



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110891492 A

(43)申请公布日 2020.03.17

(21)申请号 201880047139.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.06.13

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17180090.7 2017.07.06 EP

62/520,174 2017.06.15 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

G10K 11/34(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/065720 2018.06.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/229159 EN 2018.12.20

(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 F·G·G·M·维尼翁 J·S·沈

黄圣文 J-L·F-M·罗伯特

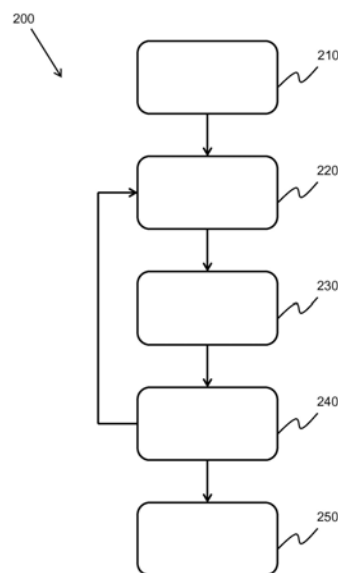
权利要求书4页 说明书16页 附图14页

(54)发明名称

用于处理超声图像的方法和系统

(57)摘要

本发明提供了用于生成超声图像的方法和系统。在方法中,超声图像的生成包括:获得通道数据,所述通道数据定义被成像点的集合;对于每个被成像点:隔离所述通道数据,对所隔离的通道数据执行空间频谱估计,并且选择性地衰减空间频谱估计通道数据,从而生成经滤波的通道数据;并且对所述经滤波的通道数据进行求和,从而形成经滤波的超声图像。在一些示例中,所述方法包括孔径外推。所述孔径外推提高了所述超声图像的横向分辨率。在其他示例中,所述方法包括发射外推。所述发射外推提高了图像的对比如度。另外,所述发射外推还提高了帧速率并减少了所述超声图像中的运动伪影。在另外的示例中,所述孔径外推和所述发射外推可以被组合。



1. 一种用于在超声图像 (260) 中执行离轴杂波滤波的方法 (200), 所述方法包括:
从超声探头 (10) 获得 (210) 通道数据, 所述通道数据定义被成像点的集合, 其中, 所述超声探头包括换能器元件 (110) 的阵列 (100);
对于感兴趣区域中的每个被成像点:
隔离 (220) 与所述被成像点相关联的所述通道数据;
执行 (230) 对所隔离的通道数据的空间频谱估计, 以识别所隔离的通道数据的一个或多个空间频率分量; 并且
基于所述空间频谱估计, 通过衰减系数的方式来选择性地衰减 (240) 所隔离的通道数据的所述一个或多个空间频率分量, 从而生成经滤波的通道数据; 并且
对与被成像点的所述集合中的每个被成像点相关联的所述经滤波的通道数据进行求和 (250), 从而生成经滤波的超声图像 (280)。
2. 如权利要求1所述的方法 (200), 其中, 对所述通道数据的所述隔离 (220) 包括处理所述被成像点的多个观测值。
3. 如权利要求1至2中的任一项所述的方法 (200), 其中, 所述空间频谱估计包括: 将所述通道数据分解成复指数的有限和。
4. 如权利要求3所述的方法 (200), 其中, 所述复指数包括:
第一模型参数; 以及
第二模型参数。
5. 如权利要求4所述的方法 (200), 其中, 所述第一模型参数是复数。
6. 如权利要求4至5中的任一项所述的方法 (200), 其中, 所述第二模型参数与所述超声探头 (10) 的邻近换能器元件 (110) 之间的距离成反比。
7. 如权利要求4至6中的任一项所述的方法 (200), 其中, 所述第一模型参数和所述第二模型参数是通过空间频谱估计的方式来估计的。
8. 如任一前述权利要求所述的方法 (200), 其中, 所述衰减系数是高斯的。
9. 如任一前述权利要求所述的方法 (200), 其中, 所述衰减系数是依赖于深度的。
10. 如权利要求4至9中的任一项所述的方法 (200), 其中, 所述衰减系数取决于所述第二模型参数。
11. 如任一前述权利要求所述的方法 (200), 其中, 所述衰减系数适于将所述通道数据衰减至接收波束图案的宽度的一半。
12. 如任一前述权利要求所述的方法 (200), 其中, 所述空间频谱估计基于自回归模型。
13. 一种包括计算机程序代码单元的计算机程序, 当所述计算机程序在计算机上运行时, 所述计算机程序代码单元适于实施如任一前述权利要求所述的方法 (200)。
14. 一种用于控制对超声图像 (260) 中的离轴杂波进行滤波的控制器, 其中, 所述控制器适于:
从超声探头 (10) 获得 (210) 通道数据, 所述通道数据定义被成像点的集合;
对于感兴趣区域中的每个被成像点:
隔离 (220) 与所述被成像点相关联的所述通道数据;
执行 (230) 对所隔离的通道数据的空间频谱估计, 以识别所隔离的通道数据的一个或多个空间频率分量; 并且

基于所述空间频谱估计,通过衰减系数的方式来选择性地衰减(240)所隔离的通道数据的所述一个或多个空间频率分量,从而生成经滤波的通道数据;并且

对与被成像点的所述集合中的每个被成像点相关联的所述经滤波的通道数据进行求和(250),从而生成经滤波的超声图像(280)。

15.一种超声系统,所述系统包括:

超声探头(10),所述超声探头包括换能器元件(110)的阵列(100);

如权利要求14所述的控制器;以及

显示设备(40),其用于显示所述经滤波的超声图像(280)。

16.一种用于生成超声图像(510、520、580、600、620)的方法(300),所述方法包括:

通过超声探头(10)获得(310)通道数据;

对于所述通道数据的每个通道,基于所述通道数据的轴向成像深度来分割(320)所述通道数据;

对于所分割的通道数据的每个分割部分:

基于所分割的通道数据来估计(330)外推滤波器,所述外推滤波器具有滤波器阶数;并且

基于所述外推滤波器,通过外推因子对所分割的通道数据进行外推(340),从而生成经外推的通道数据;并且

将所有分割部分上的所述经外推的通道数据进行求和(350),从而生成所述超声图像。

17.如权利要求16所述的方法(300),还包括:

对于所述通道数据的每个轴向分割部分,对所述通道数据的轴向分割部分应用(420)傅里叶变换;并且

对所述经外推的通道数据执行(440)傅立叶逆变换。

18.如权利要求16或17所述的方法(300),其中,所述轴向分割部分的深度小于4个波长。

19.如权利要求16至18中的任一项所述的方法(300),其中,所述外推因子小于或等于 $10x$ 。

20.如权利要求16至19中的任一项所述的方法(300),其中,对所述外推滤波器的所述估计是使用自回归模型来执行的。

21.如权利要求16至19中的任一项所述的方法(300),其中,对所述外推滤波器的所述估计是使用Burg技术来执行的。

22.如权利要求16至21中的任一项所述的方法(300),其中,所述滤波器阶数小于或等于5。

23.如权利要求16至22中的任一项所述的方法(300),其中,所述外推在孔径域中在方位方向上发生。

24.一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码单元适于实施如权利要求16至23中的任一项所述的方法(300)。

25.一种用于控制超声图像(510、520、580、600、620)的生成的控制器,其中,所述控制器适于:

通过超声探头(10)获得(310)通道数据;

对于所述通道数据的每个通道,基于所述通道数据的轴向成像深度来分割(320)所述通道数据;

对于所分割的通道数据的每个分割部分:

基于所分割的通道数据来估计(330)外推滤波器,所述外推滤波器具有滤波器阶数;并且

基于所述外推滤波器,通过外推因子对所分割的通道数据进行外推(340),从而生成经外推的通道数据;并且

将所有分割部分上的所述经外推的通道数据进行求和(350),从而生成所述超声图像。

26.如权利要求25所述的超声系统,所述系统包括:

超声探头(10),所述超声探头包括换能器元件(110)的阵列(100);

如权利要求25所述的控制器;以及

显示设备(40),其用于显示所述超声图像(510、520、580、600、620)。

27.如权利要求26所述的系统,还包括:具有用户输入的用户接口(38)。

28.如权利要求27所述的系统,其中,所述用户输入适于调节所述轴向分割部分的轴向深度。

29.如权利要求27或28所述的系统,其中,所述用户输入适于改变所述外推因子。

30.如权利要求27至29中的任一项所述的系统,其中,所述用户输入适于改变所述滤波器阶数。

31.一种用于生成超声图像(758、780、810、840)的方法(700),所述方法包括:

通过超声探头(10)获得(710)波束求和数据,其中,所述波束求和数据包括多个转向角(752);

对于所述波束求和数据的每个转向角,基于通道数据的轴向成像深度来分割(720)所述波束求和数据;

对于所分割的波束求和数据的每个分割部分:

基于所分割的波束求和数据来估计(730)外推滤波器,所述外推滤波器具有滤波器阶数;并且

基于所述外推滤波器,通过外推因子对所分割的波束求和数据进行外推(740),从而生成经外推的波束求和数据;并且

将所有分割部分上的所述经外推的波束求和数据进行相干复合(750、756),从而生成所述超声图像。

32.如权利要求31所述的方法(700),还包括:

对于所述波束求和数据的每个轴向分割部分,对所述波束求和数据的轴向分割部分应用傅立叶变换;并且

对所述经外推的波束求和数据执行傅立叶逆变换。

33.如权利要求31或32所述的方法(700),其中,所述波束求和数据是通过平面波成像和发散波成像中的至少一个获得的。

34.如权利要求31至33中的任一项所述的方法(700),其中,所述轴向分割部分的深度小于4个波长。

35.如权利要求31至34中的任一项所述的方法(700),其中,所述多个转向角(752)包括

小于20个的角。

36. 如权利要求31至35中的任一项所述的方法(700), 其中, 所述滤波器阶数小于或等于转向角的数量的一半。

37. 如权利要求31至36中的任一项所述的方法(700), 其中, 所述外推因子小于或等于 $10x$ 。

38. 如权利要求31至37中的任一项所述的方法(700), 其中, 对所述外推滤波器的所述估计是使用自回归模型来执行的。

39. 如权利要求31至37中的任一项所述的方法(700), 其中, 对所述外推滤波器的所述估计是使用Burg技术来执行的。

40. 如权利要求31至39中的任一项所述的方法(700), 其中, 所述外推在发射方向上发生。

41. 一种包括计算机程序代码单元的计算机程序, 当所述计算机程序在计算机上运行时, 所述计算机程序代码单元适于实施如权利要求31至40中的任一项所述的方法(700)。

42. 一种用于控制超声图像(758、780、810、840)的生成的控制器, 其中, 所述控制器适于:

通过超声探头(10)获得(710)波束求和数据, 其中, 所述波束求和数据包括多个转向角(752);

对于所述波束求和数据的每个转向角, 基于所述波束求和数据的轴向深度来分割(720)所述波束求和数据;

对于所分割的波束求和数据的每个分割部分:

基于所分割的波束求和数据来估计(730)外推滤波器, 所述外推滤波器具有滤波器阶数; 并且

基于所述外推滤波器, 通过外推因子对所分割的波束求和数据进行外推(740), 从而生成经外推的波束求和数据; 并且

将所有分割部分上的所述经外推的波束求和数据进行相干复合(750、756), 从而生成所述超声图像。

43. 一种超声系统, 所述系统包括:

超声探头(10);

如权利要求42所述的控制器; 以及

显示设备(40), 其用于显示所述超声图像(756、780、810、840)。

44. 如权利要求43所述的系统, 还包括具有用户输入的用户接口(38)。

45. 如权利要求43所述的系统, 其中, 所述用户输入适于调节以下各项中的至少一项:

轴向分割部分的轴向深度;

所述外推因子; 以及

所述滤波器阶数。

用于处理超声图像的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,并且更具体地涉及超声图像滤波领域。

背景技术

[0002] 超声成像正越来越多地用于各种不同的应用中。重要的是,超声系统产生的图像应尽可能清晰准确,以使用户对被扫描对象进行真实解读。当所讨论的对象是正在接受医学超声扫描的患者时,尤其如此。在这种情况下,医生做出准确诊断的能力取决于由超声系统产生的图像的质量。

[0003] 离轴杂波是超声图像质量下降的重要原因。诸如最小方差(MV)波束形成之类的自适应波束形成技术已被开发出并被应用于超声成像以提高图像质量。然而,由于图像的每个像素都需要对空间协方差矩阵的求逆,因此MV波束形成的计算量很大。另外,尽管MV波束形成主要是为提高空间分辨率而开发的并且对于减少离轴杂波并不是很理想,但通常仍然需要通过减小子阵列的尺寸来牺牲MV波束形成在提高空间分辨率方面的性能。否则,由于信号消除,图像伪影可能会出现在散斑中。

