



(10) 授权公告号 CN 112601973 B

(45) 授权公告日 2024.07.05

(21) 申请号 201980055551.9

(22) 申请日 2019.08.23

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112601973 A

(43) 申请公布日 2021.04.02

(30) 优先权数据
62/721741 2018.08.23 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.02.23

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/072604 2019.08.23

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/039078 EN 2020.02.27

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 D·霍普辛普森

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 孟杰雄

(51) Int.Cl.
G01S 7/52 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101897597 A, 2010.12.01
CN 106466192 A, 2017.03.01

审查员 李二翠

权利要求书3页 说明书13页 附图10页

(54) 发明名称

变换系综超声成像以及相关联的设备、系统和
方法

(57) 摘要

提供了超声图像设备、系统和方法。一种超声成像系统,包括:序列生成部件,其被配置为生成发射脉冲序列,所述发射脉冲序列包括第一脉冲序列和相对于所述第一脉冲序列时间偏移的第二脉冲序列;发射器,其与所述序列生成部件和超声成像部件通信,所述发射器被配置为将所述发射脉冲序列发射到所述超声成像部件,以在所述超声成像部件处触发朝向解剖对象的超声波发射;接收器,其被配置为响应于所述发射脉冲序列而从所述超声成像部件接收超声回波信号;以及处理部件,其与所述接收器通信并且被配置为基于接收到的超声回波信号来生成与所述解剖对象相关联的结构数据或运动数据中的至少一项。

1. 一种超声成像系统,包括:

序列生成部件,其被配置为生成发射脉冲序列,所述发射脉冲序列包括第一脉冲序列和第二脉冲序列,其中,所述第一脉冲序列包括彼此被间隔开第一时间间隔的一组脉冲,并且其中,所述序列生成部件还被配置为通过以下操作来生成所述发射脉冲序列:

将所述第一脉冲序列的所述组脉冲进行时移以形成所述第二脉冲序列;并且

将所述第一脉冲序列与所述第二脉冲序列进行时间交错以形成所述发射脉冲序列;

发射器,其与所述序列生成部件和超声成像部件通信,所述发射器被配置为将所述发射脉冲序列发射到所述超声成像部件,以在所述超声成像部件处触发朝向解剖对象的超声波发射;

接收器,其被配置为响应于所述发射脉冲序列而从所述超声成像部件接收超声回波信号;以及

处理部件,其与所述接收器通信并且被配置为基于接收到的超声回波信号来生成与所述解剖对象相关联的结构数据和运动数据两者。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述发射脉冲序列包括:

被间隔开第二时间间隔的两个脉冲,所述第二时间间隔包括与所述第一时间间隔相同的持续时间;以及

被间隔开第三时间间隔的两个脉冲,所述第三时间间隔包括与所述第一时间间隔不同的持续时间。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述序列生成部件还被配置为通过以下操作来生成所述发射脉冲序列:

将所述第一脉冲序列的至少两个相继脉冲与所述第二脉冲序列的至少两个相继脉冲进行时间交错。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述序列生成部件还被配置为通过以下操作来生成所述发射脉冲序列:

在所述时间交错之前将相移或幅度缩放中的至少一项应用于所述第二脉冲序列的脉冲。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理部件还被配置为通过以下操作来生成所述结构数据和所述运动数据:

对与所述第一脉冲序列相关联的所述超声回波信号的第一子集执行波束形成;以及

对与所述第二脉冲序列相关联的所述超声回波信号的第二子集执行波束形成。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理部件还被配置为通过以下操作来生成所述结构数据和所述运动数据:

在时间域中将第一滤波器应用于所述超声回波信号以产生所述结构数据;以及

在所述时间域中将第二滤波器应用于所述超声回波信号以产生所述运动数据。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述处理部件还被配置为通过以下操作来生成所述结构数据和所述运动数据:

还在空间域中将第三滤波器应用于所述超声回波信号以产生所述结构数据或所述运动数据中的至少一项。

8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述处理部件还被配置为通过以下操作来生成所

述结构数据和所述运动数据:

对所述第一滤波器的输出信号执行波束形成;并且

对所述第二滤波器的输出信号执行波束形成。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理部件还被配置为:

基于所述结构数据来生成表示与所述解剖对象相关联的解剖信息的第一图像;

基于所述运动数据来生成表示与所述解剖对象相关联的运动信息的第二图像;并且

将所述第一图像与所述第二图像进行组合以产生复合图像。

10. 根据权利要求9所述的系统,还包括:

显示器,其被耦合到所述处理部件并且被配置为显示所述复合图像。

11. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述解剖对象包括血管,其中,所述第一图像包括在时间间隔期间所述血管的组织信息,并且其中,所述第二图像包括在相同的时间间隔期间与所述血管相关联的运动信息。

12. 一种超声成像的方法,包括:

由序列生成部件生成发射脉冲序列,所述发射脉冲序列包括第一脉冲序列和第二脉冲序列,其中,所述第一脉冲序列包括彼此被间隔开第一时间间隔的一组脉冲,并且其中,生成所述发射脉冲序列包括:

将所述第一脉冲序列的所述组脉冲进行时移以形成所述第二脉冲序列;并且

将所述第一脉冲序列与所述第二脉冲序列进行时间交错以形成所述发射脉冲序列;

由被耦合到所述序列生成部件的发射器将所述发射脉冲序列发射到超声成像部件,以在所述超声成像部件处触发朝向解剖对象的超声波发射;

由接收器响应于所述发射脉冲序列而从所述超声成像部件接收超声回波信号;并且

由被耦合到所述接收器的处理部件基于接收到的超声回波信号来生成与所述解剖对象相关联的结构数据和运动数据两者。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中,生成所述发射脉冲序列包括:

将所述第一脉冲序列的至少两个相继脉冲与所述第二脉冲序列的至少两个相继脉冲进行时间交错。

14. 根据权利要求12所述的方法,其中,生成所述发射脉冲序列包括:

在所述时间交错之前将相移或幅度缩放中的至少一项应用于所述第二脉冲序列的脉冲。

15. 根据权利要求12所述的方法,其中,生成所述结构数据和所述运动数据包括:

对所述超声回波信号执行波束形成以产生波束形成信号;

在时间域或空间域中的至少一项中将第一滤波器应用于所述波束形成信号以产生所述结构数据;并且

在所述时间域或所述空间域中的至少一项中将第二滤波器应用于所述波束形成信号以产生所述运动数据。

16. 根据权利要求12所述的方法,其中,生成所述结构数据和所述运动数据包括:

在时间域或空间域中的至少一项中将第一滤波器应用于所述超声回波信号;

在所述时间域或所述空间域中的至少一项中将第二滤波器应用于所述超声回波信号;

对所述第一滤波器的输出信号执行波束形成以产生所述结构数据;并且

对所述第二滤波器的输出信号执行波束形成以产生所述运动数据。

17. 根据权利要求12所述的方法, 还包括:

由所述处理部件基于所述结构数据来生成表示与所述解剖对象相关联的组织信息的第一图像;

由所述处理部件基于所述运动数据来生成表示与所述解剖对象相关联的运动信息的第二图像;

由所述处理部件将所述第一图像与所述第二图像进行组合以产生复合图像; 并且

由被耦合到所述处理部件的显示器显示所述复合图像, 所述复合图像包括所述组织信息的灰度表示和所述运动信息的彩色表示。

18. 根据权利要求12所述的方法, 还包括:

由所述处理部件基于所述运动数据来确定与所述解剖对象相关联的流动测量结果。

变换系综超声成像以及相关设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及超声成像,并且具体涉及生成用于同时的亮度模式(B模式)成像和运动敏感性成像的脉冲序列。

背景技术

[0002] 超声成像是帮助医师诊断并处置医学状况的无创医学测试。超声成像使用高频声波来产生人体内的组织、器官和/或血流的图像。超声成像系统可以包括超声换能器设备或换能器阵列,其能够被激励或触发以朝向目标身体部分(例如,组织和器官)发送声波并且记录被反射回来因此定义目标身体部分的尺寸、形状和质量的回波。超声成像系统可以使用各种各样的成像模式,诸如B模式和多普勒流动。对于B模式成像,超声成像系统可以产生组织的二维图像,其中,像素的亮度基于反射的回波的强度。对于多普勒流动成像,超声系统可以基于多普勒效应确定流体(例如,血液)或组织的移动,其中,反射的回波相对于入射波在频率上移位。

[0003] 超声系统可以针对不同的成像模式使用不同的发射脉冲序列(例如,包括不同的脉冲重复间隔)来激励超声换能器设备。常规超声成像系统可以发送用于捕获B模式帧和用于捕获多普勒帧的单独发射脉冲序列。例如,常规超声成像系统可以向超声设备发送跟随有一个或多个多普勒发射脉冲序列的一个或多个B模式发射脉冲序列。另外,常规超声成像系统可以提供B模式成像视场的一部分中而非跨整个B模式成像视场的多普勒信息。

发明内容

[0004] 尽管现有超声成像已经证明对于医学诊断和处置是有用的,但是依然需要改进的系统和技术以用于为B模式成像和流动成像提供类似的脉冲序列以努力生成其中组织和血管信息两者可以被呈现有类似的分辨率的解剖图像。本公开的实施例提供了用于同时的B模式成像与跨整个B模式成像视场的运动敏感性成像的机制。所公开的实施例可以在成像设备(例如,超声换能器阵列)上采用变换系综脉冲序列以对解剖对象进行成像。变换系综脉冲序列的生成可以包括将基础脉冲序列与基础脉冲序列的一个或多个时移版本时间交错。基础脉冲序列可以是用于任何期望超声成像模式(例如,B模式)的发射脉冲序列。时移脉冲序列的时间偏移(例如,以脉冲为单位)能够被配置为捕获解剖对象的任何期望时间变化信息(例如,流动运动)。在向成像设备发送变换系综脉冲序列之后,回波信号能够被收集。回波信号能够包括跨相同成像视场的与解剖对象相关联的来自快速移动结构(例如,血液)和缓慢移动结构(例如,组织)两者的解剖(例如,结构)和运动信息。另外,流动测量结果能够根据运动信息来计算。解剖信息、运动信息和流动测量结果能够被同时显示。

