



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111050655 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201880042472.X

(74)专利代理机构 青岛联智专利商标事务所有
限公司 37101

(22)申请日 2018.05.24

代理人 迟姗 刘丹丹

(30)优先权数据

62/512048 2017.05.28 US

62/593519 2017.12.01 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/13(2006.01)

A61B 8/15(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.12.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/034452 2018.05.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/222502 EN 2018.12.06

(71)申请人 利兰斯坦福初级大学董事会

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 李熠磊 S·褚

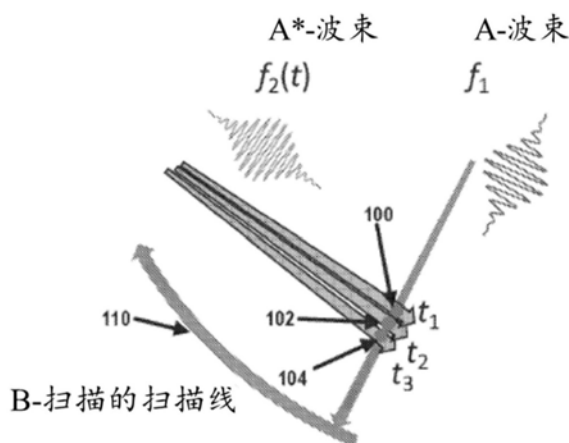
权利要求书2页 说明书15页 附图18页

(54)发明名称

通过非线性定位进行的超声成像

(57)摘要

公开了一种非线性超声成像系统和方法。一方面,一种非线性超声成像系统包括:第一换能器,其被配置为沿着扫描线发射第一超声信号;第二换能器,其被配置为沿着扫描线扫描第二超声信号,以使得第一和第二超声信号在多个体素处相交;以及第三换能器,其被配置为接收与第一超声信号和第二超声信号在多个体素处的相互作用相关联的回波。非线性超声成像系统还包括处理器,该处理器被配置为基于回波生成超声图像。



1. 一种非线性超声成像方法,所述方法包括:

发射以第一频率为中心的第一超声信号;

发射以第二频率为中心的第二超声信号,其中,发射所述第二超声信号包括:在一方向上扫描所述第二超声信号,以使得在所述第一超声信号沿着扫描线传播时,所述第二超声信号在沿所述扫描线的多个体素处与所述第一超声信号相交,其中,所述第一频率和所述第二频率不同;

对与沿所述扫描线的所述多个体素中的所述第一超声信号和所述第二超声信号的相互作用相关联的回波进行处理;以及

基于所述处理生成超声图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:在所述扫描期间,对离散频率之间的所述第一频率和所述第二频率中的至少一个进行频率调制。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述处理包括:至少部分地基于所述第一频率和所述第二频率中的至少一个的调制来区分所述回波中的两个回波,其中,所述两个回波与所述多个体素中的相邻体素相关联。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述处理包括频率合成。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述处理还包括空间合成。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,超声换能器的相控阵执行所述扫描。

7. 根据权利要求1所述的方法,还包括:可视地显示表示所述超声图像的B超图像。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,能识别出所述B超图像中的大约1毫米的尺寸的特征。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,与所述多个体素中的体素相关联的回波的频率对应于所述体素中的所述第一超声信号的所述第一频率与所述第二超声信号的所述第二频率之间的差。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一超声信号的所述第一频率和所述第二超声信号的所述第二频率相差至少500千赫兹。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成所述超声图像包括以至少10赫兹的帧率实时生成超声图像。

12. 一种超声成像系统,包括:

第一换能器,所述第一换能器被配置为沿着扫描线发射以第一频率为中心的第一超声信号;

第二换能器,所述第二换能器被配置为沿着一方向扫描以第二频率为中心的第二超声信号,以使得在所述第一超声信号沿着扫描线传播时,所述第二超声信号在沿所述扫描线的多个体素处与所述第一超声信号相交,其中,所述第一频率和所述第二频率不同;

第三换能器,所述第三换能器被配置为接收与所述多个体素的体素中的所述第一超声信号和所述第二超声信号的相互作用相关联的回波,所述回波以第三频率为中心,所述第三频率基于所述第一超声信号的第一频率和所述第二超声信号的第二频率;以及

处理电路,所述处理电路被配置为基于所述回波生成超声图像。

13. 根据权利要求12所述的超声成像系统,其中,所述第二换能器被配置为对离散频率之间的所述第二超声信号进行频率调制。

14. 根据权利要求13所述的超声成像系统,其中,所述处理电路被配置为:基于与所述多个体素中的相邻体素相关联的回波的频率,将与来自所述相邻体素的与所述第一超声信号和所述第二超声信号的相互作用相关联的回波进行区分。

15. 根据权利要求12所述的超声成像系统,其中,所述第一换能器包括超声换能器的线性相控阵列。

16. 根据权利要求12所述的超声成像系统,其中,所述第一换能器被配置为对离散频率之间的所述第一超声信号进行频率调制。

17. 根据权利要求12所述的超声成像系统,其中,所述处理电路被配置为执行频率合成。

18. 根据权利要求12所述的超声成像系统,还包括被配置为在视觉上呈现所述超声图像的显示器。

19. 一种超声换能器头,包括:

第一相控换能器阵列,所述第一相控换能器阵列被配置为发射以第一频率为中心的第一超声信号;

第二相控换能器阵列,所述第二相控换能器阵列被配置为发射以第二频率为中心并且与所述第一超声信号非共线的第二超声信号,所述第一频率和所述第二频率不同;以及

第三换能器阵列,所述第三换能器阵列被配置为检测具有与所述第一超声信号和所述第二超声信号的相互作用相关联的频回波;

其中,所述第一相控换能器阵列、所述第二相控换能器阵列和第三相控换能器阵列包括在公共换能器头上。

20. 根据权利要求19所述的超声换能器头,其中,所述第一相控换能器被配置为沿一方向扫描所述第一超声信号,其中,所述第二相控换能器阵列被配置为沿一方向扫描所述第二超声信号并且对离散频率之间的所述第二超声信号的第二频率进行调制,其中,第三相控换能器阵列被配置为聚焦在所述第一超声信号和所述第二超声信号的交点处。

通过非线性定位进行的超声成像

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2017年5月28日提交的题为“SPECKLE-FREE ULTRASOUND IMAGING BY NONLINEAR LOCALIZATION”的美国临时专利申请No.62/512,048和2017年12月1日提交的题为“NONLINEAR CONTRAST ULTRASOUND IMAGING”的美国临时专利申请No.62/593,519的优先权的权益。出于所有目的并通过引用的方式将这些优先权申请中每一个的内容作为整体并入到本文中。

技术领域

[0003] 本公开的技术涉及非线性超声成像。

背景技术

[0004] 超声成像是用于具有许多期望特征的诊断成像的越来越重要的工具。超声成像用于对患者的内部结构(例如,肌肉、血管、器官)进行成像,并诊断(或排除)各种疾病和状况。超声成像已广泛用于孕妇以监测子宫内胎儿的健康生长。

[0005] 超声波是具有高于人类可听范围的频率的声波,其频率通常可延伸至约20kHz。通过使用超声波发射器或换能器将超声波脉冲发送到患者(或正在成像的其他物体)的组织中来生成超声波图像。超声波在组织进行反射或回波。超声波接收器或换能器接收回波并将其处理成提供有关患者组织的有用信息的图像。最常见的超声图像的类型是B超(B-mode)图像。B超图像示出了成像的组织的二维横截面的声阻抗。组织的声阻抗是由组织中声音的密度和速度的乘积给出的线性弹性属性。

[0006] 超声成像相对于其他形式的医学成像具有多个优点,这是因为它相对较快、提供实时成像、成本低并且不会像X射线诊断那样使患者暴露于电离辐射下。然而,超声成像方法和系统可能会受困于明显的斑点噪声(例如,由于成像的组织的声波向后散射而导致超声图像中出现显著且广泛的背景噪声)的存在,并且超声成像在临床实践中的有用分辨率可能会降低。

发明内容

[0007] 在权利要求书中描述的每个创新都有数个方面,没有哪个方面单独作用于期望的属性。在不限制权利要求的范围的情况下,现在将简要描述本公开的一些突出特征。

[0008] 本公开的一个方面是一种非线性超声成像方法。该方法包括:发射以第一频率为中心的第一超声信号;发射以第二频率为中心的第二超声信号,其中,发射所述第二超声信号包括:在一定方向上扫描所述第二超声信号,以使得在所述第一超声信号沿着扫描线传播时,所述第二超声信号在沿所述扫描线的多个体素处与所述第一超声信号相交,其中,所述第一频率和所述第二频率不同。所述方法还包括对与沿所述扫描线的所述体素中的所述第一超声信号和所述第二超声信号的相互作用相关联的回波进行处理;以及基于所述处理生成超声图像。

[0009] 所述方法还可以进一步包括：在所述扫描期间，对离散频率之间的所述第一频率和所述第二频率中的至少一个进行频率调制。

[0010] 在所述方法中，处理回波可以进一步包括：至少部分地基于对所述第一频率和所述第二频率中的至少一个的调制来区分所述回波中的两个回波，其中，所述两个回波与所述体素中的相邻体素相关联。

[0011] 在所述方法中，处理回波可以进一步包括频率合成。

[0012] 在所述方法中，处理回波可以进一步包括空间合成。

[0013] 在所述方法中，超声换能器的相控阵可以执行对所述第二超声信号的扫描。

[0014] 所述方法可以进一步包括可视地显示表示所述超声图像的B超图像。

[0015] 在所述方法中，可以识别出在所述方法中显示的所述B超图像中的大约1毫米的尺寸的特征。

[0016] 在所述方法中，与所述体素中的体素相关联的回波的频率对应于所述体素中的所述第一超声信号的第一频率与所述第二超声信号的第二频率之间的差。

[0017] 在所述方法中，所述第一超声信号的第一频率和所述第二超声信号的第二频率相差至少500千赫兹。

[0018] 在所述方法中，产生所述超声图像可以包括以至少10赫兹的帧率实时生成超声图像。

[0019] 本公开的另一方面是一种超声成像系统。该系统包括：第一换能器，其被配置为沿着扫描线发射以第一频率为中心的第一超声信号；第二换能器，其被配置为沿着一定方向扫描以第二频率为中心的第二超声信号，以使得在所述第一超声信号沿着扫描线传播时，所述第二超声信号在沿所述扫描线的多个体素处与所述第一超声信号相交，其中，所述第一频率和所述第二频率不同。该系统还包括第三换能器，其被配置为接收与所述体素的体素中的所述第一超声信号和所述第二超声信号的相互作用相关联的回波，所述回波以第三频率为中心，所述第三频率基于所述第一超声信号的第一频率和所述第二超声信号的第二频率；以及处理电路，其被配置为基于所述回波生成超声图像。

[0020] 在所述超声成像系统中，所述第二换能器可以被配置为对离散频率之间的所述第二超声信号进行频率调制。

[0021] 在所述超声成像系统中，所述处理电路可以被配置为：基于与所述相邻体素相关联的回波的频率，将与来自所述体素的相邻体素的与所述第一超声信号和所述第二超声信号的相互作用相关联的回波进行区分。

[0022] 在所述超声成像系统中，所述第一换能器可以包括超声换能器的线性相控阵列。

[0023] 在所述超声成像系统中，所述第一换能器可以被配置为对离散频率之间的所述第一超声信号进行频率调制。

[0024] 在所述超声成像系统中，所述处理电路可以被配置为执行频率合成。

[0025] 所述超声成像系统还可以包括被配置为在视觉上呈现所述超声图像的显示器。

[0026] 本公开的另一方面是一种超声换能器头。该超声换能器头包括：第一相控换能器阵列，其被配置为发射以第一频率为中心的第一超声信号；第二相控换能器阵列，其被配置为发射以第二频率为中心并且与所述第一超声信号非共线的第二超声信号，所述第一频率和所述第二频率不同；以及第三换能器阵列，其被配置为检测具有与所述第一超声信号和

所述第二超声信号的相互作用相关联的频率的回波。在所述超声换能器头中,所述第一相控换能器阵列、所述第二相控换能器阵列和所述第三相控换能器阵列可以包括在公共换能器头上。

[0027] 在所述超声换能器头中,所述第一相控换能器可以被配置为沿一定方向扫描所述第一超声信号,其中,所述第二相控换能器阵列可以被配置为沿一定方向扫描所述第二超声信号并且对离散频率之间的所述第二超声信号的第二频率进行调制,其中,第三相控换能器阵列可以被配置为聚焦在所述第一超声信号和所述第二超声信号的交点处。

[0028] 为了总结本公开,本文已经描述了本发明的某些方面、优点和新颖特征。应当理解,根据任何特定实施例,不一定可以实现所有这些优点。因此,可以实现或优化本文所教导的一个优点或一组优点的方式来实施或实现本发明,而不必实现本文所教导或建议的其他优点。

附图说明

[0029] 现在将通过非限制性示例的方式参照附图描述本公开的实施例。

[0030] 图1A示出了根据所公开的技术的实施例的利用相交波束的A-扫描(A-scan)的相交超声脉冲,并且还示出了如何利用相交波束的扫描来形成B-扫描(B-scan)图像。

[0031] 图1B示出了根据所公开的技术的实施例的作为时间函数的图1A的相交波束的超声脉冲和回波的频率。

[0032] 图1C示出了根据所公开技术的实施例的超声脉冲在多个体素处的相交。

[0033] 图1D示出了根据所公开的技术的实施例的被配置为发射具有不同频率的超声信号的换能器以及被配置为接收与来自该换能器的超声信号的相互作用相关联的回波的另一换能器。

[0034] 图2示出了根据所公开的技术的实施例的针对可以形成频率合成的基础的三个扫描的图1A的波束中的一个的超声脉冲的曲线图。

[0035] 图3A示出了根据所公开的技术的实施例的包括两个线性阵列和换能器元件阵列的超声换能器头,该两个线性阵列可以发射图1A的相交波束,该换能器元件阵列可以接收超声返回信号。

[0036] 图3B示出了根据所公开的技术的实施例的包括的两个线性阵列和换能器元件阵列的另一个超声换能器头,该两个线性阵列可以发射图1A的相交波束,该换能器元件阵列可以接收超声返回信号。

[0037] 图4示出了根据所公开的技术的实施例的包括多个超声换能器的系统,所述多个超声换能器用于发射图1A的相交波束以及接收超声返回信号。

[0038] 图5A示出了根据所公开的技术的实施例的一片鲑鱼组织的光学图像,鲑鱼组织的线性超声图像以及鲑鱼组织的非线性超声图像。

[0039] 图5B示出了带有骨头的鱼的光学、线性超声和非线性超声图像。

[0040] 图6示出了根据所公开的技术的实施例的使用非线性超声扫描获得的第一线扫描和使用线性超声扫描获得的第二线扫描的曲线图。

[0041] 图7示出了根据所公开的技术的实施例的作为两个相交超声束的振幅的乘积的函数的差频信号的振幅的曲线图。

[0042] 图8示出了根据所公开的技术的实施例的以变化的差频获得的非线性超声图像以及从非线性超声图像获得的合成图像。

[0043] 图9示出了根据所公开的技术的实施例的图1A的第一相交波束、图1A的第二相交波束、来自相交体素的非线性发射、以及非线性发射的强度的空间分布的模拟声场的曲线图。

