



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110913769 A

(43)申请公布日 2020.03.24

(21)申请号 201880045795.4

(22)申请日 2018.07.06

(30)优先权数据

62/530241 2017.07.09 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.08

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/041134 2018.07.06

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/014070 EN 2019.01.17

(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

(74)专利代理机构 青岛联智专利商标事务所有
限公司 37101

代理人 迟姗 刘丹丹

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G01N 29/11(2006.01)

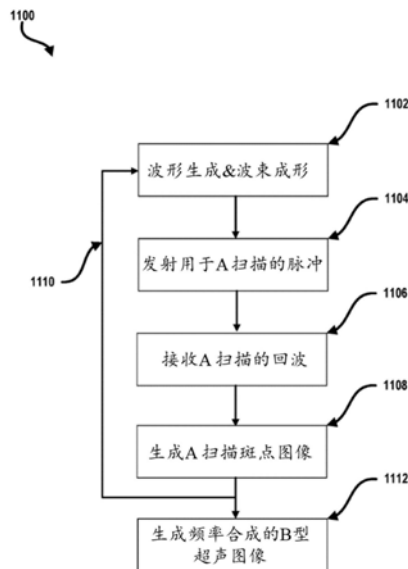
权利要求书4页 说明书25页 附图32页

(54)发明名称

利用频谱合成来减少斑点的超声成像

(57)摘要

公开了利用频率(频谱)合成来减少斑点的超声成像系统和方法。一方面,超声成像系统包括具有交织的发射和接收阵列的换能器探头。该系统可以利用具有优化的时间带宽积的超声脉冲。一方面,具有单独的发射和接收元件的换能器探头可以在一次A扫描的时间期间实现多个超声脉冲的发射和接收,其中每个超声脉冲以不同的频率为中心。因此,该系统可以捕获多个独立的斑点图像,而不会降低整体的B型帧率。另一方面,该系统可以发射宽带脉冲,并且可以通过使用多个频谱滤波器对接收到的回波进行滤波来获得单独的斑点图像。该系统可以合成以不同频率捕获的多个图像以减少斑点。超声成像系统还包括被配置为基于回波生成超声图像的处理器的。



1. 一种利用频率合成来减少斑点的超声成像的方法,所述方法包括:

在N个超声脉冲的第一脉冲的往返时间期间从换能器阵列发射所述N个超声脉冲至被成像的介质中,其中,每个超声脉冲具有不同的中心频率;其中,所述第一脉冲的往返时间是所述第一脉冲从所述换能器阵列传播到所述介质并从所述介质传播到所述换能器阵列的时间,其中,N是大于1的正整数;

利用所述换能器阵列接收来自所述介质的所述N个超声脉冲的回波;

由接收到的回波生成多个图像,其中,每个所述图像由与所述N个超声脉冲中的特定脉冲相关联的回波形成;以及

利用处理电路对所述图像进行频率合成,以生成多个频率合成的超声图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述发射利用所述换能器阵列的第一线性换能器阵列执行,并且所述接收利用所述换能器阵列的第二线性阵列执行。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述发射和所述接收至少部分地同时执行。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述第一线性阵列与所述第二线性阵列交织。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述N个超声脉冲沿着线扫描传播。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,发射所述N个超声脉冲包括对所述N个超声脉冲进行线性调频。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述生成包括对接收到的回波进行频率滤波并补偿所述N个超声脉冲的时间延迟。

8. 根据权利要求1所述的方法,还包括基于来自多个线扫描的频率合成的图像生成B型超声图像,并且可视地显示所述B型超声图像。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述B型超声图像具有至少10赫兹的帧频。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述N个超声脉冲包括中心频率增加的3个连续脉冲。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,由所述回波形成的图像和频率合成的超声图像具有至少部分地由所述换能器阵列的特性限定的横向分辨率,并且具有至少部分地由所述N个超声脉冲的脉冲持续时间限定的轴向分辨率,并且其中,从所述换能器阵列发射所述N个超声脉冲包括发射脉冲持续时间短得足以使所述轴向分辨率在横向分辨率的10%以内的N个超声脉冲。

12. 一种用于生成斑点减少的频率合成的超声图像的超声系统,所述超声系统包括:

第一相控换能器阵列,所述第一相控换能器阵列被配置为将具有不同的各自中心频率的多个超声脉冲发射到被成像的介质中,其中,所述第一相控换能器阵列包括多个发射元件;

第二相控换能器阵列,所述第二相控换能器阵列被配置为从所述介质接收与所述超声脉冲相关的超声回波,其中,所述第二相控换能器阵列包括多个接收元件,并且其中,所述第一相控换能器阵列的发射元件与所述第二相控换能器阵列的接收元件交织;以及

处理电路,所述处理电路与所述第二相控换能器阵列通信,所述处理电路被配置为基于接收到的回波生成频率合成的图像。

13. 根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述第一相控换能器阵列被配置为在所述超声脉冲的第一脉冲的往返时间期间发射所述超声脉冲。

14. 根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述超声系统被配置为执行线扫描。

15. 根据权利要求14所述的超声系统,其中,所述超声系统被配置为执行多个线扫描,并且其中,所述处理电路被配置为基于与所述线扫描相关联的频率合成的图像生成B型图像。

16. 根据权利要求15所述的超声系统,还包括被配置为视觉上呈现所述B型图像的显示器。

17. 根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述第一相控换能器阵列的所述发射元件被配置为接收具有可配置的相位延迟的激励信号以提供发射聚焦,并且所述处理电路被配置为实现接收聚焦。

18. 一种利用频率合成来减少斑点的超声成像方法,所述方法包括:

向换能器阵列施加驱动信号,以激励所述换能器阵列并补偿所述换能器阵列的频率响应;

在被成像的介质中发射宽带超声信号,其中,所述施加使发射的宽带超声信号具有跨越所述换能器阵列的带宽的平坦的频谱;

接收来自所述介质的宽带超声信号的回波;

利用多个数字滤波器对接收到的回波进行频率滤波以产生多个超声图像;以及

通过合成所述超声图像来生成频率合成的超声图像。

19. 根据权利要求18所述的方法,还包括:

生成多个附加的频率合成的超声图像;

由所述附加的频率合成的超声图像和所述频率合成的超声图像形成B型扫描;以及输出所述B型扫描的表示。

20. 根据权利要求18所述的方法,其中,发射所述宽带超声信号包括:利用相控阵列发射所述宽带超声信号,所述相控阵列将所述宽带超声信号聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上。

21. 根据权利要求18所述的方法,其中,接收所述回波包括:利用被配置为聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的相控阵列接收所述回波。

22. 根据权利要求18所述的方法,其中,发射所述宽带超声信号包括:利用将所述宽带超声信号聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的第一相控阵列发射所述宽带超声信号,并且接收所述回波包括:利用被配置为聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的第二相控阵列接收所述回波。

23. 根据权利要求22所述的方法,其中,所述第一相控阵列和所述第二相控阵列均包括多个阵列元件,并且其中,所述第一相控阵列的阵列元件与所述第二相控阵列的阵列元件交织。

24. 根据权利要求18所述的方法,其中,所述频率合成的超声图像是非线性超声图像。

25. 一种利用频率合成来减少斑点的超声成像方法,所述方法包括:

在被成像的介质中发射宽带超声信号,其中,发射所述宽带超声信号包括:将驱动信号施加到换能器以激励所述换能器,并补偿所述换能器的频率响应以使所述宽带超声信号具有基本上平坦的频谱;

在被成像的介质中传输宽带超声信号,其中,所述施加使发射的宽带超声信号具有跨

越所述换能器阵列的带宽的平坦的频谱；

接收来自所述介质内的多个深度的宽带超声信号的回波；

利用多个数字滤波器对接收到的回波进行频率滤波以产生多个A扫描斑点图像；以及
通过合成所述A扫描斑点图像来生成A扫描频率合成的超声图像。

26. 根据权利要求25所述的方法, 还包括:

重复所述发射、所述接收、所述频率滤波和所述生成的步骤, 以生成多个A扫描频率合成的超声图像; 以及

对多个A扫描频率合成的超声图像进行组合, 以形成被成像的介质的B型频率合成的超声图像。

27. 根据权利要求25所述的方法, 其中, 发射所述宽带超声信号包括: 利用相控阵列发射所述宽带超声信号, 所述相控阵列将所述宽带超声信号聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上。

28. 根据权利要求25所述的方法, 其中, 接收所述回波包括: 利用被配置为聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的相控阵列来接收回波。

29. 根据权利要求25所述的方法, 其中, 发射所述宽带超声信号包括: 利用将所述宽带超声信号聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的第一相控阵列发射所述宽带超声信号, 其中, 接收所述回波包括: 利用被配置为聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的第二相控阵列接收所述回波。

30. 根据权利要求29所述的方法, 其中, 所述第一相控阵列和所述第二相控阵列均包括多个阵列元件, 并且其中, 所述第一相控阵列的阵列元件与所述第二相控阵列的阵列元件交织。

31. 一种利用频率合成来减少斑点的超声成像方法, 所述方法包括:

将各自具有不同中心激励频率的N个超声脉冲发射到被成像的介质中;

接收来自被成像的介质的所述N个超声脉冲的回波;

通过对接收到的回波进行频率滤波生成多个A扫描斑点图像, 其中, 每个所述A扫描斑点图像由与不同中心激励频率相关的回波形成; 以及

将所述A扫描斑点图像频率合成为A扫描频率合成的超声图像。

32. 根据权利要求31所述的方法, 还包括:

获得多个A扫描频率合成的超声图像, 其中, 获得每个A扫描频率合成的超声图像包括执行所述发射、所述接收、所述生成和所述频率合成; 以及

通过对所述多个A扫描频率合成的超声图像进行组合来生成频率合成的B型超声图像。

33. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 发射所述N个超声脉冲包括利用所述第一换能器阵列发射所述N个超声脉冲, 并且其中, 接收所述回波包括利用所述第二换能器阵列接收所述回波。

34. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 发射所述N个超声脉冲包括对所述N个超声脉冲进行线性调频, 以使得所述脉冲具有随时间上升的中心激励频率。

35. 根据权利要求34所述的方法, 其中, 对接收到的回波进行频率滤波包括补偿所述N个超声脉冲的时间延迟和线性调频。

36. 根据权利要求31所述的方法, 还包括重复以下步骤: 以至少10赫兹的帧率实时获得

所述多个A扫描频率合成的超声图像并生成所述频率合成的B型超声图像。

37. 根据权利要求31所述的方法,还包括可视地显示所述频率合成的B型超声图像。

38. 一种超声换能器探头,包括:

第一相控换能器阵列,所述第一相控换能器阵列配置为将超声信号发射到介质中,其中,所述第一相控换能器阵列包括多个发射元件;和

第二相控换能器阵列,所述第二相控换能器阵列被配置为接收来自所述介质的超声回波,其中,所述第二相控换能器阵列包括多个接收元件;

其中,所述第一相控换能器阵列的发射元件与所述第二相控换能器阵列的接收元件交织。

39. 根据权利要求38所述的超声换能器探头,其中,所述第一相控换能器阵列的发射元件由具有可配置的相位延迟的信号驱动以提供发射聚焦,并且其中,利用可配置的相位延迟对通过所述第二相控换能器阵列的接收元件接收的回波进行处理以提供接收聚焦。

利用频谱合成来减少斑点的超声成像

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2017年7月9日提交的题为“SPECKLE SUPPRESSION IN ULTRASOUND IMAGING BY SPECTRAL COMPOUNDING”的美国临时专利申请No.62/530,241的优先权,通过引用的方式将其内容作为整体并入到本文中并出于所有目的。

