



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105578965 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201480053002. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 09. 26

A61B 8/12(2006. 01)

(30) 优先权数据

14/037, 683 2013. 09. 26 US

14/257, 496 2014. 04. 21 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 03. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/057752 2014. 09. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/048469 EN 2015. 04. 02

(71) 申请人 火山公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 A·奈尔 A·汉考克 赵树魁

(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

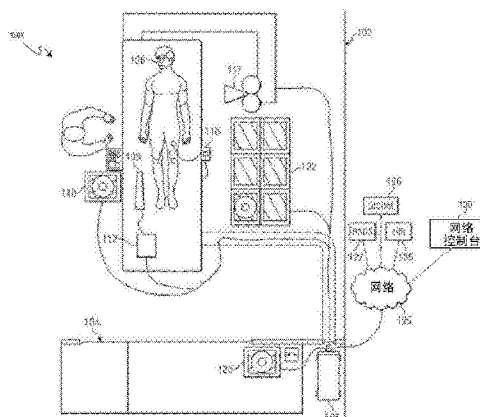
权利要求书3页 说明书13页 附图5页

(54) 发明名称

用于产生血管内图像的系统和方法

(57) 摘要

本发明总体上涉及用于产生多个数据类型的复合血管内图像的系统和方法。在特定实施例中，本发明的系统和方法涉及令血管内超声设备的换能器生成多个不同类型的数据，每种类型的数据基于所述换能器的不同操作方式。针对所述数据类型中的一个调节所述换能器的所述操作方式，从而令所述换能器生成针对所述一种类型的数据的经修改的数据。接收所述经修改的数据并且显示血管内图像，所述血管内图像包括所述经修改的数据。



1. 一种用于产生血管内图像的系统,所述系统包括:
中央处理单元(CPU);以及
耦合到所述CPU的存储器,所述存储器用于存储指令,所述指令在由所述CPU运行时,令所述CPU:
令血管内超声设备的换能器生成多种不同类型的数据,每种类型的数据基于所述换能器的不同操作方式;
针对数据的类型中的一种调节所述换能器的所述操作方式,从而将所述一种类型的数据的采集帧速率调节到经调节的采集帧速率;
接收在所述经调节的采集帧速率的所述一种类型的数据;并且
显示包括在所述经调节的采集帧速率的所述一种类型的数据的血管内图像。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,调节指令在由所述CPU运行时,令所述CPU:减小针对所述一种类型的数据的所述换能器的视场。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,调节指令在由所述CPU运行时,令所述CPU:修正所述换能器的所述操作方式以降低针对所述一种类型的数据的采集分辨率。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中,调节指令在由所述CPU运行时,令所述CPU:选择所述换能器的子集,所述换能器的所述子集要被用于从血管的子区域采集所述一种类型的数据。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,调节指令在由所述CPU运行时,令所述CPU:
使用所述换能器以产生360° 血管内图像;
显示所述360° 血管内图像;
选择在所述图像内的感兴趣区;并且
选择所述换能器的子集以在所述感兴趣区中采集所述一种类型的数据。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中,调节指令在由所述CPU运行时,令所述CPU:
使用所述换能器以产生360° 血管内图像;
显示所述360° 血管内图像;
选择在所述图像内的多个感兴趣区;
选择换能器的多个子集,换能器的每个子集对应于选择的感兴趣区;并且
使用所述换能器的子集以在所述感兴趣区中的每个中采集所述一种类型的数据。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述图像还包括至少一种其他类型的数据。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中,第一类型的数据是血管内结构图像数据,并且第二类型的数据是血管内流数据。
9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述血管内流数据是被调节的所述一种类型的数据。
10. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述血管内结构图像数据是被调节的所述一种类型的数据。
11. 一种用于产生血管内图像的方法,所述方法包括:
令血管内超声设备的换能器生成多个不同类型的数据,每种类型的数据基于所述换能器的不同操作方式;
针对数据类型中的一种调节所述换能器的所述操作方式,从而将一种类型的数据的采

集帧速率调节到经调节的采集帧速率；

接收在所述经调节的采集帧速率的所述一种类型的数据；并且

显示包括在所述经调节的采集帧速率的所述一种类型的数据的血管内图像。

12. 根据权利要求11所述的方法，其中，调节包括减小所述一种类型的数据的所述换能器的视场。

13. 根据权利要求11所述的方法，其中，调节包括修正所述换能器的所述操作方式以降低所述一种类型的数据的所述采集分辨率。

14. 根据权利要求11所述的方法，其中，调节包括选择所述换能器的子集，所述换能器的所述子集要被用于在血管的子区域中采集所述一种类型的数据。

15. 根据权利要求11所述的方法，其中，调节包括：

使用所述换能器以产生360° 血管内图像；

显示所述360° 血管内图像；

选择在所述图像内的感兴趣区；并且

选择所述换能器的子集以在所述感兴趣区中采集所述一种类型的数据。

16. 根据权利要求11所述的方法，其中，调节包括：

使用所述换能器以产生360° 血管内图像；

显示所述360° 血管内图像；

选择在所述图像内的多个感兴趣区；

选择换能器的多个子集，换能器的每个子集对应于选择的感兴趣区；并且

使用所述换能器的子集以在所述感兴趣区中的每个中采集所述一种类型的数据。

17. 根据权利要求11所述的方法，其中，所述图像还包括至少一种其他类型的数据。

18. 根据权利要求17所述的方法，其中，第一类型的数据是血管内结构图像数据，并且第二类型的数据是血管内流数据。

19. 根据权利要求18所述的方法，其中，所述血管内流数据是被调节的所述一种类型的数据。

20. 根据权利要求18所述的方法，其中，所述血管内结构图像数据是被调节的所述一种类型的数据。

21. 一种用于产生血管内图像的系统，所述系统包括：

中央处理单元(CPU)；以及

耦合到所述CPU的存储器，所述存储器用于存储指令，所述指令在由所述CPU运行时，令所述CPU：

引起血管内超声设备的换能器来生成多种不同类型的数据，每种类型的数据基于所述换能器的不同操作方式；

针对所述数据类型中的一种调节所述换能器的所述操作方式，从而令所述换能器生成针对所述一种类型的数据的经修改的数据；

接收所述经修改的数据；并且

显示包括所述经修改的数据的血管内图像。

22. 根据权利要求21所述的系统，其中，调节指令在由所述CPU运行时，令所述CPU：改变针对所述一种类型的数据的针对每个发射信号的孔径尺寸。

23. 根据权利要求21所述的系统, 其中, 调节指令在由所述CPU运行时, 令所述CPU: 修改针对所述换能器的所述发射/接收序列以减少针对每个位置的发射信号的数量, 从而调节所述一种类型的数据的采集帧速率。

24. 根据权利要求22所述的系统, 其中, 调节指令在由所述CPU运行时, 令所述CPU: 修改来自所述换能器的所述发射/接收序列以减少针对每个位置的发射信号的数量, 从而调节所述一种类型的数据的采集帧速率。

25. 根据权利要求21所述的系统, 其中, 所述图像还包括至少一个其他类型的数据。

26. 根据权利要求21所述的系统, 其中, 第一类型的数据是血管内结构图像数据, 并且第二类型的数据是血管内流数据。

27. 根据权利要求26所述的系统, 其中, 所述血管内流数据是被调节的所述一种类型的数据。

28. 根据权利要求26所述的系统, 其中, 所述血管内结构图像数据是被调节的所述一种类型的数据。

29. 一种用于产生血管内图像的方法, 所述方法包括:

令血管内超声设备的换能器生成多个不同类型的数据, 每种类型的数据基于所述换能器的不同操作方式;

针对所述数据类型中的一种调节所述换能器的所述操作方式, 从而令所述换能器生成针对所述一种类型的数据的经修改的数据;

接收所述经修改的数据; 并且

显示包括所述经修改的数据的血管内图像。

30. 根据权利要求29所述的方法, 其中, 调节所述换能器的操作的所述方式包括针对所述一种类型的数据增加针对每个发射信号的孔径尺寸。

31. 根据权利要求29所述的方法, 其中, 调节所述换能器的所述操作方式包括修改所述换能器的所述发射/接收序列以减少针对每个位置的发射信号的数量, 从而增加所述一种类型的数据的所述采集帧速率。

32. 根据权利要求30所述的方法, 其中, 调节指令在由所述CPU运行时, 令所述CPU: 修改来自所述换能器的所述发射/接收序列以减少针对每个位置的发射信号的数量, 从而调节所述一种类型的数据的采集帧速率。

33. 根据权利要求29所述的方法, 其中, 所述图像还包括至少一个其他类型的数据。

34. 根据权利要求33所述的方法, 其中, 第一类型的数据是血管内结构图像数据, 并且第二类型的数据是血管内流数据。

35. 根据权利要求34所述的方法, 其中, 所述血管内流数据是被调节的所述一种类型的数据。

36. 根据权利要求34所述的方法, 其中, 所述血管内结构图像数据是被调节的所述一种类型的数据。

用于产生血管内图像的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请要求于2014年4月21日递交的美国非临时专利申请14/257,496的优先权,其是在2013年9月26日递交的美国专利申请系列号14/037,683的延续部分,故以引用方式将其中的每个的全部内容并入本文。