[0044] 图10是根据所公开的技术的实施例的用于非线性超声成像的系统的框图。

[0045] 图11示出了根据所公开的技术的实施例的激励高斯脉冲(线性回波)的频谱和非线性信号(非线性回波)的频谱。

[0046] 图12示出了根据所公开的技术的实施例的猪肾、鲑鱼组织和鼠脑的光学图像、其线性对比度超声图像以及其非线性对比度超声图像。

[0047] 图13示出了根据所公开的技术的实施例的在不同的差频获得的图12的猪肾组织的非线性超声图像以及从非线性超声图像获得的合成图像。

[0048] 图14A是根据所公开的技术的实施例的与测量流体流的非线性超声成像系统相关的图。

[0049] 图14B示出了根据所公开技术的实施例的流过管道的流体的非线性超声图像。

[0050] 图14C是根据所公开的技术的实施例的使用非线性超声成像系统测量的随时间变化的流速的曲线图。

[0051] 图15是根据所公开的技术的实施例的非线性超声成像的方法的流程图。

具体实施方式

[0052] 以下对某些实施例的详细描述给出了对特定实施例的各种描述。然而,本文描述的创新可以以例如权利要求书所定义和涵盖的多种不同方式来体现。在该说明书中,参考了附图,其中相似的附图标记可以表示相同或功能相似的元件。将理解的是,附图中示出的元件不一定是按比例绘制的。此外,将理解的是,某些实施例可以包括比附图中示出的更多的元件和/或附图中示出的元件的子集。此外,一些实施例可以结合两个或更多个附图的特征的任何合适的组合。本文提供的标题仅是为了方便起见,并不一定影响权利要求的范围或含义。

[0053] I. 非线性超声成像系统和方法

[0054] 本文公开的技术使用声频混合,其中,两个频率的声音在非线性介质中相互作用以产生第三频率。在某些实施例中,使用了差频生成(difference-frequency generation)。可以替代地或附加地使用和频(sum-frequency)和/或高阶非线性混合。对于频率中心为 f_1 和 f_2 (对应的波长为 λ_1 和 λ_2)的两个脉冲来说,差频处的非线性声音的中心频率为 $f_{NL} = |f_1 - f_2|$,并且中心波长 λ_{NL} 满足 $1/\lambda_{NL} = |1/\lambda_1 - 1/\lambda_2|$ 。这两个脉冲非共线的传播,因此仅当这两个脉冲在空间和时间上相交时才产生非线性信号,从而查询相交体素的非线性声学响应。当这两个脉冲以大约 90° 的角度相交时可以实现最佳分辨率。另外,可以通过调整 λ_1 和/或 λ_2 来调准 λ_{NL} ,以允许通过频率合成来进一步减少斑点。

[0055] 在至少一些实施例中,激励频率与非共线传播的超声脉冲相关联,从而使得仅当两个脉冲相交时才产生非线性信号。对激励频率的相交脉冲的协同扫描能够快速成像。此外,可以通过在 λ_1 和/或 λ_2 波长处调整激励信号来调准非线性信号 λ_{NL} ,从而可以通过频率或

频谱合成来进一步减少斑点。

[0056] 一种超声成像模式是B超(B-mode),其中,像素的亮度表示组织内部相应体素的回声性或回声强度。B超声音回声是由声阻抗的变化产生的,声阻抗由声音的密度和速度的乘积给出。组织谐波成像可用于通过利用基波传播到组织中时产生的谐波来提高B超图像的质量。由于谐波远离表面产生,因此混响效应大大降低。组织谐波图像的另一个优点是,与基波(例如,激励)波长相比,谐波的较短波长可获得更好的分辨率。尽管谐波的生成源于介质的非线性,但是谐波图像中像素的亮度是由线性反向散射的声音产生的。因此,谐波图像的对比度仍然代表线性对比度。

[0057] 非线性混频是由密度相对于压力的二次变化引起的。因此,期望非线性图像具有与线性图像不同的对比度。此外,可以极大地增强某些解剖特征的对比度。

[0058] 如上所述,超声成像正成为用于诊断成像的越来越重要的工具。超声成像具有许多理想的特性,例如,相对快速、实时成像,成本低,并且不像X射线诊断那样暴露在电离辐射下。然而,超声成像会存在明显的斑点噪声(例如,由于成像组织的声音的反向散射,所以超声图像中存在显著且广泛的背景噪声)。在临床和其他情况下,斑点噪声会降低此类超声图像的有用分辨率。

[0059] 斑点噪声可能是由于每个散射体素内的散射体的分布而导致声音的相干后向散射的结果。体素是要成像的空间体积的单个单位。我们假设在每个体素中都有散射振幅 $A_1(\vec{x}_1), A_2(\vec{x}_2), A_3(\vec{x}_3), \dots$ 。如果这些振幅相长或相消干涉,则散射信号 $|A_1(\vec{x}_1) + A_2(\vec{x}_2) + A_3(\vec{x}_3) + \dots|^2$ 可以大于或小于每个散射体的散射强度之和, $|A_1(\vec{x}_1)|^2 + |A_2(\vec{x}_2)|^2 + |A_3(\vec{x}_3)|^2 + \dots$,从而产生斑点。

[0060] 有几种减少斑点的方法。一种方法是对N个独立的斑点图像进行平均,这样可以将斑点减少 \sqrt{N} 倍。可以通过使用超声阵列的不同部分来获得多个图像。在总孔径长度为L的线性阵列中,任何给定深度z的分辨率大约与L/z成比例。如果出于减少斑点的目的而将孔径分为N个子段,则每个视图的空间孔径将减小N倍,并且分辨率变为 $(L/N)/z$ 。因此,这种减少斑点的方法牺牲了图像获取时间和空间分辨率。还有后期数据收集图像处理算法。然而,由于斑点图案的随机性和高密度,后期数据收集算法通常不能恢复斑点图像中隐藏的所有丢失信息。

[0061] 提供了一种用于生成减少了斑点的超声图像和超声对比度图像的系统和方法。可以通过检测由多个激励超声脉冲的交点限定的局部空间体积(例如,体素)生成的非线性超声辐射来实现斑点的减少。可以以等于激励超声脉冲之间的差的差频来生成非线性超声辐射。尽管结合差频信号描述了本文公开的各种实施例,但是可以使用和频和/或高阶非线性信号来代替差频信号或除差频信号外附加的使用和频和/或高阶非线性信号。通过对激励超声脉冲进行空间扫描来扫描局部空间体积,以形成完整图像。换句话说,在期望的面积或体积上扫描激励超声脉冲以对一系列体素进行成像并建立该面积或体积的完整图像。在至少一些实施例中,通过增加差频超声辐射的波长来减少斑点。

[0062] 该方法在保持空间分辨率的同时减少了斑点。所公开的技术的应用包括但不限于医学诊断超声成像。

[0063] 本文公开了显著降低了斑点等级的用于超声成像的新方法和装置。该方法和装置利用声学差频生成,其中,两个激励频率的声音在非线性介质中相互作用以产生第三频率

的超声返回信号,该第三频率等于那两个频率之差。考虑到两个激励频率分别以 f_1 和 f_2 (对应的波长为 λ_1 和 λ_2)为中心的情形。非线性差频返回信号的中心波长 λ_{NL} 满足 $1/\lambda_{NL}=1/\lambda_1-1/\lambda_2$ 。从这一关系中,可以看出 λ_{NL} 比波长 λ_1 和 λ_2 更长。有利的是,人们可以选择 λ_1 和 λ_2 和成像配置,以使非线性信号的波长 λ_{NL} 明显大于图像体素的尺寸。因此,人们可能会期望每个体素中生成的非线性振幅具有基本相同的相位并相长干涉。但是,由于体素中的干涉条纹,所以没有完全消除斑点,而是可以有限地抑制斑点。通过混合对应于多个差频的图像,可以进一步改善斑点抑制。

[0064] II. 非线性超声成像的示例性实施例

[0065] 在示例性实施例中,成像体素由在空间和时间上相交的两个激励波束(例如,图1A的A-波束和A*-波束)限定,其中,图1A的A-波束和A*-波束由第一和第二换能器(例如,图3A的换能器阵列302和304)生成。A-波束的频率可以为 f_1 ,而A*-波束的频率可以为 $f_2(t)$ 。在每次行扫描中,A-扫描发射器都会发射持续时间为 Δt 的傅立叶变换有限高斯脉冲

$$[0066] \quad g(t) = \frac{1}{(2\pi\sigma^2)^{\frac{1}{2}}} \exp\left[-\frac{t^2}{2\sigma^2}\right],$$

$$[0067] \quad \Delta t \Delta \omega = 1, \quad (1)$$

[0068] 其中, $\Delta \omega = 2\pi \Delta f$ 和 Δt 分别是高斯傅里叶变换的 1σ 宽度。脉冲半高全宽 $\Delta t_{FWHM} = 2.35 \Delta t$ 。可以使用相控阵在一定方向上扫描A*-波束,以便当A-波束穿透组织时,A*-波束的焦点连续与A-波束相交。

[0069] 图1A示出了在时间和空间的不同点处与扫描的A*-波束相交的A-波束。A-波束和A*-波束之间的角度可以大约为90度。在某些应用中,A-波束和A*-波束之间的角度可以在大约40度到140度的范围内。如图1A所示,可以按一定方向扫描A*-波束,以使A*-波束在体素100、102和104处与A-波束相交。不同时间延迟、不同频率的回波检测对应于沿A-扫描的扫描线的不同z位置。可以通过A-波束和A*-波束的协同扫描来形成B-扫描图像。超声成像系统的处理电路可以对来自体素100、102和104的非线性响应进行成像。在A*-波束已经沿A-波束的长度扫描(在要成像的对象的期望深度内)之后,A-波束可以步进到另一个方向(例如,沿着B扫描的扫描线110),以便可以对其他体素(例如,与体素100、102和104相邻的体素)成像。通过这种方式,系统可以获得要成像的对象的B-扫描图像。

[0070] 在一些其他实施例中,可以沿着A*-波束扫描A-波束,并且可以在穿过B-扫描的扫描线110上扫描A*-波束。在另外的其他实施例中,可以独立地、一致地或以任何其他方式扫描A-波束和A*-波束,以便大约在以任何期望的方式成像的对象内移动有效成像的体素。

[0071] 为了避免在相邻体素中生成的非线性信号的相干干扰,A*-波束的频率 $f_2(t)$ 随时间变化。特别地,当在一定方向上扫描A*-波束时,A*-波束的频率 $f_2(t)$ 可以在两个或更多个离散频率之间切换。图1B示出了A*-波束的频率 $f_2(t)$ 如何可以在三个中心频率之间切换的一个示例。通过这种方式改变A*-波束的频率使得可以对不同的差频进行数字滤波,从而可以容易地区分相邻的体素。例如,可以在 f_2 的第一子频率处使用A*-波束激励体素100,在频率 f_1 处使用A-波束激励体素100,而可以使用调制到 f_2 的第二子频率的A*-波束激励体素102和104。如图1B所示,通过以不同的中心频率发射一系列脉冲,以这种方式,A*-波束可以激励体素100、102和104,对每个脉冲进行定时以在被成像的对象内在期望的深度(例如,在期望的体素)与来自A-波束的相应脉冲相交。通过这种布置,体素100、102和104分别生成非

线性返回信号,该非线性返回信号的频率为 f_1 与 f_2 的第一、第二或第三子频率之间的差。可以通过任何所需的滤波技术来区分这些返回信号。可以通过对任意波形发生器的输出进行编程来实现A*-波束的中心频率的切换。

[0072] 图1B示出了作为A波束和A*-波束的相交点位置处的时间的函数的A-波束、A*-波束的中心频率以及它们的差频。如图1B所示,A-波束可以保持恒定并且其中心频率为 f_1 。A*-波束可以在图1B所示的三个频率之间切换其中心频率。可以将A*-波束调制为具有两个或更多个频率。可替代的,可以对A-波束进行频率调制,并且可以对A*-波束进行频率调制,以沿扫描线在相邻体素中生成不同的差频。

[0073] 图1A和1B的技术可以使非线性超声系统能够以与线性超声系统相当的速率实时获得超声图像。特别地,本文公开的非线性超声系统也许能够以至少1Hz、至少5Hz、至少10Hz、至少20Hz或至少30Hz的帧速率获得超声图像。另外,系统可以捕获至少 100×100 像素、至少 200×200 像素或至少 400×400 像素的非线性超声图像,并可以以诸如至少1Hz、至少5Hz、至少10Hz、至少20Hz或至少30Hz的实时帧速率捕获此类图像。可以通过沿扫描线的A*-波束的快速扫描来实现较高的成像速率。特别地,线性超声系统的成像速率可能受到超声脉冲沿给定的A-波束扫描线的往返传播时间的限制。为了构建整个图像,A-波束可能必须沿着B-扫描的扫描线(例如,图1A的线110)进行扫描,并且A-波束在往返传播时间可能必须在每条扫描线上逗留。利用本非线性系统,A*-波束可以在大约往返传播时间上沿着A-波束扫描。因此,在线性和非线性成像模式中,A-波束也许能够以大约相同的速率沿着B-扫描的扫描线110进行扫描,并且本文公开的非线性超声成像系统可以提供相对高帧速率的B超成像。

[0074] 可以由对差频敏感的第三换能器(例如,图3A的换能器头300的元件306)检测差频声音。可以使用模拟滤波器对与差频谱带分离的背景进行衰减。在放大非线性信号以后,可以将电压信号数字化。为了确定来自沿线扫描深度 z 处的体素的信号,可以在以相应时间延迟为中心的时间窗口中分析数字化信号,该时间延迟可以表示为 $t = (z+z')/c$,其中, z' 是成像体素到检测器的距离,并且 c 是声速。时间窗口的持续时间大约由体素深度除以声速给出。

[0075] 可以通过对时域信号的数字傅立叶变换,然后如上所述地选择频域中的频带,来执行频域中的进一步滤波。可以通过对得到的差频强度进行积分来获得非线性信号。

[0076] 通过使用对应于1A和1B的方法,与传统扫描相比,数据获取的速度没有受到影响,这是因为A扫描时间仍然取决于声脉冲通过扫描范围内的深度的传播时间决定。A*换能器可以在A扫描的发射时间内发出连续的超声脉冲流。

[0077] 图1C示出了根据所公开技术的实施例的多个体素处的超声脉冲相交点。在以频率 f_1 发送超声信号的第一换能器的单个脉冲期间,以频率 f_2 发送超声信号的第二换能器可以在适当的位置扫描,以使其在时间分辨点 t_1, t_2, t_3 等处与第一超声信号相交。如图1C所示,为了优化非线性信号并最小化体素尺寸,可以使用聚焦相控阵来改变第二超声信号的每个连续脉冲的 f_1 和 f_2 处的聚焦点。图1C还示出了体素100、102和104,其可以是系统正在成像的较大对象内的各个局部空间体积。