技术领域

[0003] 本公开的技术涉及超声成像中的频谱合成。

背景技术

[0004] 超声成像是一种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。最常见的超声图像类型是B型(B-mode)图像。B型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反向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,没有哪个方面单独负责其期望的属性。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] 本公开的一方面是一种利用频率合成来减少斑点的超声成像的方法,所述方法包括:从换能器阵列发射N个超声脉冲至被成像的介质中,其中,每个超声脉冲具有不同的中心频率,并且在所述N个超声脉冲的第一脉冲的往返时间期间发射所述N个超声脉冲;其中,所述第一脉冲的往返时间是所述第一脉冲从所述换能器阵列传播到所述介质并从所述介质传播到所述换能器阵列的时间,其中N是大于1的正整数。所述方法还包括:利用所述换能器阵列接收来自所述介质的所述N个超声脉冲的回波;由接收到的回波生成多个图像,其中,每个所述图像是由与所述N个超声脉冲中的特定脉冲相关联的回波形成的;以及利用处理电路对所述图像进行频率合成,以生成多个频率合成的超声图像。

[0009] 在所述方法中,所述发射可以利用所述换能器阵列的第一线性换能器阵列执行

的,并且所述接收可以利用所述换能器阵列的第二线性阵列执行的。

[0010] 在所述方法中,所述发射和接收可以至少部分地同时执行。

[0011] 在所述方法中,所述第一线性阵列可以与所述第二线性阵列交织。

[0012] 在所述方法中,所述N个超声脉冲沿着线扫描传播。

[0013] 在所述方法中,发射所述N个超声脉冲包括对所述N个超声脉冲进行线性调频。

[0014] 在所述方法中,生成所述频率合成超声图像可以包括对接收到的回波进行频率滤波并补偿所述N个超声脉冲的时间延迟。

[0015] 所述方法还可以包括基于来自多个线扫描的频率合成的图像生成B型超声图像,并且可视地显示所述B型超声图像。

[0016] 在所述方法中,所述B型超声图像具有至少10赫兹的帧频。

[0017] 在所述方法中,所述N个超声脉冲包括中心频率增加的3个连续脉冲。

[0018] 在所述方法中,由所述回波形成的图像和频率合成的超声图像具有至少部分地由所述换能器阵列的特性限定的横向分辨率,并且具有至少部分地由所述N个超声脉冲的脉冲持续时间限定的轴向分辨率。从所述换能器阵列发射所述N个超声脉冲包括发射其脉冲持续时间短得足以使所述轴向分辨率在横向分辨率的10%以内的N个超声脉冲。

[0019] 本公开的另一方面是一种用于生成斑点减少的频率合成的超声图像的超声系统。所述超声系统包括:第一相控换能器阵列,其被配置为将具有不同的各自中心频率的多个超声脉冲发射到被成像的介质中,其中,所述第一相控换能器阵列包括多个发射元件;第二相控换能器阵列,其被配置为从所述介质接收与所述超声脉冲相关的超声回波,其中,所述第二相控换能器阵列包括多个接收元件,并且其中,所述第一相控换能器阵列的发射元件与所述第二相控换能器阵列的接收元件交织;以及处理电路,其与所述第二相控换能器阵列通信,所述处理电路被配置为基于接收到的回波生成频率合成的图像。

[0020] 在所述超声系统中,所述第一相控换能器阵列可以被配置为在所述超声脉冲的第一脉冲的往返时间期间发射所述超声脉冲。

[0021] 在所述超声系统中,所述超声系统可以被配置为执行线扫描。

[0022] 在所述超声系统中,所述超声系统可以被配置为执行多个线扫描,并且其中,所述处理电路可以被配置为基于与所述线扫描相关联的频率合成的图像生成B型图像。

[0023] 所述超声系统还可以包括被配置为视觉上呈现所述B型图像的显示器。

[0024] 在所述超声系统中,所述第一相控换能器阵列的所述发射元件可以被配置为接收具有可配置的相位延迟的激励信号以提供发射聚焦,并且所述处理电路可以被配置为实现接收聚焦。

[0025] 本公开的另一方面是一种利用频率合成来减少斑点的超声成像方法。所述方法包括:向换能器阵列施加驱动信号,以激励所述换能器阵列并补偿所述换能器阵列的频率响应;在被成像的介质中发射宽带超声信号,其中,所述施加驱动信号使发射的宽带超声信号具有跨越所述换能器阵列的带宽的平坦的频谱;接收来自所述介质的宽带超声信号的回波;利用多个数字滤波器对接收到的回波进行频率滤波以产生多个超声图像;以及通过合成所述超声图像来生成频率合成的超声图像。

[0026] 所述方法还可以包括:生成多个附加的频率合成的超声图像;由所述附加的频率合成的超声图像和所述频率合成的超声图像形成B型扫描;以及输出所述B型扫描的表示。

[0027] 在所述方法中,发射所述宽带超声信号可以包括:利用相控阵列发射所述宽带超声信号,所述相控阵列将所述宽带超声信号聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上。

[0028] 在所述方法中,接收所述可以回波包括:利用被配置为聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的相控阵列接收回波。

[0029] 在所述方法中,发射所述宽带超声信号可以包括:利用将所述宽带超声信号聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的所述第一相控阵列发射所述宽带超声信号,并且接收所述回波包括:利用被配置为聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的第二相控阵列接收所述回波。

[0030] 在所述方法中,所述第一相控阵列和所述第二相控阵列均可以包括多个阵列元件,并且其中,所述第一相控阵列的阵列元件可以与所述第二相控阵列的阵列元件交织。

[0031] 在所述方法中,所述频率合成的超声图像可以是非线性超声图像。

[0032] 本公开的另一方面是一种利用频率合成来减少斑点的超声成像方法。所述方法可以包括:在被成像的介质中发射宽带超声信号,其中,发射所述宽带超声信号包括:将驱动信号施加到换能器以激励换能器,并补偿所述换能器的频率响应以使所述宽带超声信号具有基本上平坦的频谱;在被成像的介质中传输宽带超声信号,其中,所述施加驱动信号使发射的宽带超声信号具有跨越所述换能器阵列的带宽的平坦的频谱;接收来自所述介质内的多个深度的宽带超声信号的回波;利用多个数字滤波器对接收到的回波进行频率滤波以产生多个A扫描斑点图像;以及通过合成所述A扫描斑点图像来生成A扫描频率合成的超声图像。

[0033] 所述方法还可以包括:重复所述发射、所述接收、所述频率滤波和所述生成的步骤,以生成多个A扫描频率合成的超声图像;以及对多个A扫描频率合成的超声图像进行组合,以形成被成像的介质的B型频率合成的超声图像。

[0034] 在所述方法中,发射所述宽带超声信号可以包括:利用相控阵列发射所述宽带超声信号,所述相控阵列将所述宽带超声信号聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上。

[0035] 在所述方法中,接收所述回波可以包括:利用被配置为聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的相控阵列来接收回波。

[0036] 在所述方法中,发射所述宽带超声信号可以包括:利用将所述宽带超声信号聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的所述第一相控阵列发射所述宽带超声信号,并且接收所述回波包括:利用被配置为聚焦到被成像的介质内的至少一个体素上的第二相控阵列接收所述回波。

[0037] 在所述方法中,所述第一相控阵列和所述第二相控阵列均可以包括多个阵列元件,并且其中,所述第一相控阵列的阵列元件可以与所述第二相控阵列的阵列元件交织。

[0038] 本公开的另一方面是一种利用频率合成来减少斑点的超声成像方法。所述方法包括:将各自具有不同中心激励频率的N个超声脉冲发射到被成像的介质中;接收来自被成像的介质的所述N个超声脉冲的回波;通过对接收到的回波进行频率滤波生成多个A扫描斑点图像,其中,每个所述A扫描斑点图像由与不同中心激励频率相关的回波形成;以及将所述A扫描斑点图像频率合成为A扫描频率合成的超声图像。

[0039] 所述方法还可以包括:获得多个A扫描频率合成的超声图像,其中,获得每个A扫描频率合成超声图像包括执行所述发射、所述接收、所述生成和所述频率合成;以及通过对所

述多个A扫描频率合成的超声图像进行组合来生成频率合成的B型超声图像。

[0040] 在所述方法中,发射所述N个超声脉冲可以包括利用所述第一换能器阵列发射所述N个超声脉冲,并且其中,接收所述回波可以包括利用所述第二换能器阵列接收所述回波。

[0041] 在所述方法中,发射所述N个超声脉冲可以包括对所述N个超声脉冲进行线性调频,以使得所述脉冲具有随时间上升的中心激励频率。

[0042] 在所述方法中,对接收到的回波进行频率滤波可以包括补偿所述N个超声脉冲的时间延迟和线性调频。

[0043] 所述方法还可以包括重复以下步骤:以至少10赫兹的帧率实时获得所述多个A扫描频率合成的超声图像并生成所述频率合成的B型超声图像。

[0044] 所述方法还可以包括可视地显示所述频率合成的B型超声图像。

[0045] 本公开的另一方面是一种超声换能器探头。所述超声换能器探头可以包括:第一相控换能器阵列,其配置为将超声信号发射到介质中,其中,所述第一相控换能器阵列可以包括多个发射元件;和第二相控换能器阵列,其被配置为接收来自所述介质的超声回波,其中,所述第二相控换能器阵列可以包括多个接收元件。在所述方法中,所述第一相控换能器阵列的发射元件可以与所述第二相控换能器阵列的接收元件交织。

[0046] 在所述方法中,所述第一相控换能器阵列的发射元件可以由具有可配置的相位延迟的信号驱动以提供发射聚焦,并且其中,可以利用可配置的相位延迟对通过所述第二相控换能器阵列的接收元件接收的回波进行处理以提供接收聚焦。

[0047] 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

[0048] 现在将参照附图通过非限制性示例的方式描述本公开的实施例。

[0049] 图1A示出了根据所公开的技术的实施例的超声换能器探头,其包括与接收阵列交织的发射阵列。

[0050] 图1B示出了根据所公开的技术的实施例的用于A扫描(A-scan)的超声脉冲,并且还示出了如何通过A扫描的扫描来形成B扫描(B-scan)图像。

[0051] 图2示出了根据所公开的技术的实施例的可以由图1A的换能器探头发射的超声脉冲的曲线图。

[0052] 图3示出了根据所公开的技术的实施例的图2的超声脉冲的中心频率的曲线图。

[0053] 图4A示出了根据所公开的技术的实施例的图1A的换能器探头的响应的曲线图以及可以驱动换能器探头的传输信号的曲线图。

[0054] 图4B示出了根据所公开的技术的实施例的当由图4A的传输信号驱动时图1A的换能器探头的输出的曲线图,图4B还示出了可用作频率合成技术的一部分的高斯滤波器。

[0055] 图5示出了根据所公开的技术的实施例的超声体模的未经滤波的超声图像,并且示出了已经使用高斯滤波器以各种频率滤波的超声图像。

[0056] 图6A示出了根据所公开的技术的实施例的作为频率合成技术的一部分可以被滤波的超声返回信号的频谱。

[0057] 图6B示出了根据所公开的技术的实施例的可用于对超声返回信号进行滤波的高斯滤波器的频谱。

[0058] 图7示出了根据所公开的技术的实施例的图5的未经滤波的超声图像和频率合成的超声图像。

[0059] 图8示出了根据所公开的技术的实施例的具有各个级别的频率合成的频率合成超声图像的传变(progression)。

[0060] 图9示出了根据所公开的技术的实施例的使用数量变化的具有各种带宽的高斯滤波器获得的频率合成超声图像,并且还示出了由相关的高斯滤波器覆盖的超声返回信号的相关频谱。