技术领域

[0003] 本发明总体上涉及用于产生血管内图像的系统和方法。

背景技术

[0004] 血管内超声(IVUS)是用于对动脉粥样硬化和其他血管疾病和缺陷进行成像的重要的介入诊断模态。在流程中,通过导丝将IVUS导管穿入血管,并且使用超声回波采集动脉粥样硬化斑块和周边区的图像。

[0005] 通常使用的有两种类型的IVUS导管,机械/旋转IVUS导管和固态导管。固态导管(或相控阵)没有旋转部件,但是代替包括换能器元件的阵列。相同的换能器元件能够被用于,基于换能器元件所述操作方式,产生不同类型的血管内数据。例如,相同的换能器阵列可以被用于生成血管内结构-图像数据,以及通过改变元件的操作来生成流数据。

[0006] 以这种方式使用单组换能器元件来采集多类型数据的问题是当换能器以双成像模式或多成像模式操作时,减少了来自任何一种类型的数据的采集帧速率。例如,对于双成像情况,当换能器仅仅正在采集图像数据时,针对较高频率的设备以大约每秒20至30帧能够采集数据。然而,如果同一组换能器被用于采集图像和流数据两者,并且以不同方式采集图像和流数据,图像数据的采集帧速率下降到低至每秒12至15帧。对于以每秒10帧的速率生成图像数据的IVUS导管(例如,较低频率设备),添加流功能使帧速率下降,以至于低至每秒4至5帧。降低采集帧速率增加了收集帧的采样时间并且导致更低的时间分辨率图像,其增加了如果正在执行自动撤回以探测血管,操作者将错过在血管或植入血管内设备(例如,支架)的缺陷的可能性。

发明内容

[0007] 本发明提供,当单组血管内超声(IVUS)换能器元件被用于采集对于每个成像模式不同的多于一组的血管内数据时,补偿采集帧速率的减少的系统和方法。本发明的各方面通过修改IVUS换能器元件操作以补偿当单组IVUS换能器元件以双采集模式操作时发生的采集帧速率的总体减少的方式来实现。

[0008] 在特定方面中,本发明提供用于产生血管内图像的系统,所述系统包括中央处理单元(CPU)和被耦合到CPU的用于存储指令的存储器。所述指令,在由CPU运行时,令在血管内超声设备中的换能器生成多个不同类型的数据,每种类型的数据基于换能器的不同操作方式。指令额外地令CPU关于数据类型中的一种调节其操作方式,以便令换能器生成对于一种类型数据的经修改的数据。然后CPU接收所述经修改的数据,并且显示包括所述经修改的

数据的血管内图像。

[0009] 在特定方面中,本发明提供用于产生血管内图像的方法,所述方法涉及令换能器生成多个不同类型的数据,每种类型的数据基于换能器的不同操作方式。所述方法额外地涉及针对数据类型中的一种调节换能器的所述操作方式,以便令换能器生成对于一种类型数据的经修改的数据。所述方法额外地涉及接收所述经修改的数据,并且显示包括所述经修改的数据的血管内图像。

[0010] 具有用于调节换能器操作的许多技术。例如,一些方法涉及调节对于至少一种类型的数据的孔径尺寸。例如,用于采集图像数据的传统采集序列可以涉及开动单一换能器元件,并且在相同元件或相同孔径内的不同相邻元件上接收。换言之,用于发射或接收的有效孔径尺寸是一个元件。调节的孔径尺寸将涉及在同一时间用两个或更多相邻换能器元件开动和/或接收。增加关于发射的孔径尺寸增加了声学输出强度,因此具有更强进的输出,并且增加关于接收的孔径尺寸增加了接收敏感度。这具有增加原始信噪比(SNR)的益处,并且因此提高了图像质量。当单组血管内超声(IVUS)换能器元件被用于采集对于每个成像模式不同的多于一组的血管内数据时,提高的图像质量能够补偿采集帧速率的减少。

[0011] 本发明的其他方法涉及调节换能器的采集帧速率。在一个实施例中,调节换能器所述操作方式涉及修正换能器的发射/接收序列以减少对于每个位置的发射信号的数量,从而调节一种类型的数据的采集帧速率。减少对于每个位置的发射信号的数量允许围绕导管主体的更快速移动以产生来自血管结构内的360度信息。例如,用于采集流数据的传统采集序列涉及开动4-元件孔径64次,并且平均所述数据以产生来自相同物理射束位置的32个平均的A扫描线的数据。序列在一个换能器元件上移动,并且重复处理直到循环通过所有换能器元件。经调节的发射/接收序列将涉及在每个孔径上仅仅开动32次,并且不对所述数据进行平均。减少对于每个位置的发射信号的数量允许围绕导管主体的周期的更快速完成,其导致对于那一个360度的数据帧的经调节类型的数据的更快速采集。这允许换能器更快速地从采集经调节的数据切换到采集任何其他类型的数据,从而不仅增加针对所述经调节的数据的采集帧速率,而且增加复合数据的显示的采集帧速率。

[0012] 在另一实施例中,调节换能器的所述操作方式可以通过减小针对一种类型的数据的换能器的成像视场来执行。减小对于任何一种类型的数据的视场缩短了对于所述类型的数据的每个发射/接收序列。缩短发射/接收序列允许更快速的数据采集,允许换能器更快速地从采集这样的数据切换到采集任何其他类型的数据。这样的途径不仅增加了针对经调节的数据类型的采集帧速率,而且增加了未调节的类型的数据的采集帧速率。

[0013] 在另一实施例中,调节换能器所述操作方式涉及修正换能器的操作方式以降低一种类型的数据的采集分辨率。该实施例的范例涉及修正发射/接收序列以减少采集的数量,以便围绕导管主体的更快速移动以产生来自血管结构内的360度信息。例如,用于采集流数据的传统采集序列涉及同时开动四个相邻换能器元件,以及然后同时在相同的四个元件上接收。在相同的四个元件上重复所述序列64次,产生来自同一物理射束位置的32个平均的A扫描线的数据。序列在一个换能器元件上移动以形成下一组四个换能器元件。然后在下一组四个元件上重复该过程。在传统的发射/接收序列中,在不同换能器组之间不跳过换能器元件。调节的发射/接收序列将涉及,当形成新组时,跳过一个或多个换能器元件,即从先前组的四个中移动两个或更多换能器以形成下一组四个换能器(或孔径)。减少组的数量允许

围绕导管主体的周期的更快速完成,其导致对于一个360度的数据帧的经调节的类型的数据的更快速采集。这允许换能器更快速地从采集经调节的数据切换到采集任何其他类型的数据,从而不仅增加针对经调节的数据采集帧速率,而且复合数据的显示的采集帧速率。

[0014] 调节换能器的所述操作方式也可以通过将一个、一些或所有成像模式的发射/接收限制到在360度典型IVUS数据中的具体扇区来执行。这样的途径涉及选择换能器的子组以被用于采集来自内血管圆周的子区域的一种、一些或所有类型的数据。以这种方式,小于所有换能器元件的全组的子组需要被使用以生成对应于感兴趣的圆周区域的一个、一些或所有类型数据。因此,已经增加了对于一种、一些或所有类型的数据的采集帧速率,并且因为换能器花费更少的时间来生成所有类型的数据,故来自这些类型的数据的复合数据的显示的采集帧速率也增加。

[0015] 在另一实施例中,扇区途径涉及使用换能器来产生360°血管内图像,显示360°血管内图像,选择在图像内的感兴趣区,以及选择换能器的子集以采集在感兴趣区中的一种类型的数据。该实施例允许来自全数据组的感兴趣区的正确选择。在扇区途径的另一实施例中,先前的实施例产生较低的分辨率360°血管内图像。扇区途径的另一实施例涉及使用换能器以产生360°血管内图像,显示360°血管内图像,选择在图像内的多个感兴趣区,选择换能器的多个子组,换能器的每个子组对应于选择的感兴趣区,以及使用换能器的子组来采集在感兴趣区中的每个中的一种类型的数据。在这些实施例的任何中,可以通过操作者手动或通过系统自动,或两者的组合来进行选择。

[0016] 在一些实施例中,能够结合多个调节方法。例如,在一些实施例中,针对一种或多种类型的数据增加孔径尺寸,并且针对数据类型中的一种或多种更改发射/接收序列被以减少的每个换能器处的发射信号的数量。增加孔径尺寸提高图像质量;并且减少发射信号的数量增加采集帧速率。在该实施例中,在成像处理期间收集具有更好SNR的数据,并且也增加了采集帧速率。

[0017] 通常,尽管不要求,但是产生的血管内图像还包括至少一个其他类型的数据。在范例性实施例中,第一类型的数据是血管内结构图像数据,并且第二类型的数据是血管内流数据。当换能器正在以双采集模式操作时,任一个或两者的采集可以被调节以增加整体采集帧速率。在一些实施例中,血管内流数据是被调节的一种类型的数据。在其他实施例中,血管内结构图像数据是被调节的一种类型的数据。在其他实施例中,调节血管内流和结构图像数据两者。