[0078] 图1D示出了根据所公开的技术的实施例的被配置为发射具有不同频率的超声信号的换能器以及被配置为接收与来自该换能器的超声信号的相互作用相关联的回波的另

一换能器。如图1D所示,第一换能器被配置为发送频率为5MHz的超声信号,并且第二换能器被配置为发送频率为6MHz的超声信号。第三换能器被配置为检测频率为1MHz的差频信号,该差频信号与来自第一换能器和第二换能器的超声信号在体素中的相互作用相关联,其中,第一换能器和第二换能器的超声信号在该体素处在空间和时间上相交。

[0079] III. 非线性超声成像中的频率合成

[0080] 频率合成可以应用于非线性对比度成像以减少斑点。一种涉及可能不会降低帧速率的频率合成的改进的减少斑点的方案可以应用于非线性对比度成像。作为示例,在一个A-扫描期间顺序地发出N个A-脉冲以进行n倍频率合成。将A脉冲延迟一个成像体素。发射N个A*-脉冲序列以与N个A-脉冲相交以产生差频信号。为了举例说明的目的,让我们考虑N=3的情况。三个A-脉冲的中心频率为 f_1 。三个A*-脉冲序列的中心频率分别为 f_2 、 f'_2 和 f''_2 。每个A*-脉冲序列跟随一个A-脉冲,分别生成以 $|f_2-f_1|$ 、 $|f'_2-f_1|$ 和 $|f''_2-f_1|$ 为中心的差频。

[0081] 表1总结了在不同成像深度和时间延迟下的非线性频率生成。在接收端,检测到的多个频率是时间延迟的函数。数字频率滤波和接收焦点可实现频率分离(以及从而实现不同的深度)。例如,在时间 t_0 ,检测到的信号将是来自深度为 t_0c 频率为 $|f_2-f_1|$ 、深度为 $(t_0-\Delta t)c$ 频率为 $|f'_2-f_1|$ 、以及深度为 $(t_0-2\Delta t)c$ 频率为 $|f''_2-f_1|$ 的信号。在时间 $t_0+\Delta t$,检测到来自深度为 t_0c 频率为 $|f'_2-f_1|$ 的信号。通过使用这种方案,每个体素在一次A扫描中以N个差频成像,因此可以保持帧速率。合成N个非线性频带可以将斑点减少约 $1/\sqrt{N}$ 倍(a factor of \sqrt{N})。

[0082]

	...	t_0	$t_0 + \Delta t$	$t_0 + 2\Delta t$	$t_0 + 3\Delta t$	$t_0 + 4\Delta t$...
$(t_0 - 2\Delta t)c$...	$ f''_2 - f_1 $					
$(t_0 - \Delta t)c$...	$ f'_2 - f_1 $	$ f''_2 - f_1 $				
t_0c		$ f_2 - f_1 $	$ f'_2 - f_1 $	$ f''_2 - f_1 $			
$(t_0 + \Delta t)c$			$ f_2 - f_1 $	$ f'_2 - f_1 $	$ f''_2 - f_1 $		
$(t_0 + 2\Delta t)c$				$ f_2 - f_1 $	$ f'_2 - f_1 $	$ f''_2 - f_1 $	
$(t_0 + 3\Delta t)c$					$ f_2 - f_1 $	$ f'_2 - f_1 $...
$(t_0 + 4\Delta t)c$						$ f_2 - f_1 $...

[0083] 表1:可能不会降低帧速率的频率合成方案。行可以对应于在不同深度的成像体素(Δtc 是体素尺寸),并且列对应于不同的时间延迟。该表中的条目可以从相应的成像体素发出的非线性频率和时间延迟。

[0084] 在图2中示出了N=3的频率合成方案的示例的图。为了进一步改进斑点抑制,可以进行附加的A-扫描,其中频率会随时间逐步变化,以便在沿着扫描线的每个深度 $z(t_1, f_2)$ 处,频率 f_2 偏移到 f'_2 ,然后再偏移到 f''_2 ,以进行3次连续A-扫描。然后在 $f_{NL} = |f_2-f_1|, |f'_2-f_1|, |f''_2-f_1|, \dots$ 处产生多个非线性频带。可以将A*-波束中的频带分离开来,以便能够利用数字滤波来区分非线性频带。换句话说,例如,如结合图1A和1B所描述的,A*-波束的频率 $f_2(t), f'_2(t)$ 和 $f''_2(t)$ 中的每一个都可以在两个或更多个频率之间切换,以便于区分来自相邻体素的回波。这些非线性频带的合成可进一步将斑点减少 $1/\sqrt{N}$ 倍(a factor of \sqrt{N}),其中,N是非线性频带的数量。

[0085] 如图8所示,系统可以获得差频图像,例如,在多个差频处的图像800、802、804、806和808,然后将不同的图像合成为合成图像810以进一步抑制残留斑点和噪声。该系统

可以通过改变一个或两个激励频率来调整或改变每个差频图像(例如,非线性超声图像)的差频。图8的图像802对应于图5A的鲑鱼组织样品的 $1\text{cm}\times 1\text{cm}$ 截面的非线性图像504。如图8所示,特别是与分别在 1.4MHz 和 1.6MHz 处的图像806和808相比,合成图像810表现出较低的散斑度。该改进证明了频率合成对于进一步抑制残留斑点的有用性。

[0086] 图13示出了非线性超声成像系统如何能够受益于频率或频谱合成的另一示例。如图13所示,系统可以获得差频图像,例如,多个差频处的图像1300、1302、1304、1306和1308(例如,通过调整一个或两个激励频率),然后将不同的图像合成为合成图像1310,以进一步抑制残留斑点和噪声。如图13所示,特别是与分别在 1.4MHz 和 1.6MHz 处的图像1306和1308相比,合成图像1310表现出较低的散斑度。以 1.0MHz 的差频获得的图像1302对应于图12的图像1204。

[0087] IV. 非线性超声成像中的空间合成

[0088] 非线性信号的空间合成可以通过从多个不同角度对区域的图像求平均来执行。 M 倍空间合成可将斑点减少多达 $1/\sqrt{M}$ 倍(a factor of \sqrt{M})。可以将频率和空间合成组合在一起,以实现高达 $1/\sqrt{MN}$ 倍(a factor of \sqrt{MN})的斑点减少,其中, N 表示合成在一起的不同频率的数量。

[0089] 在至少一些实施例中,空间或角度合成可以包括针对合成在一起的每个非线性图像,确定非线性超声检测器(甚至 A 和 A^* 波束的发射器)相对于要成像的对象的位置和/或方向。位置和/或方向信息可在合成单个超声图像的过程中由系统使用(例如,通过将两个或更多个超声图像彼此配准)。当将系统从多达 M 个不同位置拍摄的 M 个非线性超声图像在空间上进行合成时,系统可以跟踪检测器(和/或发射器)相对于要成像的对象的位置。可替换的或附加的,在系统捕获两个或更多个超声图像之后,系统也许能够确定检测器(和/或发射器)与要成像的对象的相对位置(例如,通过使图像彼此相关来确定每个超声图像之间的检测器的角度和空间变化)。如果需要,超声系统可以包括惯性传感器或任何其他所需的位置传感器,其提供位置和角度跟踪数据,以便可以将超声图像合成在一起。

[0090] V. 用于非线性超声成像的集成换能器头的示例性实施例

[0091] 图3A示出了集成换能器头300的实施例,该换能器头300可以产生激励束(例如,图1A,1B,1C和/或2的 A 和 A^* 波束),并且还可以接收非线性超声返回信号。换能器头300可以包括两个或更多个线性相控阵列(例如,阵列302和304),其可以用于发射 A -激励束和 A^* -激励束。阵列302是第一换能器,其被配置为发射超声信号(例如,图1A的 A -波束)。阵列304是第二换能器,其被配置为发射频率与第一超声信号不同的第二超声信号(例如, A^* -波束)。每个相控阵列302和304都可以包括多个可单独寻址的压电换能器元件。在各种实施例中,相控阵列302和304之间的间隔可以改变,以便改变激励波束的相交角。通常,相控阵列302和304的较宽间隔可使激励波束能够在较小的体积上相交,从而减小体素的尺寸并提高系统的分辨率。如果需要的话,可以提供非集成的换能器头以便于使得产生激励波束的阵列的间隔较宽。在至少一些实施例中,当激励波束以大约 90° 角相交时,可以优化系统的轴向和横向分辨率。

[0092] 如图3A所示,集成换能器头300可以包括换能器元件306,其被配置为检测差频信号(例如,非线性超声返回信号)。图3A将换能器元件306示出为圆形。然而,通常,换能器元

件(例如,形成302、304和306的元件)可以是任何期望的形状。在一些实施例中,用于检测差频信号的元件尺寸(例如,元件306的尺寸)可以大于用于发射激励波束的元件尺寸(例如,元件302和304的尺寸),这使得可以有效的检测多个差频的较长波长。探测到的信号在圆形元件上的分布可用于进一步获取来自每个体素的非线性辐射的角度分布,进而提供有关线性和非线性弹性的各向异性的信息。可以将接收孔径划分为数个子孔径,并且可以单独地获得子孔径的信号并且可以将其平均以减少斑点。在一个替代实施例中,可以将图3A的六边形接收阵列306替换为位于两个发射阵列302和304之间的线性检测器阵列。

[0093] 可以由对差频敏感的第三换能器(例如,换能器头300的元件306)检测差频声音。可以使用模拟滤波器对与差频谱带分离的背景进行衰减。在放大非线性信号以后,可以将电压信号数字化。为了确定来自沿线扫描深度 z 处的体素的信号,可以在以相应时间延迟为中心的时间窗口中分析数字化信号,该时间延迟可以表示为 $t = (z+z')/c$,其中, z' 是成像体素到检测器的距离,并且 c 是声音的速度。时间窗口的持续时间大约由体素深度除以声速而得到。

[0094] 可以通过对时域信号的数字傅立叶变换,然后如上所述地选择频域中的频带,来执行频域中的进一步滤波。可以通过对得到的差频强度进行积分来获得非线性信号。与传统扫描相比,数据采集的速度不会受到影响,这是因为A-扫描时间仍然取决于声脉冲通过扫描范围内的深度的传播时间。请注意,A*换能器可以在A扫描的发射时间内发出连续的超声脉冲流。

[0095] 图3B示出了集成换能器头310的另一实施例,其中,两个线性相控阵列302和304是分开的。集成换能器头310与图3A的集成换能器头300类似,区别在于相交波束之间的角度增加,当在更大深度成像时,其可以提高轴向分辨率。换能器元件306也包括在集成换能器头310中的线性相控阵列302和304之间。

[0096] 在其他实施例中,可以通过超声换能器的单个集成阵列来生成激励波束A和A*,该超声换能器可以是也可以不是相控阵列。换句话说,线性相控阵列302和304可以集成在一起。在这样的实施例中,集成阵列不仅能够以不同的角度而且能够从集成阵列的不同区域生成激励波束A和A*,从而使波束在由系统成像的体积内的某些点处彼此相交。如果需要,可以以非线性形状(例如,平面或圆形阵列)提供集成阵列的线性相控阵列302和304中的一个或两个,这使得可以波束的原点旋转(可替代的,换能器头(例如头300和310)可以旋转到适当位置以实现类似的效果)。在至少一些实施例中,该系统可以使用接收换能器来接收非线性超声信号,该接收换能器也用于生成一个或两个激励波束。

[0097] VI. 原型非线性超声成像系统和结果

[0098] 图4示出了用于使用所公开的方法(例如,结合图1A-3B描述的技术)的用于非线性超声成像的原型系统400。如图4所示,分别由两个压电换能器402和404产生5MHz和6MHz的超声波辐射(例如, f_1 和 f_2)。脉冲的中心频率可以由两个任意波形发生器产生的电脉冲控制。指定中心频率处的电脉冲可以被放大并可以驱动换能器。由两个换能器402和404发射的声脉冲在空间和时间上相交。来自换能器402和404的两个激励波束的相交限定了成像体素。通过将来自换能器402和404的两束波束的混合,在此体素中创建 $f_{NL} = f_1 - f_2 = 1\text{MHz}$ 的差频信号。可以使用第三压电换能器406检测差频信号。

[0099] 在通过电滤波去除激励频率的回声之后,可以通过示波器捕获差频回声。在对应

于两个激励波束的相交点的深度的时间窗中提取差频信号的强度。通过使用电动台408扫描样品的位置,在样品内扫描激励体素。

[0100] 在其他配置中,扫描激励波束的位置和/或方向以便扫描样品内的激励体素。举例来说,可通过扫描换能器402和404中的一个或两个、通过波束转向或通过这些和其他方法的组合来扫描激励波束的位置和/或方向。如果需要的话,可以通过移动换能器406和/或通过波束转向来扫描返回信号换能器406,以在扫描样品时将返回信号换能器406聚焦在激励体素上。通过分析作为样本位置的函数的检测信号,可以形成图像。

[0101] 图5A示出了使用鲑鱼组织作为样本目标的图4的原型系统400的性能。图5A包括用作样本目标的鲑鱼组织的光学图像500、在样本的1cm×1cm部分上放大的光学图像502、使用本文描述的技术(例如,使用图4的原型系统400和参考图1A和1B描述的技术)获得的1cm×1cm部分的非线性图像504、以及使用常规B超成像技术获得的1cm×1cm部分的线性图像506。如图5A所示,非线性声成像方法在抑制斑点和改进鲑鱼组织中脂肪层的图像对比度方面都是有效的(例如,参见非线性图像504相对于线性图像506的改进)。

[0102] 图5B示出了使用鱼为样本目标的图4的原型系统400的性能。图5B包括用作样本目标的鱼的光学图像510、在样本的1cm×1cm部分上放大的光学图像512、1cm×1cm部分的线性图像514以及使用本文描述的技术(例如,使用图4的原型系统400和图1A和1B的技术)获得的1cm×1cm部分的非线性图像516。如图5A所示,非线性声成像方法在抑制斑点和改进鱼骨的图像对比度方面都是有效的(例如,参见非线性图像516相对于线性图像514的改进)。

[0103] 除了通过减少斑点噪声来显著提高图像清晰度之外,分辨率仍然由激励频率的较短波长限定。新方法还可以提高衍射极限。

[0104] 图6分别示出了使用根据实施例的非线性方法和常规线性方法获得的两个线扫描600和602。线扫描600和602是横向尺寸约为0.2mm的鱼骨尖端,其可能显著地小于成像分辨率。因此,线扫描600和602的宽度对应于该两种方法的衍射极限分辨率。测量出扫描600中所示的非线性方法的半高全宽为0.89mm,而测量出扫描600中所示的线性方法的半高全宽为1.22mm。从两个值的比率可以看出,分辨率提高了1.4倍。