[0061] 图10示出了根据所公开的技术的实施例的猪肾的光学图像、猪肾的超声图像以及猪肾的频率合成超声图像。

[0062] 图11是根据所公开的技术的实施例的具有通过频率合成实现斑点抑制的超声成像的方法的流程图。

[0063] 图12是根据所公开的技术的实施例的用于具有频率合成的超声成像的系统的框图。

[0064] 图13A示出了根据所公开的技术的实施例的用于利用相交波束的A扫描的相交超声脉冲,并且还示出了如何利用相交波束的扫描来形成B扫描图像。

[0065] 图13B示出了根据所公开的技术的实施例的作为时间的函数的图13A的相交波束的超声脉冲和回波的频率。

[0066] 图13C示出了根据所公开的技术的实施例的在多个体素处的超声脉冲的相交。

[0067] 图13D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。

[0068] 图14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13A的波束中的一个的超声脉冲的曲线图。

[0069] 图15A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探头,该两个线性阵列可以发射图13A的相交波束,该换能器元件阵列可以接收超声返回信号。

[0070] 图15B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探头,该两个线性阵列可以发射图13A的相交波束,该换能器元件阵列可以接收超声返回信号。

[0071] 图16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13A的相交波束并且接收超声返回信号。

[0072] 图17A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。

[0073] 图17B示出了带有骨头的鱼的光学、线性超声和非线性超声图像。

[0074] 图18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。

[0075] 图19示出了根据所公开的技术的实施例的作为两个相交超声波束的振幅的乘积的函数的差频信号的振幅的曲线图。

[0076] 图20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。

[0077] 图21示出了根据所公开的技术的实施例的图13A的第一相交波束、图13A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。

[0078] 图22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。

[0079] 图23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。

[0080] 图24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,猪肾、鲑鱼组织和鼠脑的线性对比度超声图像,以及猪肾、鲑鱼组织和鼠脑的非线性对比度超声图像。

[0081] 图25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24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。

[0082] 图26A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。

[0083] 图26B示出了根据所公开的技术的实施例的流过管道的流体的非线性超声图像。

[0084] 图26C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推移的流速的曲线图。

[0085] 图27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

[0086] 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部件的任何合适的组合。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。

[0087] I. 超声成像系统和方法

[0088] 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。在超声成像中,通过发出超声脉冲并记录超声脉冲在介质中传播时的回波可以形成A扫描图像。从换能器发射超声脉冲与产生返回到换能器的回波之间的时间延迟指示了介质中的深度,其中,超声脉冲经介质反射或产生回波。因此,由单个超声脉冲产生的回波的集合可以用于形成一维超声图像。通过收集一系列扫描的A扫描来形成二维B扫描图像,这样每个一维A扫描形成了二维B扫描图像中的一条单独的线。

[0089] 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,超声成像受困于明显的斑点噪声(例如,由于被成像的组织的声波反向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。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。

[0090] 斑点噪声可以是由于每个散射体素内的散射体的分布而导致声波的相干反向散射的结果。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。

[0091] 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,所以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的信息。

[0092] II. 通过频率合成抑制斑点

[0093] 本文公开的技术包括合成不同频带的超声图像以减少或抑制超声图像中的斑点。频率合成可以利用频率(时间)自由度来抑制斑点。作为示例,可以使用不同的激励信号来分别获取超声图像,或者可以使用宽带激励信号和超声返回信号的频谱滤波来获取超声图像。

[0094] 在一些实施例中,可以使用声频混合来获得超声图像,其中两个频率(例如,可以共线或非共线传播的两个激励脉冲)的声波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,使用差频产生(difference-frequency generation)。替代地或附加地,可以使用和频(Sum-frequency)和/或高阶非线性混合。在其他实施例中,可以使用单个超声脉冲(例如,不使用声频混合)来获得超声图像中的A扫描。

[0095] A. 通过时间带宽优化进行频率合成

[0096] 频率合成中的一个权衡是在轴向分辨率和减少斑点之间进行权衡。较窄的带宽通常会导致较长的脉冲持续时间和较粗的纵向分辨率。另外,斑点图像之间的相关性随着其中心频率的间隔减小而增加。换句话说,与使用相对较远的中心频率获得的斑点图像相比,使用相似的中心频率获得的图像的斑点更紧密相关。因此,将具有相对接近的中心频率的图像进行平均对于减少斑点而言效果不佳(与其各自的中心频率之间具有较大间隔的图像相比)。至少由于这些原因,并且在换能器的固定总带宽内,当减小激励频率的带宽时,可以获得更独立的斑点图像。因此,可以更好的减少斑点。虽然相对较窄的带宽脉冲对于使可获得的独立斑点图像的数量最大化来说是有用的,但是较窄的带宽脉冲通常还会导致较长的脉冲持续时间和较粗的纵向分辨率。

[0097] 在一些实施例中,本文公开的技术使用优化的(或半优化的)时间带宽积超声脉冲来提供频率合成。与相同带宽下的未优化的脉冲相比,使用该超声脉冲可以缩短脉冲持续时间。通过适当选择脉冲持续时间,可以调整轴向分辨率,以使该轴向分辨率保持与超声源

数值孔径定义的横向分辨率类似或者比其小。然后,通过获得各自不同的中心频率的多个图像(在此称为斑点图像),然后将这些斑点图像一起进行平均来获得合成图像。在至少一些实施例中,斑点图像的中心频率可以集中地跨越换能器的基本上所有带宽。

[0098] 持续时间为 Δt 的高斯脉冲的时间包络分布为:

$$[0099] \quad g(t) = \frac{1}{(2\pi\sigma^2)^{\frac{1}{2}}} \exp\left[-\frac{t^2}{2\sigma^2}\right],$$

[0100] $\Delta t \Delta \omega = 0.5$, (公式1)

[0101] 其中, $\Delta \omega = 2\pi \Delta f$ 和 Δt 是 高斯傅立叶变换对的强度的 1σ 宽度。脉冲半高全宽 $\Delta t_{\text{FWHM}} = 2.35 \Delta t$ 。高斯脉冲可以优化时间带宽积(公式1),并且可以进一步改进或优化减少斑点与轴向分辨率之间的权衡。时间-带宽关系表明,与 Δt 成正比的轴向分辨率对于较窄的频带而言较粗。可以选择公式1的 $\Delta \omega$ 和 Δt 的值,以使轴向和横向分辨率类似(例如,在彼此的50%之内,在彼此的10%之内或在彼此的5%之内)。特别的,可以选择 Δt ,以使轴向分辨率(与 Δt 成正比)与横向分辨率(至少部分由超声源的数值孔径定义)类似。

[0102] B. 频率合成的实施例

[0103] 在一些实施例中,在脉冲回波配置中进行成像,并且分别发送不同频率的脉冲。超声探头(有时称为超声换能器探头)的两个交织线性阵列分别用于发送器和接收器。图1A示出了交织的线性阵列100,其包括交织在一起的发射器阵列元件110和接收器阵列元件120。发射器阵列元件110可以形成相控阵列,以便通过为每个发射器阵列元件110选择适当的相位延迟来确定发射的声波的传播方向。在本文中可以将其称为发射聚焦。除了声波的传播方向之外,还可以通过回波的延迟时间来定位成像体素(例如,正由系统成像的材料区域)。这可以给出深度信息(例如,脉冲的发射与从离换能器探头给定距离接收回波之间的往返时间给出深度信息)。在至少一些实施例中,可以将类似的相位延迟应用到接收器阵列元件120,以使得接收器阵列元件120跟踪脉冲的传播(例如,以使得接收器集中在在捕获超声图像时可以移动的当前成像体素上)。

[0104] 图1B示出了由一个或多个超声波脉冲(例如,脉冲130)形成的A扫描波束,该超声波脉冲沿着一条线行进穿过被成像的介质,并且沿着该线回波或反射该介质的各种结构。检测的不同的时间延迟、频率为脉冲频率(或当使用本文所述的非线性实施例时的不同频率或为频率和)的回波对应于沿着A扫描的扫描线的不同的z位置。

[0105] 可以通过A扫描波束的协调扫描来形成B型图像。超声成像系统的处理电路可以对来自与每个A扫描相关联的体素的响应进行成像。在已经发射了与单个A扫描相关联的脉冲之后,可以将A扫描波束步进到另一个方向(例如,沿着B扫描的扫描线140),使得可以对另外的体素成像。在一些实施例中,特别是在利用具有单独的发射和接收元件或阵列的换能器探头时,可以在整个往返时间结束之前将A扫描波束步进到另一个方向。以这种方式,系统可以获得正在成像的物体的B扫描图像或B型图像。

[0106] 在一次A扫描期间,可以发射以相应数量的频率 $f_1, f_2, f_3, \dots, f_N$ 为中心的N个高斯脉冲。这些脉冲可以是以频率 $f_1, f_2, f_3, \dots, f_N$ 为中心的傅立叶变换受限脉冲,并且可以通过查找表并由脉冲放大器放大以数字方式生成。如图2所示,相邻的超声脉冲在频率上分离以便于频谱分离并且便于形成N个独立的斑点图像。通过分离发射和接收功能(例如,通过利用具有同时接收和发射超声信号的能力的换能器,例如,图1A的换能器阵列100),可以在单

个超声脉冲的往返传输时间期间发送多个脉冲,同时还同步或近似同步地执行检测。通过这种方式,相对于单个频率的A扫描来说,对频率合成的A扫描进行成像的时间不会增加。作为示例,在A扫描和/或往返传输时间期间发送的脉冲数可以是3个脉冲、5个脉冲、10个脉冲、15个脉冲或大于15个脉冲。通常,在A扫描和/或往返传输时间期间发送的脉冲数可以是任何期望的脉冲数。

[0107] 在至少一些实施例中,对频率合成的A扫描成像的时间足够短,以使得可以以至少10赫兹的帧速率实时获得频率合成的B型超声图像。换句话说,本文公开的系统可以捕获至少 100×100 像素、至少 200×200 像素或至少 400×400 像素的频率合成的超声图像,并且可以以实时帧速率(例如,至少1Hz,至少5Hz,至少10Hz,至少20Hz或至少30Hz)捕获此类图像。

[0108] 如图2所示,在至少一些实施例中,可以在一次A扫描期间发送以9个差分频率为中心的9个高斯脉冲(例如,N等于9)。另外,高斯脉冲可以以阶梯顺序发送,以使得相对相似频率的脉冲被相对不相似频率的脉冲分开。在利用接收聚焦形成这些频率的图像时,具有相似频率的脉冲的时间间隔可能会减少其回波的干扰。作为示例并且如图2所示,可以在 t_1 发送频率为 f_1 的初始脉冲,而在分别在 t_2 和 t_3 发送频率为 f_4 和 f_7 处的脉冲之后,可以在 t_4 发送频率为 f_2 的脉冲。换句话说,图2示出了可以如何以先增加、然后减少的步骤(例如,两个增加步骤和一个减少步骤的模式,每个脉冲的频率唯一)来发送脉冲。以这种方式,可以发射覆盖超声探头的大部分或全部带宽的脉冲,同时避免接连发射相对相似频率的脉冲。这对于成像过程是有帮助的。