[0004] 已经提出了自适应加权技术(例如:相干因子(CF)、广义相干因子(GCF)、相位相干因子(PCF)以及短滞后空间相干性(SLSC)),但是这些技术都需要访问每个通道的数据以计算要应用于图像的加权掩膜。另外,这些方法仅适用于利用聚焦发射波束的常规成像,而不适用于仅涉及少量发射的平面波成像(PWI)或发散波成像(DWI)。

[0005] 另外,超声图像中的空间分辨率(特别是横向分辨率)通常不是最优的。焦深处的一6dB的横向波束宽度由以下公式来确定:

$$[0006] \quad -6 \text{ dB波束宽度}_{\text{横向}} = \frac{\lambda z}{D}$$

[0007] 其中, λ 是波长, z 是发射焦深,并且 D 是孔径尺寸。波长越小(或中心频率越高),横向分辨率就越好;然而,获得更小的波长是以穿透深度为代价的。另一方面,需要更大的孔径尺寸 D 以实现更好的横向分辨率;然而,孔径尺寸通常受到人体解剖结构、硬件考量和系统成本的限制。

[0008] 自适应波束形成技术(例如,前面提到的最小方差(MV)波束形成)一直是研究热点。这些方法是依赖于数据的波束形成方法,其试图自适应地估计切趾函数,从而产生超出衍射极限的横向分辨率。

[0009] 除了标准超声成像技术以外,在相控阵的情况下,平面波成像(PWI)或发散波成像(DWI)是相对较新的成像技术,其有可能以高于1kHz的非常高(并且可能为若干kHz)的帧速率进行成像。这些技术还为不同的应用开辟了许多新的可能的成像模式,这在以前利用常规的聚焦发射波束的情况下是无法实现的。为此,这些技术已经成为近年来学术界研究中最活跃的主题。

[0010] PWI/DWI能够通过将从不同角度的宽发射波束获得的图像进行相干复合来实现高帧速率。由于通常已知PWI/DWI中的空间分辨率仅比利用聚焦发射波束的常规成像稍差或

与之相当,因此PWI/DWI的主要缺点是图像对比度下降,这直接与发射角度的数量有关。在PWI/DWI中,当发射角度的数量较少时,图像对比度通常较低;因此,需要许多发射角度来维持与利用聚焦发射波束的常规成像的图像质量相当的图像质量。

[0011] PWI/DWI还遭受运动伪影的影响,当对诸如心脏之类的快速移动的器官进行成像时,尤其如此,这是因为各个图像像素是根据来自不同的发射波束的信号构建的。随着发射角度的数量的增加,运动的影响变得更加严重。因此,PWI/DWI系统中的难题很明显:需要更多的发射角度以获得高图像对比度,但同时也会导致产生更多的运动伪影,从而降低图像质量。

[0012] 另外,不管发射角度的数量如何,PWI/DWI都不会减少混响杂波,混响杂波是基波B模式超声图像中图像质量下降的主要来源之一。

[0013] 文献US 2005/033165A1描述了用于在超声成像中自适应抑制光栅波瓣的技术,其中,根据对过多的光栅波瓣能量的检测来改变对接收到的超声数据的处理。特别地,根据任何检测到的光栅波瓣能量来调制接收波束形成器中的各个换能器元件的增益。

[0014] 另一方面,在US 2014/316274A1中,公开了一种杂波滤波方法,该方法包括:将超声信号发送到目标,接收从目标反射的反射信号,对构成反射信号的多个多普勒信号执行奇异值分解(SVD),根据执行SVD的结果将目标的表示分成多个区域,根据不同的方法确定多个区域的截止频率,并且通过使用所确定的截止频率对多个区域执行杂波滤波。

[0015] 因此,需要一种无需大量额外硬件即可在超声系统内执行离轴杂波滤波的手段。另外,需要一种无需大量额外硬件即可提高超声图像的空间分辨率的手段。还需要一种无需大量额外硬件即可提高超声系统中的图像对比度的手段。

发明内容

[0016] 本发明由权利要求来限定。

[0017] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于在超声图像中执行离轴杂波滤波的方法,所述方法包括:

[0018] 从超声探头获得通道数据,所述通道数据定义被成像点的集合,其中,所述超声探头包括换能器元件的阵列;

[0019] 对于感兴趣区域中的每个被成像点:

[0020] 隔离与所述被成像点相关联的所述通道数据;

[0021] 执行对所隔离的通道数据的空间频谱估计,以识别所隔离的通道数据的一个或多个空间频率分量;并且

[0022] 基于所述空间频谱估计,通过衰减系数的方式来选择性地衰减所隔离的通道数据的所述一个或多个空间频率分量,从而生成经滤波的通道数据;并且

[0023] 对与被成像点的所述集合中的每个被成像点相关联的所述经滤波的通道数据进行求和,从而生成经滤波的超声图像。

[0024] 该方法在超声图像中执行离轴杂波滤波。通过执行对通道数据的空间频谱估计,能够识别所隔离的通道数据的频率内容(即,一个或多个空间频率分量)。通常,离轴杂波信号将具有高空间频率,这可以在对通道数据的空间频谱估计中识别出。以这种方式,能够选择性地衰减具有高空间频率的信号,从而减少和/或消除最终的超声图像中的离轴杂波信

号。

[0025] 图像点的集合中的每个被成像点优选是通道数据的轴向分割部分。

[0026] 优选地,对通道数据的隔离基于通道数据的轴向成像深度。

[0027] 在实施例中,对所述通道数据的所述隔离包括处理所述被成像点的多个观测值。

[0028] 以这种方式,能够对已经在多个测量结果上平均化的通道数据执行空间频谱估计。以这种方式,提高了通道数据的准确性以及最终的超声图像的准确性。

[0029] 在布置中,所述空间频谱估计包括:将所述通道数据分解成复指数的有限和。

[0030] 通过将通道数据分解成复指数的有限和,可以轻松识别出具有高空间频率的分量,从而更容易衰减超声图像中的离轴杂波信号。

[0031] 在另外的布置中,所述复指数包括:

[0032] 第一模型参数;以及

[0033] 第二模型参数。

[0034] 在另外的实施例中,所述第一模型参数是复数。

[0035] 在又另外的实施例中,所述第二模型参数与所述超声探头的邻近换能器元件之间的距离成反比。

[0036] 第一模型参数和第二模型参数可以用于描述通道数据的性质。在第一模型参数是复数的情况下,虚部与信号的相位有关,而模数(其可以是正实数)涉及信号的幅度。第二模型参数可以涉及信号的空间频率。

[0037] 在更另外的布置中,所述第一模型参数和所述第二模型参数是通过空间频谱估计的方式来估计的。

[0038] 在某些设计中,所述衰减系数是高斯的。

[0039] 以这种方式,对于接近较高空间频率的信号实施衰减很简单。可以通过改变所使用的高斯的宽度来调谐滤波的积极性。

[0040] 在实施例中,所述衰减系数是依赖于深度的。

[0041] 通过使衰减系数依赖于深度,能够控制针对不同深度的离轴杂波信号滤波的量。

[0042] 在布置中,所述衰减系数取决于所述第二模型参数。

[0043] 以这种方式,衰减系数可以直接取决于信号的空间频率,这意味着衰减系数可以基于个体而针对信号得到调整,而无需来自用户的输入。

[0044] 在一些实施例中,所述衰减系数适于将所述通道数据衰减至接收波束图案的宽度的一半。

[0045] 以这种方式,既能够提高横向分辨率,又能够减少经滤波的超声图像中的离轴杂波。

[0046] 在一些布置中,所述空间频谱估计基于自回归模型。

[0047] 根据本发明的另外的方面的示例,提供了一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码单元适于实施如上所述的方法。

[0048] 根据本发明的另外的方面的示例,提供了一种用于控制对超声图像中的离轴杂波进行滤波的控制器,其中,所述控制器适于:

[0049] 从超声探头获得通道数据,所述通道数据定义被成像点的集合;

- [0050] 对于感兴趣区域中的每个被成像点：
- [0051] 隔离与所述被成像点相关联的所述通道数据；
- [0052] 执行对所隔离的通道数据的空间频谱估计，以识别所隔离的通道数据的一个或多个空间频率分量；并且
- [0053] 基于所述空间频谱估计，通过衰减系数的方式来选择性地衰减所隔离的通道数据的所述一个或多个空间频率分量，从而生成经滤波的通道数据；并且
- [0054] 对与被成像点的所述集合中的每个被成像点相关联的所述经滤波的通道数据进行求和，从而生成经滤波的超声图像。
- [0055] 根据本发明的另外的方面的示例，提供了一种超声系统，所述系统包括：
- [0056] 超声探头，所述超声探头包括换能器元件的阵列；
- [0057] 如上所述的控制器；以及
- [0058] 显示设备，其用于显示所述经滤波的超声图像。
- [0059] 根据本发明的另外的方面的示例，提供了一种用于生成超声图像的方法，所述方法包括：
- [0060] 通过超声探头获得通道数据；
- [0061] 对于所述通道数据的每个通道，基于所述通道数据的轴向成像深度来分割所述通道数据；
- [0062] 对于所分割的通道数据的每个分割部分：
- [0063] 基于所分割的通道数据来估计外推滤波器，所述外推滤波器具有滤波器阶数；并且
- [0064] 基于所述外推滤波器，通过外推因子对所分割的通道数据进行外推，从而生成经外推的通道数据；并且
- [0065] 将所有分割部分上的所述经外推的通道数据进行求和，从而生成所述超声图像。
- [0066] 该方法对通道数据执行孔径外推，从而提高了超声图像的横向分辨率。通过基于所分割的通道数据估计外推滤波器，外推滤波器可以直接对应于通道数据。以这种方式，提高了对所分割的通道数据执行外推的准确性。换句话说，该方法通过外推现有的通道数据来预测来自超声探头内的在物理上不存在的换能器元件的通道数据。
- [0067] 在实施例中，所述方法还包括：
- [0068] 对于所述通道数据的每个轴向分割部分，对所述通道数据的轴向分割部分应用傅里叶变换；并且
- [0069] 对所述经外推的通道数据执行傅立叶逆变换。
- [0070] 通过在时间频率域中执行对所分割的通道数据的外推，可以进一步提高经外推的通道数据的准确性。
- [0071] 在布置中，所述轴向分割部分的深度小于4个波长，例如小于或等于2个波长。
- [0072] 以这种方式，可以提高系统的性能（其在很大程度上取决于要被外推的通道数据的分割部分的数量），同时维持提高图像的横向分辨率，该横向分辨率与轴向分割部分的尺寸成反比。
- [0073] 在实施例中，所述外推因子小于或等于10x，例如小于或等于8x。
- [0074] 以这种方式，能够在保持图像内的散斑纹理的同时实现超声图像的横向分辨率的

显著提高。

[0075] 在一些设计中,对所述外推滤波器的所述估计是使用自回归模型来执行的。

[0076] 在布置中,对所述外推滤波器的所述估计是使用Burg技术来执行的。

[0077] 以这种方式,可以轻松地估计外推滤波器,而无需大量的处理能力。

[0078] 在一些实施例中,所述滤波器阶数小于或等于5,例如小于或等于4。

[0079] 以这种方式,能够在保持图像内的散斑纹理的同时实现超声图像的横向分辨率的显著提高。

[0080] 在实施例中,所述外推在孔径域中在方位方向上发生。

[0081] 根据本发明的另外的方面的示例,提供了一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码单元适于实施如上所述的方法。

[0082] 根据本发明的另外的方面的示例,提供了一种用于控制超声图像的生成的控制器,其中,所述控制器适于:

[0083] 通过超声探头获得通道数据;

[0084] 对于所述通道数据的每个通道,基于所述通道数据的轴向成像深度来分割所述通道数据;

[0085] 对于所分割的通道数据的每个分割部分:

[0086] 基于所分割的通道数据来估计外推滤波器,所述外推滤波器具有滤波器阶数;并且

[0087] 基于所述外推滤波器,通过外推因子对所分割的通道数据进行外推,从而生成经外推的通道数据;并且

[0088] 将所有分割部分上的所述经外推的通道数据进行求和,从而生成所述超声图像。

[0089] 根据本发明的另外的方面的示例,提供了一种超声系统,所述系统包括:

[0090] 超声探头;

[0091] 如上所述的控制器;以及

[0092] 显示设备,其用于显示所述超声图像。

[0093] 在实施例中,所述系统还包括:具有用户输入的用户接口。

[0094] 以这种方式,用户能够向超声系统提供指令。

[0095] 在布置中,所述用户输入适于调节所述轴向分割部分的轴向深度。

[0096] 在另外的布置中,所述用户输入适于改变所述外推因子。

[0097] 在又另外的布置中,所述用户输入适于改变所述滤波器阶数。

[0098] 以这种方式,用户可以根据他们的主观意见来凭经验调整外推方法的各种参数,以便使图像质量最大化。

[0099] 根据本发明又一方面的示例,提供了一种用于生成超声图像的方法,所述方法包括:

[0100] 通过超声探头获得波束求和数据,其中,所述波束求和数据包括多个转向角;

[0101] 对于所述波束求和数据的每个转向角,基于通道数据的轴向成像深度来分割所述波束求和数据;

[0102] 对于所分割的波束求和数据的每个分割部分:

[0103] 基于所分割的波束求和数据来估计外推滤波器,所述外推滤波器具有滤波器阶数;并且

[0104] 基于所述外推滤波器,通过外推因子对所分割的波束求和数据进行外推,从而生成经外推的波束求和数据;并且

[0105] 将所有分割部分上的所述经外推的波束求和数据进行相干复合,从而生成所述超声图像。

[0106] 该方法对波束求和数据执行发射外推,从而提高了超声图像的对比度。波束求和数据对应于在感兴趣点上重叠的若干发射波束的跨孔径求和数据。另外,该方法通过以较少的实际发射事件保持对比度和分辨率来提高超声图像的帧速率并减少最终的超声图像中的运动伪影。通过基于分割的波束求和数据估计外推滤波器,外推滤波器可以直接对应于波束求和数据。以这种方式,提高了对分割的波束求和数据执行外推的准确性。换句话说,该方法通过外推预测了来自用于获得最初的波束求和数据的角度范围之外的发射角度的波束求和数据。

[0107] 在实施例中,所述方法还包括:

[0108] 对于所述波束求和数据的每个轴向分割部分,对所述波束求和数据的轴向分割部分应用傅立叶变换;并且

[0109] 对所述经外推的波束求和数据执行傅立叶逆变换。

[0110] 通过在时间频率域中执行对分割的波束求和数据的外推,可以进一步提高经外推的波束求和数据的准确性。

[0111] 在布置中,所述波束求和数据是通过平面波成像和发散波成像中的至少一个获得的。

[0112] 以这种方式,能够产生具有提高的图像对比度和帧速率的超快速超声成像方法。

[0113] 在一些实施例中,所述轴向分割部分的深度小于4个波长,例如小于或等于2个波长。

[0114] 以这种方式,可以提高系统的性能(其在很大程度上取决于要被外推的波束求和数据的分割部分的数量),同时维持提高图像质量,该图像质量与轴向分割部分的尺寸成反比。

[0115] 在一些布置中,所述多个转向角包括小于20个的角,例如小于或等于10个角。

[0116] 以这种方式,由于要处理的转向角较少,因此可以提高超声系统的计算性能,同时可以维持最终的超声图像的细节,该细节与所使用的转向角的数量成比例。

[0117] 在一些设计中,所述滤波器阶数小于或等于转向角的数量的一半。

[0118] 在实施例中,所述外推因子小于或等于 $10x$,例如小于或等于 $8x$ 。

[0119] 以这种方式,能够在保持图像内的散斑纹理的同时实现超声图像的对比度分辨率的显著提高。

[0120] 在布置中,对所述外推滤波器的所述估计是使用自回归模型来执行的。

[0121] 在实施例中,对所述外推滤波器的所述估计是使用Burg技术来执行的。

[0122] 以这种方式,可以轻松地估计外推滤波器,而无需大量的处理能力。

[0123] 在布置中,所述外推在发射方向上发生。

[0124] 根据本发明的另外的方面的示例,提供了一种包括计算机程序代码单元的计算机

程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码单元适于实施如上所述的方法。

[0125] 根据本发明的另外的方面的示例,提供了一种用于控制超声图像的生成的控制器,其中,所述控制器适于:

[0126] 通过超声探头获得波束求和数据,其中,所述波束求和数据包括多个转向角;

[0127] 对于所述波束求和数据的每个转向角,基于所述波束求和数据的轴向深度来分割所述波束求和数据;

[0128] 对于所分割的波束求和数据的每个分割部分:

[0129] 基于所分割的波束求和数据来估计外推滤波器,所述外推滤波器具有滤波器阶数;并且

[0130] 基于所述外推滤波器,通过外推因子对所分割的波束求和数据进行外推,从而生成经外推的波束求和数据;并且

[0131] 将所有分割部分上的所述经外推的波束求和数据进行相干复合,从而生成所述超声图像。

[0132] 根据本发明的另外的方面的示例,提供了一种超声系统,所述系统包括:

[0133] 超声探头;

[0134] 如上所述的控制器;以及

[0135] 显示设备,其用于显示高对比度超声图像。

[0136] 在实施例中,所述系统还包括具有用户输入的用户接口。

[0137] 以这种方式,用户能够向超声系统提供指令。

[0138] 在另外的实施例中,所述用户输入适于调节以下各项中的至少一项:轴向分割部分的轴向深度;所述外推因子;以及所述滤波器阶数。

[0139] 以这种方式,用户可以根据他们的主观意见来凭经验调整外推方法的各种参数,以便使图像质量最大化。

附图说明

[0140] 现在将参考附图来详细描述本发明的示例,在附图中:

[0141] 图1示出了用于说明总体操作的超声诊断成像系统;

[0142] 图2示出了选择性地衰减超声图像的通道数据的方法;

[0143] 图3示出了图2的方法的实施方式的图示;

[0144] 图4示出了对超声图像执行孔径外推的方法;

[0145] 图5示出了图4的方法的图示;

[0146] 图6至图9示出了图4的方法的实施方式的示例;

[0147] 图10示出了对超声图像执行发射外推的方法;

[0148] 图11示出了图10的方法的图示;并且

[0149] 图12至图14示出了图10的方法的实施方式的示例。

具体实施方式

[0150] 本发明提供了用于生成超声图像的方法和系统。在方法中,超声图像的生成包括:

获得通道数据,所述通道数据定义被成像点的集合;对于每个被成像点:隔离所述通道数据,对所隔离的通道数据执行空间频谱估计,并且选择性地衰减空间频谱估计通道数据,从而生成经滤波的通道数据;并且对所述经滤波的通道数据进行求和,从而形成经滤波的超声图像。

[0151] 在一些示例中,该方法包括孔径外推。孔径外推提高了超声图像的横向分辨率。在其他示例中,该方法包括发射外推。发射外推提高了图像的对比度。另外,发射外推还提高了帧速率并减少了超声图像中的运动伪影。在另外的示例中,孔径外推和发射外推可以被组合。

[0152] 首先将参考图1来描述示例性超声诊断成像系统的总体操作,并且将重点放在系统的信号处理功能,因为本发明涉及对由换能器阵列测量的信号的处理。

[0153] 该系统包括阵列换能器探头10,阵列换能器探头10具有用于发射超声波和接收回声信息的CMUT换能器阵列100。换能器阵列100可以替代地包括由诸如PZT或PVDF之类的材料形成的压电换能器。换能器阵列100是换能器110的二维阵列,该二维阵列能够在2D平面中扫描或者在三维中扫描以进行3D成像。在另外的示例中,换能器阵列可以是1D阵列。

[0154] 换能器阵列100被耦合到探头中的微波束形成器12,该微波束形成器12控制CMUT阵列单元或压电元件对信号的接收。如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等人) 中所述,微波束形成器能够对由换能器的子阵列(或“组”或“拼片”)接收的信号进行至少部分波束形成。

[0155] 注意,微波束形成器完全是任选的。下面的示例假定没有模拟波束形成。

[0156] 微波束形成器12通过探头电缆被耦合到发射/接收(T/R)开关16,当不使用微波束形成器且由主系统的波束形成器直接操作换能器阵列时,该T/R开关16在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器20免受高能发射信号的影响。超声波束从换能器阵列10的发射由换能器控制器18来指导,该换能器控制器18通过T/R开关16被耦合到微波束形成器并且被耦合到主发射波束形成器(未示出),该换能器控制器18接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。

[0157] 由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以从换能器阵列笔直向前(垂直于换能器阵列)转向,或者以不同角度转向以获得更宽的视场。换能器控制器18能够被耦合为控制用于CMUT阵列的DC偏置控制器45。DC偏置控制器45设置被施加到CMUT单元的(一个或多个)DC偏置电压。

[0158] 在接收通道中,由微波束形成器12产生部分波束形成的信号,并且该部分波束形成的信号被耦合到主接收波束形成器20,在主接收波束形成器20中,来自换能器的各个拼片的部分波束形成的信号被组合成完整的波束形成的信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,这些通道中的每个通道接收来自数十个或数百个CMUT换能器单元或压电元件的拼片的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列的数千个换能器接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0159] 波束形成的接收信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22能够以各种方式处理接收到的回波信号,这些方式例如为带通滤波、抽取、I和Q分量分离,以及谐波信号分离(其作用是分离线性信号与非线性信号,以便使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基波频率的较高谐波)回波信号)。信号处理器还可以执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信

号复合和噪声消除。信号处理器中的带通滤波器能够是跟踪滤波器,随着从越来越深的深度接收回波信号,该跟踪滤波器的通带会从较高频带滑向较低频带,从而拒绝来自较大深度的较高频率(其中的这些频率缺乏解剖信息)的噪声。

[0160] 用于发射和用于接收的波束形成器以不同的硬件来实施并且能够具有不同的功能。当然,接收器波束形成器的设计要考虑到发射波束形成器的特性。为了简化,在图1中仅示出了接收器波束形成器12、20。在整个系统中,还将有具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0161] 微波束形成器12的功能是提供初始的信号组合,以便减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中执行。

[0162] 最终的波束形成在主波束形成器20中完成,并且通常在数字化之后完成。

[0163] 发射通道和接收通道使用具有固定频带的相同的换能器阵列10'。然而,发射脉冲所占用的带宽能够根据已经使用的发射波束形成而变化。接收通道能够捕获整个换能器带宽(这是经典方法),或者通过使用带通处理而只能提取包含有用信息(例如,主谐波的谐波)的带宽。

[0164] 经处理的信号被耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26采用对接收到的超声信号的幅度的检测来对身体中的结构(例如,身体中的器官组织和血管)进行成像。如美国专利US 6283919 (Roundhill等人)和美国专利US 6458083 (Jago等人)中所述,身体结构的B模式图像可以以谐波图像模式或基波图像模式或这两者的组合来形成。多普勒处理器28处理因组织移动和血液流动产生的在时间上不同的信号,以检测图像场中的诸如血细胞流动之类的物质的运动。多普勒处理器28通常包括壁滤波器,该壁滤波器的参数可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。

[0165] 由B模式处理器和多普勒处理器产生的结构信号和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以期望的图像格式将回波信号布置在回波信号被接收时的空间关系中。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或金字塔形的三维(3D)图像。扫描转换器能够在图像场中的点处用与该点运动的多普勒估计速度相对应的颜色来叠加B模式结构图像,以产生描绘图像场中的组织运动和血液流动的彩色多普勒图像。如美国专利US 6443896 (Detmer)中所述,多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像。如美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所述,体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像。

[0166] 2D图像或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体积绘制器42被耦合到图像处理器30,以供进一步增强、缓冲和临时存储,从而被显示在图像显示器40上。除了用于成像以外,由多普勒处理器28产生的血流值和由B模式处理器26产生的组织结构信息还被耦合到量化处理器34。量化处理器对不同的流动条件(例如,血流的体积速率)进行测量,也可以对结构(例如,器官大小和孕龄)进行测量。量化处理器可以接收来自用户控制面板38的输入,例如,图像的解剖结构中要被测量的点。来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器36,以供将测量的图形和值与图像一起重现在显示器40上并从显示设备40输出音频。图形处理器36还能够生成图形叠加物以供与超声图像一起显示。这些图形叠加物能

够包含标准识别信息,例如,患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。为此,图形处理器接收来自用户接口38的输入,例如,患者姓名。用户接口还被耦合到发射控制器18以控制从换能器阵列10'生成超声信号并因此控制由换能器阵列和超声系统产生图像。控制器18的发射控制功能仅仅是所执行的功能之一。控制器18还考虑了(由用户给定的)操作模式以及接收器模数转换器中的对应所需的发射器配置和带通配置。控制器18能够是具有固定状态的状态机。

[0167] 用户接口还被耦合到多平面重新格式化器44,以用于选择和控制多个经多平面重新格式化(MPR)的图像的平面,该平面可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

[0168] 图2示出了对超声图像执行选择性衰减的方法200。

[0169] 在步骤210中,从超声探头获得通道数据。通道数据定义感兴趣区域内的被成像点的集合。

[0170] 在步骤220中,隔离针对给定的被成像点的通道数据,这意味着可以独立于其余通道数据对给定的被成像点的通道数据进行操作。

[0171] 在步骤230中,对所隔离的通道数据执行空间频谱估计。例如,可以按照以下公式将通道数据分解成复指数的有限和:

$$[0172] \quad S(x) \approx \sum_{i=1}^N a_i e^{ik_i x}$$

[0173] 其中: x 是沿着超声探头的换能器元件的阵列的横向坐标; $S(x)$ 是在 x 处测得的通道数据信号; N 是模型阶数,它是用于描述通道数据的正弦分量的数量; a_i 是第一模型参数;并且 k_i 是第二模型参数。可以对隔离的通道数据执行任何空间频谱估计方法。例如,可以将傅立叶变换与全变分方法结合执行。在另一示例中,可以使用复数L1/L2最小化来将通道数据信号分解为离轴分量和离范围分量的稀疏和。在上面的示例中,使用了自回归模型。