[0105] 分辨率的提高部分是由于差频信号的振幅与两个激励脉冲的线性振幅的乘积是成比例的。特别地,该关系在图7的曲线图中示出,图7示出了差频信号的振幅是两个相交的激励波束的振幅的乘积的函数。由于这种关系,与单个激励相比(例如,与使用单个激励波束的超声相比),差频信号的振幅在远离焦点的方向衰减地较快。换句话说,差频信号高度集中在各个激励波束的相交区域,并且在远离相交区域的方向急剧下降。这种效果提高了系统的有效分辨率。相同的机制也说明了谐波成像模式中分辨率的提高。

[0106] 除了上面讨论的改进因素之外,与可比较的线性超声成像系统相比,非线性超声成像系统可以利用更短波长(即,更高频率)的激励波束。因此,本文公开的非线性超声成像系统可以提高分辨率。特别地,典型的超声目标(例如,医疗超声中的各种身体部位)的衰减率(例如,每厘米深度dB)通常随着频率的升高而增加。因此,典型的对患者肝脏成像的线性超声成像系统需要成像至大约20厘米的深度。在典型的2.5MHz超声频率下,患者的腹部以每厘米2.2dB的速率吸收超声波,从而在20厘米深度处单向衰减总量为44dB的衰减(例如,效率为0.63%)。由于线性超声系统中的返回信号处于激励频率,因此返回信号也将经历44dB的单向衰减。因此,总损耗约为88dB(例如,效率为 4×10^{-5})。

[0107] 利用本文公开的非线性超声系统,返回信号可以处于明显较低的频率。例如,如果返回信号的频率为0.8MHz,则腹部的吸收率将下降至每厘米0.6dB或总计12dB(例如,0.25%的发射效率)。假设总损耗保持在88dB,则返回信号的吸收率明显较低,这意味着系统可以容许激励信号的吸收率明显较高。继续前面的示例,系统可以容许激励信号76dB的损耗(例如,88dB的总损耗减去12dB的回波损耗)。由于该较高的容差,因此系统可以利用诸如4MHz的更高的激励频率(比2.5MHz的线性系统更高)。通常,分辨率和穿透深度与输入频率成比例。因此,非线性系统利用通过相对较低的频率返回信号的较低吸收率而实现的较高激励频率,与线性系统相比,该非线性系统的分辨率可提高约1.6倍。在至少一些实施例中,当低频激励波束的频率为4MHz时,非线性系统可以具有约440微米的预期分辨率。

[0108] VII. 非线性超声系统的模拟声场

[0109] 图9示出了两个激励脉冲(曲线900和902)的计算机模拟声场,以及来自相交体素的非线性发射(曲线904)。该仿真使用的两个激励脉冲的频率为 $f_1 = 6.0\text{MHz}$ 以及 $f_2 = 5.0\text{MHz}$,并且它们的传播方向之间的夹角为 15° 。使用了 $\Delta f = 0.1\text{MHz}$ 。非线性体素的横向尺寸比激励脉冲小约1/1.4倍(a factor of 1.4)。非线性体素的纵向尺寸比横向尺寸大大约4倍。增加两个脉冲之间的角度可以提高纵向分辨率。曲线906示出了非线性发射的强度的空间分布。

[0110] VIII. 非线性超声系统

[0111] 图10是超声成像系统1000的示意框图。超声成像系统1000可以生成具有非线性对比度和减少的斑点的超声图像。系统1000包括换能器,换能器包括发射阵列1006和1014以及接收阵列1030。系统还包括处理电路(例如处理器1038),其被配置为基于在接收阵列1030处接收到的回波来生成超声图像。

[0112] 可以是处理器的处理电路可以根据本文讨论的任何合适的原理和优点来生成超声图像。处理电路可以执行多种信号处理功能,例如频率合成、空间合成、体素微分、滤波或用于从接收到的回波生成超声信号的任何其他合适的处理功能。处理电路可以包括被配置为执行此类信号处理的任何合适的电路。如图所示,处理电路可以包括模拟滤波电路1032、前置放大组件1034以及数字化和图像形成组件1038。处理电路还可以包括波形生成组件1002和1010以及波束形成组件1004和1012。

[0113] 系统1000可以包括一个或多个波形生成组件,例如波形生成组件1002和1010。波形生成组件1002和1010可以生成用于激励来自系统1000成像的对象的体素的非线性发射的激励信号。作为示例,在图1A中示出了用于产生A和A*波束的激励信号。波形生成器1002和/或1010可以用于生成调频超声信号(例如,以便于区分相邻的体素,以便于频率合成等)。作为一个示例,波形生成组件1002可以生成用于图1A的A波束的激励波形,而波形生成组件1010可以生成用于图1A的A*波束的激励波形。

[0114] 波束形成组件1004和1012可以分别将波束形成应用于组件1002和1010生成的波形。作为示例,波束形成组件1004和1012可以使得到的A和A*波束适当地转向,以使得波束相交并作为时间的函数激励所需的体素。

[0115] 波束成形是与以可控制的方向性发送或接收信号的天线阵列一起使用的技术。通过调整形成阵列的各个天线元件的信号延迟,可以改变阵列发送信号的方向(或阵列对来自特定方向的信号的敏感度),从而使得以期望角度发送或从期望角度接收的信号受到相

长干涉,而不在这些期望角度的信号会受到相消干涉。可以通过硬件或软件(例如,通过调整硬件延迟元件或通过利用软件来延迟特定天线元件的信号)来实现波束形成。

[0116] 发射阵列1006和1014可以接收波束成形的波形,并且将激励脉冲(如脉冲1020和1022所示意的示出的)发射到由系统1000成像的介质中。发射阵列1006可以以频率 f_1 发射对应于图1A的A波束的脉冲,而发射阵列1014可以以频率 f_2 发射对应于图1A的A*波束的脉冲。

[0117] 接收阵列1030可以从被激励的体素接收非线性差信号。特别地,接收阵列1030可以以 f_1 和 f_2 之间的差的差频接收返回信号。

[0118] 模拟滤波电路1032可以对来自接收阵列1030的输入信号进行滤波。作为示例,模拟滤波电路1032可以包括低通、高通和/或带通滤波器,其被配置为拒绝或阻止激励频率 f_1 和 f_2 的线性回波、拒绝或阻止激励频率的谐波、通过或接受差频信号以及应用任何其他所需的滤波。

[0119] 预放大组件1034可以对来自模拟滤波电路1032的输入信号进行放大。

[0120] 数字化和图像形成组件1038可以将来自接收阵列1030的输入信号数字化,并且可以将随时间推移接收到的信号积分或组合到超声图像中。数字化和图像形成组件1038可以包括接收波束形成组件,其使用波束形成技术以聚焦于系统1000正在成像的对象的特定体素或区域上。在至少一些实施例中,接收波束形成可以以数字化的方式执行(例如,在对输入信号进行数字化之后,但是在图像形成之前)。在至少一些其他实施例中,可以在数字化之前对输入的模拟信号执行接收波束成形。组件1038创建的超声图像可以是单个体素的非线性信号生成的B超图像。在至少一些实施例中,组件1038可以是配置有软件的处理器,以对输入信号进行数字化并将那些信号组合称为超声图像。组件1038可以耦合到存储器1052。

[0121] 显示器1040可以在视觉上呈现或以其他方式向用户提供组件1038形成的超声图像。显示器1040可以是配置为视觉呈现超声图像(例如附图中所示的任何超声图像)的任何合适的显示器。

[0122] 非线性超声成像系统1000可以包括存储器1052。作为示例,存储器1052可以存储构建的图像、处理结果、发送和接收的控制指令、波束成形参数以及软件指令。

[0123] IX. 非线性对比超声系统的示例性结果

[0124] 图11示出了外径为250微米的毛细管上的,针对各种激励脉冲频率的组合,使用图4的原型系统400获得的激励高斯脉冲的频谱和非线性返回信号或回波的频谱。非线性回波的中心频率示出为以激励脉冲的中心频率的差为中心。差频回波的频谱线的形状受接收换能器的响应函数影响。因为非线性信号的带宽大约比换能器的带宽小5倍,所以改变主要在于对总振幅的调制。由于接收换能器响应在非线性脉冲的带宽内的变化,因此可以看到线形的更细微的改变。

[0125] 图11示出了激励脉冲和非线性返回信号,其中,4.5MHz的第一激励波束与从5.1MHz至6.3MHz以0.2MHz步进的第二个激励波束相交。因此,图11示出了频率为4.5MHz的第一激励频率(例如,参见4.5MHz处的重叠峰)和第二个激励频率的每个变化处(例如,从5.1MHz至6.3MHz以0.2MHz步进)的激励脉冲,图11还示出了0.6MHz,0.8MHz,1.0MHz,1.2MHz,1.4MHz,1.6MHz和1.8MHz的差频的非线性返回信号。根据差频(即,为0.6、0.8、1.0、1.2、

1.4、1.6和1.8) 标记非线性返回信号,而激励脉冲则根据它们各自的频率标记。

[0126] 图12示出了使用非线性对比度超声系统获得的示例结果。如图12所示,该系统用于对一部分猪肾、一部分鲑鱼组织、以及鼠脑进行成像。图12示出了根据本文讨论的原理和优点的非线性对比度图像可以提供比相应的线性对比度超声图像更清晰的超声图像。

[0127] 图像1200是猪肾脏样品的光学图像,并且在图像1202中示出了聚焦在猪肾脏样品 $1.5\text{cm}\times 1.5\text{cm}$ 截面上的放大光学图像。非线性对比度超声系统用于获得猪肾脏的 $1.5\text{cm}\times 1.5\text{cm}$ 截面的非线性图像1204。在非线性图像1204中,清晰地看到了肾小盏。相反,在线性对比度图像1206中无法识别肾小盏。

[0128] 图像1210是鲑鱼组织样品的光学图像,并且在图像1212中示出了聚焦在鲑鱼组织的 $1.0\text{cm}\times 1.0\text{cm}$ 截面上的放大的光学图像。非线性对比度超声系统用于获得鲑鱼组织的 $1.0\text{cm}\times 1.0\text{cm}$ 截面的非线性图像1214。在非线性图像1214中,可以看到鲑鱼组织中的脂肪层,而在线性对比度图像1216中,由于噪声而看不到这些脂肪层。

[0129] 图像1220是鼠脑样品的光学图像,其包括毫米大小的胶质母细胞瘤肿瘤,并且在图像1222中示出了聚焦在鼠脑的 $0.6\text{cm}\times 0.6\text{cm}$ 截面上的放大光学图像。非线性对比度超声系统用于获得鼠脑的 $0.6\text{cm}\times 0.6\text{cm}$ 截面的非线性图像1224。在非线性图像1224中,可以看到毫米大小的胶质母细胞瘤肿瘤,而在线性对比度图像1226中,由于噪声而看不到这些肿瘤。

[0130] X. 在非线性超声成像系统对流体流进行成像

[0131] 本文公开的非线性超声成像系统和方法可以用于对流体流(例如,患者的血流)进行成像。如图14A所示,当对流体流进行成像时,由于流体的运动,非线性返回信号受到多普勒频移的影响,由下式给出: $\Delta f_{\text{Doppler}} = (f_1 - f_2) + (\Delta f_{1D} + \Delta f_{2D})$,其中, $\Delta f_{1D}/f_1 = (v_{\text{bloodflow}}/v_{\text{sound}}) \cos\theta$ 。几何限定的体素也可以没有常规脉冲宽度和彩色多普勒中的混叠伪影。

[0132] 在一个实例中,使用FDA允许的稀释浓度的微泡造影剂(特别是博莱科公司的声诺维)来增强通过血管(内径为 1.6mm)的血流中的非线性信号,并且使用非线性超声成像系统获得图14B所示的非线性图像,其中图14B示出了非线性多普勒信号强度的空间分布。如图14B所示,该图像与限制在血管内的运动气泡的预期图像一致,并且该图像示出了 $0.75\text{mm}\times 1.2\text{mm}$ 的空间分辨率。

[0133] 图14C示出了在血管的中心处的作为时间(x轴)的函数的多普勒频移(右侧y轴)和相应的流速(左侧y轴)。当捕获图14C的图像时,以大约 $1/3\text{Hz}$ 的频率对流速进行调整。当测量活体动物或患者的血流时,信号采集可与呼吸和心跳同步,以减少运动伪像。可以使用本文提供的非线性超声成像系统以高质量的非侵入性方式对感兴趣区域的位置(例如贯穿心脏的部分冠状动脉阻塞)处的血流进行直接测量。

[0134] XI. 非线性成像方法

[0135] 图15是根据所公开技术的实施例的非线性成像的方法1500的流程图。

[0136] 在框1502中,方法1500沿扫描线以第一频率发射第一超声束(例如,沿着如图1A所示的B-扫描的扫描线中的给定扫描线发射A波束中的一个或多个超声脉冲)。

[0137] 在框1504中,方法1500以第二频率发射第二超声束。作为示例,框1504可以包括在A*波束中发射一个或多个超声脉冲。可以对在框1504中发射的脉冲进行定时,以与在如图1A所示的被成像的一个或多个体素处的A波束的相应脉冲相交。

[0138] 在框1506中,方法1500沿第一超声束的扫描线扫描第二超声束。作为示例,框1506

可包括沿着如图1A所示的A波束的扫描线(例如,沿着B-扫描的扫描线的当前扫描线)扫描A*波束。

[0139] 在框1508中,方法1500沿扫描线从被成像的对象接收回波。回波可以由第一和第二扫描波束的非线性相互作用产生,并且可以具有等于第一和第二频率之差的频率。

[0140] 在框1510中,方法1500将回波处理成超声图像(例如B超图像)的一条线。

[0141] 如箭头1512所示,可以针对多条扫描线重复框1502-1510。特别地,可以沿着如图1A所示的B-扫描的扫描方向110扫描A波束,并且可以调整A*波束以继续沿着A波束的新扫描线扫描。通过这种方式,可以获得B超图像的每条线。

[0142] 在框1514中,方法1500将经由框1502-1510的多次迭代获得的超声图像的线组合成超声图像,例如B超图像。可以将B超图像存储在存储器或储存器中,并且可以将其显示或以其他方式提供给用户。

[0143] 在至少一些实施例中,方法1500的框可以至少部分地并行执行。作为示例,框1502、1504和1506可以基本并行地执行,以使得例如如图1A所示的第一和第二超声束中的发射脉冲在时间和空间上在要成像的期望的体素处相交。类似地,诸如框1508和1510之类的框可以基本并行地执行,但是相对于框1502、1504和1506而言是延迟的,以说明超声束在要成像的体素往返的往返时间。

