



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111093517 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201780094890.9

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2017.09.14

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.03.13

A61B 8/12(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2017/051562 2017.09.14

(87)PCT国际申请的公布数据
W02019/055016 EN 2019.03.21

(71)申请人 阿西斯特医疗系统有限公司
地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 托马斯·C·摩尔
肯德尔·R·沃特斯

(74)专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 刘成春 安玉

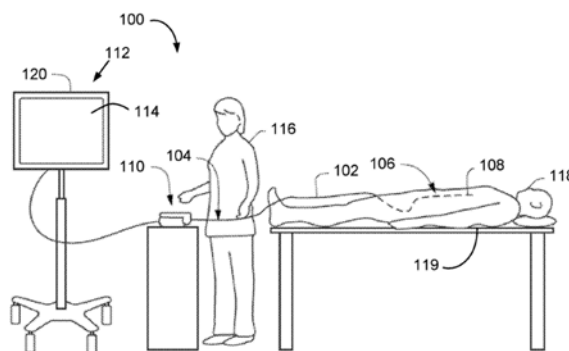
权利要求书3页 说明书15页 附图10页

(54)发明名称

充血或失血管腔的血管内超声图像处理

(57)摘要

本发明公开了用于对充血或失血管腔的血管内超声图像处理的技术。导管组件可包括具有成像元件的血管内成像设备,以对脉管系统成像并产生成像数据。包括可编程处理器的成像引擎可以与血管内成像设备通信。成像引擎可以确定脉管系统的管腔状态,所确定的管腔状态指示脉管系统是充血还是血液清除的。成像引擎可以执行信号处理以增强生成的图像数据。最后,成像引擎可以基于增强的成像数据和所确定的管腔状态来生成图像。



1. 一种系统,其包括:

导管组件,其包括血管内成像设备,所述血管内成像设备包括成像元件以对脉管系统成像并产生成像数据;和

与所述血管内成像设备通信的成像引擎,所述成像引擎包括可编程处理器,所述成像引擎用于:

确定所述脉管系统的管腔状态,所确定的管腔状态指示所述脉管系统是充血还是血液清除的;以及

基于所生成的成像数据和所确定的管腔状态来生成图像。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述成像引擎还包括第一时间增益分布和第二时间增益分布;以及

其中所述成像引擎将根据所确定的管腔状态用所述第一和第二时间增益分布中的至少一个来驱动所述血管内成像设备。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述成像引擎还包括第一相干滤波器和第二相干滤波器;以及

其中所述成像引擎将根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二相干滤波器中的至少一个来生成所述图像。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中当所确定的管腔状态是充血时,所述成像引擎将利用所述第一相干滤波器执行包络矢量平均化。

5. 根据权利要求3所述的系统,其中当所确定的管腔状态是血液清除时,所述成像引擎将利用所述第二相干滤波器执行包络矢量平均化。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中所述成像引擎还包括第一空间滤波器和第二空间滤波器;以及

其中所述成像引擎将根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二空间滤波器中的至少一个来生成所述图像。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述成像引擎还包括第一伽玛滤波器和第二伽玛滤波器;以及

其中所述成像引擎将根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二伽马滤波器中的至少一个来生成所述图像。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述成像引擎还包括第一帧滤波器和第二帧滤波器;以及

其中所述成像引擎将根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二帧滤波器中的至少一个来生成所述图像。

9. 一种方法,其包括:

使用导管组件的血管内成像设备的成像元件对脉管系统进行成像;

由成像结果生成成像数据;

使用包括可编程处理器的成像引擎确定脉管系统的管腔状态,所确定的管腔状态指示所述脉管系统是充血还是血液清除的;以及

基于所生成的成像数据和所确定的管腔状态来生成图像。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述成像引擎还包括第一时间增益分布和第二时

间增益分布,所述方法还包括:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态用第一和第二时间增益分布中的至少一个来驱动所述血管内成像设备。

11.根据权利要求9所述的方法,其中所述成像引擎还包括第一相干滤波器和第二相干滤波器,所述方法还包括:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二相干滤波器中的至少一个来生成所述图像。

12.根据权利要求9所述的方法,其中所述成像引擎还包括第一空间滤波器和第二空间滤波器,所述方法还包括:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二空间滤波器中的至少一个来生成所述图像。

13.根据权利要求9所述的方法,其中所述成像引擎还包括第一伽马滤波器和第二伽马滤波器,所述方法还包括:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二伽马滤波器中的至少一个来生成所述图像。

14.根据权利要求9所述的方法,其中所述成像引擎还包括第一帧滤波器和第二帧滤波器,所述方法还包括:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二帧滤波器中的至少一个来生成所述图像。

15.一种非暂时性计算机可读存储介质,其包括指令,所述指令在由计算机执行时使所述计算机:

使用导管组件的血管内成像设备的成像元件使脉管系统成像;

由成像结果生成成像数据;

使用包括可编程处理器的成像引擎确定所述脉管系统的管腔状态,所确定的管腔状态指示所述脉管系统是充血还是血液清除的;以及

基于所生成的成像数据和所确定的管腔状态来生成图像。

16.根据权利要求15所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中所述成像引擎还包括第一时间增益分布和第二时间增益分布;并且其中所述指令当由计算机执行时,还使所述计算机:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态用第一和第二时间增益分布中的至少一个来驱动所述血管内成像设备。

17.根据权利要求15所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中所述成像引擎还包括第一相干滤波器和第二相干滤波器;并且其中所述指令当由计算机执行时,还使所述计算机:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二相干滤波器中的至少一个来生成所述图像。

18.根据权利要求17所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中所述指令当由计算机执行时,还使所述计算机:

当所确定的管腔状态是充血时,使用所述成像引擎由所述第一相干滤波器执行包络矢

量平均化。

19. 根据权利要求17所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中所述指令当由计算机执行时,还使所述计算机:

当所确定的管腔状态是血液清除时,使用所述成像引擎由所述第二相干滤波器执行包络矢量平均化。

20. 根据权利要求15所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中所述成像引擎还包括第一空间滤波器和第二空间滤波器;以及

其中所述指令当由计算机执行时,还使所述计算机:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二空间滤波器中的至少一个来生成所述图像。

21. 根据权利要求15所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中所述成像引擎还包括第一伽马滤波器和第二伽马滤波器;以及

其中所述指令当由计算机执行时,还使所述计算机:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二伽马滤波器中的至少一个来生成所述图像。

22. 根据权利要求15所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中所述成像引擎还包括第一帧过滤器和第二帧过滤器;以及

其中所述指令当由计算机执行时,还使所述计算机:

使用所述成像引擎,根据所确定的管腔状态通过应用所述第一和第二帧滤波器中的至少一个来生成所述图像。

充血或失血管腔的血管内超声图像处理

技术领域

[0001] 本发明涉及血管内成像和血管内图像数据处理的领域。

背景技术

[0002] 血管内成像通常用于在诊断上识别血管的显著特征。例如，医疗专业人员可以使用血管内成像系统来帮助识别和定位血管中的阻塞或损伤。常见的血管内成像系统包括血管内超声 (IVUS) 系统以及光学相干断层扫描 (OCT) 系统。

[0003] IVUS系统包括一个或多个超声换能器，该超声换能器基于接收的电信号发射超声能量并且基于各种血管内结构反射的超声能量发送返回电信号。在某些情况下，具有高分辨率显示屏的控制台能够实时显示IVUS图像。以此方式，IVUS可用于在冠状动脉壁的表面或附近提供血管结构和管腔的体内可视化，包括冠状动脉管腔、冠状动脉壁形态以及诸如支架的设备。IVUS成像可用于可视化患病血管，包括患有冠状动脉疾病的血管。在一些情况下，超声换能器可以以相对较高的频率（例如，10MHz-60MHz，在一个实施例中为40MHz-60MHz）操作，并且可以被承载在IVUS导管组件的远端附近。某些IVUS系统涉及血管的360度可视化（例如，机械旋转IVUS导管组件，操纵来自相控阵换能器的IVUS信号等）。

[0004] 换能器接收的电信号可以表示图像信息，并且可以用于构建图像。在某些系统中，模拟图像信息可以被数字化为矢量形式。然后可以由一系列矢量构建图像。例如，每个包括N个数据点的M个矢量可以用于构建M×N二维图像。在一些系统中，可以实时生成并显示患者的血管结构的图像，以提供这种结构的体内可视化。

[0005] 超声换能器通常产生模拟信号并以特定频率操作。通常，接收到的图像信息的分辨率随着换能器的操作频率和换能器获取数据的频率而增加；即，高频图像倾向于具有比低频图像更好的分辨率。然而，在高频下获取的数据通常包括更大的信号损耗，从而信噪比（“SNR”）与低频图像相比时会因高频传输相关联的损耗而较低。如果通过增加的增益放大了图像强度，则可能会导致产生暗淡，难以看清的图像或非常嘈杂的图像。结果，大多数血管内成像以相对较低的频率执行，牺牲了图像分辨率以提高SNR。

[0006] 在某些系统中，处理图像信息以提高SNR。处理可以包括组合数据诸如平均化、包络检测、和/或选择各种数据点以消除诸如离群值。但是，每个处理步骤都需要时间。例如，在某些系统中，包络检测可能要求将每个矢量一一传递通过包络检测器，从而减慢了成像过程。如果处理延迟过长，则无法生成实时显示以对正在成像的血管结构进行体内可视化。

发明内容

[0007] 实施例包括血管内成像系统（例如，IVUS），该系统自动检测血液是否已经从成像的血管中移出并相应地调整图像信号处理。如果成像换能器提供的信号指示在成像时血液存在于成像血管中，则将信号处理为图像的步骤可各自具有一组相应的属性。另一方面，如果成像换能器提供的信号指示在成像时血液已从成像的血管中移出，则将信号处理为图像的一个或多个步骤可以具有一组不同的属性。图像处理步骤中的差异可以解释成像能量

(例如,超声)如何通过血液传播与通过用于置换血液的流体传播的差异。血液置换液的实例包括盐水、造影剂、林格氏溶液、右旋糖酐和乳酸溶液。

[0008] 如所指出的,在一些实施例中,成像系统还基于血液是否已经被移出来调节信号处理,以产生血管的更准确的图像。血管内成像系统进行高频图像获取和对整个噪声范围进行有效噪声过滤。进行处理步骤以实现高分辨率,低噪声图像。足够低程度的噪声允许图像信息被放大以显示高分辨率的细节,而又不会将噪声放大到图像变得模糊的程度。

[0009] 在一些实施例中,这样的处理步骤可以包括时间增益补偿、高频数据的相干滤波、将高频数据转换为低频数据的包络检测、包络矢量平均、低频数据的空间滤波、伽马校正和帧过滤。可以并行进行某些过程(例如包络检测)以加快处理。在一些实施例中,将处理步骤足够快速地进行以实时地从高频图像信息生成并显示高分辨率图像。

[0010] 用于进行这种测量的系统可以包括血管内成像导管组件,该组件被配置为在数据收集期间生成对应于其周围环境的成像信息的原始帧,例如患者的脉管系统。成像信息的原始帧可以包括矢量的原始集合,该矢量的原始集合中的每个矢量包括数据点的原始集合。在某些情况下,每个矢量代表图像信息的角度部分,而矢量内的每个数据点则代表沿着该角度部分的径向尺寸。可以监视矢量的原始集合中每个矢量的亮度;当足够数量的像素变暗时,系统可以推断出血液已从成像血管中清除。该系统可以包括成像引擎,该成像引擎用于从血管内成像导管组件接收成像信息的原始帧,并产生包括矢量的增强集合的成像信息的增强帧。

[0011] 成像引擎可执行近场伪像减少。成像引擎可以包括相干滤波器,该相干滤波器被配置为将来自原始矢量集的矢量分组为原始矢量组,并且基于原始矢量组内的数据点的比较来生成第一矢量集合。在某些情况下,比较是在每个矢量内类似径向位置的点之间进行的。第一矢量集合中的矢量每个通常代表一个原始矢量组中的矢量,并且包括第一数据点集合。在第一矢量集合中的每个矢量内的第一数据点集合可以包括与原始成像信息中的每个原始数据点集合相同数量的数据点。