[0005] 在一个实施例中,一种超声成像系统,包括:序列生成部件,其被配置为生成发射脉冲序列,所述发射脉冲序列包括第一脉冲序列和相对于所述第一脉冲序列时间偏移的第二脉冲序列;发射器,其与所述序列生成部件和超声成像部件通信,所述发射器被配置为将所述发射脉冲序列发射到所述超声成像部件,以在所述超声成像部件处触发朝向解剖对象

的超声波发射;接收器,其被配置为响应于所述发射脉冲序列而从所述超声成像部件接收超声回波信号;以及处理部件,其与所述接收器通信并且被配置为基于接收到的超声回波信号来生成与所述解剖对象相关联的结构数据和运动数据。

[0006] 在一些实施例中,其中,所述第一脉冲序列包括彼此被间隔开第一时间间隔的一组脉冲,并且其中,所述序列生成部件还被配置为通过以下操作来生成所述发射脉冲序列:将所述第一脉冲序列进行时移以形成所述第二脉冲序列;并且将所述第一脉冲序列与所述第二脉冲序列进行时间交错以形成所述发射脉冲序列。在一些实施例中,其中,所述发射脉冲序列包括:被间隔开第二时间间隔的两个脉冲,所述第二时间间隔包括与所述第一时间间隔相同的持续时间;以及被间隔开第三时间间隔的两个脉冲,所述第三时间间隔包括与所述第一时间间隔不同的持续时间。在一些实施例中,其中,所述序列生成部件还被配置为通过以下操作来生成所述发射脉冲序列:将所述第一脉冲序列的至少两个相继脉冲与所述第二脉冲序列的至少两个相继脉冲进行时间交错。在一些实施例中,其中,所述序列生成部件还被配置为通过以下操作来生成所述发射脉冲序列:在所述时间交错之前将相移、幅度缩放或其组合(例如,相移和/或幅度缩放)应用于所述第二脉冲序列的脉冲。在一些实施例中,其中,所述处理部件还被配置为通过以下操作来生成所述结构数据和所述运动数据:对与所述第一脉冲序列相关联的所述超声回波信号的第一子集执行波束形成;以及对与所述第二脉冲序列相关联的所述超声回波信号的第二子集执行波束形成。在一些实施例中,其中,所述处理部件还被配置为通过以下操作来生成所述结构数据和所述运动数据:在时间域中将第一滤波器应用于所述超声回波信号以产生所述结构数据;以及在所述时间域中将第二滤波器应用于所述超声回波信号以产生所述运动数据。在一些实施例中,其中,所述处理部件还被配置为通过以下操作来生成所述结构数据和所述运动数据:还在空间域中将第三滤波器应用于所述超声回波信号以产生结构数据、运动数据或其组合。在一些实施例中,其中,所述处理部件还被配置为通过以下操作来生成所述结构数据和所述运动数据:对所述第一滤波器的输出信号执行波束形成;并且对所述第二滤波器的输出信号执行波束形成。在一些实施例中,其中,所述处理部件还被配置为:基于所述结构数据来生成表示与所述解剖对象相关联的解剖信息的第一图像;基于所述运动数据来生成表示与所述解剖对象相关联的运动信息的第二图像;并且将所述第一图像与所述第二图像进行组合以产生复合图像。在一些实施例中,所述系统还包括显示器,所述显示器被耦合到所述处理部件并且被配置为显示所述复合图像。在一些实施例中,其中,所述解剖对象包括血管,其中,所述第一图像包括所述血管的在时间间隔期间的组织信息,并且其中,所述第二图像包括在相同的时间间隔期间的与所述血管相关联的运动信息。

[0007] 在一个实施例中,一种超声成像的方法,包括:由序列生成部件生成发射脉冲序列,所述发射脉冲序列包括第一脉冲序列和相对于所述第一脉冲序列时间偏移的第二脉冲序列;由被耦合到所述序列生成部件的发射器将所述发射脉冲序列发射到超声成像部件,以在所述超声成像部件处触发朝向解剖对象的超声波发射;由接收器响应于所述发射脉冲序列而从所述超声成像部件接收超声回波信号;并且由被耦合到所述接收器的处理部件基于接收到的超声回波信号来生成与所述解剖对象相关联的结构数据和运动数据。

[0008] 在一些实施例中,其中,所述第一脉冲序列包括彼此被间隔开第一时间间隔的一组脉冲,并且其中,生成所述发射脉冲序列包括:将所述第一脉冲序列进行时移以形成所述

第二脉冲序列;并且将所述第一脉冲序列与所述第二脉冲序列进行时间交错以形成所述发射脉冲序列。在一些实施例中,其中,生成所述发射脉冲序列包括:将所述第一脉冲序列的至少两个相继脉冲与所述第二脉冲序列的至少两个相继脉冲进行时间交错。在一些实施例中,其中,生成所述发射脉冲序列包括:在所述时间交错之前将相移、幅度缩放或其组合(例如,相移和/或幅度缩放)应用于所述第二脉冲序列的脉冲。在一些实施例中,其中,生成所述结构数据和所述运动数据包括:对所述超声回波信号执行波束形成以产生波束形成信号;在时间域、空间域或其组合(例如,时间域和/或空间域)中将第一滤波器应用于所述波束形成信号以产生所述结构数据;并且在所述时间域、所述空间域或其组合中将第二滤波器应用于所述波束形成信号以产生所述运动数据。在一些实施例中,其中,生成所述结构数据和所述运动数据包括:在时间域、空间域或其组合中将第一滤波器应用于所述超声回波信号;在所述时间域、所述空间域或其组合中将第二滤波器应用于所述超声回波信号;对所述第一滤波器的输出信号执行波束形成以产生所述结构数据;并且对所述第二滤波器的输出信号执行波束形成以产生所述运动数据。在一些实施例中,还包括:由所述处理部件基于所述结构数据来生成表示与所述解剖对象相关联的组织信息的第一图像;由所述处理部件基于所述运动数据来生成表示与所述解剖对象相关联的运动信息的第二图像;由所述处理部件将所述第一图像与所述第二图像进行组合以产生复合图像;并且由被耦合到所述处理部件的显示器显示所述复合图像,所述复合图像包括所述组织信息的灰度表示和所述运动信息的彩色表示。在一些实施例中,方法还包括由所述处理部件基于所述运动数据来确定与所述解剖对象相关联的流动测量结果。

[0009] 根据以下详细说明,本公开的额外方面、特征和优势将变得显而易见。

附图说明

[0010] 将参考附图来描述本公开的说明性实施例,其中:

[0011] 图1是根据本公开的方面的超声成像系统的示意图。

[0012] 图2图示了根据本公开的方面的用于超声成像的脉冲方案。

[0013] 图3是根据本公开的方面的实施同时的运动敏感性成像和亮度模式(B模式)成像的超声成像系统的示意图。

[0014] 图4是图示根据本公开的方面的变换系综脉冲序列生成方案的部件的示意图。

[0015] 图5是图示根据本公开的方面的变换系综脉冲序列生成方案的示意图。

[0016] 图6是图示根据本公开的方面的同时的运动敏感性成像和B模式成像方案的示意图。

[0017] 图7是图示根据本公开的方面的复合变换系综脉冲序列生成方案的示意图。

[0018] 图8是图示根据本公开的方面的调制的变换系综序列生成方案的示意图。

[0019] 图9是根据本公开的方面的实施同时的运动敏感性成像和B模式成像超声成像系统的示意图。

[0020] 图10是根据本公开的方面的超声成像方法的流程图。

具体实施方式

[0021] 出于促进对本公开的原理的理解的目的,现在将参考在附图中所图示的实施例,

并且使用特定语言来对其进行描述。然而,应理解,不旨在对本公开的范围进行限制。如对于本公开所涉及的领域技术人员通常将理解,本公开内完全预期和包括对所描述的设备、系统和方法的任何改动和进一步的修改以及对本公开的原理的任何其他应用。特别是,完全预期,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的其他实施例描述的特征、部件和/或步骤组合。然而,出于简洁的目的将不单独地描述这些组合的许多重复。

[0022] 图1是根据本公开的方面的超声成像系统100的示意图。系统100用于扫描患者身体的区或体积。系统100包括超声成像探头110,所述超声成像探头110通过通信接口或链路120与主机130通信。探头110包括换能器阵列112、波束形成器114、处理部件116和通信接口118。主机130包括UI/显示单元132、通信接口136和通信接口136。

[0023] 探头110在被定位在患者身体内部或外部时可以采取用于对患者的各种身体部分进行成像的任何合适形式。例如,探头110可以采取以下形式:管腔内设备、血管内超声(IVUS)导管、心脏内超声心动图(ICE)导管、经食道超声心动图(TEE)探头、经胸超声心动图(TTE)探头、腔内探头、手持超声换能器、被配置为被定位为与患者身体邻近或接触的外部超声探头或基于片块的超声设备。

[0024] 换能器112朝解剖对象105发射超声信号,并接收从对象105反射回换能器112的回波信号。对象105能够包括组织和血管以及流过血管的血液。超声信号的发射可以采取脉冲的形式。超声换能器112可以包括任何合适数量的声学元件,包括一个或多个声学元件和/或多个声学元件。在一些实例中,换能器112包括单个声学元件。在一些实例中,换能器112可以包括声学元件的阵列,其具有任何合适配置的任何数量的声学元件。例如,换能器112可以包括在1个声学元件与1000个声学元件之间,包括诸如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个声学元件的值和/或更大或更小的其他值。在一些实例中,换能器112可以包括声学元件的阵列,其具有任何适当配置的任何数量的声学元件,诸如线性阵列、平面阵列、弯曲阵列、曲线阵列、圆周阵列、环形阵列、相控阵列、矩阵阵列、一维(1D)阵列、 $1.x$ 维阵列(例如1.5D阵列)或二维(2D)阵列。可以一致地或独立地控制和激活声学元件的阵列(例如,一个或多个行、一个或多个列和/或一个或多个取向)。换能器112可以被配置为获得患者解剖结构的一维、二维和/或三维图像的序列。在一些实施例中,换能器阵列112的元件可以包括压电微机械超声换能器(PMUT)、电容式微机械超声换能器(CMUT)、单晶、锆钛酸铅(PZT)、PZT复合材料、其他合适的换能器类型和/或其组合。