[0144] XII. 结论

[0145] 尽管已经描述了某些实施例,但是这些实施例仅是通过示例的方式给出的,并且意图不在限制本公开的范围。实际上,本文描述的新颖的装置、系统、设备和方法可以以多种其他形式实施。实施例的原理和优点可以用于可以从该原理和优点中受益的任何其他合适的装置、系统、设备和/或方法。此外,在不脱离本公开的精神的情况下,可以对本文所述的方法和系统的形式进行各种省略、替换和改变。所有可能的组合和子组合旨在落入本公开的范围。例如,虽然以给定的布置来呈现框,但是替代实施例可以以不同的组件和/或电路拓扑来执行类似的功能,并且可以删除、移动、添加、细分、组合和/或修改一些框。这些框的每一个可以以各种不同的方式来实现。作为另一个示例,可以以任何合适的顺序执行本文讨论的方法。可以将上述各种实施例的元素和动作的任何适当组合进行组合以提供其他实施例。

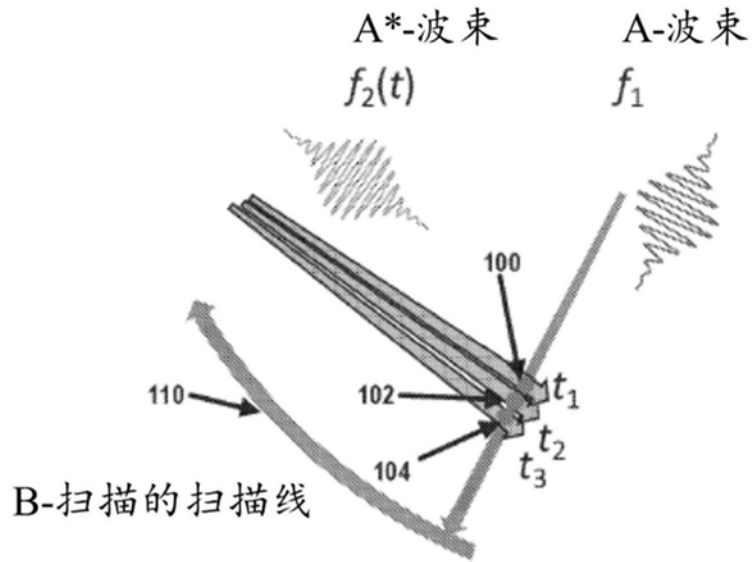


图1A

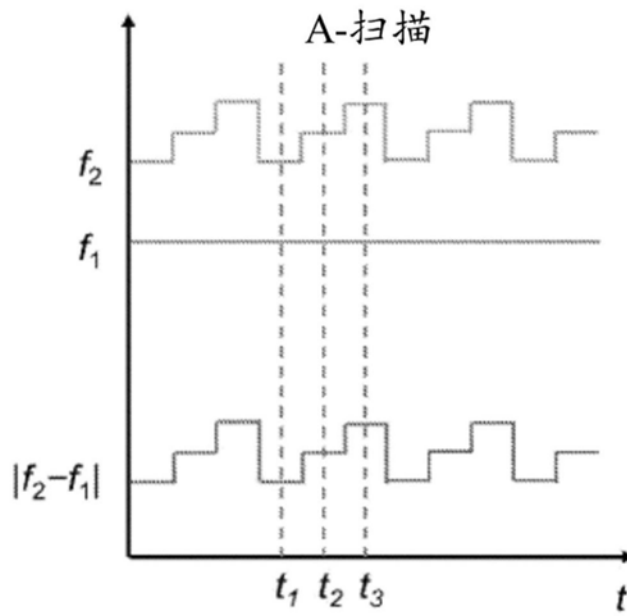


图1B

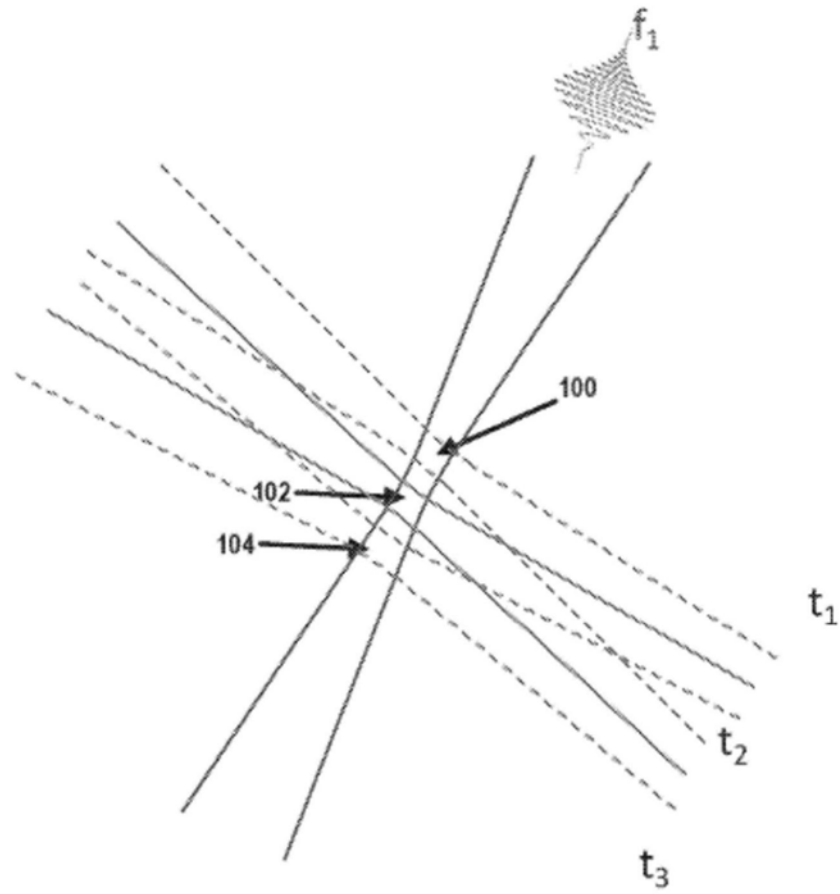


图1C

