



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114727807 A

(43) 申请公布日 2022. 07. 08

(21) 申请号 202080081233.2

(22) 申请日 2020.11.17

(30) 优先权数据

62/938,637 2019.11.21 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.05.23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2020/082413 2020.11.17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/099320 EN 2021.05.27

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 P·希兰 C·特伦布莱-达尔沃

T·卢帕斯 A·A·丹尼尔斯

(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 刘兆君

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

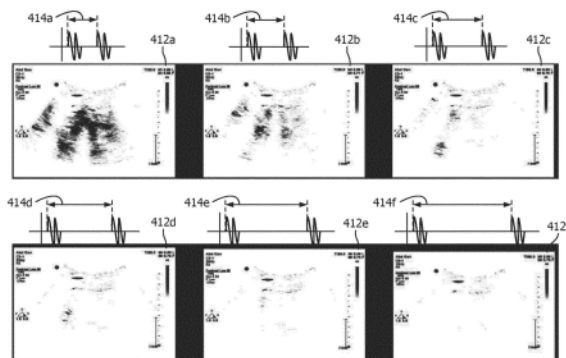
权利要求书3页 说明书14页 附图9页

(54) 发明名称

减少超声图像中的混响伪影以及相关联的设备、系统和方法

(57) 摘要

本公开内容的各个方面提供了以下超声系统和设备,该超声系统和设备通过基于在超声图像中检测到的混响的量自动改变成像设置(例如,PRI或发射/接收配置)来减少超声图像中的混响伪影。在示例性实施例中,一种装置包括与超声探头通信的处理器电路。所述处理器电路获得使用多个不同的PRI和/或脉冲序列获得的多幅超声图像,计算所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量,基于所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量来选择脉冲重复间隔和/或脉冲序列,并且使用所选择的脉冲重复间隔或脉冲序列来控制所述超声换能器获得混响减少的超声图像。然后将所述混响减少的超声图像输出到显示器。



1. 一种用于减少超声图像中的混响伪影的装置,包括:
处理器电路,其与超声换能器通信,其中,所述处理器电路被配置为:
控制所述超声换能器使用相应的多个脉冲重复间隔来获得多幅超声图像;
计算所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量;
基于所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量来选择脉冲重复间隔;
响应于选择所述脉冲重复间隔,控制所述超声换能器以所选择的脉冲重复间隔获得混响减少的超声图像;并且
将所述混响减少的超声图像输出到与所述处理器电路通信的显示器。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器电路被配置为:
识别所述多幅超声图像中的每幅超声图像的组织部分和非组织部分;
计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的强度值;并且
基于所计算的所述多幅超声图像的所述非组织部分的强度值来确定所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量。
3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述处理器电路被配置为使用加权算法来计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的所述强度值,使得靠近相应的超声图像的焦点的所述相应的超声图像的第一区域与远离所述相应的超声图像的所述焦点的所述相应的超声图像的第二区域相比被分配有更大的权重。
4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器电路被配置为:
将所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量与阈值进行比较;并且
基于所述混响伪影的量与所述阈值的所述比较来选择所述脉冲重复间隔。
5. 根据权利要求4所述的装置,其中,所述处理器电路被配置为基于所述多幅超声图像中与所述多个脉冲重复间隔中的最大脉冲重复间隔相关联的超声图像中的所述混响伪影的量来确定所述阈值。
6. 根据权利要求4所述的装置,其中,所述处理器电路被配置为基于以下项目来选择所述脉冲重复间隔:
所述混响伪影的量与所述阈值的所述比较;以及
预定的最大脉冲重复间隔。
7. 根据权利要求1所述的装置,还包括所述超声换能器。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器电路被配置为:
通过执行多脉冲序列以获得在给定位置处的多条接收线来控制所述超声换能器获得所述多幅图像;
对所述多条接收线进行非相干求和;并且
基于所述多条接收线的所述非相干求和来确定所述混响伪影的量。
9. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述多条接收线包括第一接收线和第二接收线,并且其中,所述处理器电路被配置为通过以下操作对所述多条接收线进行非相干求和:
计算以下各项:
针对所述第一接收线的第一包络,以及
针对所述第二接收线的第二包络;

进行以下加权：

利用第一求和权重对所述第一包络进行加权，以及

利用第二求和权重对所述第二包络进行加权；并且

对经加权的第一包络和经加权的第二包络进行非相干求和。

10. 根据权利要求9所述的装置，其中：

所述第一接收线对应于具有第一幅度的第一发射脉冲，

所述第二接收线对应于具有第二幅度的第二发射脉冲，并且

所述第一求和权重和所述第二求和权重是基于第一发射脉冲的第一幅度与第二发射脉冲的第二幅度的比率来选择的。

11. 一种用于减少超声图像中的混响伪影的方法，包括：

控制超声换能器使用相应的多个脉冲重复间隔来获得多幅超声图像；

计算所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量；

基于所计算的所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量来选择脉冲重复间隔；

响应于选择所述脉冲重复间隔，控制所述超声换能器以所选择的脉冲重复间隔获得混响减少的超声图像；并且

将所述混响减少的超声图像输出到显示器。

12. 根据权利要求11所述的方法，还包括：

识别所述多幅超声图像中的每幅超声图像的组织部分和非组织部分；

计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的强度值；并且

基于所计算的所述多幅超声图像的所述非组织部分的强度值来计算所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量。

13. 根据权利要求12所述的方法，其中，计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的所述强度值包括使用加权算法来计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的所述强度值，使得靠近相应的超声图像的焦点的所述相应的超声图像的第一区域与远离所述相应的超声图像的所述焦点的所述相应的超声图像的第二区域相比被分配有更大的权重。

14. 根据权利要求11所述的方法，还包括：

将所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量与阈值进行比较；并且

选择所述脉冲重复间隔包括基于所述混响伪影的量与所述阈值的所述比较来选择所述脉冲重复间隔。

15. 根据权利要求14所述的方法，还包括基于所述多幅超声图像中与所述多个脉冲重复间隔中的最大脉冲重复间隔相关联的超声图像中的所述混响伪影的量来确定所述阈值。

16. 根据权利要求14所述的方法，其中，选择所述脉冲重复间隔包括基于以下项目来选择所述脉冲重复间隔：

所述混响伪影的量与所述阈值的所述比较；以及

预定的最大脉冲重复间隔。

17. 根据权利要求11所述的方法，其中，控制所述超声换能器获得所述多幅超声图像包括：

执行多脉冲序列以获得在给定位置处的多条接收线；

对所述多条接收线进行非相干求和；并且

基于所述多条接收线的所述非相干求和来确定所述混响伪影的量。

18. 根据权利要求17所述的方法，其中，所述多条接收线包括第一接收线和第二接收线，并且其中，对所述多条接收线进行非相干求和包括：

计算以下各项：

针对所述第一接收线的第一包络，以及

针对所述第二接收线的第二包络；

进行以下加权：

利用第一求和权重对所述第一包络进行加权，以及

利用第二求和权重对所述第二包络进行加权；并且

对经加权的第一包络和经加权的第二包络进行非相干求和。

19. 根据权利要求18所述的方法，其中：

所述第一接收线对应于具有第一幅度的第一发射脉冲，

所述第二接收线对应于具有第二幅度的第二发射脉冲，并且

所述第一求和权重和所述第二求和权重是基于第一发射脉冲的第一幅度与第二发射脉冲的第二幅度的比率来选择的。

20. 一种用于选择与减少混响伪影相关联的脉冲序列的装置，包括：

处理器电路，其与超声换能器通信，其中，所述处理器电路被配置为：

控制所述超声换能器使用第一脉冲序列来获得第一超声图像；

控制所述超声换能器使用第二脉冲序列来获得第二超声图像；

计算所述第一超声图像和所述第二超声图像中的每项中的混响伪影的量；

将所述第一超声图像的所述混响伪影的量与所述第二超声图像的所述混响伪影的量进行比较；

基于所述混响伪影的量的所述比较来选择脉冲序列；

控制所述超声换能器使用所选择的脉冲序列来获得混响减少的超声图像；并且

将所述混响减少的超声图像输出到与所述处理器电路通信的显示器。

减少超声图像中的混响伪影以及相关设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本公开内容总体上涉及对超声图像的采集和处理,并且特别涉及用于减少由超声成像设备获得的超声图像中的混响伪影的系统和方法。

背景技术

[0002] 超声成像经常用于获得患者的内部解剖结构的图像。超声系统通常包括超声换能器探头,该超声换能器探头包括被耦合到探头壳体的换能器阵列。激活换能器阵列以在超声频率下振动,从而将超声能量发射到患者的解剖结构中,然后接收被患者的解剖结构反射或反向散射的超声回波以创建图像。这种换能器阵列可以包括各种层,这些层包括一些具有压电材料的层,它们会响应于施加的电压而振动以产生所期望的压力波。这些换能器可以用于相继地发射和接收若干通过身体的各种组织的超声压力波。可以通过超声成像系统来进一步处理各种超声响应,以显示身体的各种结构和组织。

[0003] 超声换能器探头可以用于在各种成像模式中获得超声图像,这些成像模式包括标准的B模式成像、谐波成像和对比度成像。临床医生在查看和分析超声图像方面的一个挑战是区分图像中表示伪影或图像混乱的部分与表示实际组织结构的部分。在超声成像中能够发生的一种伪影是混响。当由先前的发射事件引起的成像场中的结构的振动干扰了后来的接收线时,就会出现一些混响伪影,这是因为发射事件之间的时段(被称为脉冲重复间隔(PRI))太短以至于无法允许由先前的脉冲引起的内部振动消退或消散。一些超声成像系统允许手动调节PRI。然而,增大PRI(或反过来降低脉冲重复频率(PRF))以减少混响的操作以降低帧速率和增大来自脉冲之间的组织运动中的模糊或混乱为代价。减少混响的另一种技术是引入额外的发射和/或接收事件,以采样并减去混响,这不要求更改PRI,但同样会因增大每行的发射/接收事件的总数而降低帧速率。因此,在减少混响伪影与维持高时间分辨率之间存在权衡。另外,虽然一些系统允许进行PRI调节,但即使是训练有素的临床医生通常也没有意识到PRI控制或者并不偏好操纵PRI。

发明内容

[0004] 本公开内容的各个方面提供了以下超声系统和设备,该超声系统和设备通过基于在超声图像中检测到的混响的量自动改变成像设置(例如,PRI或发射/接收配置)来减少超声图像中的混响伪影。在示例性实施例中,一种装置包括处理器电路,所述处理器电路与超声探头通信并且被配置为获得使用多个的PRI获得的多幅超声图像。所述处理器电路计算并比较每幅图像中的混响伪影的量以选择减少混响伪影的PRI,同时还试图将帧速率维持在可接受的水平。为用户自动确定和/或调节成像参数(例如,PRI)有利地改进了工作流程并提高了医生对所获得的超声图像的分析的信心。