[0109] 可以在时间上分离脉冲(例如 $3 \Delta t$,其中, Δt 是脉冲持续时间),以允许通过接收聚焦来分离脉冲。在一些实施例中,接收数值孔径可以明显高于发射数值孔径。在这样的实施例中,系统可以具有更紧密的接收聚焦能力,这可以便于区分与不同激励频率(例如,不同频率的不同激励脉冲)相关的回波。可以使用数字傅里叶变换通过频域滤波进一步分离信号。脉冲的驱动电压可以补偿换能器的自然响应,以便使频率 $f_1, f_2, f_3, \dots, f_N$ 的脉冲能量大致相同(例如,以类似于下面结合图4A和4B描述的方式)。

[0110] 可以通过平均振幅或强度来执行斑点图像的合成。可以以数字方式(例如,使用希尔伯特变换)或在模拟域(例如,使用低通滤波器、带通滤波器、高通滤波器或其组合)对A扫描信号进行包络检测。通过扫描A扫描信号的方向来形成B扫描图像。通过对图像中相应像素的值进行平均来执行图像合成。

[0111] 在一些实施例中,如图3所示,频率线性调频(frequency chirp)应用于传输信号300。频率线性调频可以有助于随时间扩展声功率,从而降低峰值声功率。在某些情况下,可能会出于安全考虑限制峰值声功率。与未线性调频的脉冲相比,频率线性调频允许传输更多的声功率,而不会超过峰值声功率的限制,并且还提高了获得的图像的信噪比。各个脉冲(可以是优化的时间带宽积超声脉冲)的中心频率可能会随时间上升(例如,随时间单调上升),从而使脉冲跨越换能器探头(例如,包括换能器阵列100的换能器探头)的部分或全部带宽。例如,如结合图4A和4B所描述的,也可以通过利用补偿换能器的自然响应的信号来驱动换能器,对频率线性调频信号的频谱进行归一化。

[0112] 诸如图1A的换能器阵列100之类的交织线性阵列可用于允许同时传输和检测。可替代地,相同的换能器元件用于传输和检测。在这种情况下,在接收中应用沉寂时期(dead period),直到传输完成。

[0113] 可以通过对接收信号进行频率滤波来获得不同的频带。例如,这可以通过以下过程来完成。对于单次A扫描,记录反向散射声波 $A(t)$ 的振幅。当脉冲传播到正在成像的组织中时,时间 t 覆盖了检测到的超声信号的整个时间记录。可以在检测到的信号的傅立叶空间中应用数字高斯滤波器以生成 $F_{f(i)}(v)$,其中 $f(i)$ 是经频谱滤波的傅立叶变换数据的中心频率。然后将函数集合 $F_{f(i)}(v)$ 转换回时域 $A_{f(i)}(t)$ 。每个 $A_{f(i)}(t)$ 都被延迟以补偿由频率线性调频引起的不同频带的时间延迟(因此,通过促进不同激励脉冲的数字滤波,图3的频率线性调频可以促进频率合成)。然后可以使用希尔伯特变换、低通滤波或其他合适的滤波方法,以数字方式获取这些信号的信号包络。轴向分辨率可由用于频谱滤波的频谱宽度 $\Delta f(i)$ 和频率中的线性调频来确定。

[0114] C. 经过频谱滤波的带宽传输信号

[0115] 在各个实施例中,具有宽带频谱的单个脉冲用于激励脉冲回波配置中的介质。在图4A中,换能器(例如,图1的换能器阵列100)可以具有自然响应400,其可以指示超声信号的振幅作为换能器产生的频率的函数。这可以对应于换能器由基本上恒定的功率和可变频率的激励信号驱动的情况。为了补偿自然响应400并在相对较宽的带宽上产生更恒定的光谱响应(例如,图4B的响应420),换能器(例如,换能器阵列100)可以由跟随图4A的传输输入频谱410的信号驱动。因此,驱动超声换能器阵列的换能器的输入信号可以补偿换能器阵列的频率响应,以产生超声换能器阵列的更恒定的频率响应。因此,各个实施例可以使用超声脉冲(或多个脉冲)来激励脉冲回波配置中的介质,该超声脉冲(或多个脉冲)的宽带频谱具有图4B的响应420的形状。使用这种类型的布置,可以补偿和消除换能器响应中的非线性。这种类型的布置可以用于任何期望类型的换能器。通常,不同类型的换能器、不同的换能器模型以及来自不同制造商的换能器可能具有不同的属性,例如不同的自然响应。为了补偿这些差异,可以基于使用的特定换能器来改变传输输入频谱,以产生所需的频谱响应。可以在本文公开的实施例中使用的不同类型的换能器包括但不限于线性换能器、凸形(或其他形状的)换能器、相控阵换能器、笔形换能器以及被设计为安装在特定的身体部位和/或对特定的身体部位成像的换能器。这些仅仅是说明性的例子。

[0116] 在至少一些实施例中,具有宽带频谱的一个或多个脉冲用于激励介质,并且接收得到的超声回波信号 $A(t)$ 。然后,对超声回波信号 $A(t)$ 进行傅立叶变换以得到 $\tilde{A}(\omega) = \int_0^{t_{final}} A(t) \exp(-i\omega t) dt$ 。如果需要,可以忽略归一化常数。然后可以按频率对所得数据(例如, $\tilde{A}(\omega)$)进行数字滤波,以形成 $\tilde{A}_{f1}(\omega), \tilde{A}_{f2}(\omega), \tilde{A}_{f3}(\omega), \dots$ 。然后将经过数字滤波的信号傅立叶变换回时域,以产生 $A_{f1}(t), A_{f2}(t), A_{f3}(t), \dots$ 。然后,这些时域信号中的每一个都可以用于产生不同频率的超声图像(例如,具有独立斑点的图像,可以将该独立斑点一起平均以减少斑点)。因此,利用单个脉冲,可以获得与差频有效相关的多个图像。如果需要,可以将超声图像相对于彼此标准化。

[0117] 在至少一些实施例中,宽带频谱可以具有基本覆盖换能器阵列(例如,图1A的换能器阵列100)的所有带宽的带宽。然后,例如,如上所述,执行频谱滤波(例如,数字地)。作为示例,诸如高斯滤波器430a、430b、430c、430d和430e的数字滤波器可以应用于由宽带脉冲产生的回波,以形成多个独立的斑点图像(例如,形成与每个滤波器相关的单独的斑点图像)。在一些实施例中,滤波器可以是非高斯的。利用这种类型的布置,可以使用单个脉冲获

得多个独立的斑点图像。但是,如果需要,可以使用多个脉冲来进一步减少斑点,其中,每个脉冲都可以是宽带脉冲。可以通过使用相控阵对A扫描线进行扫描来获取B型图像。通过对频率滤波后的图像的超声图像求平均来获得合成图像。

[0118] III. 通过频率合成抑制斑点的示例性结果

[0119] 图5的左上方面板示出了超声体模的B型图像500,其是在没有频率合成的情况下获得的。B型图像500左侧的圆形区域对应于高回声区域,即与背景相比产生更强回声的区域。与背景区域相比,高回声区域包含更高浓度的散射体。右侧的亮点是直径为 $100\mu\text{m}$ 的尼龙线的回波,其垂直于图像延伸。由于尼龙线的直径远小于测试频率范围内的声波波长,因此亮点的形状与系统的点扩散函数相对应。光斑的宽度给出了横向分辨率,光斑的高度给出了轴向分辨率。如图像所示,轴向分辨率比横向分辨率好约5倍,横向分辨率由阿贝准则 $\delta x = \lambda/2NA$ 定义,其中, λ 是声波的波长,而NA是超声成像“光学”的数值孔径。由于使用了宽带换能器,因此轴向分辨率更高。

[0120] 图5示出了用相对较窄的高斯频带滤波的超声图像。与B型图像500相比,傅立叶滤波图像(FFI)中的斑点在轴向方向上具有较低的空间频率,这是FFI的光谱带宽较窄的直接结果。另外,每个中心频率的斑点噪声明显不同。因此,几个图像的频率合成有效地减少和/或消除了斑点噪声。

[0121] 图6A示出了代表性的线扫描(例如,单个A扫描,其可以是B型图像的一部分)的振幅谱(未示出相位)。具有振幅和相位信息的合成频谱可以乘以13个图6B所示的高斯频带,以产生13个滤波后的频谱。可以选择高斯频带具有相同的宽度 $\sigma = 0.14\text{MHz}$ 。如果需要,高斯频带可以具有不同的宽度。高斯频带的中心频率范围从 2.0MHz 到 6.8MHz ,相邻频带之间的间隔为 0.4MHz 。通常,可能希望高斯频带跨越换能器的较多带宽或基本上全部带宽,以最大程度地减少斑点。可以通过如上所述的对滤波后的频谱进行逆傅立叶变换来获得滤波后的波形。通过检测滤波后的波形的包络的振幅来获得中心频率 $f(i)$ 处的傅立叶滤波后的图像。

[0122] 图7将频率合成图像710(例如,使用宽带脉冲和接收到的回波的数字滤波来生成多个斑点图像,然后将它们一起进行平均)与原始B型图像700(例如,捕获的没有频率合成的B型图像)进行比较。可以选择每个傅立叶滤波信号的频率宽度,以使轴向分辨率与横向分辨率基本相同,如高斯带宽 $\sigma = 0.14\text{MHz}$ 的示例中直径为 $100\mu\text{m}$ 的尼龙线的圆点扩散函数所证明的那样。

[0123] 在图8中示出了作为频带数量的函数的合成的斑点图像的演变。图7的合成图像710和图8的全部和部分合成图像示出了本文公开的技术在减少斑点方面的有效性,这是因为合成图像中斑点的显著减少是明显的。

[0124] 除了总带宽之外,各个高斯滤波器的带宽可以很大(即使保持总带宽恒定)。如图9所示,随着滤波器宽度的增加,轴向分辨率提高。不同合成图像的高回声区域中的一致结构表明,这些结构对应于实际的不均匀性。当单个高斯滤波器的带宽增加到与换能器的整个带宽相当时,斑点最终会出现,这是因为独立斑点图像的数量将减少到1。

[0125] 在至少一些实施例中,高斯频带可以具有不同的带宽,以使得每个傅立叶滤波器信号具有在其相关的频率处基本上与横向分辨率匹配的轴向分辨率。如前所述,横向分辨率与声波的波长成正比,因此与频率成反比(例如,横向分辨率随频率的增加而降低)。因

此,横向分辨率在较高频率下可能会更好。在高斯频带具有不同带宽的实施例中,高斯频带的带宽可以随着频率的增加而增加,以使得轴向分辨率在更高的频率下也有所提高(例如,变得更好)(并因此在较高频率下跟得上提高的横向分辨率)。在一些实施例中,可以选择每个高斯频带的带宽,以使得特定频带的轴向分辨率与该特定频带处的横向分辨率匹配。换句话说,还可以选择带宽,以使得通用的轴向分辨率与成像系统的横向分辨率基本相同。

[0126] 我们可以使用 μ/σ 量化散斑,其中 μ 和 σ 是斑点振幅的平均值和标准偏差。我们将 μ/σ 表示为信噪比(SNR)。然后通过增加 μ/σ 来表示斑点减少。作为一个示例,SNR可以从体模的高回声区域的斑点图像中测量出来。使用 $\sigma=0.14\text{MHz}$ 的高斯带宽,可获得大约3.8倍的斑点减少。斑点减少的典型范围是2倍至4倍。