[0012] 成像引擎可以包括包络检测模块,该包络检测模块用于接收第一矢量集合并且基于每个第一数据点集合内的数据点彼此之间的比较来生成第二矢量集合。第二矢量集合中的每个矢量可以包括第二数据点集合。每个第二数据点集合可以具有比其相关联的第一集合更少数量的数据点,但是可以代表第一数据点集合。在某些情况下,第二数据点集合可以包括第一数据点集合的低频表示。第二矢量集合可以包括与第一集合相同数量的矢量。

[0013] 成像引擎可以包括空间滤波器,其用于接收第二矢量集合并生成矢量的增强集合。空间滤波器可以将来自第二矢量集合的矢量分组为处理的矢量组,并基于每个处理的矢量组的数据点的比较来生成矢量的增强集合。空间滤波器可以包括在每个具有相似和接近径向位置的处理的矢量组内的数据点的比较。在一些实例中,每个处理的矢量组可以用于生成矢量集合中的单个增强矢量。每个增强矢量可以包括与第二矢量集合中的相关矢量中的第二数据点集合相同数量的数据点。矢量的增强集合可以组合以产生成像信息的增强帧。

[0014] 在一些系统中,成像引擎可以包括图像发生器,该图像发生器被配置为基于成像信息的增强帧来产生图像。这样的系统可以包括耦合到成像引擎的显示器,其用于显示由图像生成器生成的图像。在一些系统中,图像可以从图像生成器和显示器基本实时地显示

给用户。

[0015] 在以下文件中公开了相关技术：(A) 2013年5月15日提交的题为“成像处理系统和方法 (IMAGING PROCESSING SYSTEMS AND METHODS)”的美国专利号9,693,754；(B) 2014年10月7日提交的题为“血管内成像的信号处理 (SIGNAL PROCESSING FOR INTRAVASCULAR IMAGING)”的美国专利号9,704,240；以及(C) 2016年9月30日提交的题为“减少近场伪像的系统和方法 (SYSTEMS AND METHODS TO REDUCE NEAR-FIELD ARTIFACTS)”的美国专利申请公布号2017/0103498。这些文件的全部内容通过引用并入本文。

附图说明

[0016] 图1示出了根据示例实施例的血管内成像系统。

[0017] 图2A示出了根据示例实施例的传播导管的超声数据矢量的正视图。

[0018] 图2B示出了根据示例实施例的血管内的导管的横截面图以及由导管传播的超声数据矢量的叠加。

[0019] 图3A和3B示出了根据示例实施例的作为血管内成像引擎的一部分的相干滤波器轮廓。

[0020] 图4示出了根据示例实施例的包络检测过程。

[0021] 图5A示出了根据示例实施例的被布置用于显示的一组亮度数据。

[0022] 图5B示出了根据示例实施例的图像信息数据的子集合。

[0023] 图6是示出了根据示例实施例的用于生成高分辨率血管内图像的多步骤过程的过程流程图。

[0024] 图7是示出了根据示例实施例的从换能器到显示器的图像信息流的数据流程图。

[0025] 图8是示出了机器实例的框图，可以在其上实现任一个或多个示例实施例。

具体实施方式

[0026] 以下具体实施方式本质上是示例性的，并且无意以任何方式限制本发明的范围、适用性或配置。相反，以下描述提供了一些用于实现本发明的实例的实用说明。为选定的元件提供了结构、材料、尺寸和制造工艺的实例，并且所有其他元件采用本发明领域的普通技术人员已知的那些。本领域技术人员将认识到，许多所述实例具有各种合适的替代方案。

[0027] 图1示出了根据示例实施例的血管内成像系统100。系统100可以包括导管组件102，平移机构110和用户界面120。导管组件102可以包括被配置成插入患者118的血管中的近端104和远端106。在一个实例中，导管组件102可经由股动脉插入患者118中，并被引导至患者118内的目标区域。图1中虚线表示导管组件102在患者118体内的部分。

[0028] 在一些实例中，导管组件102可以包括在远端106内的换能器108，该换能器108被配置为发射和接收基于波的能量并生成成像数据，例如以对患者118内的目标区域成像。例如，如果系统100是IVUS系统，则换能器108可以包括IVUS成像探针，该IVUS成像探针包括被配置为发射和接收超声能量并生成超声数据的超声换能器。在另一个实例中，系统100可以是OCT系统，其中换能器108可以包括被配置为发射和接收光并生成OCT数据的OCT成像探针。

[0029] 在一些实施例中，导管组件102可包括成像组件和护套。成像组件可以包括换能器

108、驱动电缆和传输线(例如,同轴电缆)。护套可以限定管腔,成像组件在该管腔内自由移动。驱动电缆可以固定到换能器108,使得驱动电缆通过护套的运动也使换能器108移动通过护套。因此,在一些实施例中,换能器108可以经由驱动电缆在护套内平移和旋转,而护套没有在动脉内移动。当在成像或其他血管内成像操作期间使换能器108移动时,这可有利的避免在导管组件102与患者动脉内部之间的过度摩擦。例如,当在护套内部移动时,导管组件102不沿着可能具有易于破裂的斑块的血管拖动。

[0030] 血管内成像系统100可以包括平移机构110。如图所示,平移机构110可以与导管组件102机械接合,并且被配置为在拉回或其他平移操作期间在患者118内平移导管组件102一段受控距离。在一些实施例中,平移机构110可以用作与导管组件102的界面。平移机构110可以将导管组件102的全部或部分平移通过患者118的脉管系统。例如,在其中导管组件102包括连接到容纳在护套内的换能器108的驱动电缆的实施例中,平移机构110可以将驱动电缆和换能器108平移通过护套,同时将护套固定在患者118的血管内。

[0031] 血管内成像系统100可以包括血管内成像引擎112。在一些实施例中,血管内成像引擎112可以包括处理器,例如数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)或现场可编程门阵列(FPGA)、用户界面120、存储器、显示器114等。血管内成像引擎112可以从导管组件102接收图像信息,并且在一些实施例中,血管内成像引擎112的处理器可以处理图像信息和/或基于从导管组件102接收的图像信息生成显示。在各种实施例中,血管内成像引擎112可以在显示器114上呈现所生成的显示和/或将所生成的显示存储在存储器中。在一些实施例中,显示器114可以实时(或接近实时)更新以提供患者118的脉管系统的体内可视化。

[0032] 在一些实施例中,用户界面120可以由系统用户116接收命令和/或显示从导管组件102获取的血管内成像数据(例如,血管内图像)。用户界面120可以包括传统PC或与软件的PC界面,该软件被配置为与血管内成像系统100的其他组件通信。在一些实施例中,用户界面120可以包括显示器114,其可以被配置为显示来自导管组件102的系统信息和/或成像信号(例如,血管内图像)。在一些实施例中,用户界面120包括触摸屏显示器,其可用于从系统用户116接收命令且显示来自导管组件102的血管内成像数据。

[0033] 尽管血管内成像引擎112可以包括处理器,用户界面120,存储器和显示器114,但是血管内成像引擎112可以替代地包括适合于执行文中公开的血管内成像引擎112的功能的这些或其他组件的任意组合。例如,血管内成像引擎112可以包括处理器,该处理器被配置为从导管组件102接收图像信息并产生显示。在这样的实施例中,血管内成像引擎112可以与以下任一通信:用户界面,在其上呈现所生成的显示的显示器114,和/或在其中存储所生成的显示的存储器(如果任何这样的组件不是血管内成像引擎112的一部分)。

[0034] 在一些实施例中,可以将来自换能器108的模拟图像信息数字化为一系列待数字处理的矢量。在示例性实施例中,单个矢量可以包括N个数据点,每个相应的数据点对应于距换能器108的相应距离。可以从M个矢量构造图像,每个矢量对应于可旋转换能器108的方向(例如,机械旋转、相控阵等)。在较高的水平上,可以使用N个数据点的M个矢量来构造在极坐标中具有 $M \times N$ 个数据点的图像。在一些实施例中,每个矢量包括表示从换能器108向外延伸的角部分的信息。由于换能器108发射的基于波的能量角宽度,因此通常将来自一个矢量的脉管系统的成像的角部分的一部分包括在一个或多个额外矢量中。换句话说,在生成M个矢量的过程中,由不同矢量表示的成像的角部分可以彼此重叠。

[0035] 在一些实施例中,为了构造矢量,成像引擎可以在一系列时间点(例如,N个点)从换能器108采集数据,并且用每个随后接收到的数据点填充矢量。因此,数据收集的频率对应于矢量大小N。如本文其他地方所讨论的,较高频率的图像通常具有较高的分辨率,但由于信号损失较大而具有较低信号电平,或者等效地,与较低频率的图像相比具有较低SNR。例如,导管组件102的传输线可以充当天线并从血管内成像系统100在其中操作的环境内的各种来源拾取电噪声。

[0036] 在一个实施例中,血管内成像引擎112可以被配置为处理以高频获取的图像信息以有效地改善SNR。在一些实施例中,血管内成像引擎112从换能器108接收包括M个矢量的一组高频图像信息,每个矢量包括N个数据点。在一些实施例中,高频图像信息是成像信息的原始帧,其包括矢量的原始集合,矢量的原始集合中的每个矢量包括数据点的原始集合。例如,在各种实例中,高频图像信息可以包括4096、2048或1024个矢量的原始集合。每个矢量可以包括例如2560个数据点的原始集合。通常,取决于成像系统,每个矢量可以包括任意数量的数据点。如所讨论的,高频数据通常包括大量噪声,包括高频和低频噪声。在一些实施例中,血管内成像引擎112可执行一个或多个处理功能以有效地减少来自图像信息集合的高频和/或低频噪声。

[0037] 例如,血管内成像引擎112可以执行一个或多个计算以减少图像信息集合中的噪声。在各种实例中,一个或多个计算可以包括图像信息内的两个或多个数据点的比较。通常,数据的比较可以包括结合了被比较的一个或多个数据点的值的任何计算操作。因此,数据点的比较可以包括组合与数据点相关联的值,诸如求和、求平均或确定其他数据集参数,诸如确定中值、众数、最小值、最大值等。比较可以进一步包括执行涉及此类数据的数学或其他功能,例如,基于比较的值对数据进行分组或消除。

[0038] 在一些实施例中,血管内成像引擎112被配置为从原始矢量集合接收每个矢量并执行相干滤波以便滤除高频噪声并改善图像信息的SNR。在一些实例中,相干滤波器被配置为将来自原始矢量集的矢量分组为一个或多个矢量的原始矢量组,并且基于原始矢量组中每个矢量中的数据的比较来生成第一矢量集合。在一些实例中,第一矢量集合基于在类似径向位置处原始矢量组内的每个矢量的数据点彼此之间的比较来生成。即,在相干滤波期间,可以在类似矢量坐标处将矢量彼此比较。在一些实例中,比较可以包括取在类似矢量坐标处在原始矢量组中的矢量的平均值。在各种实施例中,平均值可以是加权平均值或标准平均值计算。作为相干滤波的结果,在一些实施例中,第一矢量集合中的每个矢量表示一个原始矢量组中的矢量,并且包括具有与原始矢量集合中每个矢量中数据点的原始集合相同数量的数据点的第一数据点集合。

[0039] 在示例性实施例中,每个原始矢量组由两个矢量组成,每个矢量具有N个数据点。在这样的实施例中,原始矢量集合可以包括两倍第一矢量集合的矢量。因此,可以将具有4096、2048或1024个矢量的原始矢量集合分别过滤为具有2048、1024或512个矢量的第一矢量集合。

[0040] 通常,相干滤波可以包括以一种或多种组合例如求平均来组合一个或多个矢量。在一些实施例中,对X个矢量的集合进行平均以形成单个平均矢量。可以例如在平均的矢量中按点进行平均。例如,在其中每个矢量对应于极坐标中的角坐标而每个矢量条目对应于极坐标中的不同径向位置的实施例中,可以在每个公共径向位置处执行两个矢量的比较