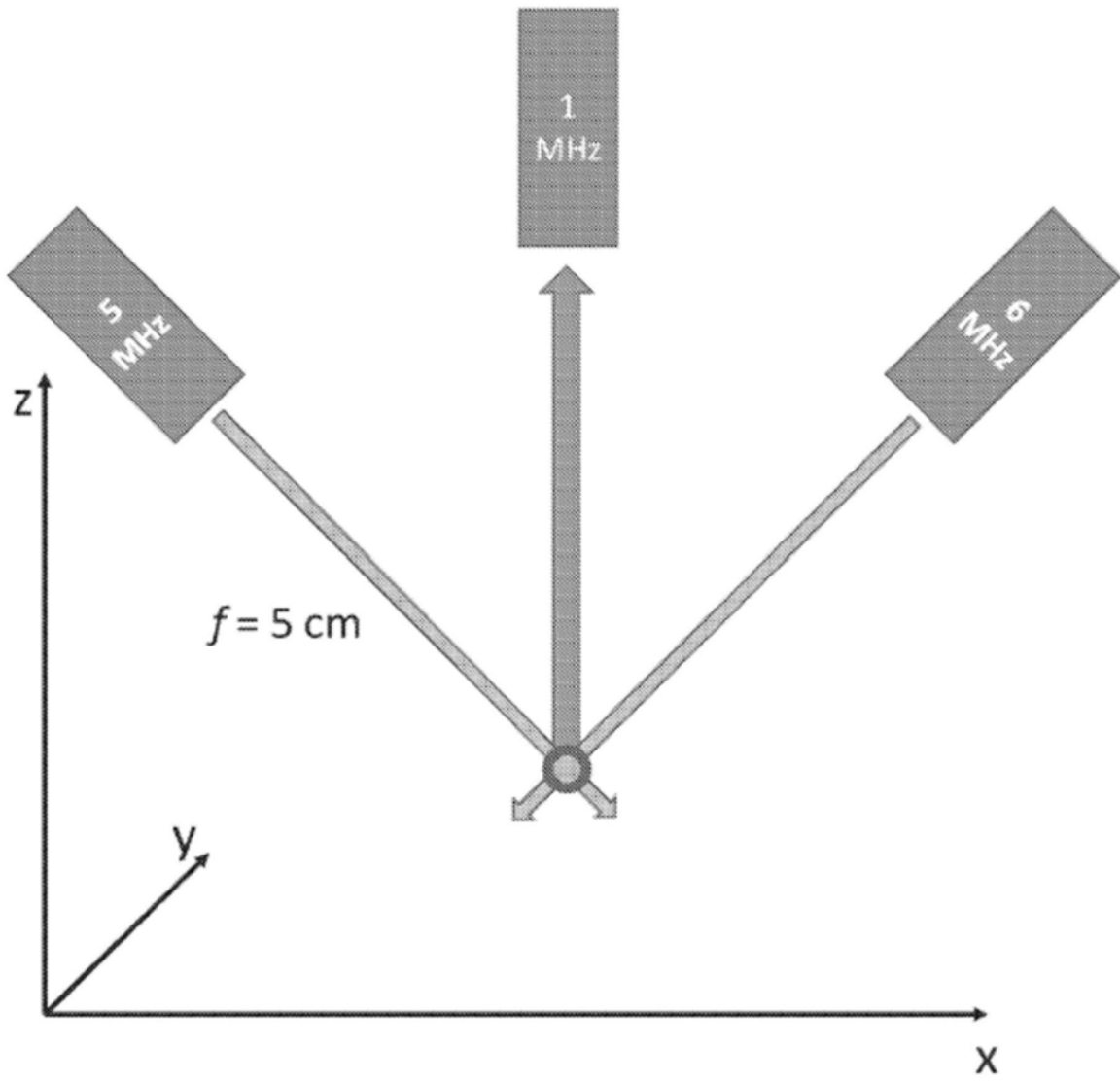


图1D

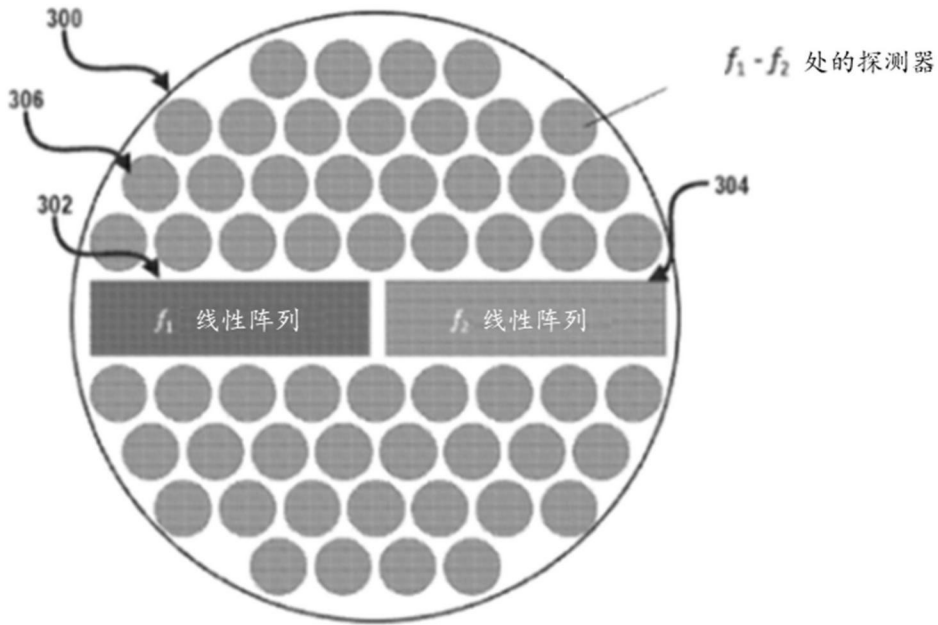


图3A

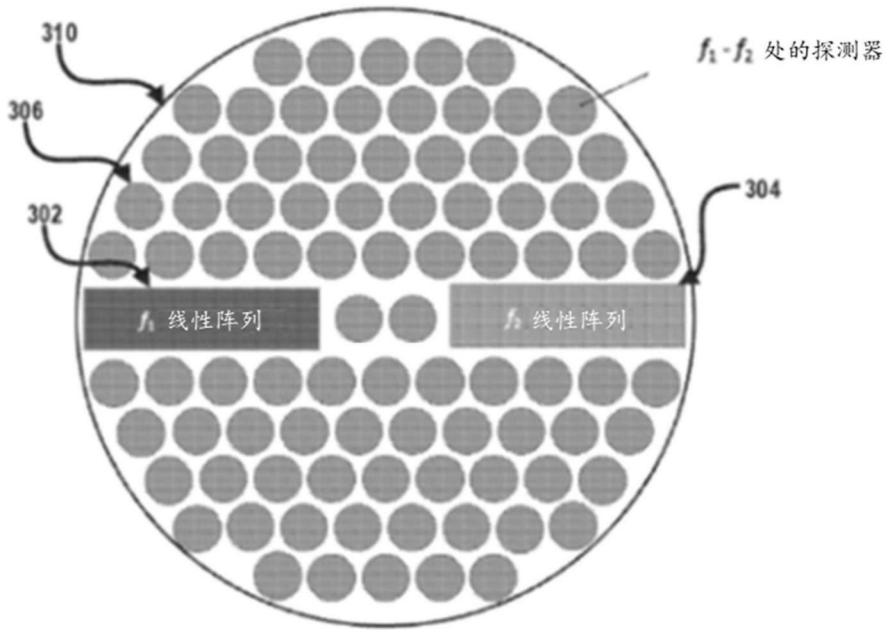


图3B

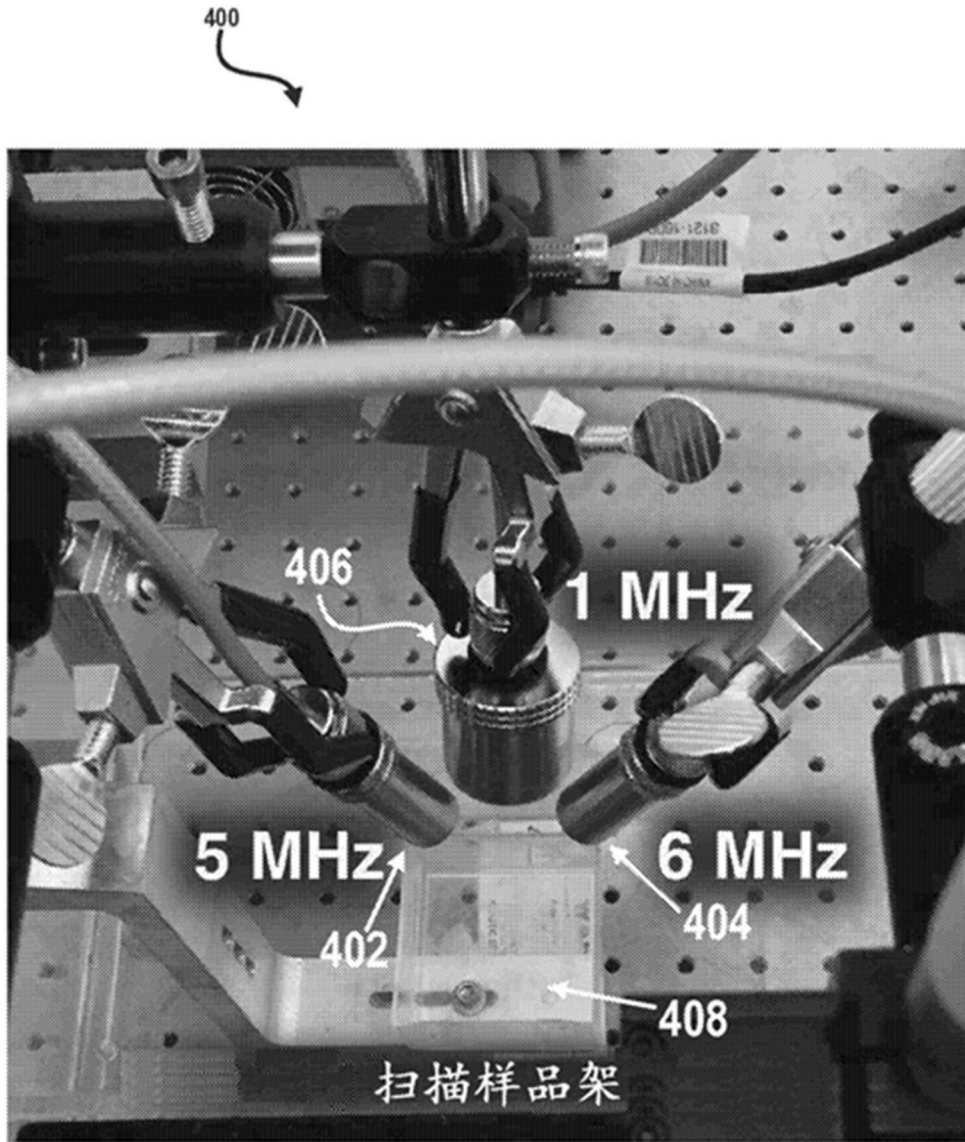


图4

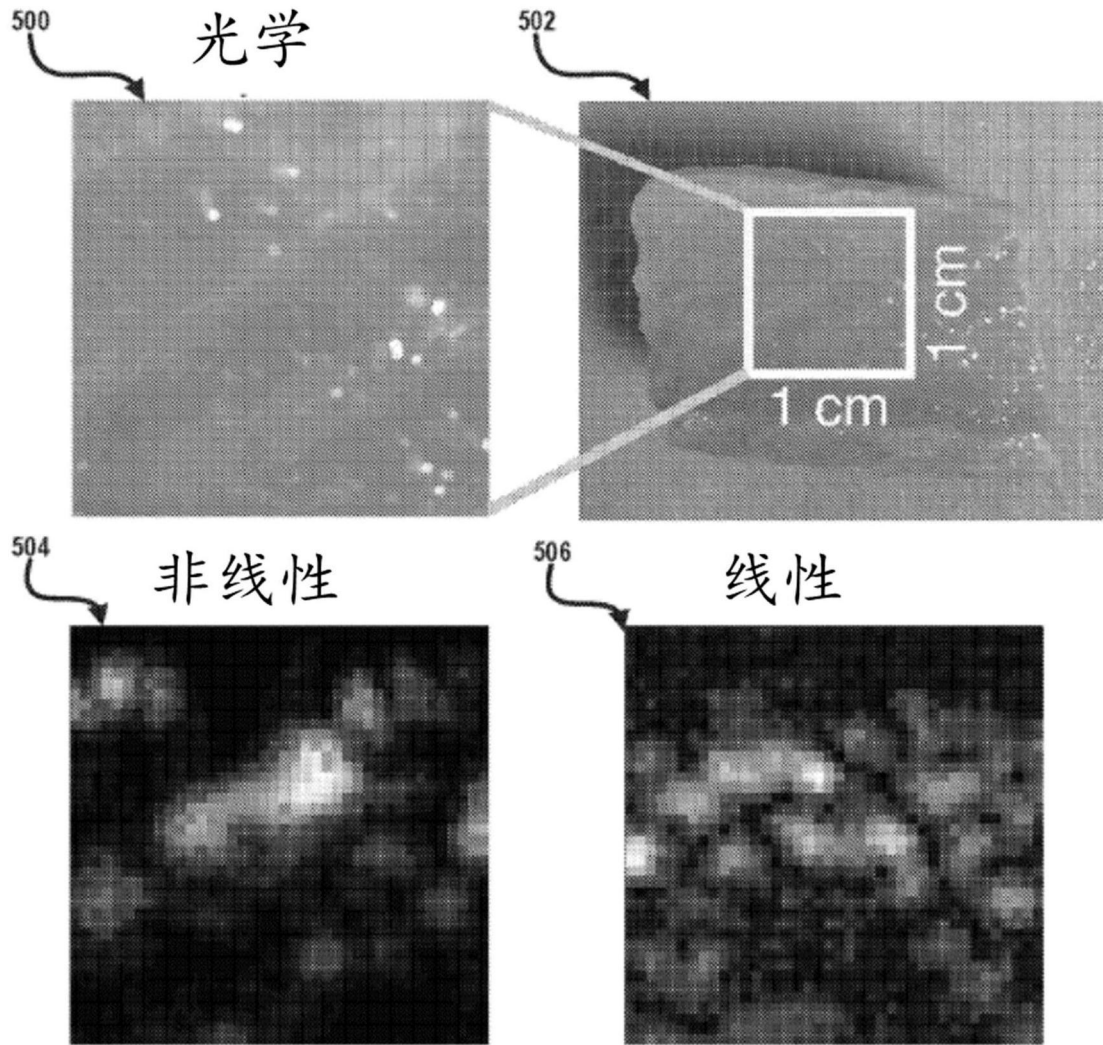


图5A

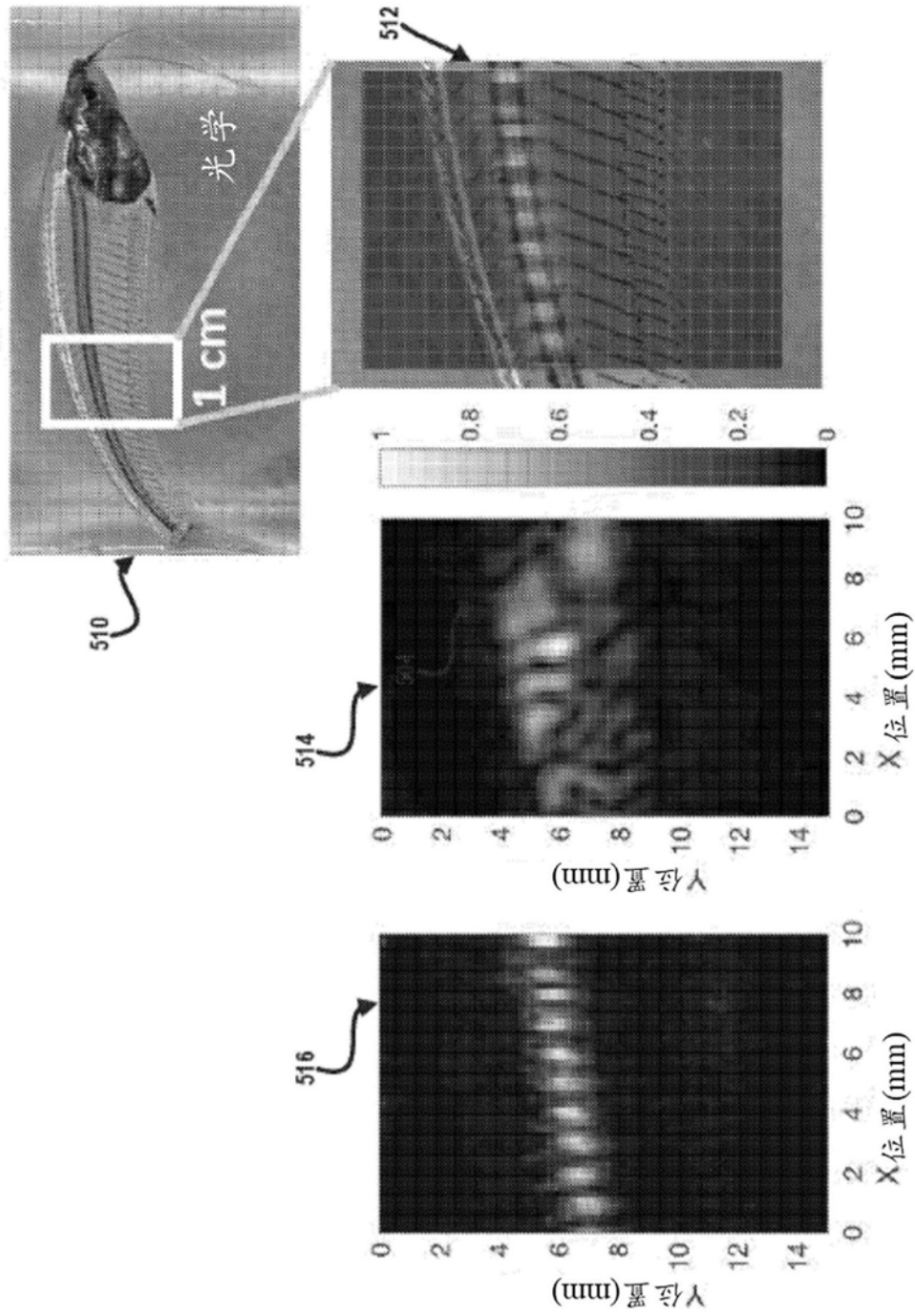


图5B

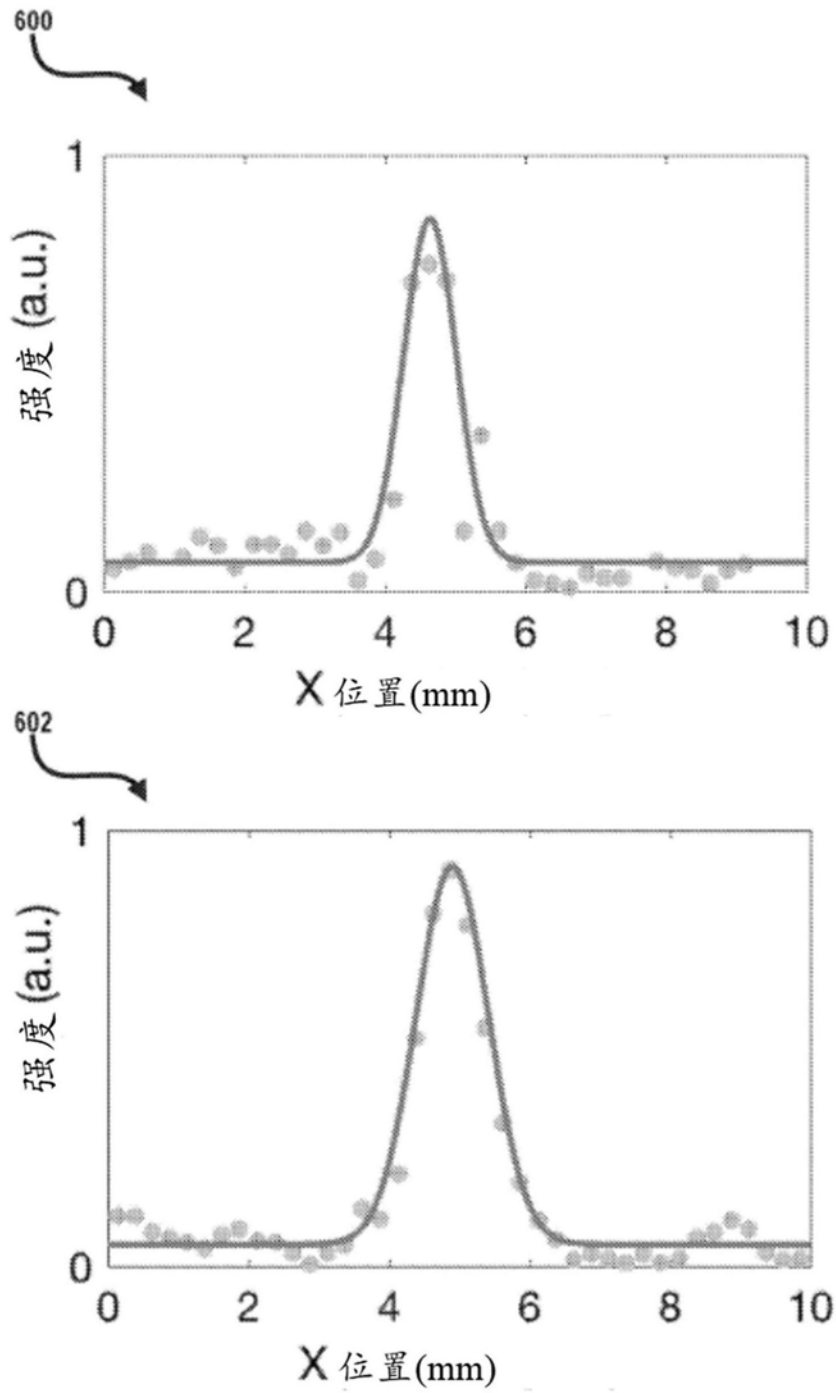


图6

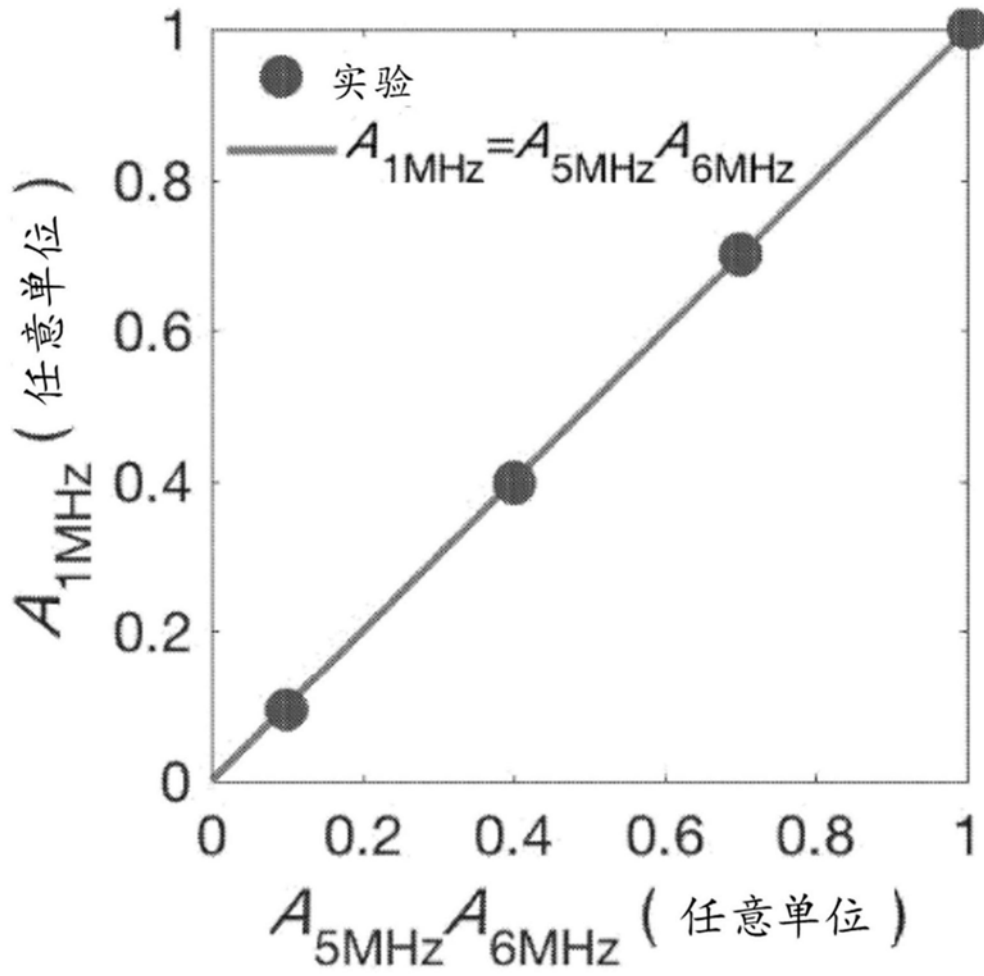


图7

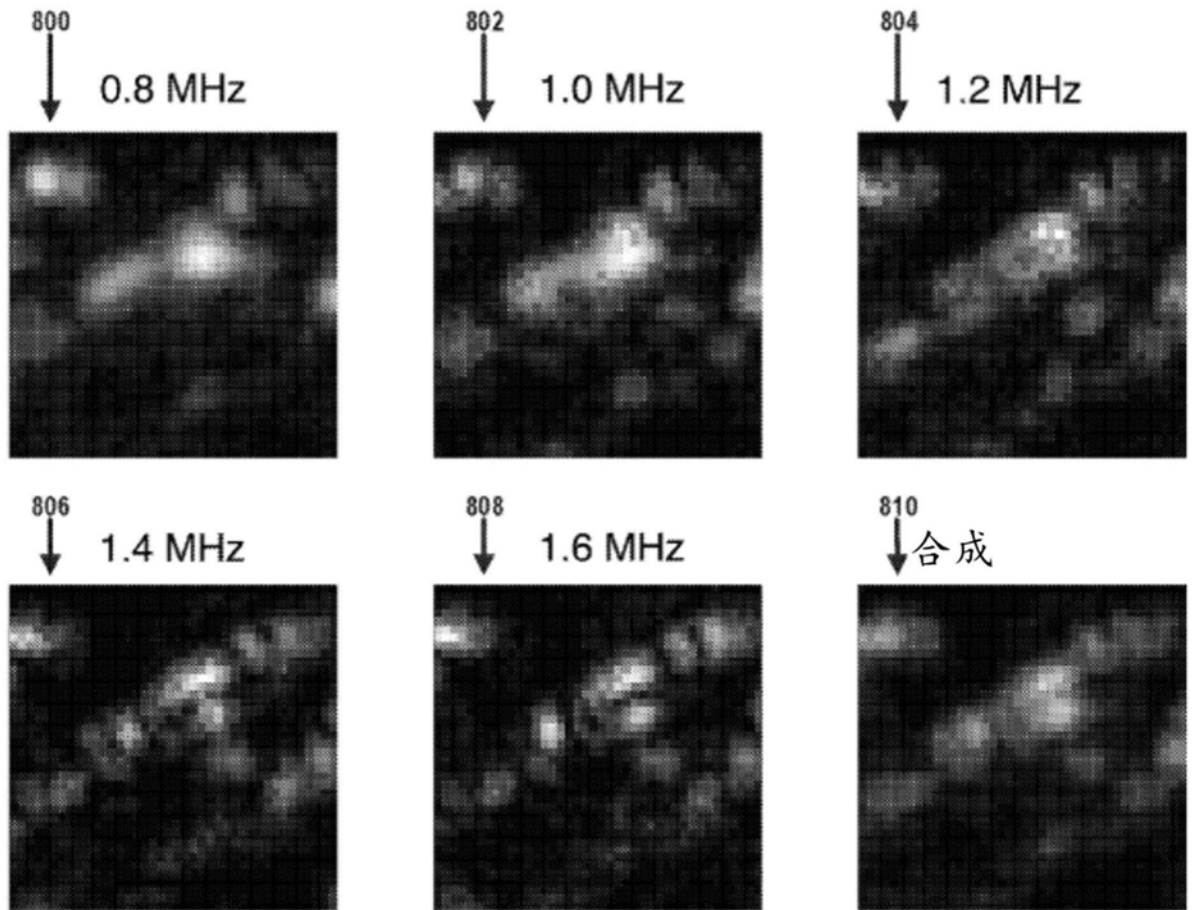


图8

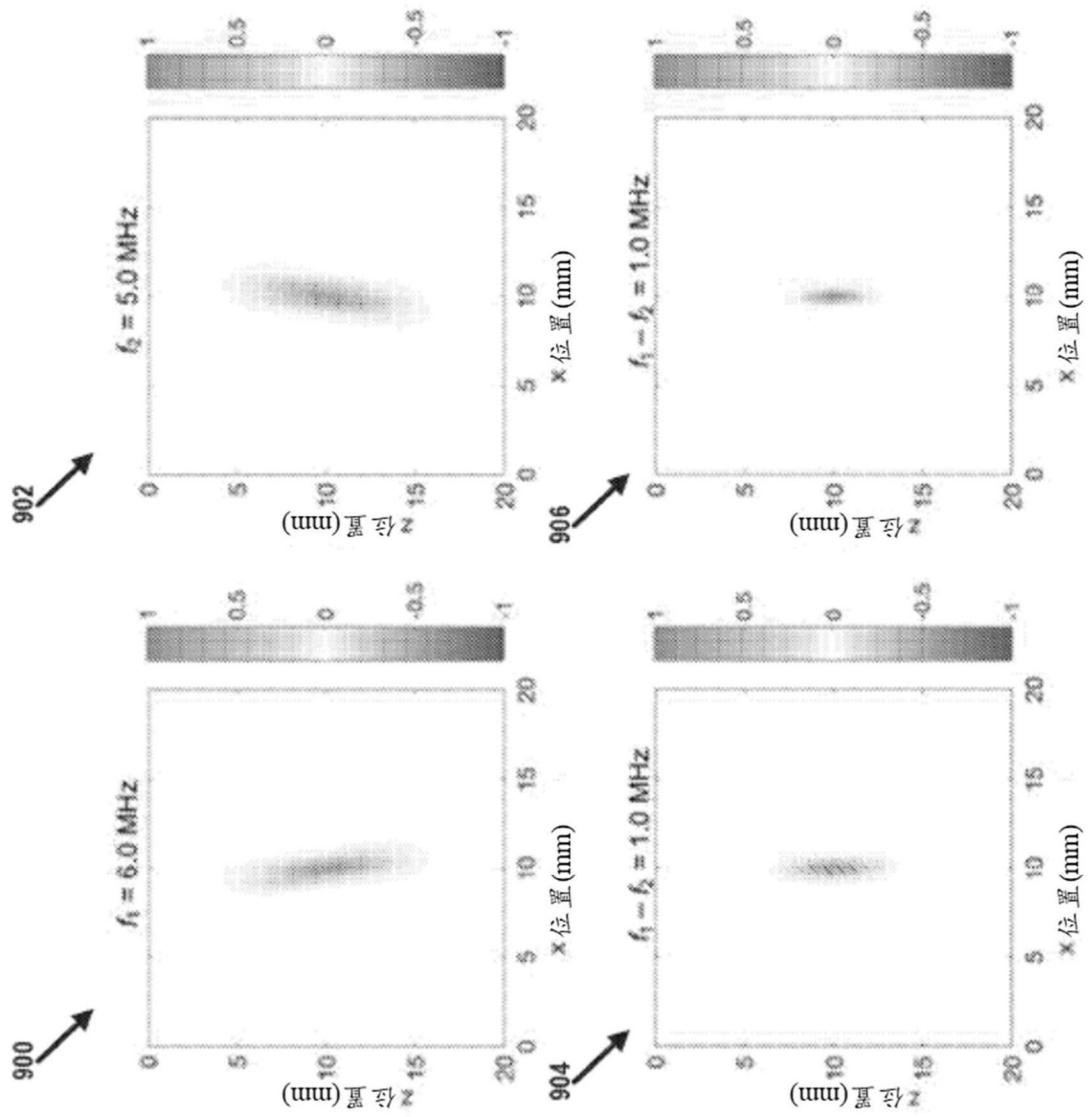


图9

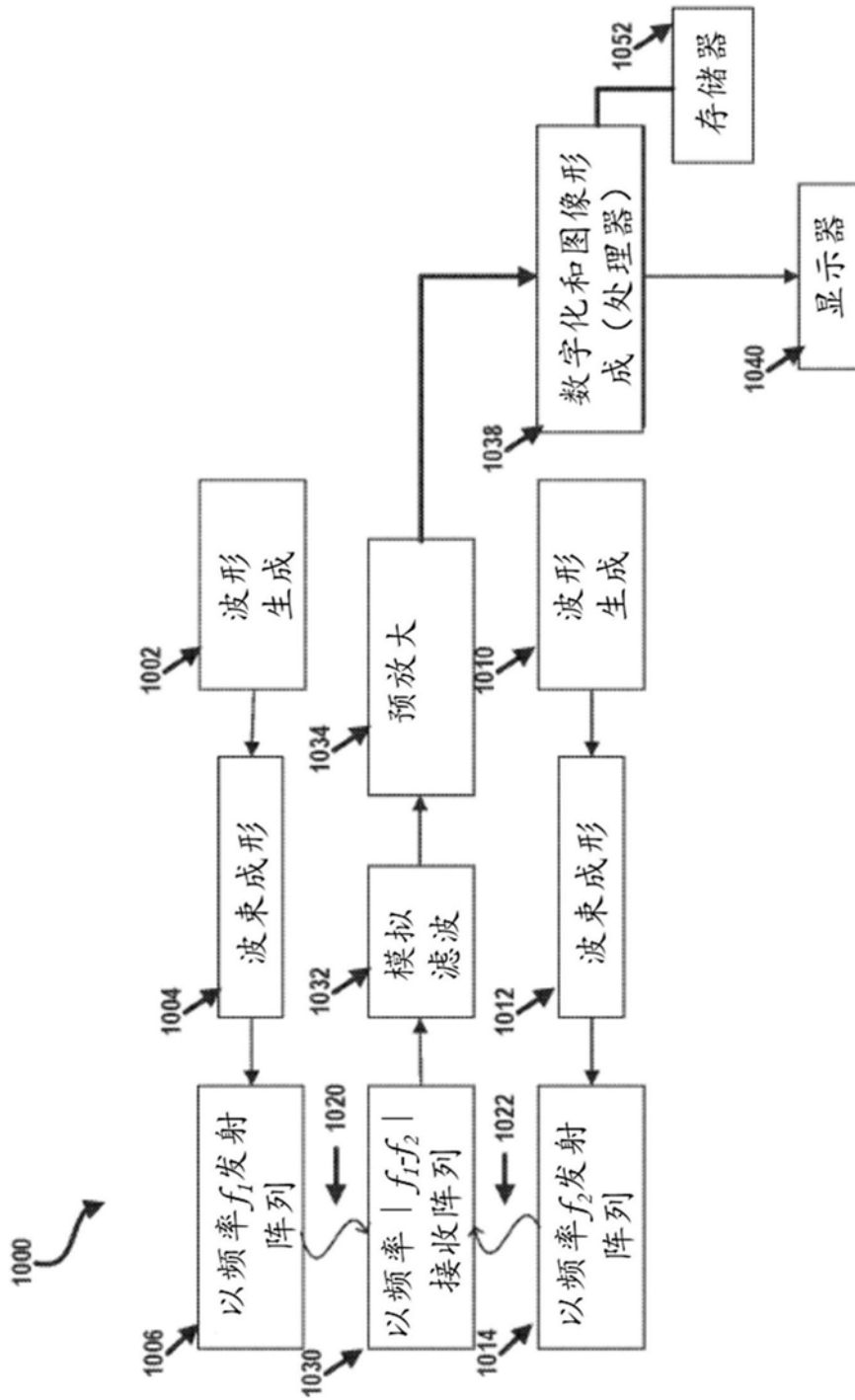


图10