[0127] 图10示出了当本文公开的傅里叶滤波器斑点减少方法和系统用于对一片猪肾成像时的示例结果。图10示出了通过超声成像的一部分肾组织的光学图像1000。小肾盏和大肾盏在光学图像中显示为白色。可以在不进行频率合成的情况下捕获的B型图像1010中识别相同的特征。与B型图像1010相比,频率合成图像1020显示出减少的斑点,同时保持了良好的分辨率。

[0128] III. 通过频率合成来抑制斑点的超声成像方法

[0129] 图11是根据所公开技术的实施例的通过频率合成来抑制斑点的超声成像的方法1100的流程图。

[0130] 在框1102中,生成由超声换能器阵列(例如,图1A的换能器阵列100)发射生成的超声脉冲。框1102可以包括向超声脉冲施加相位延迟,以使得相控换能器阵列中的不同元件将超声脉冲聚焦到期望的方向上。举例来说,框1102可以包括生成宽带超声脉冲或生成一个或多个频率的优化(或半优化)时间带宽积超声脉冲。

[0131] 在框1104中,沿着扫描线发射超声脉冲以进行A扫描。在某些实施例中,框1104可包括在单个A扫描的时间期间(例如,在单个脉冲的往返时间期间)以不同的频率发送多个超声脉冲。在一些其他实施例中,框1104可以包括每个A扫描发送单个宽带脉冲。如果需要,可以为单个A-扫描发送多个宽带脉冲,并且可以在单个A扫描期间发送这样的脉冲。框1104可以包括利用相控阵列以聚焦的方式发射超声脉冲(例如,发射相控阵列可沿期望的扫描线聚焦超声脉冲或将超声脉冲聚焦到被成像的对象内的期望体素)。驱动换能器阵列的换能器的输入信号可以补偿换能器阵列的频率响应以生成换能器阵列的更恒定的频率响应。该方法中发射的超声脉冲可以对应于图2至图4B中所示的任何脉冲。

[0132] 在框1106中,沿着扫描线从被成像的物体接收回波。回波的频率及其发射的时间延迟可用于确定回波所源自的被成像的对象内的深度。

[0133] 在框1108中,生成多个A扫描斑点图像。每个斑点图像都可以具有通常与其他斑点图像的斑点相独立的斑点,这是因为每个斑点图像都可以与不同的成像频率相关联。在一些实施例中,框1108可以包括对接收到的回波(例如,来自宽带脉冲的回波或来自不同频率的多个脉冲的回波)进行模拟和/或数字滤波,以生成多个斑点图像。

[0134] 如线1110所示,可以对多个A扫描重复框1102-1108(例如,当沿方向扫描A扫描线以获得B型图像时)。

[0135] 在框1112中,将A扫描进行组合以生成B型超声图像。B型图像可以存储在存储器或储存器中,并且可以显示或以其他方式提供给用户。在框1112处提供的B型图像是具有减少

的斑点的频率合成图像。例如,可以通过合成A扫描斑点图像然后合并合成的A扫描来生成B型图像,和/或可以通过合并一系列B型斑点图像中的A扫描斑点图像然后合成B型斑点图像来生成B型图像。

[0136] 在至少一些实施例中,方法1100的框可以至少部分地并行执行。作为示例,考虑到超声脉冲往返于被成像的体素的往返时间,可以基本上并行地执行框1104和1106。

[0137] V. 具有频率合成的超声系统

[0138] 图12是超声成像系统1200的示意框图。超声成像系统1200可以通过频率合成来生成斑点减少的超声图像。系统1200包括换能器1204,其可以包括一个或多个换能器阵列,例如,发射阵列(可以由图1A的元件110形成)和接收阵列(可以由图1A的元件120形成)。该系统还包括处理电路(例如,处理器1218),其被配置为基于在接收阵列处接收到的回波来生成超声图像。

[0139] 可以是处理器的处理电路可以根据本文公开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、滤波或用于由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成执行这种信号处理的任何合适的电路。如图所示,处理电路可以包括接收聚焦组件1210、频谱滤波组件1212、频谱合成组件1214和处理器1218。处理电路还可以包括波形生成组件1208和波束成形组件1206。

[0140] 系统1200可以包括一个或多个波形生成组件,例如,波形生成组件1208。波形生成组件1208可以生成用于激励正由系统1200成像的对象1202的体素的发射的激励信号。波形发生器1208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),并且可以用于生成宽带超声脉冲。

[0141] 波束成形组件1206可以将波束成形应用于组件1208生成的波形。作为示例,波束成形组件1206可以对得到的超声脉冲进行适当地处理,以使得脉冲在成像过程的每个阶段激励期望的体素。

[0142] 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,可以改变阵列发送的信号方向(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)来实现波束成形。

[0143] 超声换能器阵列1204中的发射阵列可以接收波束成形的波形,并将激励脉冲发射到正由系统1100成像的介质中。例如,超声换能器阵列1204可以发送与图2至4B的任意曲线图相对应的超声脉冲。超声换能器阵列1204中的接收阵列可以接收来自激励体素的回波。在一些实施例中,发射和接收阵列可以是单个阵列,其功能是在发射和接收功能之间时分多路复用。在其他实施例中,发射和接收阵列可以是不同的阵列。如结合图1A描述的,发射和接收阵列可以具有交织元件。

[0144] 接收聚焦组件1210可以将波束成形应用于由接收阵列的各个相控阵列元件接收的回波,以便实现接收聚焦并且聚焦在正由系统1200成像的对象的特定体素或区域上。在至少一些实施例中,可以以数字方式执行接收波束成形(例如,在输入信号的数字化之后,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。

[0145] 频谱过滤组件1212可以基于接收到的回波的频率对接收到的回波进行滤波,其作为生成多个斑点图像(例如,以不同的超声频率捕获的图像)的一部分。在一些实施例中,组件1212可以生成斑点图像。

[0146] 频谱合成组件1214可以将斑点图像合成为频率合成的超声图像。作为示例,组件1214可以将N个斑点图像一起平均,以便将斑点减少大约 $1/\sqrt{N}$ (a factor of \sqrt{N})。频谱合成组件1214和/或频谱滤波组件1212可以数字化来自接收阵列的输入信号,并且可以将随着时间的推移接收到的信号集成或组合到超声图像中。由组件1214产生的超声图像可以从各个体素的信号生成的B型超声图像。在至少一些实施例中,组件1214可以是配置有软件以数字化输入信号并将那些信号组合成超声图像的处理器的。诸如组件1214之类的组件可以耦合至存储器1220。

[0147] 显示器1216可以在视觉上呈现或以其他方式向用户提供组件1214形成的超声图像。显示器1216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。

[0148] 超声成像系统1200可以包括存储器1220。作为示例,存储器1220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。

[0149] 在本文讨论的实施例中,可以基于频率和或者频率差混合将频率合成应用于非线性超声。不是平均不同的谐波次数,而是平均还可以包括在每个谐波次数的频谱窗口内平均。

[0150] 本文讨论的实施例可受益于使用并行计算。从每个单独的通道记录的数据可以并行处理。处理操作可以包括快速傅立叶变换、频谱滤波和包络检测。

[0151] 本文描述的实施例允许实时地调整减少斑点和轴向分辨率之间的权衡。用户可以选择获得具有斑点适度减少的高分辨率图像,或者具有斑点大量减少的中等分辨率图像。

[0152] VI. 非线性超声成像系统和方法

[0153] 本文公开的频率合成的任何原理和优点都可应用于非线性超声成像。本文公开的技术涉及声频混合,其中,两个频率的声波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,使用了差频产生(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,差频的非线性声波的中心频率为 $f_{NL} = |f_1 - f_2|$,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,从而询问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} ,以可以通过频率合成来进一步减少斑点。

[0154] 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,可以通过调整激励信号的波长为 λ_1 和/或 λ_2 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。

[0155] 一种超声成像模式是B型(B-mode),其中,像素的亮度表示组织内部相应体素的回声反射性或回声强度。B型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型图像的质量。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。尽管谐波的产生源于介质的非线性,但是谐波图像中像素的亮度是由线性反向散射的声波产生的。因此,谐波图像的对比度仍然代表线性对比度。

[0156] 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。

[0157] 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,由于成像组织反向散射声音,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效分辨率。

[0158] 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反向散射的结果。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。

[0159] 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,所以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。

[0160] 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,增加的差频超声辐射的波长减少了斑点。

[0161] 该方法在保持空间分辨率的同时减少了斑点。所公开技术的应用包括但不限于医学诊断超声成像。

[0162] 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频差生成,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。

[0163] VII. 非线性超声成像的示例实施例

[0164] 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13A的A波束和A*波束)限定,其中,图13A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1502和1504)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

$$[0165] \quad g(t) = \frac{1}{(2\pi\sigma^2)^{\frac{1}{2}}} \exp\left[-\frac{t^2}{2\sigma^2}\right]$$

$$[0166] \quad \Delta t \Delta \omega = 1 \quad (1)$$

[0167] 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*波束的焦点与A波束连续相交。

[0168] 图13A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13A所示,可以按一定方向扫描A*波束,以使A*波束在体素1300、1302和1304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1300、1302和1304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1310),以便可以对其他体素(例如,与体素1300、1302和1304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。

[0169] 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1310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,以便移动以任何期望的方式成像的对象内的有效成像的体素。

[0170] 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13B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1300,在频率 f_1 处使用A波束激励体素1300,而可以使用调制到 f_2 的第二子频率的A*波束激励体素1302和1304。如图13B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1300、1302和1304,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1300、1302和1304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。

[0171] 图13B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13B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13B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。

[0172] 图13A和13B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13A的线1310)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1310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型成像。

[0173] 可以由对差频敏感的第三换能器(例如,图3A的换能器探头1500的元件1506)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。

[0174] 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获得非线性信号。

[0175] 通过使用对应于13A和13B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。

[0176] 图13C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13C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13C还示出了体素1300、1302和1304,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。

[0177] 图13D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13D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。

[0178] VIII. 非线性超声成像中的频率合成

[0179] 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。

[0180] 表1总结了在不同成像深度和时间延迟下的非线性频率产生。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 $1/\sqrt{N}$ (a factor of \sqrt{N})。

[0181]

	...	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 $...