[0005] 在另一示例性实施例中,一种装置包括处理器电路,所述处理器电路与超声探头通信并且被配置为比较使用至少两个不同的超声脉冲序列获得的超声图像,所述超声图像中的至少一幅超声图像被配置为减少混响。所述处理器电路计算并比较当前脉冲序列与被

配置为减少混响的脉冲序列之间的混响程度,以便选择应当使用哪种序列来平衡混响伪影与帧速率损失。为用户自动确定和/或调节成像参数有利地改进了工作流程并提高了医生对所获得的超声图像的分析的信心。

[0006] 在一个实施例中,一种用于减少超声图像中的混响伪影的装置包括:与超声换能器通信的处理器电路,其中,所述处理器电路被配置为:控制与所述处理器电路通信的所述超声换能器使用相应的多个脉冲重复间隔来获得多幅超声图像;计算所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量;基于所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量来选择脉冲重复间隔;响应于选择所述脉冲重复间隔,控制所述超声换能器以所选择的脉冲重复间隔获得混响减少的超声图像;并且将所述混响减少的超声图像输出到与所述处理器电路通信的显示器。

[0007] 在一些实施例中,所述处理器电路被配置为:识别所述多幅超声图像中的每幅超声图像的组织部分和非组织部分;计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的强度值;并且基于所计算的所述多幅超声图像的所述非组织部分的强度值来确定所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量。在一些实施例中,所述处理器电路被配置为使用加权算法来计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的所述强度值,使得靠近相应的超声图像的焦点的所述相应的超声图像的第一区域与远离所述相应的超声图像的所述焦点的所述相应的超声图像的第二区域相比被分配有更大的权重。在一些实施例中,所述处理器电路被配置为:将所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量与阈值进行比较;并且基于所述混响伪影的量与所述阈值的所述比较来选择所述脉冲重复间隔。在一些实施例中,所述处理器电路被配置为基于所述多幅超声图像中与所述多个脉冲重复间隔中的最大脉冲重复间隔相关联的超声图像中的所述混响伪影的量来确定所述阈值。在一些实施例中,所述处理器电路被配置为基于以下项目来选择所述脉冲重复间隔:所述混响伪影的量与所述阈值的所述比较;以及预定的最大脉冲重复间隔。

[0008] 在一些实施例中,所述装置还包括所述超声换能器。在一些实施例中,所述处理器电路被配置为:通过执行多脉冲序列以获得在给定位置处的多条接收线来控制所述超声换能器获得所述多幅图像;对所述多条接收线进行非相干求和;并且基于所述多条接收线的所述非相干求和来确定所述混响伪影的量。在一些实施例中,所述多条接收线包括第一接收线和第二接收线,并且所述处理器电路被配置为通过以下操作对所述多条接收线进行非相干求和:计算以下各项:针对所述第一接收线的第一包络,以及针对所述第二接收线的第二包络;进行以下加权:利用第一求和权重对所述第一包络进行加权,以及利用第二求和权重对所述第二包络进行加权;并且对经加权的第一包络和经加权的第二包络进行非相干求和。在一些实施例中,所述第一接收线对应于具有第一幅度的第一发射脉冲,所述第二接收线对应于具有第二幅度的第二发射脉冲,并且所述第一求和权重和所述第二求和权重是基于第一发射脉冲的第一幅度与第二发射脉冲的第二幅度的比率来选择的。

[0009] 在一些实施例中,一种用于减少超声图像中的混响伪影的方法包括:控制超声换能器使用相应的多个脉冲重复间隔来获得多幅超声图像;计算所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量;基于所计算的所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量来选择脉冲重复间隔;响应于选择所述脉冲重复间隔,控制所述超声换能器以所

选择的脉冲重复间隔获得混响减少的超声图像;并且将所述混响减少的超声图像输出到显示器。

[0010] 在一些实施例中,所述方法还包括:识别所述多幅超声图像中的每幅超声图像的组织部分和非组织部分;计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的强度值;并且基于所计算的所述多幅超声图像的所述非组织部分的强度值来计算所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量。在一些实施例中,计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的所述强度值包括使用加权算法来计算针对所述多幅超声图像中的每幅超声图像的所述非组织部分的所述强度值,使得靠近相应的超声图像的焦点的所述相应的超声图像的第一区域与远离所述相应的超声图像的所述焦点的所述相应的超声图像的第二区域相比被分配有更大的权重。

[0011] 在一些实施例中,所述方法还包括:将所述多幅超声图像中的每幅超声图像中的所述混响伪影的量与阈值进行比较;并且选择所述脉冲重复间隔包括基于所述混响伪影的量与所述阈值的所述比较来选择所述脉冲重复间隔。在一些实施例中,所述方法还包括基于所述多幅超声图像中与所述多个脉冲重复间隔中的最大脉冲重复间隔相关联的超声图像中的所述混响伪影的量来确定所述阈值。在一些实施例中,选择所述脉冲重复间隔包括基于以下项目来选择所述脉冲重复间隔:所述混响伪影的量与所述阈值的所述比较;以及预定的最大脉冲重复间隔。在一些实施例中,控制所述超声换能器获得所述多幅超声图像包括:执行多脉冲序列以获得在给定位置处的多条接收线;对所述多条接收线进行非相干求和;并且基于所述多条接收线的所述非相干求和来确定所述混响伪影的量。在一些实施例中,所述多条接收线包括第一接收线和第二接收线,并且对所述多条接收线进行非相干求和包括:计算以下各项:针对所述第一接收线的第一包络,以及针对所述第二接收线的第二包络;进行以下加权:利用第一求和权重对所述第一包络进行加权,以及利用第二求和权重对所述第二包络进行加权;并且对经加权的第一包络和经加权的第二包络进行非相干求和。在一些实施例中,所述第一接收线对应于具有第一幅度的第一发射脉冲,所述第二接收线对应于具有第二幅度的第二发射脉冲,并且所述第一求和权重和所述第二求和权重是基于第一发射脉冲的第一幅度与第二发射脉冲的第二幅度的比率来选择的。

[0012] 在另一实施例中,一种用于选择与减少混响伪影相关联的脉冲序列的装置包括:与超声换能器通信的处理器电路,其中,所述处理器电路被配置为:控制与所述处理器电路通信的所述超声换能器使用第一脉冲序列来获得第一超声图像;控制所述超声换能器使用第二脉冲序列来获得第二超声图像;计算所述第一超声图像和所述第二超声图像中的每项中的混响伪影的量;将所述第一超声图像的所述混响伪影的量与所述第二超声图像的所述混响伪影的量进行比较;基于所述混响伪影的量的所述比较来选择脉冲序列;控制所述超声换能器使用所选择的脉冲序列来获得混响减少的超声图像;并且将所述混响减少的超声图像输出到与所述处理器电路通信的显示器。

[0013] 根据以下详细描述,本公开内容的其他方面、特征和优点将变得显而易见。

附图说明

[0014] 将参考附图来描述本公开内容的说明性实施例,在附图中:

[0015] 图1是根据本公开内容的实施例的超声成像系统的示意图。

[0016] 图2是根据本公开内容的实施例的处理器电路的示意图。

[0017] 图3是根据本公开内容的各个方面的患者的身体区域的超声图像,所述超声图像包括混响伪影。

[0018] 图4是图示根据本公开内容的各个方面的用于减少超声图像中的混响伪影的方法的流程图。

[0019] 图5是图示根据本公开内容的各个方面的用于减少超声图像中的混响伪影的方法的流程图。

[0020] 图6是根据本公开内容的各个方面的使用多个脉冲重复间隔获得的一组超声图像。

[0021] 图7是根据本公开内容的各个方面的在图6中示出的多个脉冲重复间隔处获得的超声图像中的量化的混响伪影的图形。

[0022] 图8A是根据本公开内容的各个方面的患者的身体区域的原始超声图像,所述超声图像包括混响伪影。

[0023] 图8B是根据本公开内容的各个方面的患者的身体区域的混响减少的超声图像,所述混响减少的超声图像是利用使用用于减少混响伪影的方法选择的PRI获得的。

[0024] 图9是根据本公开内容的各个方面的幅度调制多脉冲超声成像序列中的混响的图解性视图。

[0025] 图10是根据本公开内容的各个方面的幅度调制脉冲反转多脉冲超声成像序列中的混响的图解性视图。

[0026] 图11是根据本公开内容的各个方面的脉冲反转多脉冲超声成像序列中的混响的图解性视图。

[0027] 图12是图示根据本公开内容的各个方面的用于确定超声图像中的混响伪影的量的方法的流程图。

[0028] 图13是根据本公开内容的各个方面的使用多脉冲序列获得的并被过滤以示出量化的混响伪影的超声图像。

[0029] 图14是图示根据本公开内容的各个方面的用于减少超声图像中的混响伪影的方法的流程图。

具体实施方式

[0030] 为了促进对本公开内容的原理的理解,现在将参考附图中图示的实施例,并且将使用特定的语言来描述这些实施例。尽管如此,应当理解,并不旨在限制本公开内容的范围。如本公开内容所涉及的技术领域的人员通常会想到的,对所描述的设备、系统和方法的任何更改和进一步修改以及对本公开内容的原理的任何进一步应用都被充分预想到并被包括在本公开内容内。特别地,完全预期到,关于一个实施例所描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开内容的其他实施例描述的特征、部件和/或步骤相结合。然而,为了简洁起见,将不单独描述这些组合的众多迭代。

[0031] 在图1中,以框图形式示出了根据本公开内容的实施例的超声系统100。超声探头10具有换能器阵列12,换能器阵列12包括多个超声换能器元件或声学元件。在一些实例中,阵列12可以包括任何数量的声学元件。例如,阵列12能够包括1个声学元件至100000个声学

元件,包括例如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、300个声学元件、812个声学元件、3000个声学元件、9000个声学元件、30000个声学元件、65000个声学元件和/或其他更多和更少的声学元件。在一些实例中,阵列12的声学元件可以以任何合适的配置来布置,例如,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维数阵列(例如,1.5D阵列)或二维(2D)阵列。声学元件的阵列(例如,一行或多行、一列或多列和/或一个或多个取向)能够均匀或独立地受到控和激活。阵列12能够被配置为获得患者解剖结构的一维、二维和/或三维图像。

[0032] 虽然本公开内容是指使用外部超声探头进行的合成孔径外部超声成像,但是应当理解,也能够任何合适的超声成像探头或系统(包括外部超声探头和腔内超声探头)中实施本公开内容的一个或多个方面。例如,能够使用机械扫描的外部超声探头、心脏内(ICE)超声心动描记导管和/或经食管超声心动描记(TEE)探头、旋转式静脉内超声(IVUS)探头、相控阵IVUS成像导管、经胸超声心动描记(TTE)成像设备或任何其他合适类型的超声成像设备在超声成像系统中实施本公开内容的各个方面。

