



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111107791 A

(43)申请公布日 2020.05.05

(21)申请号 201880056852.9

(22)申请日 2018.08.28

(30)优先权数据

62/553,497 2017.09.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/048401 2018.08.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/046337 EN 2019.03.07

(71)申请人 富士胶片索诺声公司

地址 美国华盛顿州

申请人 桑尼布鲁克研究所

(72)发明人 F·斯图尔特·福斯特

德西蒙·希尔森

尼古拉斯·克里斯托弗·沙格尔

伊曼纽尔·W·切林 印建华

杨婧 克里斯汀·德莫尔

(74)专利代理机构 北京商专永信知识产权代理
事务所(普通合伙) 11400

代理人 郭玥 侯晓艳

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

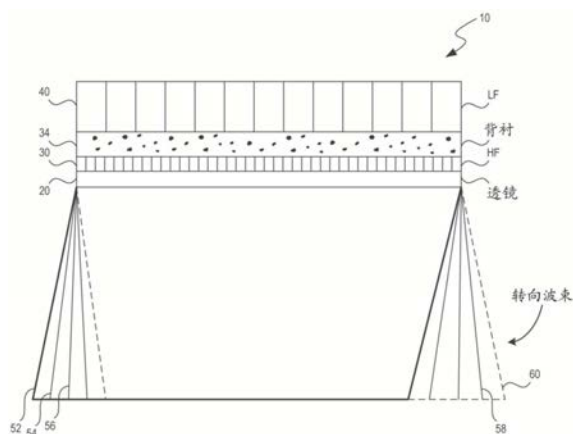
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

双频平面超声成像系统

(57)摘要

一种双频换能器阵列包括一个或多个低频换能器阵列和低频换能器阵列。诸如平面波的未聚焦超声波由一个或多个低频换能器阵列在多个不同方向上发射到高频换能器阵列的成像区域中。由成像区域中的受激发造影剂产生的高频回波信号由高频换能器阵列接收以产生造影剂图像。在另一个实施例中，高频换能器产生未聚焦超声以激发成像区域中的造影剂，并且低频换能器接收来自受激发造影剂的低频回波信号。组织图像根据由高频或低频换能器接收的回波信号来生成。来自组织图像和造影剂图像的回波数据被组合以产生组织/造影剂组合图像。



1. 一种双频超声成像系统,其包括:

高频换能器阵列,构造成将超声发射到成像区域中并从所述成像区域接收高频超声信号;

一个或多个低频换能器阵列,构造成将未聚焦超声发射到所述高频换能器阵列的所述成像区域中,以对所述成像区域中的造影剂声能穿透;以及

信号处理电路,用于:

处理响应于由所述高频换能器阵列发射的高频超声信号而产生的来自组织的高频回波信号;

根据从组织接收的高频回波信号生成组织图像;

处理响应于被来自所述一个或多个低频换能器阵列的未聚焦超声声能穿透的造影剂而产生的高频回波信号;

根据从造影剂生成的所接收的高频回波信号生成造影剂图像;以及

根据来自组织图像和造影剂图像的数据生成组织/造影剂组合图像。

2. 根据权利要求1所述的双频超声成像系统,其中,所述一个或多个低频换能器阵列构造成以多个角度发射平面波,并且所述造影剂图像根据来自多个角度的平面波的射频域中的时空波束成形的回波信号来生成。

3. 根据权利要求1所述的双频超声成像系统,其中,所述一个或多个低频换能器阵列构造成发射与由所述高频换能器发射和接收的超声交织的平面波。

4. 根据权利要求1所述的双频超声成像系统,其中,所述高频超声换能器构造成将平面波以多个角度发射到聚焦区域中。

5. 根据权利要求4所述的双频超声成像系统,其中,所述组织图像根据来自从所述高频超声发射器以多个角度发射的平面波的射频域中的时空波束成形的回波信号来生成。

6. 一种双频换能器,其包括:高频中心阵列,构造成用作接收器;以及一个或多个侧翼(支腿)低频换能器阵列,构造成发射低频平面波,以对感兴趣区域中的造影剂声能穿透,其中,所述高频中心阵列定位成接收由来自所述一个或多个低频换能器阵列的平面波排出的来自造影剂的回波信号。

7. 一种双频超声成像系统,其包括:

高频换能器阵列;

一个或多个低频换能器阵列;

信号处理电路,用于:

控制所述高频换能器阵列或所述一个或多个低频换能器阵列,以将未聚焦的超声信号发射到聚焦区域中,以对成像区域中的造影剂声能穿透;

控制所述一个或多个低频换能器阵列或所述高频换能器阵列中的另一个以接收来自被声能穿透造影剂的回波信号;

根据来自被声能穿透的造影剂的回波信号产生造影剂图像;

根据从成像区域中的组织接收的回波信号产生组织图像;以及

根据造影剂图像和组织图像产生组织/造影剂组合图像。

8. 根据权利要求7所述的双频超声成像系统,其中,所述组织图像根据由所述高频换能器发射和接收的超声来生成。

9. 根据权利要求7所述的双频超声成像系统, 其中, 所述组织图像根据由所述一个或多个低频换能器阵列发射和接收的超声来生成。

10. 根据权利要求7所述的双频超声成像系统, 其中, 所述非聚焦超声由所述一个或多个低频换能器阵列发射, 并且所述造影剂图像根据由所述高频换能器阵列接收的高频超声回波来生成。

11. 根据权利要求7所述的双频超声成像系统, 其中, 所述非聚焦超声由所述高频换能器阵列发射, 并且所述造影剂图像根据由所述一个或多个低频换能器阵列接收的低频超声回波来生成。

12. 根据权利要求7所述的双频超声成像系统, 其中, 所述未聚焦超声是平面波。

13. 根据权利要求7所述的双频超声成像系统, 其中, 所述未聚焦超声是球面波。

双频平面超声成像系统

[0001] 相关应用

[0002] 本申请涉及并要求于2017年9月1日提交的美国临时专利申请No.62/553,497的权益,其全部内容通过引用合并于此。

[0003] 关于联邦政府赞助的研究或开发的声明

[0004] 本公开是在美国国立卫生研究院 (NIH) 授予的拨款号5100220-联邦报告和拨款号R01CA189479的政府支持下进行的。政府拥有本发明的某些权利。

技术领域

[0005] 本公开的技术一般涉及超声成像系统,尤其涉及用于使用造影剂成像的系统。

背景技术

[0006] 如本领域技术人员将理解的那样,大多数现代超声成像系统通过从形成在压电材料片中的多个单独的换能器元件产生声超声信号(即压力波)来工作。通过在元件两端施加电压脉冲,该元件发生物理变形,从而生成相应的超声信号。信号进入感兴趣区域,在该感兴趣区域中,信号的一部分作为声回波信号反射回换能器。当回波信号撞击到换能器元件上时,该元件会振动,从而生成相应的电压,该电压被检测为电子信号。来自多个换能器元件的电子信号被组合和分析,以确定组合信号的特征,例如其幅度、频率、相移、功率等。这些特征被量化并被转换成用于生成图像的像素数据。