(例如,将一个矢量的第n个矢量条目与另一个矢量的第n个矢量条目进行比较)。

[0041] 在一些这样的实施例中,如果换能器108向血管内成像引擎112提供总共M个矢量,则平均化后的矢量总数为M/X。在更复杂的实施例中,可以使用各种形式的加权平均化或多个组合的平均化。在一个特定实例中,可以处理四个矢量系列(v1、v2、v3和v4),以便创建四个所得的“超级矢量”(s1、s2、s3和s4)。一个这样的处理实例如下:

$$[0042] \quad s_1 = (\sum (v_2, v_3, v_4)) / 3$$

$$[0043] \quad s_2 = (\sum (v_1, v_3, v_4)) / 3$$

$$[0044] \quad s_3 = (\sum (v_1, v_2, v_4)) / 3$$

$$[0045] \quad s_4 = (\sum (v_1, v_2, v_3)) / 3$$

[0046] 在该实例中,三个唯一矢量的每种可能组合用于创建所得的“超级矢量”。在一些实施例中,每个和可以被缩放以提供更传统的平均值。

[0047] 在前面的实例中,四个矢量被处理为四个新矢量,每个实际上包括原始四个中三个的平均值。所有四个原始矢量中存在的图像信息会保留在新矢量中,但是少于所有四个原始矢量中可能存在的噪声会在新矢量中显著减少。因此,每个所得矢量具有降低的高频噪声,并且平均化后的所得矢量数量仍为M。在一个实施例中,平均化的矢量表示来自患者脉管系统的重叠或接近重叠部分的图像信息。通常,可以将任意数量的重叠部分的矢量进行组合以产生所得的“超级矢量”。

[0048] 图2A示出了根据示例实施例的传播导管200的超声数据矢量的正视图。在该实例中,导管200可以是类似于先前描述的导管(例如,导管组件102)的机械旋转超声成像导管。同样地,导管200可以被配置为相对于导管200的护套旋转超声换能器(未示出),并且超声换能器可以被配置为通过发射和接收声能来生成超声数据。图4中示出的超声数据矢量表示超声换能器在不同旋转位置发射和接收的声能。更具体地,每个数据矢量代表由超声换能器在超声换能器的不同旋转位置处收集的超声数据。在一些实施例中,可以在不同时间获取每个数据矢量。

[0049] 如图2A所示,导管200的超声换能器可以随着换能器的旋转基于逐个矢量生成超声数据。例如,当超声换能器顺时针旋转时,超声换能器可以最初获取超声数据矢量202A并继续获取矢量202B至202n。因此,矢量202A-202n可以代表血管内的超声换能器的完整360度旋转,并且构成单个帧。每次旋转获取的数据矢量的数量可以取决于导管200的应用。例如,在一些实施例中,导管被配置为每次旋转生成约500至约5,000个矢量。例如,在每次旋转产生512个矢量(例如,帧)的实施例中,数据矢量之间的角度可以被表征为约 $2\pi/512$ 弧度或 $360/512$ 度。在配置为每次旋转产生2096个矢量(例如,帧)的导管的示例中,数据矢量之间的角度可以是约 $2\pi/2096$ 弧度或 $360/2096$ 度。图2A还提供了包括发射和接收矢量202A-202n的数据帧204的表示。导管200的成像视图206可以基于导管传播的数据矢量的大小,并且可以改变以适合特定应用。数据矢量的大小可以基于许多因素,例如,发射波的频率(例如60MHz)和/或波的功率水平。在一些实施例中,导管200的超声换能器可以在单个数据帧204内以不同频率发射声能。

[0050] 图2B示出了根据示例实施例的在血管202内的导管200的截面图以及由导管200传播的超声数据矢量的叠加。血管202可以是患者的脉管系统,而导管200可以是导管组件102。在那些实例中,导管200可以包括超声换能器,该超声换能器被配置为生成多个数据矢

量形式的超声数据。在此实例中,每个数据矢量对应于通过发射声能并接收来自血管202和/或血管202的物品或血管202内物品的能量的反射或反向散射而收集的超声数据。血管的不同部分,例如血管壁224以及血管腔226中的流体224(例如血液或血液置换流体)和斑块可能具有不同的材料组成。血管的不同部分的不同材料组成可导致对发射声能的不同响应。各个部分的不同响应可以在多个实施例中用以区分血管的不同部分或目标区域,并进而提供更具诊断价值的图像。

[0051] 例如,沿数据矢量的超声反向散射水平的变化可用于确定血管腔226和血管壁224之间的边界。例如,血管壁224和血管腔226内的流体(例如血液或血液置换流体)可反映导管200的超声换能器发射的声能的变化量。因此,沿数据矢量收集的超声数据可捕获血管壁224与血管腔226之间的超声反向散射水平的变化。例如,数据点210和212之间的数据矢量208的第一区域可以具有与血管腔226内流动的血液一致的反向散射水平,而数据点212和214之间的数据矢量208的第二区域可以具有与血管壁224一致的反向散射水平。此外,第一区域和第二区域的反向散射水平之间的过渡可以用于鉴定血管壁224和血管腔226之间的边界,大约位于数据点212处。如上所述,数据帧204可以包括在导管200的超声换能器的完整360度旋转期间获取的数据矢量。因此,数据帧204可以包括在由特定应用中使用的特定成像参数所定义的成像视图206内的血管202的横截面处的成像数据。

[0052] 图3A和3B示出了根据示例实施例的作为血管内成像引擎的一部分的相干滤波器轮廓。图3A示出了与上述滤波器相似的相干滤波器302A,其接收四个矢量输入(v_1 、 v_2 、 v_3 和 v_4)并输出四个“超级矢量”(s_1 、 s_2 、 s_3 和 s_4)。在一些实施例中,所得“超级矢量”的数量低于输入矢量的数量,例如图3B所示。图3B示出了相干滤波器302B,其接收八个输入矢量(v_1 - v_8)并且仅输出四个“超级矢量”(s_5 - s_8)。在这样的实施例中,可以以任何方式组合输入矢量以减少所得“超级矢量”的总数,诸如选择两个或两个以上输入矢量的四个可能组合,并执行平均化功能。许多实现是可能的,并且在本公开中描述的相干滤波器的范围内。相干滤波器可以被配置为输出的“超级矢量”比从换能器108接收的高频图像信息所产生的高频输入矢量具有更低的高频噪声和更高的SNR。

[0053] 再次参考图1,在一些实施例中,矢量可以通过血管内成像引擎112使用包括一个或多个包络检测器的包络检测模块来处理。包络检测模块可以被配置为从相干滤波器接收第一矢量集合,并且基于每个第一数据点集合内的数据点彼此的比较来生成第二矢量集合。即,在一些实例中,包络检测模块基于第一矢量集合的每个矢量内的数据点的比较来生成第二矢量集合。包络检测模块可以独立地作用于每个第一矢量集合。因此,在一些实施例中,第二矢量集合包括与第一矢量集合相同数量的矢量。包络检测模块可以包括并行布置的多个包络检测器,以并行处理第一矢量集合中的矢量。包络检测器可以并行布置,使得每个包络检测器被配置为生成第二矢量集合的子集。

[0054] 在一些示例实施例中,包络检测模块中的包络检测器可以有效地将包括高频数据的矢量转换为包括低频数据的矢量,同时保持由矢量表示的波形的总体形状。图4示出了根据示例实施例的包络检测过程。图4示出了输入到包络检测器中的帧402中的高频数据集合。检测数据中的峰值以在帧404中创建数据的(上部)包络。其他包络功能也是可能的。包络被输出为帧406中所示的信号,具有与较低频率的输入数据相同的一般波形。在一些实例中,从接收的图像信息创建并具有降低的高频噪声的“超级矢量”可以被定向到一个或多个

包络检测器。在一些实施例中，多个包络检测器可以并行使用。例如，在其中处理X个矢量以创建Y个“超级矢量”的实施例中，系统100可以包括并行的Y个包络检测器，以同时处理每个“超级矢量”。在上述示例性情况下，可以并行使用四个包络检测器，以同时处理“超级矢量”s1-s4或s5-s8。在这样的实例中，与使用单个包络检测器的系统相比，用于执行包络检测的处理时间减少了四倍。

[0055] 在其中系统被配置为显示代表所接收的图像信息的图像的实施例中，高频矢量可能包括太多数据以用于有效显示。即使当输入“超级矢量”是高频矢量时，包络检波器通常也可以输出包括表示接收的信息的低频亮度数据的矢量。这样，可以使用包络检波器对数据进行平滑处理，使其适合以亮度数据的低频矢量形式显示。

[0056] 低频亮度数据可以是一系列矢量的形式，每个矢量包括一系列数据点。这些矢量可以构成第二矢量集合，并且每个矢量中的数据点系列可以包括每个矢量中的第二数据点集合。在一些实施例中，每个矢量通常对应于患者内的换能器的定向角，而每个矢量内的数据通常对应于在距换能器的径向距离增加的情况下，矢量的角范围内所包含的患者血管结构的信息。如所指出的，由于换能器发射的基于波的能量角宽度，因此由不同矢量表示的成像的角部分可以彼此叠加。

[0057] 图5A示出了根据示例实施例的布置用于显示的亮度数据集合。在该实例中，亮度数据被布置在极坐标中，其中数据点440-448在角度和径向上均被划分。由粗线分隔的每个角部分表示亮度数据的矢量，其对应于图像信息获取期间的换能器108的定向。角部分内的每个点表示该矢量内的数据点。例如，在所示的实施例中，亮度矢量b1包括数据点440、443和446；亮度矢量b2包括数据点441、444和447；以及亮度矢量b3包括数据点442、445和448。

[0058] 如所讨论的，矢量可以代表一定范围的角度，以大体上包括代表患者血管结构的角部分的数据。因此，附近的矢量可以包括代表血管结构的重叠部分的数据。足够数量的矢量可以有效地代表血管结构的完整360度图像。足够的数目取决于每个矢量对向的角宽度和每个矢量的叠加量。矢量及其包含的数据点可以例如构成成像血管结构的极坐标表示，矢量其中包含的数据点对应于该点的角度坐标，以及矢量内的数据点的位置对应于该点的径向位置。

[0059] 包含低频亮度数据的矢量可以用于产生代表导管组件接收的图像信息的显示。图像可以彩色、黑白、灰度或任何其他期望的调色板显示，并且可以包括一组像素，每个像素代表亮度数据的数据点。每个像素的亮度和/或颜色可以直接对应于在相应数据点中表示的亮度数据。在一些实施例中，即使已经从诸如关于相干滤波所描述的图像信息中减少了高频噪声，用于生成显示的低频亮度数据也可以包含低频噪声。

[0060] 在一些实施例中，血管内成像引擎可以被配置为处理和组合低频亮度数据，以便减少低频噪声。这样的处理可以包括滤波和平均化中的一种或两种。在一些实例中，系统可以包括空间滤波器，该空间滤波器被配置为从包络检测模块接收数据以进行进一步处理。空间滤波器可以被配置为将第二矢量集合中的矢量分组为已处理的矢量组。每个已处理的矢量组可以包括来自第二矢量集合的任何数量的矢量。

[0061] 空间滤波器可以被配置为基于第二矢量集合中的数据来生成矢量的增强集合。例如，在一些实例中，空间滤波器可以执行每个已处理的矢量组的矢量的数据点的比较。可以例如在每个已处理的矢量组中的矢量之间在类似和接近径向位置处执行比较。所得的矢量

的增强集合中的每个矢量都可以代表已处理的矢量组中一组中的矢量。矢量的增强集合中的每个矢量可以包括数据点的增强集合。在一些实例中,矢量的增强集合中的每个矢量中的数据点的增强集合可以具有与第二矢量集合中的每个矢量中的第二数据集合一样多的数据点。

[0062] 在一些系统中,经由空间滤波器处理第二矢量集合可以包括亮度数据的空间滤波。空间滤波的实例可以包括将数据点与空间上接近的额外数据点集合平均化。空间上接近的数据点可以是其极坐标表示在彼此的某个预定距离内的数据点。在 360° 图像表示中,平均化点可以包括例如某个点的某个空间距离内的所有数据点—一种称为近端平均化的技术。参考图5A,例如,可以将点444处理为与每个相邻点440-448平均化。在各个实施例中,用于定义平均化过程的空间要求可以由用户预先确定或设置。