[0025] 波束形成器114被耦合到换能器阵列112。波束形成器114控制换能器阵列112,例如,用于超声信号的发射和超声回声信号的接收。波束形成器114基于响应或接收到的超声回波信号将波束形成回波信号提供给处理部件116。波束形成器114可以包括波束形成的多个阶段。在实施例中,波束形成器114是被配置为延迟超声波束的发射和/或来自声学元件的回波的接收并且求和由声学元件检测到的超声回波的接收的延迟和求和部件。在一些实施例中,与波束形成器114结合的换能器阵列112可以被称为超声成像部件。

[0026] 处理部件116被耦合到波束形成器114。处理部件116从波束形成回波信号生成图像信号。处理部件116可以被实施为软件部件和硬件部件的组合。在实施例中,处理部件116可以被实施在现场可编程门阵列(FPGA)上,并且可以包括可编程状态机以控制波束形成回

波信号的处理和到图像信号的转换。例如,处理部件116可以执行滤波和/或正交解调以调节图像信号。

[0027] 通信接口118被耦合到处理部件116。通信接口118可以包括一个或多个发射器、一个或多个接收器、一个或多个收发机、和/或用于发射和/或接收通信信号的电路。通信接口118可以包括实施适合于通过通信链路120将信号传输到主机130的特定通信协议的硬件部件和/或软件部件。通信接口118可以被称为通信设备或通信接口模块。

[0028] 通信链路120可以是任何合适的通信链路。例如,通信链路120可以是有线链路,诸如通用串行总线(USB)链路或以太网链路。备选地,通信链路120可以是无线链路,诸如超宽带(UWB)链路、电气和电子工程师协会(IEEE)802.11WiFi链路或蓝牙链路。

[0029] 在主机130处,通信接口136可以接收图像信号。主机130可以是任何合适的计算和显示设备,例如工作站、个人计算机(PC)、膝上型计算机、平板电脑或移动电话。通信链路120可以是任何合适的通信链路。例如,通信链路120可以是有线链路,诸如通用串行总线(USB)链路或以太网链路。备选地,通信链路120可以是无线链路,诸如超宽带(UWB)链路、电气和电子工程师协会(IEEE)802.11WiFi链路或蓝牙链路。

[0030] 处理部件134被耦合到通信接口136。处理部件134可以被实施为软件部件和硬件部件的组合。处理部件134可以包括被配置为执行本文中所述的操作的中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)、图形处理单元(GPU)、专用系综电路(ASIC)、控制器、现场可编程门阵列(FPGA)、另一硬件设备、固件设备或其任何组合。处理部件134也可以被实施为计算设备的组合,例如,DSP和微处理器的组合、GPU和微处理器、多个微处理器、与DSP内核结合的一个或多个微处理器、或任何其他这样的配置。处理部件134可以被配置为根据从探头110接收的图像信号来生成图像数据。处理部件134可以将高级信号处理和/或图像处理技术应用于图像信号。在一些实施例中,处理部件134可以从图像数据形成三维(3D)体积图像。在一些实施例中,处理部件134可以对图像数据执行扫描格式转换。例如处理部件134可以将图像数据内插到显示的数据。

[0031] 用户接口(UI)/显示单元132被耦合到处理部件134。UI/显示单元132可以包括监测器、触摸屏、键盘、鼠标、或任何合适的显示器和用户输入部件。UI/显示单元132被配置为接收用户输入、和/或由处理部件134处理的显示图像和/或诊断结果。

[0032] 在一些实施例中,波束形成和信号调节实施方式中的至少一些可以从探头110内的处理部件116被下载到处理部件134以满足探头110的某些热、尺寸和/或成本约束。换言之,探头110可以将模拟或数字超声回波信道信号与一些增益控制和/或滤波或波束形成信号传输到主机130以进行处理。另外,探头110处的通信接口118可以是行业标准物理连接器、和/或专有物理连接器,并且通信链路120可以包括任何行业标准线缆、同轴线缆和/或专有线缆。一般来说,系统100可以表示任何类型的超声成像系统,其中,超声成像功能可以以任何合适的方式跨探头(例如,包括换能器112)、主机和/或探头与主机之间的任何中间处理子系统被分割。

[0033] 在一些实施例中,系统100被配置为通过生成变换系综脉冲序列以触发换能器阵列112处的超声信号发射而执行同时的亮度模式(B模式)成像和运动敏感性成像(例如,多普勒流动和彩色多普勒流动)。变换系综脉冲序列的生成可以包括来自基础B模式发射脉冲序列的时间上交错的脉冲和具有时间偏移的B模式发射脉冲序列的一个或多个实例。变换

系综脉冲序列的生成能够由探头110处的处理部件116和/或由主机130处的处理部件134执行。同时的B模式成像和运动敏感性成像能够跨整个B模式成像视场提供运动信息(例如,组织的流体流动和移动)和解剖结构信息(例如,组织)两者。在本文中更详细地描述用于生成变换系综脉冲序列和相关联的波束形成、信号处理以及图像处理的机制。

[0034] 图2图示了根据本公开的方面的用于超声成像的脉冲方案200。方案200可以由系统100用来生成图像帧。在图2中,y轴以一些任意的单位表示时间。例如,换能器阵列112可以包括多个超声换能器元件202。例如,换能器阵列112可以包括N数量的元件202。元件202可以在接收到激励或触发脉冲之后发射超声波或脉冲。元件202也可以被配置为或激活为接收反射的回波。在成像期间,一个或多个元件202可以在一时间被激活以发射超声脉冲,并且一个或多个元件202可以在一时间被激活以接收被反弹回来的回波。在一些实例中,接收元件202可以与发射元件202相同。在一些其他实例中,接收元件202可以与发射元件202不同。发射-接收循环或脉冲-回波过程可以利用不同组元件202重复以捕获期望的视场。接收回波信号能够被相干地求和以产生图像帧。

[0035] 方案200图示了其中一个元件202在一时间被触发以朝向对象105发射超声脉冲并且所有元件202被配置为接收从对象105反射的回波信号的范例。方案200跨时间图示了发射配置210和对应的接收配置220。发射配置210跨时间图示了用于超声波发射的元件202的激活,其中,图案化填充方框表示激活发射(Tx)元件202,而空白填充方框表示非激活发射(Tx)元件202。接收配置220跨时间图示了用于回波接收的元件202的激活,其中,图案化填充方框表示激活接收(Rx)元件202,而空白填充方框表示非激活接收(Tx)元件202。

[0036] 在第一时间间隔 $230_{T(1)}$ 处,发射脉冲 $204_{(1)}$ 被发送以触发元件 $202_{(1)}$ 处的超声发射,并且所有元件202被配置为接收被反射回来的回波。反射的回波可以形成成像视场中的第一组扫描线。

[0037] 在第二时间间隔 $230_{T(2)}$ 处,发射脉冲 $204_{(2)}$ 被发送以触发元件 $202_{(2)}$ 处的超声发射,并且所有元件202被配置为接收被反射回来的回波。反射的回波可以形成成像视场中的第二组扫描线。

[0038] 在每个时间间隔230处,一个发射脉冲204可以被发送以激活一个元件202处的超声发射。元件202可以跨换能器阵列112顺序地激活,以产生N组扫描线,其中,N是正整数。N组扫描线可以相干地求和以形成图像帧。

[0039] 在一些实施例中,发射脉冲204可以以一定频率生成以在一定深度处进行成像。在一些实施例中,接收回波信号可以被延迟以进行聚焦。取决于成像模式,对于不同的实施例,发射脉冲204的频率或脉冲重复间隔(例如,时间间隔230)可以是不同的。例如,运动敏感性或流动成像可以使用具有短脉冲重复间隔的发射脉冲序列以捕获诸如血流的运动(例如,快速移动)信息。备选地,B模式成像可以使用具有更长脉冲重复间隔的发射脉冲序列来捕获诸如组织的解剖结构信息。常规超声成像系统可以生成用于B模式成像和运动敏感性成像的单独发射脉冲序列。

[0040] 尽管方案200针对具体脉冲图案进行描述,但是应当注意,相继发射事件之间的定时(时间间隔230)可以是一致的或不一致的。另外,发射孔径可以包括换能器112的在单个发射-接收循环中激励的一个、一些(不一定毗邻的)或所有元件202。类似地,接收孔径可以包括换能器112的在单个发射-接收循环中的一个、一些(不一定毗邻的)或所有元件202。在

一些实施例中,接收孔径可以在单个发射接收循环内随着时间(例如,随着激活元件202的增加数量)而改变。此外,发射孔径和/或接收孔径可以一致地或不一致地从一个发射-接收循环转变到下一发射-接收循环。

[0041] 一般来说,脉冲方案由多个发射-接收循环构成。在单个发射/接收循环中,通过阵列(例如,换能器阵列112)的形成发射孔径的一个或多个元件(例如,元件202)(通常通过将电波形应用于发射孔径的每个元件)将声波发射到介质(例如组织)中。在一些实施例中,相同的波形可以被应用于每个元件。在一些其他实施例中,不同的波形可以被应用于不同的元件。不同的延迟可以跨阵列被应用以转向或引导由发射孔径生成的得到的声波。在声音的发射之后,由发射的声波在介质中生成的回波由包括阵列的一个或多个元件的接收孔径检测(接收)。包括以这种方式发射和接收声音的时间的间隔被称为发射-接收循环。在发射-接收循环的接收部分花费的时间的间隔能够具有任何期望的长度,但是通常使用介质中的声速的知识被选择为提供足够的时间以使来自组织内的所有感兴趣回波传播回到接收孔径。单个发射-接收循环的长度可以根据需要被进一步增加,例如以允许来自更深组织的回波在下一发射/接收循环之前消失。

[0042] 脉冲方案包括可以不一定是相同的一个或多个发射-接收循环的时间序列。尽管脉冲序列可以具有任意复杂性和长度,脉冲方案通常被设计为声学地询问身体内的感兴趣区域(诸如二维平面或体积)。在典型的操作中,脉冲方案在时间上被反复地重复以形成感兴趣区域内的介质的时间上变化的声学响应的表示。

