



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118266997 A

(43) 申请公布日 2024. 07. 02

(21) 申请号 202311731357.2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2023.12.15

A61B 8/08 (2006.01)

(30) 优先权数据

18/091,776 2022.12.30 US

(71) 申请人 通用电气精准医疗有限责任公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 P·S·默西 帕万·安南吉

T·G·比亚斯塔德 罗汉·帕蒂尔

A·索恩斯

埃里克·诺曼·斯蒂恩

阿比吉特·帕蒂尔

V·R·梅拉普迪

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

专利代理师 侯颖嫒 张鑫

权利要求书2页 说明书18页 附图16页

(54) 发明名称

电子4D (E4D) 心血管超声 (CVUS) 探头的超分辨率

(57) 摘要

提供了用于电子4D (e4D) 心血管超声 (CVUS) 探头 (204) 的超分辨率的系统和方法。在医学成像系统 (200) 中,可采集和处理与医学成像技术相关联的信号,该处理包括应用以下操作中的一者或两者:第一类型的校正以解决第一类型的劣化和第二类型的校正以解决第二类型的劣化,其中该第一类型的劣化基于稀疏采集或由该稀疏采集引起,并且该第二类型的劣化基于波束形成/重建方法的选择或由该选择引起。



1. 一种超声成像系统(200),所述超声成像系统包括:
探头(204),所述探头被配置为采集超声数据;
显示器(260),所述显示器被配置为显示超声图像;和
一个或多个电路(220,240,242,270,280,910,920,930,1010,1020,1030),所述一个或多个电路被配置为:

经由所述超声探头(204)采集相对于所述超声探头(204)在第一方向上取向的多个平面中的超声数据以便生成超声数据的体积;

调整相对于所述超声探头(204)在第二方向上的超声数据的所述体积以基于处理模型来生成超声数据的所调整的体积,其中所述第二方向不同于所述第一方向,并且其中所述处理模型使用沿着相对于所述超声探头(204)在所述第一方向上取向的一个或多个平面采集的训练数据来训练;

基于超声数据的所调整的体积来生成超声图像;以及
经由所述显示器(260)显示所述超声图像。

2. 根据权利要求1所述的系统(200),其中所述第一方向是方位角方向、仰角方向和深度方向中的一者,并且所述第二方向是所述方位角方向、所述仰角方向和所述深度方向中的不同的一者。

3. 根据权利要求1所述的系统(200),其中所述训练数据包括二维(2D)超声数据。

4. 根据权利要求1所述的系统(200),其中所述训练数据基于受损的和地面真值数据集来生成,所述受损的和地面真值数据集基于相同的所采集的超声成像数据。

5. 根据权利要求1所述的系统(200),其中所述处理模型被配置用于超声数据的基于人工智能(AI)的处理。

6. 根据权利要求1所述的系统(200),其中所述处理模型被训练成基于推断来确定用于调整所述第二方向上的超声数据的所述体积的数据。

7. 根据权利要求1所述的系统(200),其中所述一个或多个电路(220,240,242,270,280,910,920,930,1010,1020,1030)被进一步配置为:当调整超声数据的所述体积时,应用以下操作中的一者或两者:

第一类型的校正以解决第一类型的劣化,其中所述第一类型的劣化基于稀疏采集或由所述稀疏采集引起;以及

第二类型的校正以解决第二类型的劣化,其中所述第二类型的劣化基于波束形成和/或重建方法的选择或由所述选择引起。

8. 根据权利要求1所述的系统(200),其中所述一个或多个电路(220,240,242,270,280,910,920,930,1010,1020,1030)被进一步配置为:控制一个或多个采集相关的参数。

9. 一种方法(500,200,900),所述方法包括:

经由超声探头(204)采集相对于所述超声探头(204)在第一方向上取向的多个平面中的超声数据以便生成超声数据的体积;

调整相对于所述超声探头(204)在第二方向上的超声数据的所述体积以基于处理模型来生成超声数据的所调整的体积,其中所述第二方向不同于所述第一方向,并且其中所述处理模型使用沿着相对于所述超声探头(204)在所述第一方向上取向的一个或多个平面采集的训练数据来训练;

基于超声数据的所调整的体积来生成超声图像;以及
经由显示器(260)显示所述超声图像。

10.根据权利要求9所述的方法,其中所述第一方向是方位角方向、仰角方向和深度方向中的一者,并且所述第二方向是所述方位角方向、所述仰角方向和所述深度方向中的不同的一者。

11.根据权利要求9所述的方法,其中所述训练数据包括二维(2D)超声数据。

12.根据权利要求9所述的方法,其中所述训练数据基于受损的和地面真值数据集来生成,所述受损的和地面真值数据集基于相同的所采集的超声成像数据。

13.根据权利要求9所述的方法,其中所述处理模型被配置用于超声数据的基于人工智能(AI)的处理。

14.根据权利要求9所述的方法,其中所述调整超声数据的所述体积包括应用以下操作中的一者或两者:

第一类型的校正以解决第一类型的劣化,其中所述第一类型的劣化基于稀疏采集或由所述稀疏采集引起;以及

第二类型的校正以解决第二类型的劣化,其中所述第二类型的劣化基于波束形成和/或重建方法的选择或由所述选择引起。

15.根据权利要求9所述的方法,所述方法进一步包括:控制一个或多个采集相关的参数。

电子4D (E4D) 心血管超声 (CVUS) 探头的超分辨率

技术领域

[0001] 本公开的各方面涉及医学成像解决方案。更具体地,某些实施方案涉及用于电子4D (e4D) 心血管超声 (CVUS) 探头的超分辨率的方法和系统。

背景技术

[0002] 各种医学成像技术可用于成像,例如对人体内的器官和软组织进行成像。医学成像技术的示例包括超声成像、计算机断层摄影 (CT) 扫描、磁共振成像 (MRI) 等。在医学成像期间生成图像所用的方式取决于特定技术。

[0003] 例如,超声成像使用实时、无创的高频声波来产生超声图像,通常为人体内的器官、组织、对象 (例如,胎儿) 的超声图像。在医学成像期间产生或生成的图像可以是二维 (2D)、三维 (3D) 和/或四维 (4D) 图像 (本质上为实时/连续的3D图像)。在医学成像期间,采集成像数据集 (包括例如3D/4D成像期间的体积成像数据集) 并且利用成像数据集实时地生成和渲染对应的图像 (例如,经由显示器)。

[0004] 现有医学成像解决方案可能具有一些限制。例如,结合某些类型的 (例如,某些类型的器官、组织和/或结构、身体机能等) 的检查使用医学成像系统可能具有一些限制和/或可能带来某些挑战,特别是关于诸如评估检查的结果以及在检查期间向用户呈现某些类型的反馈信息的方面。此外,在一些情况下,医学成像系统的某些部件 (诸如医学成像探头) 的操作可能带来某些挑战,特别是结合可能对这些部件造成损坏的条件。常规和传统方法可能无法充分解决或克服此类限制或挑战。

[0005] 通过将此类系统与本申请的其余部分中参考附图阐述的本公开的一些方面进行比较,常规和传统方法的更多限制和缺点对本领域的技术人员将变得显而易见。

发明内容

[0006] 提供了用于电子4D (e4D) 心血管超声 (CVUS) 探头的超分辨率的系统和方法,该系统和方法基本上如结合附图中的至少一个附图所示和/或所述,如在权利要求书中更完整地阐述。

[0007] 从以下描述和附图将更全面地理解本公开的这些和其他优点、方面和新颖特征、以及本公开的一个或多个所例示的示例性实施方案的细节。

附图说明

[0008] 图1示出了示例性医学成像布置。

[0009] 图2示出了示例性超声系统。

[0010] 图3示出了当使用电子4D (e4D) 探头时的示例性体积采集。

[0011] 图4示出了在医学4D成像操作期间在仰角方向上的时间延迟。

[0012] 图5示出了用于生成用于超分辨率方法的输入帧和目标帧的示例性功能流程图,其中可在该流程中引入不同的劣化机制。

- [0013] 图6示出了用于演示使用减少的发射的数量和较差的重建方法的效果的图像。
- [0014] 图7A至图7D示出了医学成像操作期间的稀疏和密集发射以及孔径配置的效果。
- [0015] 图8示出了如何抽取高波束密度、高级重建设置以生成用于基于仰角超分辨率人工智能(AI)的网络的训练数据。
- [0016] 图9示出了用于方位角超分辨率的示例性架构。
- [0017] 图10示出了用于使用像素洗牌(shuffle)层进行上采样的示例性架构。
- [0018] 图11示出了对二维(2D)数据应用劣化校正的示例性结果。
- [0019] 图12示出了用于使用稀疏采集进行重建的示例性架构。
- [0020] 图13示出了根据本公开的使用超分辨率的医学成像的示例性过程的流程图。

具体实施方式

[0021] 根据本公开的某些具体实施可涉及电子4D(e4D)心血管超声(CVUS)探头的超分辨率。当结合附图阅读时,将更好地理解某些实施方案的以下具体实施方式。就附图示出各个实施方案的功能块的图的范围而言,这些功能块不一定表示硬件电路之间的划分。因此,例如,一个或多个功能框(例如,处理器或存储器)可以在单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器块、硬盘等)或多件硬件中来实现。类似地,程序可以是独立程序,可以作为子例程包含在操作系统中,可以是安装的软件包中的功能等。应当理解,各个实施方案不限于附图中所示的布置和工具。还应当理解,可以组合实施方案,或者可以利用其他实施方案,并且可以在不脱离各种实施方案的范围的情况下做出结构的、逻辑的和电气的改变。因此,以下详述不应视为限制性意义,并且本公开的范围由所附权利要求书及其等同物限定。

[0022] 如本文所用,以单数形式列举并且以单词“一”或“一个”开头的元件或步骤应当被理解为不排除多个该元件或步骤,除非明确说明此类排除。此外,对“示例性实施方案”、“各个实施方案”、“某些实施方案”、“代表性的实施方案”等的引用不旨在被解释为排除存在也包含了叙述的特征的附加实施方案。此外,除非明确地相反说明,否则“包含”、“包括”或“具有”具有特定性质的一个元件或多个元件的实施方案可以包括不具有该性质的附加元件。

[0023] 另外,如本文所用,术语“图像”广义地是指可视图像和表示可视图像的数据两者。然而,许多实施方案生成(或被配置为生成)至少一个可视图像。此外,如本文所用,如在超声成像的环境中所使用的,短语“图像”用于指超声模式,诸如B模式(2D模式)、M模式、三维(3D)模式、CF模式、PW多普勒、CW多普勒、MGD,和/或B模式和/或CF的子模式,诸如剪切波弹性成像(SWEI)、TVI、Angio、B-flow、BMI、BMI_Angio,并且在某些情况下还包括MM、CM、TVD,其中“图像”和/或“平面”包括单个波束或多个波束。

[0024] 此外,如本文所用,短语“像素”也包括其中数据由“体素”表示的实施方案。因此,术语“像素”和“体素”两者可在本文档通篇中可互换地使用。

[0025] 此外,如本文所用,术语处理器或处理单元是指可执行各种实施方案需要的所需计算的任何类型的处理单元,诸如单核或多核:CPU、加速处理单元(APU)、图形板、DSP、FPGA、ASIC或它们的组合。

[0026] 应当指出的是,本文所述的生成或形成图像的各个实施方案可包括用于形成图像的处理,该处理在一些实施方案中包括波束形成,而在其它实施方案中不包括波束形成。例如,可在不进行波束形成的情况下形成图像,例如通过将解调数据的矩阵乘以系数矩阵,使

得乘积是图像,并且其中该过程不形成任何“波束”。此外,可使用可能源自多于一个发射事件的信道组合(例如,合成孔径技术)来执行图像的形成。

[0027] 在各种实施方案中,在软件、固件、硬件或它们的组合中执行形成图像的处理。该处理可包括使用波束成形。

[0028] 图1示出了示例性医学成像布置。图1中示出了包括一个或多个医学成像系统110和一个或多个计算系统120的示例性医学成像布置100。医学成像布置100(包括其各种元件)可被配置为支持医学成像和与其相关联的解决方案。

[0029] 医学成像系统110包括用于支持医学成像(即,使得能够获得用于在医学成像检查期间生成和/或渲染图像的数据)的合适的硬件、软件或它们的组合。医学成像的示例包括超声成像、计算机断层摄影(CT)扫描、磁共振成像(MRI)等。这可能需要以特定方式捕获特定类型的数据,该数据继而可用于生成图像的数据。例如,医学成像系统110可以是配置用于生成和/或渲染超声图像的超声成像系统。

[0030] 如图1所示,医学成像系统110可包括扫描仪设备112和显示/控制单元114,该扫描仪设备可以是便携式的且可移动的。扫描仪设备112可被配置用于例如通过在患者身体(或其部分)上方移动来生成和/或捕获特定类型的成像信号(和/或与其对应的数据),并且可包括用于执行和/或支持此类功能的合适电路。扫描仪设备112可为超声探头、MRI扫描仪、CT扫描仪、或任何合适的成像设备。例如,在医学成像系统110是超声系统的情况下,扫描仪设备112可发射超声信号并捕获回波超声图像。

[0031] 显示/控制单元114可被配置用于显示图像(例如,经由屏幕116)。在一些情况下,显示/控制单元114还可被配置用于至少部分地生成所显示图像。此外,显示/控制单元114还可支持用户输入/输出。例如,除了图像之外,显示/控制单元114还可提供(例如,经由屏幕116)用户反馈(例如,与系统、其功能、其设置等相关的信息)。显示/控制单元114还可支持用户输入(例如,经由用户控件118),以便例如允许控制医学成像。用户输入可涉及控制图像的显示、选择设置、指定用户偏好、请求反馈等。

[0032] 在一些具体实施中,医学成像布置100还可包含附加的和专用的计算资源,诸如一个或多个计算系统120。在这方面,每个计算系统120可包括用于处理、存储和/或通信数据的合适的电路、接口、逻辑和/或代码。计算系统120可以是配置用于特别地结合医学成像使用的专用装备,或者它可以是被设置和/或配置为执行下文相对于计算系统120所述的操作的通用计算系统(例如,个人计算机、服务器等)。计算系统120可被配置为支持医学成像系统110的操作,如下所述。在这方面,可从成像系统卸载各种功能和/或操作。这样做可简化和/或集中处理的某些方面,以降低成本,例如通过消除增加成像系统中的处理资源的需要来降低成本。

[0033] 计算系统120可被设置和/或布置用于以不同方式使用。例如,在一些具体实施中,可使用单个计算系统120;在其他具体实施中,多个计算系统120被配置为一起工作(例如,基于分布式处理配置),或者单独工作,其中每个计算系统120被配置为处理特定方面和/或功能,和/或仅为特定医学成像系统110处理数据。此外,在一些具体实施中,计算系统120可以是本地的(例如,与一个或多个医学成像系统110协同定位,例如在相同设施和/或相同本地网络内);在其他具体实施中,计算系统120可以是远程的,因此只能经由远程连接(例如,经由互联网或其他可用远程访问技术)访问。在特定具体实施中,计算系统120可以基于云

的方式配置,并且可以与访问和使用其他基于云的系统基本上类似的方式访问和/或使用。

[0034] 一旦在计算系统120中生成和/或配置数据,就可将数据复制和/或加载到医学成像系统110中。这可以不同的方式进行。例如,可经由医学成像系统110和计算系统120之间的定向连接或链接来加载数据。在这方面,可使用可用的有线和/或无线连接和/或根据任何合适的通信(和/或联网)标准或协议来进行医学成像布置100中的不同元件之间的通信。另选地或附加地,可间接地将数据加载到医学成像系统110中。例如,可将数据存储到合适的机器可读介质(例如,闪存卡等)中,然后使用该机器可读介质将数据加载到医学成像系统110中(现场,例如由系统的用户(例如,成像临床医生)或授权人员);或者可将数据下载到本地能够通信的电子设备(例如,膝上型计算机等)中,然后现场使用(例如,由系统的用户或授权人员)该电子设备经由直接连接(例如,USB连接件等)将数据上传到医学成像系统110中。

