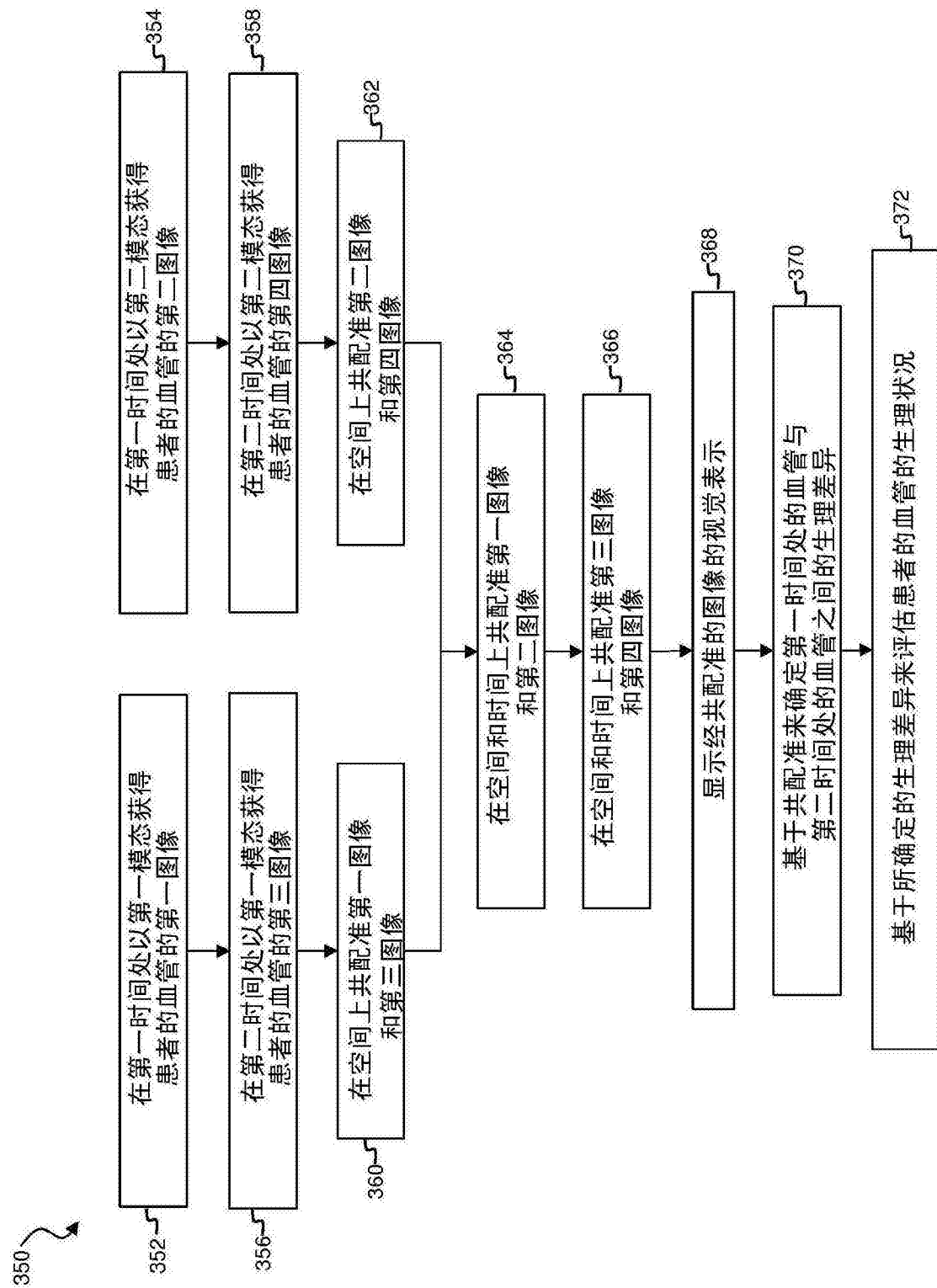


图11

专利名称(译)	用于血管估计的设备、系统和方法		
公开(公告)号	CN106456016A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580023647.9	申请日	2015-05-04
[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	D M 希恩 B 斯特鲁姆		
发明人	D·M·希恩 B·斯特鲁姆		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0066 A61B5/02007 A61B5/0215 A61B5/055 A61B5/1075 A61B5/1076 A61B5/1079 A61B5/4848 A61B5/7425 A61B6/4417 A61B6/463 A61B6/504 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4416 A61B2090/364 A61F2/82 G01R33/285 G01R33/4808 G01R33/5635 G06T7/0016 G06T2207/30104 A61B5/0095 A61B6/032 A61B6/037 A61B6/5247 A61B8/0883 G01R33/34084 G01R33/48		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/989219 2014-05-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于视觉描绘血管并评估所述血管的生理状况的设备、系统和方法。一个实施例包括：在第一时间处获得所述血管的第一图像，所述图像处于第一医学模态；并且在继所述第一时间之后的第二时间处获得所述血管的第二图像，所述图像处于所述第一医学模态。所述方法还包括：在空间上共配准所述第一图像与所述第二图像，并且在显示器上输出共配准的第一图像和第二图像的视觉表示。此外，所述方法包括：基于所述共配准的第一图像和第二图像来确定在所述第一时间处的血管与在所述第二时间处的血管之间的生理差异，并且基于所确定的生理差异来评估患者的所述血管的生理状况。