[0007] 在某些环境中,期望增加被成像的组织对比度。当获取血管和血流的图像时尤其如此。为了增加对比度,通常在血管中施用血管内造影剂。这样的造影剂通常包括脂质或蛋白质包封的微泡,这些微泡通过循环系统行进并且具有比周围组织小约四个数量级的声阻抗。该较大的声阻抗失配使得在超声图像中能够清晰地看到微泡。

[0008] 在一些系统中,造影剂在相同的频带中被声能穿透(insonify)并成像。例如,将低频超声(例如1-5MHz)引导到对象中,并且相同频带中的相应回波信号被检测并用于产生组织图像。该方法的一个问题是,由于发射和接收的超声信号在相同的频带中,因而经常很难区分软组织的反向散射和血管中的造影剂的反向散射,除非提供大量的造影剂来使得来自血管的信号强于来自组织的信号。为了克服该问题,还已知可以在不同的频带中进行造影剂的声能穿透和来自造影剂的超声回波的检测。由于造影剂对所施加的超声具有非线性响应,因而有可能在一个频带中对造影剂声能穿透并分析激发频率的谐波或次谐波以对造影剂成像。谐波成像是相对于组织信号增强微泡对比度信号的已知技术,在谐波成像中,在相对较低的频率范围(例如1-5MHz)中施加超声激励信号,并使用同一换能器分析所产生的回波信号,以提取信号的谐波分量。

[0009] 对于许多应用,通过传统的基于线的成像能够产生谐波图像的帧速率不足以允许快速移动的组织结构由超声成像系统充分捕获。平面波成像是一种技术,通过该技术,未聚焦超声立即在被发射到体内感兴趣区域的大部分区域上,并且相应的回波信号同时在多个换能器元件处被接收。接收到的回波信号被波束成形,以便以高帧率产生感兴趣区域的图

像。通过在多个方向上使平面波转向并使用时空波束成形器组合回波数据以产生组织的合成图像,可以改善图像质量,同时仍保持相当高的帧速率。

发明内容

[0010] 本公开技术是一种用于以高帧频对组织和超声造影剂进行成像的系统和方法。如将要说明的那样,双频超声换能器具有一个或多个用于产生超声以激发造影剂的低频换能器以及用于接收由激发的造影剂产生的高频超声回波信号的高频换能器。在一个实施例中,超声系统沿多个不同方向从低频换能器发射诸如平面波的未聚焦超声,并且高频换能器接收来自造影剂在每个方向上的回波信号。从造影剂产生的回波数据被波束成形,然后与来自组织的回波数据相组合以产生显示组织和造影剂的图像。组织图像可以通过从低频换能器发射和接收和/或从高频换能器发射和接收来产生。

[0011] 在另一个实施例中,高频换能器用于在多个不同方向上发射诸如平面波的未聚焦超声,并且低频换能器在每个方向上以发射频率的次谐波接收来自造影剂的回波信号。低频换能器接收到的回波数据被波束成形以产生造影剂图像,并且可以与用于高频或低频B模式图像的回波数据相组合以形成组织和脉管系统的完整图像。

[0012] 在一个实施例中,双频换能器包括高频换能器阵列,该高频换能器阵列的侧翼是一个或多个低频换能器阵列,该一个或多个低频换能器阵列定向成将未聚焦发射信号引导到由高频换能器阵列覆盖的成像区域中。来自响应于来自一个或多个侧翼低频换能器阵列的发射信号而生成的回波信号的回波数据与表示组织的回波数据相组合,以产生显示组织和造影剂的图像。

附图说明

[0013] 图1是根据本公开技术的实施例的双频超声换能器的局部示意图;

[0014] 图2A和图2B示出了根据本公开技术的实施例的双频超声换能器的进一步细节;

[0015] 图3示出了根据本公开技术的另一个实施例的具有中心高频换能器阵列和一个或多个侧翼低频换能器阵列的双频超声换能器;

[0016] 图4是根据本公开技术的实施例的具有中心高频换能器阵列和一对侧翼低频换能器阵列的原型双频超声换能器的图像;

[0017] 图5是根据本公开技术的一个实施例的构造成产生组织/造影剂组合图像的超声成像机的框图;

[0018] 图6是根据本公开技术的实施例的根据多个转向低频平面波生成组织/造影剂组合图像所执行的步骤的流程图;

[0019] 图7是根据本公开技术的实施例的根据多个转向低频平面波生成组织/造影剂组合图像所执行的步骤的流程图。

具体实施方式

[0020] 如图1所示,双频超声换能器10包括高频(HF)换能器阵列30和位于高频阵列后方或近端的低频(LF)换能器阵列40。固定透镜20位于高频换能器阵列30前方,以将高频换能器阵列的换能器元件聚焦在成像区域中。透镜20通过一个或多个匹配层(未示出)连接到高

频换能器阵列30。中间背衬/匹配层34位于高频换能器阵列30和低频换能器阵列40之间,以使低频换能器阵列的阻抗与低频换能器阵列远端的元件匹配并吸收高频超声能量。中间背衬/匹配层34优选地在待声能穿透的组织中在发射频率和声速下约为四分之一波长厚(或其奇数倍)并且应吸收来自造影剂和来自高频换能器(如果用于发射)的高频信号。用于中间背衬/匹配层34的合适材料可以包括颗粒承载的环氧树脂或基于硅树脂的材料。在一个实施例中,合适的中间背衬/匹配层由掺杂有吸收高频超声并使低频超声通过的颗粒的EPO-TEK 301环氧树脂制成,所述颗粒例如但不限于二氧化硅、氧化铝、钨、PZT或硅树脂。

[0021] 如本领域技术人员将理解的那样,高频和低频换能器阵列可以形成在压电材料片中,该压电材料片使用切割锯或激光来切割以产生多个换能器元件。在一个实施例中,高频换能器阵列30的元件尺寸为约90微米宽,而低频换能器阵列40中的换能器元件的尺寸为约720微米。在一个实施例中,低频换能器阵列40中的元件的尺寸相对于换能器的工作频率来选择,使得其可以用作相控阵列。通过仔细选择施加到低频换能器阵列40的元件的驱动信号的相位和权重,可以使诸如平面波的未聚焦超声在高频换能器的成像区域中在一定角度范围内转向。

[0022] 应当理解,低频换能器阵列中的换能器元件的元件尺寸优选地约等于发射频率的波长或更小,以使发射平面波中的旁瓣的产生最小化。例如,,假设声速约为1520m/s,在 0.8λ 时的720微米换能器元件尺寸意味着1.7MHz的发射频率。高频换能器的在 1.25λ 间距时的90微米元件意味着21MHz的发射频率。在一些实施例中,高频换能器设计成以至少为低频换能器三倍的频率工作。