[0174] 在这种情况下, a_i 是复数参数,其中,相位可以在 $-\pi$ 与 π 之间,并且其中,模数是指示通道数据信号的强度的正实数。

[0175] 从理论上讲, k_i 也可能很复杂;然而,在该示例中,它们是实数。从理论上讲,它们可能在 $-\infty$ 至 ∞ 的范围内,但实际上,由于采样限制,它们在 $-\frac{1}{dx}$ 至 $\frac{1}{dx}$ 的范围内,其中, dx 是超声探头的换能器阵列中的元素间距。

[0176] 在该示例中,可以通过频谱估计技术的领域中的任何已知方法来估计第一模型参数和第二模型参数。例如,可以通过非参数化方法(例如,快速傅里叶变换(FFT)或离散傅里叶变换(DFT))或参数化方法(例如,自回归(AR)方法或自回归移动平均(ARMA))方法来估计参数。

[0177] 在步骤240中,通过在上述公式中包括衰减系数来选择性地衰减通道数据:

$$[0178] \quad S_f(x) \approx \sum_{i=1}^N w(k_i) a_i e^{ik_i x}$$

[0179] 其中: $S_f(x)$ 是在 x 处的经滤波的通道数据信号;并且 $w(k_i)$ 是衰减系数,其中, $w(k_i)$ 可以为 ≤ 1 的实数。

[0180] $w(k_i)$ 与 k_i 成反比,这意味着在较高的空间频率处, $w(k_i)$ 的值减小,从而衰减高空

间频率杂波信号。换句话说,衰减系数可以取决于通道数据的空间频率。将衰减系数应用于通道数据的整个空间频谱,从而衰减通道数据内包括的任何高空间频率信号。 $w(k_i)$ 例如可以是高斯形状的,如以下公式所示:

$$[0181] \quad w(k_i) = e^{-k_i^2 / k_0^2}$$

[0182] 其中, k_0 是额外的参数,其指示高斯的宽度并因此指示高空间频率信号衰减的积极性。对于较低的 k_0 值,高斯会更薄,因此杂波滤波会更加积极。对于较大的 k_0 值,高斯的宽度增加,导致较弱的杂波滤波积极性,从而允许更多信号贡献于最终的超声图像。在该示例中, k_0 值可以被选择为孔径尺寸的倒数的数量级,例如, $k_0 = \frac{\pi}{a}$,其中, a 是孔径尺寸。另外,可以根据当前通道数据分割结果的轴向深度来改变的 k_0 值。

[0183] 替代函数也可以用作衰减系数。例如,替代函数可能能够例如通过模拟来估计通道数据的角度发射波束图案或往返波束图案,以用作加权掩膜。另外,可以使用矩形函数,其中,函数的宽度指示截止频率,在该截止频率以上,所有信号均被拒绝。此外,还可以使用指数衰减函数。

[0184] 对通道数据的每个轴向分割部分重复步骤220至240。当通道数据的最后的分割结果已经经历了选择性衰减时,该方法可以前进到步骤250。

[0185] 在步骤250中,对经滤波的通道数据进行求和以形成最终的经杂波滤波的超声图像。

[0186] 图3示出了在上面参考图2描述的方法中在各个阶段处的心脏的超声图像之间的比较结果。

[0187] 第一图像260示出了从原始通道数据捕获的最初的超声图像。能够看出,该图像包含高水平的噪声并且细节难以辨认。

[0188] 第二图像270示出了在该方法的阶段230处的超声图像,其中,如上所述,该图像已经利用稀疏正弦分解进行了重建。在该示例中,模型的阶数 $N=4$,这意味着将每个深度处的通道数据建模为正弦曲线之和4。已经看到图像清晰度得到提高。然而,信号仍然很嘈杂并且更精细的细节(特别是图像顶部的细节)仍然看不清楚。

[0189] 第三图像280示出了在施加选择性衰减而消除了具有最高空间频率的正弦信号之后的、在该方法的阶段250处的超声图像。从该图像中能够看出,高空间频率信号的衰减已经大大降低了信号噪声。

[0190] 图4示出了用于将孔径外推应用于超声图像的方法300。

[0191] 在步骤310中,通过超声探头获得通道数据。

[0192] 在步骤320中,基于轴向数据的轴向成像深度来分割通道。

[0193] 可以凭经验确定所分割的通道数据的轴向窗口尺寸,以适合用户的视觉偏好。例如,在1-2个波长的范围内的轴向窗口尺寸可以产生优选的图像质量提高。较大的轴向窗口可以在图像质量上提供更可靠的提高并更好地保留散斑纹理;然而,它可能会对超声图像的轴向分辨率产生不利影响。

[0194] 在步骤330中,基于所分割的通道数据来估计阶数为 p 的外推滤波器 a_j ,其中, $1 \leq j \leq p$ 。在这种情况下,可以通过众所周知的用于自回归(AR)参数估计的Burg技术来估计外推

滤波器。

[0195] 在步骤340中,使用在步骤330中估计的外推滤波器对所分割的通道数据进行外推。在这种情况下,可以使用外推滤波器和先前的p个样本,使用1步线性预测外推器来获得第一正向外推样本 X_{N+1} ,如下所示:

$$[0196] \quad X_{N+1} = \sum_{j=1}^p X_{N+1-j} a_j$$

[0197] 其中: X_N 是当前样本; X_{N+1} 是正向外推样本;并且p是外推滤波器 a_j 的阶数。

[0198] 正向外推可以被一般化为:

$$[0199] \quad X_k = \sum_{j=1}^p X_{k-j} a_j, k > N \quad (\text{正向外推})$$

[0200] 其中,k是执行的正向外推的数量。

[0201] 通过反转滤波器阶数并采用滤波器系数的复共轭,能够将该值反向外推到第k个通道,作为第一p个通道的线性组合:

$$[0202] \quad X_k = \sum_{j=1}^p X_{k+j} a_j^*, k < 1 \quad (\text{反向外推})$$

[0203] 使用正向外推公式和反向外推公式两者,能够完全外推所分割的通道数据。对于所分割的通道数据的每个轴向分割部分重复步骤330和340。

[0204] 在步骤350中,对经完全外推的通道数据分割部分进行求和以获得波束求和信号并生成最终的超声图像。

[0205] 图5示出了图4的方法的实施例的图示400。

[0206] 在步骤410中,通过超声探头获得通道数据。该标绘图通过阴影示出给定的轴向深度处的每个通道的信号强度。在步骤410、440、450和460的标绘图中,水平轴表示被测量的通道,而垂直轴表示被测量的通道数据的轴向深度,其中,轴向深度与垂直轴的高度成反比。在步骤420和430的标绘图中,水平轴表示被测量的通道,而垂直轴表示通道数据的时间频率。

[0207] 在步骤420中,将快速傅立叶变换(FFT)应用于通道数据,从而将通道数据变换到时间频率域中。在这种情况下,也在时间频率域中估计了外推滤波器。该估计再次通过Burg技术来执行。

[0208] 在步骤430中,所估计的外推滤波器用于外推超出可用孔径的时间频率域通道数据。经外推的数据由标绘图的右侧方框突出显示,表示经正向外推的通道数据,而左侧则表示标绘图的经反向外推的通道数据。

[0209] 在步骤440中,将傅立叶逆变换应用于经外推的时间频率通道数据,从而生成空间通道数据。从标绘图中能够看出,与步骤410相比,通道数据现在覆盖的孔径更大。

[0210] 在步骤450中,将轴向窗口移动到新的轴向分割部分,并且重复步骤420至440。

[0211] 在步骤460中,获得经完全外推的通道数据。然后可以将其用于生成最终的超声图像。

[0212] 图6至图11示出了图4的方法的实施例的实施方式的示例。

[0213] 图6示出了在实施图4的方法的两个实施例之前和之后的超声图像之间的比较结

果。在图6至图8中,图像的水平轴表示信号的横向位置(以毫米为单位),而垂直轴表示信号的轴向位置(以毫米为单位)。梯度标度指示给定的信号位置处的信号强度。

[0214] 第一图像500示出了模拟体模的常规的延迟和求和(DAS)波束形成的图像。在这种情况下,发射步骤和接收步骤都使用了32个元件的孔径。从图像中能够看出,两个模拟囊肿会引起严重的散射并在超声图像中引起大量噪声。这会导致囊肿看起来定义较差且不清楚。

[0215] 在应用了上述孔径外推技术之后,第二图像510示出相同的超声图像。在这种情况下,使用4阶外推滤波器将接收孔径外推2倍。从图像中能够看出,外推显著提高了图像的横向分辨率,同时维持了散斑纹理的质量。

[0216] 在应用了上述孔径外推技术之后,第三图像520再次示出了相同的超声图像;然而,在这种情况下,使用4阶外推滤波器将接收孔径外推4倍。从图像中能够看出,通过该额外因子进行的外推进一步提高了超声图像的横向分辨率。

[0217] 图7和图8示出了在应用了如上所述的孔径外推方法之前和之后的超声图像之间的比较结果。以60dB的动态范围示出该图像。

[0218] 在这两种情况下,顶部图像570和590均示出常规的DAS波束形成的心脏图像。底部图像580和600示出了孔径外推8倍后的超声图像。在这两幅图中,能够看出,孔径外推引起横向分辨率和图像对比度都得到提高。

[0219] 图9示出了在应用了如上所述的孔径外推方法之前和之后的腿部的超声图像之间的比较结果。以60dB的动态范围示出该图像。

[0220] 第一图像610示出了常规的DAS波束形成的超声图像。第二图像620示出了在应用了如上所述的孔径外推方法之后的相同的超声图像。孔径被外推8倍。从第二图像中能够看出,孔径外推使得超声图像的横向分辨率得到提高。

[0221] 图6至图9示出了在各种各样的成像场景中因使用孔径外推方法而使横向分辨率得到提高的情况。

[0222] 图10示出了用于将发射外推应用于超声图像的方法700。

[0223] 在步骤710中,通过超声探头获得波束求和数据,其中,波束求和数据包括多个转向角。

[0224] 在步骤720中,基于波束求和数据的轴向深度来分割针对每个转向角的波束求和数据。

[0225] 在步骤730中,基于所分割的波束求和数据来估计p阶外推滤波器 a_j ,其中, $1 \leq j \leq p$ 。在这种情况下,可以通过众所周知的用于自回归(AR)参数估计的Burg技术来估计外推滤波器。

[0226] 在步骤740中,使用在步骤730中估计的外推滤波器对所分割的波束求和数据进行外推。在这种情况下,使用外推滤波器和可用发射角度的前p个样本,使用1步线性预测外推器来获得第一正向外推样本 X_{N+1} ,如下所示:

$$[0227] \quad X_{N+1} = \sum_{j=1}^p X_{N+1-j} a_j$$

[0228] 其中: X_N 是当前样本; X_{N+1} 是正向外推样本;并且p是外推滤波器 a_j 的阶数。

[0229] 正向外推可以被一般化为:

$$[0230] \quad X_k = \sum_{j=1}^p X_{k-j} a_j, k > N \quad (\text{正向外推})$$

[0231] 其中, k 是执行的正向外推的数量。

[0232] 通过反转滤波器阶数并采用滤波器系数的复共轭, 能够将值反向外推直到第 k 个发射角度, 作为第一 p 个发射角度的线性组合:

$$[0233] \quad X_k = \sum_{j=1}^p X_{k+j} a_j^*, k < 1 \quad (\text{反向外推})$$

[0234] 使用正向外推公式和反向外推公式两者, 能够完全外推所分割的波束求和数据。对于所分割的波束求和数据的每个轴向分割部分重复步骤730和740。

[0235] 在步骤750中, 将经完全外推的波束求和数据分割部分进行相干复合以获得最终的波束求和信号并生成最终的超声图像。

[0236] 以上方法中使用的发射方案可以是: 平面的; 发散的; 单元件的; 或聚焦的。

[0237] 图11示出了图10的方法的图示。对于多个转向角752中的每个, 获得低对比度超声图像754。通过对多幅低对比度超声图像进行相干复合756, 能够生成单幅高对比度超声图像758。图像对比度的提高与所使用的转向角的数量成比例, 因此, 低对比度超声图像的数量会被相干复合以生成高对比度超声图像; 然而, 大量的初始转向角可能会导致超声系统的计算性能下降。通过从少量的初始转向角进行外推, 能够在不显著降低超声系统的性能的情况下提高图像对比度。