[0182] 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。该表中的条目可能是从相应的成像体素和时间延迟发出的非线性频率。

[0183] 在图14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,以便能够通过数字滤波来区分非线性频带。换句话说,例如,如结合图13A和13B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 $1/\sqrt{N}$ (a factor of \sqrt{N}),其中,N是非线性频带的数量。

[0184] 如图20所示,系统可以获得差频图像,例如,在多个差频处的图像2000、2002、2004、2006和2008,然后将不同的图像合成为合成图像2010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20的图像2002对应于图17A的鲑鱼组织样品的 $1\text{cm} \times 1\text{cm}$ 截面的非线性图像1704。如图20所示,特别是与分别在1.4MHz和1.6MHz处的图像2006和2008相比,合成图

像2010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。

[0185] 图25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25所示,系统可以获得差频图像,例如,多个差频的图像2500、2502、2504、2506和2508(例如,通过调整一个或两个激励频率),然后可以将不同的图像合成为合成图像2510,以进一步抑制残留斑点和噪声。如图25所示,特别是分别与1.4MHz和1.6MHz的图像2506和2508相比,合成图像2510表现出较低的斑点度。获得的1.0MHz的差频的图像2502对应于图24的图像2404。

[0186] IX. 非线性超声成像中的空间合成

[0187] 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 $1/\sqrt{M}$ 。可以将频率和空间合成组合在一起,以实现高达 $1/\sqrt{MN}$ 的斑点减少,其中,N表示合成在一起的不同频率的数量。

[0188] 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。

[0189] X. 用于非线性超声成像的集成换能器探头的示例实施例

[0190] 图15A示出了集成换能器探头1500的实施例,该换能器探头1500可以产生激励束(例如,图13A,13B,13C和/或14的A和A*波束),并且还可以接收非线性超声返回信号。换能器探头1500可以包括两个或更多个线性相控阵列(例如,阵列1502和1504),其可以用于发射A和A*激励束。阵列1502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1504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1502和1504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1502和1504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1502和1504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探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度角相交时,可以优化系统的轴向和横向分辨率。

[0191] 如图15A所示,集成换能器探头1500可以包括换能器元件1506,其被配置为检测差频信号(例如,非线性超声返回信号)。图15A将换能器元件1506示出为圆形。然而,通常,换能器元件(例如,形成1502、1504和1506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1506的尺寸)可以大于用于发射激励波束的元件尺寸(例如,元件1502和1504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15A的六边形接收阵列1506替换为位于两个发射阵列1502和1504之间的线性检测器阵列。

[0192] 可以由对差频敏感的第三换能器(例如,换能器探头1500的元件1506)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给出。

[0193] 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。

[0194] 图15B示出了集成换能器探头1510的另一实施例,其中,两个线性相控阵列1502和1504是分开的。集成换能器探头1510与图15A的集成换能器探头1500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1506也包括在集成换能器探头1510中的线性相控阵列1502和1504之间。

[0195] 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1502和1504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1502和1504中的一个或两个,这使得波束的原点可以旋转(可替代的,换能器探头(例如,可以将头1500和1510)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。

[0196] XI. 原型非线性超声成像系统和结果

[0197] 图16示出了用于使用所公开的方法(例如,结合图13A-15B描述的技术)的用于非线性超声成像的原型系统1600。如图16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。

[0198] 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。

[0199] 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。

[0200] 图17A示出了使用鲑鱼组织作为样本目标的图16的原型系统1600的性能。图17A包括用作样本目标的鲑鱼组织的光学图像1700、在样本的1cm×1cm部分上放大的光学图像1702、使用本文描述的技术(例如,使用图16的原型系统1600和参考图13A和13B描述的技术)获得的1cm×1cm部分的非线性图像1704、以及使用常规B型超声成像技术获得的1cm×1cm部分的线性图像1706。如图17A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1704相对于线性图像1706的改进)。

[0201] 图17B示出了使用鱼作为样本目标的图16的原型系统1600的性能。图17B包括用作样本目标的鱼的光学图像1710、在样本的1cm×1cm部分上放大的光学图像1712、1cm×1cm部分的线性图像1714以及使用本文描述的技术(例如,使用图16的原型系统1600和图13A和13B的技术)获得的1cm×1cm部分的非线性图像1716。如图17A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1716相对于线性图像1714的改进)。

[0202] 除了通过减少斑点噪声来显著提高图像清晰度之外,分辨率仍然由激发频率的较短波长限定。新方法还可以提高衍射极限。

[0203] 图18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1800和1802。线扫描1800和1802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1800和1802的宽度对应于该两种方法的衍射极限分辨率。测量出扫描1800中所示的非线性方法的半高全宽为0.89mm,而测量出扫描1800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。

[0204] 分辨率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19的曲线图中示出,图19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的较快。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。相同的机制也导致了谐波成像模式中分辨率的提高。

[0205] 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(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,因此返回信号也将单衰减44dB。因此,总损耗约为88dB(例如,效率为 4×10^{-5})。

[0206] 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。

[0207] XII. 非线性超声系统的模拟声场

[0208] 图21示出了两个激励脉冲(曲线2100和2102)的计算机模拟声场,以及来自相交体素的非线性发射(曲线2104)。该仿真使用的两个激励脉冲的频率为 $f_1=6.0\text{MHz}$ 以及 $f_2=5.0\text{MHz}$,并且使用的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(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2106示出了非线性发射的强度的空间分布。

[0209] XIII. 非线性超声系统

[0210] 图22是超声成像系统2200的示意框图。超声成像系统2200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2200包括换能器,换能器包括发射阵列2206和2214以及接收阵列2230。系统还包括处理电路(例如处理器2238),其被配置为基于在接收阵列2230处接收到的回波来生成超声图像。

[0211] 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2232、前置放大组件2234以及数字化和图像形成组件2238。处理电路还可以包括波形生成组件2202和2210以及波束成形组件2204和2212。

[0212] 系统2200可以包括一个或多个波形生成组件,例如波形生成组件2202和2210。波形生成组件2202和2210可以生成用于激励来自系统2200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13A中示出了用于产生A和A*波束的激励信号。波形生成器2202和/或2210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2202可以生成用于图13A的A波束的激励波形,而波形生成组件2210可以生成用于图13A的A*波束的激励波形。

[0213] 波束成形组件2204和2212可以分别将波束成形应用于组件2202和2210生成的波形。作为示例,波束成形组件2204和2212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。

[0214] 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)来实现波束成形。

[0215] 发射阵列2206和2214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2200成像的介质中。发射阵列2206可以以频率 f_1 发射对应于图13A的A波束的脉冲,而发射阵列2214可以以频率 f_2 发射对应于图13A的A*波束的脉冲。

[0216] 接收阵列2230可以从被激励的体素接收非线性差信号。特别地,接收阵列2230可以以 f_1 和 f_2 之间的差的差频接收返回信号。

[0217] 模拟滤波电路2232可以对来自接收阵列2230的输入信号进行滤波。作为示例,模拟滤波电路2232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。

[0218] 预放大组件2234可以对来自模拟滤波电路2232的输入信号进行放大。

[0219] 数字化和图像形成组件2238可以将来自接收阵列2230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合成到超声图像中。数字化和图像形成组件2238可以包括接收波束成形组件,其使用波束成形技术以聚焦于系统2200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,接收波束成形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2238创建的超声图像可以从单个体素的非线性信号生成的B型超声图像。在至少一些实施例中,组件2238可以是配置有软件的处理单元,以对输入信号进行数字化并将那些信号组合成超声图像。组件2238可以耦合到存储器2252。

[0220] 显示器2240可以在视觉上呈现或以其他方式向用户提供组件2238形成的超声图像。显示器2240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。

[0221] 非线性超声成像系统2200可以包括存储器2252。作为示例,存储器2252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。

[0222] XIV. 非线性对比超声系统的示例性结果

[0223] 图23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16的原型系统1600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。

[0224] 图23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23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23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。

[0225] 图24示出了使用非线性对比度超声系统获得的示例结果。如图24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24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。

[0226] 图像2400是猪肾脏样品的光学图像,并且在图像2402中示出了聚焦在猪肾脏样品1.5cm×1.5cm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1.5cm×1.5cm截面的非线性图像2404。在非线性图像2404中,清晰地看到了肾小盏。相反,在线性对比度图像2406中无法识别肾小盏。

[0227] 图像2410是鲑鱼组织样品的光学图像,并且在图像2412中示出了聚焦在鲑鱼组织的1.0cm×1.0cm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1.0cm×1.0cm截面的非线性图像2414。在非线性图像2414中,可以看到鲑鱼组织中的脂肪层,而在线性对比度图像2416中,由于噪声而看不到这些脂肪层。

[0228] 图像2420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2422中示出了聚焦在鼠脑的0.6cm×0.6cm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0.6cm×0.6cm截面的非线性图像2424。在非线性图像2424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2426中,由于噪声而看不到这些肿瘤。

[0229] XV. 在非线性超声成像系统对流体流进行成像

[0230] 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26A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。

[0231] 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26B所示的非线性图像,其中图26B示出了非线性多普勒信号强度的空间分布。如图26B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0.75mm×1.2mm的空间分辨率。

[0232] 图26C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26C的图像时,以大约1/3Hz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。

[0233] XVI. 非线性成像方法

[0234] 图27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。

[0235] 在框2702中,方法2700沿扫描线以第一频率发射第一超声束(例如,沿着如图13A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)。

[0236] 在框2704中,方法2700以第二频率发射第二超声束。作为示例,框2704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2704中发射的脉冲进行定时,以与在如图13A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。

[0237] 在框2706中,方法2700沿第一超声束的扫描线扫描第二超声束。作为示例,框2706

可包括沿着如图13A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。

[0238] 在框2708中,方法2700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。

[0239] 在框2710中,方法2700将回波处理成超声图像(例如B扫描图像)的一条线。

[0240] 如箭头2712所示,可以针对多条扫描线重复框2702-2710。特别地,可以沿着如图13A所示的B扫描的扫描方向1310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型图像的每条线。

[0241] 在框2714中,方法2700将经由框2702-2710的多次迭代获得的超声图像的线合成超声图像,例如B型图像。可以将B型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。

[0242] 在至少一些实施例中,方法2700的框可以至少部分地并行执行。作为示例,框2702、2704和2706可以基本并行地执行,以使得例如如图13A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体素处相交。类似地,诸如框2708和2710之类的框可以基本并行地执行,但是相对于框2702、2704和2706而言是延迟的,以生成超声束到/从要成像的体素往返的往返时间。