[0023] 在本公开的一个实施例中,超声换能器10连接到超声成像机(未示出),该超声成像机将驱动信号提供给元件以生成超声信号并处理响应于检测到的回波信号而产生的电子信号。在一个实施例中,换能器被控制成几乎同时从所有换能器元件发射超声信号,使得诸如平面波的未聚焦超声信号行进到感兴趣区域中。所施加的驱动信号的相位被控制成使得一个或多个平面波在高频换能器阵列的成像平面中定向至换能器正面前方的左、右或正向。在图1所示的实施例中,诸如平面波的未聚焦超声波发射信号在方向52和54上被发射,该方向52和54在方向56的一侧,该方向56从高频换能器阵列的正面笔直地、即与该正面垂直地发出,并且可以在方向58、60上被发射,该方向58、60在方向56的另一侧。当然,通过针对低频换能器阵列的适当相位和元件尺寸,其他发射和接收角度也是可能的。在一个实施例中,未聚焦超声发射信号是平面波。然而,应当理解,可以使用诸如球面波的其他未聚焦发射信号或者同时覆盖成像区域的主要部分的其他发射信号。

[0024] 高频换能器阵列30包括由透镜20聚焦在成像区域中的换能器元件的阵列。在一个实施例中,透镜20是由诸如TPXTM聚甲基戊烯的聚合物或诸如RexoliteTM的交联聚苯乙烯制成的定焦透镜。高频换能器阵列30的元件尺寸使得换能器本身用作低通滤波器,从而防止高频超声信号到达低频换能器阵列,同时以发射平面波的谐波频率响应超声回波信号。

[0025] 低频超声平面波在多个不同方向上被发射,并且在一个实施例中,由高频换能器阵列响应于低频平面波而产生的电子回波信号被波束成形以产生造影剂图像。

[0026] 图2A示出了图1所示的双频换能器的附加细节。在一个实施例中,高频换能器30包括256个元件的阵列,而低频换能器40包括32个元件的阵列。低频换能器阵列的元件尺寸是高频换能器的元件尺寸的八倍。然而,可以使用其他元件尺寸和阵列尺寸。低频换能器阵列

40的后表面耦合到背衬层50,以防止所发射的平面波和相应的低频回波的反射。在一个实施例中,低频和低频阵列是一维阵列。然而,应该理解,可以使用诸如1.5D或2D阵列的其他尺寸。

[0027] 在图2B所示的实施例中,换能器堆叠包括围绕高频和低频换能器元件的多个电极层。在所示的实施例中,高频换能器阵列包括在阵列的远端面上的接地电极和在高频阵列的近端侧的一组单独的信号电极。在一个实施例中,电极由金或溅镀到阵列上的其他导电金属制成。在一些实施例中,高频换能器阵列中的电极使用如美国专利公开号US2017/0144192A1或美国专利8,316,518和9,173,047号中所述的激光-蚀刻-激光工艺来制造,这些美国专利的全部内容通过引用整体并入本文。

[0028] 在图2B所示的截面图中,双频换能器的一个实施例具有彼此面对的信号电极以及在堆叠的换能器外侧的接地电极。在所示的实施例中,低频换能器阵列40包括在近端表面上的接地电极42和在远端表面上的多个信号电极44。高频换能器阵列30包括与用于低频换能器阵列的信号电极44相邻的多个信号电极32和在双频换能器阵列的远端表面上的接地电极34。接地电极和信号电极也可以是其他构造,例如使两个换能器的接地电极彼此相邻,或者使两个换能器的接地电极位于相应换能器的远端侧,或者使两个换能器的接地电极位于相应换能器的近端侧。

[0029] 在一些实施例中,信号电极44、32与在换能器的有源区域中形成换能器阵列的压电材料接触,并且通过粘附到压电表面的掺杂有二氧化硅的环氧树脂的中间层与压电材料分开。中间层形成为提供用于信号电极的平滑表面以过渡到压电材料的表面。另外,由于压电材料的电容比中间层的电容大得多,因而施加在信号电极和接地电极之间的任何电压差(例如驱动信号)大部分都分配在中间层之间,从而在换能器阵列的非有源区域中在压电材料两端的电压降很小或没有。

[0030] 图3示出了根据公开技术的另一个实施例构造的双频换能器阵列的替代布置。在该实施例中,高频换能器阵列70的侧翼是一个或多个低频换能器阵列80、90,该一个或多个低频换能器阵列80、90定位成使得来自低频换能器阵列的诸如平面波的未聚焦超声发射信号与高频换能器阵列70的成像区域100成一定角度相交。在使用过程中,将造影剂供应到成像区域100的区域,并且一个或多个低频换能器阵列发射指向造影剂的平面波。来自一个或多个低频换能器阵列的平面波对造影剂声能穿透,使其产生回波信号,这些回波信号由高频换能器阵列接收。在一个实施例中,响应于在不同的发射方向上发射的平面波而产生的回波数据被时空波束成形以产生造影剂图像,该造影剂图像与用于组织图像的回波数据相组合以产生组织/造影剂组合图像。

[0031] 在一个实施例中,高频换能器阵列产生诸如平面波信号之类的被发射到对象中的未聚焦超声发射信号,并接收相应的回波信号以产生感兴趣区域中的组织图像。超声平面波可以沿不同方向被发射,并且回波数据被波束成形或合成以产生组织图像。

[0032] 在一个实施例中,用于使组织成像的发射信号与用于对造影剂声能穿透的发射信号交织,使得来自组织的回波信号不干扰来自造影剂的回波信号。在另一个实施例中,系统发射低频平面波用于在多个方向上激发造影剂,当接收到回波信号时将相应的HF回波信号存储在存储器中,并执行时空波束成形以生成造影剂图像帧。然后,HF换能器生成在多个方向上被发射的HF平面波,在接收到相应的回波信号时将相应的回波信号存储在存储器中,

并执行时空波束成形以生成组织图像帧。然后,来自造影剂帧和组织帧的数据被组合以生成组织/造影剂图像。

[0033] 在一些实施例中,低频换能器产生激发微泡的发射信号,并且高频换能器以高于激发频率的频率捕获相应的回波信号。在另一个实施例中,高频换能器产生激发微泡的发射信号,并且低频换能器以低于发射频率的频率捕获相应的回波信号。

[0034] 尽管造影剂的发射信号优选地以不同的角度被发射,并且射频(RF)回波数据与时空波束成形相结合,然而应当理解,造影剂帧可以根据在单个方向上的发射信号以及来自与合成相结合的多个帧的数据来生成。

[0035] 组织图像(例如,B-模式图像)可以由在低频下发射和接收的低频换能器或者在高频下发射和接收的高频换能器产生。组织图像可以使用平面波成像技术(例如,时空波束成形)或者利用具有延迟和求和波束成形(sum beamforming)的基于线的发射信号来捕获。

[0036] 来自造影剂图像的回波数据与来自组织图像的回波数据相组合以产生组织/造影剂组合图像。由于平面波成像技术可以用于快速生成图像帧,因而产生组织/造影剂组合图像的总帧速率足够高,以允许系统捕获快速移动的组织或血流。