[0035] 在操作中,医学成像系统110可用于在医学检查期间生成和呈现(例如,渲染或显示)图像,和/或用于与其结合支持用户输入/输出。图像可以是2D、3D和/或4D图像。在医学成像系统110中执行以便于生成和/或呈现图像的特定操作或功能取决于系统的类型(即,获得和/或生成对应于图像的数据所用的方式)。例如,在基于计算机断层扫描(CT)扫描的成像中,数据是基于发射和捕获的x射线信号。在超声成像中,数据是基于发射和回波超声信号。这相对于示例性基于超声的具体实施更详细进行描述,相对于图2,示出和描述了该具体实施。

[0036] 在根据本公开的各种具体实施中,医学成像系统和/或架构(例如,作为整体的医学成像系统110和/或医学成像布置100)可被配置为支持在医学成像操作(例如,超声成像)期间,特别是在使用诸如电子4D(e4D)心血管超声(CVUS)探头的某些类型的探头时实现和使用超分辨率。在这方面,在某些类型的医学成像操作中,由于操作条件和/或与用于获得用于生成医学图像的数据的探头或其他类似设备相关联的物理限制,图像的质量可能不是最佳的。例如,最佳图像质量仅可在比将在至少一些实际使用场景中期望的体积速率更低的体积速率下实现。例如,电子4D(e4D)探头可通常产生最佳图像质量特定体积速率,而对于某些实时应用,诸如超声引导的心脏介入,实际期望的体积速率可显著地更高。因此,在一些情况下,加速体积速率可能是关键要求。然而,诸如由于在图像构建期间的更稀疏的发射和相应的质量劣化,体积速率的此类增加可导致图像质量的劣化。因此,在基于本公开的各种具体实施中,可在不劣化图像质量的情况下,特别是通过使用基于超分辨率的技术来增加体积速率。下文更详细地描述了示例性具体实施和与其相关的附加细节。

[0037] 图2示出了示例性超声成像系统。图2中示出了超声成像系统200,该超声成像系统可被配置为支持使用根据本公开的电子4D(e4D)心血管超声(CVUS)探头的超分辨率。

[0038] 超声成像系统200可被配置为提供超声成像,并且因此可包括用于执行和/或支持超声成像相关功能的合适的电路、接口、逻辑和/或代码。超声成像系统200可对应于图1的医学成像系统110。超声成像系统200包括例如发射器202、超声探头204、发射波束形成器210、接收器218、接收波束形成器220、RF处理器224、RF/IQ缓冲器226、用户输入模块230、信号处理器240、图像缓冲器250、显示系统260、档案270和训练引擎280。

[0039] 发射器202可包括可操作为驱动超声探头204的合适的电路、接口、逻辑和/或代码。超声探头204可包括压电元件的二维(2D)阵列。超声探头204可包括通常构成相同元件

的一组发射换能器元件206和一组接收换能器元件208。在某些实施方案中,超声探头204可操作为采集覆盖解剖结构(诸如心脏、血管或任何合适的解剖结构)的至少大部分的超声图像数据。

[0040] 发射波束形成器210可包括合适的电路、接口、逻辑和/或代码,该电路、接口、逻辑和/或代码可操作为控制发射器202,该发射器通过发射子孔径波束形成器214驱动这组发射换能器元件206以将超声发射信号发射到感兴趣的区域(例如,人、动物、地下空腔、物理结构等)中。发射的超声信号可从感兴趣的对象中的结构(如血细胞或组织)反向散射,以产生回波。回波由接收换能器元件208接收。

[0041] 超声探头204中的这组接收换能器元件208可操作为将接收到的回波转换为模拟信号,通过接收子孔径波束形成器216进行子孔径波束形成,然后传送到接收器218。接收器218可包括合适的电路、接口、逻辑和/或代码,该电路、接口、逻辑和/或代码可操作为接收来自接收子孔径波束形成器216的信号。尽管如此,本公开不限于基于子孔径波束形成的具体实施,并且因此在一些具体实施中,发射子孔径波束形成器214和接收子孔径波束形成器216可被消除和/或由适合于其他基于波束形成的设计的部件来代替。可将模拟信号传送到多个A/D转换器222中的一个或多个A/D转换器。

[0042] 多个A/D转换器222可包括合适的电路、接口、逻辑和/或代码,该电路、接口、逻辑和/或代码可操作为将来自接收器218的模拟信号转换为对应的数字信号。多个A/D转换器222设置在接收器218与RF处理器224之间。尽管如此,本公开在这方面并不受限制。因此,在一些实施方案中,可将多个A/D转换器222集成在接收器218内。

[0043] RF处理器224可包括合适的电路、接口、逻辑和/或代码,该电路、接口、逻辑和/或代码可操作为解调由多个A/D转换器222输出的数字信号。根据一个实施方案,RF处理器224可包括复解调器(未示出),该复解调器可操作为解调数字信号,以形成代表对应回波信号的I/Q数据对。然后可将RF或I/Q信号数据传送到RF/IQ缓冲器226。RF/IQ缓冲器226可包括合适的电路、接口、逻辑和/或代码,该电路、接口、逻辑和/或代码可操作为提供由RF处理器224生成的RF或I/Q信号数据的临时存储。

[0044] 接收波束形成器220可包括合适的电路、接口、逻辑和/或代码,该电路、接口、逻辑和/或代码可操作为执行数字波束形成处理,以例如对经由RF/IQ缓冲器226从RF处理器224接收的延迟信道信号求和并输出波束求和信号。所得的经处理的信息可以从接收波束形成器220输出并且传送到信号处理器240的波束求和信号。根据一些实施方案,可将接收器218、多个A/D转换器222、RF处理器224和波束形成器220集成到单个波束形成器中,该单个波束形成器可以是数字波束形成器。在各种实施方案中,超声成像系统200包括多个接收波束形成器220。

[0045] 根据本公开,波束形成部件和/或其功能可被配置为使得能够组合来自若干发射事件的数据。这可在利用诸如如本文关于本公开所描述的回溯性发射波束形成(RTB)和/或非相干合成发射波束形成(iSTB)的某些重建技术时进行。在这方面,当应用RTB时,组合来自若干发射的数据以改善发射焦点范围之前和之后的有效发射波束。这样做可改善这些区域中的分辨率和对比度。可对元素数据和对求和的元素数据(例如,波束形成求和之后的信号)两者进行数据的组合。RTB可应用于信号处理块(例如,使用信号处理器240),或者可操作为接收波束形成处理的一部分(例如,在接收波束形成器220中)并且部分地在信号处理器

240中至少部分地完成。例如,基于RTB的延迟和权重可应用于接收波束形成器220,而不同发射事件的求和可在信号处理器240中执行。在此类分开的配置中,接收波束形成器220可针对每一次发射输出多个接收线(例如,8个接收线,诸如在关于图4所示和所述的配置中),并且然后信号处理器240可对满足某些标准(例如,具有相同接收方向(例如,图4中的向上指向(蓝色)三角形))的接收线(包括可属于不同发射事件的接收线)进行求和。类似地,应用iSTB可能需要组合来自不同发射事件的数据,尽管这可能需要使用更少的事件(例如,仅两个相邻事件)。然而,对于iSTB,组合是在检测之后进行的,例如,在从RF或IQ数据转换为实值包络信息之后。此类组合更可能发生在信号处理器240中。

[0046] 用户输入设备230可用于输入患者数据、扫描参数、设置、选择协议和/或模板,与人工智能分段处理器交互以选择跟踪目标等。在示例性实施方案中,用户输入设备230可操作以配置、管理和/或控制超声成像系统200中的一个或多个部件和/或模块的操作。在这方面,用户输入设备230可操作为配置、管理和/或控制发射器202、超声探头204、发射波束形成器210、接收器218、接收波束形成器220、RF处理器224、RF/IQ缓冲器226、用户输入设备230、信号处理器240、图像缓冲器250、显示系统260、档案270和/或训练引擎280的操作。

[0047] 例如,用户输入设备230可包括按钮、旋转编码器、触摸屏、运动跟踪、语音识别、鼠标设备、键盘、相机和/或能够接收用户指令的任何其他设备。在某些实施方案中,例如,可将用户输入设备230中的一个或多个用户输入设备集成到诸如显示系统260或超声探头204之类的其它部件中。

[0048] 例如,用户输入设备230可包括触摸屏显示器。作为另一个示例,用户输入设备230可包括附接到探头204和/或与探头集成的加速度计、陀螺仪和/或磁力仪,以提供探头204的姿势运动识别,诸如识别抵靠患者身体的一次或多次探头压缩、预定义探头移动或倾斜操作等。在一些情况下,用户输入设备230可附加地或另选地包括图像分析处理以通过分析所采集的图像数据来识别探头姿势。根据本公开,用户输入和与其相关的功能可被配置为支持使用新数据存储方案,如本公开中所描述的。例如,用户输入设备230可被配置为支持接收针对触发和管理(在需要的情况下)分离过程的应用的用户输入,如本文所述,和/或提供或设置用于执行此类过程的参数。类似地,用户输入设备230可被配置为支持接收针对触发和管理(在需要的情况下)恢复过程的应用的用户输入,如本文所述,和/或提供或设置用于执行此类过程的参数。

[0049] 信号处理器240可包括合适的电路、接口、逻辑和/或代码,该电路、接口、逻辑和/或代码可操作为处理超声扫描数据(即,求和的IQ信号),以生成用于在显示系统260上呈现的超声图像。信号处理器240可操作为根据所采集的超声扫描数据上的多个可选超声模态来执行一个或多个处理操作。在示例性实施方案中,信号处理器240可操作为执行显示处理和/或控制处理等。随着接收到回波信号,可在扫描会话期间实时处理所采集的超声扫描数据。附加地或另选地,超声扫描数据可在扫描会话期间暂时存储在RF/IQ缓冲器226中并且在在线操作或离线操作中以不太实时的方式处理。在各个实施方案中,经处理的图像数据可呈现在显示系统260处和/或可存储在档案270中。根据本公开,信号处理器240可被配置为支持使用如本文所述的重建技术。例如,信号处理器240可被配置为在应用RTB或iSTB时如上所述地执行所要求的接收线和/或事件组合或求和。

[0050] 档案270可以是本地档案、图片存档和通信系统(PACS)或用于存储图像和相关信

信息的任何合适的设备,或者可耦接到此类设备或系统以有利于存储和/或实现成像相关数据。在示例性具体实施中,档案270进一步耦接到远程系统(诸如放射科信息系统、医院信息系统)和/或耦接到内部或外部网络(未示出),以允许处于不同位置的操作员供应命令和参数和/或获取对图像数据的访问。

[0051] 信号处理器240可以是一个或多个中央处理单元、微处理器、微控制器等。例如,信号处理器240可以是集成部件,或者可分布在各个位置。信号处理器240可被配置用于从用户输入设备230和/或档案270接收输入信息,生成可由显示系统260显示的输出,并且响应于来自用户输入设备230的输入信息来操纵输出等。信号处理器240可执行例如根据本文各种实施方案中所讨论的方法和/或指令集中的任一者。

[0052] 超声成像系统200可操作以按适于所考虑的成像情况的帧速率连续采集超声扫描数据。典型的帧速率在20至220的范围内,但可以更低或更高。所采集的超声扫描数据可与帧速率相同、或以更慢或更快的显示速率显示在显示系统260上。图像缓冲器250被包括以用于存储未被安排立即显示的所采集的超声扫描数据的处理的帧。优选地,图像缓冲器250具有足够的容量来存储至少几分钟的超声扫描数据的帧。超声扫描数据的帧根据其采集顺序或时间易于从其取回的方式存储。图像缓冲器250可体现为任何已知的数据存储介质。

[0053] 在示例性实施方案中,信号处理器240可包括超分辨率模块242,该超分辨率模块包括可被配置为执行与在超声成像期间,特别是在使用诸如如本公开中所描述的电子4D(e4D)心血管超声(CVUS)探头的某些类型的探头时使用超分辨率相关的或支持使用超分辨率的各种功能或操作。

[0054] 在一些具体实施中,信号处理器240(和/或其部件,诸如超分辨率模块242)可被配置为实现和/或使用人工智能和/或机器学习技术来增强和/或优化成像相关的功能或操作。例如,信号处理器240(和/或其部件,诸如超分辨率模块242)可被配置为诸如通过使用深度神经网络(例如,卷积神经网络(CNN)、生成对抗网络(GAN)、残差通道注意力网络(RCAN)、残差密集网络(RDN)等中的一者或多者)来实现和/或使用深度学习技术和/或算法,和/或可利用任何合适形式的基于人工智能的处理技术或机器学习处理功能(例如,用于图像分析)。该基于人工智能的图像分析可被配置为例如分析所采集的超声图像,诸如以识别、分段、标记和跟踪满足特定标准和/或具有特定特性的结构(或其组织)。

[0055] 在示例性具体实施中,信号处理器240(和/或其部件,诸如超分辨率模块242)可被提供为深度神经网络。示例性深度神经网络可由例如输入层、输出层以及输入层与输出层之间的一个或多个隐藏层构成。每个层可由可称为神经元的多个处理节点构成。

[0056] 例如,深度神经网络可包括输入层,该输入层具有用于来自解剖结构的扫描平面的每个像素或一组像素的神经元,并且输出层可具有对应于多个预定义结构或结构类型(或其中的组织)的神经元。每个层的每个神经元可执行处理功能,并且将处理的超声图像信息传递到下游层的多个神经元中的一个神经元以用于进一步处理。例如,第一层的神经元可学习以识别超声图像数据中的结构边缘。第二层的神经元可学习以基于来自第一层的检测边缘识别形状。第三层的神经元可学习所识别的形状相对于超声图像数据中的界标的位置。第四层的神经元可学习特定结构中存在的特定组织类型的特性等。因此,由深度神经网络执行的处理可允许以高度可能性识别超声图像数据中的生物和/或人工结构。

[0057] 在一些具体实施中,信号处理器240(和/或其部件,诸如超分辨率模块242)可被配

置为基于经由用户输入设备230的用户指令来执行或以其它方式控制由此执行的功能中的至少一些功能。例如,用户可提供语音命令、探头姿态、按钮按压等来发出特定指令,诸如启动和/或控制彩色多普勒改善函数的各个方面,和/或提供或以其他方式指定与其相关的各种参数或设置,如本公开中所描述的。

[0058] 训练引擎280可包括合适的电路、接口、逻辑和/或代码,该电路、接口、逻辑和/或代码可操作为训练信号处理器240(和/或其部件,诸如超分辨率模块242)的深度神经网络的神经元。例如,可训练信号处理器240以识别超声扫描平面中提供的特定结构和/或组织(或其类型),其中训练引擎280训练其深度神经网络以执行所需功能中的一些功能,诸如使用各种结构的分类超声图像的数据库。

[0059] 例如,训练引擎280可被配置为利用超声图像以诸如基于其特定结构和/或特性、其特定组织和/或特性等来训练信号处理器240(和/或其部件,诸如超分辨率模块242)。例如,关于结构,训练引擎280可被配置为识别和利用诸如结构边缘的外观、基于边缘的结构形状的外观、形状相对于超声图像数据中的界标的位置等的特性。在各种实施方案中,训练图像的数据库可存储在档案270或任何合适的数据存储介质中。在某些实施方案中,训练引擎280和/或训练图像数据库可以是经由有线或无线连接通信地耦接到超声成像系统200的外部系统。