[0243] XVII. 结论

[0244] 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。

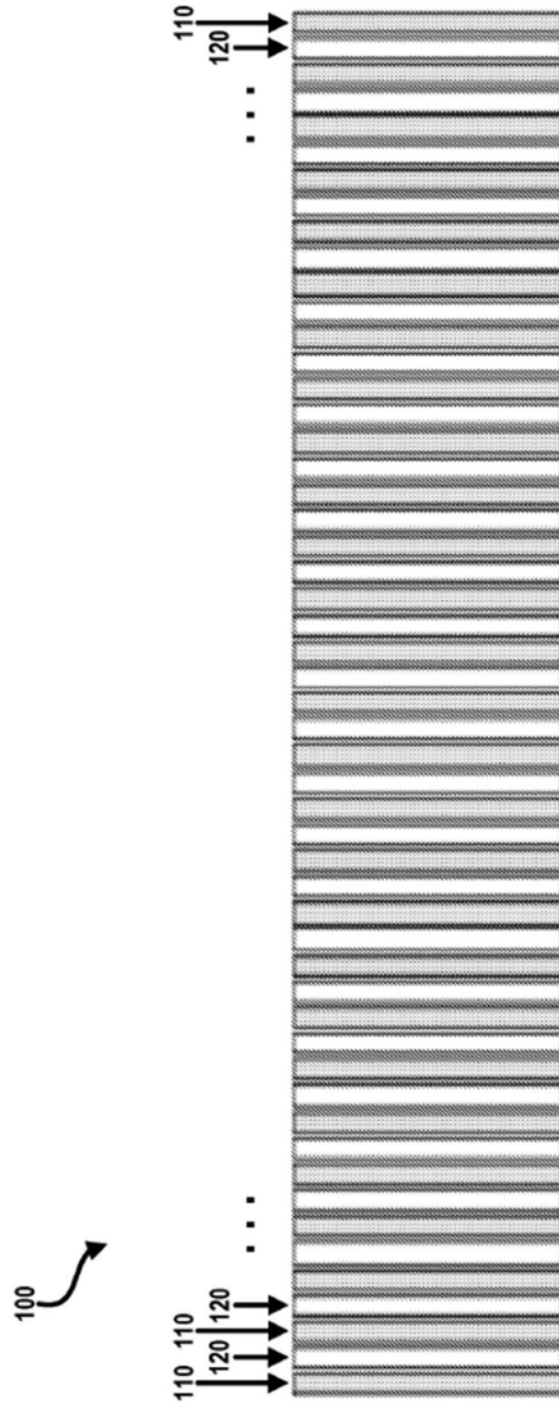


图1A

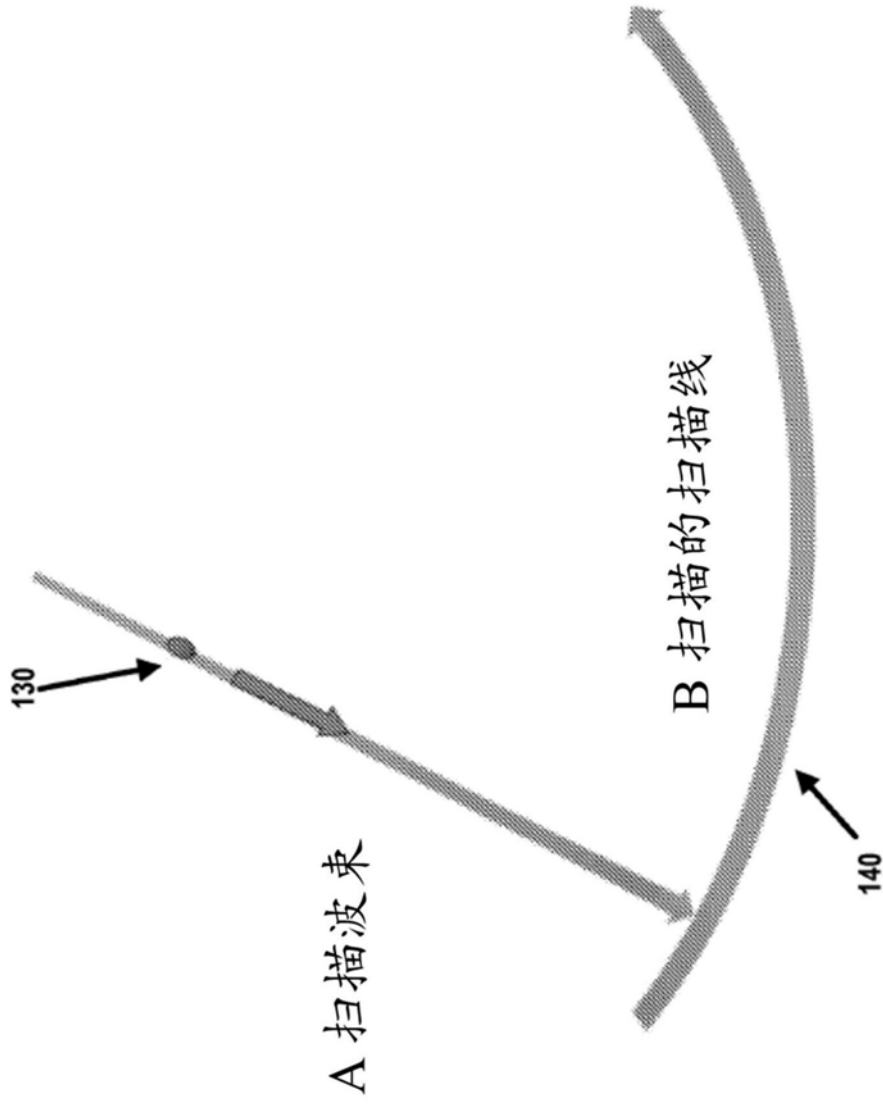


图1B

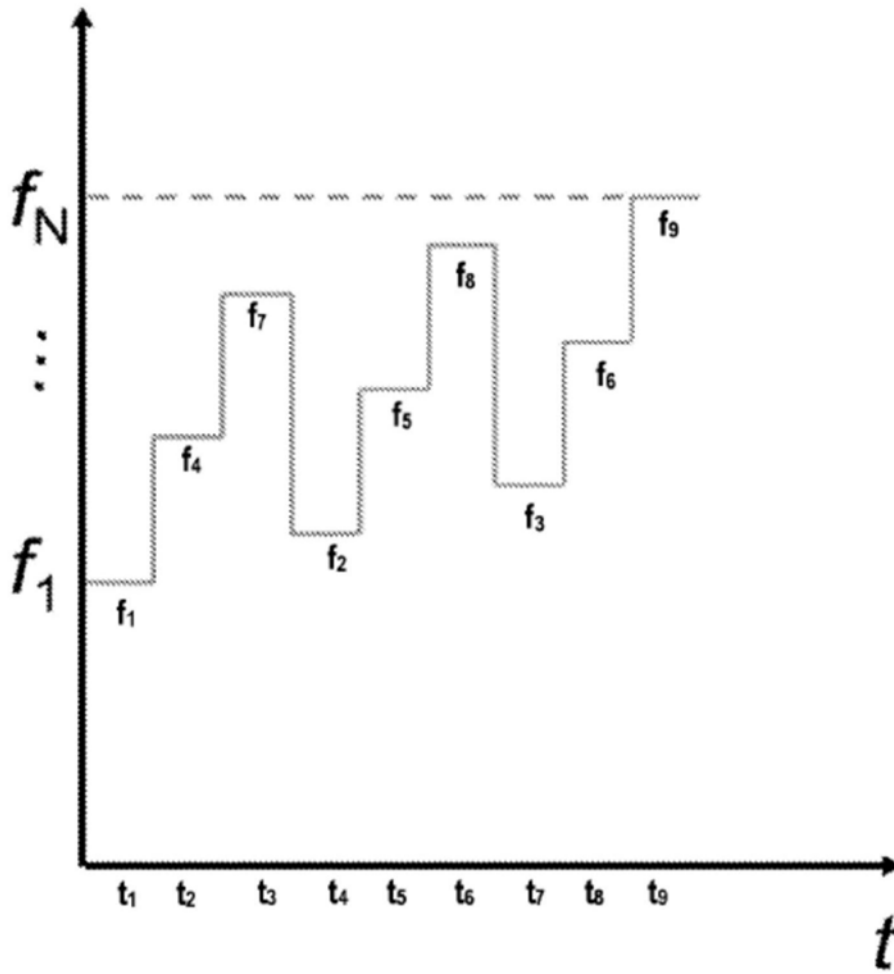


图2

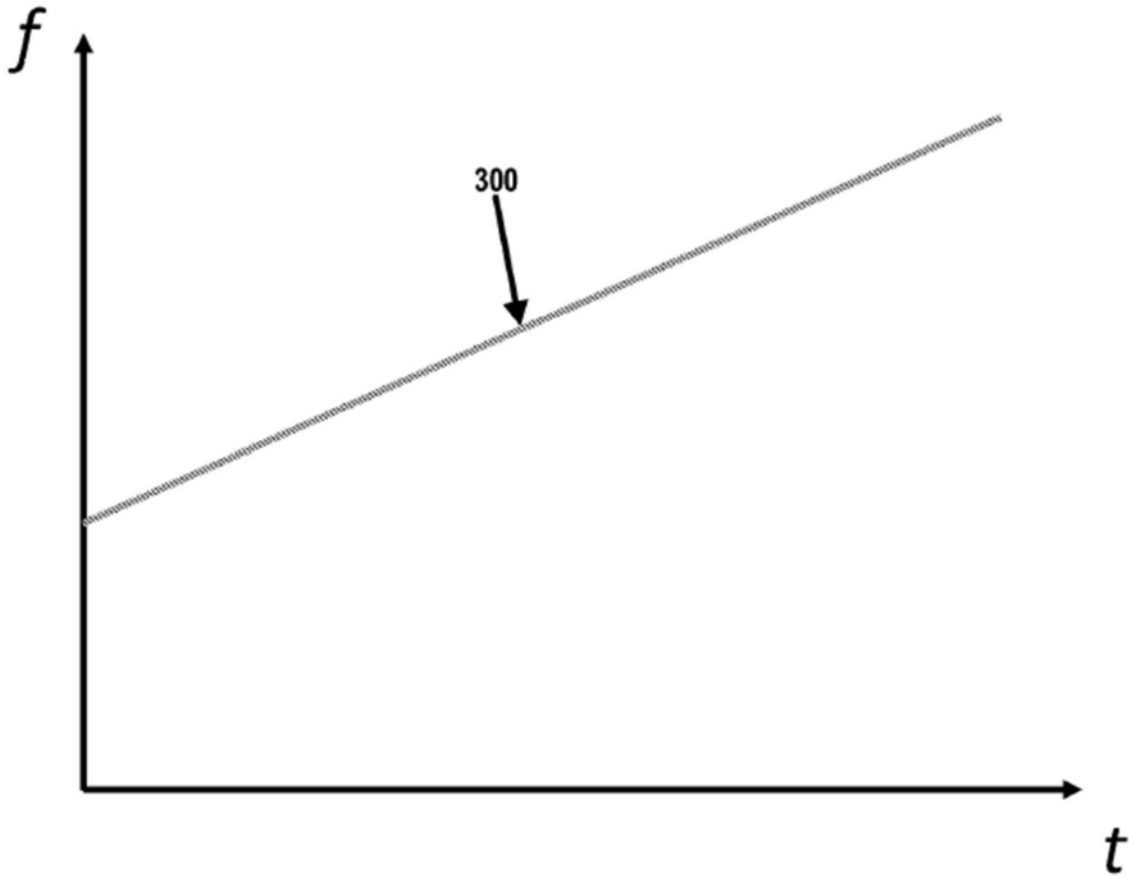