[0037] 图4示出了具有中心高频换能器阵列和一对侧翼低频换能器阵列的原型双频换能器阵列,该一对侧翼低频换能器阵列定位成将未聚焦声信号引导到高频阵列的聚焦区域中。换能器阵列被保持在封装的塑料材料中。封装材料将换能器阵列保持在其各自的朝向上并支持与换能器电极的电连接。

[0038] 再参照图5,超声成像系统200适于根据本公开技术的实施例提供图像处理。为了帮助理解本发明的概念,本文将参照超声成像系统来描述系统200,该超声成像系统例如可以包括针对医学检查和/或执行医疗程序或研究而使用的诊断超声系统。

[0039] 在操作中,控制器221控制用于成像工作的采样信号的发射和接收。在所示的实施例中,控制器221与低频发射/接收波束成形器214、低频发射/接收电路212以及一个或多个低频换能器阵列211一起工作,以产生一个或多个未聚焦发射信号201。低频发射/接收电路212可以包括:A/D转换器,可编程放大器,存储器,滤波器,用于产生用于换能器元件的驱动信号的FPGA,功率放大器以及本领域技术人员已知的其他组件。在一些实施例中,低频换能器阵列211、低频发射/接收电路212和低频接收波束成形器213工作以使用时空平面波波束成形技术来产生低频图像帧。一个或多个低频换能器阵列211优选地包括如上所述的相控阵列。

[0040] 控制器221可以包括一个或多个处理器,例如中央处理器(CPU),微控制器,数字信号处理器(DSP),图形处理器(GPU),可编程门阵列(PGA),专用集成电路(ASIC)等,它们在指令集的控制下操作或构造成按此处所述操作。控制器221可以另外包括数字信号处理器和计算机可读介质,例如随机存取存储器(RAM),只读存储器(ROM),磁存储器,光存储器等,用于存储指令集、工作参数和/或其他有用数据。控制器221与低频发射波束成形器214和低频发射/接收电路212一起控制平面波参数,以进行一定体量的声能穿透(insonification of a volume)。

[0041] 所示实施例的发射/接收电路212的输出将发射信号提供给低频换能器阵列211。根据由控制器221提供的控制,换能器阵列211的输出是一系列平面波,该一系列平面波用于对感兴趣区域中的造影剂声能穿透。所发射平面波的返回的高频回波信号由高频换能器

阵列接收以产生造影剂图像。

[0042] 在一些实施例中,由组织响应于低频平面波而产生的回波数据由低频波束成形器213接收并被提供给滤波和检测电路231,例如数字信号处理器或ASIC,用于进一步的信号处理,例如滤波、目标检测等。响应于低频平面波而产生的回波信号由滤波和检测电路231处理并被提供给合成引擎232(例如DSP中的软件),以通过组合来自沿不同方向发射的平面波的回波数据来合成生成组织图像。

[0043] 另外,超声成像机包括:高频换能器阵列240,高频发射/接收电路242,以及高频平面波发射/接收波束成形器244。高频发射/接收电路242可包括:A/D转换器,可编程放大器,存储器,滤波器,用于产生用于换能器元件的驱动信号的FPGA,功率放大器以及本领域技术人员已知的其他组件。如果高频换能器阵列用于激发造影剂,则由被声能穿透的造影剂产生的低频回波信号由低频换能器阵列211接收,该低频换能器阵列211产生相应的电子信号,这些相应的电子信号由低频接收电路处理。这些信号在由滤波和检测电路231处理之前由低频平面波接收波束成形器接收、放大、数字化和处理。

[0044] 在一些实施例中,HF发射/接收电路242的输出将发射信号提供给高频换能器阵列240。根据由控制器221提供的控制,来自高频换能器阵列240的输出是一系列未聚焦平面波,该一系列未聚焦平面波用于对感兴趣区域声能穿透。由组织响应于高频平面波而产生的回波数据由高频波束成形器244接收并且被提供给滤波和检测电路231,用于进一步的信号处理,例如滤波,对象检测等。响应于高频平面波而产生的回波信号由滤波和检测电路231处理并被提供给合成引擎232以用于合成或时空波束成形,以根据沿不同方向发射的高频平面波生成组织图像。

[0045] 扫描转换和后端处理单元233(例如DSP或GPU中的软件)接收组织图像和造影剂图像数据并执行扫描转换和其他图像处理技术,从而可以在显示器251上查看图像。另外,如上所述,组织/造影剂组合图像可以通过将来自组织图像的数据与造影剂图像相组合而在后端处理单元233中合成。

[0046] 在一些实施例中,低频和高频时空波束成形器、滤波和检测单元以及扫描转换和后端处理单元都在由执行适当软件指令的可编程控制器221执行的软件中实现。在其他实施例中,这些功能可以使用数字信号处理器、图形处理器、ASIC或使用注入FPGA的编程数字逻辑来实现。

[0047] 用户界面261可以包括用于接受数据输入、控制参数,工作指令等和/或输出数据、报告、状态指示器、错误消息、报警、图像等的多个输入和输出装置中的任何一个。例如,用户界面261可以包括键盘、指示器(例如,鼠标,数字化平板电脑,触模板,操纵杆,轨迹球,触摸屏界面等)、麦克风、扬声器、显示器和/或类似物。应当理解,根据公开技术的实施例,用户界面261可以包括显示器251。

[0048] 图6是根据本公开技术的实施例由超声成像机执行以便以高帧速产生组织/造影剂组合图像的步骤的流程图。尽管为了便于说明以特定顺序描述了步骤,然而应当理解,可以以不同的顺序执行步骤,或者可以执行替代步骤以实现所描述的功能。如本领域技术人员将理解的那样,这些步骤优选地被存储在诸如RAM、ROM、EEPROM的计算机可读介质上,以由可编程处理器执行,或者由诸如FPGA的构造的数字逻辑来执行。

[0049] 从300开始,处理器指示超声成像机中的发射电子器件从低频换能器阵列沿方向

“n”生成诸如平面波的未聚焦超声波。在302,超声成像机中的接收电子器件响应于来自造影剂的高频回波捕获由高频换能器阵列产生的高频超声回波信号。在304,处理器指示发射电子器件从高频换能器阵列沿方向n产生平面波。在306,超声成像机中的接收电子器件响应于来自组织的高频回波信号捕获由高频换能器阵列产生的高频回波信号。

[0050] 在308,确定是否已经覆盖了所有N个平面波发射方向。如果否,则处理返回到300,并且低频平面波在下一方向上被发射。一旦使用了所有的平面波方向,在312系统就在射频域中对来自造影剂的高频回波数据进行时空波束成形,以产生造影剂图像帧。在314,系统在射频域中对来自组织的高频回波数据进行时空波束成形,以产生组织图像帧。在316,将来自造影剂图像帧的像素与来自组织图像帧的像素组合或混合,以产生组织/造影剂组合图像帧。在一些实施例中,在对回波数据进行时空波束成形之前,将射频回波数据混合到较低频率。在一个实施例中,可以如“Ultrafast Imaging in Biomedical Ultrasound (生物医学超声中的超快成像)”,Mickael Tranter和Mathias Fink,IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control (IEEE超声,铁电体和频率控制), Vol.61, No.1, 2014年1月中所述进行,该文献在此引用作为参考。