[0033] 再次参考图1,阵列12的声学元件可以包括一个或多个压电/压阻元件、锆钛酸铅(PZT)、压电微机械超声换能器(PMUT)元件、电容微机械超声换能器(CMUT)元件和/或任何其他合适类型的声学元件。阵列12的一个或多个声学元件与电子电路14通信(例如,电耦合)。在一些实施例(例如,图1的实施例)中,电子电路14能够包括微波束形成器(μ BF)。在另一实施例中,电子电路包括多路复用器电路(MUX)。电子电路14位于探头10中并且被通信地耦合到换能器阵列12。在一些实施例中,电子电路14的一个或多个部件能够被定位在探头10中。在一些实施例中,电子电路14的一个或多个部件能够被定位在计算设备或处理系统28中。计算设备28可以是或者包括处理器,例如,与存储器通信的一个或多个处理器。如下文进一步描述的,计算设备28可以包括图2所示的处理器电路。在一些方面,电子电路14的一些部件被定位在探头10中,而电子电路14的其他部件被定位在计算设备28中。电子电路14可以包括一个或多个电学开关、晶体管、可编程逻辑器件或其他电子部件,它们被配置为在多个输入之间组合和/或连续切换,以在一个或多个公共通信通道上从多个输入中的每个输入发射信号。电子电路14可以通过多个通信通道被耦合到阵列12的元件。电子电路14被耦合到线缆16,该线缆16将包括超声成像数据的信号传输到计算设备28。

[0034] 在计算设备28中,信号被数字化并被耦合到系统波束形成器22的通道,该系统波束形成器22适当延迟每个信号。然后,将经延迟的信号进行组合以形成相干的转向聚焦接收波束。系统波束形成器可以包括电子硬件部件、由软件控制的硬件或运行波束形成算法的微处理器。在这方面,波束形成器22可以被称为电子电路。在一些实施例中,波束形成器22能够是系统波束形成器,例如,图1的系统波束形成器22,或者波束形成器22可以由超声探头10内的电路实施的波束形成器。在一些实施例中,系统波束形成器22与被设置在探头10内的微波束形成器(例如,电子电路14)协同工作。在一些实施例中,波束形成器22能够是模拟波束形成器,或者在一些实施例中,波束形成器22能够是数字波束形成器。在数字波束形成器的情况下,该系统包括A/D转换器,该A/D转换器将来自阵列12的模拟信号转换成采样的数字回波数据。波束形成器22通常将包括一个或多个微处理器、移位寄存器和/或数字或模拟存储器,以将回波数据处理成相干回波信号数据。延迟是通过各种手段实现的,例如是通过对接收到的信号的采样时间、临时存储在存储器中的数据的数据的写/读间隔或者通过

移位寄存器的长度或时钟速率来实现的,这在McKeighen等人的美国专利US4173007中进行了描述,通过引用将其整体并入本文。另外,在一些实施例中,波束形成器能够对由阵列12生成的信号中的每个信号施加适当的权重。来自图像场的波束形成的信号被信号和图像处理器24处理以产生2D或3D图像,从而用于显示在图像显示器30上。信号和图像处理器24可以包括电子硬件部件、由软件控制的硬件或运行图像处理算法的微处理器。它通常还将包括专用硬件或软件,该专用硬件或软件将接收到的回波数据处理成用于(例如扫描转换器)所需显示格式的图像的图像数据。在一些实施例中,能够在不同的波束形成部件之间划分波束形成功能。例如,在一些实施例中,系统100能够包括位于探头10内的并且与系统波束形成器22通信的微波束形成器。微波束形成器可以执行初步的波束形成和/或信号处理,这能够减少将接收信号发射到计算设备28所需的通信通道的数量。

[0035] 在被耦合到系统100的各个模块的系统控制器26的控制下,进行对超声系统参数(例如,扫描模式(例如,B模式、M模式)、探头选择、波束控制和聚焦以及信号和图像处理)的控制。系统控制器26可以由专用集成电路(ASIC)或微处理器电路和软件数据存储设备(例如,RAM、ROM或磁盘驱动器)形成。在探头10的情况下,可以通过线缆16将该控制信息中的一些控制信息从计算设备28提供给电子电路14,根据特定扫描流程的需要对电子电路14进行调控以用于操作阵列。用户借助于用户接口设备20来输入这些操作参数。

[0036] 在一些实施例中,图像处理器24被配置为生成不同模式的图像,然后这些不同模式的图像被进一步分析或输出到显示器30。例如,在一些实施例中,图像处理器能够被配置为编译患者的解剖结构的B模式图像,例如,实况B模式图像。在其他实施例中,图像处理器24被配置为生成或编译M模式图像。M模式图像能够被描述为示出沿着单条扫描线的被成像的解剖结构的时间变化的图像。

[0037] 应当理解,计算设备28可以包括硬件电路(例如,计算机处理器、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、电容器、电阻器和其他电子设备)、软件或硬件与软件的组合。在一些实施例中,计算设备28是单个计算设备。在其他实施例中,计算设备28包括相互通信的单独的计算机设备。

[0038] 图2是根据本公开内容的实施例的处理器电路150的示意图。处理器电路150可以被实施在图1的计算设备28、信号和图像处理器24、控制器26和/或探头10中。如图所示,处理器电路150可以包括处理器160、存储器164和通信模块168。这些元件可以(例如经由一条或多条总线)彼此直接或间接通信。

[0039] 处理器160可以包括被配置为执行本文描述的操作的中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)、ASIC、控制器、FPGA、另一硬件设备、固件设备或其任意组合。处理器160还可以被实施为计算设备的组合(例如,DSP与微处理器的组合)、多个微处理器、一个或多个与DSP核结合使用的微处理器,或任何其他这种配置。

[0040] 存储器164可以包括高速缓冲存储器(例如,处理器160的高速缓冲存储器)、随机存取存储器(RAM)、磁阻RAM(MRAM)、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、闪速存储器、固态存储器设备、硬盘驱动器、其他形式的易失性和非易失性存储器或不同类型的存储器的组合。在实施例中,存储器164包括非瞬态计算机可读介质。存储器164可以存储指令166。指令166可以包括以下指令:所述指令当由处理器160运行时使处理器160执行在本文中参考处理器28

和/或探头10(图1)所描述的操作。指令166也可以被称为代码。术语“指令”和“代码”应被广义地解读为包括(一个或多个)任意类型的计算机可读语句。例如,术语“指令”和“代码”可以指一个或多个程序、例程、子例程、功能、流程等。“指令”和“代码”可以包括单个计算机可读语句或许多计算机可读语句。

[0041] 通信模块168能够包括任何电子电路和/或逻辑电路,以促进处理器28、探头10和/或显示器30之间的直接或间接通信。在这方面,通信模块168能够是输入/输出(I/O)设备。在一些实例中,通信模块168促进了处理器电路150和/或处理系统160(图2)的各个元件之间的直接或间接通信。

[0042] 如上文所提到的,超声图像能够包括许多不期望的伪影,包括混响伪影。在某些超声成像模态(例如,对比成像)中,特别不期望产生混响伪影,在这些超声成像模态中,医生期望对皮肤层以下的血液流动进行可视化。在许多情况下,会期望通过最大程度地减少脉冲重复间隔(PRI)并在多脉冲序列中使用尽可能少的脉冲来以最快的帧速率进行操作。一个导致在图像中存在一些混响伪影的因素是在获得超声图像中使用的脉冲之间的PRI不足,这使得来自成像区域以外的深层结构的回波与稍后的接收线一起被接收。由于在组织和解剖结构中消散声学混响需要花费时间,因此使帧速率最大化的短PRI会引起在超声图像中显现为均匀间隔线的伪影或在成像区域内显现的弥漫性噪声。一种减少这些伪影的方法是简单地以帧速率为代价而增大PRI。虽然一些系统允许改变PRI,但是调节PRI对于一些医生来说可能太过复杂,他们可能并不了解混响和PRI背后的物理原理。因此,一些医生可能避免调节PRI。在不改变PRI的情况下,医生会试图区分超声图像中的真实结构与混响伪影,这会是困难的且不精确的。另一种减少这些伪影的方法可以是更改多脉冲序列以更好地采样和消除混响,这通常是通过以帧速率为代价引入额外的发射事件和/或接收事件来实现的。系统通常并不允许用户响应于混响而改变脉冲配置,因此系统设计人员可以选择优先序列以允许混响和最大化帧速率或者减少混响并因此接受较低的帧速率。

[0043] 因此,本公开内容提供了用于自动调节成像设置(例如,PRI和脉冲序列配置)以减少超声图像中的混响伪影的设备、系统和方法。在这方面,图像中的混响伪影的量可以与成像序列的PRI或脉冲配置相关联。因此,本申请描述了用于以专门实现混响伪影减少的方式自动调节PRI和/或脉冲配置的系统和方法的实施例。可以执行自动调节以在用户可接受的特定水平或高于该水平的情况下维持成像序列的帧速率。在这方面,本公开内容的实施例涉及:在一幅或多幅超声图像中识别混响,并且基于对混响伪影的识别来自动选择PRI和/或切换到替代脉冲序列。例如,提供了以下设备、系统和方法,它们对使用不同PRI获得的超声图像中的混响伪影进行量化,针对每幅图像分析经量化的混响伪影以选择减少混响伪影的PRI,并且控制超声探头使用所选择的PRI来采集图像以获得混响减少的超声图像。

[0044] 图3是通过外部超声成像系统获得的超声图像。图像200是从患者身体的解剖区域获得的,并且示出皮肤区域210和相对于该皮肤区域处于更深深度的混响区域220。皮肤区域210可以与非混响信号或从皮肤和/或其他组织结构反射的真实信号相关联。相比之下,混响区域220中的一些或全部可以与声学混响相关联,因此并不反映解剖结构中的实际组织结构。混响区域220中的伪影和混乱会不期望地影响医生对解剖结构进行可视化和做出诊断的能力。因此,会降低诊断信心。