[0060] 在操作中,超声成像系统200可用于生成超声图像,包括二维(2D)、三维(3D)和/或四维(4D)图像。在这方面,超声成像系统200可操作以特定的帧速率连续采集超声扫描数据,这可适用于所考虑的成像情况。例如,帧速率可在30至70的范围内,但可以更低或更高。所采集的超声扫描数据可与帧速率相同、或以更慢或更快的显示速率显示在显示系统260上。图像缓冲器250被包括以用于存储未被安排立即显示的所采集的超声扫描数据的处理的帧。优选地,图像缓冲器250具有足够的容量来储存至少几秒钟的超声扫描数据的帧。超声扫描数据的帧根据其采集顺序或时间易于从其取回的方式存储。图像缓冲器250可体现为任何已知的数据存储介质。

[0061] 在一些情况下,超声成像系统200可被配置为支持灰阶和基于颜色的操作。例如,信号处理器240可操作为执行灰阶B模式处理和/或颜色处理。灰阶B模式处理可包括处理B模式RF信号数据或IQ数据对。例如,灰阶B模式处理可使得通过计算量 $(I^2+Q^2)^{1/2}$ 能够形成波束求和接收信号的包络。该包络可经受附加的B模式处理,诸如对数压缩以形成显示数据。

[0062] 显示数据可被转换为X-Y格式以用于视频显示。扫描转换的帧可映射至灰阶以用于显示。B模式帧被提供给图像缓冲器250和/或显示系统260。颜色处理可包括处理基于颜色的RF信号数据或IQ数据对以形成帧,以覆盖被提供给图像缓冲器250和/或显示系统260的B模式帧。灰阶和/或颜色处理可基于用户输入(例如,来自用户输入设备230的选择)自适应地调节,例如用于增强特定区域的灰阶和/或颜色。

[0063] 在一些情况下,超声成像可包括体积超声图像的生成和/或显示(即,对象(例如,器官、组织等)以三维显示3D的位置)。在这方面,用3D(并且类似地用4D)成像,可采集包括对应于成像对象的体素的体积超声数据集。这可例如通过以不同角度发射声波而不是仅沿一个方向(例如,直向下)发射它们来完成,并且然后将它们的反射捕获回去。然后捕获并且处理(例如,经由信号处理器240)(以不同角度的发射的)返回回波以生成对应体积数据集,其继而可用于创建和/或显示体积(例如,3D)图像,诸如经由显示器250。这可能需要使用特

定的处理技术来提供所需的3D感知。

[0064] 例如,体积渲染技术可用于显示体积(例如,3D)数据集的投影(例如,3D投影)。在这方面,渲染3D数据集的3D投影可包括相对于正被显示的对象设置或限定空间上的感知角度,并且然后为数据集中的每个体素限定或计算必要的信息(例如,不透明度和颜色)。这可例如使用合适的传输函数来为每个体素限定RGBA(红色、绿色、蓝色和 α)值来完成。

[0065] 在根据本公开的各种具体实施中,超声成像系统(例如,超声成像系统200)可被配置为支持在超声成像期间,特别是在使用诸如电子4D(e4D)心血管超声(CVUS)探头的某些类型的探头时实现和使用超分辨率。在这方面,如上所述,在某些类型的医学成像操作中,由于操作条件和/或与用于获得用于生成医学图像的数据的探头或其他类似设备相关联的物理限制,图像的质量可能不是最佳的。例如,电子4D(e4D)探头可通常在诸如5vol/s至8vol/s(vps)的较低体积速率下产生最佳图像质量,而对于某些实时应用,诸如超声引导的心脏介入,实际期望的体积速率可高达30vol/s(vps)。因此,在一些情况下,加速体积速率(例如,体积速率增加中的2x至3x的最小加速)可能是关键要求。增加体积速率可通过减少发射的数量来完成。然而,由于图像构建期间的更稀疏的发射和相应的质量劣化,体积速率的此类增加可导致图像质量的劣化。

[0066] 基于本公开的具体实施可通过允许在不劣化图像质量的情况下,特别是通过使用基于超分辨率的技术来增加体积速率而解决这些问题。特别地,在各种示例性具体实施中,基于深度学习的图像超分辨率技术可用于在维持最佳图像质量(例如,将图像质量保持在诊断水平)的同时将用于e4D探头的体积速率提高2x和3x(例如,从基线5vol/s(vps)采集)。然而,本公开不限于e4D探头,并且如本文所述的类似技术可用于其它类型的探头。例如,在一些具体实施中,用于单线采集的图像超分辨率可用于增益上采样(例如,增益4x上采样)。此类单线采集的使用可特别适合于机械3D探头。下文更详细地描述了示例性具体实施和与其相关的附加细节。

[0067] 在各种示例性具体实施中,基于深度学习(DL)的处理(例如,使用合适的架构)可用于根据稀疏发射来重建超声图像。在这方面,可使用在重建方法和采集配置的不同组合下的超分辨率的框架。在一些示例性具体实施中,基于深度学习的处理(例如,使用合适的架构)以根据使用非相干重建方法生成的图像来重建回顾性发射波束形成(RTB)等效超声图像。在一些示例性具体实施中,基于深度学习的处理(例如,使用合适的架构)以根据使用单线采集生成的图像来重建RTB等效超声图像。然而,本公开不限于使用基于RTB的具体实施,并且基于本公开提出的解决方案可基本上类似地用于根据使用较不高级的重建生成的图像来再现任何高级的重建。此类图像超分辨率可用于超声采集,该超声采集通常为各向异性的。与其他医学成像采集或自然图像相比,超分辨率可以是横向的,而不是深度上的。

[0068] 基于本公开的解决方案可特别地配置用于e4D探头(例如,心脏4Vc),特别是用于仰角方向,但类似地,解决方案可与其他探头一起使用。在一些示例性具体实施中,基于深度学习(DL)的超分辨率可用于提供例如2x/3x/4x超分辨率,18Tx/12Tx/9Tx非相干合成发射波束形成(iSTB)至36Tx RTB。

[0069] 在一些示例性具体实施中,多级公式(和基于其的架构)可用于解决超分辨率的不同方面。在这方面,可在一个级中诸如使用深度学习(DL)和非DL方法来解决由减少的发射导致的伪影抑制。诸如信噪比(SNR)和对比分辨率改进的其他伪影校正可在另一级中解决,

诸如以模拟使用更好的重建方法生成的图像。

[0070] 在一些示例性具体实施中,可使用具有两个损失函数的组合和训练策略。在这方面,将逐像素重建损失和感知损失的组合用于超声重建可产生逼真的超声外观纹理。在一个示例性具体实施中,可使用平均绝对误差(MAE)与结构索引相似性(SSIM)的组合。

[0071] 在一些示例性具体实施中,可用于训练基于AI的功能的训练数据可使用所采集的医学成像数据来生成。例如,此类训练数据的生成和/或使用可在训练引擎280中进行。在这方面,生成有效训练数据集可以是实现AI网络的成功训练的关键。此类训练数据可包括从相同临床数据生成的受损的数据集和高质量数据集两者的数据集。这可通过例如分别从每个换能器元件和每个发射波束转储通道数据记录并以两种不同的方式离线地执行所有系统侧处理来完成:一种方式使用抽取数量的发射事件和非相干处理,并且另一种方式使用相干处理和完全密集的发射网格,这使得可能向AI网络提供受损的和地面真值质量两者的临床数据。

[0072] 在一些示例性具体实施中,可自适应地选择或调整发射相关的配置参数或特性以与所使用的重建方法组合使用。在示例性具体实施中,孔径的选择(例如,类型和/或来自可用孔径值范围的值)可诸如基于由于所选择的孔径而引入的波束间隔伪影来进行。在一些情况下,处理方法和DL模型学习程序的选择可基于所使用的孔径而变化。在这方面,小孔径数据集可通常要求模型除了改善对比分辨率之外还学习分辨率增强,而较大孔径采集可具有更好的分辨率但引入伪影。

[0073] 图3示出了当使用电子4D(e4D)探头时的示例性体积采集。图3中示出了使用电子4D(e4D)探头生成的体积300。

[0074] 体积300可在医学成像系统(例如,图2的超声系统200)中通过使用光栅扫描、电子操纵的4D探头生成。特别地,图3中示出了单个体积(即体积300)是如何逐平面地(或逐图像地)建立的,其中每个平面的仰角递增。对应于体积300的平面或图像可相对于三个方向中的一个或多个方向而从一个平面或图像变化到下一平面或图像:深度方向、方位角方向和仰角方向,如图3中所示。然而,可存在随着此类e4D探头的使用而出现的某些技术挑战,特别是如上所述在需要更高体积速率的使用情况下。

[0075] 这些技术挑战中的一个技术挑战是波束形成方法的选择。例如,在一些情况下,可在方位角方向上使用回顾性发射波束形成(RTB),并且在仰角方向上使用非相干合成发射波束形成(iSTB)。然而,仰角方向上的重建方法的选择导致仰角上的降低的图像质量。在这方面,e4D探头中的发射击发图案以光栅模式发生。图表310中示出了示例性发射图案,其中三角形指示发射位置并且圆形指示接收线位置。如所示的图表310,对于光栅模式操作,每次发射通常存在多个接收线。这可能导致仰角上的连续发射(例如,两个圈出的发射)之间的大时间间隔。此类时间差可能带来关于生成图像的某些挑战,例如,造成在仰角方向上使用相干重建技术的挑战。因此,非相干STB用于仰角方向(没有相位添加),而RTB用于方位角方向。

[0076] 使用e4D探头的另一技术难题是发射函数的配置。在这方面,发射函数的配置对体积速率具有直接影响。特别地,可使用以下等式确定体积速率:

[0077] 用于超声采集中的单个发射事件的时间: $Tsl = \frac{2R}{c'}$

[0078] 用于单个体积的时间: $T_v = T_s \times N_{\text{仰角}} \times N_{\text{方位角}}$

[0079] 体积速率: $vps = \frac{1}{T_v}$

[0080] 其中R是深度,c是声速, $N_{\text{仰角}}$ 是仰角方向上的发射的数量,并且 $N_{\text{方位角}}$ 是方位角上的发射的数量。

[0081] 例如,在将R设置为15cm并且将c设定为1540m/s的情况下,对于3vol/s至5vol/s (vps)的体积速率,最佳图像质量可使用方位角和仰角上的30至36次发射来实现。为了实现例如10vol/s至15vol/s (vps)的更高体积速率,一个或两个方向上的发射的数量可能必须减少(例如,减少一半)。如以下表1中的示例性数据中所示,通过调整仰角方向和方位角方向中的一个方向或两个方向上的发射的数量,可调整(特别是增加)体积速率:

[0082]

$N_{\text{仰角}}$	$N_{\text{方位角}}$	体积速率 (vps)	结果
36	36	5	低vps下的最佳图像质量
18	36	10	体积速率的2x增益
12	36	15	体积速率的3x增益
9	36	20	体积速率的4x增益
18	18	20	体积速率的4x增益

[0083] 表1:发射数量调整对体积速率的影响

[0084] 因此,可通过调整发射的数量来修改体积速率。在这方面,典型的2D扫描中的发射的数量可比e4D探头高得多。例如,虽然对于RTB,典型的2D中的发射的数量可高达92次发射,但在e4D探头中,方位角上的发射的数量偏低,诸如约36次发射。如果选择更高的体积速率设置,则仰角方向上的发射的数量可大幅度受到影响。当这与仰角方向上的较差波束形成/重建方法结合时,这可导致较差的图像质量。因此,需要使用附加的措施来增强图像质量。例如,基于超分辨率的解决方案可用于说明和减轻减少发射的数量的影响。

[0085] 图4示出了在医学4D成像操作期间在仰角方向上的时间延迟。图4中示出了使用电子4D(e4D)探头生成的体积400。

[0086] 体积400可在医学成像系统(例如,图2的超声系统200)中通过使用光栅扫描、电子操纵的4D探头生成。特别地,图4中示出了单个体积(即体积400)是如何逐平面地(或逐图像地)建立的,其中每个平面的仰角递增。图4中还示出了图表410,该图表示出了对应于体积400的仰角网格索引。如所示的图表410,对于光栅扫描模式操作,仰角方向上的连续发射之间可存在大的时间间隔。在这方面,如图表410中所示, t_0 是用于初始发射事件(针对发射索引0)的时间, Δ 是一个发射-接收事件所花费的时间,并且n是方位角方向上的发射事件的数量,即,如上所述的 $N_{\text{方位角}}$ 。在数据收集发生在方位角方向上的情况下,可假设对于2次连续发射,时间 Δ 可能不足以引入任何导致伪影的运动。然而,仰角平面中的连续发射事件之间的大时间差可能禁止使用相干加法和RTB。

[0087] 图5示出了用于生成用于超分辨率方法的输入帧和目标帧的示例性功能流程图,其中可在该流程中引入不同的劣化机制。图5中示出了用于生成目标帧的功能流程图500。在这方面,可使用密集采集520并且使用对应的高级图像重建530来生成对应于成像对象510的理想目标帧x。然而,由于实际考虑,如上所述,可能有必要使用稀疏采集540(即,减少发射的数量),使用对应的简单图像重建550(即,与高级图像重建530中使用的方法相比,使

用较差的重建方法),从而替代地产生帧 y 。然而,与理想帧 x 相比, y 帧可能经劣化。在这方面,可能存在两个主要的劣化来源:由于发射的稀疏性而引起的劣化(D1)和由于波束形成和信号处理方法的选择而引起的劣化(D2)。特别地,D1劣化对应于丢失的数据(导致结构伪影),而D2劣化对应于较差质量重建方法的使用(导致图像中的对比度和/或锐度的损失)。因此, y 可表示为 $y = (D2 \circ D1)x$ 。

[0088] 因此,理想帧 x (或其近似)可通过非理想路径的劣化建模(即,D1和D2的建模)而从 y 帧(或与其对应的数据)生成。例如,可使用深度学习模型,其中这些模型被配置、实现和/或调整以使得能够在给定 y 的情况下学习 x 。然而,劣化对于数学建模可能是复杂的。此外,建模可基于所使用的探头的类型、使用情况条件等而为可配置的。例如,用于电子4D(e4D)探头的问题空间可包括说明和/或解决D1劣化(例如,稀疏到密集发射)、说明和/或解决D2劣化(例如,从iSTB到RTB建模),其中问题是仰角方向超分辨率。因此,对于e4D探头,必须使用iSTB但使用更少或不同程度的发射来重建仰角方向。机械3D探头的问题空间可包括说明和/或解决D1劣化(例如,稀疏到密集发射)、说明和/或解决D2劣化(例如,单线采集(SLA)到RTB建模),其中问题是仰角方向。因此,对于机械3D探头,焦点是单线采集,而不使用软件波束形成方法。