[0051] 在上述实施例中,用于激发造影剂的低频平面波与用于组织成像的高频平面波交织。然而,可以首先发射用于造影剂成像的所有低频平面波(例如2-1000+),然后发射用于组织成像的高频平面波,反之亦然,如图7所示。此外,虽然不同发射方向的数量优选地大于1,但是应当理解,可以通过对造影剂/组织在单个方向上声能穿透来制作图像。

[0052] 在一些实施例中,来自造影剂的高频回波数据被进一步处理以确定感兴趣区域中血液的多普勒色流或功率多普勒特征。可以生成显示组织和多普勒信息或多普勒和造影剂信息的组合图像。在一些实施例中,为用户生成并显示还包括多普勒信息的组织/造影剂组合图像(例如,三模式图像)。

[0053] 在一些实施例中,可以使用alpha混合或像素替换来生成组织/造影剂组合图像。如本领域技术人员将理解的那样,组织图像和造影剂图像中的每个像素位置与特定的回波强度相关联。因此,代表造影剂的造影剂图像中的像素可以通过它们的强度来识别并用于替换组织图像中相同位置的像素以产生组织/造影剂组合图像。在一些实施例中,代表来自造影剂的回波的像素可以与表示组织的灰度像素相比以对比色示出,以便突出显示血管或运动的血流。

[0054] 根据前述内容,将理解的是,出于说明的目的已经在本文中描述了本发明的特定实施例,但是在不脱离本发明的范围的情况下可以进行各种修改。例如,低频换能器阵列和高频换能器阵列的工作频率可以取决于许多因素来修改,例如待成像组织的深度或类型。另外,低频换能器阵列可以用于响应于低频平面波的声能穿透根据由组织生成的回波数据产生较低频率的组织图像。替代地,低频换能器阵列可以捕获由高频换能器阵列产生的高频声能穿透平面波的子谐波的回波信号。由高频换能器阵列产生的超声平面波可以在与由低频换能器阵列发射的平面波的方向不同的方向上发射。可替代地,高频换能器阵列可以仅在单个方向上发射平面波以产生组织图像而没有空间合成。在又一个实施例中,仅低频换能器产生平面波,并且高频换能器阵列可以使用常规的束线发射和接收成像技术来产生组织图像。因此,本发明除所附权利要求书外不受限制。