[0063] 空间滤波的另一实例可以包括对特定点的特定空间距离内以及与该特定点相同的矢量内的所有数据点求平均—一种称为径向平均化的技术。例如,点440、441和442可以沿着线460求平均以在441处生成空间滤波的数据。另一个空间滤波实例可以包括对特定点的特定距离内以及在其相应矢量内具有相同径向位置的所有数据求平均—一种称为角平均化的技术。例如,点441、444和447可以沿着线450求平均以在444处生成空间滤波的数据。空间滤波可以涉及中值滤波,这对于最小化离群值的影响可能是有用的。

[0064] 通常,空间滤波可包括求平均或将经由近端数据点的任何其他选择而选择的数据进行组合的其他方法。空间过滤可以包括在对剩余的数据集合求平均之前,从数据集合中去除离群值。在一些实施例中,可以逐点确定滤波操作。例如,并非所有数据点都必须具有与给定的空间维度内的相同数量的周围数据点。对低频亮度数据进行空间滤波可以用以减少其中包含的低频噪声,从而有效地提高SNR。

[0065] 可以关于图5B描述空间滤波的另一个实例。图5B示出了根据示例实施例的图像信息数据的子集。在图5B中,四个矢量c1、c2、c3和c4每个包括三个数据点。每个矢量(c1-c4)对应于角坐标,而每个矢量内的每个数据点对应于极坐标表示中的径向位置。在根据图5B的一些实例中,矢量c1-c4是由包络检测步骤产生的第二矢量集合中的矢量。在示例性空间滤波步骤中,矢量c1-c4可以通过空间滤波器被分组为处理的矢量组461。处理的矢量组通常可以包括来自第二矢量集合的任何适当数量的矢量,并且通常包括多个矢量。在图5B所示的实施例中,处理的矢量组461包括四个矢量(c1-c4)。空间滤波器可以基于每个处理的矢量组(例如c1-c4)内矢量中数据点的比较来生成矢量的增强集合。

[0066] 在示例性过程中,空间滤波器可以基于在相似且接近径向位置(例如,包括图5A和5B中点440、443和446的径向位置)处每个处理的矢量组的矢量的数据点彼此的比较而产生矢量的增强集合。在某些情况下,矢量的增强集合中的每个矢量代表处理的矢量组中一组的矢量。关于图5B,处理的矢量组461可以用于生成矢量的增强集合中的矢量。在示例性方法中,分析第一径向位置处的点(例如,点443、444、445和452),并且将具有最高值的数据点从分析中排除。然后,类似地分析具有相邻径向位置的点(例如,点440、441、442、451、446、447、448和453),并排除每个径向位置的最高值数据点。根据图示的实施例,在12个数据点(440-448和451-453)中,三个作为在每个径向距离处的最高值数据点而被排除。可以比较其余九个数据点,以对所得增强矢量中第一径向位置生成数据点条目。例如,其余九个数据点的中值可以用作所得增强矢量中第一径向位置处的对应数据点。可以在第二矢量集合中

的矢量的每个径向位置处执行类似的分析,因此,增强矢量集合中的每个矢量可以包括与数据点的第二集合具有相同数目的数据点的增强数据点集合(例如,第二矢量集合中每个矢量中的数据点数)。

[0067] 已经描述了各种处理,其中减少了高频噪声,将高频数据转换为低频数据,并且减少了低频噪声。在一些实施例中,这些步骤可以聚集成多步骤过程,以便产生高分辨率血管内图像。图6是示出根据示例实施例的用于生成高分辨率血管内图像的多步骤过程的过程流程图。在示例性实施例中,血管内成像引擎可以从换能器接收高频图像信息(操作602)。在一些实施例中,图像信息是一系列矢量的形式。在其他实施例中,血管内成像引擎可以生成代表接收到的图像信息的矢量(操作604)。矢量生成可以包括数字化从换能器接收的模拟图像信息。在一些实施例中,高频图像信息可以包括原始射频(RF)图像信息。

[0068] 血管内成像引擎可以使用低频成像来检测血液是否已经从脉管系统中移出(操作606)。在一些实施例中,这种检测是通过观察血管内图像中心附近的多少像素已经变暗(例如,黑色)进行;当变暗的像素数量(或比例)超过阈值时,血管内成像引擎会确定血液已从脉管系统中移出。在确定血液已经从脉管系统移出之后,血管内成像引擎可以自动启动高频成像和各种操作(例如,拉回)。取决于血液是否已经从脉管系统移出,一些操作可以不同地执行。

[0069] 血管内成像引擎可以对高频图像信息执行时间增益补偿(操作608)。随着信号远离超声换能器传播,信号衰减。当信号通过组织传播时,信号总是衰减,并且通常在信号通过血液传播时变得衰减。因此,使用通过组织或血液的信号进行的图像处理必须考虑信号衰减,以生成准确的图像。但是,当信号通过血液已移出的血管的一部分传播时,信号的衰减很小;因此,血管内成像引擎不需要对在血管的血液移出部分内传播的信号执行时间增益补偿。

[0070] 声音补偿的速度

[0071] 超声波在血液中传播的速度比通过血液置换液(例如,造影剂、生理盐水等)慢。IVUS图像是根据超声波在血液中传播的方式生成的。如果超声波转而通过血液置换液传播,则所得图像将包含一定程度的不准确性,因为所得图像基于错误假设。可以调整考虑血液中声速的算法,以代替考虑血液置换液(例如,盐水)中的声速,从而得到更准确的图像。

[0072] 近场伪像减少

[0073] 成像引擎可以执行近场伪像减少,如在2016年9月30日提交的题为“减少近场伪像的系统和方法”的国际专利申请号US2016/054589中所述。当血液从血管中移出时,近场伪影效应变得更加突出。

[0074] 血管内成像引擎可以使用相干滤波(例如,一种平均化形式)来处理接收到的高频图像信息,以减少高频噪声(操作610)。相干滤波过程可以产生一系列高频“超级矢量”,这些高频“超级矢量”表示从换能器接收的具有降低的高频噪声的图像信息。

[0075] “超级矢量”可以通过并行布置并被配置为同时处理相等的多个“超级矢量”的多个包络检测器(操作612)。包络检测器可以将高频“超级矢量”转换成低频亮度矢量,该低频亮度矢量包括代表从换能器接收的图像信息的亮度数据。亮度矢量可以表示例如在极坐标中的图像信息,其中每个矢量的每个数据点表示角度和径向分量。

[0076] 血管内成像引擎可以对来自包络检测器的输出数据执行包络矢量平均化(操作

614)。在美国专利号9,693,754和美国专利号9,704,240中更详细地描述了包络检测,这两个专利均通过引用并入本文。然后,成像引擎可以由检测到的包络的平均值生成增强数据矢量。

[0077] 可将来自增强数据矢量的亮度数据进行空间滤波,包括例如近端、角度或径向平均化,以减少低频亮度数据中的低频噪声(操作616)。血管内成像引擎可以包括图像发生器,该图像发生器被配置为生成表示从换能器626接收的图像信息的图像。图像发生器可以被配置为基于成像信息的增强帧来生成图像,该增强帧包括来自矢量的增强集合中每个矢量的数据。

[0078] 包括相干滤波、包络检测和空间滤波的方法可以将从换能器接收到的原始高频图像信息处理为低频亮度数据,其中高频和低频噪声均被大大减少。这样的方法可以有效地减小整个频率范围的图像噪声,受高频和低频噪声减少影响的频率范围至少部分叠加。这种噪声减少可以显著改善图像信息的SNR。

[0079] 如所指出的,在许多实施例中,血管内成像系统包括显示器,该显示器耦合至成像引擎并且被配置为显示由图像生成器生成的图像。因此,在一些实施例中,空间滤波后的亮度数据可以作为血管内图像显示在显示器上。如本文所讨论的,在高频处获取的图像信息趋向于比在低频处获取的图像信息更不强烈,因此可能难以在显示器上详细地观察。但是,由于显示之前的处理步骤已有效减少了高频噪声和低频噪声并显著改善了SNR,因此可以应用增益来任选地放大空间滤波后的亮度数据以进行显示,而又不会放大太多噪声以至于模糊图像(操作618)。因此,这样的系统可以利用可通过高频成像获得的高分辨率,同时克服通常与之相关的缺点。

[0080] 在一些系统中,可以在空间滤波亮度数据之后并且在显示之前执行后续的处理步骤。例如,可以使用伽马滤波来将数据转换为监视器的显示能力(如果它还不在显示能力之内),并确定适当的对比度水平以合并到最终图像中(操作620)。

[0081] 在一些实施例中,鉴于监视器可以显示比人眼所能分辨的更宽范围的亮度/颜色,伽马滤波可以帮助匹配人眼的检测能力。可以采用时间帧滤波(TFF),其中处理一系列基本上相同位置的图像,以平滑图像区域,从而在帧与帧之间显示相对稳定的组织特征(例如,血管壁、管腔血)并保持(不是滤波)组织特征随帧而变化(例如,管腔边界位置变化)的图像区域中的信息(操作622)。在许多情况下,TFF可以执行局部滤波,而不是对整个帧执行相同滤波。

[0082] 在一些示例实施例中,可以采用扫描转换(操作624)。扫描转换涉及从极坐标转换为笛卡尔坐标。可以以独立于血管的解剖结构的格式来存储数据(例如,数据独立于换能器的旋转角度)。该数据格式可以称为极坐标格式($r-\theta$)。可以通过扫描转换将数据映射到解剖结构。最后,可以基于处理/滤波的图像信息来生成图像(操作626)。

[0083] 图7是示出了根据示例实施例的从换能器108到显示器114的图像信息流的数据流程图。换能器108可以在患者的脉管系统内发射和接收能量,并且可以基于接收到的能量将高分辨率和高频图像信息发送到血管内成像引擎112。在一些实施例中,信号包括模拟信号。在这样的实施例中,模拟信号可以通过模数转换器(A2DC)722,以将数据数字化为图像信息矢量。所得的图像信息矢量可以是可以通过时间增益补偿分布723的原始矢量集合的形式,该时间增益补偿分布723基于信号通过填充血液的管腔还是血液移出的管腔传播而

经历衰减来调整图像信息矢量的数据。然后,时间增益补偿分布723的输出可以通过相干滤波器724,该相干滤波器可以减少图像信息中的高频噪声量并产生第一矢量集合。在某些情况下,第一矢量集合可以被指定为“超级矢量”,并且可以包括与原始矢量集合中的相关矢量相同数量的数据点。在一些实例中,原始矢量集合由4096个矢量组成,这些矢量被处理为2048个“超级矢量”,从而第一矢量集合由2048个矢量组成。

[0084] 来自第一矢量集合的“超级矢量”可以从相干滤波器724发送到并行布置的多个包络检测器726a,726b,...726n,以处理“超级矢量”以生成第二矢量集合,其可以被认为是低频亮度矢量。在一些实例中,第二矢量集合中的低频亮度矢量包括比第一矢量集合中的关联“超级矢量”更少的数据点。在一些实例中,超级矢量和低频亮度矢量之间的数据点数量的减少可以是五、十或其他适当的缩放因子,使得第二矢量集合中的每个矢量提供了第一矢量集合中对应矢量的准确低频表示。在一些实例中,第二矢量集合可以包括与包括“超级矢量”的第一矢量集合相同数量的低频亮度矢量。

[0085] 第二矢量集合中的亮度矢量可以被传递到空间滤波器728,该空间滤波器被配置为减少亮度矢量中低频噪声的量。空间滤波器728可以将来自第二矢量集合的亮度矢量分组为处理的矢量组。可以在空间滤波器728中比较处理的矢量组内的数据以生成矢量的增强集合,每个矢量包括数据点的增强集合。矢量的增强集合中的空间滤波的亮度矢量可以包括与第二矢量集合中的低频亮度矢量相同数量的数据点。在一些实例中,空间滤波器728可以减少矢量的数量。例如,空间滤波器728可以在生成增强的矢量集合中将第二矢量集合中的矢量数目减少四倍。即,在空间滤波器728的输出处的增强的矢量集合可以包括与输入到空间滤波器728的第二矢量集合一样多的矢量。可以将增强的矢量集合组合以形成成像数据的增强帧。