[0238] 图12示出了在实施发射外推之前和之后的超声图像与参考图像之间的比较结果。

[0239] 第一图像760示出了包含40mm的直径的无回波囊肿病变的模拟体模的参考图像。体模在散斑背景中包含4个强点散射体, 并且在无回波病变内部包含4个弱点散射体。该图像是使用24个发散波形成的。

[0240] 第二图像770示出了仅包括参考图像的24个转向角中的6个中心角的相同模拟体模的图像。这24个转向角在 -45° 与 45° 之间均匀间隔开, 这意味着中心的6个转向角之间的间隔角度为 3.91° 。从该图像中能够清楚地看出, 转向角数量减少会导致较低的图像对比度。

[0241] 第三图像780示出了将上述发射外推应用于第二图像770的结果。在这种情况下, 使用3阶外推滤波器将发射角度的数量外推4倍。通过将来自初始的6个发射角度的数据与来自外推的18个预测的波束求和数据进行相干复合来生成该图像。从第三图像能够看出, 第三图像的对比度与第二图像的对比度相比得到了显著提高, 并且可以与参考图像的对比度相当。另外, 对比度增强不会导致任何伪影, 从而抑制了无回波病变内部的弱点散射。

[0242] 图13示出了在实施发射外推之前和之后的超声图像与参考图像之间的比较结果。

[0243] 第一图像790示出了来自患者的心脏的心尖四腔观视图的参考图像。该图像是使用24个发散波形成的。

[0244] 第二图像800示出了仅包括6个发散波的相同数据集的图像。如前所述, 这6个发散波被选择为24个转向角的中心的6个转向角。从图像中能够看出, 第二图像的图像对比度明显低于第一图像的图像对比度。

[0245] 如上所述, 第三图像810示出了将发射外推应用于第二图像的结果。在这种情况

下,使用3阶外推滤波器将转向角的数量外推4倍。再一次通过将来自初始6个发射角度的数据与来自外推的18个预测的波束求和数据进行相干复合来生成该图像。从第三图像中能够清楚地看出,通过发射外推方法可以提高图像对比度。

[0246] 图14示出了在实施发射外推之前和之后的超声图像与参考图像之间的比较结果。

[0247] 第一图像820示出了来自与图13不同的患者的心脏的心尖四腔观视图的参考图像。该图像是使用24个发散波形成的。与图13不同,该患者的初始参考图像的图像对比度很差。

[0248] 第二图像830示出了仅包括6个发散波的相同数据集的图像。如前所述,这6个发散波被选择为24个转向角的中心的6个转向角。从图像中能够看出,第二图像的图像对比度明显低于第一图像的图像对比度,在这种情况下,很多精细的细节都变得非常不清楚。

[0249] 如上所述,第三图像840示出了将发射外推应用于第二图像的结果。在这种情况下,使用3阶外推滤波器将转向角的数量外推4倍。再一次通过将来自初始6个发射角度的数据与来自外推的18个预测的波束求和数据进行相干复合来生成该图像。从第三图像中能够清楚地看出,通过发射外推方法可以提高图像对比度。

[0250] 应当注意,外推因子与外推滤波器阶数的任何组合都可以在上述任何方法中使用。另外,在最终的方法中可以选择任何数量的转向角。

[0251] 在一些超声系统中,可以采用上述方法的组合以便进一步提高最终的超声图像的图像质量。

[0252] 例如,可以对通道数据集执行参考图4至图9描述的孔径外推方法,然后执行参考图10至图14描述的发射外推方法。在这种情况下,可以对超声探头的每个发射信号执行孔径外推,并且在孔径上对经外推的通道数据进行求和,从而生成经孔径外推的通道数据集。在求和之后,可以对经孔径外推的通道数据执行发射外推。以这种方式,可以提高最终的超声图像的横向分辨率和图像对比度。另外,对于PWI超声系统和DWI超声系统,使用发射外推方法可以允许提高超声图像的帧速率。

[0253] 在另一示例中,可以在孔径外推方法之前执行发射外推方法。在这种情况下,可以对超声探头的每个换能器元件执行发射外推,并且在所有发射角度上对经外推的通道数据进行求和,从而生成经发射外推的通道数据集。然后可以对经发射外推的通道数据执行孔径外推方法。

[0254] 在两种情况下,都可以采用参考图2和图3描述的选择性衰减方法来减少最终的超声图像中的离轴杂波量。由于该方法仅仅衰减具有高空间频率的信号,因此可以以任何顺序使用孔径外推方法和发射外推方法来执行该方法。替代地,选择性衰减方法可以仅与孔径外推方法或发射外推方法进行组合。

[0255] 应当注意,在执行上述方法之前,可以将用于形成通道和波束求和数据的信号进行几何对准。

[0256] 如上面所讨论的,实施例利用控制器来执行数据处理步骤。

[0257] 能够利用软件和/或硬件以多种方式实施控制器,以执行所需的各种功能。处理器是采用一个或多个微处理器的控制器的一个示例,该一个或多个微处理器可以使用软件(例如,微代码)进行编程以执行所需的功能。然而,控制器也可以在采用或不采用处理器的情况下实施,并且还可以被实施为执行一些功能的专用硬件与执行其他功能的处理器(例

如,一个或多个经编程的微处理器和相关联的电路)的组合。

[0258] 可以在本公开内容的各种实施例中采用的控制器部件的示例包括但不限于常规的微处理器、专用集成电路 (ASIC) 和现场可编程门阵列 (FPGA)。

[0259] 在各种实施方式中,处理器或控制器可以与一个或多个存储介质(例如,易失性和非易失性计算机存储器,例如,RAM、PROM、EPROM和EEPROM)相关联。可以利用一个或多个程序对存储介质进行编码,所述一个或多个程序在一个或多个处理器和/或控制器上运行时将以所需的功能来执行。各种存储介质可以被固定在处理器或控制器内,或者可以是可转移的,使得被存储在其上的一个或多个程序能够被加载到处理器或控制器中。