[0045] 图4是图示根据本公开内容的实施例的用于减少超声图像中的混响伪影的方法

300的流程图。应当理解,方法300的一个或多个步骤可以例如由图1所示的超声成像系统100和/或图2所示的处理器电路150来执行。在步骤310中,控制超声换能器使用相应的多个脉冲重复间隔(PRI)来获得多幅超声图像。在一些实施例中,超声换能器包括外部超声探头,该外部超声探头包括超声换能器元件的阵列。然而,也可以利用其他类型的超声换能器来执行方法300,包括血管内超声(IVUS)设备、心腔内超声心动描记(ICE)导管、经食管超声心动描记(TEE)探头、经胸超声心动描记(TTE)探头或任何其他合适的超声成像设备。在一些实施例中,该系统可以包括用户输入设备,例如,鼠标、键盘、触摸屏和/或任何其他合适的用户输入设备。方法300可以由用户经由用户输入设备来启动。例如,在一些实施例中,方法300通过用户按下或选择按钮或图标(例如,触摸屏上的图标)来启动。在一些实施例中,一旦被启动,方法300就会自动执行方法300的每个步骤。在一些实施例中,在后台执行方法300的一个或多个步骤,使得方法300的一个或多个步骤未被示出在显示器上。在一些实施例中,该方法的一个或多个步骤被示出在显示器上,使得用户或操作者能够监视方法300的进度。

[0046] 在示例性实施例中,使用不同的PRI来获得多幅超声图像中的每幅超声图像。例如,PRI可以包括一组逐渐变化的PRI。在步骤310中可以使用任何合适数量的超声图像和对应的PRI,包括针对成像窗口中的声波的标准双向传播时间(飞行时间)加上2、3、4、5、6、8、10、12、15、20、30、50或任何其他合适的(更大和更小的)微秒数。PRI可以以时间(例如, μs 、 ms)、深度或距离(例如, mm)、像素或任何其他合适的测量单位来表示或测量。在一些实施例中,PRI在最小PRI与最大PRI之间变化。在一些实施例中,最小PRI为0,使得脉冲之间实际上没有间隙或休息时间,超出了声波的标准双向传播时间。在一些实施例中,最小PRI基于超声换能器的从接收到发射的切换的硬件功能。在一些实施例中,最小PRI由处理器电路和/或超声换能器的制造商预先确定为表示允许组织中的振动的最小时间量和/或超声换能器在发射下一脉冲之前进行消散的最小时间量。在一些实施例中,基于各种成像因素(包括使用的特定扫描序列(例如,多脉冲、脉冲反转、单脉冲等)、期望的成像深度或聚焦区和/或最小帧速率,在处理器电路中预先确定、选择或以其他方式配置最大PRI。在一些实施例中,用于获得多幅超声图像的不同PRI以恒定增量变化。在其他实施例中,不同PRI以非恒定或非线性方式变化。在一些实施例中,在步骤310中,针对每个PRI仅获得一幅超声图像。在其他实施例中,针对每个PRI,获得多幅图像。

[0047] 在步骤320中,分析多幅超声图像以计算多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量。在本公开内容的背景下,分析超声图像可以指对由换能器阵列输出的电信号执行信号处理和/或对根据由换能器阵列输出的电信号生成的图像数据的图像处理。在一些实施例中,能够通过移除或抑制图像中的组织并对图像中的剩余信号或强度求和来量化或推断图像中的混响伪影的量。经求和的剩余信号可以表示图像中存在的混响伪影的量或与之相关,并且也可以表示其他伪影。在一些实施例中,使用加权算法来计算针对每幅超声图像的非组织部分的强度的量或强度值。可以应用加权算法,使得超声图像的特定区域与其他区域相比被给予更大的权重。例如,在一些实施例中,靠近超声换能器的焦点的超声图像区域中的非组织信号强度与远离该焦点的超声图像区域中的非组织信号强度相比被给予更大的权重。

[0048] 因此,在一些实施例中,分析多幅超声图像以区分多幅超声图像中的每幅超声图

像中的组织部分和非组织部分。然后可以分析每幅超声图像以计算剩余的总体强度值。可以基于所计算的强度值来确定针对每幅超声图像的混响伪影的量。在其他实施例中,能够使用混响检测算法来区分混响伪影和其他因素对图像的贡献。由于超声图像是使用不同PRI获得的,因此可以预期:混响伪影的量基于与特定图像相关联的PRI而发生改变。

[0049] 在步骤330中,分析多幅超声图像中的每幅超声图像中的混响伪影的量以选择PRI。在一些实施例中,分析混响伪影的量包括比较混响伪影的量。例如,可以将每幅图像中的混响伪影的量与阈值进行比较。如下文所进一步解释的,可以基于最小强度图像和/或最大PRI图像来确定阈值。在其他实施例中,将每幅图像中的混响伪影的量与其他图像中的混响伪影的量进行比较。基于这种比较和/或分析,选择与减少的混响伪影相关联的PRI。例如,所选择的PRI可以是最接近阈值但不超过阈值的PRI。在其他实施例中,所选择的PRI是基于根据对多幅图像的强度值的比较而确定的平均值、中值、统计分布(例如,高斯)或任何其他任何合适的统计意义值来确定的。在一些实施例中,PRI可以被选择为使其不超过预定的最大PRI。预定的最大PRI可以由制造商确定为使得超声图像的帧速率不会低于下限。在一些实施例中,预定的最大PRI会基于所使用的成像模态、成像深度和/或其他成像参数而改变。

[0050] 在许多实例中,所选择的与减少的混响伪影相关联的PRI可以高于最初使用的PRI,这会引起帧速率降低。然而,虽然混响伪影会随着PRI的增大而减少,但是也不期望选择过高的PRI而导致不令人满意的帧速率。如上文所提到的,在一些实例中,医生会偏好将帧速率维持在某个量以上,即使仍然残留一些混响伪影也可以。因此,可以以平衡减少混响伪影的利益与维持高帧速率的利益的方式选择PRI。例如,在一些方面,系统可以被配置为仅选择在预定的最大PRI处或低于预定的最大PRI的PRI。另外,系统可以被配置为基于在多幅图像中检测到的最小混响量来建立或确定阈值,使得允许某种令人满意的混响量以针对成像应用维持足够高的帧速率。

[0051] 在步骤340中,响应于选择PRI,控制超声换能器以所选择的PRI获得混响减少的超声图像。在步骤350中,将混响减少的超声图像输出到显示器。应当理解,可以重复执行方法300的步骤以产生和显示混响减少的超声图像的实况视图或实况流。另外,在一些实施例中,通过在用户输入设备上选择用户输入,用户可以停止方法300。例如,如果特定的成像应用或模态不太可能产生混响,则用户可以终止方法300以将PRI返回到默认值或初始值。

[0052] 图5是图示根据本公开内容的实施例的用于减少超声图像中的混响伪影的方法400的流程图。应当理解,方法400的一个或多个步骤可以由图1所示的超声成像系统100和/或图2所示的处理器电路150来执行。在一些方面,方法400的一个或多个步骤可以用于执行图4所示的方法300。在步骤410中,处理器电路或处理系统控制超声换能器使用相应的多个PRI来获得多幅组织抑制的超声图像。在一些方面,处理器电路可以被配置为使用图像处理技术在超声图像中抑制组织。在一些方面,处理器电路可以经由用户输入设备来接收启动组织抑制协议的用户输入。在一些实施例中,将组织抑制协议作为混响减少协议的部分而自动激活。在这方面,在一些实施例中,方法400由用户输入启动,并且继续自动执行方法400的每个步骤。在一些实施例中,在后台执行方法400的一个或多个步骤,使得方法400的一个或多个步骤未被示出在显示器上。

[0053] 图6包括在方法400的步骤410期间获得的多幅超声图像。在这方面,使用相应的

PRI 414a-414f来获得了多幅组织抑制的超声图像412a-412f中的每幅组织抑制的超声图像。相应的PRI 414a-414f被图示为相继的发射脉冲之间的时间间距。在图6的实施例中,每个PRI 414被图示为相继的发射脉冲的开始之间的间距。然而,在其他实施例中,PRI 414可以例如由相继的发射脉冲的中心或结束之间的距离来定义。在图6中,能够看出,随着PRI 414的增大,超声图像412中的总体强度或明亮部分减小了。由于在超声图像412中已经抑制了组织,因此可以推断:剩余部分可能是由于图像混乱(例如,混响伪影)所致。因此,通过增大PRI,允许解剖结构中的混响有更多时间消散并且可以看到更少的混响伪影。因此,使用最大PRI 414f获得的超声图412f具有最少量的剩余混响伪影。

[0054] 再次参考图5,在步骤420中,处理器电路对组织抑制的超声图像的剩余强度值进行求和并对每幅超声图像的求和强度值进行归一化。处理器电路被配置为基于多幅超声图像中的最小强度图像的最小强度值对求和强度值进行归一化。然而,在其他实施例中,处理器电路被配置为针对其他值(例如,最大强度值图像、平均求和强度值或预定强度值)进行归一化。在步骤430中,基于超声图像的求和强度值来选择或确定阈值。例如,可以基于包含最小混响的超声图像来选择阈值。例如,参考图6,可以基于包括最低量的混响伪影和/或最低量的剩余图像强度的超声图像412f来选择阈值。在其他实施例中,基于与最大PRI相关联的超声图像来选择阈值432。

[0055] 在步骤440中,将在步骤420中计算的针对每幅超声图像的归一化强度值与阈值进行比较以选择期望的PRI。在这方面,图7是图示步骤420-440的方面的图形500。例如,图形或标绘图500示出了组织抑制图像412a-412f相对于阈值432的求和归一化强度值422a-422f,以PRI为x轴。在图7中,额外的PRI增量由以毫米为单位的深度表示来表示。然而,也可以对PRI使用其他测量单位,包括时间单位、像素单位或任何其他合适类型的测量单位。能够看出,在图7中,PRI表示超出PRI的最小双向声学传播时间的额外延迟,并且与范围从0mm到250mm(以50mm逐渐增大)的超声图像的归一化强度值422a-422f相关联。换句话说,参考图7,0mm的PRI表示最小PRI,其没有超出与声学脉冲相关联的双向声学传播时间的额外延迟或缓冲。在其他实施例中,如图7所示,多个PRI的间隔并不是逐渐且均匀的。例如,在一些实施例中,PRI以变化的量(例如,10mm、20mm、25mm、30mm、100mm和/或任何其他合适的(更大或更小的)增量)发生变化。

[0056] 参考图5-7,可以基于最小强度的组织抑制的超声图像(例如,412f)来确定阈值432。可以基于最小强度超声图像(例如,412f)的归一化求和强度的百分比来确定阈值432。例如,在图7的实施例中,可以通过添加超声图像412f的归一化求和强度的3%来确定阈值432。在其他实施例中,通过添加超声图像的归一化求和强度的1%、2%、5%、10%或任何其他合适的(更大和更小的)百分比来确定阈值432。通过识别与最接近阈值432但不超过阈值432的归一化强度值相关联的PRI来选择期望的PRI。在图7中,所期望的或所选择的PRI为150mm,其与归一化强度值422d相关联。在其他实施例中,通过识别与最接近阈值432的归一化强度值相关联的PRI来选择所期望的PRI,而不管相应的PRI是否超过阈值432。在一些实施例中,基于两个或更多个PRI之间的插值来确定所期望的PRI。在一些实施例中,通过计算归一化强度值422中的两个或更多个归一化强度值的最佳拟合线或曲线并确定阈值432与最佳拟合线或曲线之间的交点来选择所期望的PRI。