[0089] 图6示出了用于演示使用减少的发射的数量和较差的重建方法的效果的图像。图6中示出了图像600和610。

[0090] 用于此类AI超分辨率网络的训练数据可通过处理在单独发射波束发射期间从单独换能器元件(通道数据)记录的相同超声信号来生成。此类处理可离线地执行。原始数据可在探头在临床环境中用于大量检查的同时被记录,并且可对相同数据执行两次处理:一次处理使用让人联想到例如3D中的仰角维度的较差重建方法,诸如使用非相干STB,并且另一方法使用相干高精度重建方法,如RTB。此外,前一重建方法可使用抽取数量的发射事件,以便仿真让人联想到例如快速3D记录的高帧速率稀疏网格。该处理可被设置成完全复制扫描仪软件波束形成和处理链,以便产生受损的和高质量的输出图像,如其原本将实时地出现在扫描仪的处理链中那样。这些复制图像集可然后被用作对应的地面真值和输入数据以用于训练网络。该训练将使得网络能够在扫描仪上从受损的高帧率图像实时地推断高质量图像。例如,与图像610相比,图像600可使用减少的发射的数量(例如,发射中的 $2x-x$ 抽取)来生成。此外,与用于图像610的重建方法相比,例如在图像600使用iSTB来构建而图像610使用RTB来构建的情况下,图像600使用较差的重建方法来生成。如由图像600和610所示,发射的抽取和较差的重建方法(iSTB而非RTB)的使用导致降低的图像质量,例如,信噪比(SNR)的下降、对比度的损失等。在可应用于此类训练模型的实时情况下,如所解释的,体积速率与发射的数量成反比,并且因此,在可能期望的情况下,可通过减少发射/发射的数量来增加体积速率。然而,此类减少,特别是在与较差的重建方法结合使用时,可能导致劣化的图像质量,如由图像600与图像610相比的质量所示。在这方面,使用通常在e4D探头中使用的高体积速率(例如,20vps至30vps)将导致类似于图像600的图像。这些问题和/或缺陷可能通过某些发射配置的使用而恶化。例如,使用大发射孔径可导致对甚至更密集发射波束间隔的要求以避免波束间隔伪影,对于更大扫描角深度,波束间隔伪影的严重性可能增加。

[0091] 因此,在基于本公开的具体实施中,可将校正应用于在成像操作期间获得的数据

以产生具有类似于图像610的质量的图像,否则该数据将导致类似于图像600的图像。此类校正可使用高级处理技术(诸如,基于AI的处理)来执行以允许解决由使用较高体积速率导致的伪影。特别地,当暴露于类似于图像600的图像时,在如上所述地生成的数据集上训练的网络可以能够推断类似于图像610的高质量数据。

[0092] 图7A至图7D示出了医学成像操作期间的稀疏和密集发射以及孔径配置的效果。

[0093] 在这方面,图7A中示出了单个Tx/Rx线波束700、高分辨率(HR)波束空间710和低分辨率(LR)波束空间720。在这方面,单个Tx/Rx线波束700对应于单个发射/接收线的使用,而高分辨率(HR)波束空间710和低分辨率(LR)波束空间720对应于多个发射/接收线的使用,其中高分辨率(HR)波束空间710对于同一空间具有更多的线,即更高的线密度。波束类型(或波束空间)的选择可基于操作要求,例如,确保使用足够数量的线来获得完全空间覆盖。

[0094] 另一设计或配置考虑是孔径及其选择。图7B中示出了示例性小发射(Tx)孔径720,连同基于其使用生成的示例性图像;和示例性大发射(Tx)孔径730,连同基于其使用生成的示例性图像。在这方面,如图7B中所示,使用小孔径可导致较大重叠和未聚焦(或不太聚焦)的光束(具有不良横向分辨率和对比分辨率),而使用大孔径可导致窄波束(具有更好横向分辨率和对比度)。然而,可能存在与孔径的选择有关的其他考虑,诸如波束间隔,即波束之间的距离。例如,使用大孔径也增加了对波束间隔的要求。在这方面,由于窄波束,使用大孔径可导致更高的波束间隔。然而,此类高波束间隔可能导致一些问题,因为如果波束间隔不够密集,则它可能导致半发射时的波束间隔伪影以及对比度和SNR的损失。因此,使用大孔径可能需要减小波束间隔,即,使波束间隔更小以避免或减少孔。然而,减小波束间隔可能是不可能的。因此,性能可能变化并且可能必须基于孔径及其选择在伪影和图像质量方面进行评估。这在减少发射的数量(例如,为了减小波束密度)时可能特别相关,这可能需要考虑使用较小孔径来使得波束更宽并且因此使用发射波束适当地覆盖成像对象。

[0095] 图7C和图7D示出了孔径选择和重建方法的组合效果。在这方面,图7C中示出了示例性使用情况740,该示例性使用情况描绘了结合全部数据(即,基于RTB/全Tx的帧)和结合稀疏数据(即,基于iSTB/2x的帧)使用大Tx孔径(因此窄且聚焦的波束)的结果。图7D中示出了示例性使用情况750,该示例性使用情况描绘了结合全部数据(即,基于RTB/全Tx的帧)和结合稀疏数据(即,基于iSTB/2x的帧)使用小Tx孔径(因此不太聚焦的波束)的结果。如图7C和图7D中所示,即使使用更好的重建方法,小孔径的使用也将导致降低的图像质量,即使它提供了更大的空间覆盖。

[0096] 图8示出了既用于记录又用于仿真可用于训练和使用基于仰角超分辨率人工智能(AI)的网路的数据结构的示例性2D采集方案。图8中示出了数据结构800、数据结构810和数据结构820。

[0097] 在这方面,图8示出了2D采集的使用,该2D采集可被完成以生成用于AI网络的训练数据,该训练数据然后可在实际3D记录中的方位角方向或仰角方向上的平面上操作。使用基于2D的训练可能是优选的,因为替代方案将记录并使用3D数据来训练此类AI网络。然而,使用3D数据可能是不期望的。例如,使用3D数据可能难以使用基于RTB的重建来实现,因为由于所采集的平面之间的长时间跨度而不能在3D记录的仰角方向上进行RTB处理。如图8中所示,图8中所示的数据结构表示用于不同稀疏性和重建方法的发射和接收波束方向(例如,基于采集方案)。数据结构800对应于实际记录的全密度数据的采集方案,而数据结构

810对应于在后处理中移除了来自该完全记录的全密度数据的某些发射和接收以仿真发射抽取并且还仿真不太高级的重建方法(例如,iSRB的使用)。因此,如数据结构810中所示,移除一些发射对应于D1劣化,而移除外部接收对应于创建用于较差的iSTB处理(相对于更好的RTB处理)的采集方案。因此,数据结构810和数据结构800都可借助于另选的离线重建方案从相同的记录的通道数据集生成,而数据结构820表示实时数据采集方案,该实时数据采集方案构成网络可暴露于其的图像,从而从该图像推断让人联想到在数据结构800中生成的数据的图像质量。特别地,数据结构800表示可与最佳重建一起使用的全记录(密集)数据。在这方面,基于数据结构800的数据可使用例如2RTB构建(对于每个发射事件,波束形成器重建2个成像线)和16MLA(1次发射-16次接收布置)来记录,其中所得数据结构被相干地处理。可使用基于数据结构800记录的数据来生成用于数据结构810的数据,该数据接着经受2x抽取,其中仅添加2个重叠线。这些线最终被非相干地添加。基于数据结构820的数据可使用2x较少发射波束记录/处理为8MLA(1次发射-8次接收)、4非相干STB,即,数据结构820表示4iSTB2x数据,其中2x代表2倍抽取的发射波束。

[0098] 如图8中所示,数据结构810有效地具有与数据结构820相同的结构。数据结构800实质上构成地面‘真值’数据,即允许生成理想图像的数据,其中系统需要被训练以诸如通过推断从数据结构820转到数据结构800。换句话说,在各种具体实施中,D1劣化校正可通过训练系统从类似于数据结构820(其将实际生成)的数据(结构)生成到类似于数据结构800(其对应于将使用密集发射捕获并使用RTB重建处理的数据结构)的数据(结构)来实现以校正结构化伪影。因此,参考图8中所示的数据结构,数据结构810从数据结构800仿真,其中仿真引入D1劣化和D2劣化两者。D1劣化通过使用800采集方案从所采集的数据集移除整个发射而引入,并且D2劣化(或者至少其创建旨在用于处理导致的D2劣化的采集方案)通过从数据结构800移除接收波束数据而引入。D2劣化稍后在处理中通过将如基于RTB的应用中的情况那样非相干地而不是相干地组合重叠的接收波束来完成。

[0099] 图9示出了用于方位角超分辨率的示例性架构。图9中示出了架构900。在这方面,架构900可被配置为提供方位角超分辨率。例如,架构900可被配置为提供从稀疏Tx STB(STB2x)到全Tx STB(STB1x)(即,D1劣化校正)到全Tx RTB(RTB)(即,D2劣化校正)的转变。尽管如此,虽然架构900被示出和描述为提供方位角超分辨率,但本公开不限于基于方位角超分辨率的架构,并且类似架构可用于提供诸如仰角的其他方向上的超分辨率。因此,虽然2D方位角数据用以通过仿真在仰角方向上将发生什么来训练AI网络,但本公开不限于或限制于此类基于方位角的具体实施。

[0100] 如图9中所示,架构900包括条纹状伪影移除模块910和深度学习(DL)超分辨率模块920。在这方面,条纹状伪影移除模块910和深度学习(DL)超分辨率模块920中的每一者可包括用于执行关于其描述的功能的合适电路。例如,条纹状伪影移除模块910和深度学习(DL)超分辨率模块920可在信号处理器240(和/或其部件,诸如超分辨率模块242)中实现。

[0101] 条纹状伪影移除模块910被配置为移除对应于缺少发射(稀疏发射)的结构化伪影,即校正D1劣化(参见上文)。深度学习(DL)超分辨率模块920被配置为改善对应于缺少发射(稀疏发射)的锐度/CNR,即,校正D2劣化(参见上文)。可使用各种基于DL的算法和/或技术。例如,在一些具体实施中,残差通道注意力网络(RCAN)和/或残差密集网络(RDN)可用于在模块920中执行的深度学习(DL)处理。在各种具体实施中,两个模块都是可调谐的。模块

中的一个或两个模块可以是基于AI的;模块中的一个或两个模块可被配置为经典处理块。

[0102] 图10示出了用于使用像素洗牌层进行上采样的示例性架构。图10中示出了架构1000。在这方面,架构1000可被配置为提供上采样。

[0103] 如图10中所示,架构1000包括1D像素洗牌层模块1010、转换器到2D(Conv2D)层模块1020和1D像素洗牌层模块1030。在这方面,1D像素洗牌层模块1010、Conv2D层模块1020和1D像素洗牌层模块1030中的每一者可包括用于执行关于其描述的功能的合适电路。例如,1D像素洗牌层模块1010、Conv2D层模块1020和1D像素洗牌层模块1030可在信号处理器240(和/或其部件,诸如超分辨率模块242)中实现。

[0104] 1D像素洗牌层模块1010、Conv2D层模块1020和1D像素洗牌层模块1030可被配置为特别地向数据对应的图像应用上采样。这样做可以将稀疏数据转换为密集数据,这可例如在校正D1劣化的过程中完成。在这方面,到架构1000的输入是稀疏数据,该稀疏数据具有理想密集数据的列的数量的一半。稀疏数据中每一帧中的列的数量可为N,最佳重建方法所需的列的数量为2N。在典型的上采样解决方案(例如,各向异性上采样)中,通常在多个方向上增加线。然而,架构1000被配置为仅在一个方向上增加线。例如,1D像素洗牌层模块1010、Conv2D层模块1020和1D像素洗牌层模块1030被配置为仅在列方向上增加线的数量(因此,深度方向上的线的数量将保持相同)。

[0105] 图11示出了对2D数据2x超分辨率应用劣化校正的示例性结果。图11中示出了图像1100、图像1110、图像1120和图像1230。在这方面,图像1130基于地面真值数据生成(例如,使用图8中的数据结构800)。换句话说,图像1130对应于理想图像。图像1100针对如所获得的数据生成,即,具有D1劣化和D2劣化,而不具有其任何校正或减轻。图像1110基于一经处理就移除结构化伪影的数据生成,即,如上所述,D1劣化得以解决。图像1120基于一经进一步处理(在校正D1劣化之后)还改善对比度和锐度的数据生成,即,如上所述,D2劣化得以解决。如这些图像所示,应用D1劣化校正和D2劣化校正两者导致非常类似于基于地面真值数据生成的理想图像并且是该理想图像的紧密近似的图像。

[0106] 图12示出了用于使用稀疏采集进行重建的示例性架构。图12中示出了架构1200。在这方面,架构1200可被配置为使用稀疏采集来提供重建。例如,架构1200可被配置为基于抽取因子d提供重建。

[0107] 如图12中所示,架构1200包括深度学习(DL)重建模块1210。在这方面,深度学习(DL)重建模块1210可包括用于执行关于其描述的功能的合适电路。例如,DL重构模块1210可在信号处理器240(和/或其部件,诸如重构模块242)中实现。

[0108] 架构1200可被配置用于与机械探头(例如,机械3D探头)结合使用。在这方面,架构1200可被配置为使用稀疏采集来提供重建,从而提供例如从STB1x到RTB的基于深度学习重建。特别地,对于稀疏采集,可能存在来自密集采集的一个定向抽取,并且剔除的发射可能导致缺少物理覆盖,而在深度轴线上可能不存在稀疏性。

[0109] 图13示出了根据本公开的使用超分辨率的医学成像的示例性过程的流程图。图13示出了流程图1300,该流程图包括可在合适的系统(例如,图1的医学成像系统110、图2的超声成像系统200等)中执行的多个示例性步骤(表示为框1302至框612)。

[0110] 在开始步骤1302中,可设置该系统,并且可启动操作。

[0111] 在步骤1304中,可基于检查的类型和探头的类型来配置为像函数,例如,设置或调

整发射的数量,设置或调整孔径等。

[0112] 在步骤1306中,可获取成像信号。例如,在超声成像系统中,这可包括:发射超声信号;接收/捕获信号的回波;以及基于所捕获的回波来生成数据。

[0113] 对应于所获得的成像信号的数据可经处理以使得能够生成和显示对应的医学图像(例如,超声图像),其中该处理包括:在步骤1308处应用如上所述的D1劣化相关的校正或调整,以及在步骤1310处应用如上所述的D2劣化相关的校正或调整。

[0114] 在步骤1312中,可基于对应于所获得的成像信号的数据的处理来生成医学图像(例如,超声图像)。在这方面,由于应用D1劣化相关的校正或调整和/或D2劣化相关的校正或调整,与原本在不具有任何基于D1和D2的校正的情况下生成的医学图像相比,这些生成的医学图像可具有改善的图像质量。

[0115] 在步骤1314中,显示改善的医学图像。该过程可然后终止于结束步骤1316。在这方面,终止该过程可包括:继续成像操作,重复该处理以用于改善的医学图像(例如,步骤1304至步骤612),或简单地终止所有成像操作。

[0116] 根据本公开,一种示例性方法包括:在患者的基于医学成像的检查期间,基于医学成像技术来采集信号;确定与对应医学成像的输出相关联的一个或多个输出参数;基于该一个或多个输出参数来处理对应于所采集的信号的数据,其中该处理包括以下操作中的一者或两者:应用第一类型的校正以解决第一类型的劣化,其中该第一类型的劣化基于稀疏采集或由稀疏采集引起;以及应用第二类型的校正以解决第二类型的劣化,其中该第二类型的劣化基于波束形成/重建方法的选择或由该选择引起;以及基于对该数据的该处理来生成一个或多个改善的医学图像。

[0117] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:应用第一类型的校正和第二类型的校正中的一者或两者,包括使用基于人工智能(AI)的处理。

[0118] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:当应用该基于人工智能(AI)的处理时,应用基于深度学习(DL)的处理。

[0119] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:当应用该基于深度学习的处理时,应用基于深度学习(DL)的建模。

[0120] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:基于训练数据来配置该基于人工智能(AI)的处理。

[0121] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:基于所采集的医学成像数据来生成该训练数据。

[0122] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:当生成该训练数据时,基于相同的所采集的医学成像数据来生成受损的和地面真值数据集。

[0123] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:基于该基于医学成像的检查的类型和/或与该基于医学成像的检查相关的条件来确定至少一个输出参数。

[0124] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:控制一个或多个采集相关的参数。

[0125] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:当控制该一个或多个采集相关的参数时,设置或调整在信号的采集期间使用的发射的数量。