[0043] 图3-6共同图示了同时的B模式和运动敏感性成像的范例。在图4-6中,x轴表示时间上相继的发射/接收循环。图3是根据本公开的方面的实施同时的运动敏感性成像和亮度模式(B模式)成像的超声成像系统300的示意图。图4是图示根据本公开的方面的变换系综脉冲序列生成方案400的部件的示意图。图5是图示根据本公开的方面的变换系综脉冲序列生成方案500的示意图。图6是图示根据本公开的方面的同时的运动敏感性成像和B模式成像方案600的示意图。

[0044] 系统300基本上类似于系统100,但是提供内部功能部件的更详细视图。系统300包括成像设备310、脉冲器320、接收器322、序列生成器330、多个波束形成器340、系综处理器350、流动处理器360、一个或多个图像处理器370、图像组合器380和显示器390。成像设备310基本上类似于换能器阵列112。

[0045] 序列生成器330可以包括被配置为生成变换系综脉冲序列的硬件和/或软件部件。序列生成器330可以生成包括有序的一组N个发射脉冲(例如,发射脉冲204)的基础脉冲序列,其中,N是正整数。基础脉冲序列可以包括发射-接收间隔的任何合适的组合。基础脉冲序列可以包括用于成像设备310的元件(例如,元件202)的任何合适的发射触发图案。基础脉冲序列可以被指代为 $\{P_0\}$,并且可以通过以下表示:

$$[0046] \quad \{P_0(p) \mid p=1,2,\dots,N\}, \quad (1)$$

[0047] 其中,p表示从1至N改变的脉冲指数,并且 $P_0(p)$ 表示基础脉冲序列 $\{P_0\}$ 中的第p个发射脉冲。

[0048] 序列生成器330可以生成基础脉冲序列的多个时移版本。例如,序列生成器330可以生成基础脉冲序列的副本,并且将基础脉冲序列时移一个或多个脉冲。时移能够以脉冲的粒度。换言之,时移脉冲序列可以从基础脉冲序列中的不同脉冲开始。时移脉冲序列可以

被指代为 $\{P_k\}$,并且可以通过以下表示:

$$[0049] \quad \{P_k(p) \mid_{p=1,2,\dots,N}\} = \{P_0[((p+k-1) \text{ 取模 } N) + 1] \mid_{p=1,2,\dots,N}\} \quad (2)$$

[0050] 其中, k 是能够在 $-N$ 至 N 之间改变的正整数,其表示相对于基础脉冲序列的时移。操作 a 取模 b 指的是 a 相对于基数 b 的模数(例如, a 除以 b 的余数)。

[0051] 图4的方案400图示了包括10个脉冲(例如, $N=0$)的基础脉冲序列410(例如,被示为 $\{P_0\}$)和基础脉冲序列410的时移版本的范例。如图所示,第一时移脉冲序列420(例如,被示为 $\{P_1\}$)具有1的时间偏移或脉冲偏移(例如, $k=1$)。第二时移脉冲序列422(例如,被示为 $\{P_2\}$)具有2的时间偏移或脉冲偏移(例如, $k=2$)。第三时移脉冲序列424(例如,被示为 $\{P_3\}$)具有3的时间偏移或脉冲偏移(例如, $k=3$)。第四时移脉冲序列426(例如,被示为 $\{P_{-1}\}$)具有-1的时间偏移或脉冲偏移(例如, $k=-1$)。出于图示目的,基础脉冲序列410通过斜体来表示,时移序列420通过加粗斜体来表示,时移序列422通过非斜体来表示,时移序列424通过加粗非斜体来表示,并且时移序列426通过下划线和斜体来表示。

[0052] 序列生成器330可以通过基础脉冲序列的时间交错的脉冲(例如, $P_0(p)$)与基础脉冲序列的一个或多个时移版本的脉冲(例如, $P_k(p)$)来生成变换系综脉冲序列。因此,变换系综脉冲序列可以包括基础序列的 m 个成员,其中, m 是大于1的正整数。

[0053] 图5的方案500图示了由基础序列410、时移脉冲序列420和时移脉冲序列424形成的变换系综序列530的范例。换言之, $m=3$ 。在图5中,每个列表示单个脉冲-回波间隔。变换系综序列530可以被指代为 $\{P_{0,1,3}\}$ 。为了图示的简单性,脉冲 $P_0(p)$ 通过对应的指数 p 来表示。如图所示,基础序列410的脉冲、时移序列420的脉冲和时移序列424的脉冲是时间交错的,形成针对基础脉冲序列410中的每个脉冲的 m 个系综。

[0054] 当基础脉冲序列410的脉冲重复间隔是一致的时段 T (例如,时间段506)时,时移脉冲序列420在时间上被移位 $2 \times T$ (例如,时间段504),并且时移脉冲序列424在时间上被移位 $7 \times T$ (例如,时间段502)。一般来说,时移序列中的每个脉冲(例如, $P_k(p)$)相对于基础脉冲序列410被延迟 $(m \times k - i) \times T$ 。变换系综序列530可以在时间上被重复。尽管方案500被图示有具有一致脉冲重复间隔的基础脉冲序列410,但是在一些实施例中,基础脉冲序列能够具有变化的脉冲重复间隔。

[0055] 返回到图3,序列生成器330被耦合到脉冲器320。序列生成器330可以向脉冲器320发送变换系综脉冲序列的脉冲和序列信息。

[0056] 脉冲器320可以包括被配置为接收脉冲和序列信息并向成像设备310的元件(例如,元件202)发送对应激励脉冲的硬件和/或软件部件。成像设备310可以基于激励脉冲将超声脉冲发射到患者身体(例如,对象105)或其他介质内,并且可以检测或接收对应的回波信号。接收器322被耦合到成像设备310。接收器322可以包括被配置为接收回波并放大、数字化和/或调节接收的回波信号的硬件和/或软件部件。

[0057] 波束形成器340被耦合到接收器322。波束形成器340可以包括被配置为对回波信号执行波束形成的硬件和/或软件部件。波束形成器340能够基本上类似于波束形成器114。例如,系统300可以包括被示为 $340_{(1)}$ 至 $340_{(m)}$ 的 m 多个波束形成器340。每个波束形成器340可以对对应于形成变换系综脉冲序列的 m 个序列中的一个序列的回波信号进行操作。每个波束形成器340可以应用适合于基础脉冲序列的波束形成。波束形成的一些范例可以包括延迟和求和波束形成、正交带通滤波和抽取。

[0058] 例如,当变换系综脉冲序列对应于系综脉冲序列530时,其中, $m=3$,第一波束形成器340可以对对应于基础脉冲序列410的回波信号进行操作,第二波束形成器340可以对对应于时移脉冲序列420的回波信号进行操作,并且第三波束形成器340可以对对应于时移脉冲序列424的回波信号进行操作。

[0059] 在一些其他实施例中,波束形成器340中的一个或多个可以被配置为执行修改的波束形成。例如,多个波束形成器340可以被配置为执行自适应波束形成,诸如互相关双重变迹(DAX)或相关的技术。自适应波束形成能够是如“Sidelobe Suppression in Ultrasound Imaging using Dual Apodization with Cross-correlation”(Chi Hyung Seo和Jesse T.Yen,IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.2008Oct 55(10) 2198-2210,doi10.1109/TUFFC.919)中描述的,通过引用将其整体并入本文。在此类实施例中,波束形成器340的数量可以小于或大于 m 。

[0060] 系综处理器350被耦合到波束形成器340。系综处理器350可以包括被配置为对由波束形成器340输出的波束形成信号执行时间滤波或时间空间滤波的硬件和/或软件部件。系综处理器350可以实施一个或多个矩阵滤波器(例如,高通滤波器(HPF)和/或低通滤波器(LPF))来区别具有不同时间变化的图像信息。HPF可以跨波束形成信号被应用,以捕获诸如流体流动或血流的快速移动或运动信息。LPF可以跨波束形成信号被应用,以捕获诸如组织和血管的缓慢移动或解剖结构信息。LPF操作为平均函数以减少噪声,并且因此可以改进解剖结构图像信息的信噪比。系综处理器350可以实施图6的方案600。

[0061] 方案600跨被示为 $630_{(1)}$ 至 $630_{(m)}$ 的 m 组波束形成信号630应用HPF640和LPF 650。例如,波束形成信号630可以对应于当变换系综脉冲序列610被用于触发成像设备310时波束形成器340的输出。变换系综脉冲序列610可以包括基础脉冲序列612(例如,基础序列脉冲序列410)和对应于基础脉冲序列612的时移版本的 $(m-1)$ 个脉冲序列614(例如,时移脉冲序列420、422、424和426)。每组波束形成信号630可以对应于变换系综脉冲序列610的脉冲序列612和614中的一个。例如,该组波束形成信号 $630_{(1)}$ 可以根据响应于基础脉冲序列612而被捕获的回波信号被波束形成。该组波束形成信号 $630_{(2)}$ 可以根据响应于时移脉冲序列 $614_{(1)}$ 而被捕获的回波信号被波束形成。该组波束形成信号 $630_{(m)}$ 可以根据响应于时移脉冲序列 $614_{(m-1)}$ 而被捕获的回波信号被波束形成。每组波束形成信号630可以对应于包括相同成像视场中的扫描线632的图像帧。

[0062] m 组波束形成信号630为沿着成像视场中的每个扫描线632的每个点提供时间变化信息。HPF 640能够跨 m 组波束形成信号630被应用,以为沿着成像视场中的每个扫描线632的每个点提供运动信息或运动数据642(例如,血流)。LPF 650能够跨 m 组波束形成信号630被应用,以为沿着成像视场中的每个扫描线632的每个点提供解剖结构信息或数据652(例如,组织)。

[0063] 在一些实施例中,HPF 640和LPF 650可以被实施为矩阵滤波器。例如,每组波束形成信号630可以包括针对沿着成像视场中的一组扫描线的空间点的成像信息,其中,沿着扫描线 j 的点可以通过 $X(i, j)$ 来表示。滤波操作跨每组波束形成信号630的点 $X(i, j)$ 被应用。

[0064] 返回到图3,系综处理器350被耦合到流动处理器360和被示为 $370_{(1)}$ 至 $370_{(n)}$ 的一个或多个子图像处理器370。系综处理器350可以向子图像处理器370发送运动数据642和解剖结构数据652。系综处理器350可以任选地向流动处理器360发送运动数据642。