[0057] 在步骤450中,超声换能器被控制、设置或配置为以所选择的PRI获得一幅或多幅

混响减少的超声图像。在一些实施例中,方法400还包括将系统配置为保留先前在步骤410中减少、抑制或丢弃的组织特征。在一些实施例中,这涉及停用组织抑制特征。在一些实施例中,组织抑制特征可以包括在存储器中存储的作为图像处理序列或计算机程序的部分的协议或指令集。在一些实施例中,自动停用组织抑制特征,并且响应于选择PRI而利用所选择的PRI自动配置超声换能器。在一些实施例中,操作者停用组织抑制特征。在步骤460中,将一幅或多幅混响减少的超声图像输出到显示器。

[0058] 图8A和图8B图示了方法300和/或方法400在超声成像流程中的混响减少效果。在这方面,图8A示出了在应用混响减少技术之前的图像402。在这方面,可以使用默认PRI或初始PRI来获得图8A的图像402。针对图像402,初始PRI可以比在图8B中使用的PRI显著更短,使得图像402的区域442中存在大量的混响伪影。如上文所提到的,在用于指示和/或量化区域442中的血液流动的对比成像流程中,特别不期望产生这些混响伪影。图8B示出了使用上面关于方法300和/或400所述的混响技术获得的超声图像452。在这方面,图8B的图像452包括与图8A所示的图像402相同的图像特征和成像区域,但是它是利用根据上述方法300和/或400自动选择和设置的经调节的PRI来获取的。因此,在图像452的区域462中,显著减少或消除了混响伪影,同时组织特征仍然存在。

[0059] 一些依赖脉冲对脉冲抵消的超声成像模态(例如,对比成像和组织谐波)会特别容易受到混响伪影的影响。图9-11是各种多脉冲超声成像序列610、620、630的图解性视图(其中存在混响)。具体地,图9示出了幅度调制多脉冲序列610,图10示出了幅度调制脉冲反转(AMPI)多脉冲序列620,并且图11示出了脉冲反转序列620。在每个序列中,针对给定位置(例如,位置-1、位置0、位置1)使用多个发射脉冲。发射脉冲会在幅度和/或相位方面变化。例如,图9所示的幅度调制序列610针对每个位置包括三个发射脉冲,其中,第一脉冲和第三脉冲在0.5处加权,并且第二脉冲在1.0处加权。当在幅度调制中对脉冲的个体回波进行求和时,回波信号的线性频率部分会抵消,同时非线性部分得到保留。然而,再次参考图9,在给定位置处由序列610中的一个脉冲引起的混响612会溢出到同一位置中的其他接收线或后续位置处的接收线。因此,标准的3脉冲幅度调制实施方式可以有效地抵消固定线性信号,但是可能无法抵消由混响引起的信号。参考图10和图11,其他多脉冲序列(例如,AMPI 620序列和脉冲反转630序列)可以更有效地抵消一些由混响622、632引起的伪影,但无法抵消所有由混响622、632引起的伪影。例如,在AMPI 620和脉冲反转630中,如果(1)脉冲间间隔和脉冲内间隔不同而使得混响实例相对于彼此发生移位;(2)使用三脉冲反转方案来处理运动“闪烁”伪影;或(3)当在脉冲反转中使用差分谐波以产生两组数据(例如,(脉冲1+脉冲2)和(脉冲1-脉冲2)),则所得到的图像中可以存在混响伪影。

[0060] 虽然多脉冲序列会产生混响伪影,但是混响技术也能够用于使用序列中的个体脉冲的加权和来检测所得到的图像中的混响。在这方面,图12是用于检测多脉冲序列中的混响的方法700的流程图。应当理解,方法700的一个或多个步骤可以例如由图1所示的超声成像系统100和/或图2所示的处理器电路150来执行。在一些方面,方法400的一个或多个步骤可以用于执行图4所示的方法300。例如,在一些方面,方法700的步骤可以用于执行方法300的步骤310和/或320。在步骤710中,处理器电路或处理系统控制超声换能器执行多脉冲序列以获得在给定位置处的多条接收线。这些接收线包括由序列的相应的发射脉冲引起的回波信号。在一些实施例中,多脉冲序列的发射脉冲可以被不同地加权,包括为0.5、1.0、一

0.5、1.0、0.33或任何其他合适的更大和更小的权重。例如，权重为-1.0的脉冲可以表示权重为1.0的脉冲的波形形式的倒数。

[0061] 在步骤720中，处理器电路计算接收线中的每条接收线的包络。在一些方面，计算接收线的包络可以包括对接收线应用模拟和/或数字功能或操作。例如，在一些实施例中，计算包络可以包括将希尔伯特变换应用于信号线。在一些方面，计算接收线的包络可以包括对接收线信号进行采样和/或数字化。在一些方面，可以在计算包络之前对接收线信号进行数字化。

[0062] 在步骤730中，将求和权重应用于第一计算包络和第二计算包络。在步骤740中，对经加权的包络进行非相干求和以产生求和接收线。应当理解，非相干求和是指对丢失了相位信息的包络的求和，而不是指对在求和中存在相位信息的接收线的相干求和。在一些实施例中，在步骤730中将求和权重应用于包络，使得包络的非混响部分（例如，组织信号）被抵消，同时包络的混响部分仍被保留。例如，在一些实施例中，将为-1.0的第一求和权重应用于第一包络，并且将为1.0的第二求和权重应用于第二包络。符号相反但幅值相等的求和权重能够使得针对每个包络的共有信号部分被抵消，同时第一包络与第二包络之间的差异信号部分仍被保留。

[0063] 在一些方面，可以执行步骤720-740，以根据以下公式以三脉冲序列生成表示在给定位置处的混响的求和接收线：

[0064] 混响 = 求和权重1 (包络 (R接收线1)) + 求和权重2 (包络 (接收线2)) + 求和权重3 (包络 (接收线3))

[0065] 其中，求和权重1、求和权重2和求和权重3分别是针对对应的加权接收线的第一包络、第二包络和第三包络的求和权重。上面的公式计算了在给定位置或扫描线处的混响的强度和深度。在步骤750中，通过计算针对超声图像中的每个位置（例如，图9-11中的位置-1、0、1）或每条扫描线的混响来确定、计算、估计和/或映射超声图像或视场中的混响的量。在这方面，图13是使用上述方法700和公式进行过滤而在超声图像中仅示出混响伪影的映射图或图像800。能够观察到，在图像的更深部分中，混响更加强烈或强度更大。在一些实施例中，在方法（例如，图4中的300）中能够使用利用方法700量化的混响的量来自动控制PRI或选择超声换能器的脉冲序列或配置以减少图像中的混响伪影的量。在其他实施例中，可以使用方法700来识别图像中的混响伪影的位置和量，使得无论是否调节PRI或改变脉冲序列都可以从图像中减去或移除混响伪影。

[0066] 应当理解，可以对在给定位置处使用更少或更多脉冲的其他多脉冲序列（例如，脉冲反转）使用与上面使用的公式相似的公式。例如，可以将上述公式修改为包括第三接收线和第三求和权重以计算给定位置处的混响的量。可以关于图9-11所示的多脉冲序列610、620和630使用上面讨论的方法700和/或公式。例如，针对图9所示的幅度调制多脉冲序列610（其包括与第一发射脉冲、第二发射脉冲和第三发射脉冲相对应的第一接收线、第二接收线和第三接收线），可以分别针对第一包络、第二包络和第三包络使用求和权重（0、-1、2）来应用上述公式，使得仅考虑加权接收线的第二包络和第三包络。替代地，也可以使用求和权重（1、-1、1）来获得相似的结果。针对图10所示的AMPI序列620，可以如在幅度调制序列610中所示的那样使用求和权重（0、-1、2）来应用上述公式。针对图11所示的PI序列630，可以使用求和权重（1、-1）来应用上述公式。因此，可以基于应用的多脉冲序列的类型以及

应用于对应的发射脉冲的发射权重来选择或配置在多脉冲序列中应用于每条接收线的求和权重。在一些实施例中,应用的求和权重可以基于不同接收线的幅度的比率。例如,在两个脉冲序列(其中,第一发射脉冲包括第一幅度,并且第二发射脉冲包括第二幅度)中,基于第二幅度与第一幅度的比率来确定或选择第一求和权重,并且基于第一幅度与第二幅度的比率来确定第二求和权重。另外,在一些实施例中,可以组合不同的加权集以生成更鲁棒的混响计算结果,例如,不同指标的平均值或几何平均值。在一些实施例中,在计算包络之前或之后,可以将不同的接收权重应用于接收线。例如,可以选择和使用接收权重和/或求和权重的不同组合以适应不同类型的多脉冲序列。

[0067] 图14是用于控制超声换能器通过在不同的超声脉冲序列或配置之间进行选择来减少超声图像中的混响伪影的方法900的流程图。在步骤910中,处理器电路控制超声换能器使用第一脉冲序列来获得超声图像,并且使用第二脉冲序列来获得超声图像。第一脉冲序列和第二脉冲序列是不同的,并且可以包括单脉冲序列、幅度调制、脉冲反转、AMPI或任何其他合适的脉冲序列中的一项或多项。在一些实施例中,步骤910可以包括:获得具有单个脉冲或标准成像序列的第一超声图像,并且使用被配置为自动减少混响伪影的多脉冲序列来获得第二超声图像。在步骤920中,处理器电路使用例如图像处理和分析技术来分析所获得的超声图像以计算使用第一脉冲序列获得的第一超声图像和使用第二脉冲序列获得的第二超声图像的归一化强度值。在一些实施例中,计算归一化强度值包括使用上面关于方法400所述的组织抑制技术。在一些实施例中,代替计算归一化强度值或者作为计算归一化强度值的补充方案,能够采用方法700的步骤来计算每幅超声图像中的混响伪影的量。

[0068] 在步骤930中,比较第一图像和第二图像的强度值以选择脉冲序列或配置。在一些实施例中,选择与最低量的混响伪影或归一化强度相关联的脉冲序列。在一些实施例中,比较强度值包括将强度或混响伪影值与阈值进行比较。例如,在一些实施例中,例如根据方法400的步骤来选择阈值,并且基于与阈值的比较来选择脉冲序列或配置。在一些方面,阈值可以表示从当前脉冲序列或第一脉冲序列的混响伪影变化程度。如果从第二脉冲序列引起的混响伪影变化不超过阈值,则处理器电路可以选择当前脉冲序列或第一脉冲序列,即使在第二脉冲序列下发生混响伪影减少也是如此。在其他实施例中,如果第二脉冲序列引起任何混响伪影减少,则处理器电路可以选择第二脉冲序列。