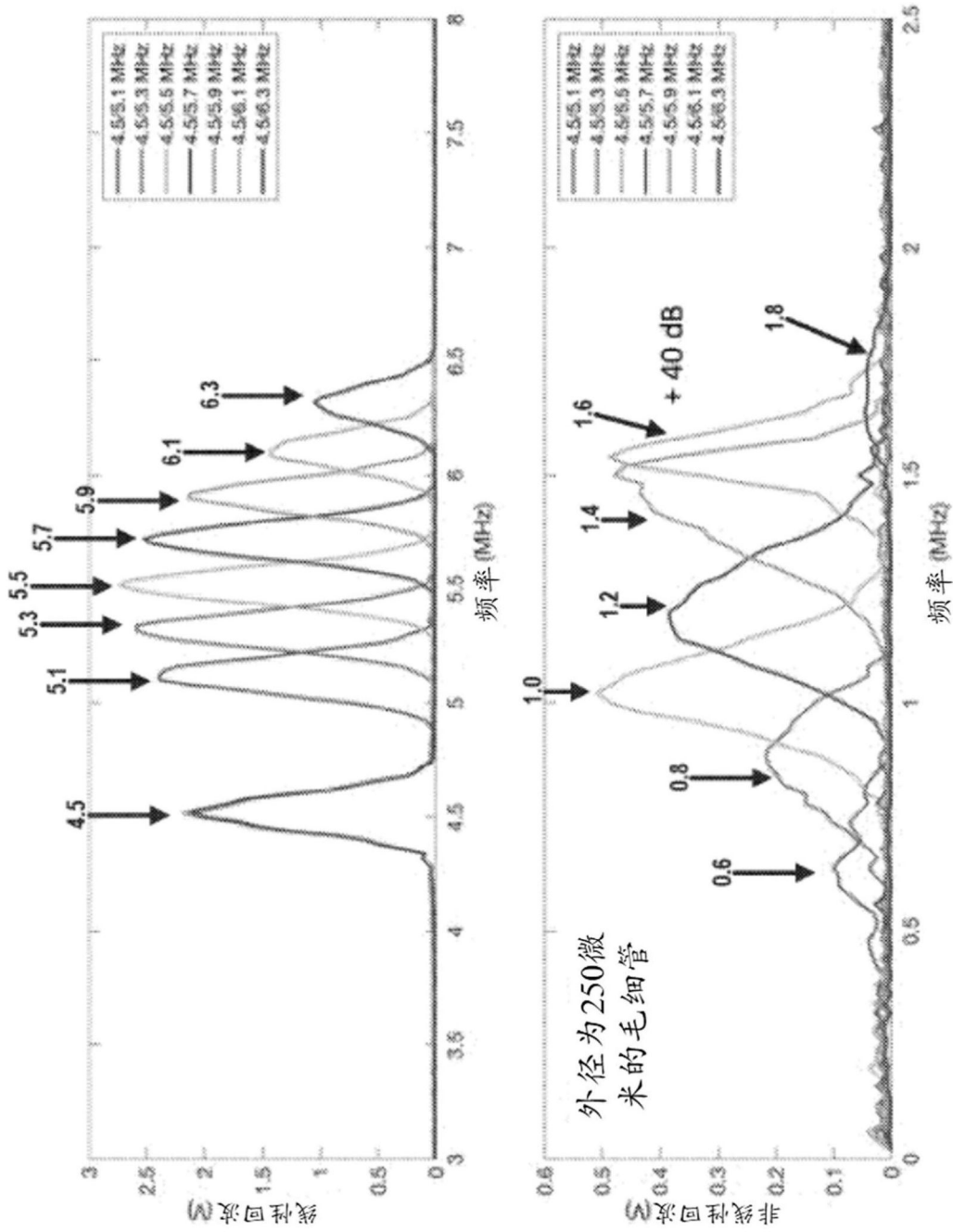


图11

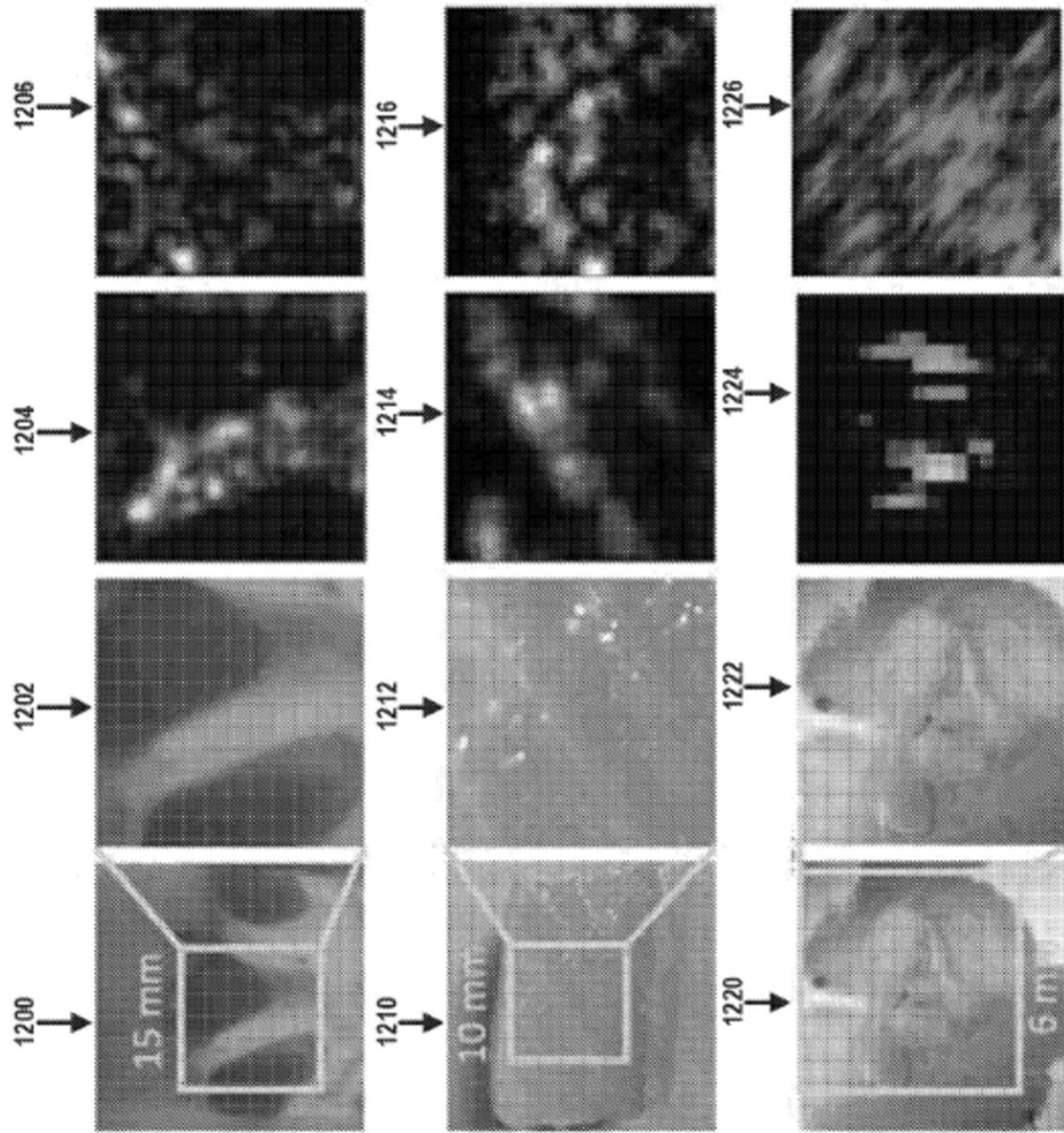


图12

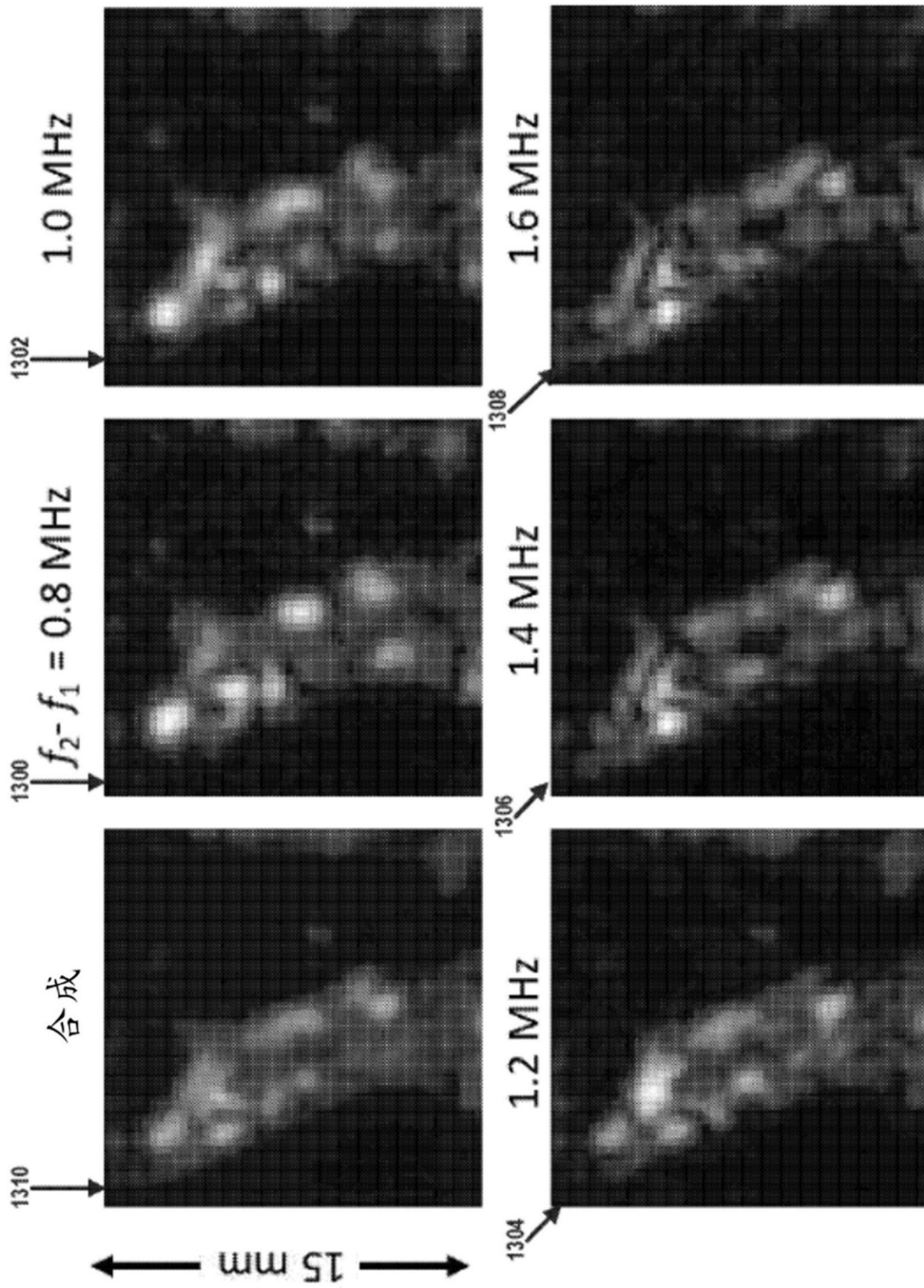


图13

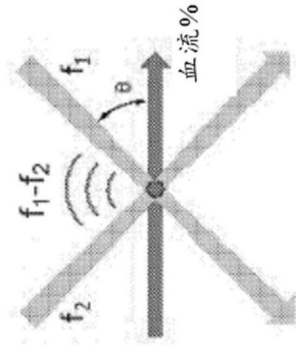


图14A

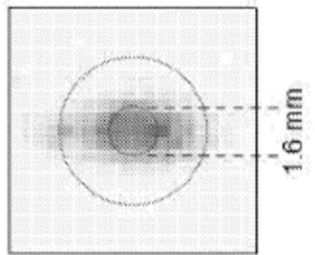


图14B

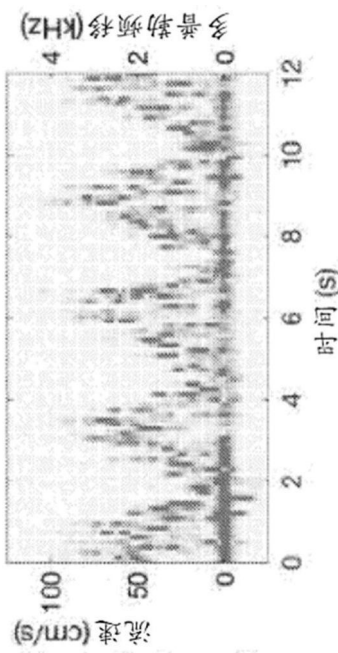


图14C

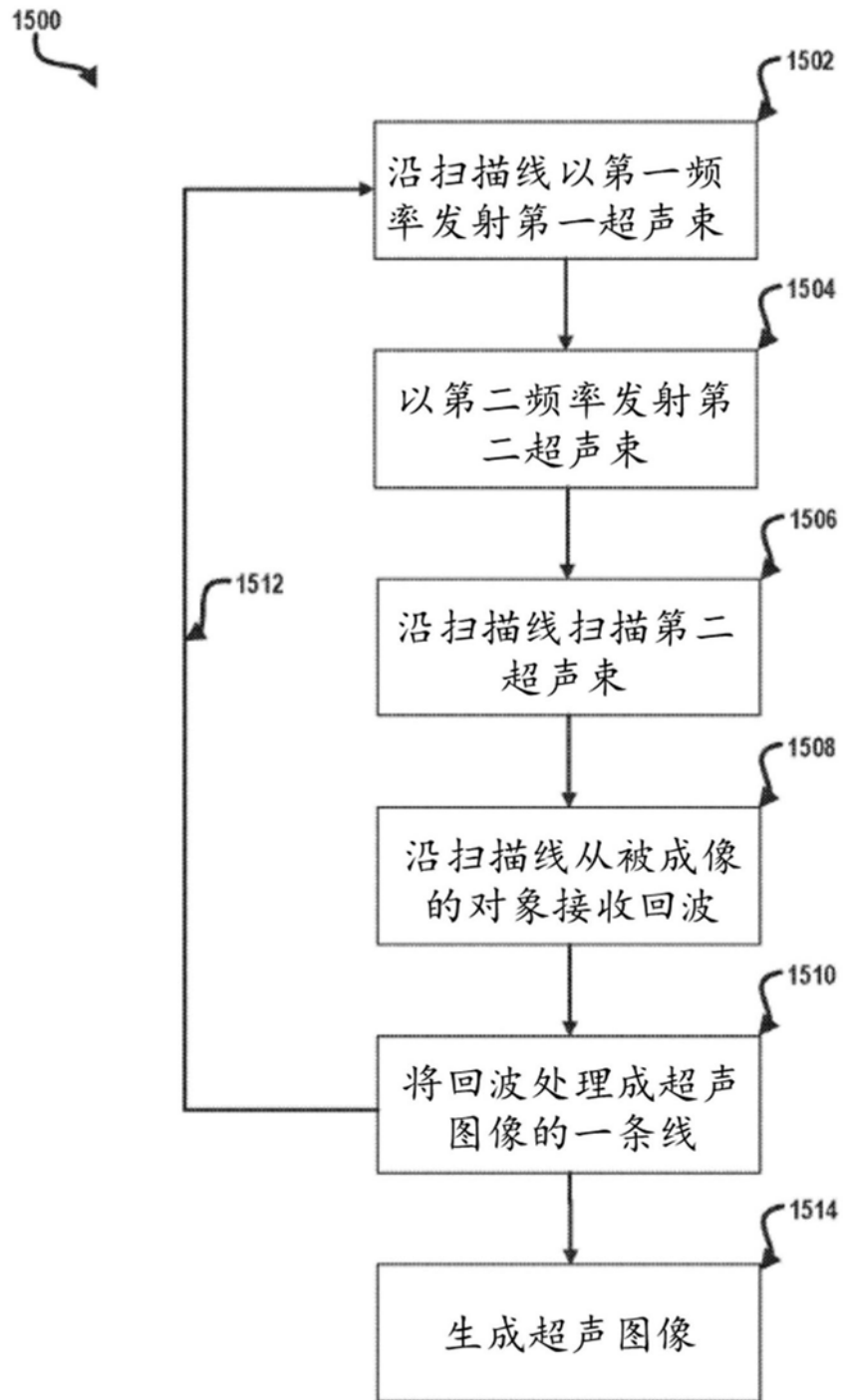


图15

专利名称(译)	通过非线性定位进行的超声成像		
公开(公告)号	CN111050655A	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201880042472.X	申请日	2018-05-24
申请(专利权)人(译)	利兰斯坦福初级大学董事会		
当前申请(专利权)人(译)	利兰斯坦福初级大学董事会		
发明人	李熠磊 S·褚		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/15		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4477 A61B8/4494 A61B8/488 A61B8/5207 G01S7/52038 G01S15/8913 G01S15/8915 G01S15/8952 G01S15/8995 A61B8/06 A61B8/4488 A61B8/481		
代理人(译)	刘丹丹		
优先权	62/512048 2017-05-28 US 62/593519 2017-12-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种非线性超声成像系统和方法。一方面，一种非线性超声成像系统包括：第一换能器，其被配置为沿着扫描线发射第一超声信号；第二换能器，其被配置为沿着扫描线扫描第二超声信号，以使得第一和第二超声信号在多个体素处相交；以及第三换能器，其被配置为接收与第一超声信号和第二超声信号在多个体素处的相互作用相关联的回波。非线性超声成像系统还包括处理器，该处理器被配置为基于回波生成超声图像。