[0126] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:当控制该一个或多个采集相关的参数时,设置或调整在该信号的该采集期间使用的孔径。

[0127] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:应用该第一类型的校正和该第二类型的校正中的一者或两者,包括应用超分辨率。

[0128] 在示例性实施方案中,该方法进一步包括:应用该第一类型的校正和该第二类型的校正中的一者或两者,包括使用像素洗牌进行上采样。

[0129] 根据本公开,一种示例性系统包括:扫描仪,该扫描仪被配置为在患者的基于医学成像的检查期间基于医学成像技术来采集成像信号;和一个或多个电路,该一个或多个电路被配置为:确定与对应医学成像的输出相关联的一个或多个输出参数;基于该一个或多个输出参数来处理对应于所采集的信号的数据,其中该处理包括以下操作中的一者或两者:应用第一类型的校正以解决第一类型的劣化,其中该第一类型的劣化基于稀疏采集或由稀疏采集引起;以及应用第二类型的校正以解决第二类型的劣化,其中该第二类型的劣化基于波束形成/重建方法的选择或由该选择引起;以及基于对该数据的该处理来生成一个或多个改善的医学图像。

[0130] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:应用该第一类型的校正和该第二类型的校正中的一者或两者,包括使用基于人工智能(AI)的处理。

[0131] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:应用该基于人工智能(AI)的处理,包括应用基于深度学习(DL)的处理。

[0132] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:当应用该基于深度学习的处理时,应用基于深度学习(DL)的建模。

[0133] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:基于训练数据来配置该基于人工智能(AI)的处理。

[0134] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:基于所采集的医学成像数据来生成该训练数据。

[0135] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:当生成该训练数据时,基于相同的所采集的医学成像数据来生成受损的和地面真值数据集。

[0136] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:基于该基于医学成像的检查的类型和/或与该基于医学成像的检查相关的条件来确定至少一个输出参数。

[0137] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:控制一个或多个采集相关的参数。

[0138] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:当控制该一个或多个采集相关的参数时,设置或调整在该信号的该采集期间使用的发射的数量。

[0139] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:当控制该一个或多个采集相关的参数时,设置或调整在该信号的该采集期间使用的孔径。

[0140] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:当应用该第一类型的校正和该第二类型的校正中的一者或两者时,应用超分辨率。

[0141] 在示例性实施方案中,该一个或多个电路被进一步配置为:当应用该第一类型的校正和该第二类型的校正中的一者或两者时,应用使用像素洗牌进行上采样。

[0142] 如本文所用,术语“电路(circuit/circuitry)”是指物理电子部件(例如,硬件)以及可配置硬件、由硬件执行和/或以其他方式与硬件相关联的任何软件和/或固件(“代码”)。例如,如本文所用,当执行一条或多条第一代码时,特定处理器和存储器可包括第一

“电路”，并且在执行一条或多条第二代码时，特定处理器和存储器可包括第二“电路”。如本文所用，“和/或”表示列表中的由“和/或”连结的项中的任一个或多个项。例如，“x和/或y”表示三元素集 $\{(x), (y), (x, y)\}$ 中的任何元素。换句话说，“x和/或y”意指“x和y中的一者或两者”。作为另一个示例，“x、y和/或z”表示七元素集 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 中的任何元素。换句话说，“x、y和/或z”意指“x、y和z中的一者或多者”。如本文所用，术语“框”和“模块”是指可由一个或多个电路执行的功能。如本文所用，术语“示例性”表示用作非限制性示例、实例或例证。如本文所用，术语“例如(for example/e.g.)”引出一个或多个非限制性示例、实例或例证的列表。如本文所用，电路“可操作为”每当该电路包括执行功能的必需硬件(和代码，如果需要的话)时就执行该功能，不管是否(例如，通过某些用户可配置的设置、工厂微调等)禁用或不启用该功能的执行。

[0143] 本发明的其他实施方案可提供其上存储有机器代码和/或计算机程序的非暂态计算机可读介质和/或存储介质和/或非暂态机器可读介质和/或存储介质，该机器代码和/或计算机程序具有至少一个代码段，该至少一个代码段能够由机器和/或计算机执行，从而使机器和/或计算机执行如本文所述的过程。

[0144] 因此，本公开可在硬件、软件或硬件和软件的组合中实现。本发明可以集中方式在至少一个计算系统中实现，或以分布式方式实现，其中不同的元件分布在若干互连的计算系统上。适于执行本文所述的方法的任何种类的计算系统或其他装置都是合适的。硬件和软件的典型的组合可以是具有程序或其他代码的通用计算系统，该程序或其他代码在加载和执行时控制计算系统，使得其执行本文所述的方法。另一个典型的具体实施可包括专用集成电路或芯片。

[0145] 根据本公开的各种实施方案也可嵌入计算机程序产品中，该计算机程序产品包括能够实现本文所述的方法的所有特征，并且当加载到计算机系统中时能够执行这些方法。本文中的计算机程序是指以任何语言、代码或符号表示的一组指令的任何表达，这些指令旨在使具有信息处理能力的系统直接执行特定功能或在以下两项或其中一项之后执行特定功能：a) 转换为另一种语言、代码或符号；b) 以不同的物质形式进行复制。

[0146] 虽然已经参考某些实施方案来描述了本发明，但是本领域的技术人员应当理解，在不脱离本发明的范围的情况下，可以进行各种改变并可以替换等同物。另外，在不脱离本发明的范围的情况下，可以进行许多修改以使特定情况或材料适应于本发明的教导。因此，本发明不旨在限于所公开的特定实施方案，而是本发明将包括落入所附权利要求书的范围内的所有实施方案。