[0065] 流动处理器360可以包括被配置为将流动相关的处理应用于运动数据642的流动相关性质的硬件和/或软件部件。例如,流动处理器360能够计算通过运动数据642捕获的运动的平均速度、多普勒功率和/或多普勒方差。流动处理器360被耦合到子图像处理器370。流动处理器360能够向一个或多个子图像处理器370发送所确定的流动信息。

[0066] 子图像处理器370可以包括被配置为对结构数据652、运动数据642和/或流动信息执行诸如检测、压缩、空间信号处理和/或扫描转换的信号处理的硬件和/或软件部件。子图像处理器370被耦合到图像组合器380。

[0067] 图像组合器380可以包括被配置为在时间上对解剖结构数据652和运动数据642执行分割、掩模和/或混合的任何组合以形成表示来自成像视场内的临床相关信息的复合图像的硬件和/或软件部件。例如,图像组合器380可以混合缓慢移动组织的灰度图像(例如,基于解剖结构数据652)与来自移动血液的功率多普勒信号的着色表示(例如,基于运动数据642)。图像组合器380被耦合到显示器390(例如,显示单元132)。图像组合器380能够将复合图像发送到显示器390以便进行显示。在一些实施例中,图像组合器380可以被耦合到其他外部设备,并且可以将复合图像发送到其他外部设备以便进行存储和/或离线分析。例如,电影回放存储设备可以被放置在沿着接收信号路径的任何期望位置处。

[0068] 如能够在系统300中看见的,变换系综序列(例如,变换系综序列530)能够用来触发成像设备310以在相同成像视场中同时获得结构信息(例如,B模式成像)和运动信息(例如,运动敏感性成像)。一般来说,对于N个脉冲的给定基础脉冲序列(例如,基础脉冲序列410)并且对于m的目标系综长度,序列生成器330能够生成长度 $m \times N$ 的变换系综脉冲序列。变换系综脉冲序列能够包括针对基础脉冲序列中的每个脉冲的m个系综。每个系综内的脉冲到脉冲间隔(例如,时间段502和504)或系综内延迟能够通过为基础脉冲序列的时移版本选择合适的时间偏移而被灵活地调节。系综内延迟独立于输出图像帧尺寸。系统300能够以 $1/(T \times m \times N)$ 的固定帧速率生成覆盖基础脉冲序列的整个成像视场的针对解剖信息和运动信息两者的图像帧。系综生成机制能够使用任何超声成像序列作为基础脉冲序列来捕获成像视场内的时间变化。不需要超过形成系综($m \times N$)所需的最小数量的脉冲的额外的脉冲或发射-接收循环。

[0069] 在常规彩色多普勒模式中,系综内的脉冲到脉冲间隔可以是固定的或一致的。因此,会需要大量脉冲来实现低流动敏感性(例如,需要长的最大脉冲到脉冲间隔)和高速混叠极限(例如,需要短的脉冲到脉冲间隔)两者。常规系综可以使用变换系综脉冲排序来生成。例如,序列 $\{P_{0,1,2,3,4,5,6}\}$ 将产生常规7脉冲系综。上面描述的变换系综脉冲排序机制允许脉冲到脉冲间隔被个体地且灵活地定制而不没有序列定时方面留下间隙。通过改变系综内的脉冲到脉冲间隔,脉冲序列能够被构建为包括紧密间隔开的脉冲(例如,产生高速混叠极限)和长的脉冲到脉冲间隔(例如,产生低速敏感性)。通过系综内的脉冲延迟的适当选择,具有最小数量的脉冲的脉冲序列能够被构建为包括宽范围的脉冲到脉冲间隔。标题为“Ultrasonic diagnostic imaging system for low flow rate contrast agents”的美国专利US 6620103B和“Nonredundant Arrays”(Vertatschitch E, Haykin S, Proc IEEE 74(1):p.217,1986)中描述的机制可以被用于选择系综内的脉冲延迟,通过应用将其各自整体并入本文。例如,脉冲序列 $\{P_{0,1,4,6}\}$ 具有4的系综长度,但是可以包括3、7、11、14、18和21乘T的系综内脉冲到脉冲间隔或滞后,其中,T是对应的基础序列的脉冲重复间隔。通常会

需要具有一致脉冲间延迟的8个脉冲的常规系综来覆盖相同范围的滞后。4脉冲稀疏变换系综脉冲序列 $\{P_{0,1,4,6}\}$ 能够提供与常规8脉冲系综序列相同范围的速度或运动敏感性,但是可以以基础脉冲序列的帧间隔的4倍操作,而非帧间隔的8倍,如在具有一致脉冲间延迟的常规系综中。

[0070] 图7是图示根据本公开的方面的复合变换系综脉冲序列生成方案700的示意图。在图7中,x轴以一些恒定单位表示时间。方案700能够由系统300采用。具体地,例如,对于会需要脉冲平均的多区成像,序列生成器330能够实施方案700。方案700基本上类似于方案500。例如,方案700由基础脉冲序列410和时移脉冲序列420和424形成变换系综序列730。然而,方案700在一时间使来自每个序列410、420和424的m个脉冲交错。作为范例,方案700可以在一时间使来自每个序列410、420和424的两个脉冲(例如,m=2)交错以形成变换系综序列730。在图7中,每个列表示单个脉冲-回波间隔。变换系综序列730通过 $\{P_{0,1,3;2}\}$ 来表示。变换系综序列730能够用于触发成像设备310以进行多区成像。

[0071] 图8是图示根据本公开的方面的调制的变换系综序列生成方案800的示意图。在图8中,x轴以一些恒定单位表示时间。方案800能够由系统300采用。具体地,例如,对于会需要脉冲反向的微泡对比成像,序列生成器330能够实施方案800。方案800根据基础脉冲序列410和脉冲序列824形成变换系综序列830。脉冲序列824是通过 $\{P_3\}$ 表示的具有3的时间偏移的基础脉冲序列410的非。方案800将基础脉冲序列410的脉冲与时移反向的脉冲序列824时间交错以形成变换系综序列830。变换系综序列830通过 $\{P_{0,3}\}$ 来表示。变换系综序列830能够用于触发成像设备310以进行对比成像。

[0072] 如能够从在上面关于图4、5、7和8描述的方案400、500、700和800看见的,变换系综序列生成机制能够用于通过将基础脉冲序列与基础脉冲序列的一个或多个时移、相位调制和/或幅度调制版本时间交错来生成超声发射触发脉冲序列以进行任何同时的超声多模式成像。

[0073] 在实施例中,如美国专利US 5577505中描述的孔径调制能够通过使用如与400、500、700和800中类似的机制生成,通过引用将其整体并入本文。例如,用于孔径调制的交错的发射序列可以包括具有发射孔径激活的每个基础序列410的每隔一个元素(例如,奇数编号的脉冲1、3、5、7、9、...)的第一发射序列、与基础序列410完全相同的第二发射序列、以及具有以与第一发射序列互补的方式发射孔径激活的每个基础序列410的每隔一个元素(例如,偶数编号的脉冲2、4、6、8、...)的第三发射序列。第一发射序列和/或第三发射序列能够通过将零的幅度缩放应用于对应的非激活脉冲来形成。一般来说,第一和/或第三序列中的脉冲的子集能够通过将零的幅度缩放应用于对应的非激活脉冲而被停用。

[0074] 图9是根据本公开的方面的实施同时的运动敏感性成像和B模式成像的超声成像系统900的示意图。系统900基本上类似于系统300,并且可以采用在上面关于图4、5、6、7和8描述的方案400、500、600、700和800的任何组合。然而,在系统900中,系综处理器350被耦合到接收器322,其中,在波束形成之前对回波信号执行系综处理。因此,系综处理器350可以对波束形成前回波信号执行时间滤波和/或时间空间滤波。类似于系统300,系统900中的系综处理器350可以使用方案600来应用LPF和HPF。然而,LPF和HPF可以被应用于波束形成前回波信号而非波束形成信号。在一些实施例中,系综内回波可以被一起同步地添加用于噪声抑制和移动血液抑制(例如,使用LPF 650),并且减少沿着接收信号路径的下游处理要

求。

[0075] 图10是根据本公开的方面的超声成像方法1000的流程图。方法1000的步骤能够由超声成像探头(诸如探头110)或系统(诸如系统100、300或900)中的主机(诸如主机130)的计算设备(例如,处理器、处理电路和/或其他合适的部件)来执行。方法1000可以采用与如分别关于图4、5、6、7和8描述的方案400、500、600、700和800中类似的机制。如所图示的,方法1000包括多个列举的步骤,但是方法1000的实施例可以包括在列举的步骤之前、之后和之间的额外的步骤。在一些实施例中,列举的步骤中的一个或多个可以被省略或以不同的顺序执行。

[0076] 在步骤1010处,方法1000包括由序列生成部件生成包括第一脉冲序列和相对于第一脉冲序列时间偏移的第二脉冲序列的发射脉冲序列。序列生成部件可以类似于序列生成器330。发射脉冲序列可以类似于变换系综脉冲序列530、610、730和830。第一脉冲序列可以类似于基础脉冲序列410和612。第二脉冲序列可以类似于时移脉冲序列420、422、424、426、614和824。

[0077] 在步骤1020处,方法1000包括由被耦合到序列生成部件的发射器将发射脉冲序列发射到超声成像部件,以触发在超声成像部件处朝向解剖对象的超声波发射。发射器可以类似于脉冲器320。超声成像部件可以类似于换能器阵列112和成像设备310。解剖对象能够类似于对象105(例如,包括血管与流过血管的血液)。

[0078] 在步骤1030处,方法1000包括由接收器响应于发射脉冲序列而从超声成像部件接收超声回波信号。接收器能够类似于接收器322。

[0079] 在步骤1040处,方法1000包括由被耦合到接收器的处理部件基于接收的超声回波信号生成与解剖对象相关联的结构数据或运动数据中的至少一个(例如,结构数据、运动数据或其组合)。处理部件能够包括位于探头(例如,探头110)和/或主机(例如,主机130)内的处理器(例如,处理部件116和134)。运动数据能够类似于运动数据642。结构数据能够类似于结构数据652。在实施例中,系统300能够被配置为仅输出结构数据。例如,对于IVUS成像,系统300能够被配置为展开延迟 P_k 以形成时移脉冲序列,并且在流动处理器360中应用低通滤波以抑制来自血管管腔内的移动血液的回波。