[0086] 矢量的增强集合中所得的空间滤波后的亮度矢量可以被传递到放大器和/或后续处理组件730,例如伽马滤波或时间帧滤波732,以准备显示数据。组件730、732可以包括图像生成器,用于基于成像数据的增强帧来生成图像。具有降低的高频噪声和降低的低频噪声的所产生的图像可以被发送到显示器114以实时显示患者的血管结构。

[0087] 如所描述的,示例性血管内成像系统可以包括血管内成像引擎112,其被配置为从导管组件102内的换能器108接收图像信息。图像信息可以被处理并显示在显示器114上。在许多系统中,换能器108被配置为在患者体内纵向移动以便对多个位置成像。这样,产生实时显示以使血管内成像系统的用户可以在换能器108移动通过患者时观察血管结构是有利的。文中描述的处理步骤可以以这样的方式执行,使得从高频图像信息获取生成的高分辨率图像可以以恒定的帧速率实时(或接近实时)显示。在一些实施例中,帧速率可以在每秒30至60帧的范围内。在一些实施例中,帧速率可以高达每秒160帧。

[0088] 在一些血管内成像系统中,用户可通过用户界面120启动本文所述的任何处理程序。例如,用户可通过用户界面120启动高分辨率,高频成像并观察患者血管结构的实时高分辨率体内图像信息。用户可以使用该接收到的信息以通过用户界面120在期望的方向上在患者体内平移换能器108,同时继续观察成像的结构。可以在包含用于使处理器执行这样处理的可执行指令的非暂时性计算机可读介质中编码本文描述的处理。非暂时性计算机可读介质可以包括在血管内成像引擎112中的存储器中。

[0089] 图8是示出机器800的实例的框图,可以在该机器上实现任一个或多个示例实施

例。在替代实施例中,机器800可以作为独立设备操作,或者可以连接(例如,联网)到其他机器。在联网部署中,机器800可以在客户端-服务器网络环境中以服务器机器,客户端机器或两者的能力进行操作。在实例中,机器800可以在对等(P2P)(或其他分布式)网络环境中充当对等机器。机器800可以实现或包括图1-7所示的系统、设备或方法的任何部分,并且可以是计算机、服务器或能够执行指定该机器要执行的操作的指令(顺序的或以其他方式)的任何机器。此外,尽管仅示出了单个机器,但是术语“机器”也应被理解为包括机器的任何集合,这些机器单独地或共同地执行一组(或多组)指令以执行本文讨论的任一个或多个方法,例如云计算、软件即服务(SaaS)、其他计算机集群配置等。

[0090] 如本文所述,实例可以包括或由逻辑或多个组件、模块或机构来操作。模块是能够执行指定操作的有形实体(例如,硬件),并且可以以某种方式被配置或布置。在一实例中,电路可以以指定的方式被布置(例如,内部地或相对于诸如其他电路的外部实体)为模块。在一实例中,一个或多个计算机系统(例如,独立的、客户端或服务器计算机系统)或一个或多个硬件处理器的全部或部分可以被固件或软件(例如,指令、应用程序部分或应用程序)配置为操作以执行指定操作的模块。在一实例中,软件可以驻留在机器可读介质上。在一实例中,软件在由模块的底层硬件执行时,使硬件执行指定的操作。

[0091] 相应地,术语“模块”应理解为包括有形实体,该实体被物理构造,具体配置(例如,硬接线)或临时(例如暂时地)配置(例如,编程)以通过指定的方式进行操作或执行文中所述任何操作的部分或全部。考虑其中模块被临时配置的实例,每个模块都不需要在任何时刻被实例化。例如,在模块包括使用软件配置的通用硬件处理器的情况下,通用硬件处理器可以被配置为在不同时间的各个不同模块。软件可以相应地配置硬件处理器,例如,以在一个时刻构成特定的模块,并在不同的时刻构成不同的模块。

[0092] 机器(例如,计算机系统)800可以包括硬件处理器802(例如,中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、硬件处理器核或其任意组合)、主存储器804和静态存储器806,它们中的一些或全部可以经由互联(例如,总线)808彼此通信。机器800可以进一步包括显示单元810,字母数字输入设备812(例如,键盘),和用户界面(UI)导航设备814(例如鼠标)。在一实例中,显示单元810,输入设备812和UI导航设备814可以是触摸屏显示器。机器800可以另外包括存储设备(例如,驱动单元)816,信号生成设备818(例如,扬声器),网络接口设备820以及一个或多个传感器821,例如全球定位系统(GPS)传感器、指南针、加速度计或其他传感器。机器800可以包括输出控制器828,例如串行(例如,USB、并行或其他有线或无线(例如,红外(IR)、近场通信(NFC)等)连接以进行通信或控制一个或多个外围设备(例如打印机、读卡器等)。机器800可以采用一种或多种形式,例如台式计算机、膝上型计算机、平板电脑、智能手机、智能手表、一体化计算机、智能电视、数字桌子等。

[0093] 存储设备816可以包括机器可读介质822,该机器可读介质822上存储一组或多组数据结构或指令824(例如,软件),这些数据结构或指令824被本文所述的任一种或多种技术或功能所体现或利用。在机器800执行指令824期间,指令824还可以全部或至少部分地驻留在主存储器804内、静态存储器806内或硬件处理器802内。在一实例中,硬件处理器802、主存储器804、静态存储器806或存储设备816的一个或任何组合可以构成机器可读介质。

[0094] 尽管机器可读介质822被示为单个介质,但是术语“机器可读介质”可以包括配置为存储一个或多个指令824的单个介质或多个介质(例如,集中式或分布式数据库和/或相

关联的缓存和服务器的)。

[0095] 术语“机器可读介质”可以包括能够存储,编码或携带用于由机器800执行的指令并且使得机器800执行本发明的任一种或多种技术,或能够存储,编码或携带由此类指令使用或与之关联的数据结构的任何介质。非限制性机器可读介质实例可以包括固态存储器以及光学和磁性介质。因此,机器可读介质不是瞬时传播信号。机器可读介质的特定实例可以包括非易失性存储器,例如半导体存储设备(例如,电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦可编程只读存储器(EEPROM)和闪存设备;磁盘,例如内部硬盘和可移动磁盘;磁光盘;随机存取存储器(RAM);固态驱动器(SSD);以及CD-ROM和DVD-ROM磁盘。

[0096] 指令824还可以使用多种传输协议(例如,帧中继、联网协议(IP)、传输控制协议(TCP)、用户数据报协议(UDP)、超文本传输协议(HTTP)等)中的任一种经由网络接口设备820使用传输介质在通信网络826上被传输或接收。示例性通信网络可以包括局域网(LAN)、广域网(WAN)、分组数据网(例如,因特网)、移动电话网(例如,蜂窝网)、普通老式电话(POTS)网、和无线数据网(例如,被称为**Wi-Fi®**的电气和电子工程师协会(IEEE)802.11系列标准,被称为**WiMAX®**的IEEE 802.16系列标准)、IEEE 802.15.4系列标准、**蓝牙®**、**蓝牙®**低能耗技术、**ZigBee®**、对等(P2P)网等。在一个实例中,网络接口设备820可以包括一个或多个物理插孔(例如,以太网、同轴或电话插孔)或一个或多个天线以连接到通信网络826。在一个实例中,网络接口设备820可以包括多个天线以使用单输入多输出(SIMO)、多输入多输出(MIMO)或多输入单输出(MISO)技术中的至少一种进行无线通信。术语“传输介质”应被认为包括能够存储,编码或携带由机器800执行的指令,并且包括数字或模拟通信信号或其他无形介质以促进这种软件的通信的任何无形介质。

[0097] 文中已经使用了计算机系统和计算机网络领域中的常规术语。这些术语在本领域中是已知的,并且出于方便的目的仅作为非限制性实例提供。因此,除非另有说明,否则对权利要求中的相应术语的解释不限于任何特定的定义。

[0098] 尽管文中已经说明和描述了特定的实施例,但是本领域的普通技术人员将理解,被计算为实现相同目的的任何布置都可以代替所示的特定实施例。对于本领域普通技术人员而言,许多修改是显而易见的。因此,本申请旨在覆盖任何修改或变化。

[0099] 上面的具体实施方式包括对附图的引用,这些附图形成了具体实施方式的一部分。附图通过说明的方式示出了可以实践的特定实施例。这些实施例在本文中也称为“实例”。这样的实例可以包括除了所示出或描述的元件之外的元件。然而,本发明人还设想了仅提供示出或描述的那些元件的实例。此外,本发明人还针对特定实例(或其一个或多个方面)或文中所示出或描述的其他实例(或其一个或多个方面),考虑使用所示出或描述的那些元件的任何组合或置换的实例(或其一个或多个方面)。

[0100] 在本文件中,术语“一(a)”或“一(an)”如专利文件中常用的那样,包括一个或多个,独立于“至少一个”或“一个或多个”的任何其他情况或用法。在本文件中,除非另有说明,否则术语“或”用于表示非排他性或“A或B”包括“A而非B”,“B而非A”和“A和B”。此外,在以下权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标签,并且不旨在对其对象施加数字要求。在该文件中,传感器组可以包括一个或多个传感器,它们可以是不同类型。此外,两个不同的传感器组可以包括属于两个传感器组的一个或多个传感器。

[0101] 在该具体实施方式部分中,各种特征可能已经被分组在一起以简化本公开。这不应被解释为意在使未要求保护的公开特征对于任何权利要求是必不可少的。而是,发明主题可以在于少于特定公开实施例的所有特征。

[0102] 已经描述了用于血管内成像的系统和方法的各种实例。应当理解,这些和其他都在本发明的范围内。如果本说明书和可能通过引用并入本文的一个或多个专利或其他文件中的词语或术语的使用存在任何冲突,则应采用与本说明书一致的定义。

[0103] 以上描述旨在是说明性的,而不是限制性的。例如,上述实例(或其一个或多个方面)可以彼此组合使用。在回顾以上描述之后,例如可以由本领域的普通技术人员使用其他实施例。