附图说明

[0018] 图1是示出在导管实验室中的IVUS医学系统的说明性实施例的示意图。

[0019] 图2是示出IVUS导管的示意图。

[0020] 图3是示出以传统灰阶结构成像模式操作的一组阵列换能器元件的示意图。

[0021] 图4是示出典型个体A扫描线的曲线图,在x-轴上的时间对应于从导管到血管内腔和壁的距离。

[0022] 图5描绘了从多个A扫描线构建的扫描转换和日志压缩灰阶360度IVUS图像。在图像上的虚线中的每个表示一个扫描线。

[0023] 图6是示出以流成像模式操作的一组阵列换能器元件的示意图。

[0024] 图7面板A是血管的灰阶IVUS图像。图7面板B是血管内的流图像。图7面板C是流数据叠加在灰阶图像上的复合图像。

具体实施方式

[0025] 本发明总体上涉及用于从来自血管内超声(IVUS)设备采集的两个不同类型的数据产生血管内图像的系统和方法。IVUS成像被广泛使用在介入性心脏病学中作为用于评估人体内的病变血管(例如动脉)的诊断工具,以确定处置的需要、引导介入、和/或评估其有效性。包括一个或多个超声换能器的IVUS设备被引入血管并且被引导到被成像的区域。换能器发射并且然后接收背散射超声能量,以便创建感兴趣的血管的图像。超声波被起因于组织结构(诸如,血管壁的各个层)、红细胞和其他感兴趣的特征的间断点部分地反射。来自反射波的回波被换能器接收,并且被传递到IVUS成像系统。成像系统处理接收到的超声回波以产生放置设备的血管的360度横截面图像。

[0026] 当今在使用中具有两个一般类型的IVUS设备:旋转的和固态的(也被认为是合成孔径相控阵列)。对于典型旋转IVUS设备,单个超声换能器元件被定位在柔性传动轴的端部,所述柔性传动轴在被插入感兴趣血管中的塑料鞘里面旋转。换能器元件被取向为使得超声射束总体上垂直于设备的轴传播。液体填充的鞘保护血管组织免受自旋的换能器和传动轴损伤,而允许超声信号从换能器传播到组织中并返回。当传动轴旋转时,利用高电压脉冲周期性地激励换能器以发射超声的短突发。然后相同的换能器监听从各个组织结构反射的返回回波。IVUS成像系统聚集来自在换能器的单旋转期间发生的脉冲/采集循环序列的血管横截面的二维显示。

[0027] 相反,固态IVUS设备承载换能器复合体,所述换能器复合体包括围绕被连接到换能器控制器组的设备的圆周分布的超声换能器阵列。换能器控制器选择换能器组来发射超声脉冲以及接收回波信号。通过逐步通过发射-接收数据集的序列,固态IVUS系统能够将经机械扫描的换能器元件的作用进行合成,而不移动部件。相同的换能器元件能够被用于采集不同类型的血管内数据。基于换能器元件的不同操作方式采集不同类型的血管内数据。固态扫描器能够被有线地直接连接到具有简单电缆和标准可拆式电连接器的成像系统。尽管关于固态IVUS设备描述了本发明的方面,本领域的技术人员将认识到本发明也适用于旋转IVUS设备。

[0028] 图1是描绘根据本公开的一些实施例的包括在各个应用中的IVUS成像系统的医学系统的示意图。一般地,医学系统100可以是单模式医学系统,诸如IVUS系统,并且也可以是多模态医学系统。在这方面,多模态医学系统提供多种形式的采集和处理元件的相干集成和联合,所并且述处理元件被设计为对各种方法敏感,所述各种方法用于采集和解读人类生物生理学和形态学信息和对各种状况的协同处置。

[0029] 参考图1,成像系统101是用于医学感测数据的一个或多个模态的采集、控制、解释和显示的集成设备。因此,在一些实施例中,成像系统101是单模态成像系统,例如IVUS成像系统,然而,在一些实施例中,成像系统101是多模态成像系统。在一个实施例中,成像系统101包括具有硬件和软件的计算机系统,所述硬件和软件用于采集、处理和显示医学成像数据,但是,在其他实施例中,成像系统101包括能处理医学数据的任何其他类型的计算系统。在成像系统101包括计算机工作站的实施例中,所述系统包括处理器(例如,微控制器或专

用中央处理单元(CPU))、非暂态计算机可读存储介质(例如,硬盘驱动器、随机存取存储器(RAM)和/或光盘只读存储器(CD-ROM))、视频控制器(例如,图形处理单元(GPU))、和/或网络通信设备(例如,以太网控制器和/或无线通信控制器)。在这方面,在一些具体实例中,成像系统101被编程为运行与本文中描述的数据采集和分析相关联的步骤。相应地,应当理解,与本公开内容的数据采集、数据处理、器械控制和/或其他处理或控制方面有关的任何步骤可以由成像系统101使用可由处理系统访问的被存储在非暂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,成像系统101是便携式的(例如,手持式、在手推车上等)。而且,应当理解,在一些实例中,成像系统101包括多个计算设备。在这方面,具体应当理解,本公开内容的不同处理和/或控制方面可以使用多个计算设备来单独地实施或在预定义分组之内实施。下面描述的在多个计算设备上的处理和/或控制方面的任何划分和/或组合在本公开内容的范围之内。

[0030] 在图示的实施例中,医学系统100被部署在具有控制室104的导管实验室102中,成像系统101被定位在控制室中。在其他实施例中,成像系统101可以被定位在其他地方,例如,在导管实验室102中,在医学设施中的中央区中,或在网络上可访问的场外位置处。例如,成像系统101可以是基于云的资源。导管实验室102包括无菌域,所述无菌域一般涵盖流程区,然而取决于流程和/或健康护理设施的要求,相关联的控制室104可以是或不是无菌的。导管实验室和控制室可以用于执行关于患者的任何数目的医学感测流程,诸如,血管内超声(IVUS)、血管造影、虚拟组织学(VH或VH-IVUS)、前视IVUS(FL-IVUS)、血管内光声(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(CT)、心脏内超声心动描记(ICE)、前视ICE(FLICE)、血管内脉搏描记(intravascular palpography)、经食道超声(TEE)、热成像、磁共振成像(MRI)、微磁共振成像(mMRI或 μ MRI)或本领域已知的任何其他医学感测模态。而且,导管实验室和控制室可以用于执行关于患者的一个或多个处置或治疗流程,例如,射频消融(RFA)、低温疗法、经皮腔内斑块旋切术或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可以经历多模态流程,或者作为单个流程或者多个流程。在任何情况下,导管实验室102包括多个医学器械,所述多个医学器械包括医学感测设备,所述医学感测设备收集来自患者106的在各种不同医学感测模态中的医学感测数据。

[0031] 在图1的图示实施例中,器械108是可以由临床医生利用以采集关于患者106的医学感测数据的医学感测设备。例如,器械可以收集压力、流量(速度)、图像(包括使用超声(例如,IVUS)、OCT、热和/或其他成像技术获得的图像)、温度中的一个和/或其组合。在一些实施例中,设备108收集在相似模态的不同版本中的医学感测数据。例如,在一个这样的实施例中,设备108收集压力数据和图像数据。在另一这样的实施例中,设备108收集10MHz IVUS数据,20MHz IVUS数据,40MHz IVUS数据或其他频率的IVUS。相应地,设备108可以是任何形式的设备、器械或探头,所述设备、器械或探头被定尺寸并且定形以被放置在脉管之内,被附接到患者的外部,或在一定距离对患者进行扫描。

[0032] 在图1的图示实施例中,器械108是IVUS导管108,所述IVUS导管108可以包括一个或多个传感器(例如,相控阵换能器)以收集IVUS感测数据。在一些实施例中,IVUS导管108可以能够进行多模态感测,例如,图像和流感测。在一些实例中,IVUS患者接口模块(PIM)112被耦合到IVUS导管108,IVUS导管108被耦合到成像系统101。具体地,IVUS PIM 112能通

过IVUS导管108接收从患者106收集的医学感测数据,并且能将所接收的数据发送到控制室104中的成像系统101。在一个实施例中,PIM 112包括模数(A/D)转换器,并且将数字数据发送到成像系统101。然而,在其他实施例中,PIM将模拟数据发送到处理系统。在一个实施例中,IVUS PIM 112将在外围部件互连快速(PCIe)数据总线连接上发送医学感测数据,但是,在其他实施例中,其可以在USB连接、雷电连接、火线连接、以太网连接或某种其他高速数据总线连接上发送数据。在其他实例中,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可以将PIM连接到成像系统101。

[0033] 额外地,在医学系统100中,心电图(ECG)设备116能将来自患者106的心电图信号或其他血液动力学数据发送到成像系统101。而且,血管造影系统117能收集患者106的X射线、计算机断层摄影(CT)或磁共振图像(MRI),并且将它们发送到成像系统101。在一个实施例中,血管造影系统117通过适配器设备被通信地耦合到成像系统101的处理系统。这样的适配器设备可以将来自专有第三方格式的数据变换成可由成像系统101使用的格式。在一些实施例中,成像系统101能将来自血管造影系统117(例如,X射线数据、MRI数据、CT数据等)的图像数据与来自IVUS导管108的感测数据进行共配准。作为这的一个方面,可以执行所述共配准以利用感测数据生成三维或四维图像。