[0080] 在一些实施例中,第一脉冲序列可以包括彼此间隔开第一时间间隔(例如,时间段506, T)的一组脉冲。发射脉冲序列能够通过将第一脉冲序列时移以形成第二脉冲序列(例如,时移脉冲序列420、422、424、426和824)并且将第一脉冲序列与第二脉冲序列时间交错以形成发射脉冲序列来生成。在一些实施例中,发射脉冲序列能够通过将第一脉冲序列的至少两个相继脉冲与第二脉冲序列的至少两个相继脉冲交错来生成,例如,如方案700中示出的。在一些实施例中,发射脉冲序列能够通过将在时间交错之前将相移或幅度缩放中的至少一个(例如,相移、幅度缩放或其组合)应用于第二脉冲序列的脉冲来生成,例如,如方案800中示出的或孔径调制。

[0081] 在一些实施例中,结构数据和运动数据能够通过通过对超声回波信号执行波束形成以产生波束形成信号(例如,波束形成信号630)来生成。在生成波束形成信号之后,第一滤波器(例如,滤波器640)和第二滤波器(例如,滤波器650)能够在时间域或空间域中的至少一个(例如,时间域、空间域或其组合)中被应用于波束形成信号。第一滤波器的输出可以对应于结构数据。第二滤波器的输出可以对应于运动数据。

[0082] 在一些实施例中,结构数据和运动数据能够通过通过在时间域或空间域中的至少一个(例如,时间域、空间域或其组合)中将第一滤波器(例如,滤波器640)和第二滤波器(例如,滤波器650)应用于超声回波信号来生成。在应用第一滤波器和第二滤波器之后,波束形成能够分别被应用于第一滤波器和第二滤波器的输出信号以产生结构数据和运动数据。

[0083] 在一些实施例中,处理部件还能够基于结构数据生成表示与解剖对象相关联的组织信息的第一图像。处理部件还能够基于运动数据生成表示与解剖对象相关联的运动信息的第二图像。处理部件还能够组合第一图像和第二图像以产生复合图像。处理部件能够将复合图像发送到显示器(例如,显示器132和390)以进行显示。例如,显示可以包括组织信息的灰度表示和运动信息的彩色表示。

[0084] 本公开的方面能够提供若干益处。例如,变换系综脉冲序列的使用能够允许多个超声成像模式在相同成像视场内的同时成像。时间偏移在基础脉冲序列的时移版本的生成中的使用和来自基础脉冲序列的脉冲与来自时移序列的脉冲的时间交错在以系统性方式控制系综内脉冲间距方面提供灵活性以满足超声成像模式要求的任何组合。系综脉冲机制能够允许超声成像系统以作为常规超声成像系统的帧速率的分数的固定帧速率产生包括解剖和运动信息两者的成像帧。系综脉冲机制能够与任何波束形成技术、信号处理技术和成像技术进行组合。所公开的实施例能够被应用于任何超声成像,诸如聚焦发射和接收成像、二维(2D)成像、三维(3D)成像、平面波或发散波束成像、合成孔径成像、脉冲平均、多线波束形成、发射波束重建成像、幅度和/或相位调制脉冲(例如,包括脉冲反向和功率调制)、多区成像、空间复合成像、编码或啁啾脉冲、谐波成像和/或自适应波束形成。所公开的实施例能够被应用于各种临床应用,诸如彩色多普勒成像、具有彩色流的XBR成像、sonoCT彩色成像、向量多普勒成像、功率多普勒成像、在具有或没有自适应波束形成的情况下具有移动血流抑制的组织成像、合成孔径血管内超声(IVUS)成像、2D、3D和四维(4D)成像、和/或组织多普勒成像。

[0085] 本领域技术人员将认识到,以上描述的装置、系统和方法可以各种方式进行修改。因此,本领域技术人员将意识到,由本公开所涵盖的实施例不限于以下描述的特定示范性实施例。在该方面,尽管已经示出和描述了说明性实施例,但是在以上公开中预期宽范围的修改、改变和替换。应理解,可以对前文进行这样的变化而不偏离本公开的范围。因此,合适的是,所附权利要求被宽泛地并且以与本公开一致的方式理解。