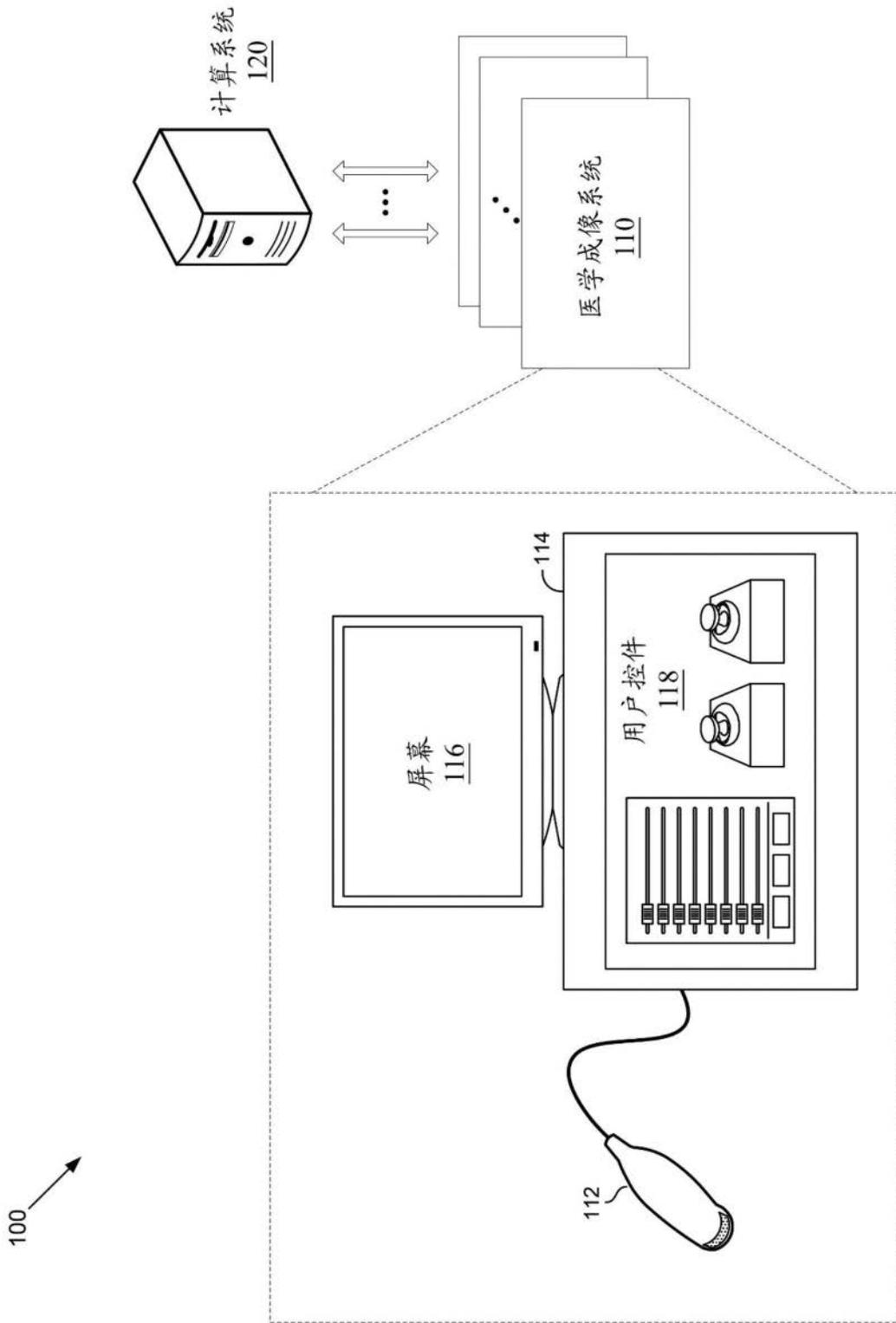


图1

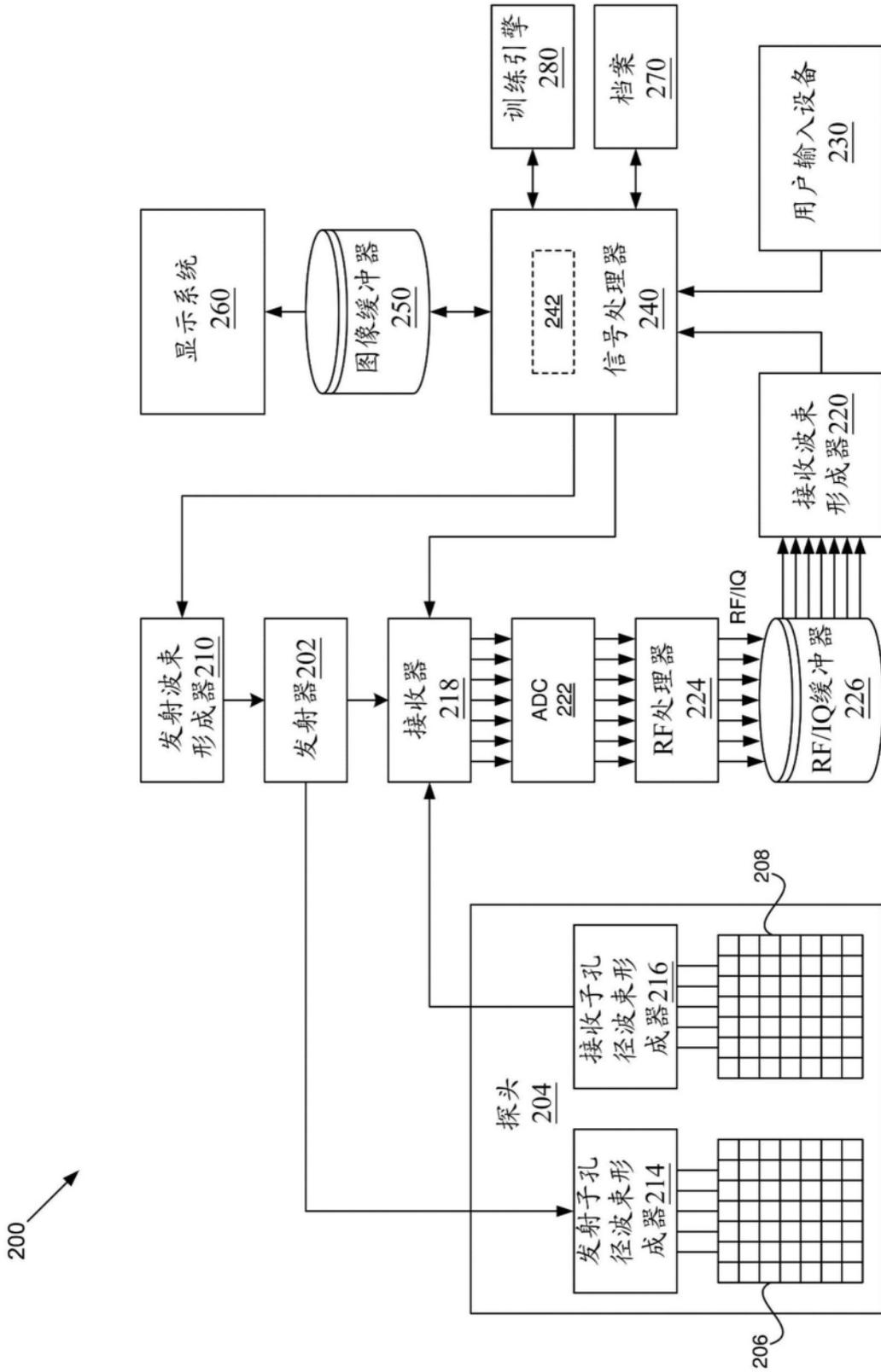


图2

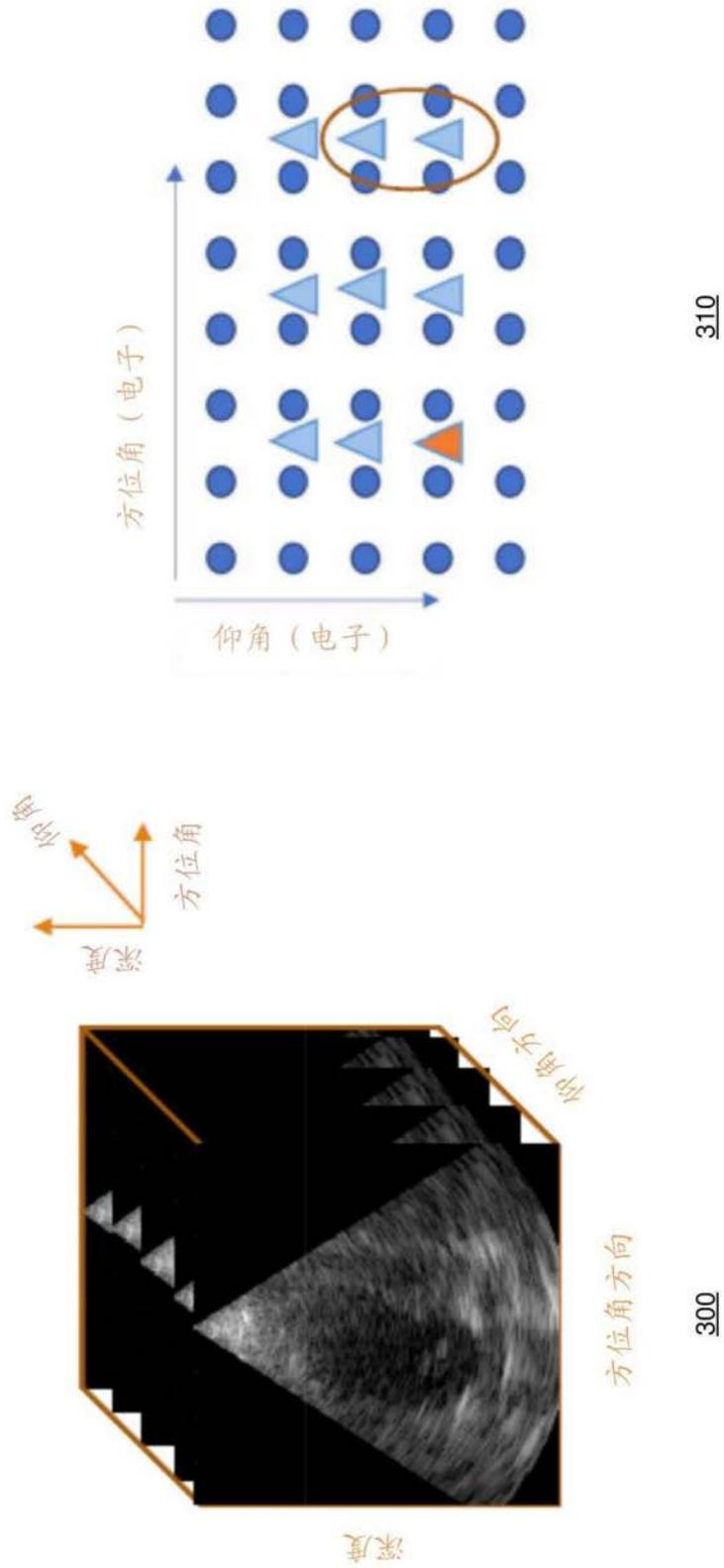


图3

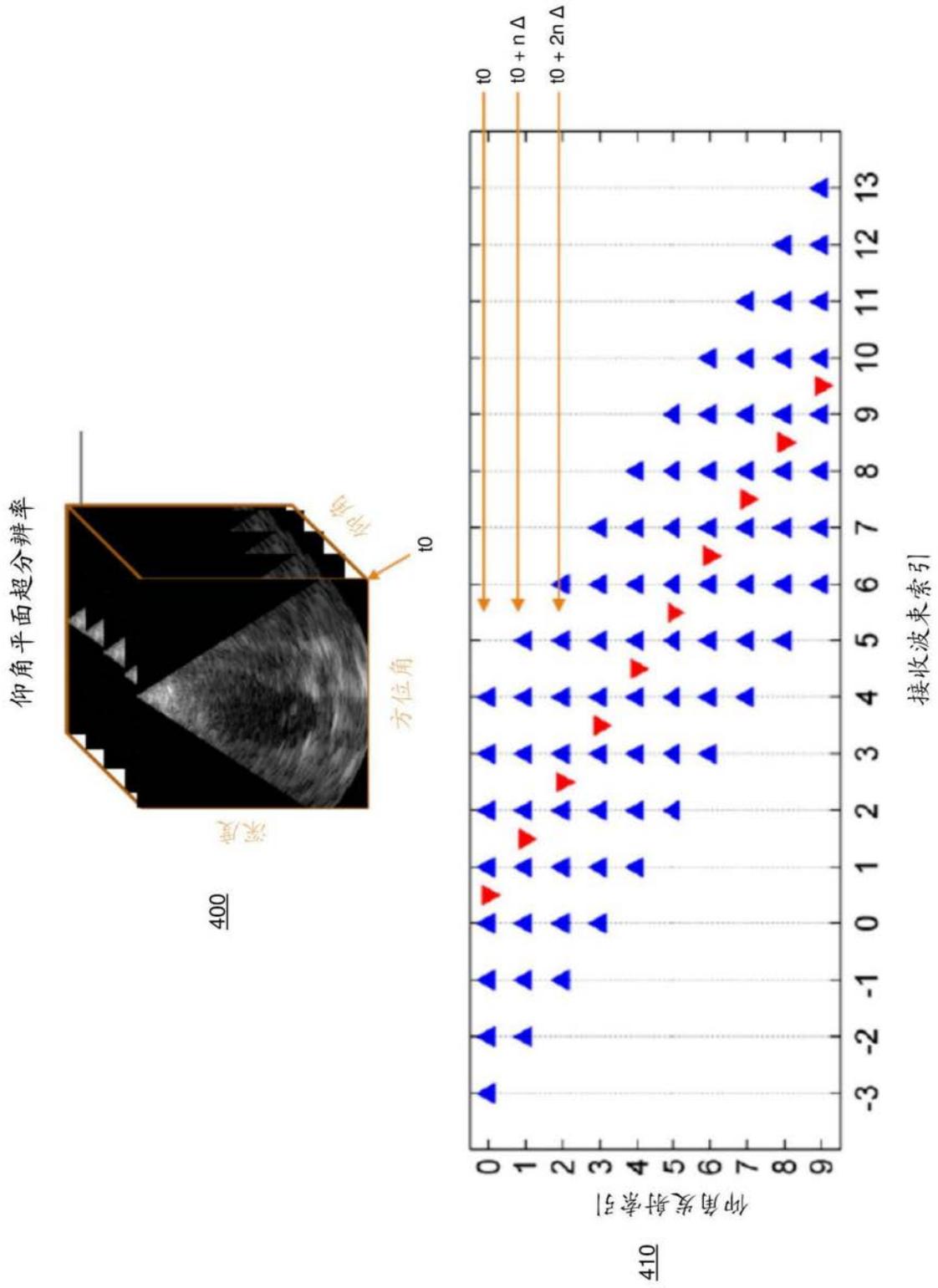


图4