[0260] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

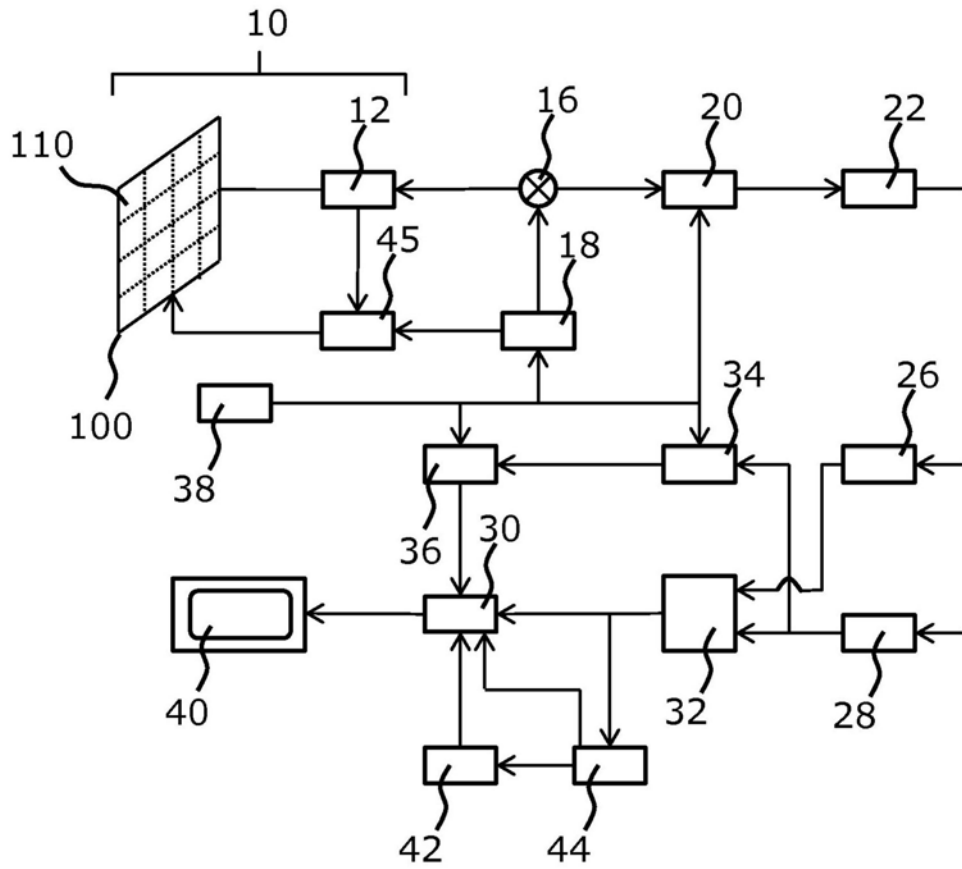


图1

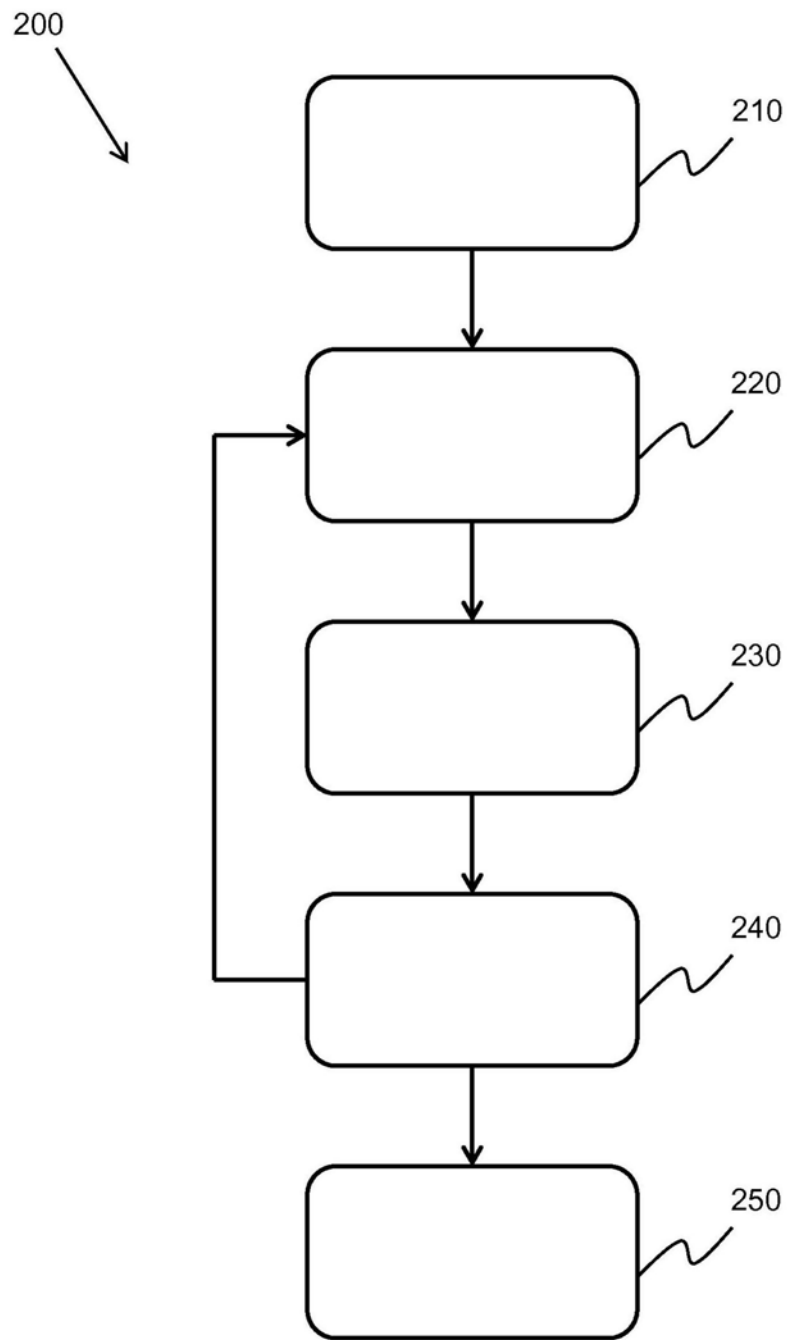


图2

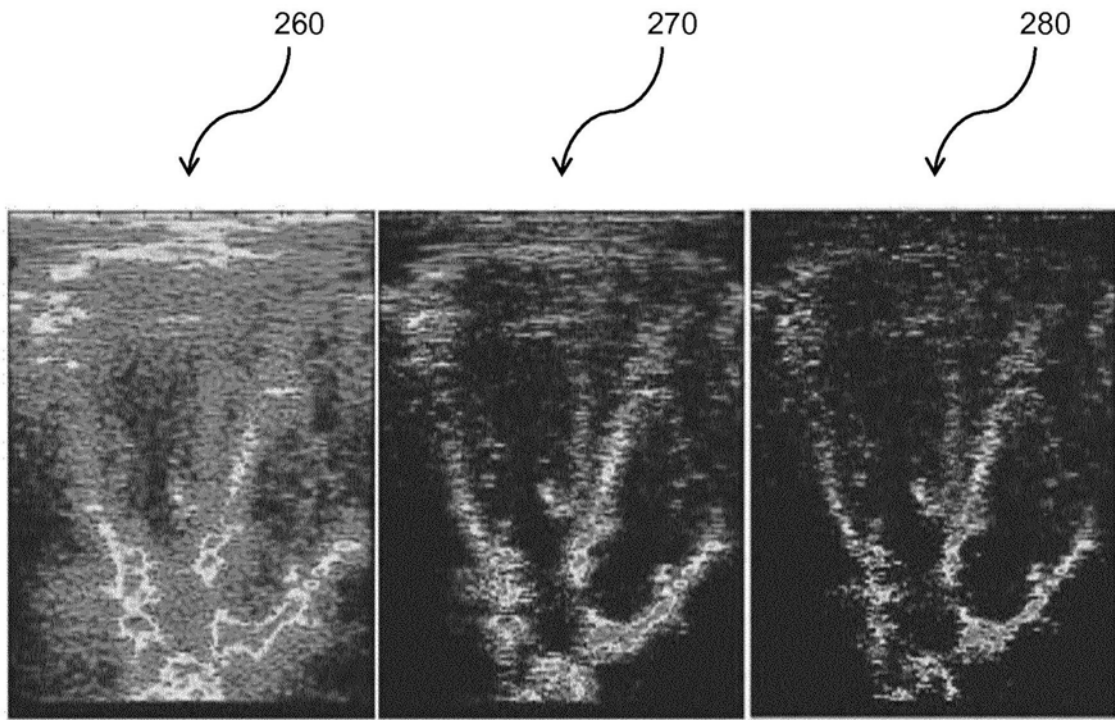


图3

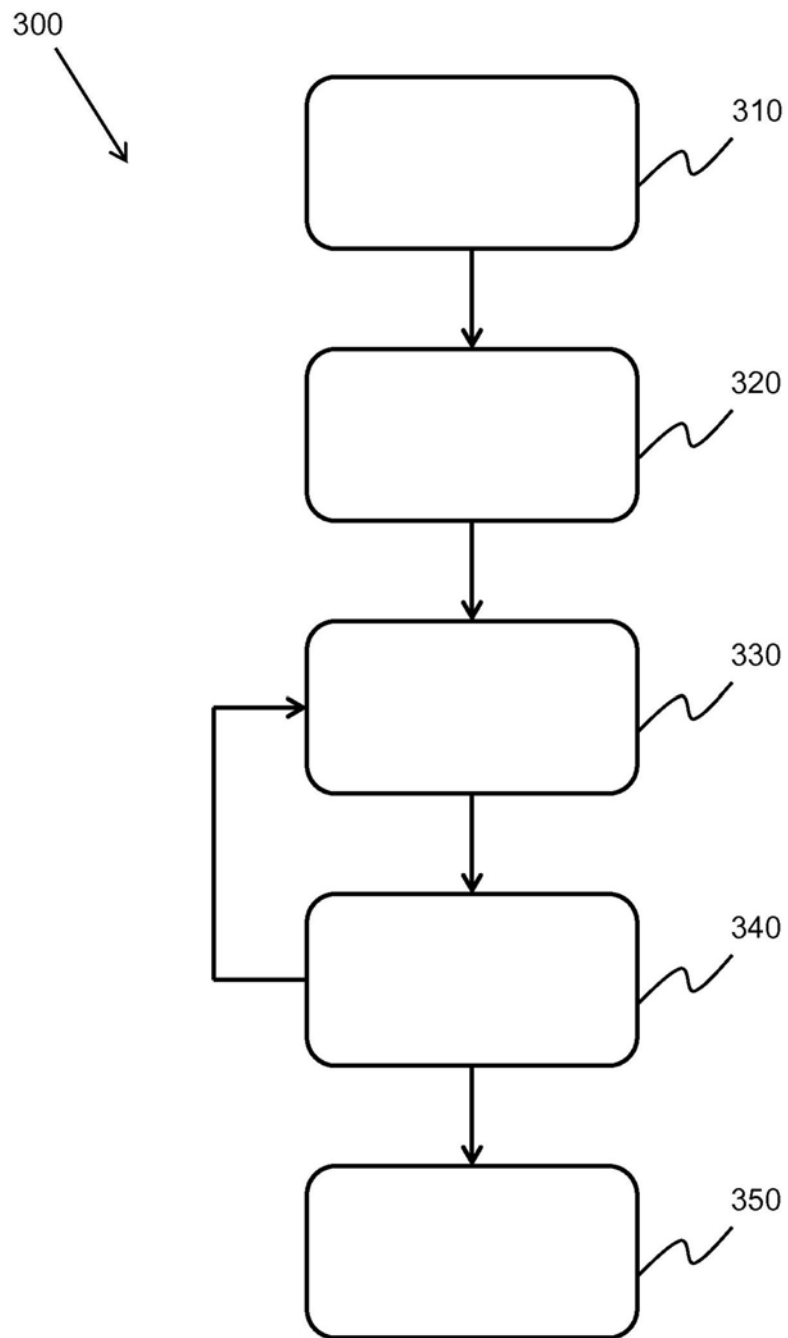


图4

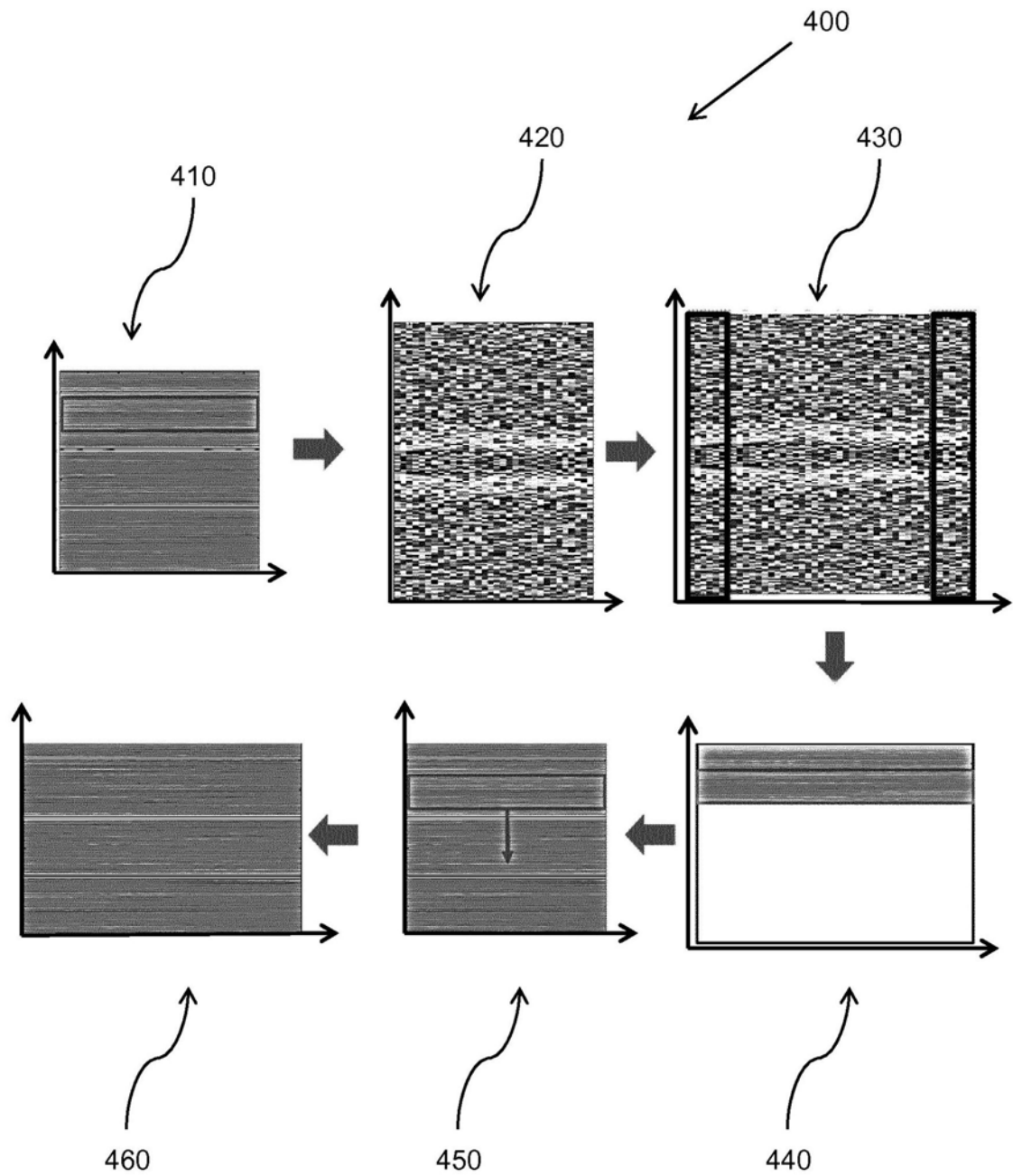


图5

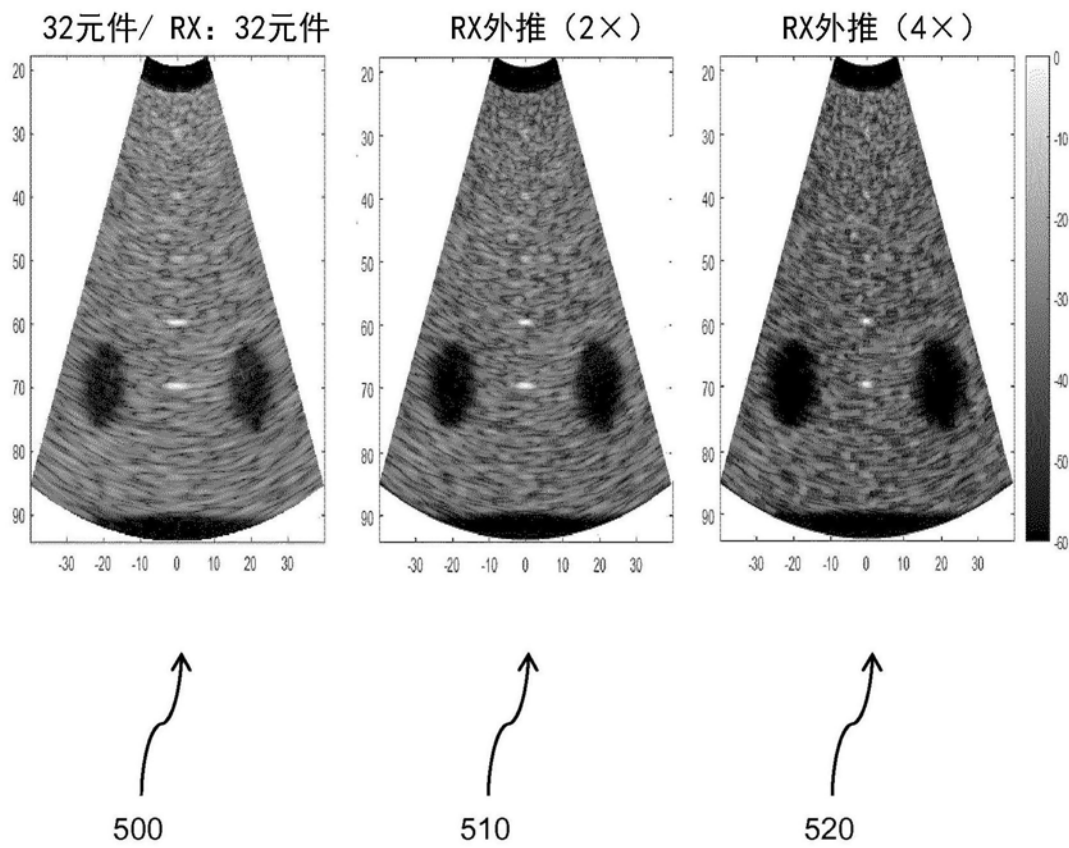


图6

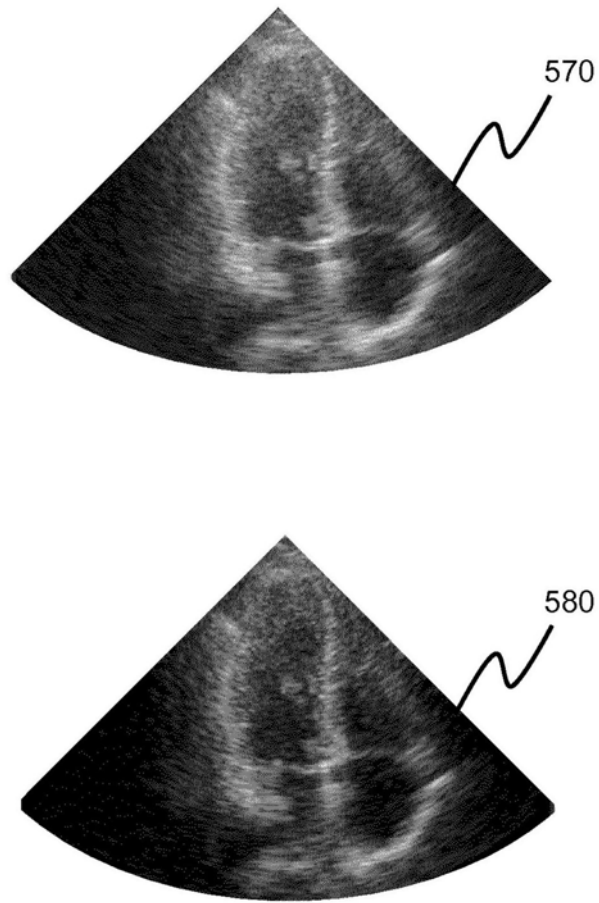


图7

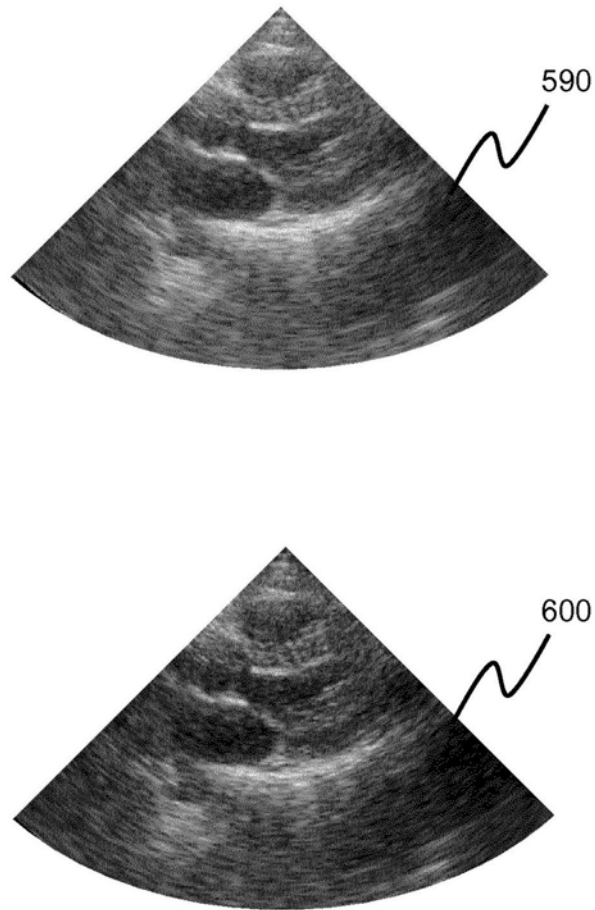


图8

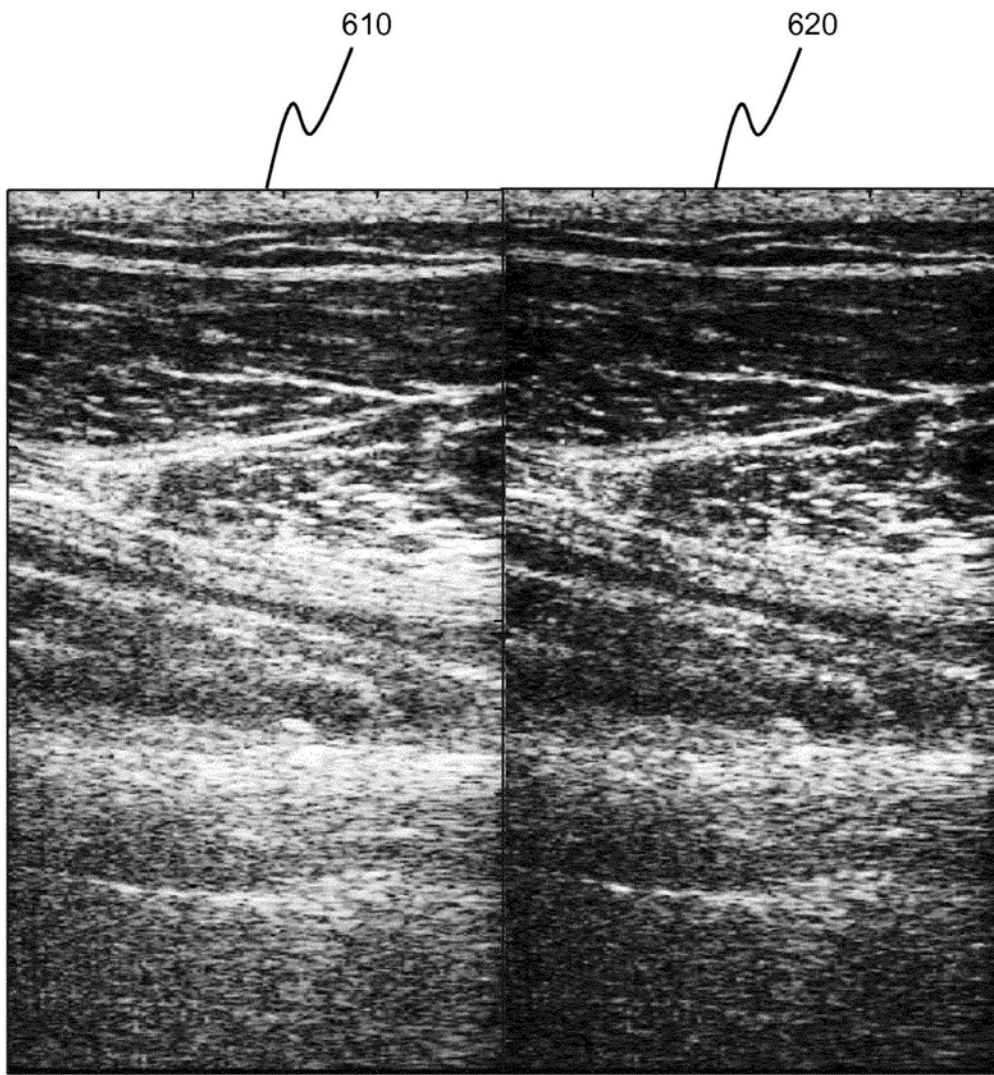


图9

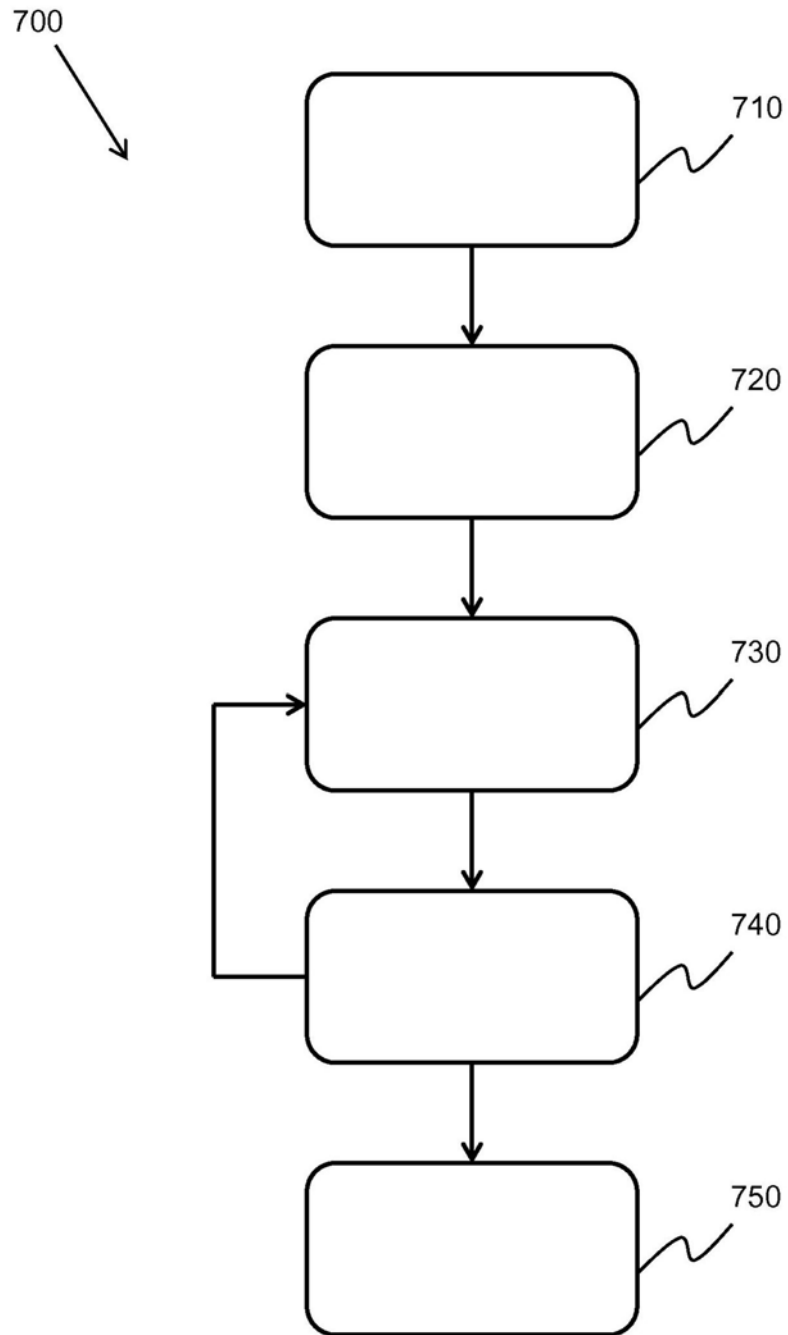