[0034] 床边控制器118也被通信地耦合到成像系统101,并且提供对用于诊断患者106的具体医学模态(或多个模态)的用户控制。在当前实施例中,床边控制器118是触摸屏控制器,其在单一表面提供用户控制和诊断图像。在备选实施例中,然而,床边控制器118可以包括非交互显示和单独的控制两者,例如物理按钮和/或操纵杆。在集成医学系统100中,床边控制器118能在图形用户界面(GUI)中呈现 workflow 控制选项和患者图像数据。在一些实施例中,床边控制器118包括用户接口(UI)框架服务,通过所述用户接口(UI)框架服务与多个模态相关联的 workflow 可以执行。由此,床边控制器118可以能够显示对于多模态的 workflow 和诊断图像,允许临床医生用单接口设备控制多模态医学感测数据的采集。

[0035] 在控制室104中的主控制器120也被通信地耦合到成像系统101,并且如图1所示,邻近导管实验室102。在当前实施例中,主控制器120类似于床边控制器118,这是因为其包括触摸屏并且能经由在其上执行的UI框架服务显示对应于不同医学感测模态的许多基于GUI的 workflow。在一些实施例中,主控制器120被用于同时执行与床边控制器118的程序流程的不同方面。在备选实施例中,主控制器120包括非交互显示器和独立控制,例如鼠标和键盘。

[0036] 医学系统100还包括吊杆显示器122,所述吊杆显示器122被通信地耦合到成像系统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,并且一个监视器可以显示矢状视图。

[0037] 而且,多模态成像系统101被通信地耦合到数据网络125。在图示的实施例中,数据网络125是基于TCP/IP的局域网(LAN);然而,在其他实施例中,其可以利用不同的协议,例如同步光网络(SONET),或可以是广域网络(WAN)。成像系统101可以经由网络125连接到各种资源。例如,成像系统101可以通过网络125与医学数字成像及通信(DICOM)系统126、图片存档及传输系统(PACS)127和医院信息系统(HIS)128通信。额外地,在一些实施例中,网络控制台130可以经由网络125与成像系统101通信,以允许医生或其他健康专业人员远程访

问医学系统100的方面。比如,网络控制台130的用户可以访问患者医学数据,例如由成像系统101收集的诊断图像,或在一些实施例中,可以实时监控或控制在导管实验室102中的一个或多个进行流程。网络控制台130可以是具有网络连接的任何种类的计算设备,例如PC、膝上型电脑、智能手机、平板计算机或被定位在健康护理设施内部或外部的其他这样的设备。

[0038] 额外地,在图示性实施例中,以上讨论的系统100中的医学感测工具被示为经由有线连接(例如,标准铜连接或光纤连接)被通信地耦合到成像系统101,但是在备选实施例中,所述工具可以使用IEEE 802.11 Wi-Fi标准、超宽带(UWB)标准、无线火线、无线USB或另一高速无线网络标准经由无线连接被连接到成像系统101。

[0039] 本领域的普通技术人员将认识到,以上描述的医学系统100是简单地能收集与多个医学模式相关联的诊断数据的系统的范例性实施例。在备选实施例中,不同的和/或额外的工具可以被通信地耦合到成像系统101,以便将额外的和/或不同的功能供给医学系统100。

[0040] 使用IVUS设备执行本发明的方面。通常,以导管的形式提供本发明的IVUS设备。例如,在Yock,美国专利号4794931、5000185和5313949;Sieben等人,美国专利号5243988和5353798;Crowley等人,美国专利号4951677;Pomeranz,美国专利号5095911,Griffith等人,美国专利号4841977,Maroney等人,美国专利号5373849,Born等人,美国专利号5176141,Lancee等人,美国专利号5240003,Lancee等人,美国专利号5375602,Gardineer等人,美国专利号5373845,Seward等人,Mayo Clinic Proceedings 71(7):629-635(1996),Packer等人,Cardiostim Conference 833(1994),“Ultrasound Cardioscopy”,Eur.J.C.P.E.4(2):193(1994年6月),Eberle等人,美国专利号5453575,Eberle等人,美国专利号5368037,Eberle等人,美国专利号5183048,Eberle等人,美国专利号5167233,Eberle等人,美国专利号4917097,Eberle等人,美国专利号5135486和与管腔内的超声设备和模态有关的本领域已知的其他参考中示出了IVUS导管的一般设计和构建。导管通常将具有近端和端区域,并且将包括被定位在远端区域的成像尖端。当被定位在患者身体里面的感兴趣区中时,这样的导管具有获得围绕成像尖端的区域的回波描记图像的能力。导管和其相关联电子电路也将能够定义关于在感兴趣区中获得的每个回波描记数据集的导管轴的位置。

[0041] 图2示出了用于插入患者以便诊断成像的固态血管内超声探头200。探头200包括导管201,所述导管201具有导管体202和中空换能器杆204。导管体202是柔性的,并且具有近端部分206和远端部分208两者。导管体202可以是单腔聚合物挤压成型体,例如由聚乙烯(PE)制成,但是可以使用其他聚合物。而且,导管体202可以由多个级别的PE,例如,HDPE和LDPE形成,使得相对于导管体的中间和远端部分,近端部分显示高度的刚度。该配置向操作者提供有效执行期望流程所要求的导管处理性质。

[0042] 导管体202是围绕换能器杆204的鞘。为了解释的目的,在图2中的导管体202被图示为视觉透明的,使得尽管将认识到导管体202可以或不可以是视觉透明的,能够看到被处置在其中的换能器杆204。换能器杆204可以用在导管体202内的无菌液体,诸如生理盐水冲洗。液体注入端口(未示出)可以被提供在导管体202与接口模块的结合点处,使得能够初始地和周期性地冲洗在导管体202里面的空间。液体用于排除不利地影响图像质量围绕换能

器杆204的气泡的存在。换能器杆204具有近端部分210和远端部分212,所述近端部分210被设置在导管体202的近端部分206内,所述远端部分212被设置在导管体202的远端部分208内。

[0043] 导管体202的远端部分208和换能器杆204的远端部分212被插入患者。探头200的可用长度(能够被插入患者中的部分)能够是任何适合的长度,并且能够取决于应用而改变。换能器杆204的远端部分212包括换能器组件218。

[0044] 换能器组件218被用于获得来自血管内的超声信息。将认识到,可以使用任何适当的频率和任何适当量的频率。范例性频率从大约5MHz到80MHz的范围。在一些实施例中,IVUS换能器在10MHz或20MHz操作。一般地,归因于取决于血液的背散射系数的强频率,较低频率信息(例如,少于40MHz)促进组织对血液分类方案。较高频率信息(例如,大于40MHz)一般地提供以血液和组织之间的差的区分为代价的更好的分辨率,其能够使得很难识别血管内腔边界。流检测算法,包括运动检测算法(例如,CHROMAFLO(IVUS液体流显示软件;Volcano公司)、Q-流量、B-流量、Delta-相位、多普勒、功率多普勒等)、时间算法、谐波信号处理能够被用于从其他结构组织中区分血液斑块,并且因此增强从血液背散射的超声能量引起图像伪影处的图像。

[0045] 导管体202可以包括柔性无损伤远尖端。例如,通过排除在远尖端和导管体之间的接合点,集成远尖端能够增加导管的安全性。集成尖端能够提供更平滑的内部直径以便组织移动到在尖端中的集气室。在制造期间,用在材料外壳上的聚合物层压板能够完成从外壳到柔性远尖端的过渡。通常要求无焊、皱褶或螺旋接合。无损伤的远尖端允许导管远侧地前进通过血管或其他身体内腔,而减少由导管引起的对身体内腔的任何损伤。通常,远尖端将具有导丝通道以允许在导丝上将导管引导到目标损伤。在一些范例性配置中,无损伤远尖端包括线圈。在一些配置中,远尖端具有圆形,钝远端。导管体能够是管状的,并且具有与无损伤尖端连通的前向圆形孔径。

[0046] 接口模块214经由在换能器杆204内的至少一个电信号发射元件(例如,线或同轴缆线)通过将电信号发送到换能器组件218以及接收来自换能器组件218的电信号与换能器组件218通信。接口模块214能够接收、分析和/或显示通过换能器杆204接收到的信息。将认识到,任何适当的功能、控制、信息处理和分析以及显示能够并入接口模块214。例如在Cor1(美国专利申请号2010/0234736)中提供了接口模块的又一描述。

[0047] 换能器杆204包括换能器组件218和换能器外壳220。换能器组件218被耦合到换能器外壳220。换能器外壳220被定位在换能器杆204的远端部分212。换能器组件218能够是任何适当的类型,包括,但不限于,一个或多个先进的换能器技术,例如压电微机械超声换能器(pMUT)或电容式微机械超声换能器(CMUT)技术。

[0048] 换能器组件218能够包括或者单一换能器或阵列。在一些实施例中,换能器组件18是64个个体换能器元件的阵列。64个换能器元件被分布围绕换能器杆204的圆周,并且被操作地连接到接口模块214。接口模块214选择换能器组来发射超声脉冲以及接收回波信号。通过逐步通过发射-接收数据集的序列,固态IVUS系统能够将经机械扫描的换能器元件的作用进行合成,而不移动部件。