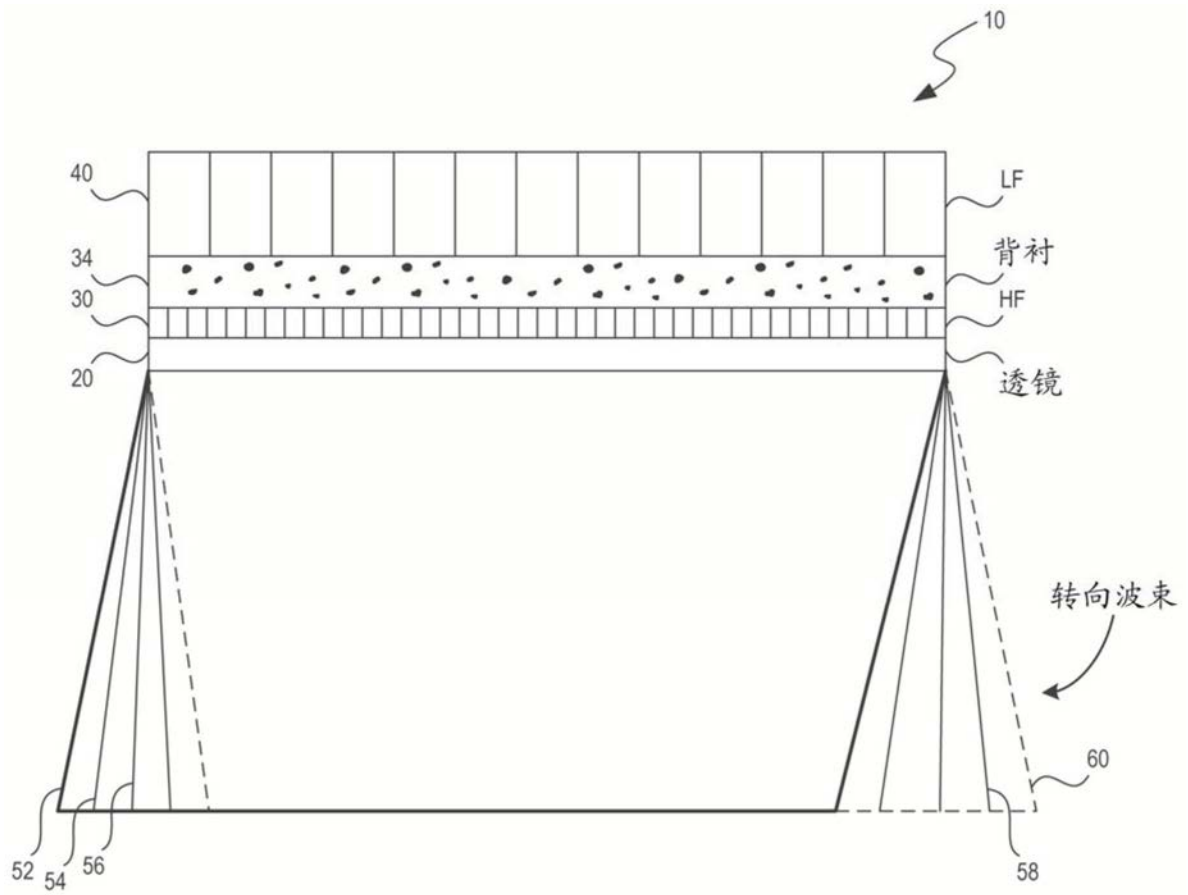


图1

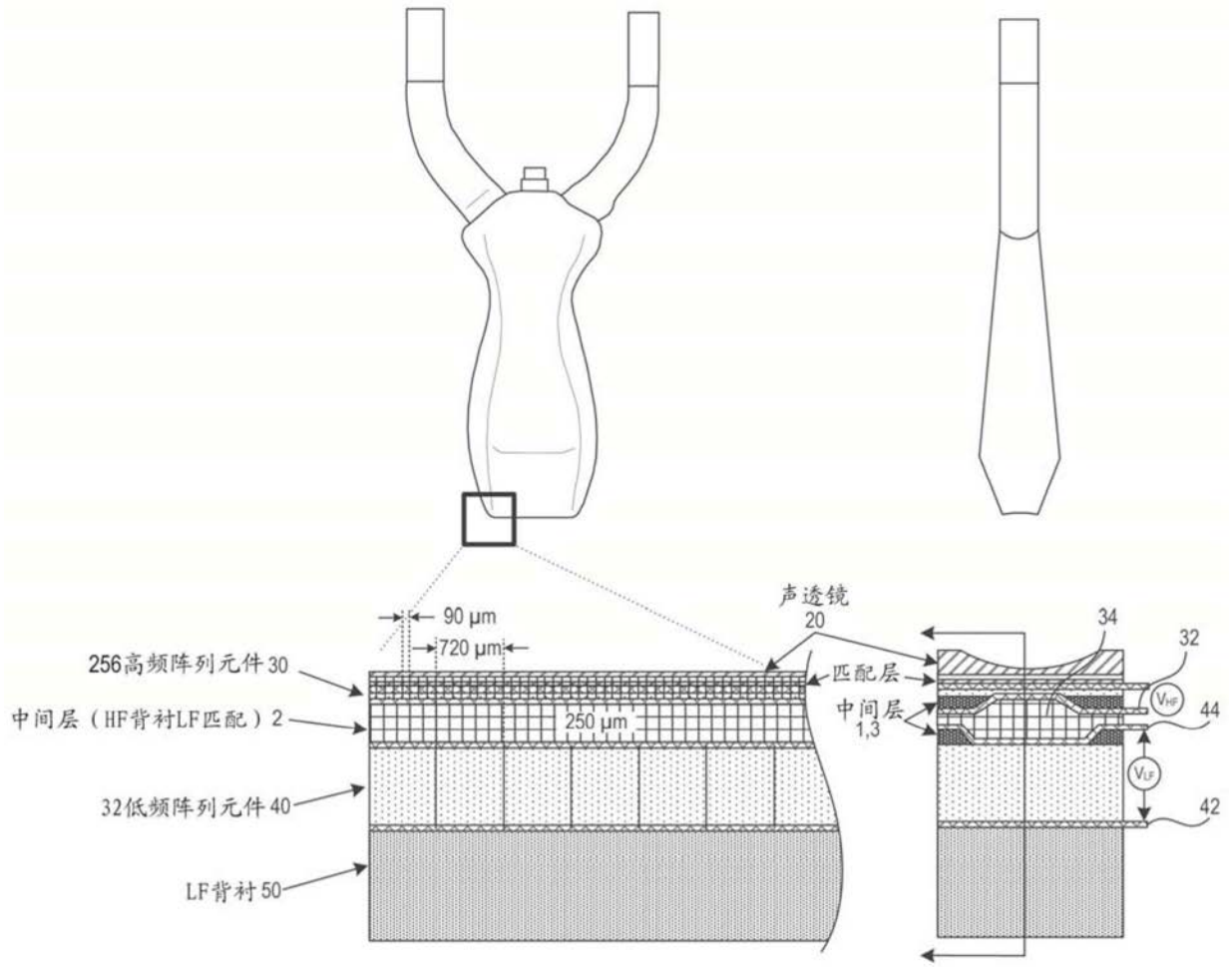


图 2A

图 2B

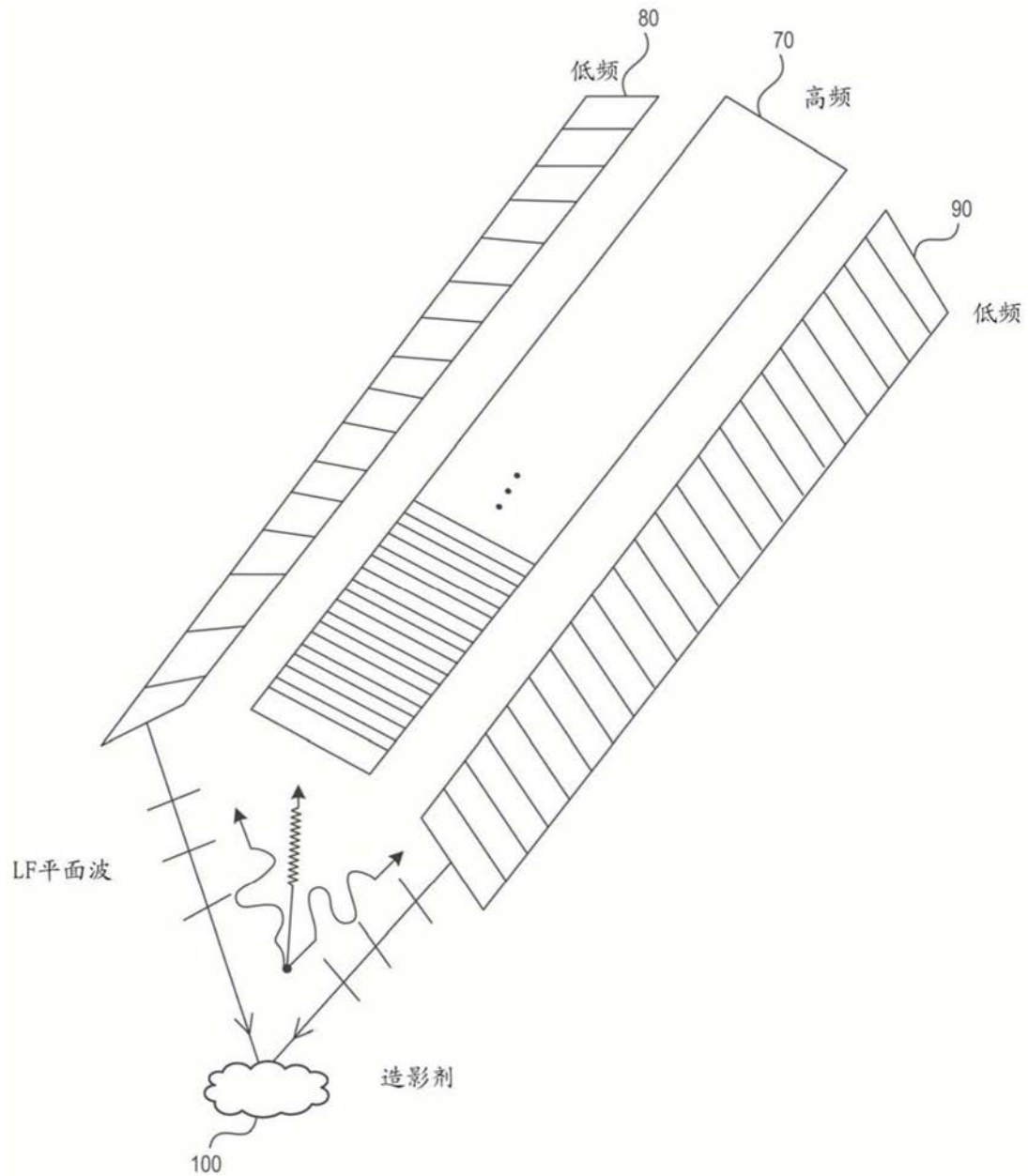


图3

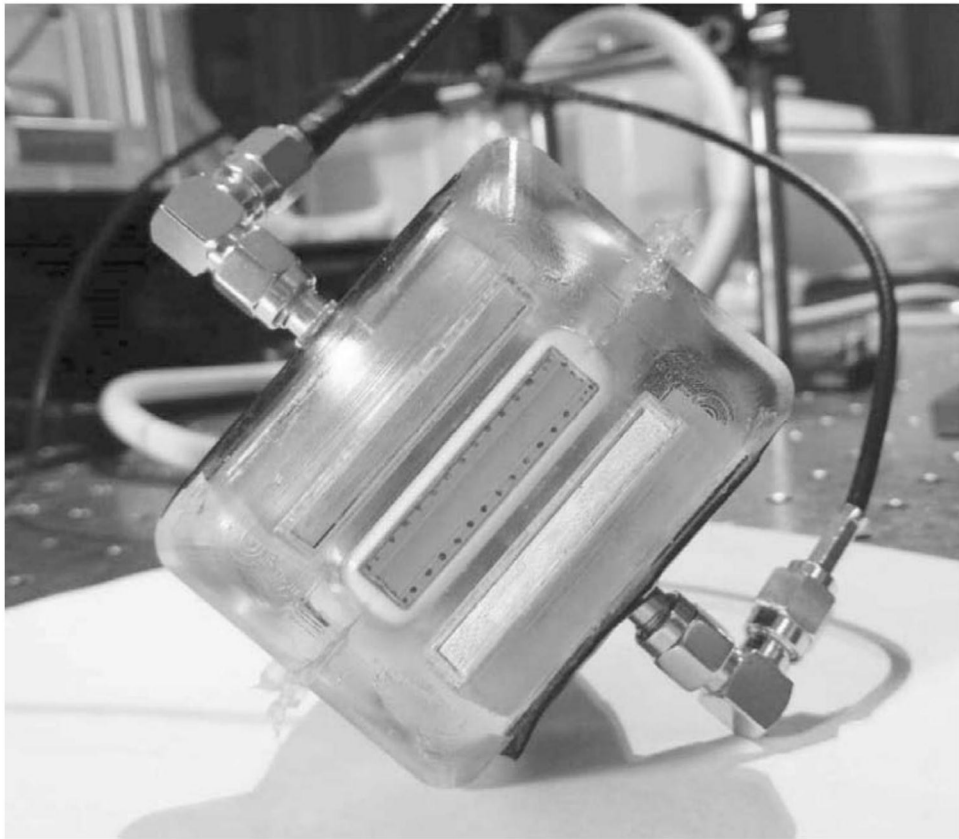


图4

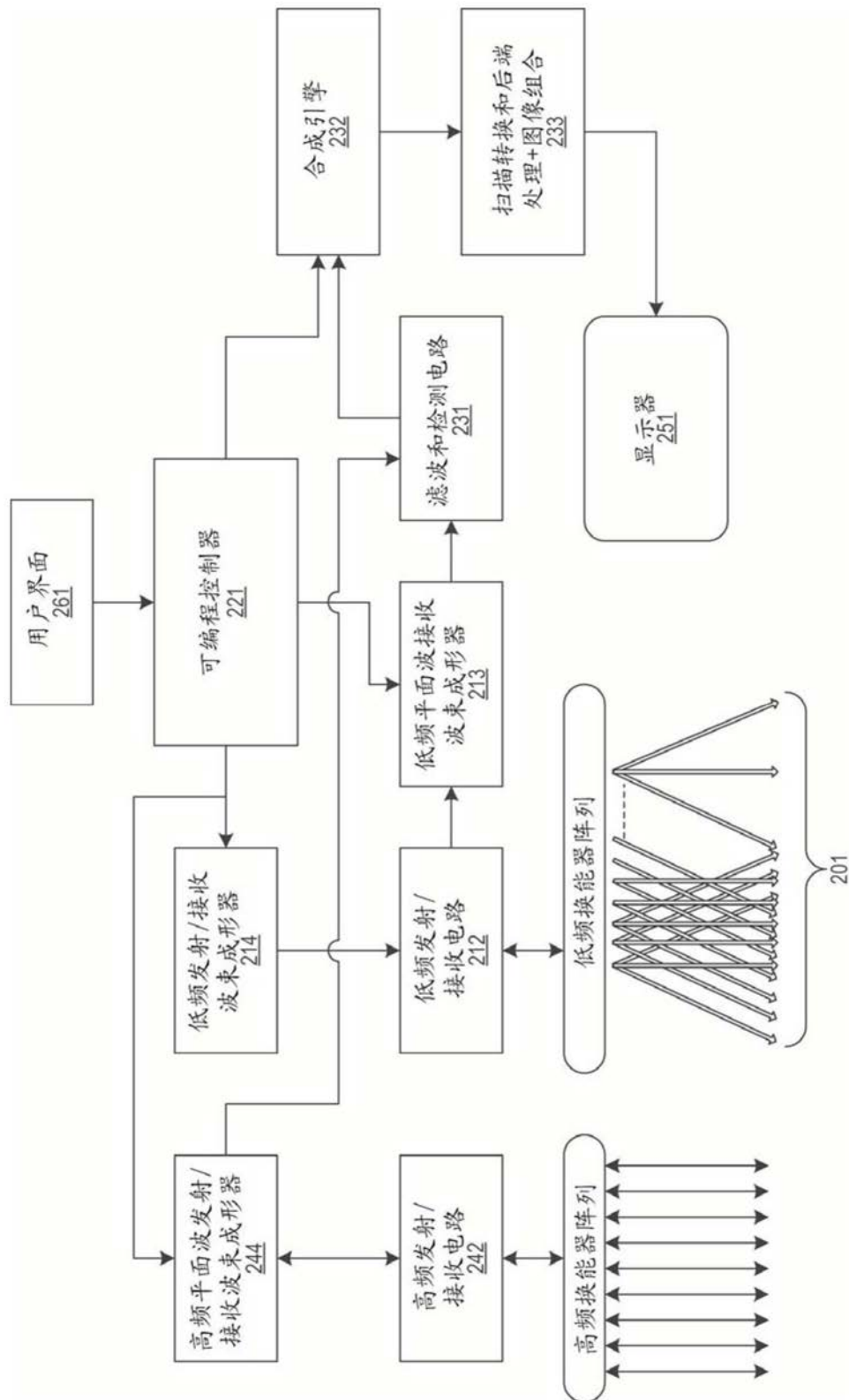


图5

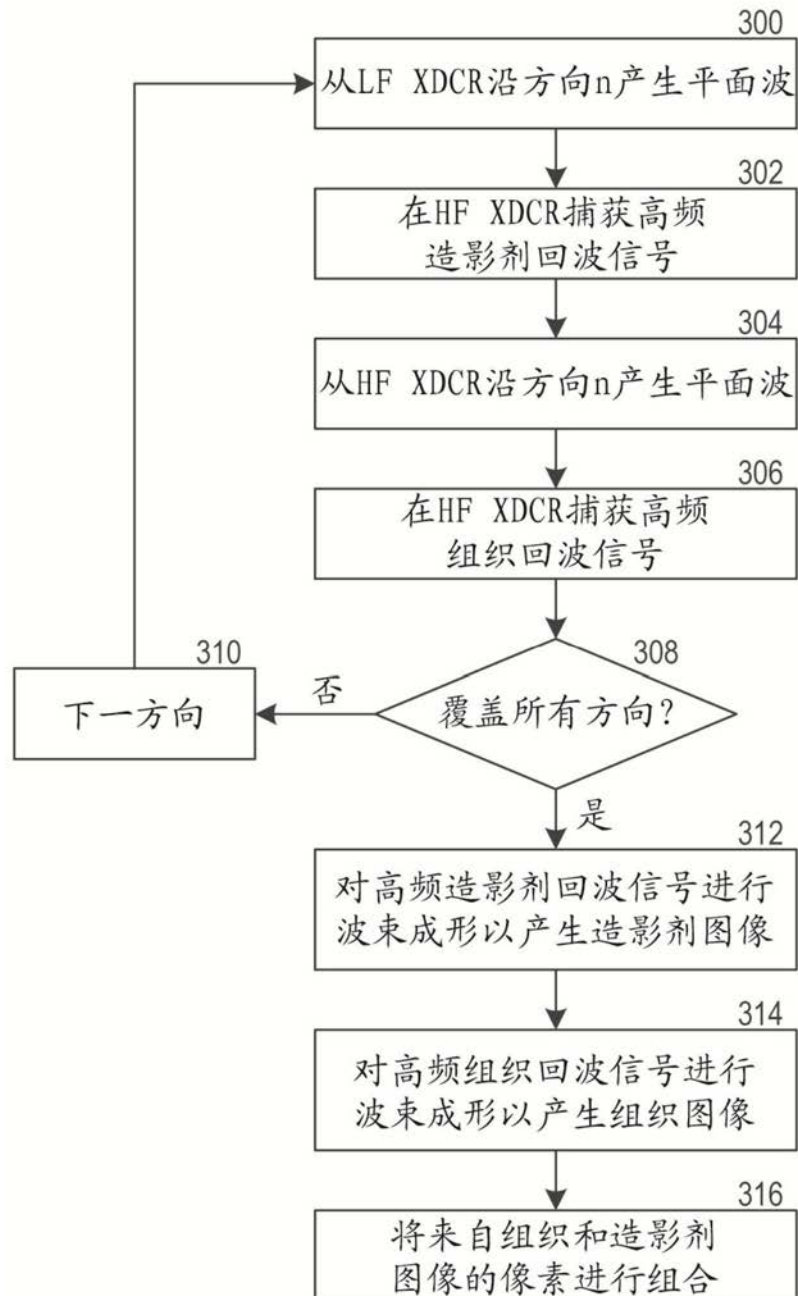


图6

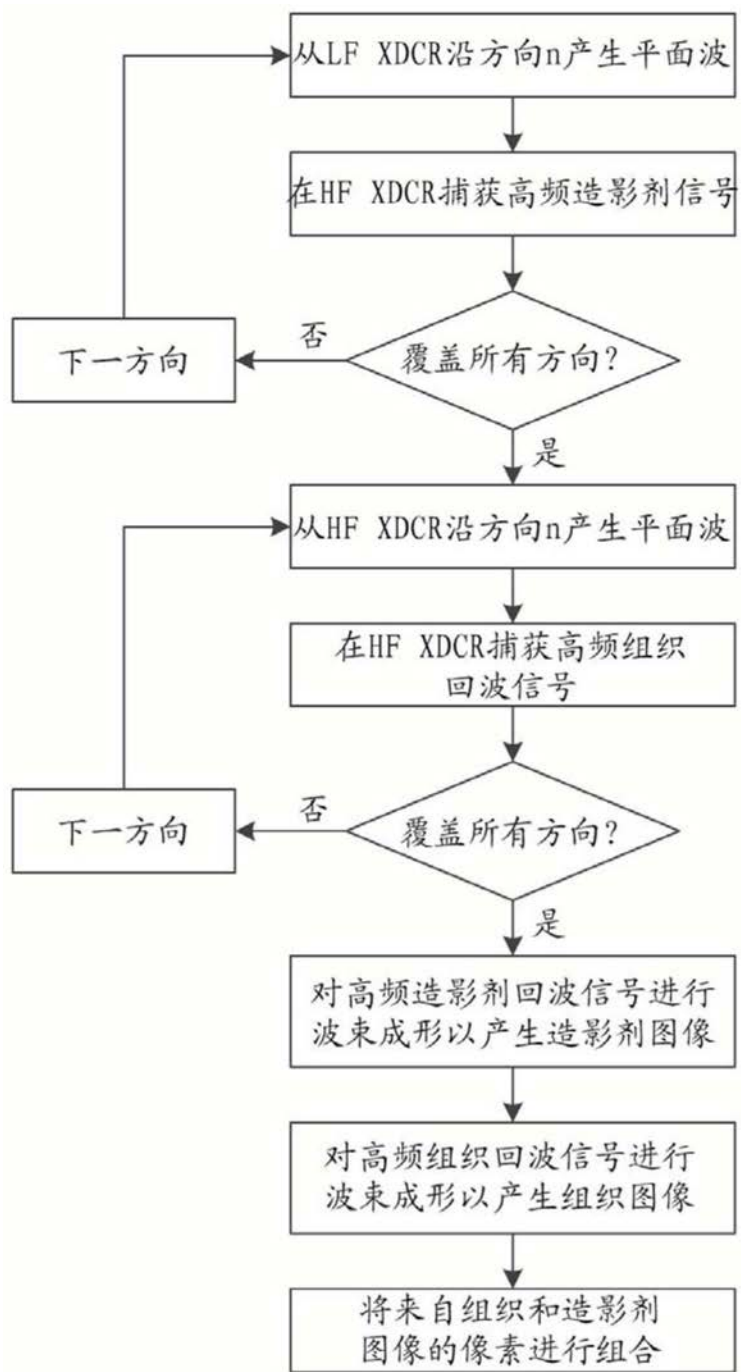


图7

专利名称(译)	双频平面超声成像系统		
公开(公告)号	CN111107791A	公开(公告)日	2020-05-05