[0069] 在步骤940中,处理器电路控制超声换能器使用所选择的脉冲序列或配置来获得混响减少的超声图像。在步骤950中,处理器电路将混响减少的超声图像输出到显示器。应当理解,在一些实施例中,处理器电路可以在几乎没有或根本没有来自用户的输入的情况下自动执行方法900的步骤。例如,在一些实施例中,用户使用用户输入设备(例如,键盘、鼠标、轨迹球、触摸屏等)来启动该方法,并且处理器电路运行计算机程序代码以执行方法900的步骤。在一些实施例中,在显示混响减少的图像之前,用户可能看不到方法900的个体步骤的执行情况(即,针对显示器的输出)。在其他实施例中,处理器电路可以生成一个或多个图形表示,这一个或多个图形表示指示方法900的个体步骤。在一些实施例中,执行额外的脉冲序列以获得用于选择多脉冲序列的额外的超声图像。例如,可以使用两个、三个、四个、五个、十个或更多个不同类型和/或具有不同的配置和参数的序列来选择与混响伪影减少相关联的脉冲序列和/或配置。

[0070] 应当理解,上述方法300、400、700、900的步骤中的一个或多个步骤(例如,控制阵

列使用多个PRI、脉冲序列和/或配置来获得超声图像,计算每幅超声图像中的混响伪影的量,选择PRI、脉冲序列和/或配置,以及任何其他步骤)均可以由超声成像系统的一个或多个部件(例如,系统的处理器或处理器电路、多路复用器、波束形成器、信号处理单元、图像处理单元或任何其他合适的部件)来执行。例如,上述一个或多个步骤均可以由关于图2所述的处理器电路150来执行。系统的处理部件能够被集成在超声成像设备内,被包含在外部控制台内,或者可以是单独的部件。

[0071] 本领域技术人员将认识到:能够以各种方式修改上述装置、系统和方法。因此,本领域普通技术人员将意识到:本公开内容涵盖的实施例不限于上述特定的示例性实施例。在这方面,虽然已经示出和描述了说明性实施例,但是在前述公开内容中也可以预想到各种各样的修改、改变和替换。应当理解,在不脱离本公开内容的范围的情况下,可以对前述内容做出这样的变化。因此,应以与本公开内容一致的方式广义地解释权利要求。