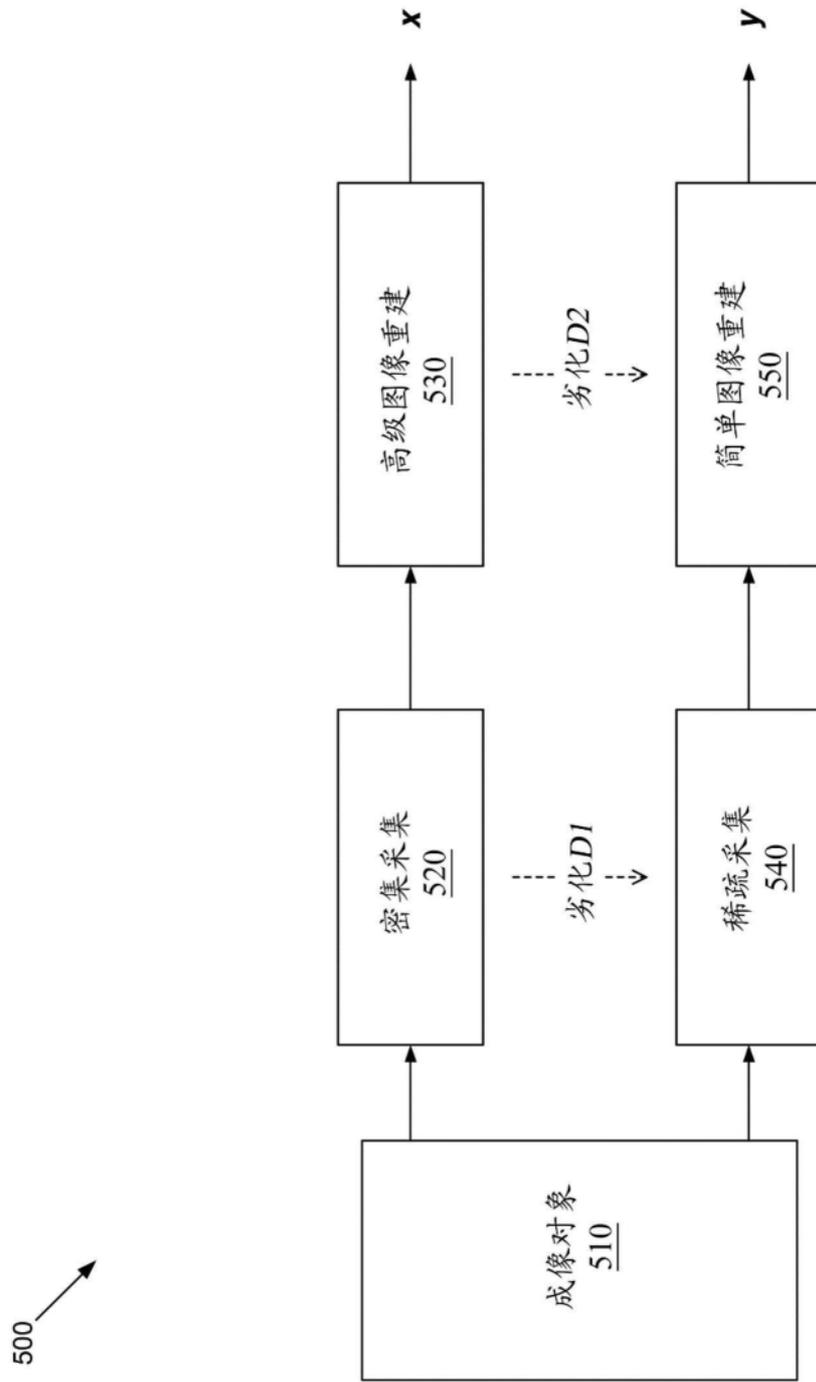


图5

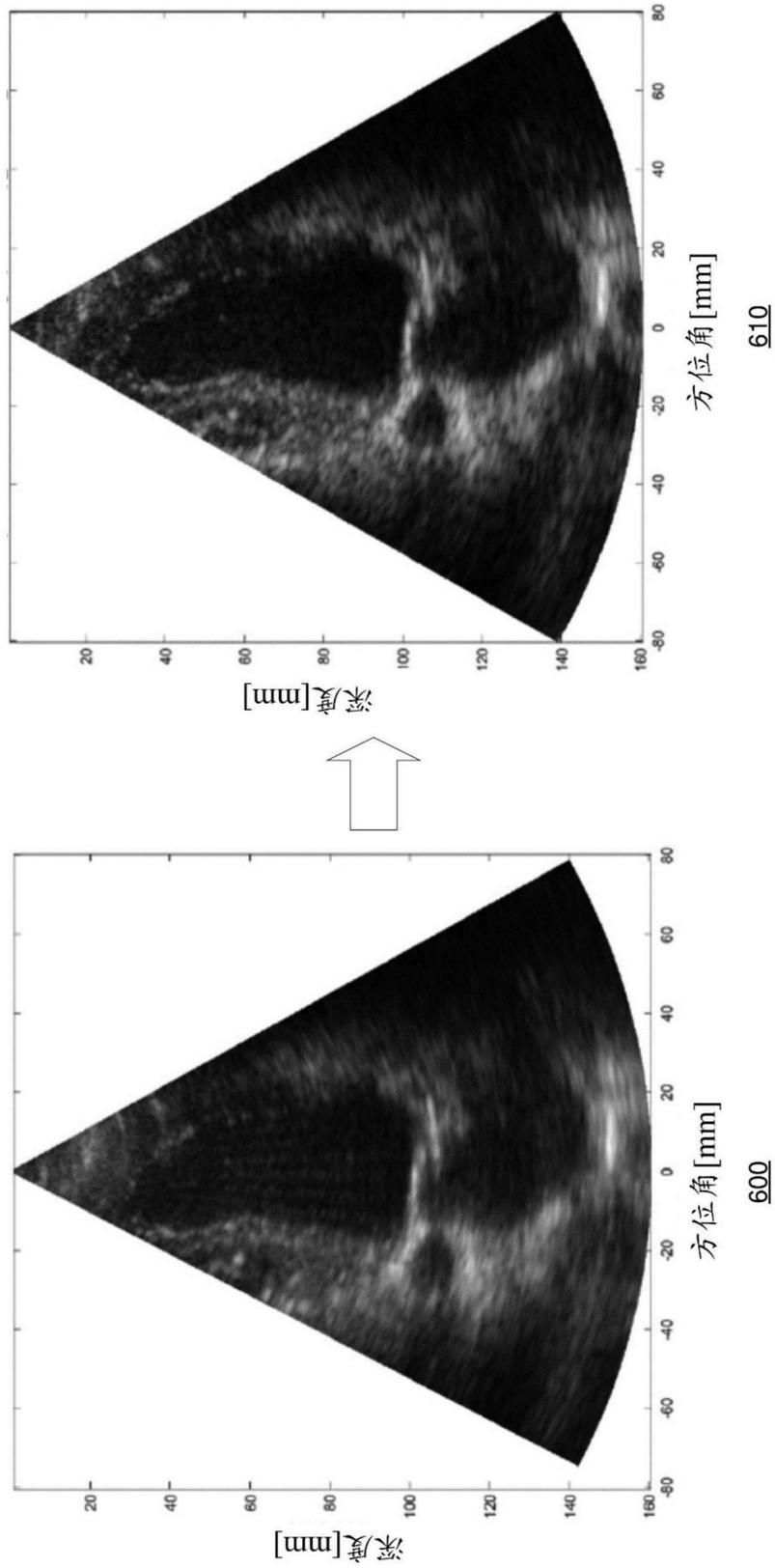


图6

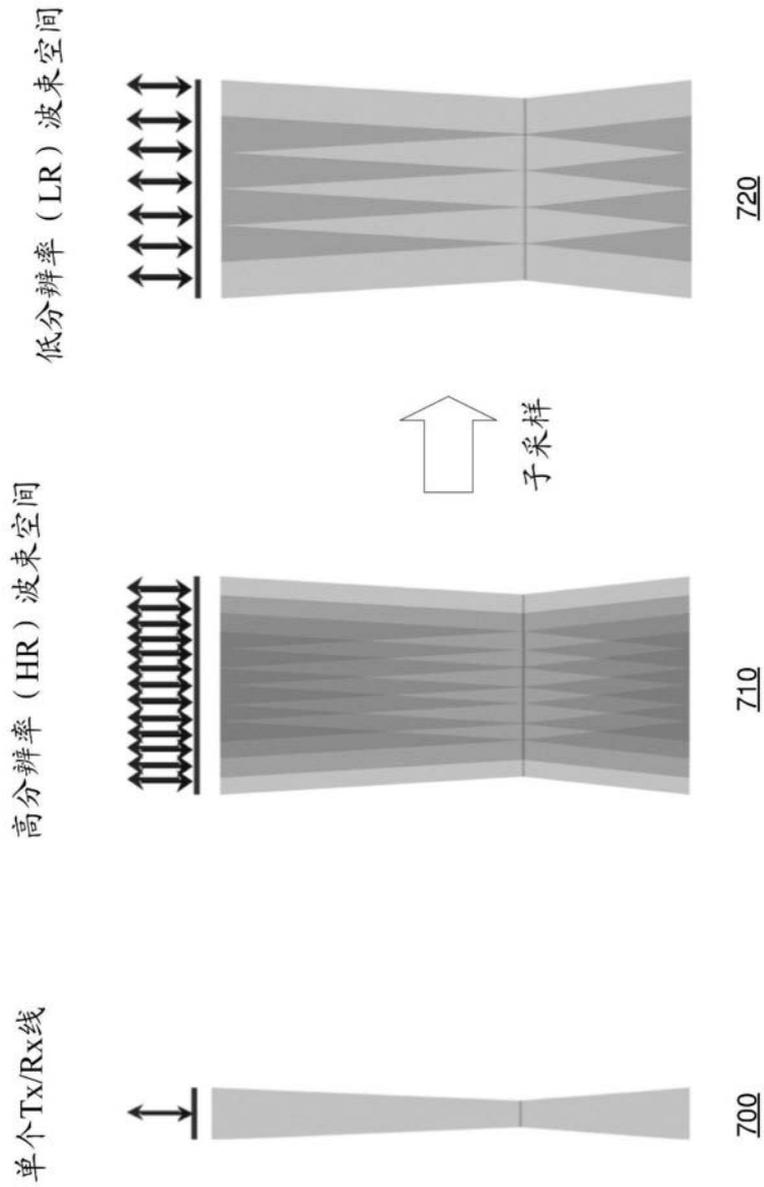


图7A

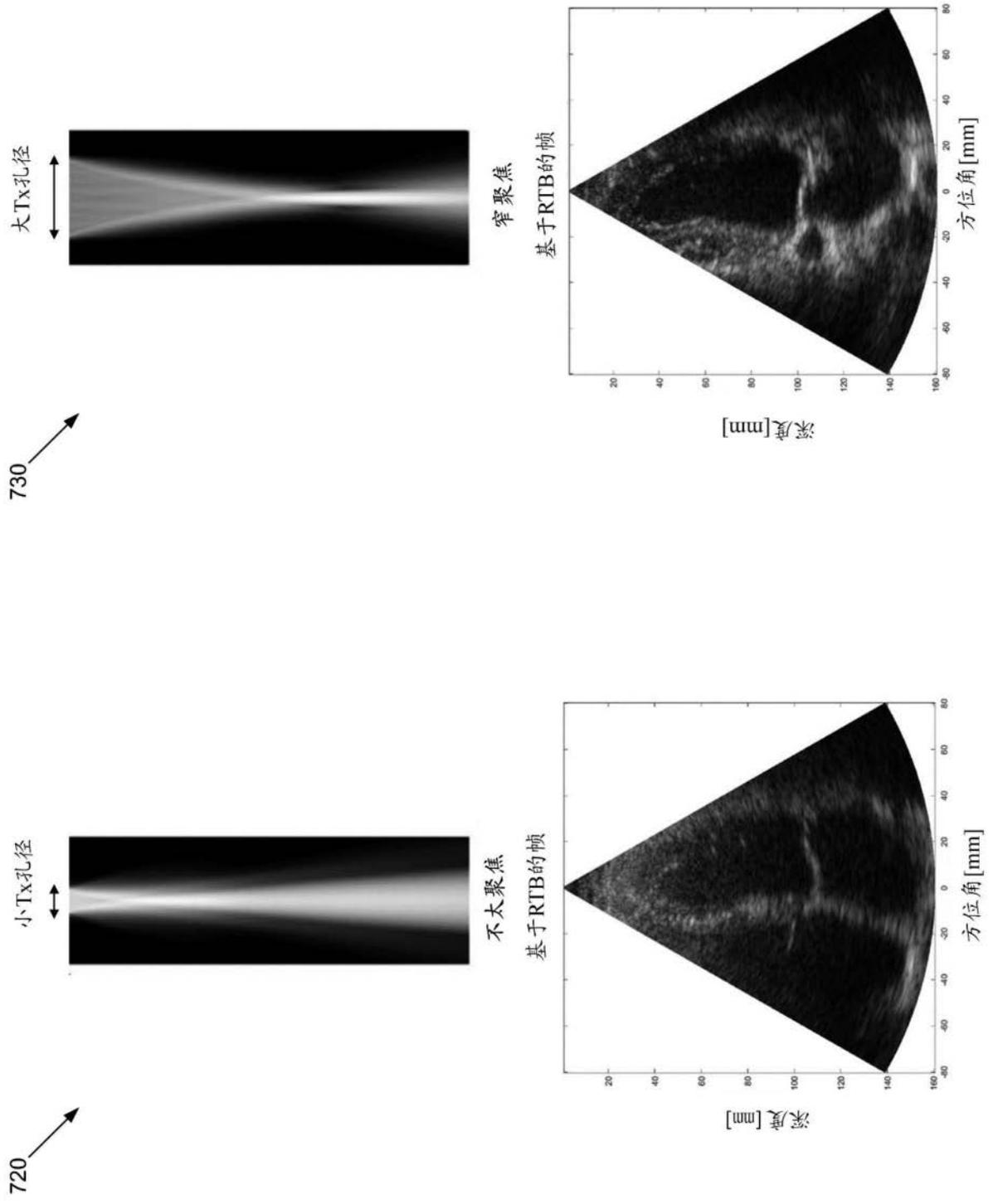
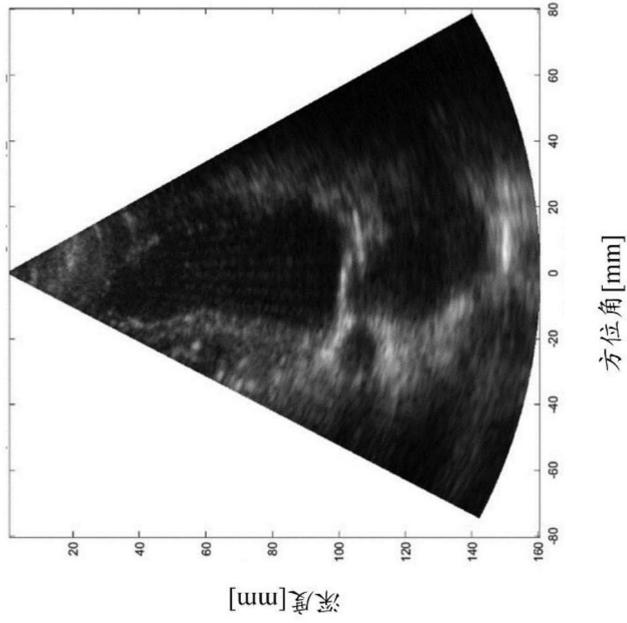