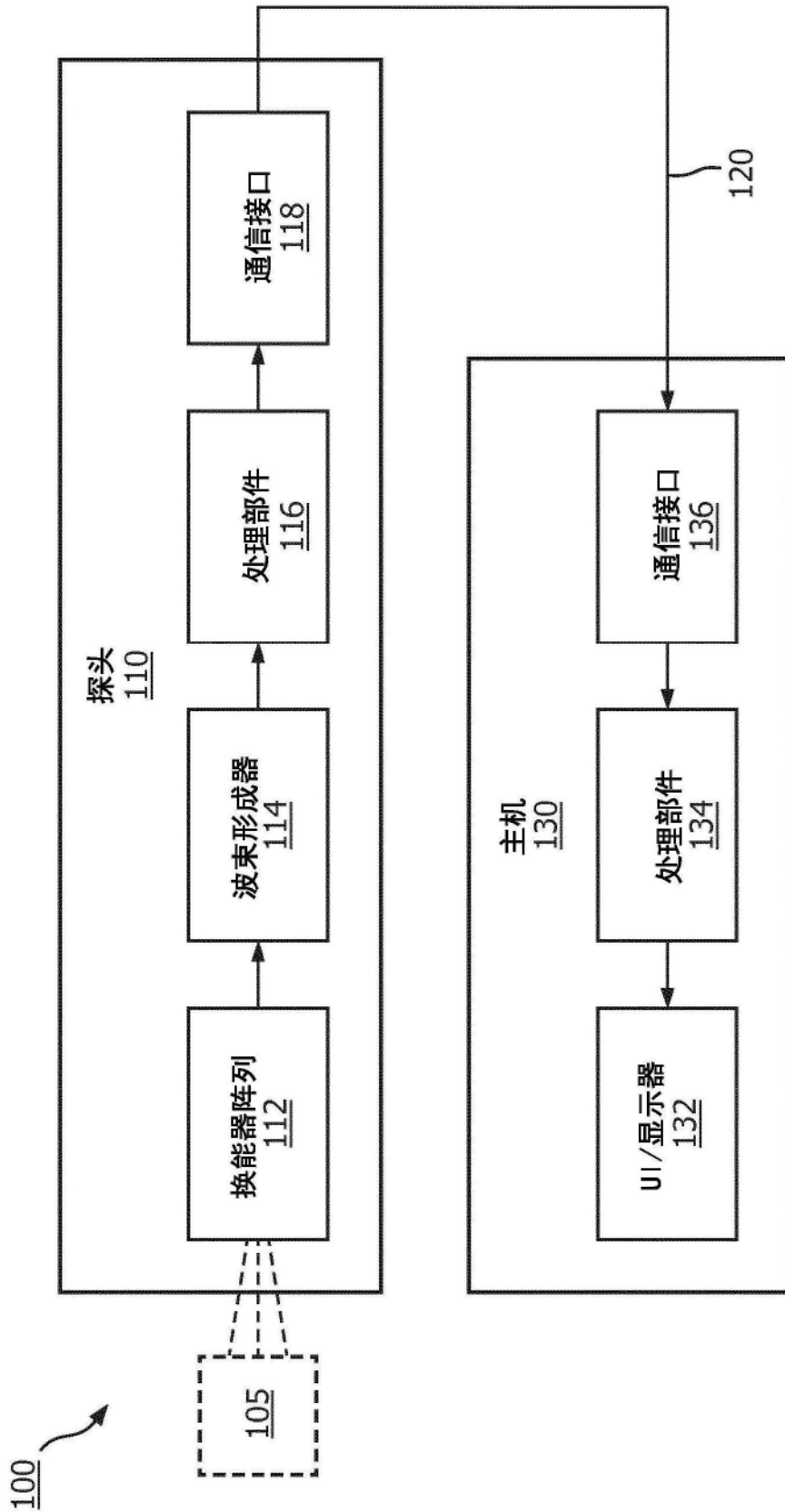


图1

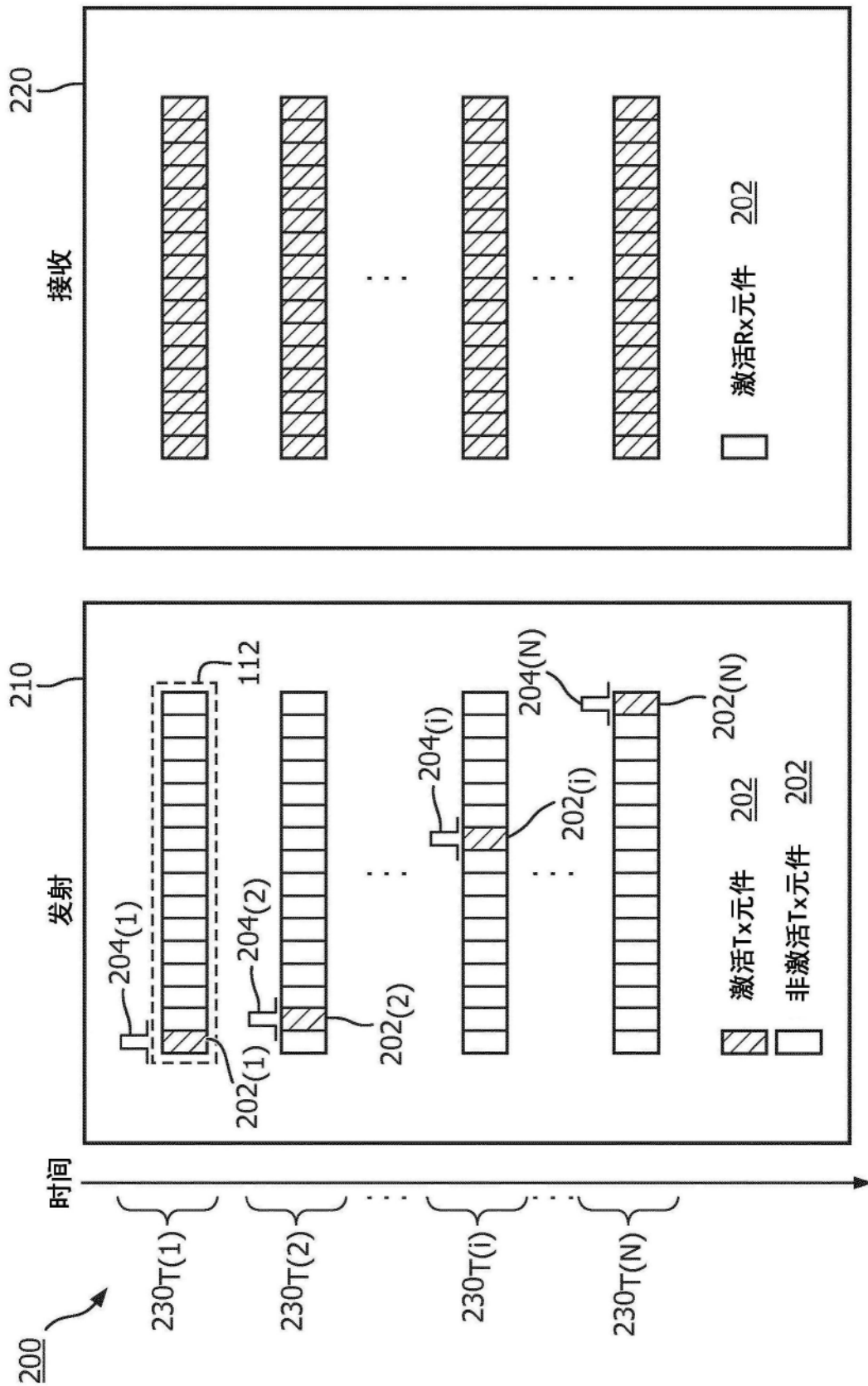


图2

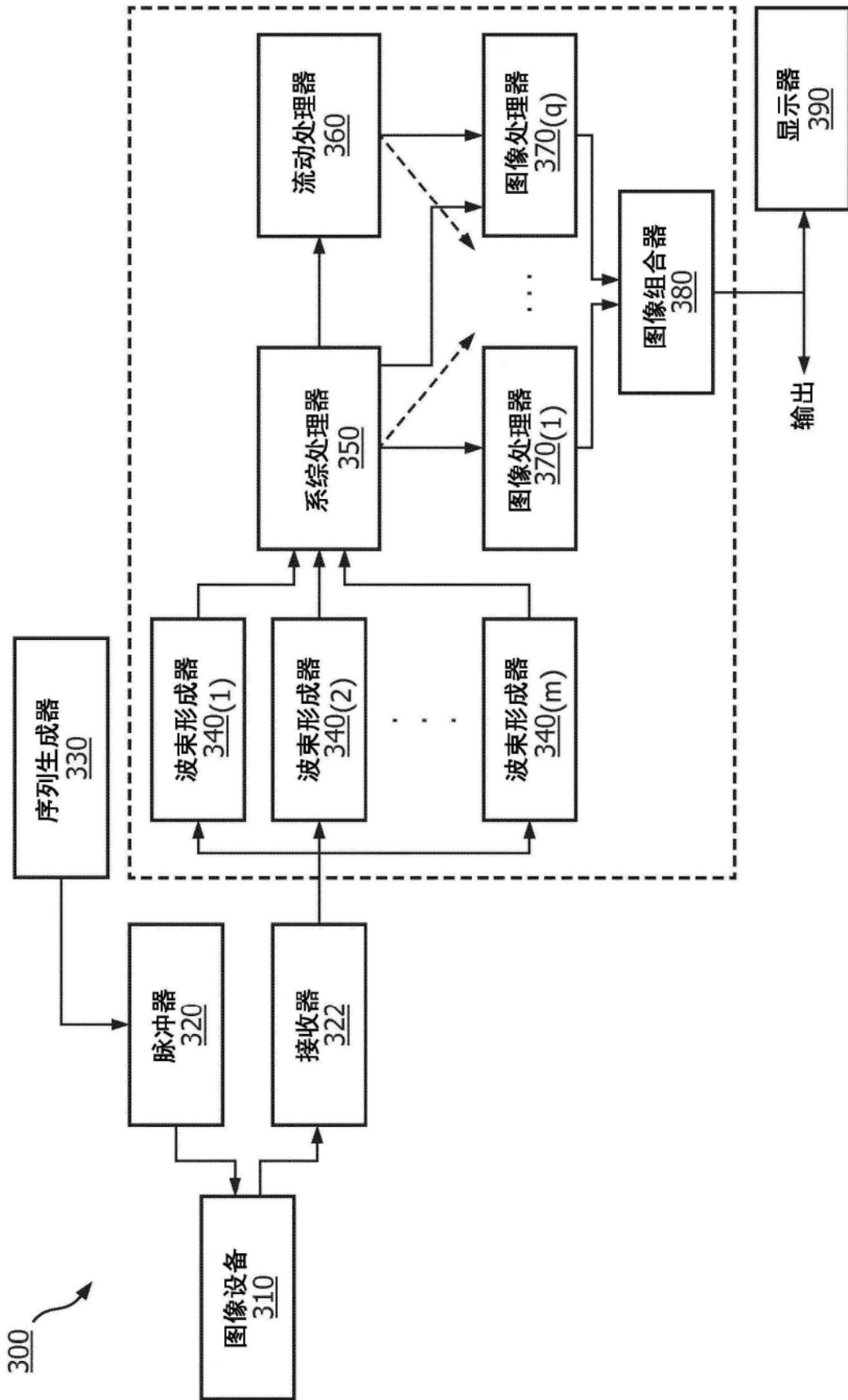


图3

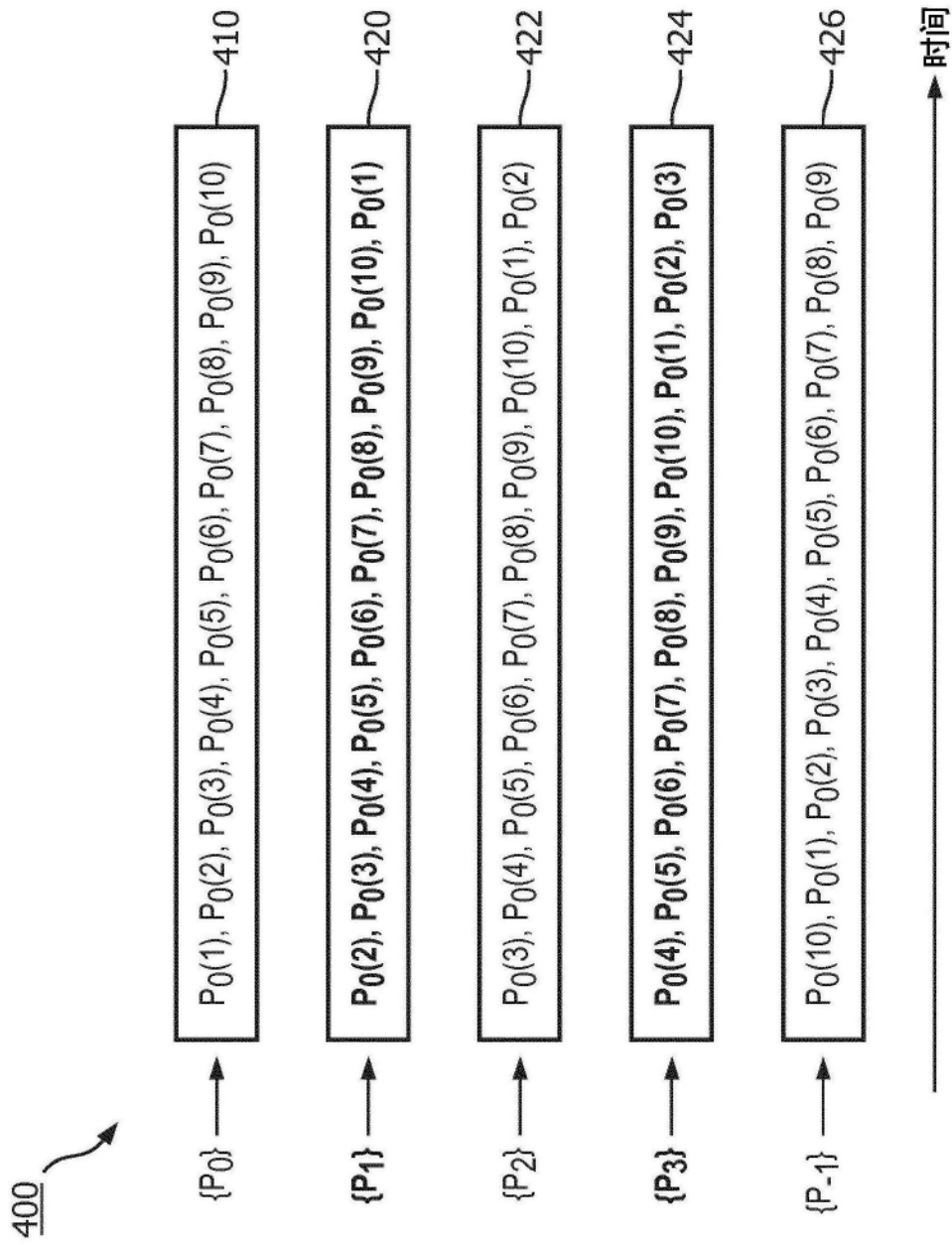