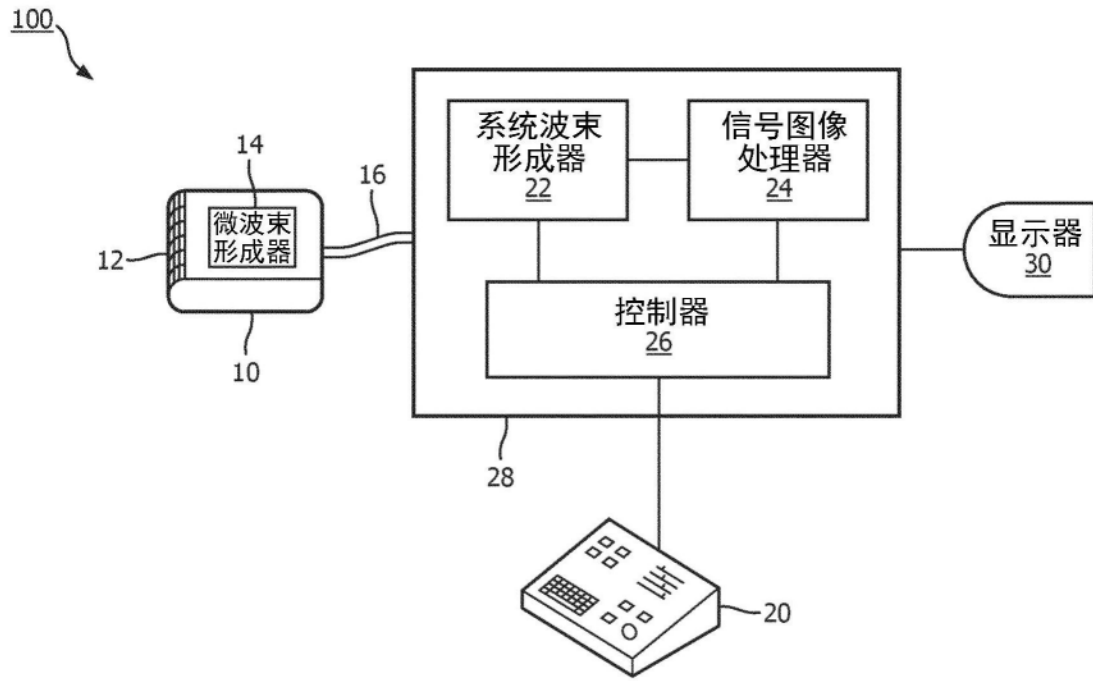


图1

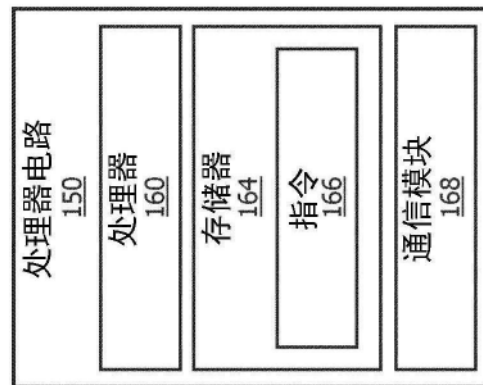


图2

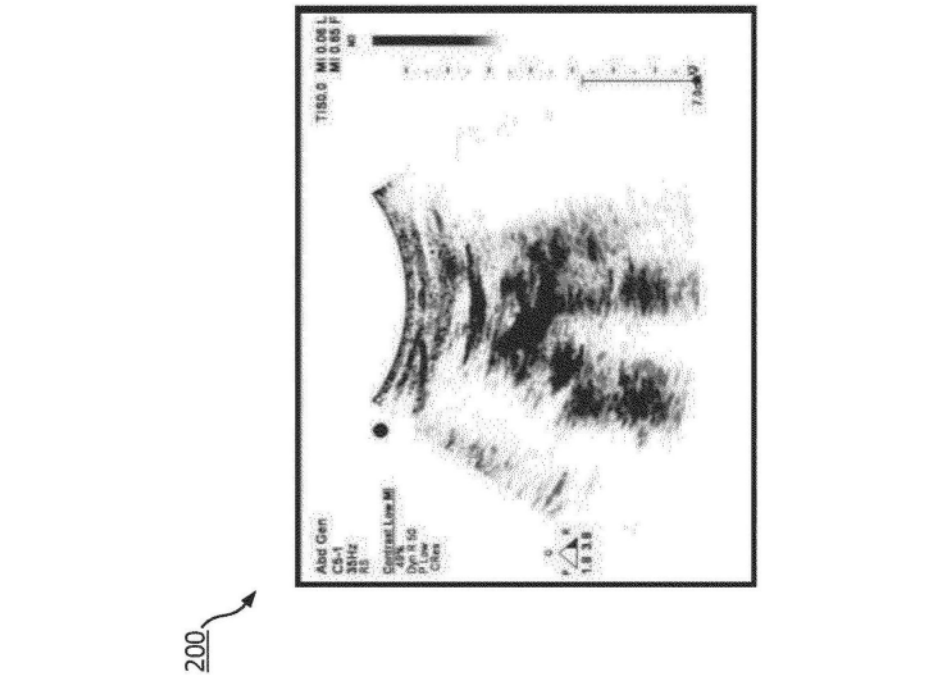


图3

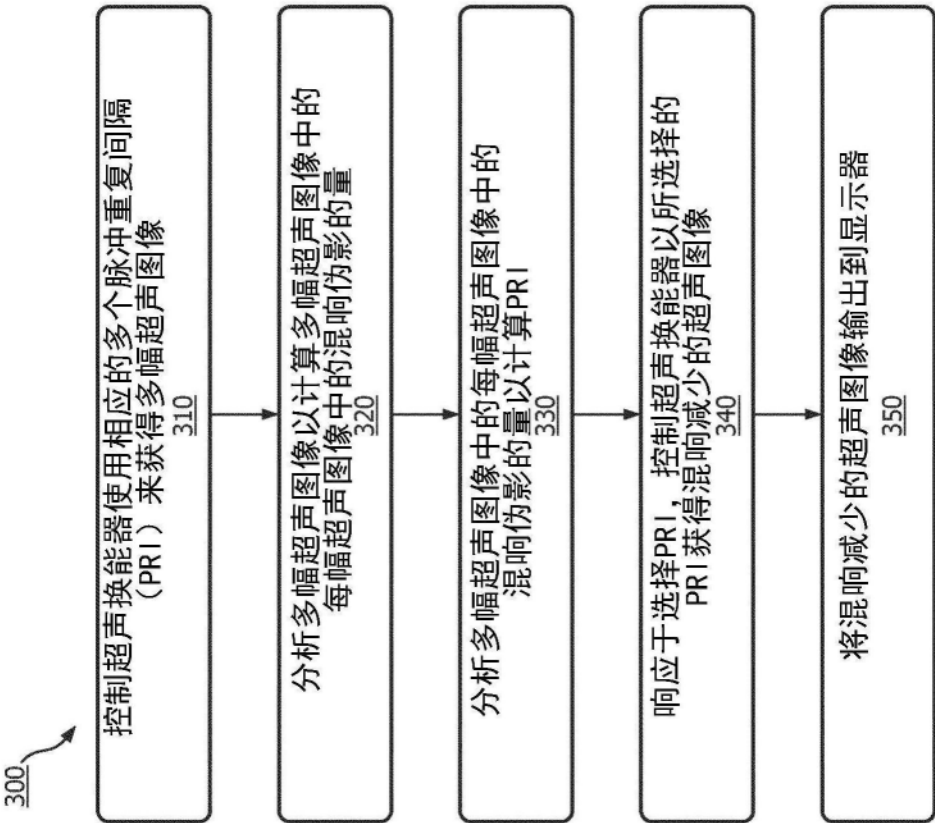


图4

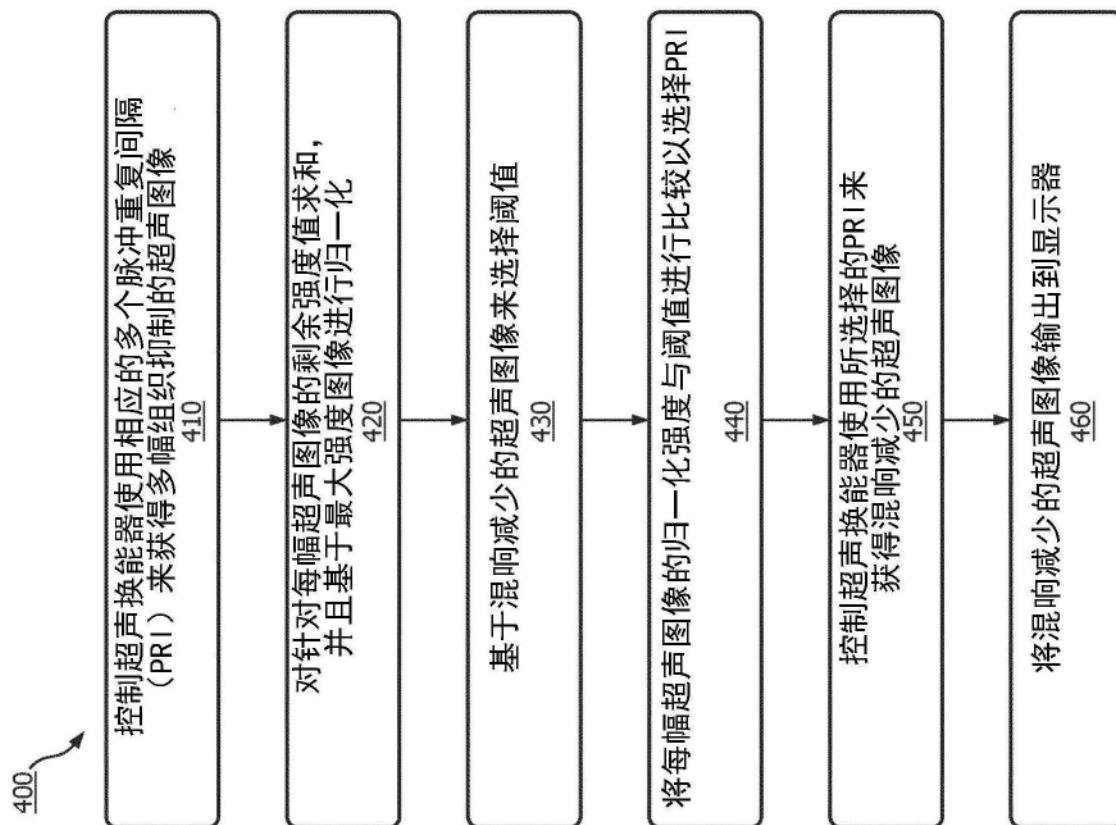


图5

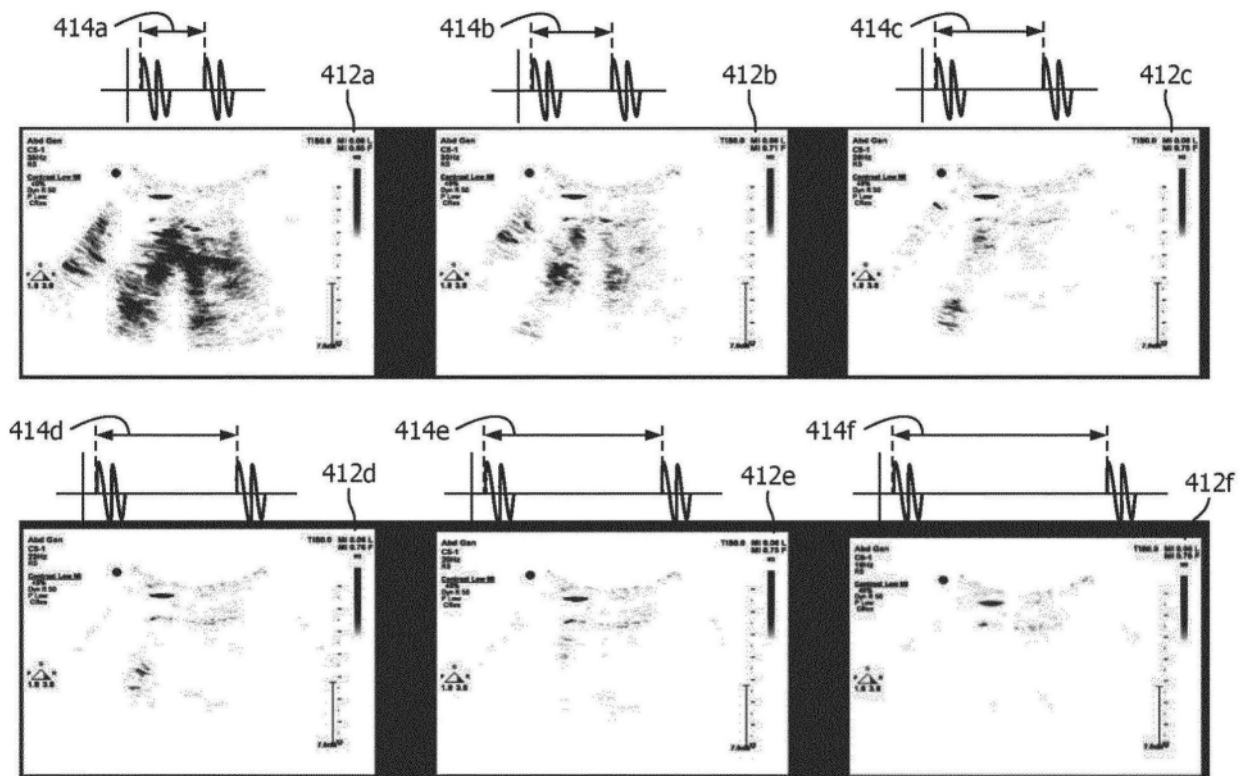


图6

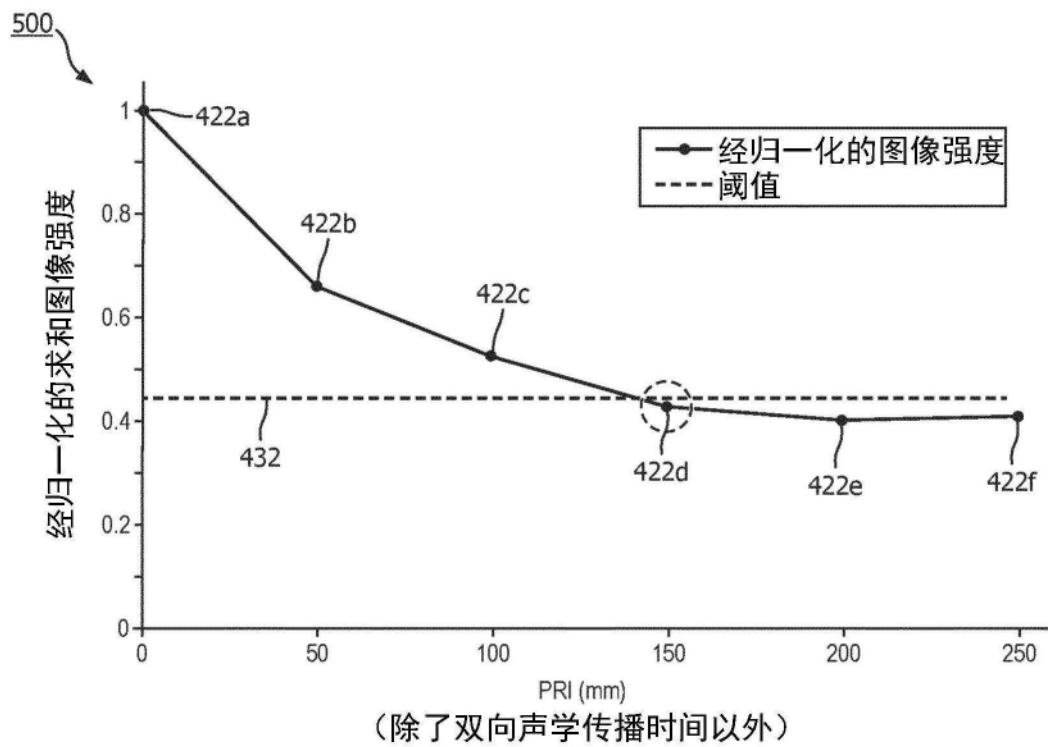


图7

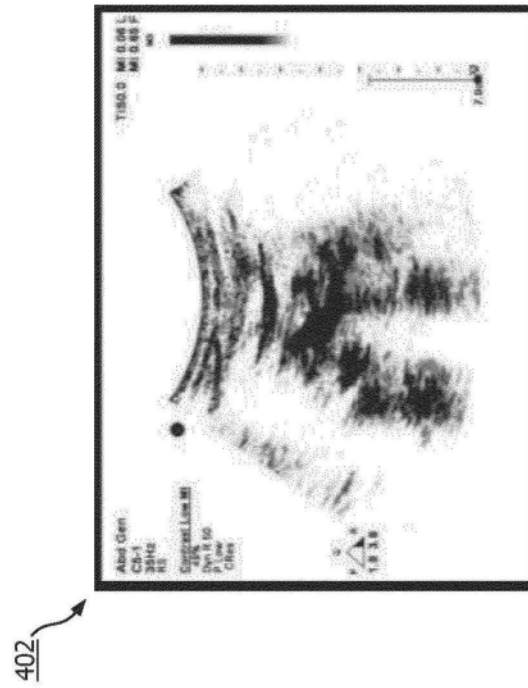