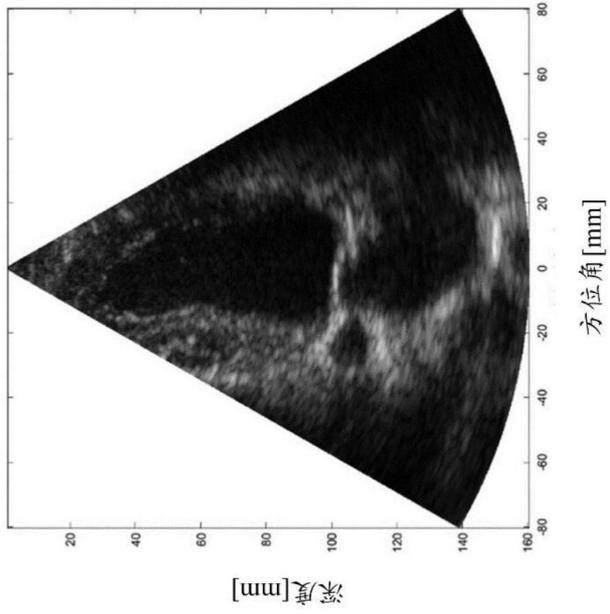
图7B

740 ↗

基于iSTB/2x的帧



基于RTB/全Tx的帧



窄聚焦

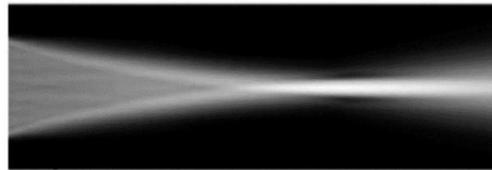


图7C

750 ↗

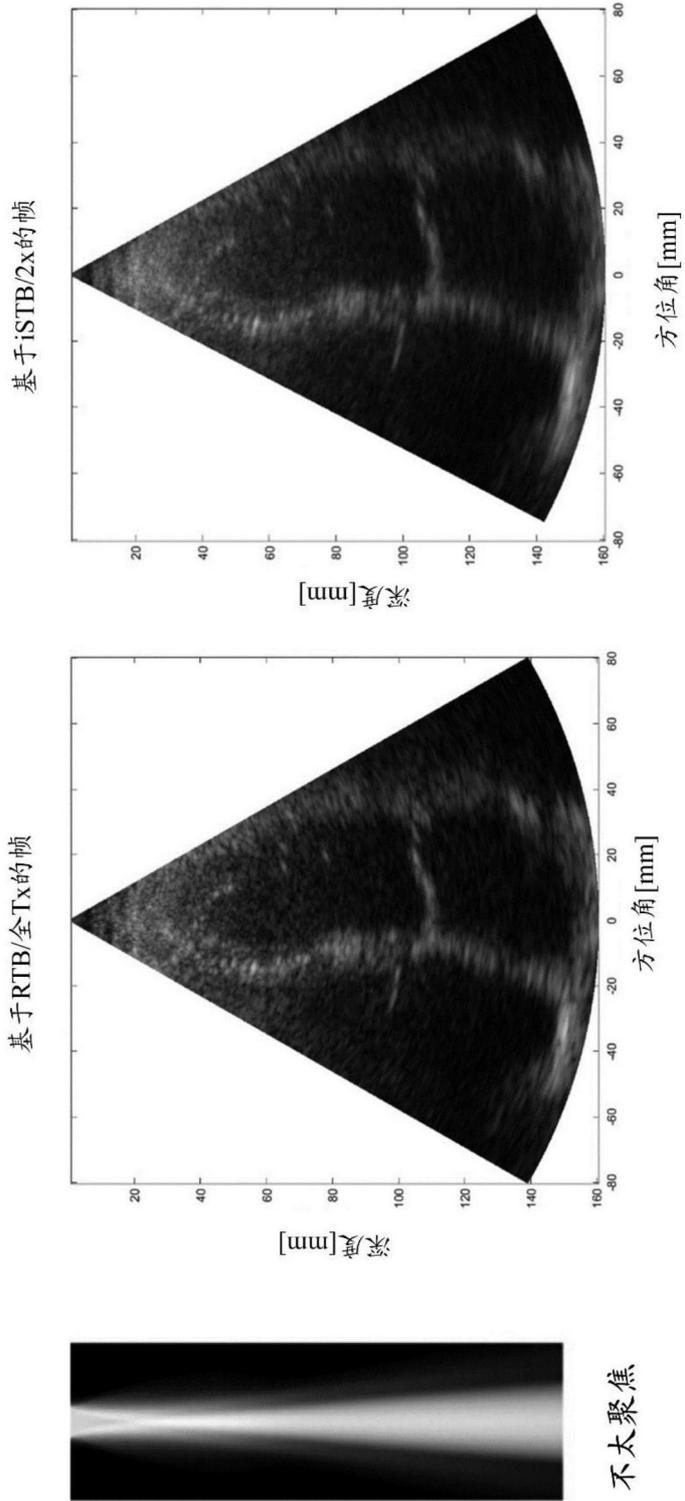


图7D

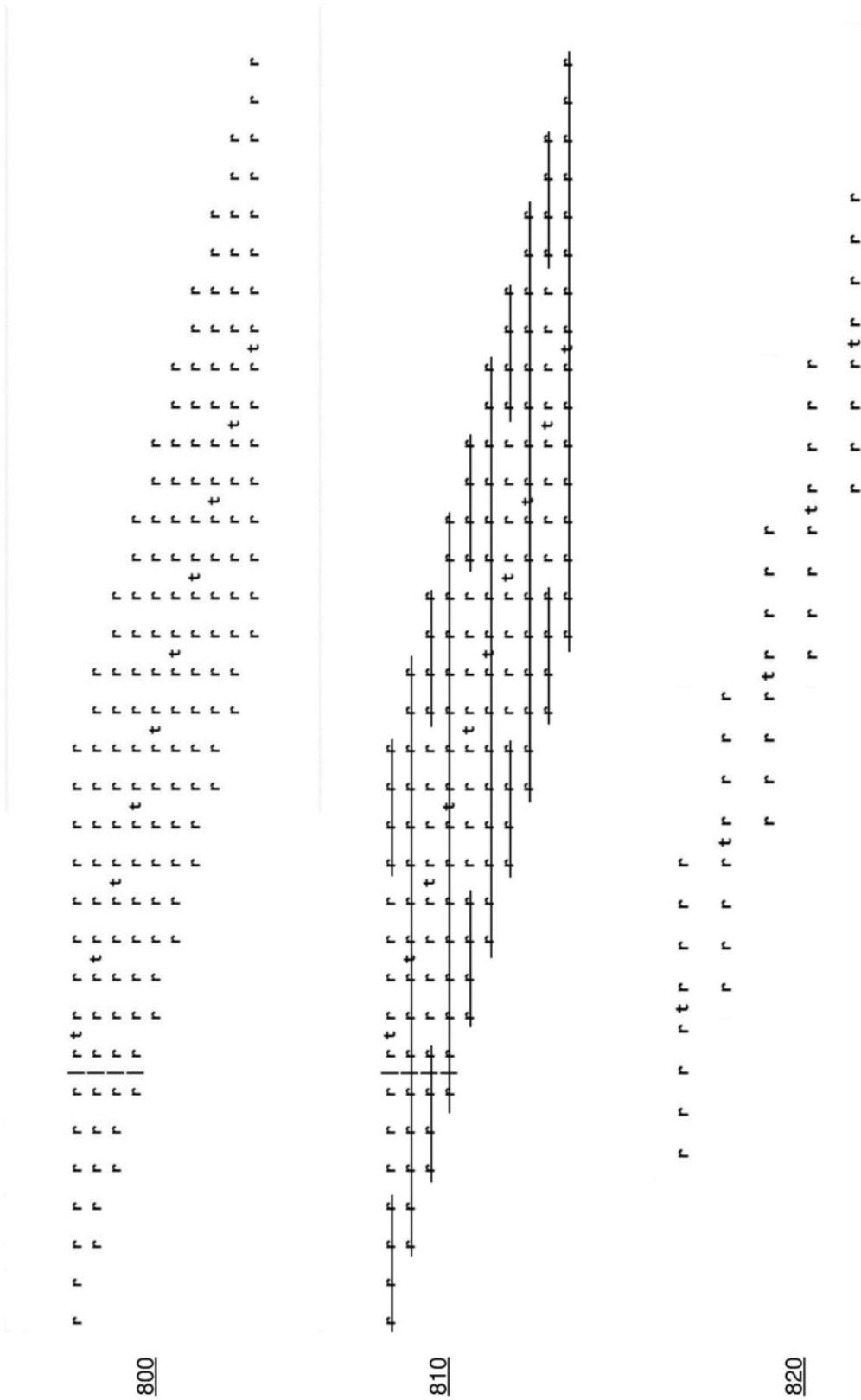


图8

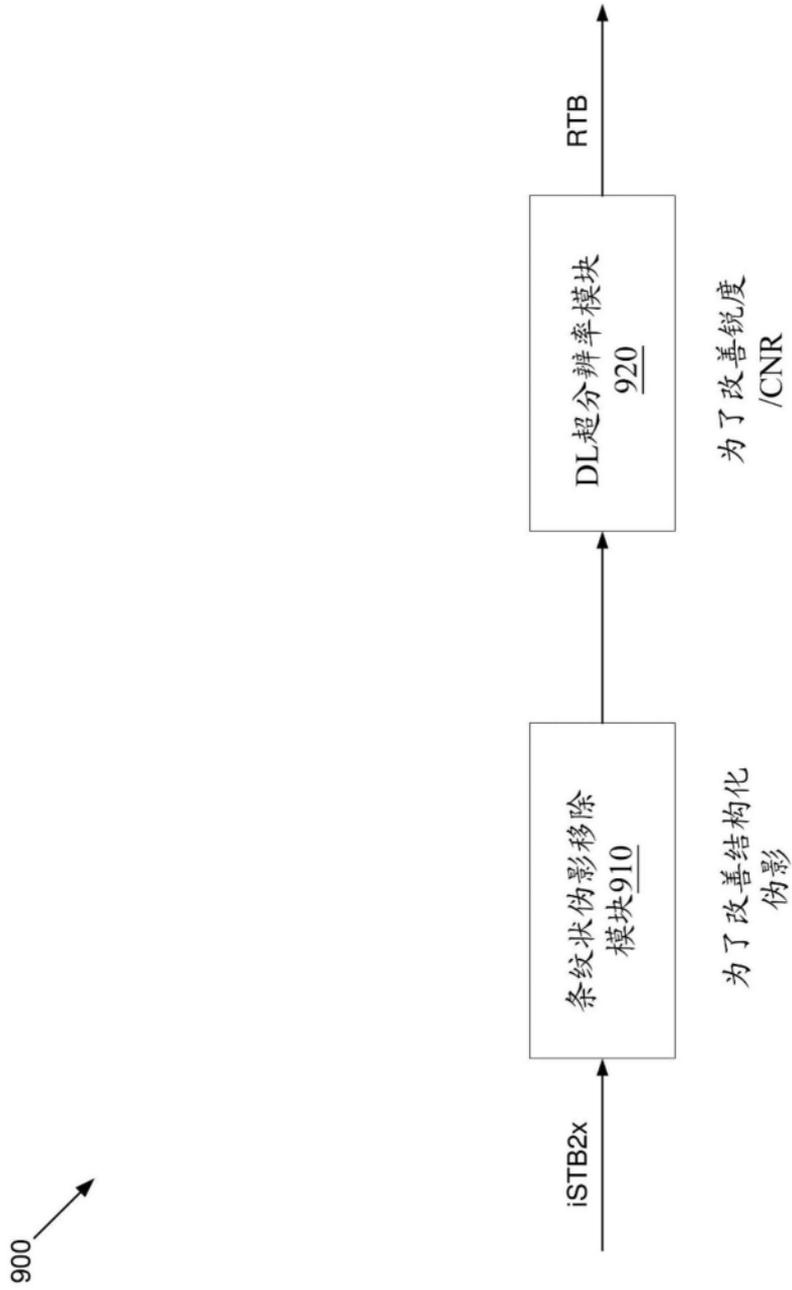


图9

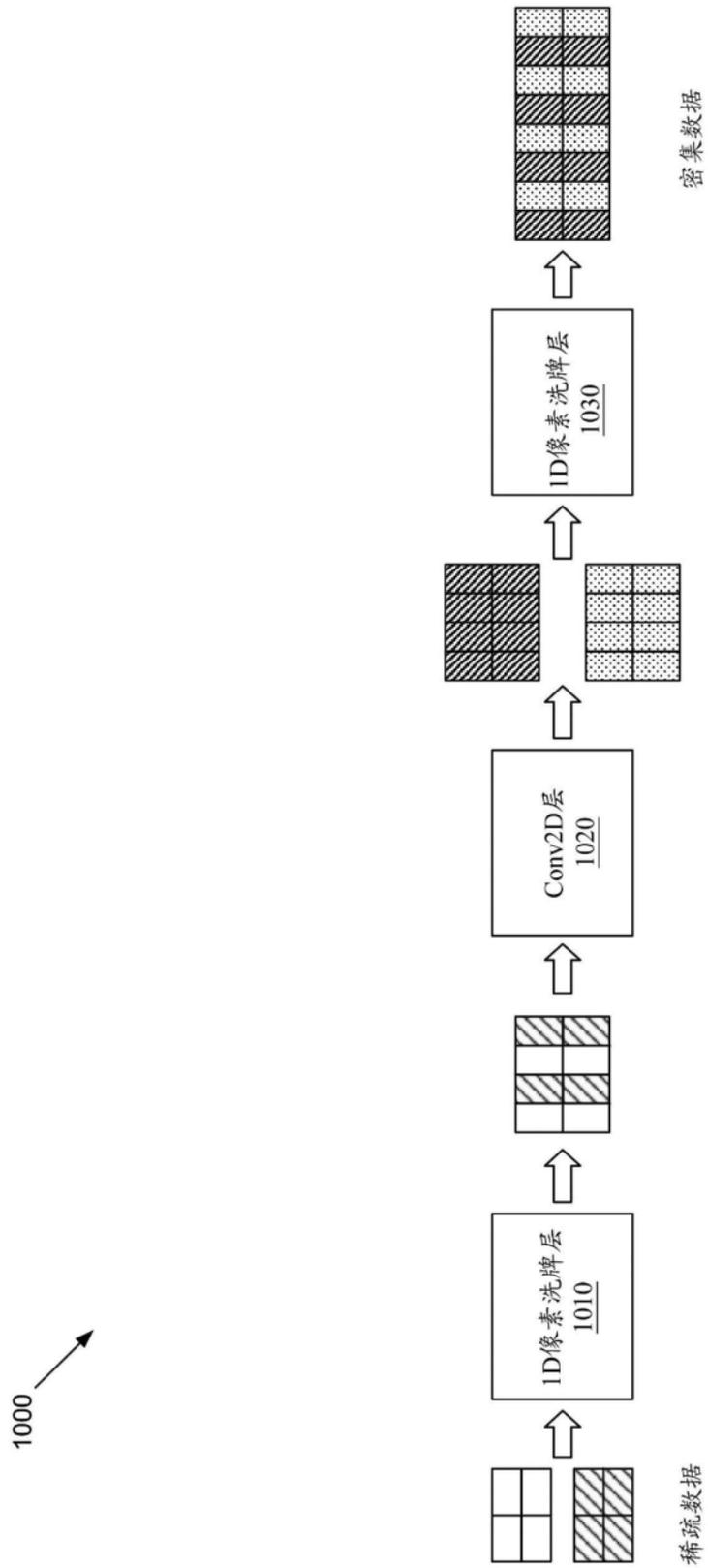


图10

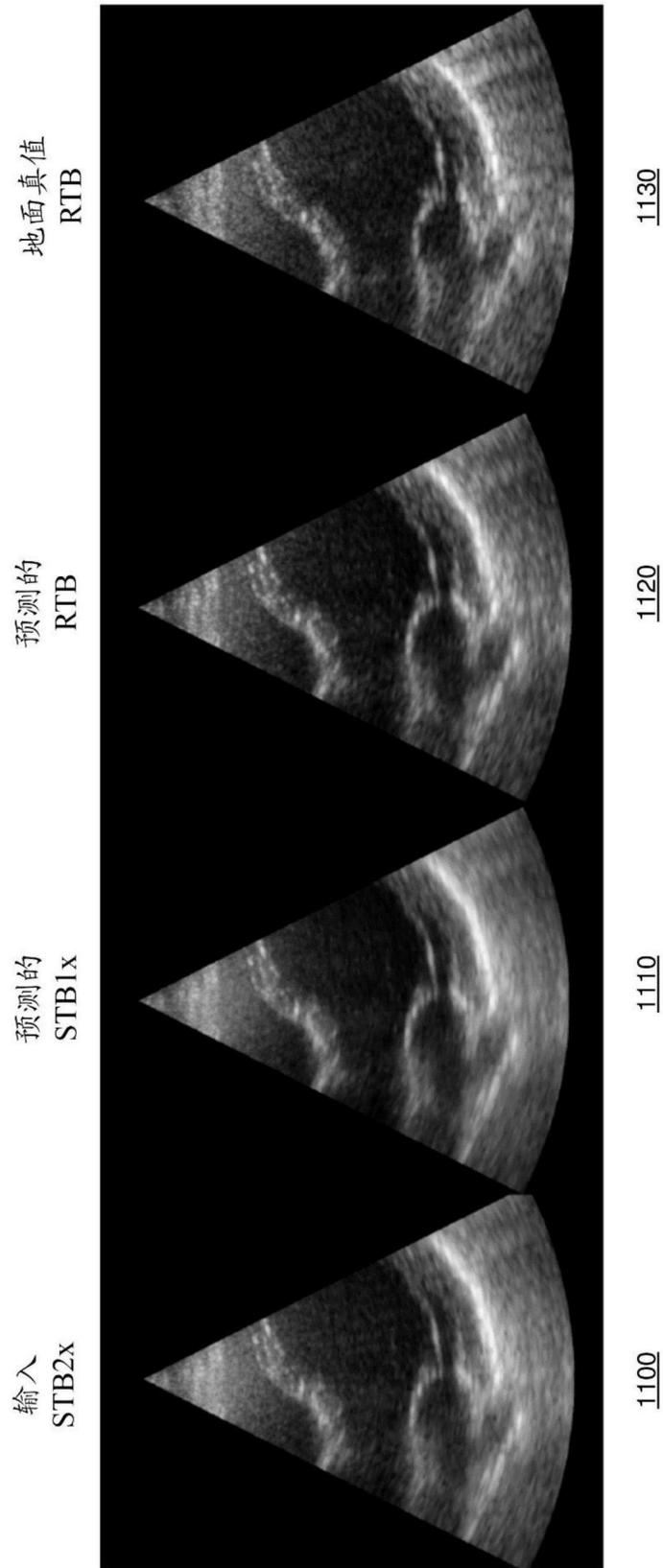


图11

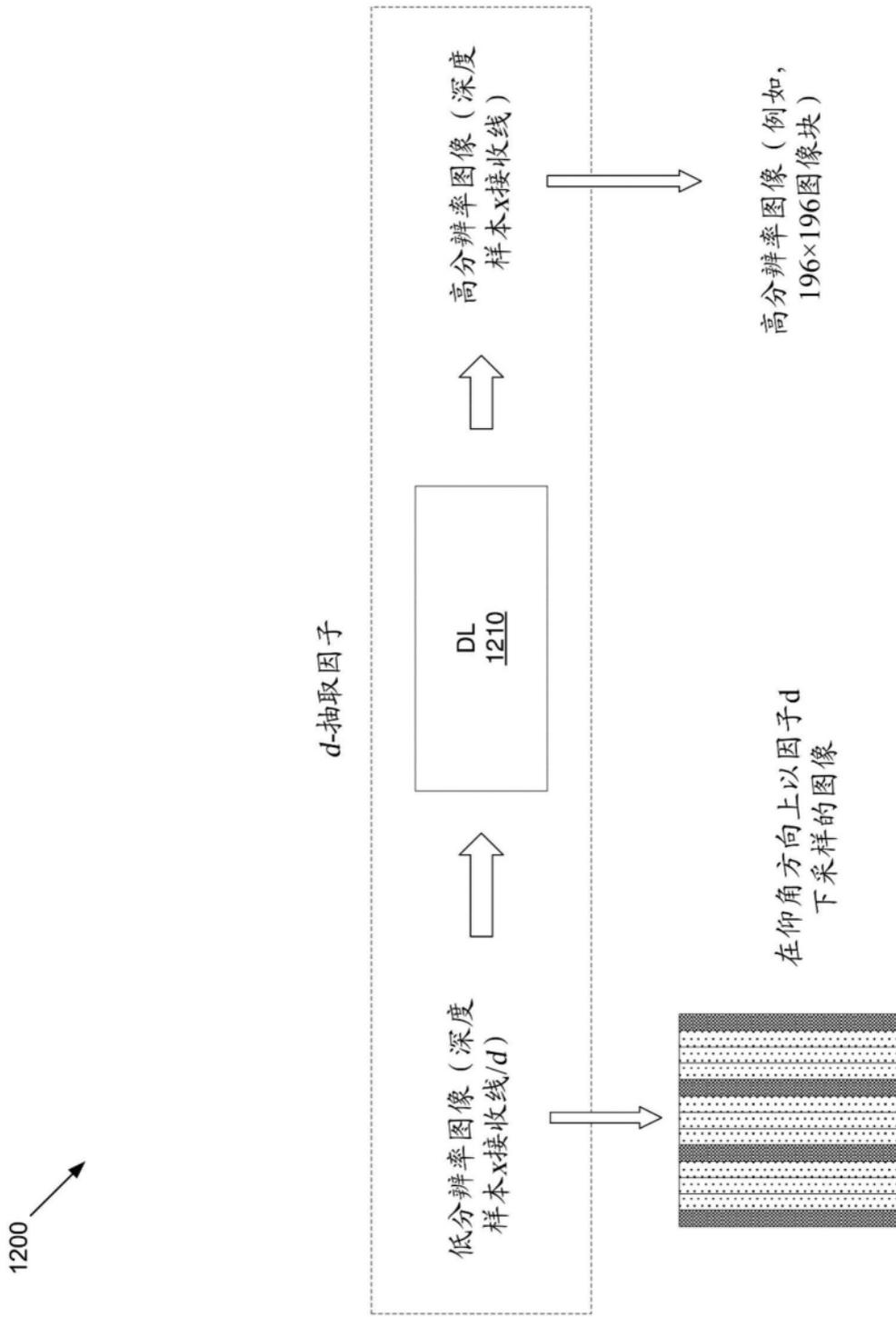


图12

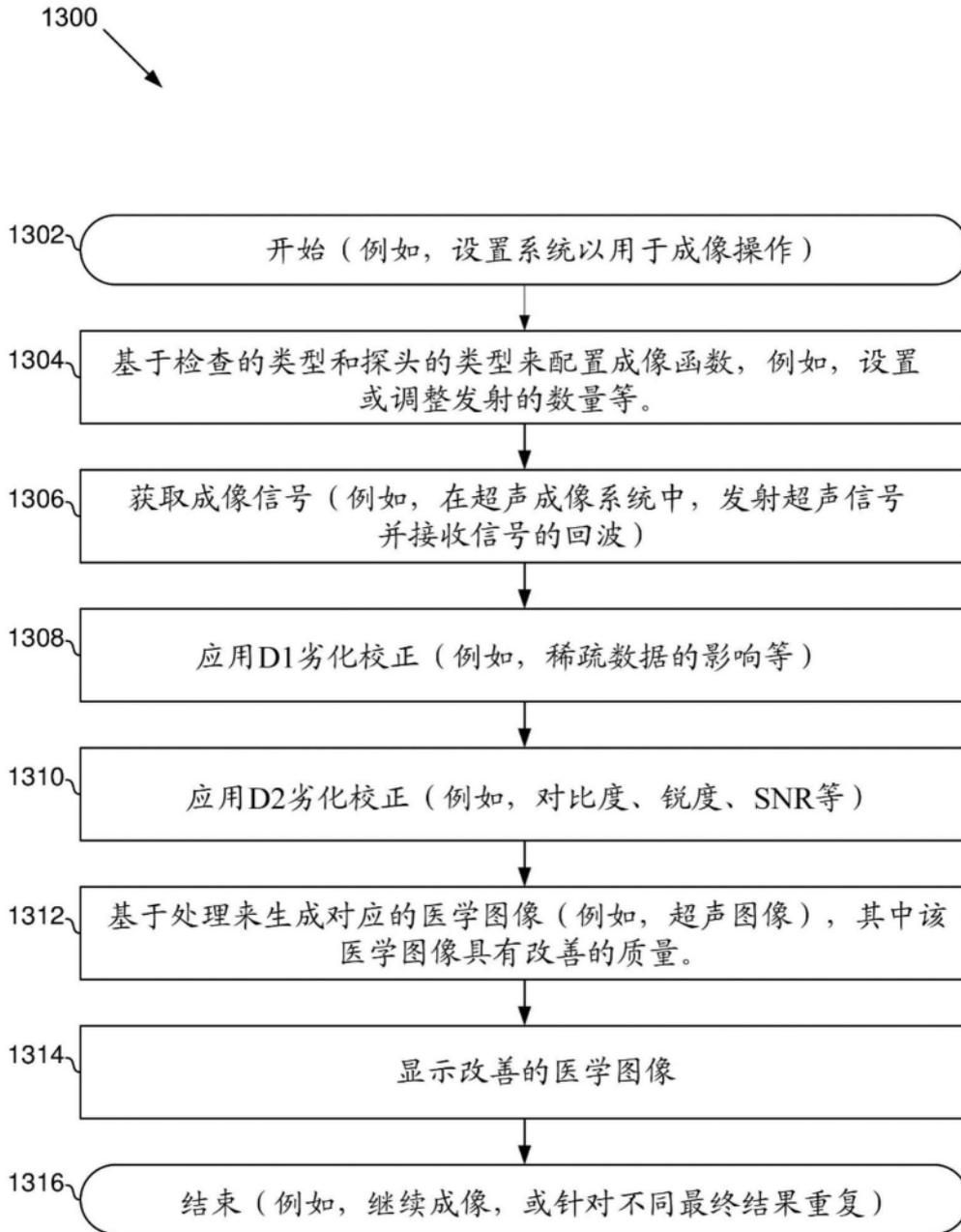


图13