[0049] 相同的换能器元件能够被用于采集不同类型的血管内数据,例如流数据、运动数据和结构图像数据。基于换能器元件的不同操作方式采集不同类型的血管内数据。例如,

在灰阶成像模式中,换能器元件用具有在任何给定时间激活的14个元件的孔径以一定序列发射,其中这十四个元件中的一个发送超声脉冲,并且剩余元件接收或转换返回的超声(图3)。在这方面,发射-接收序列移动围绕所有64个元件以创建总计896个发射-接收序列,然后其被后处理通过合成孔径聚焦以创建256或512或其他预定数量的个体扫描线,其被扫描转换以创建一个灰阶IVUS图像(图4-5)。图4描绘了典型个体扫描线,在x-轴上的时间对应于从导管到血管内腔和壁的距离。图5描绘了从256个扫描线构建的扫描转换和日志压缩灰阶IVUS图像。在图像上的虚线中的每个表示一个扫描线。本领域周知以及例如在Hancock等人(美国专利号8187191)、Nair等人(美国专利号7074188)和Vince等人(美国专利号6200268)中描述了用于构建IVUS图像的方法,通过引用将其中的每个的内容并入本文。

[0050] 在流成像模式中,IVUS导管发射序列被改变,使得首先换能器照常操作以采集灰阶图像扫描线,并且然后换能器元件以不同方式操作以收集关于运动或流的信息。图6图示了在流成像模式中的换能器操作序列。通过同时四个相邻换能器元件上发射并且然后同时在相同的四个上接收,采集声学信息。

[0051] 在相同的四个元件上重复该序列64次,产生来自同一物理射束位置的64条A扫描线的数据,然后以二平均,导致32条线。序列围绕每个换能器元件步进,即,移过一个换能器元件以形成四个元件的下一组作为下一个孔径。在下一组四个元件上重复发射-接收处理。该处理使得流数据的一个图像(或帧)能够被采集。数据的每个流帧的采集与数据的IVUS灰阶帧交错。在O'Donnell等人(美国专利号5921931)、美国临时专利申请号61/587834,以及美国临时专利申请号61/646080中进一步描述了操作IVUS导管来采集流数据以及构建所述数据的图像,通过引用将其中的每个的内容并入本文。用于以流模式操作IVUS导管和显示流数据的商购液体流显示软件特征是CHROMAFLO(IVUS液体流显示软件特征;Volcano公司)。

[0052] 如图7所示,面板A-C,流数据能够用图像数据覆盖以提供组合图像。图7描绘了血管里面的360度横截面视图,并且因此流数据表示在血管中的血流。组合图像向医师提供未单独由任何IVUS图像提供的额外水平的详情。面板A示出了单独的灰阶图像。面板B示出了单独的流数据图像。面板C示出了在灰阶图像上的流数据的图像的覆盖。应当认识到,在许多应用中,包括,但不限于诊断和/或处置患者,能够使用血管数据。例如,如由美国专利号6381350提供的,血管数据能够被用于识别和/或对血管边界或边缘进行成像,通过引用将其全文并入本文。如由美国专利号6200268提供的,血管数据的另一使用是用于对血管斑块进行分类和/或对血管斑块进行成像,通过引用也将其全文并入本文。如由美国专利号8449465提供的,血管数据的另一使用是用于对血管组织进行分类,通过引用也将其全文并入本文。

[0053] 能够采集数据的速率影响图像的时间分辨率。数据的采集速率(每秒帧)也是图像视场的结果。例如,在20MHz频率操作的IVUS导管能够显示20mm视场。他们将收集数据直到自导管/换能器在每个方向径向10mm,以及采集帧速率将为大约每秒30帧。对于在20MHz频率操作以及显示24mm视场的IVUS导管,采集帧速率为大约每秒24帧。对于在10MHz频率操作以及显示60mm视场的IVUS导管,采集帧速率为大约每秒11帧。

[0054] 当单组换能器被用于收集多个不同类型的数据时发生的问题是由于收集的每个类型的数据的采集帧速率的下降,例如从单模式操作到双或多模式操作在采集帧速率的

50%或更多的减少。使用20MHz频率,20mm视场导管作为范例,灰阶采集帧速率为大约每秒30帧。然而,由于首先在结构图像数据模式中以及然后在流数据模式中备选地收集额外的数据,当换能器被用于采集图像和流数据时,对于复合图像数据的采集帧速率从每秒30帧下降到大约每秒14帧(例如,12-15帧每秒)。

[0055] 不管视场的频率,操作换能器阵列组以采集多于一种类型的数据导致整体采集帧速率的下降。这是因为换能器被超声回波的时间限制以发射并且从视场的边缘返回到换能器。例如,用在20MHz操作以及使用24mm视场的IVUS导管,采集帧速率能够从大约每秒24帧下降到大约每秒9-10帧。对于在10MHz频率操作以及使用60mm视场的IVUS导管,采集帧速率能够从大约每秒11帧减少到大约每秒4帧。

[0056] 在一些方面,本发明提供各种技术来修改对于被采集的数据类型中的至少一个的换能器阵列激励序列。以这样的方式,修改的数据补偿(对于被采集的所有数据类型)采集帧速率的整体下降,并且能够增加图像时间分辨率和/或质量。因此,在一些实施例中,对于数据类型中的一种采集具有更好SNR的数据,不调节采集帧速率。在其他实施例中,调节对于单一类型的数据的采集帧速率补偿其他类型的数据的采集帧速率的急下降,从而增加其他类型的数据的采集帧速率而不调节换能器操作以采集所述类型数据的方式。

[0057] 使用图像数据和流数据的组合描述,并且在改变成像数据收集模式的采集帧速率的情境中讨论以下实施例。将认识到,本文描述的方法和系统应用于由单组换能器采集的多于仅仅两种类型的数据,例如三种类型的数据、四种类型的数据、五种类型的数据、十种类型的数据等。额外地,也将认识到,其不必是被调节的流数据。能够调节图像数据的采集,不改变流数据的采集。在其他实施例中,对于多于一种类型的数据的采集能够进行调节,例如,对于图像数据和流数据两者的采集能够进行调节。

[0058] 在一个实施例中,如与其他类型的数据比较,一种类型的数据的视场被限制或变窄。如上讨论的,通过发射/接收模式系列操作换能器,单一换能器以发射模式发送信号,并且然后以接收模式接收信号,其表示一个序列。换能器直到接收先前的发射信号,才切换回到发射模式。通过减小视场,缩短了每个发射/接收序列。缩短每个发射/接收序列允许流数据的快速采集,允许换能器更快地从采集流数据切换到采集图像数据,从而增加不仅仅流数据,而且复合图像数据的采集帧速率。例如,对于在10MHz频率操作的IVUS导管,换能器将以允许图像数据以用60mm视场采集的方式操作。然而,对于流数据,视场将从60mm限制或变窄到更小的视场,例如50mm、40mm、30mm,或在范例性数之间的更少数或任何数。

[0059] 具体地,减小换能器的视场意味着,在发射模式,换能器花费相同的时间来发射超声脉冲,然而,花费更少的时间来接收发射的脉冲,因为正在探询更靠近换能器的组织的更小区域。每个发射/接收周期更短,其在周期之间花费更少的时间,并且因此更少的时间来采集流数据。因此这允许换能器从流数据采集更快速地切换到图像数据采集,从而增加对于最终复合图像数据的采集帧速率。在该实施例中,已经增加了对于流数据的采集帧速率,并且因为换能器花费更少的时间采集流数据,对于复合图像数据的采集帧速率增加,不必进行对于图像数据的采集的调节或修改。对于该技术可能被用于图像数据代替流数据,或对于该技术被应用于图像和流数据两者。

[0060] 在另一实施例中,调节换能器所述操作方式涉及修正换能器的发射/接收序列以减少对于每个位置的发射信号的数量,从而调节一种类型的数据的采集帧速率。减少对于

每个位置的发射信号的数量允许围绕导管主体的更快速移动以产生来自血管结构内的360度信息。例如,用于采集图像数据的传统采集序列涉及开动4-元件孔径64次,并且平均所述数据以产生来自相同物理射束位置的32个平均的A扫描线的数据。序列在一个换能器元件上移动,并且重复处理直到循环通过所有换能器元件。经调节的发射/接收序列将涉及在每个孔径上仅仅开动32次,并且不对所述数据进行平均。减少对于每个位置的发射信号的数量允许围绕导管主体的循环的更快速完成,其导致对于一个360度的数据帧的经调节的类型的数据的更快速采集。这允许换能器更快速地从采集经调节的数据切换到采集任何其他类型的数据,从而不仅增加针对经调节的数据的采集帧速率,而且增加复合数据的显示的采集帧速率。换句话说,在传统激励序列中,对于每个触发,换能器激励两次(在b-模式和流模式两者中),并且然后使用两个激励的平均作为在每个模式中的单激励。用‘单激励’,换能器对于每个触发激励一次,并且在任何模式中没有平均。因此,使帧速率加倍。