图10

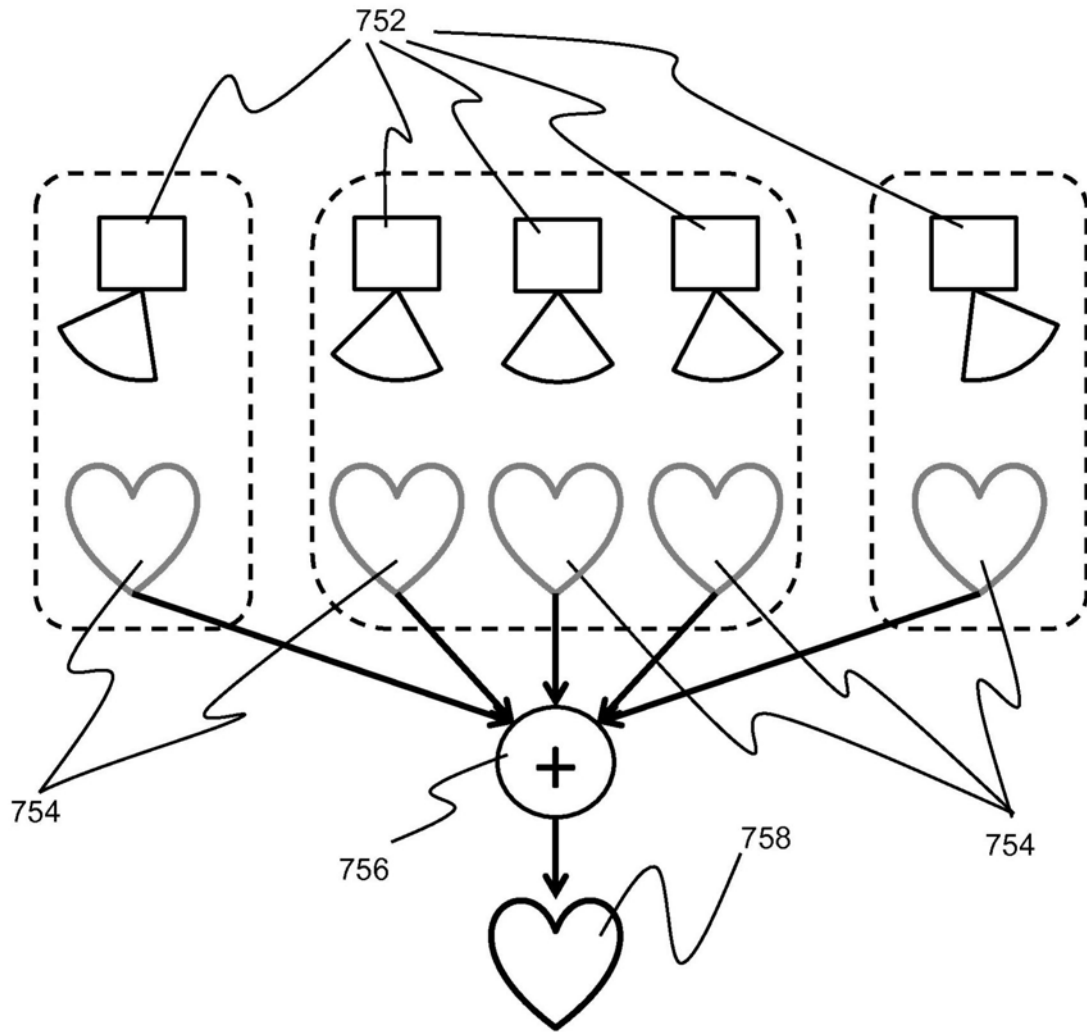


图11

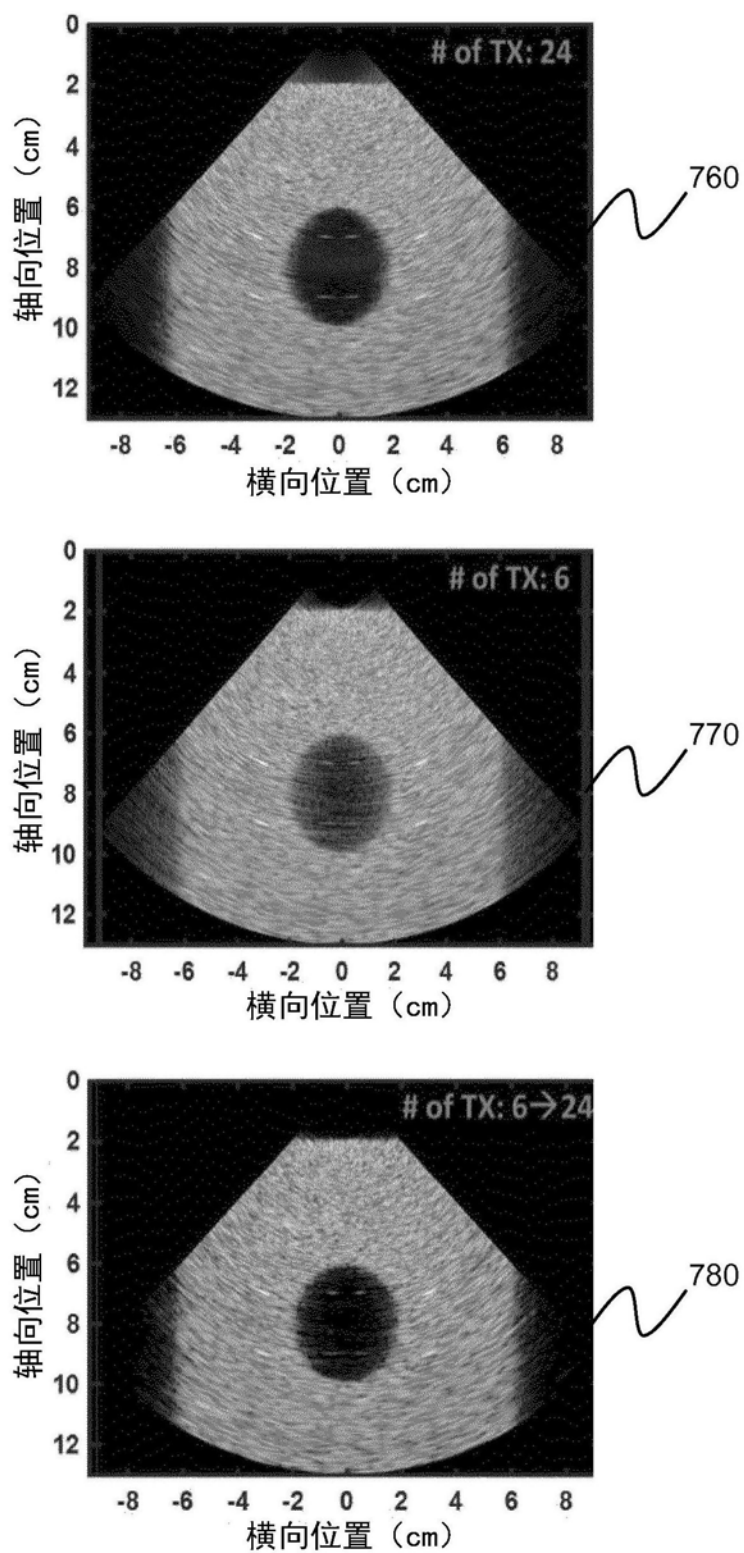


图12

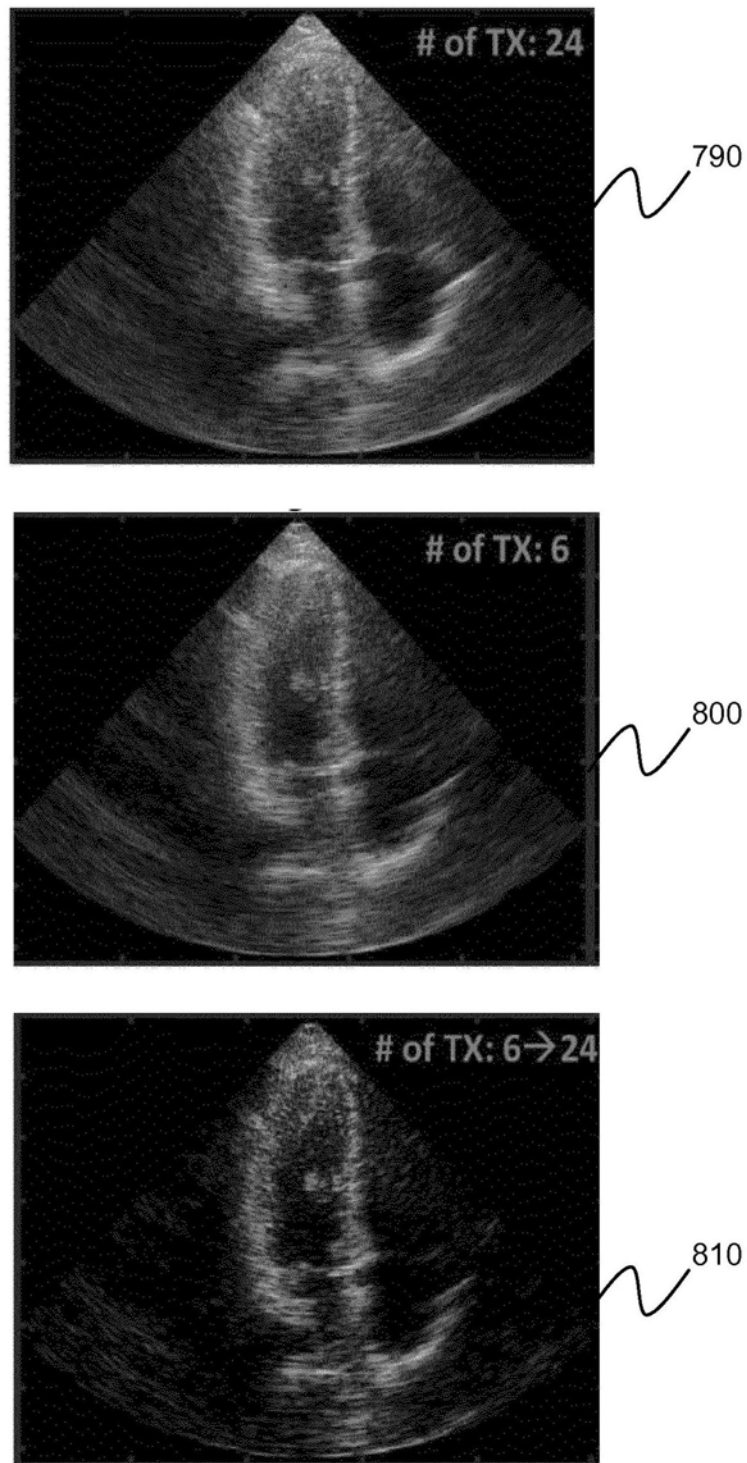


图13

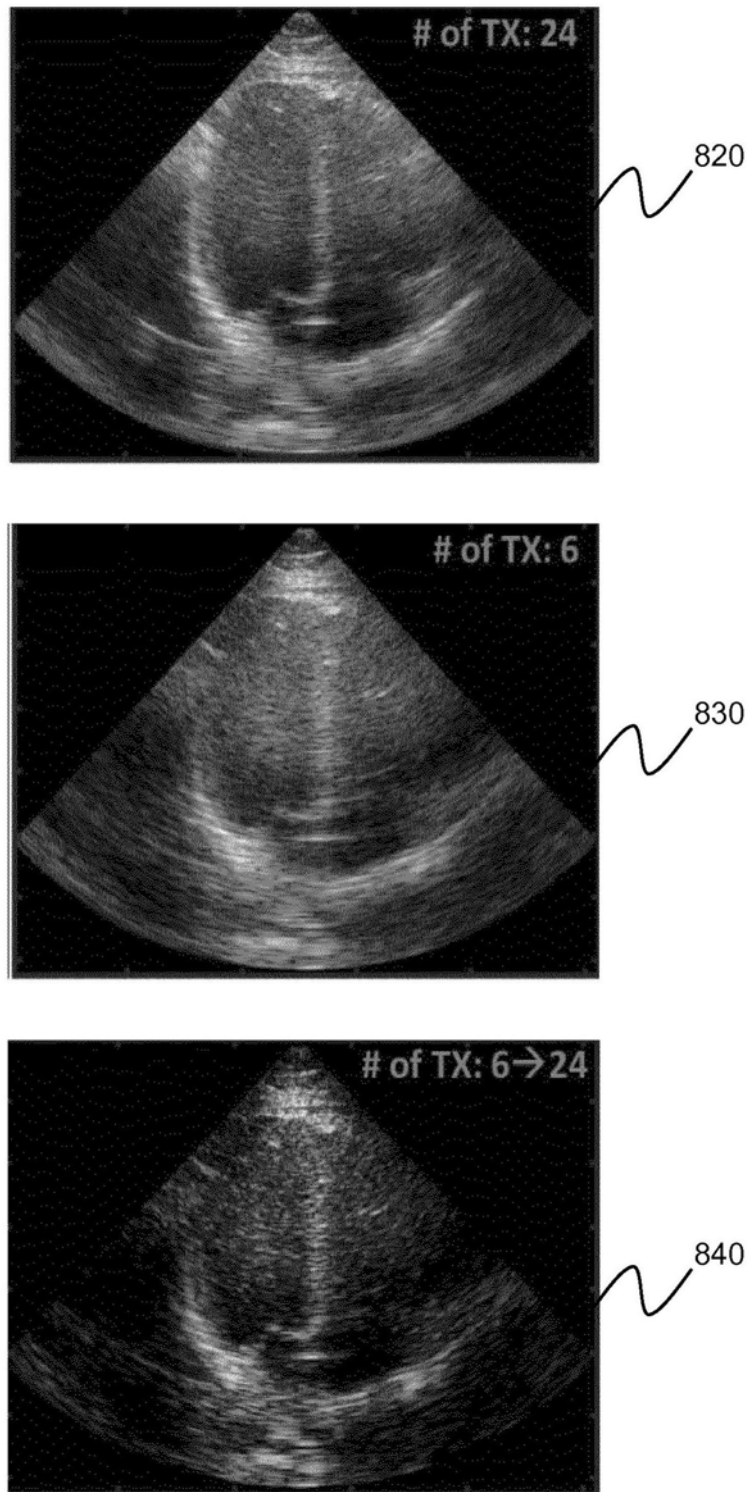


图14

专利名称(译)	用于处理超声图像的方法和系统		
公开(公告)号	CN110891492A	公开(公告)日	2020-03-17
申请号	CN201880047139.8	申请日	2018-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	FGGM维尼翁 JS沈 黄圣文		
发明人	F·G·G·M·维尼翁 J·S·沈 黄圣文 J·L·F·M·罗伯特		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	A61B8/5276 G01S7/52047 G01S15/8915 G01S15/8977 G01S15/8995 G10K11/34 A61B8/5207 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20024 G06T2207/20182		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017180090 2017-07-06 EP 62/520174 2017-06-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了用于生成超声图像的方法和系统。在方法中，超声图像的生成包括：获得通道数据，所述通道数据定义被成像点的集合；对于每个被成像点：隔离所述通道数据，对所隔离的通道数据执行空间频谱估计，并且选择性地衰减空间频谱估计通道数据，从而生成经滤波的通道数据；并且对所述经滤波的通道数据进行求和，从而形成经滤波的超声图像。在一些示例中，所述方法包括孔径外推。所述孔径外推提高了所述超声图像的横向分辨率。在其他示例中，所述方法包括发射外推。所述发射外推提高了图像的对比度。另外，所述发射外推还提高了帧速率并减少了所述超声图像中的运动伪影。在另外的示例中，所述孔径外推和所述发射外推可以被组合。