申请号	CN201880056852.9	申请日	2018-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司 索尼布鲁克研究所		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司 索尼布鲁克研究所		
[标]发明人	德西蒙希尔森 尼古拉斯克里斯托弗沙格尔 杨婧		
发明人	F·斯图尔特·福斯特 德西蒙·希尔森 尼古拉斯·克里斯托弗·沙格尔 伊曼纽尔·W·切林 印建华 杨婧 克里斯汀·德莫尔		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4477 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/5246 G01S7/52039 G01S7/52074 G01S15/8915 G01S15/8952 G01S15/8995 A61B8/4494		
优先权	62/553497 2017-09-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种双频换能器阵列包括一个或多个低频换能器阵列和高频换能器阵列。诸如平面波的未聚焦超声波由一个或多个低频换能器阵列在多个不同方向上发射到高频换能器阵列的成像区域中。由成像区域中的受激发造影剂产生的高频回波信号由高频换能器阵列接收以产生造影剂图像。在另一个实施例中，高频换能器产生未聚焦超声以激发成像区域中的造影剂，并且低频换能器接收来自受激发造影剂的低频回波信号。组织图像根据由高频或低频换能器接收的回波信号来生成。来自组织图像和造影剂图像的回波数据被组合以产生组织/造影剂组合图像。