[0061] 在另一实施例中,针对一种类型的数据调节换能器的所述操作方式以降低实现更快帧速率所获得的流数据的横向或圆周分辨率。通常,通过同时操作四个相邻换能器元件并且然后同时在相同的四个上接收,采集流数据。在相同的四个元件上重复该序列64次,产生来自同一物理射束位置的32个平均的A扫描线的数据。序列围绕每个换能器元件步进,即,移过一个换能器元件以形成四个元件的下一组。在下一组四个元件上重复处理。

[0062] 为了增加采集帧速率,开动序列被调节,使得当形成新组时,序列跳过换能器,即,从四个的先前组移动两个或更多换能器以形成四个换能器的下一组。尽管增加了采集帧速率,其也将减少复合或单模式数据的横向分辨率。例如,新的操作序列将正在同时操作四个相邻换能器元件并且然后同时在相同的四个上接收。在相同的四个元件上重复该序列64次,产生来自同一物理射束位置的32个平均的A扫描线的数据。序列跳过一个换能器元件,并且形成下一组四个换能器元件。在下一组四个元件上重复处理。减少组的数量允许围绕导管主体的循环的更快速完成,其导致流数据的更快速采集。这允许换能器更快速地从采集流数据切换到采集图像数据,从而不仅仅增加针对流数据采集帧速率,而且增加针对图像数据的采集帧速率。换句话说,在该实施例中,已经增加了对于流数据的采集帧速率,并且因为换能器花费更少的时间采集流数据,对于图像数据的采集帧速率增加,不必进行对于图像数据的采集的调节或修改。对于该技术可能被用于图像数据代替流数据,或对于该技术被应用于图像和流数据两者。

[0063] 在另一实施例中,应用扇区途径。以该方式,对应于感兴趣区的仅仅换能器的子集被用于产生流数据。该实施例通过生成感兴趣的血管的360°灰阶横截面图像来实现。从该图像,选择将针对其生成流数据的一些子分区。用所述方式,所有换能器中的仅仅子集需要被用于采集对应于感兴趣的子分区的流数据。因此,已经增加了对于流数据的采集帧速率,并且因为换能器花费更少的时间采集流数据,对于复合图像数据的采集帧速率增加,不必进行对于图像数据的采集的调节或修改。对于该技术可能被用于图像数据代替流数据,或对于该技术被应用于图像和流数据两者。

[0064] 子分区能够是360°图像的任何子分区,例如,45°子分区、60°子分区、90°子分区、120°子分区、135°子分区、180°子分区、225°子分区、240°子分区、270°子分区、300°子分区或315°子分区。在一些实施例中,在任何一个时间点选择多于一个的子分区,使得同时生成对于多个分区的流数据。子分区能够临近彼此,或能够与彼此断开。

[0065] 能够通过用户突出在其中应当被显示的流数据的360°图像的分区手动选择子分区。这能够通过使用交互设备,如计算机鼠标,或触屏监控器以与软件通信通过在用户和GUI之间的简单交互模式来进行,然后软件将控制调节对向的感兴趣扇区以及将所述信息翻译成定义换能器操作的IVUS系统的成像板。备选地,能够向子分区自动显示流数据。在一些实施例中,流数据被自动分成120°子分区,使用简单GUI控制或在IVUS系统键盘上的专用控制、控制板或触摸屏控制板,用户能够拨动通过关于360°图像。以这种方式,在任何时间流数据与360°图像的三分之一覆盖。对于该技术可能被用于图像数据代替流数据,或对于该技术被应用于图像和流数据两者。

[0066] 当换能器的单组正在被用于采集多个不同类型的数据时,可以组合以上实施例中的任何以增加整体采集帧速率。例如,以上低分辨率实施例能够被应用到图像数据以产生血管的360°低分辨率图像。对于要被执行的那个,当从先前组14个换能器元件形成下一组14个换能器元件时,将跳过换能器中的一个或多个。从所述低分辨率图像,能够选择图像的子分区以与流数据覆盖。以这种方式,从图像数据和流数据两者正在调节换能器的所述操作方式。

[0067] 另一范例能够是首先产生低分辨率复合图像,以及然后用用户输入自动检测,或半自动检测在360度复合图像上的感兴趣区。然后所述系统能够从低分辨率复合图像模式自动切换到扇区复合图像模式以突出在最终复合图像中的感兴趣的扇区。

[0068] 在优选实施例中,以上描述的技术被应用到10MHz,60mm视场IVUS导管,其中,每秒4-5帧的图像采集速率对于外周血管内的图像流不足以从非脉动静脉流中区分脉动动脉流。增加采集帧速率,例如到大约每秒9帧(其通过本发明的系统和方法实现)允许10MHz,60mm视场IVUS导管以被用于显示外周血管内的图像和流数据,充分分离了脉动和非脉动流样式。

[0069] 一个特别的优点是允许用10MHz相控阵设备的流检测。这对于在支架移植过程中检测血栓、解剖和内漏中医师执行外周血管流程以便处置腹主动脉瘤(AAA)是有用的。另外,使用流检测能力,用户能够更容易地引导通过如血管内动脉瘤/主动脉瓣修复(EVAR)的流程,并且由此归因于当前地被用于导管插入和血管外科实验室的血管造影成像技术,减少了对于患者的对比剂剂量。更具体地,具有10MHz设备的流检测能力将使得更容易检测:内漏、清扫、血栓、支架并置和介入过程的结果以恢复到血管的正常血流。

[0070] 在另一实施例中,本发明提供允许控制的可变帧速率的系统和方法。以上途径中的任何能够被用于实现控制的可变帧速率。在可变帧速率途径中,操作换能器以采集对于所述类型的数据在标准采集帧速率的单类型数据。用户请求时,换能器的所述操作方式能够被调节,使得换能器能够采集对于血管中的定位的多于一种类型的数据。基于通知系统采集多于一种类型的数据,使用以上描述的实施例,使得采集具有调节的采集帧速率的复合数据,例如结构图像和/或流数据。以这种方式,对于物理结构的单数据集包括在两个不同采集帧速率采集的相同类型的数据。

[0071] 在本发明的其他方面,改进了对于数据类型中的一个或多个的图像质量而不调节对于数据类型中的任一个的换能器的采集帧速率。当然,换能器的另一参数被修改以提高图像质量,并且补偿当对于不同类型的数据具有采集帧速率急下降时发生的图像质量的急下降。例如,一些方法涉及调节对于至少一种类型的数据的孔径尺寸。例如,用于采集图像

数据的传统采集序列可以涉及开动单一换能器元件,并且在相同孔径内的相同元件或不同相邻元件上接收。换言之,用于发射或接收的有效孔径尺寸是一个元件。经调节的孔径尺寸将涉及在同一时间用两个或更多相邻换能器元件开动和/或接收。增加关于发射的孔径尺寸增加了声学输出强度,因此具有更强进的输出,并且增加关于接收的孔径尺寸增加了接收敏感度。这具有增加原始信噪比(SNR)的益处,并且因此提高了图像质量。当单组血管内超声(IVUS)换能器元件被用于采集对于每个成像模式不同的多于一组的血管内数据时,提高的图像质量能够补偿采集帧速率的减少。

[0072] 能够组合以上实施例中的任何,即,能够组合多个调节方法。例如,在一些实施例中,对于一种或多种类型的数据增加孔径尺寸,并且发射/接收序列被更改以减少对于数据类型中的一种或多种的每个换能器处的发射信号的数量。增加孔径尺寸提高图像质量;并且减少发射信号的数量增加采集帧速率。在该实施例中,在成像处理期间收集更多数据,并且也增加采集帧速率。

[0073] 通过引用并入

[0074] 贯穿该公开已经对其他文献,诸如专利、专利申请、专利出版、期刊、书籍、论文、网站内容进行参考和引用。在此出有所有目的通过引用将所有这样的文献并入本文。

[0075] 等价方案

[0076] 根据本文献的全部内容,包括对本文列举的科学和专利文献的引用,对本发明的各个修改和其中的许多其他实施例,以及本文示出和描述的那些,对本领域的技术人员将是显而易见的。本文的主题包括能够针对本发明的实践在其各个实施例和其等价方案调整的重要信息、范例和指导。