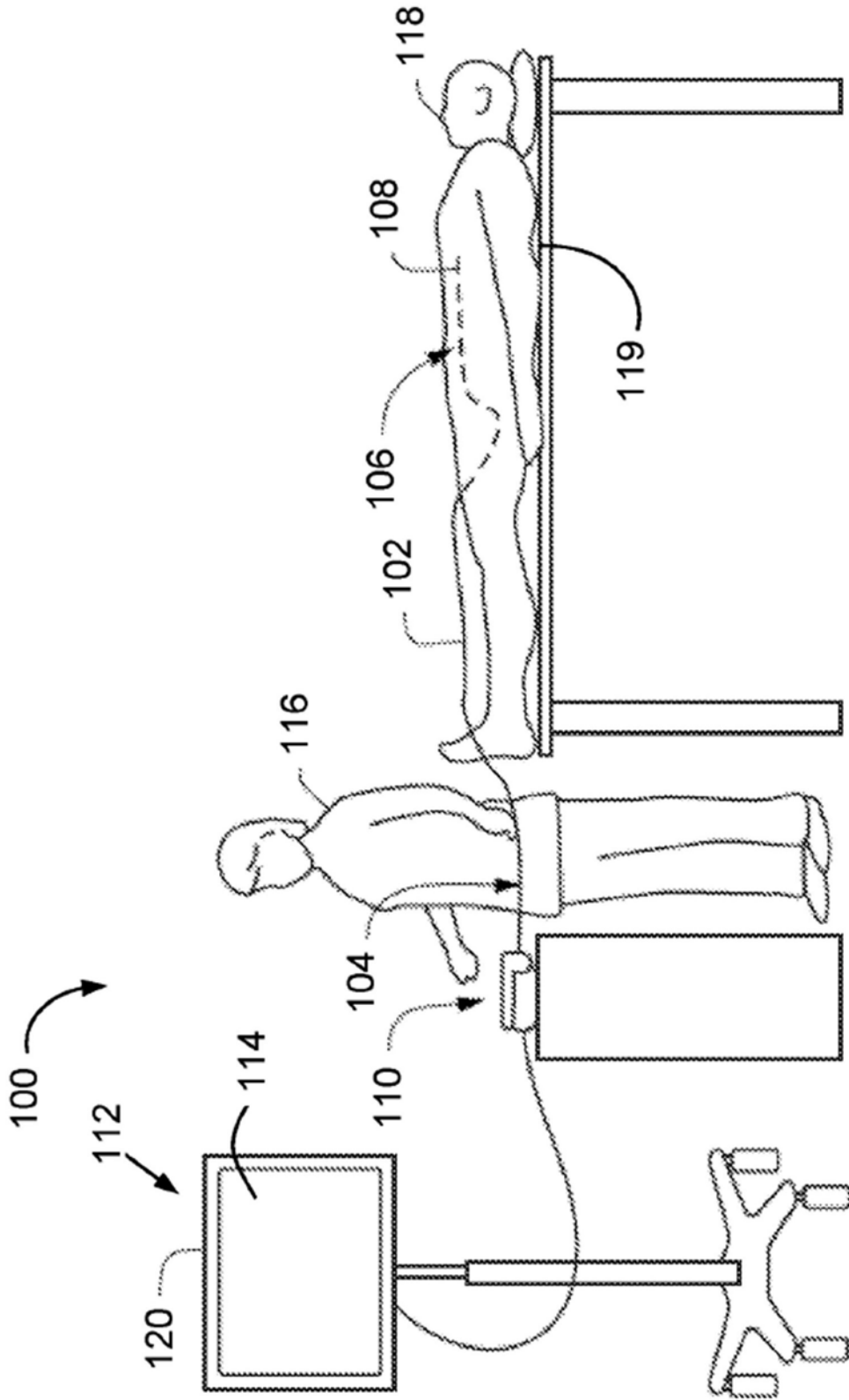


图1

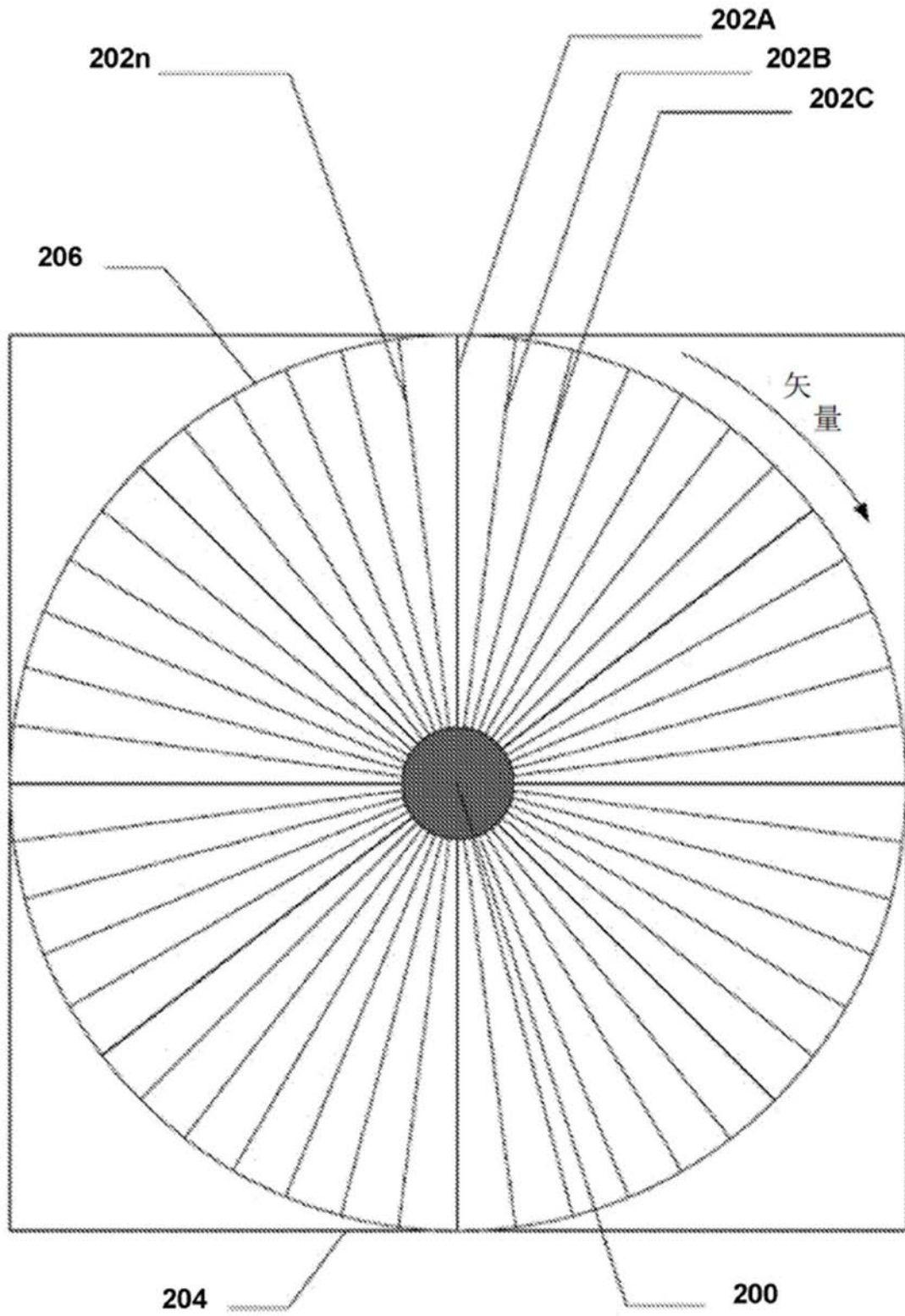


图2A

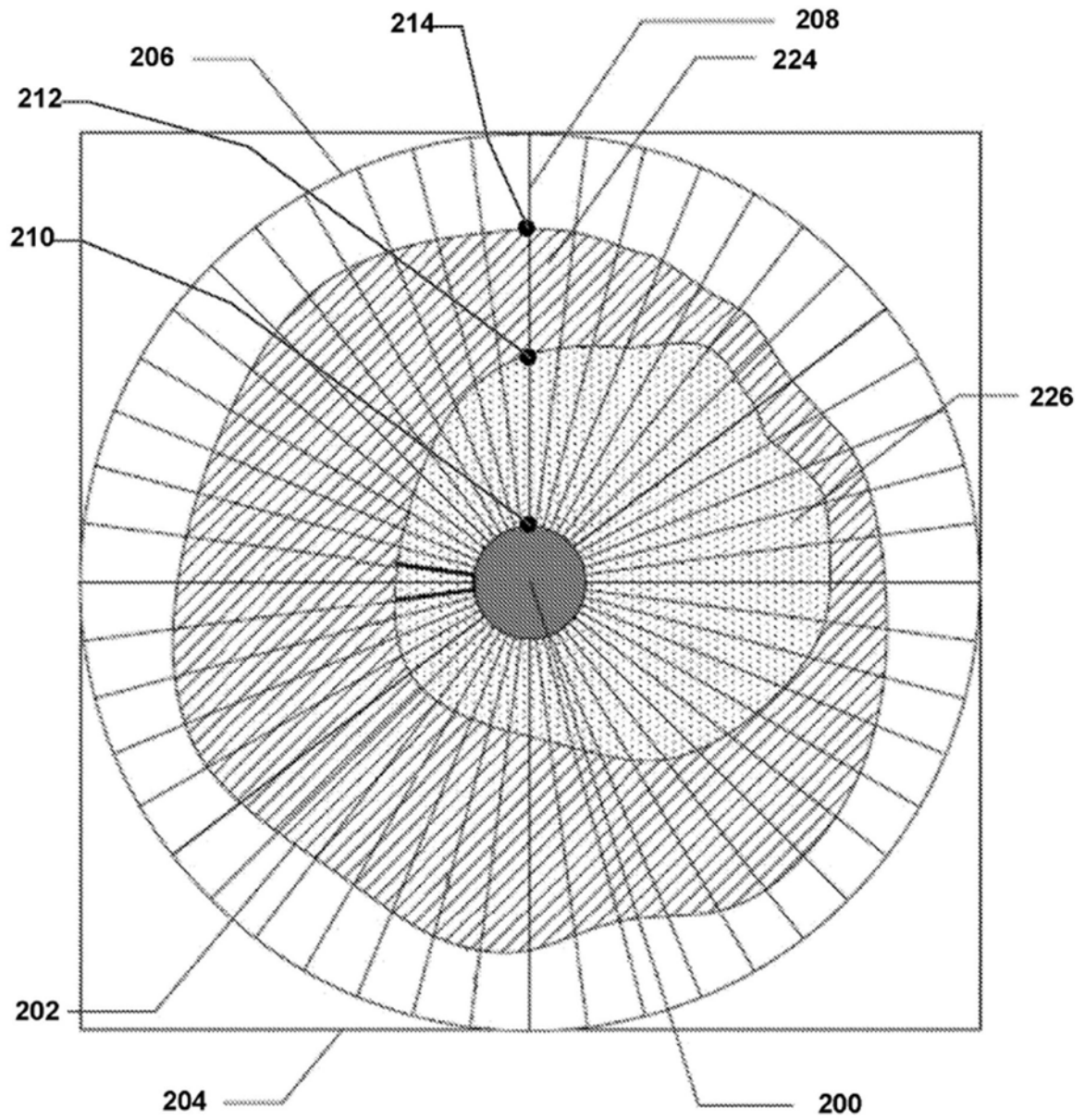


图2B

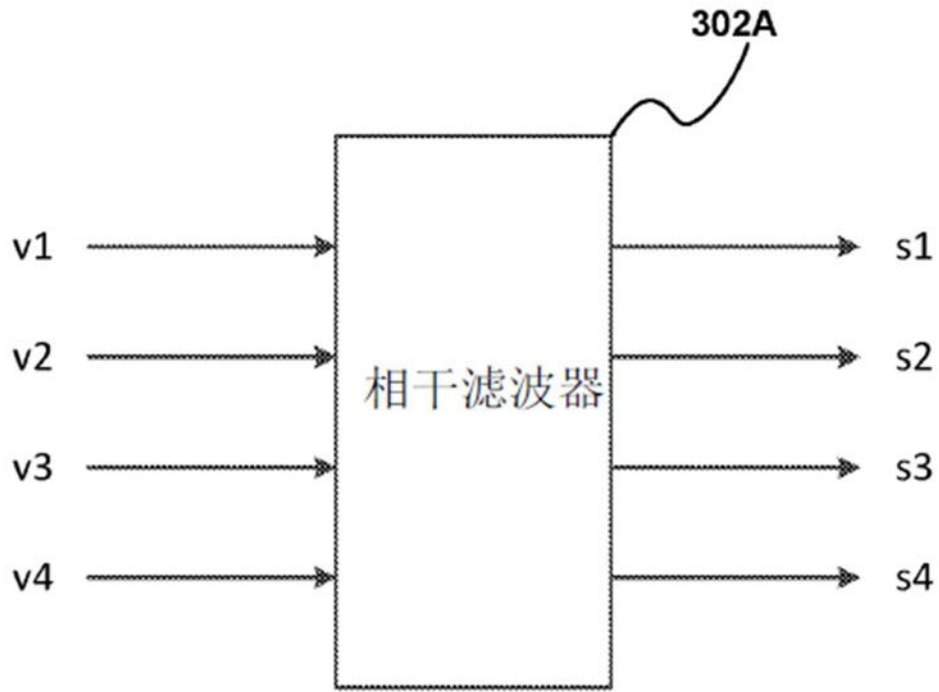


图3A

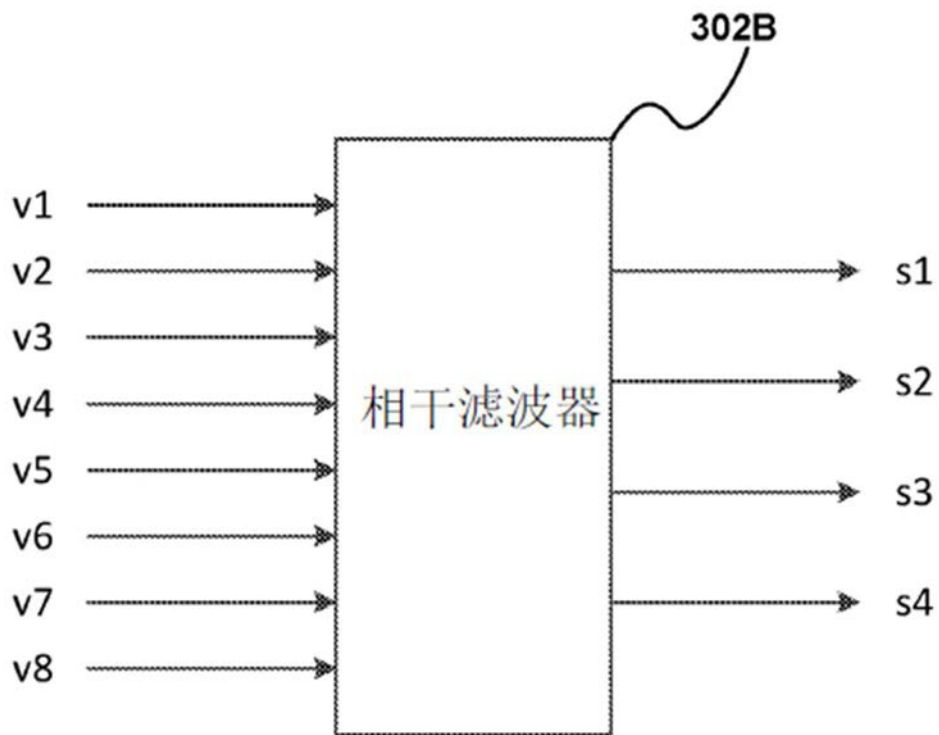


图3B

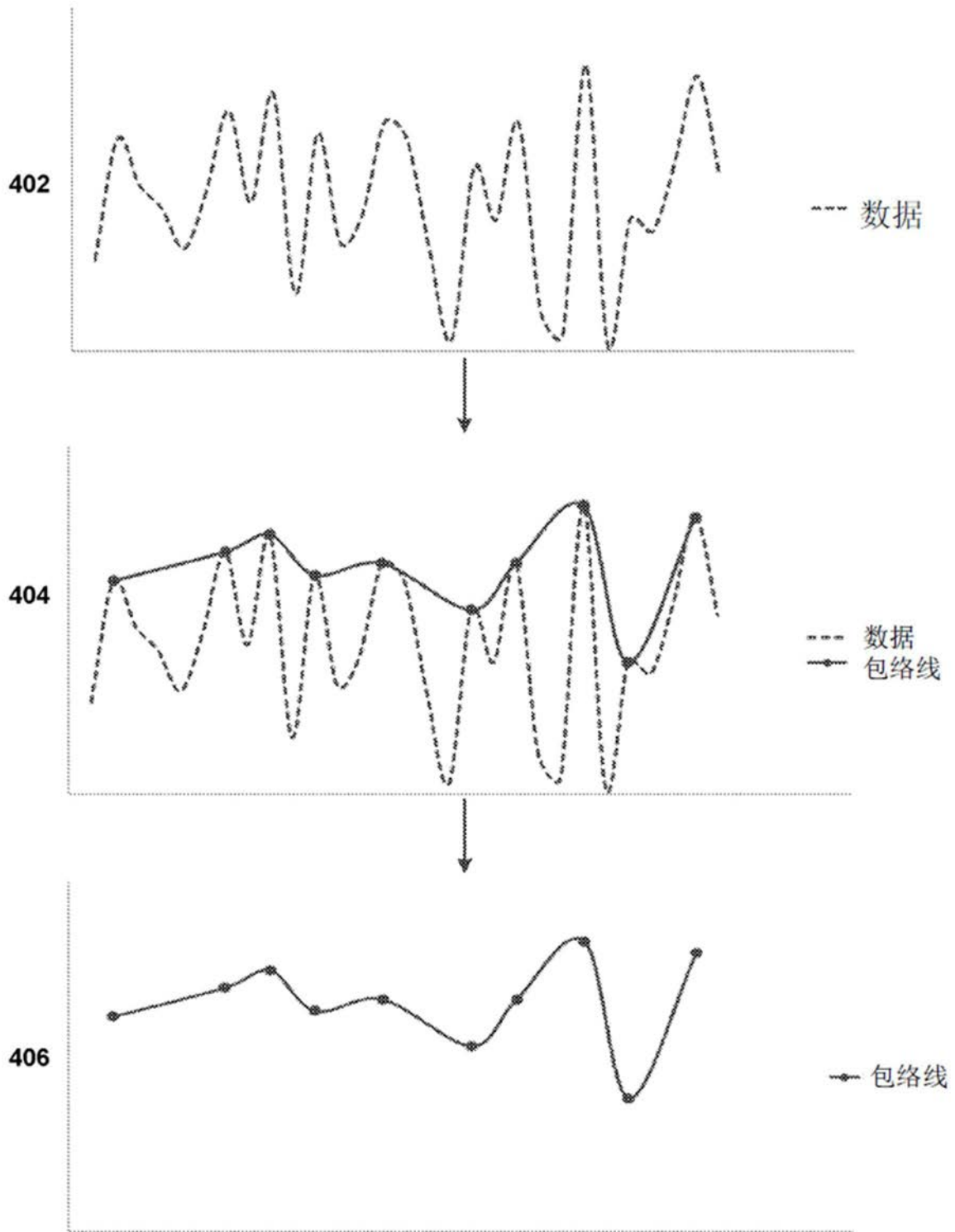


图4

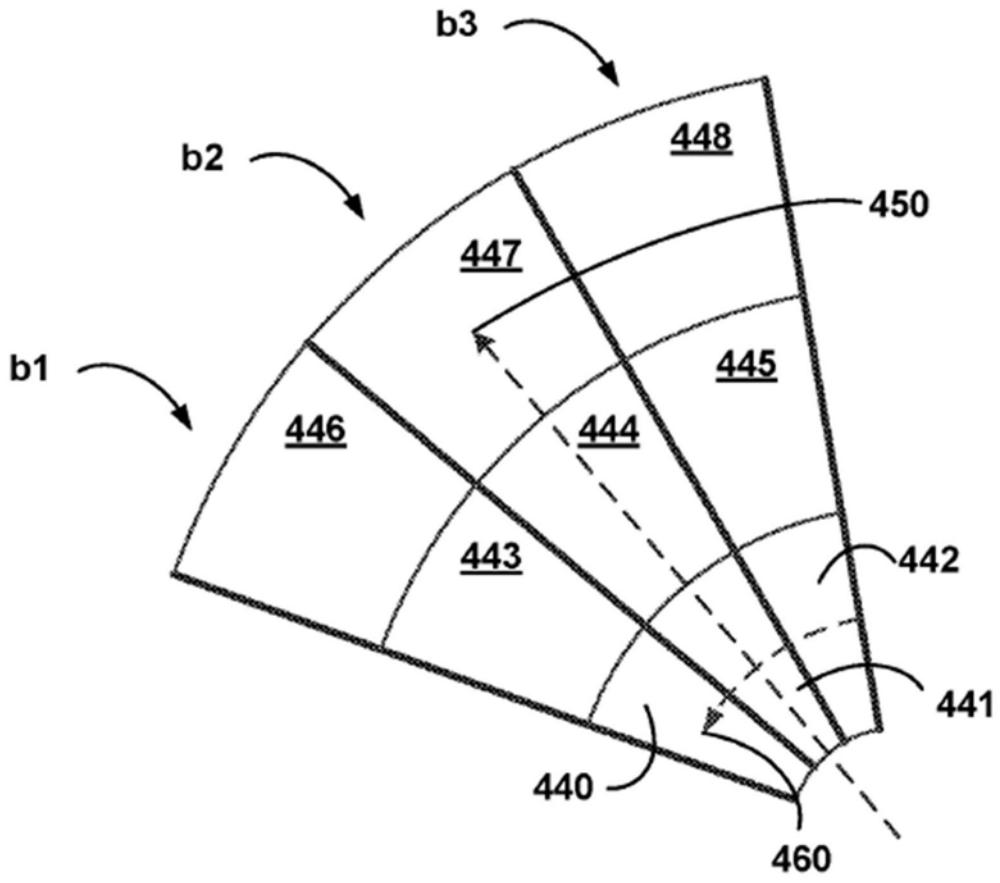


图5A

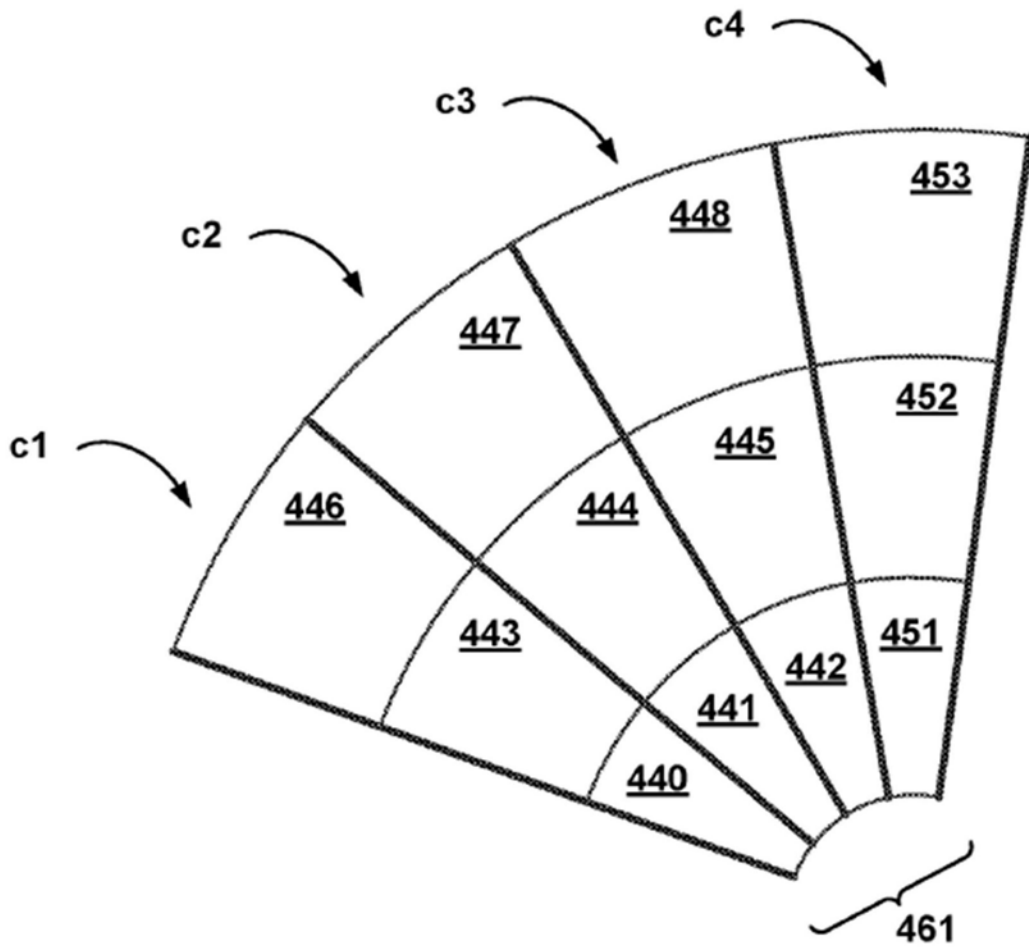


图5B

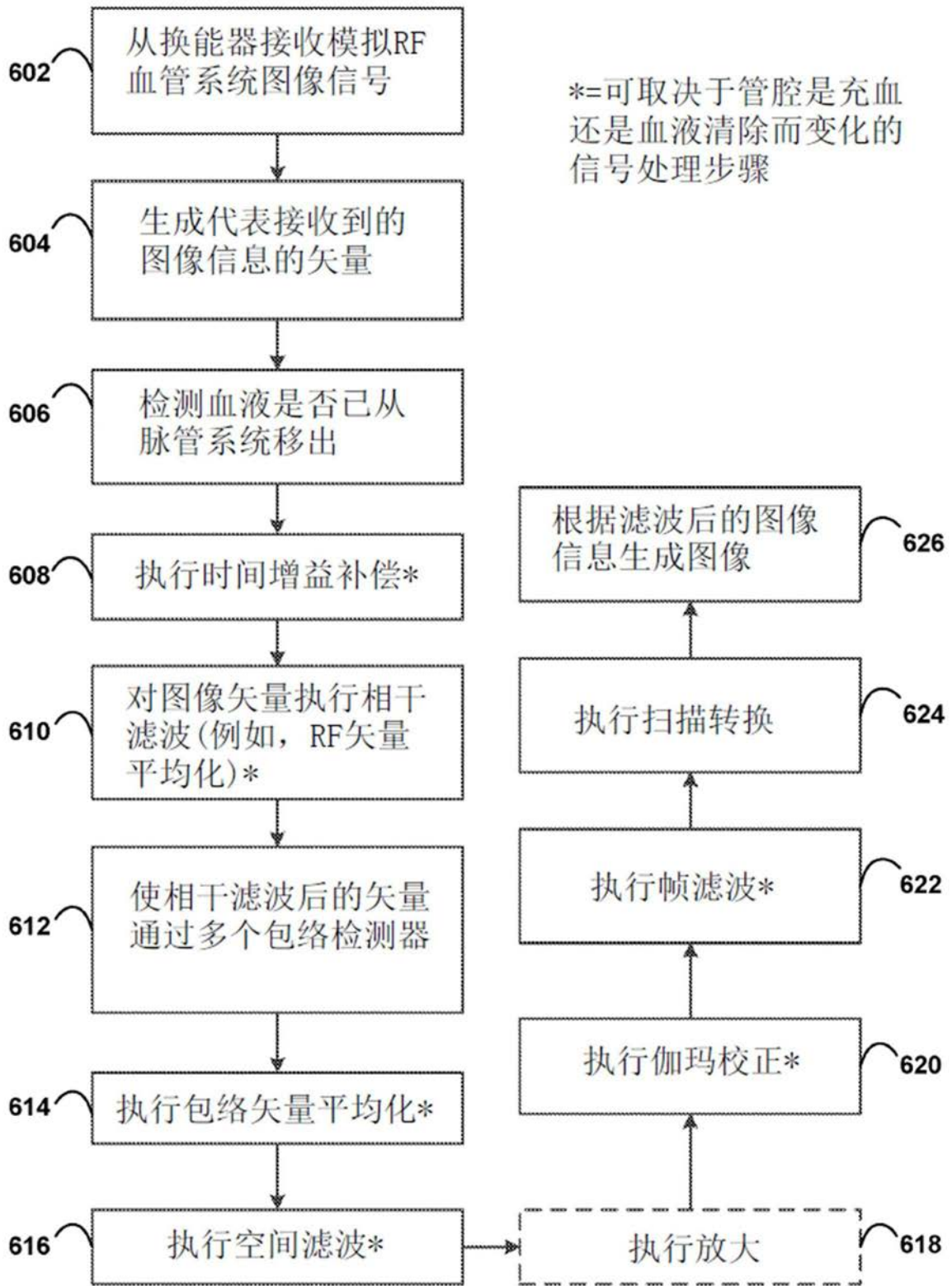