图8A

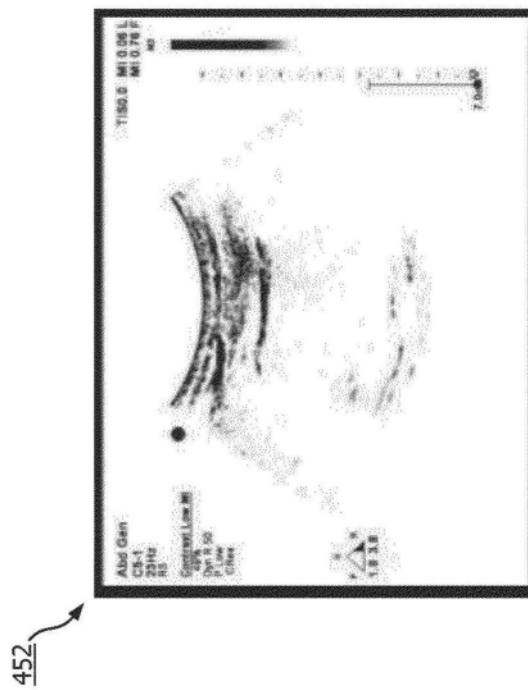


图8B

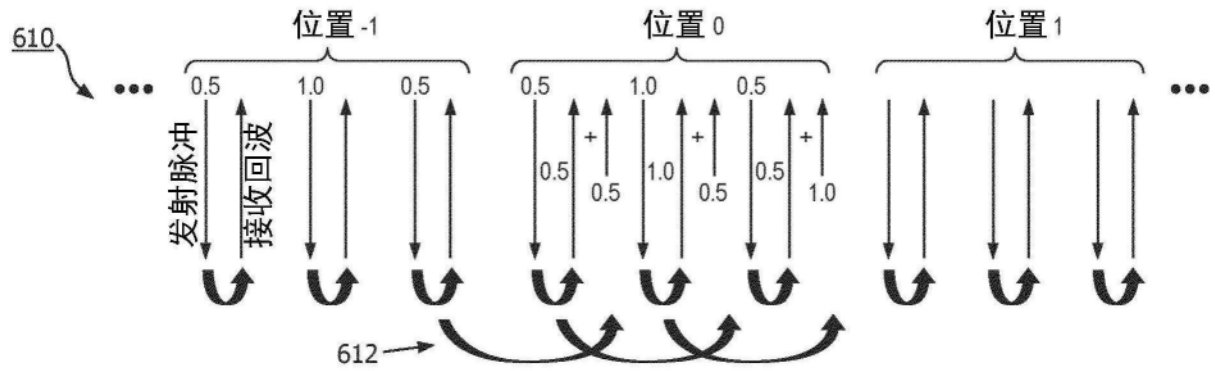


图9

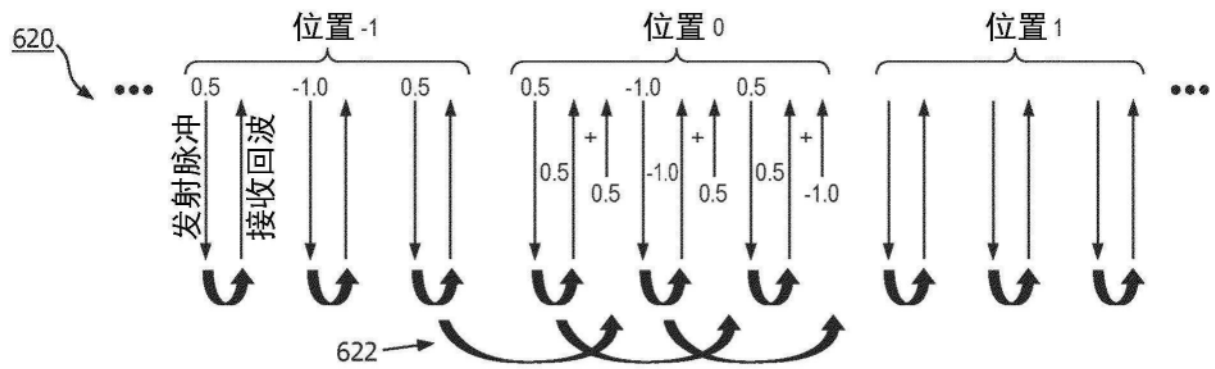


图10

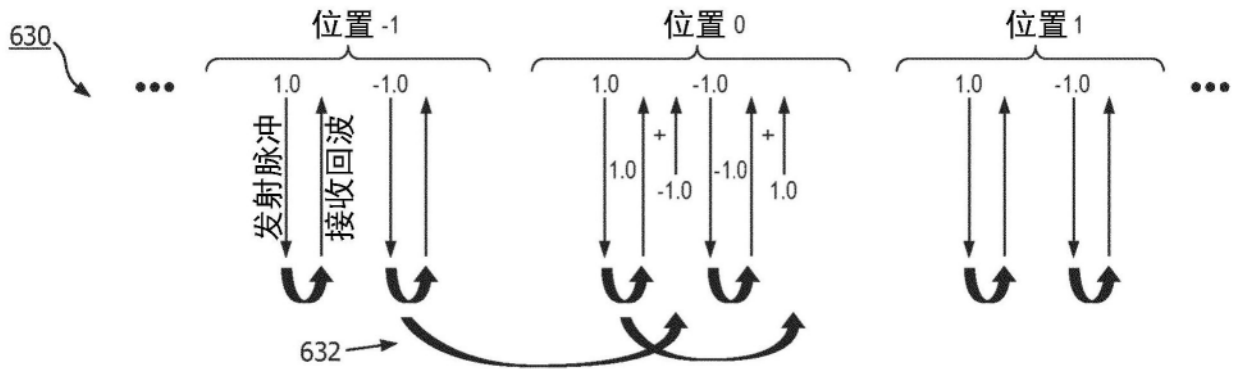


图11

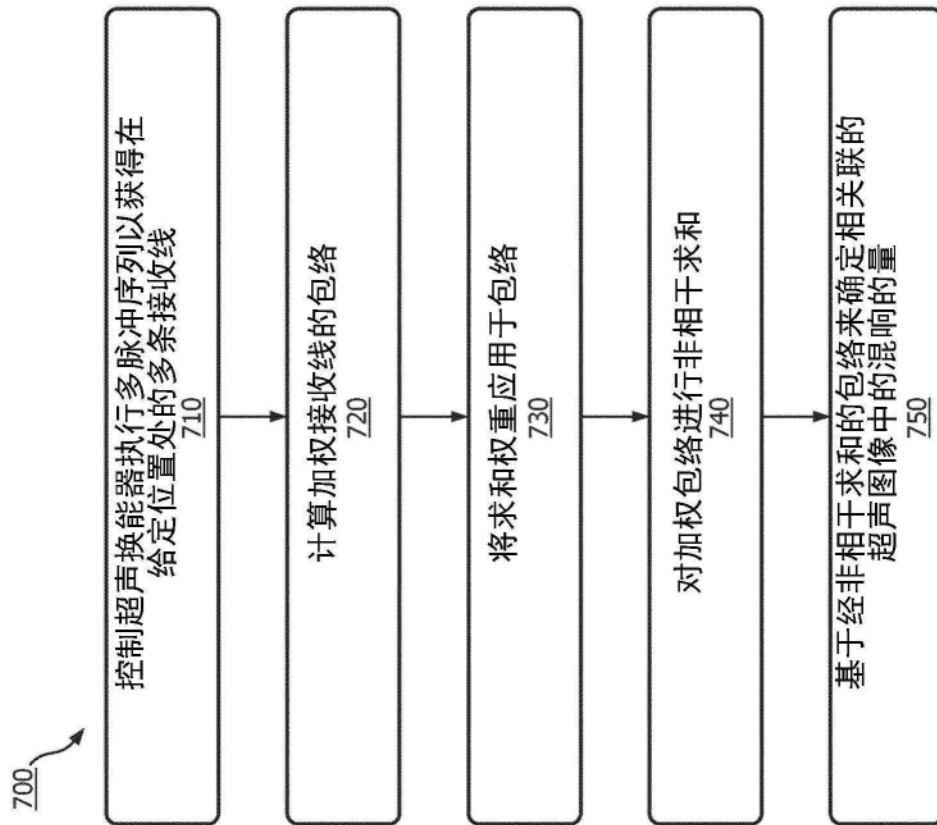


图12

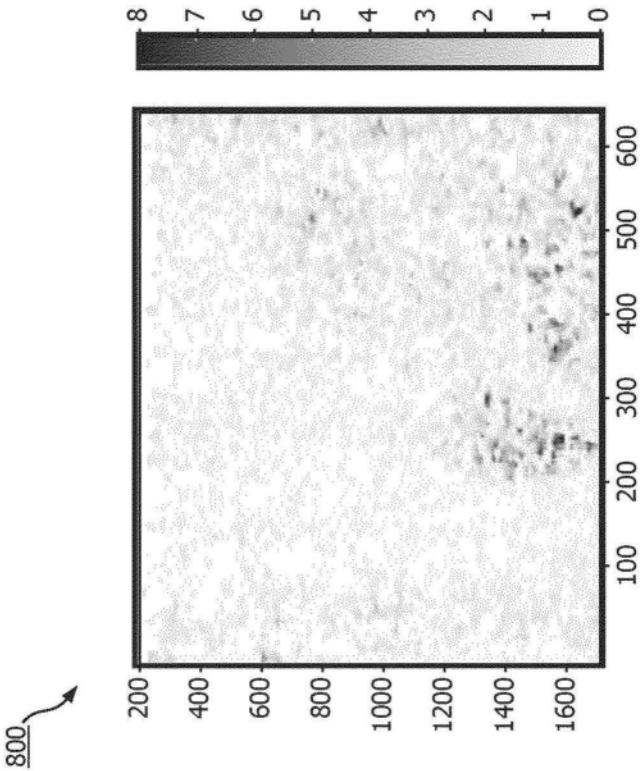


图13

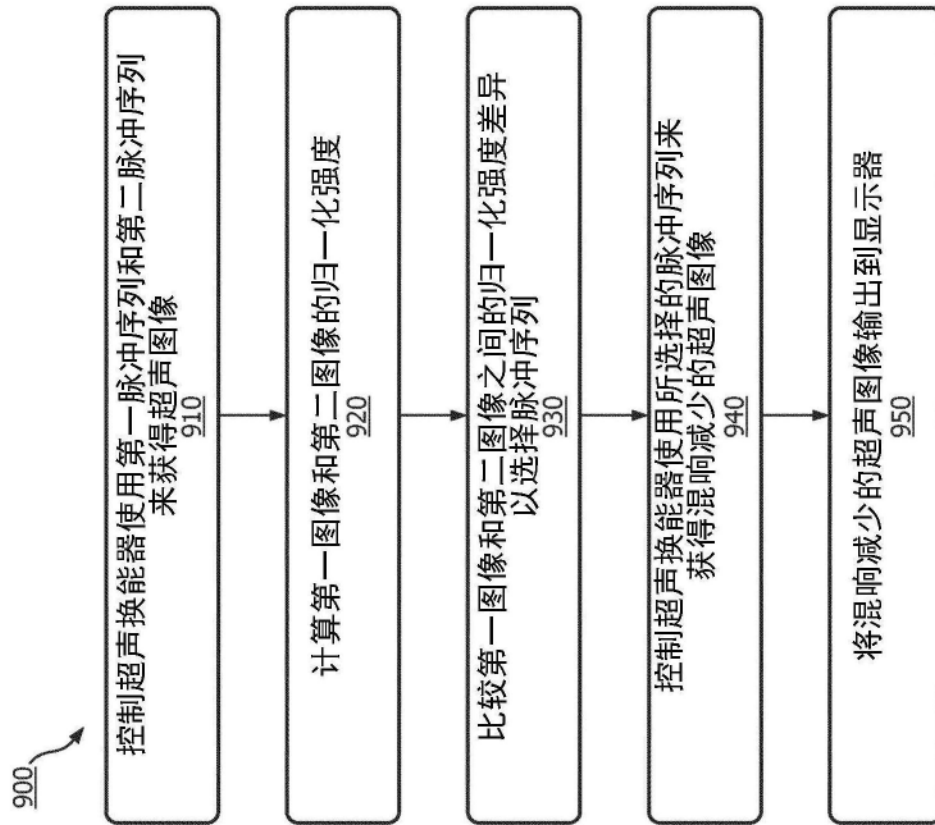


图14