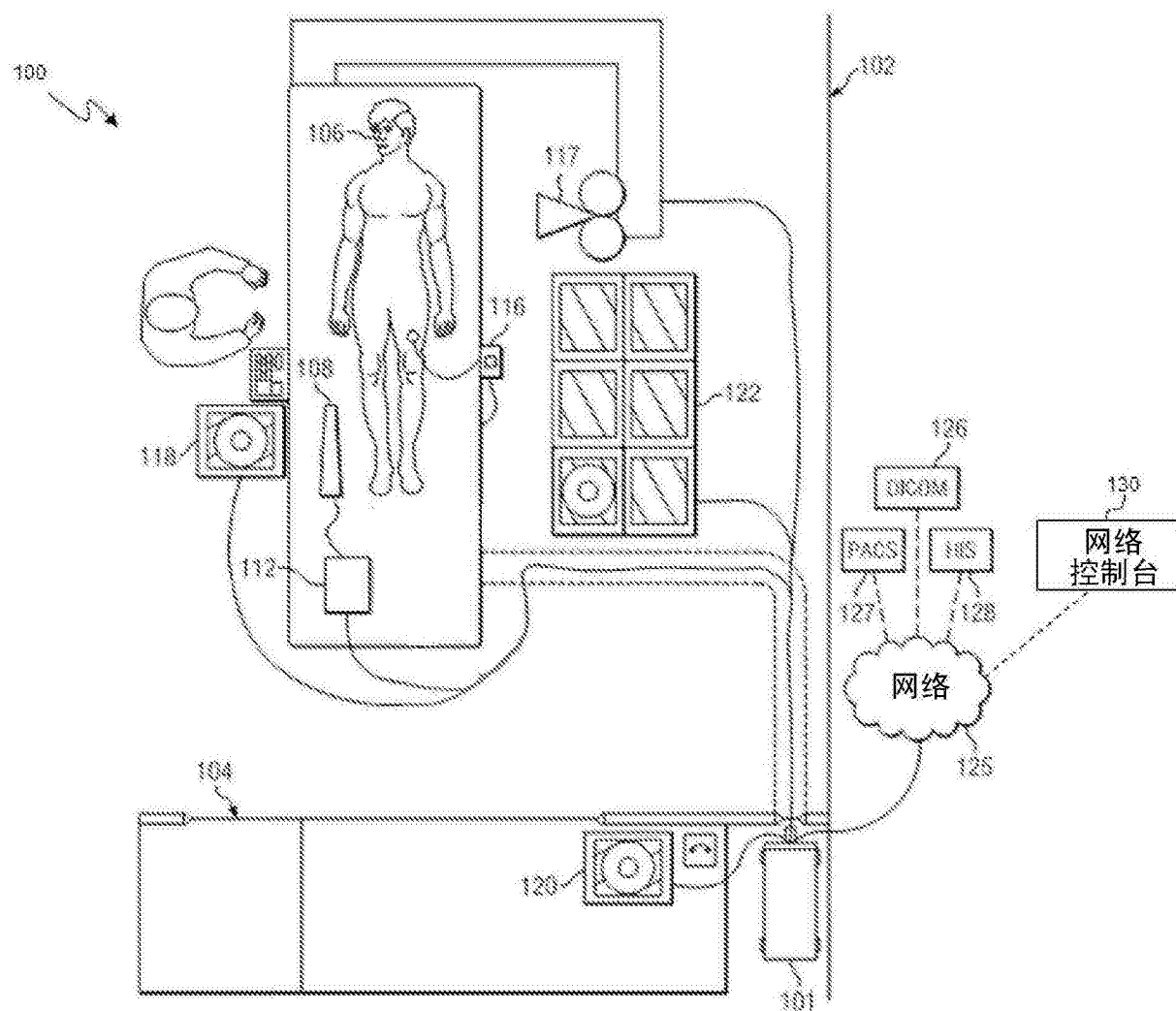


图 1

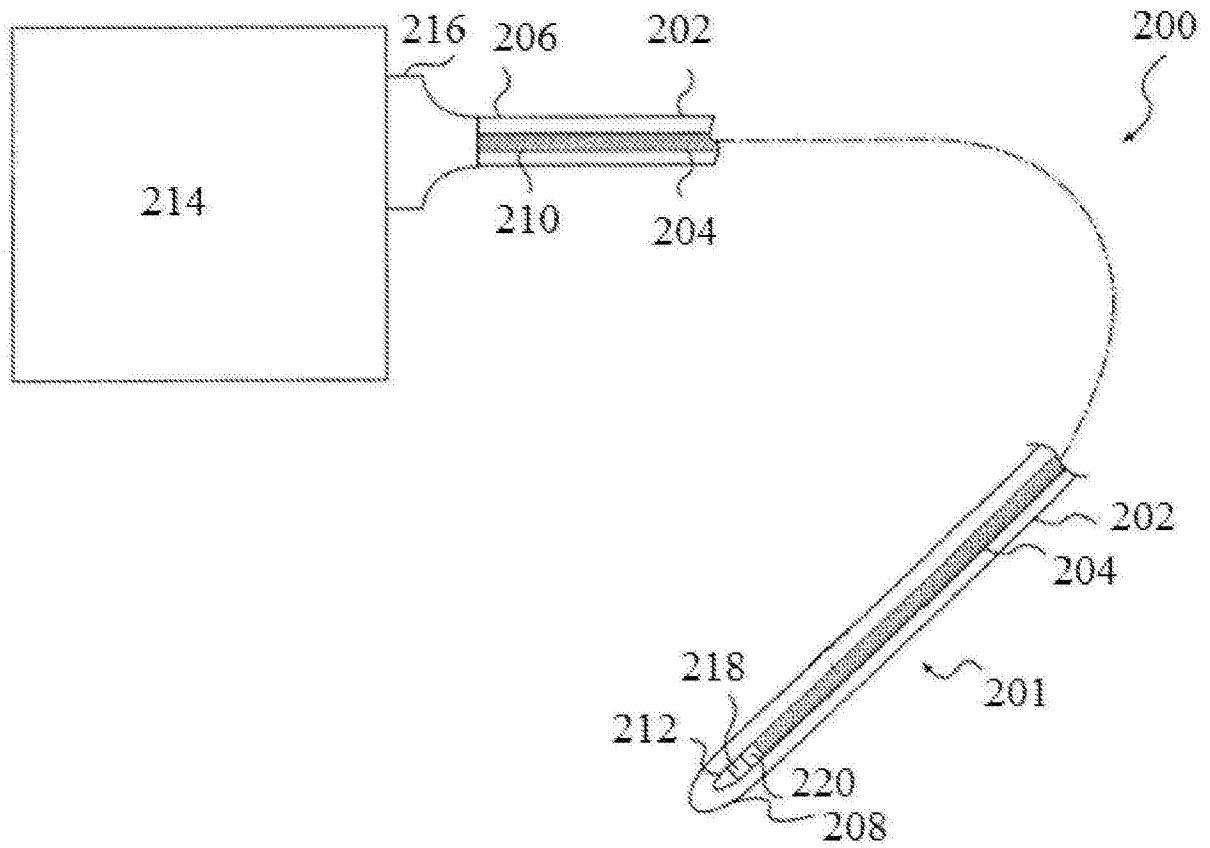


图2

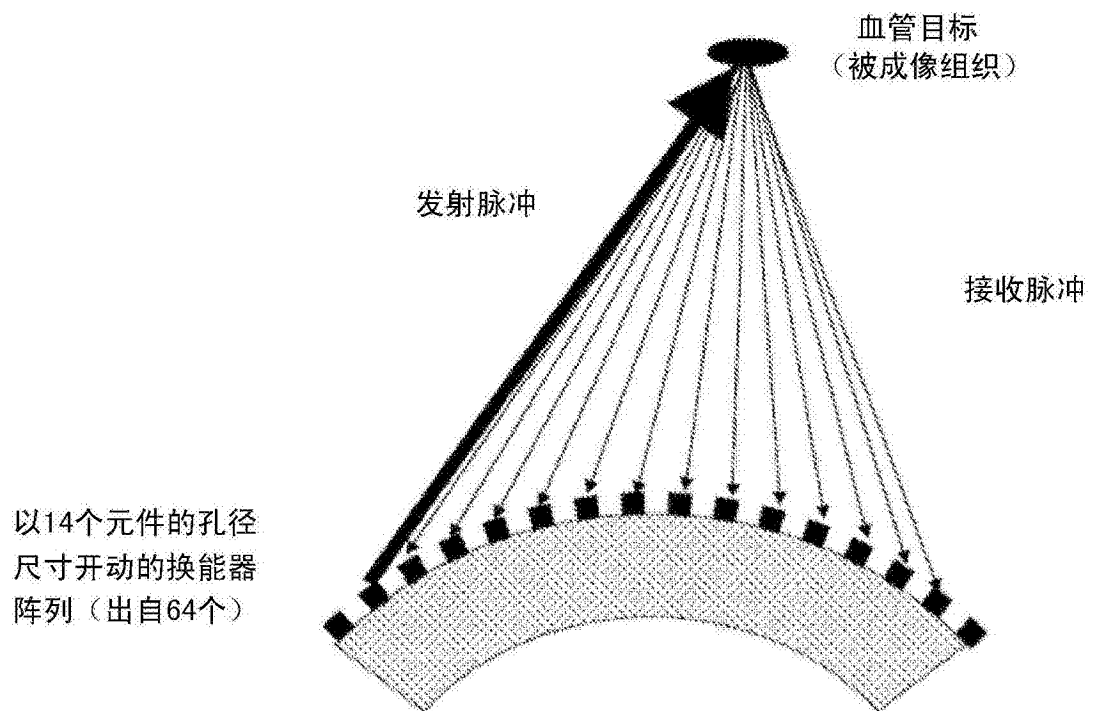


图3

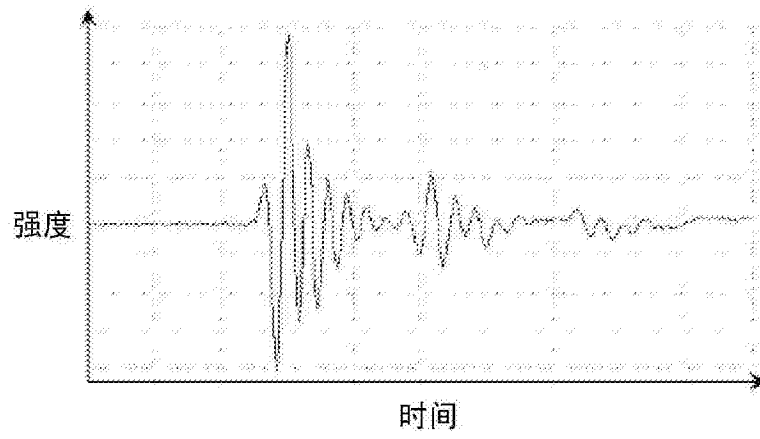


图4

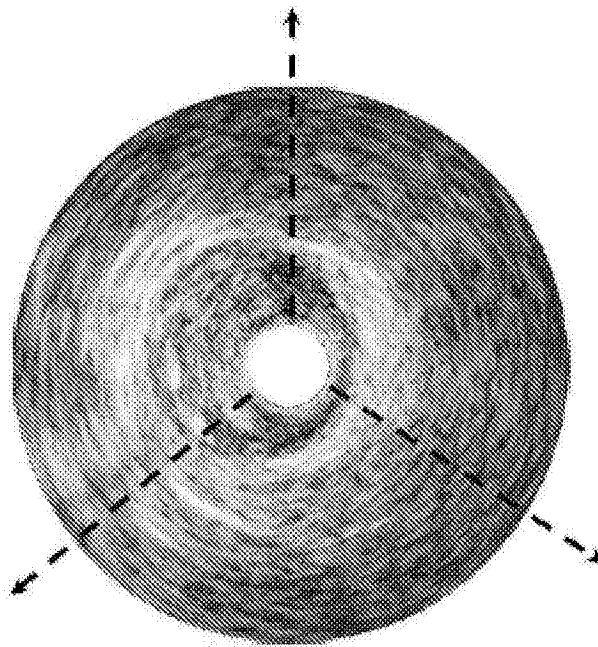


图5

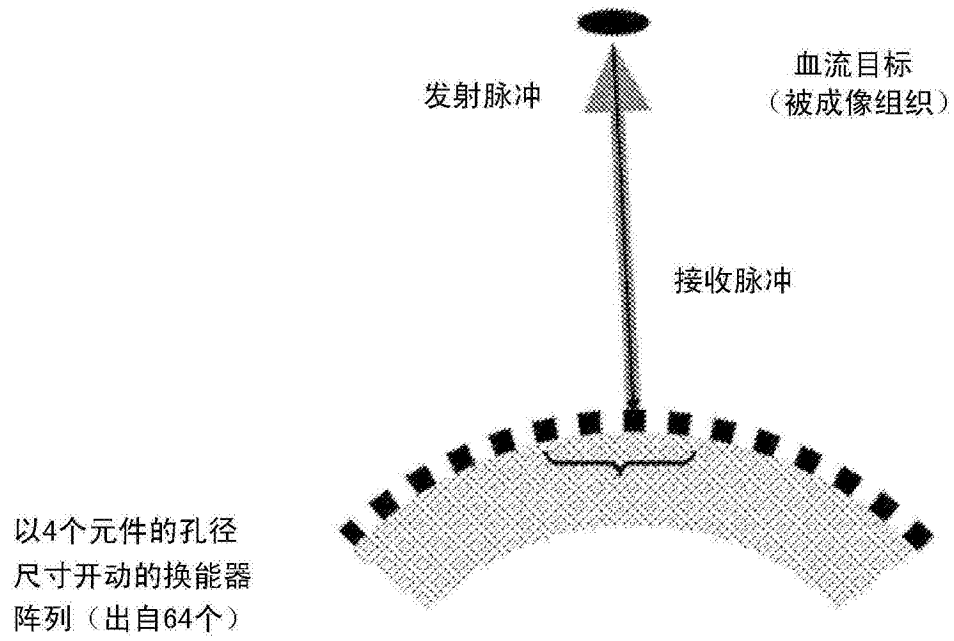


图6

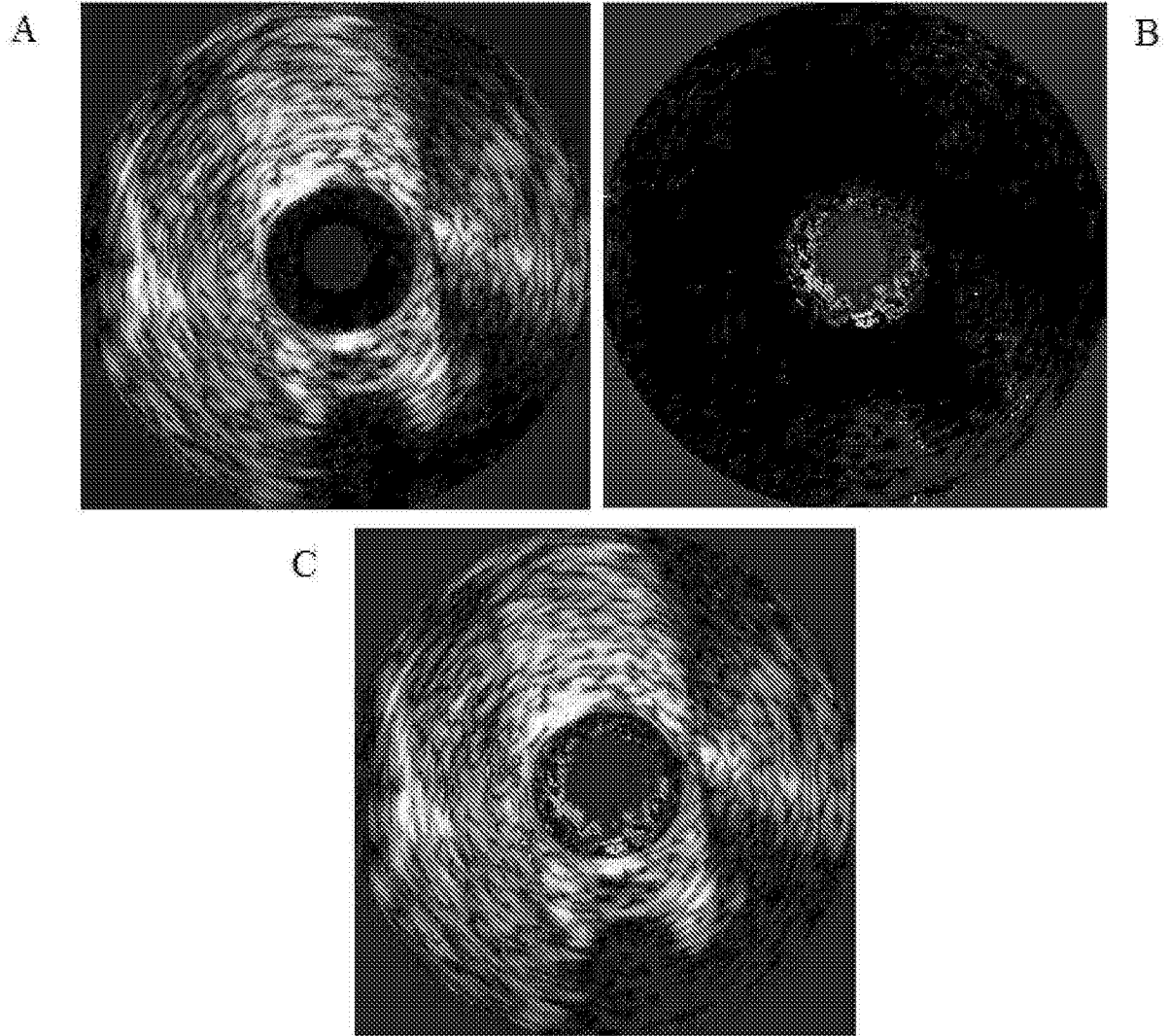


图7

专利名称(译)	用于产生血管内图像的系统和方法		
公开(公告)号	CN105578965A	公开(公告)日	2016-05-11
申请号	CN201480053002.5	申请日	2014-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	火山公司		
申请(专利权)人(译)	火山公司		
当前申请(专利权)人(译)	火山CORPORATION		
[标]发明人	A奈尔 A汉考克 赵树魁		
发明人	A·奈尔 A·汉考克 赵树魁		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/445 A61B8/12 G01S7/52063 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/8922 G01S15/8927 G01S15/8979 G01S15/8988		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	14/257496 2014-04-21 US 14/037683 2013-09-26 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明总体上涉及用于产生多个数据类型的复合血管内图像的系统和方法。在特定实施例中，本发明的系统和方法涉及令血管内超声设备的换能器生成多个不同类型的数据，每种类型的数据基于所述换能器的不同操作方式。针对所述数据类型中的一个调节所述换能器的所述操作方式，从而令所述换能器生成针对所述一种类型的数据的经修改的数据。接收所述经修改的数据并且显示血管内图像，所述血管内图像包括所述经修改的数据。