图6

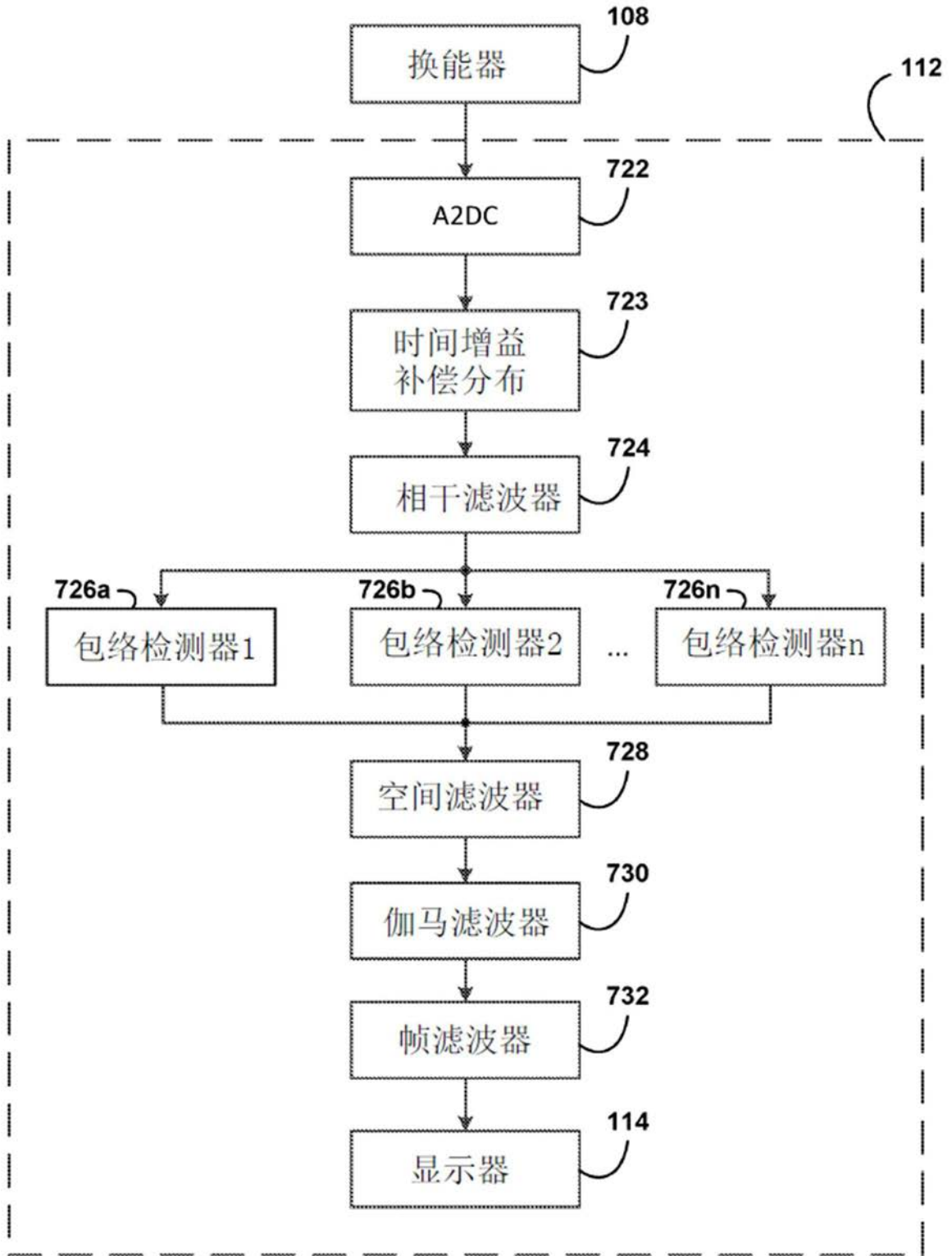


图7

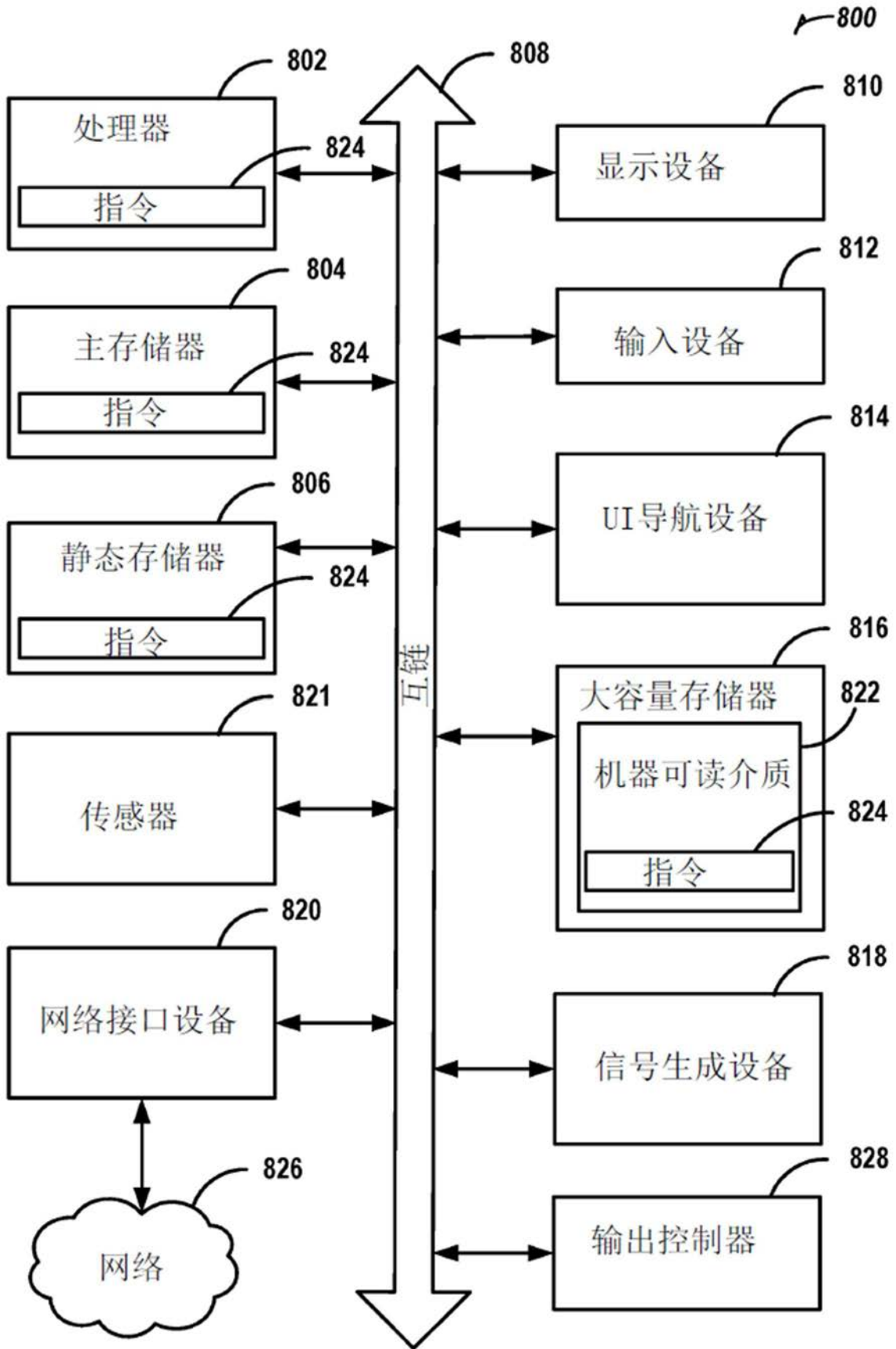


图8

专利名称(译)	充血或失血管腔的血管内超声图像处理		
公开(公告)号	CN111093517A	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201780094890.9	申请日	2017-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	阿西斯特医疗系统有限公司		
申请(专利权)人(译)	阿西斯特医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿西斯特医疗系统有限公司		
[标]发明人	托马斯C摩尔 肯德尔R沃特斯		
发明人	托马斯·C·摩尔 肯德尔·R·沃特斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B5/0084 A61B5/02007 A61B5/7225 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/5269		
代理人(译)	安玉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了用于对充血或失血管腔的血管内超声图像处理的技术。导管组件可包括具有成像元件的血管内成像设备，以对脉管系统成像并产生成像数据。包括可编程处理器的成像引擎可以与血管内成像设备通信。成像引擎可以确定脉管系统的管腔状态，所确定的管腔状态指示脉管系统是充血还是血液清除的。成像引擎可以执行信号处理以增强生成的图像数据。最后，成像引擎可以基于增强的成像数据和所确定的管腔状态来生成图像。