图4

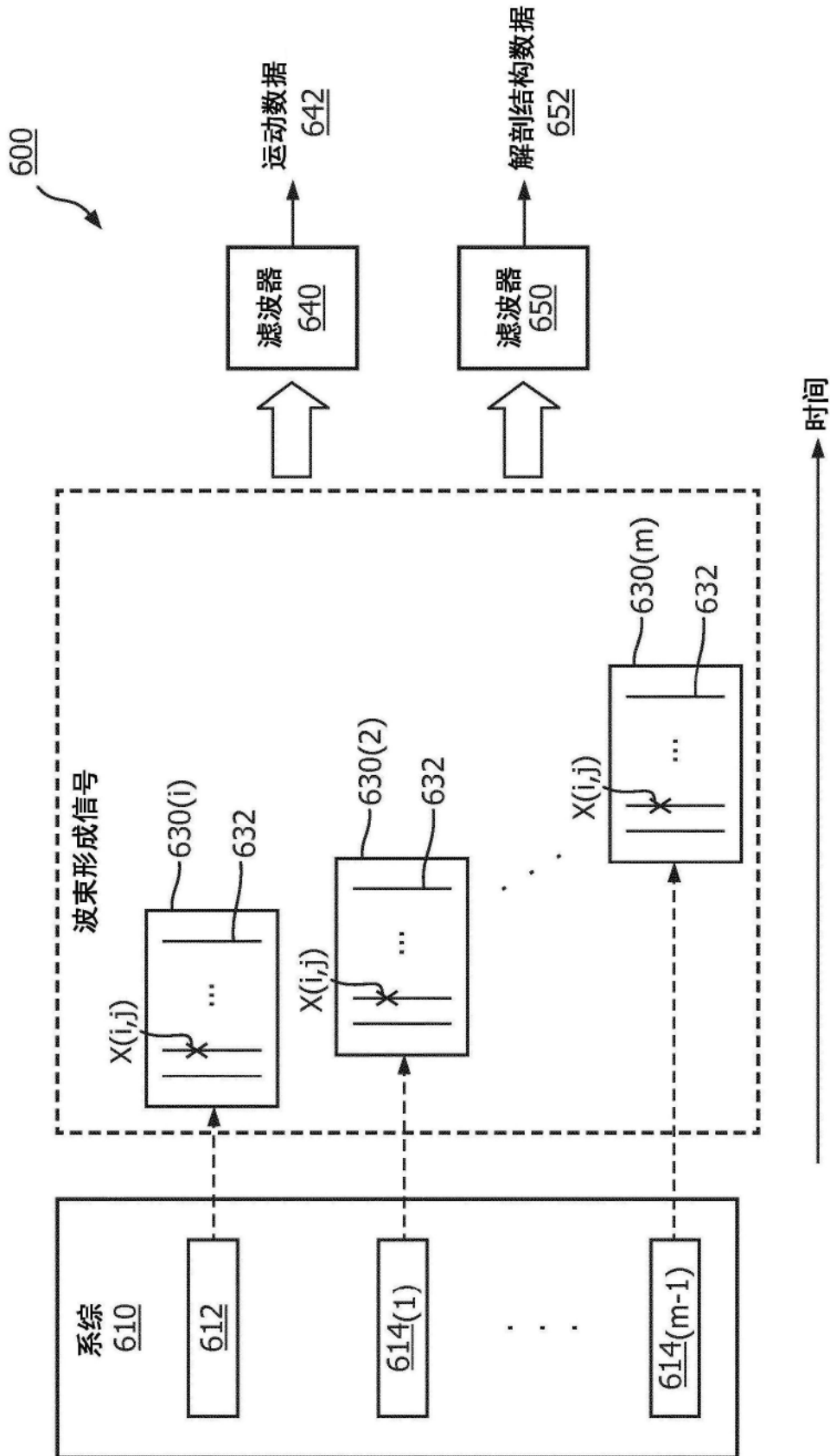


图6

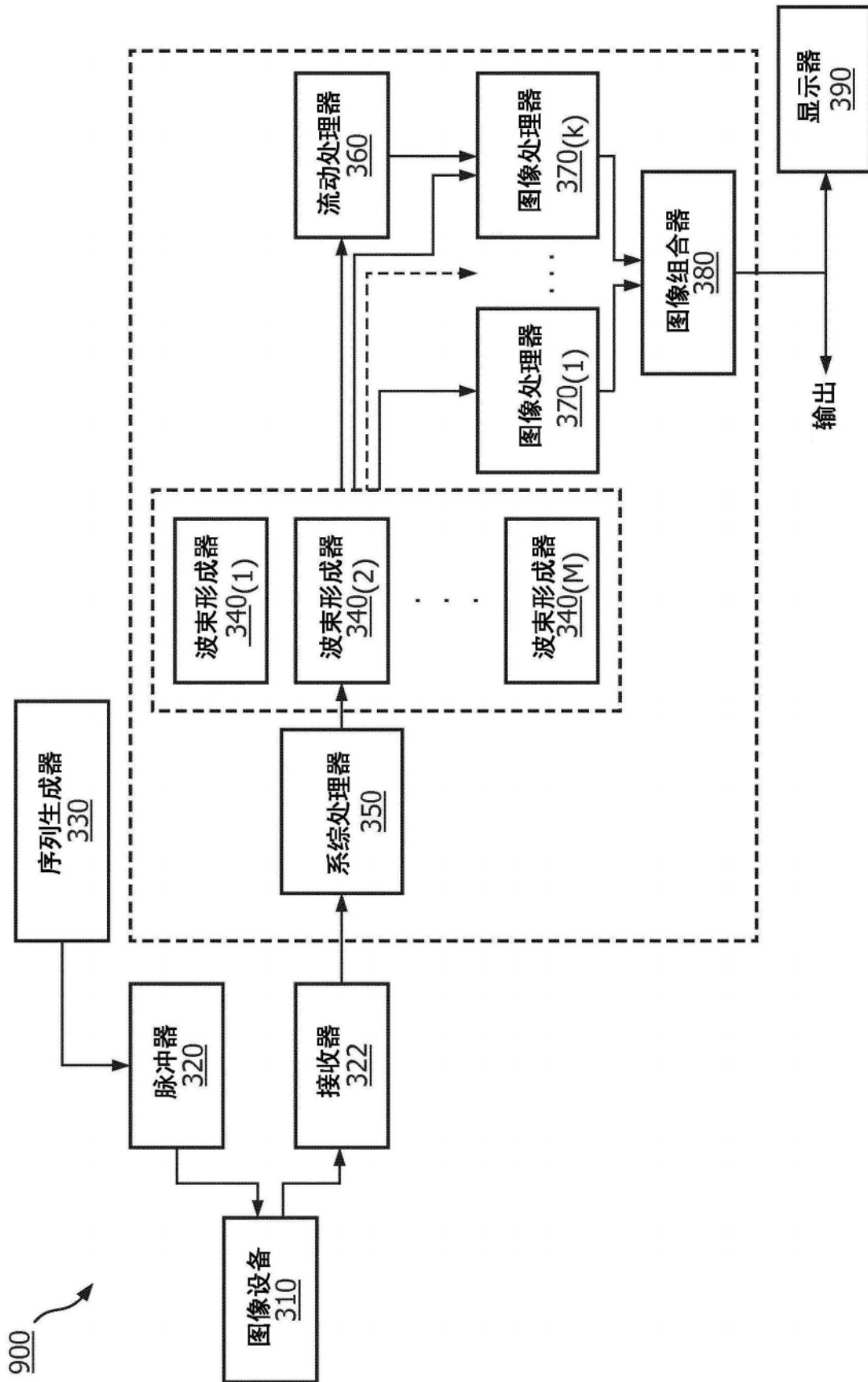


图9

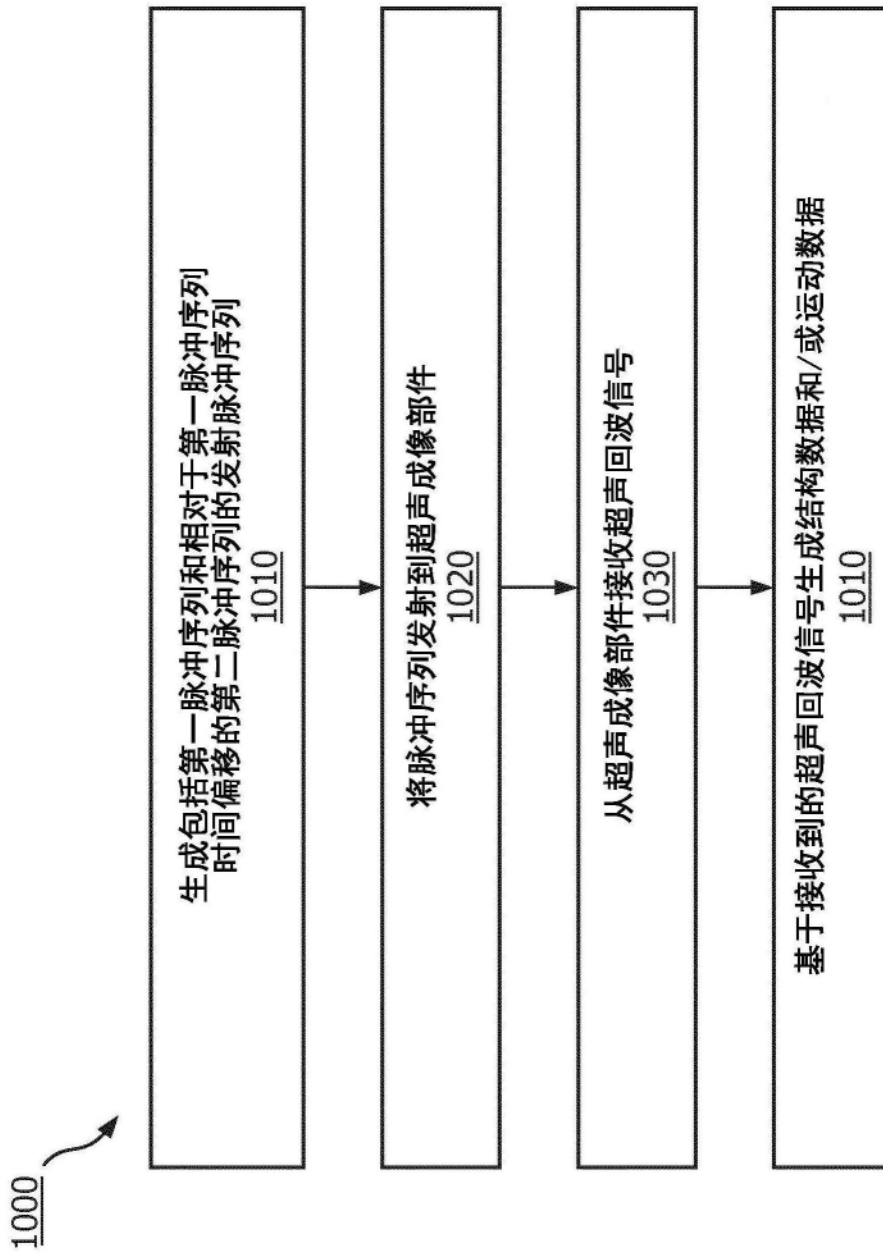


图10