图3

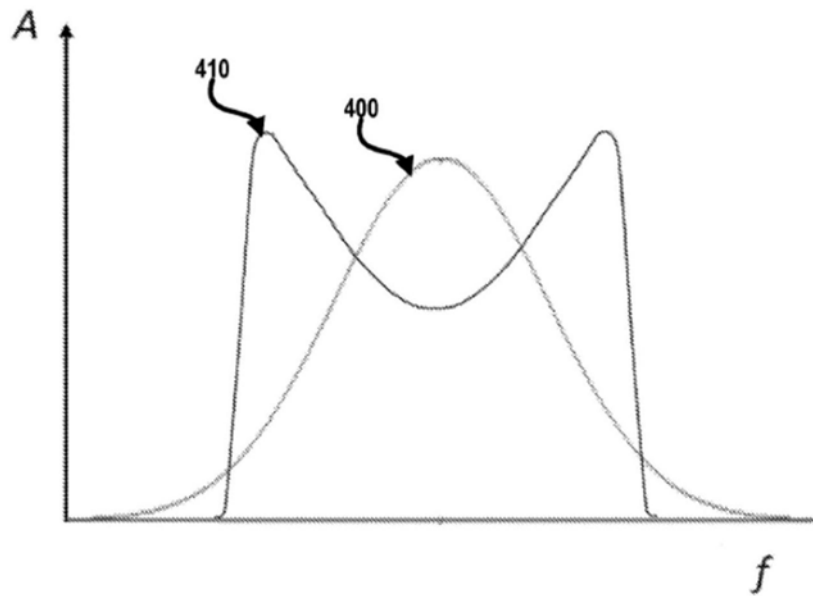


图4A

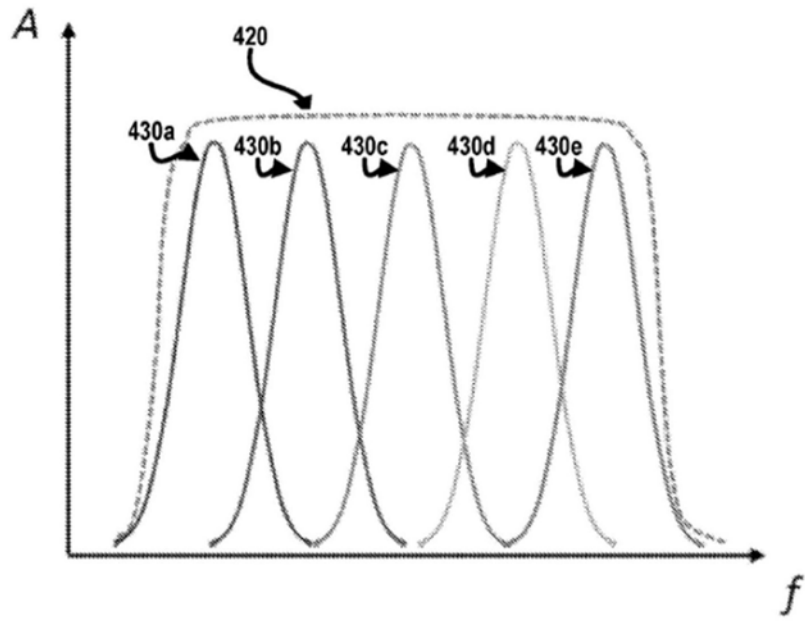


图4B

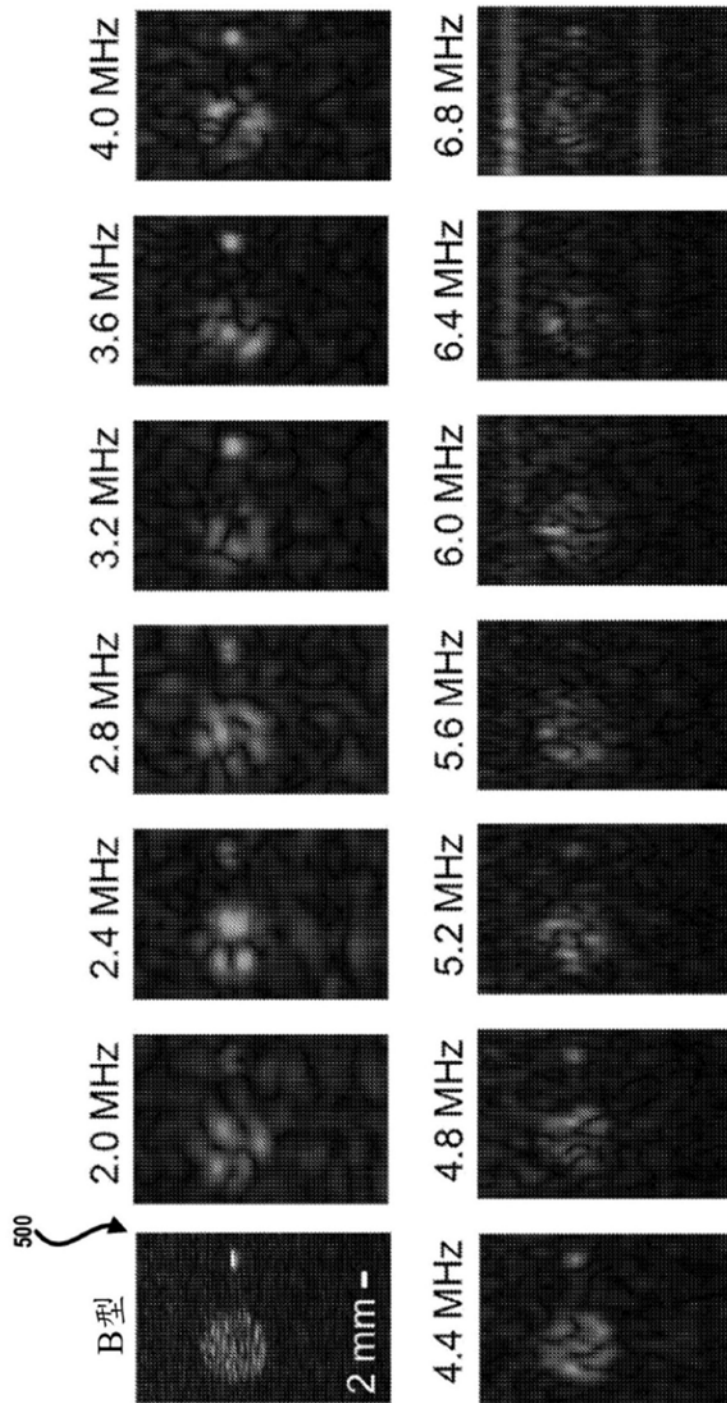


图5

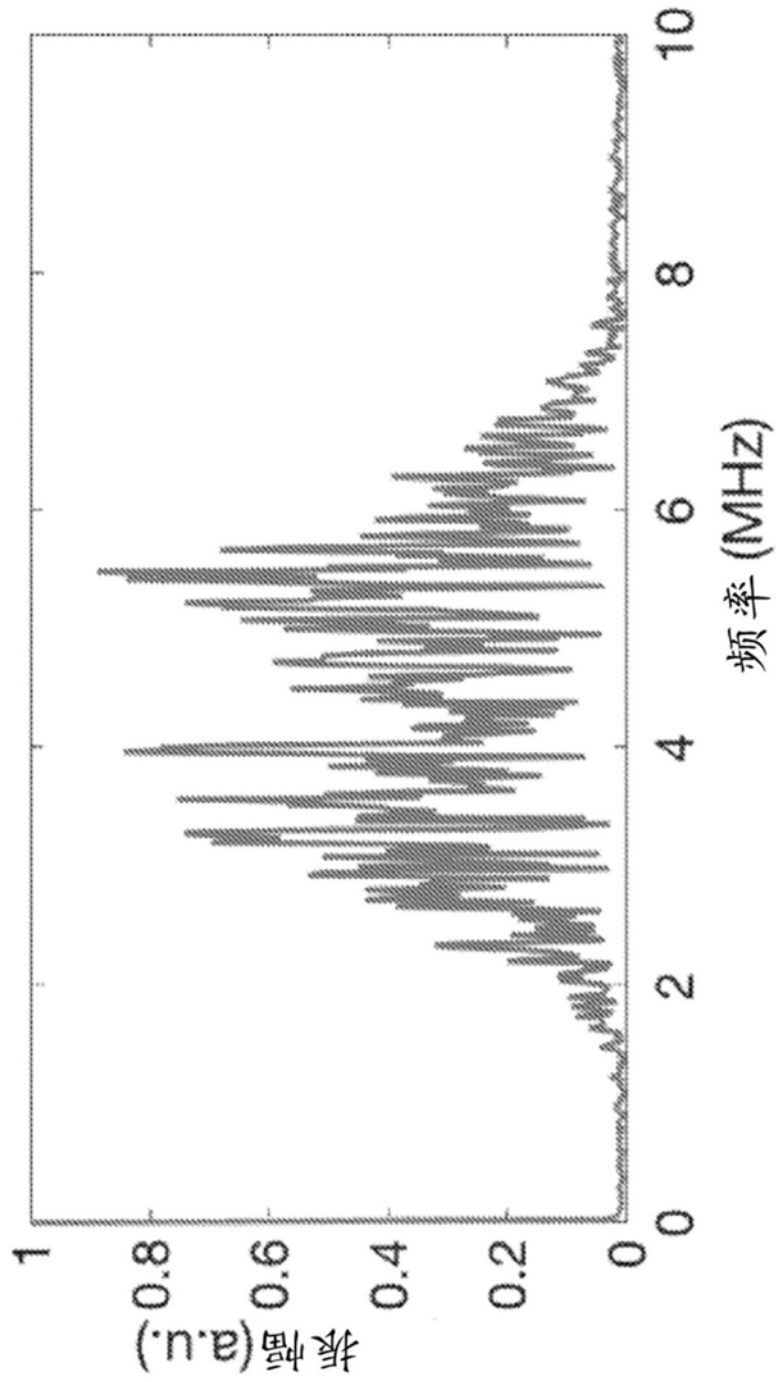


图6A

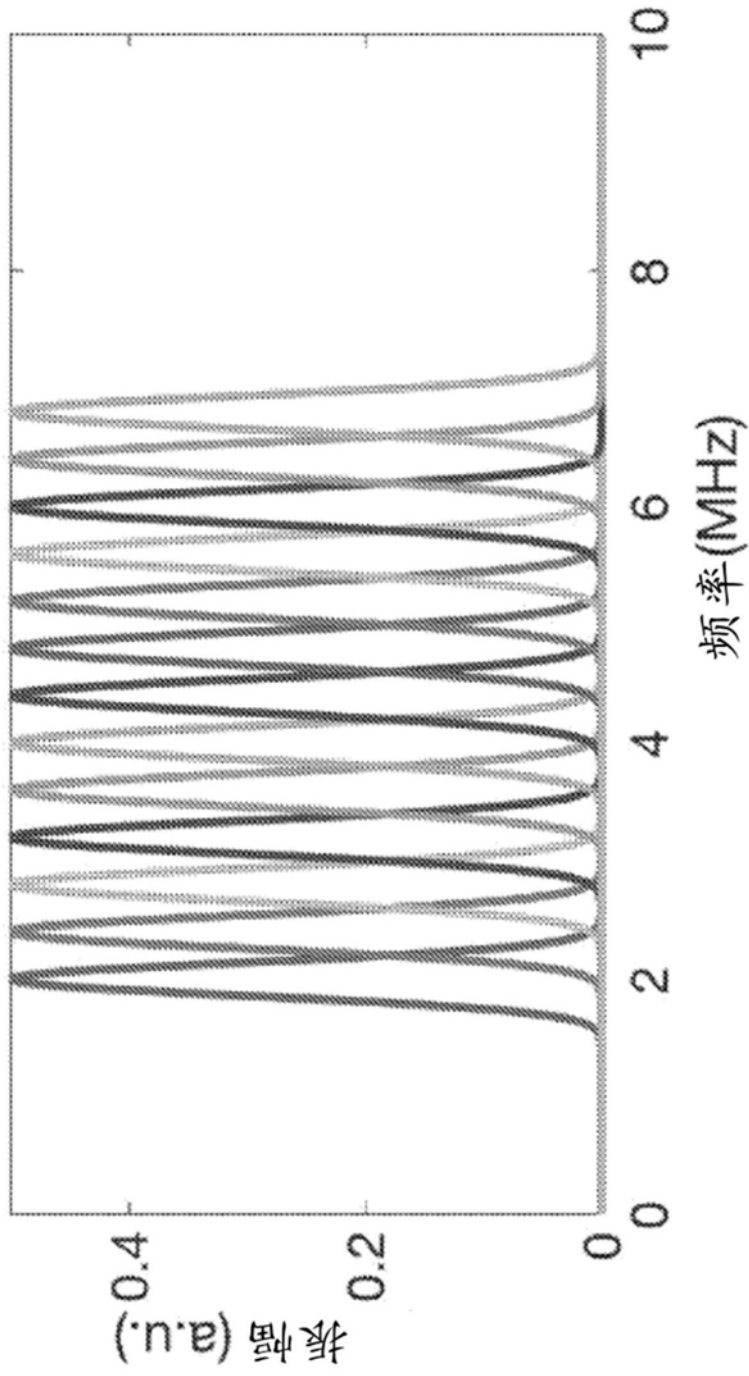


图6B

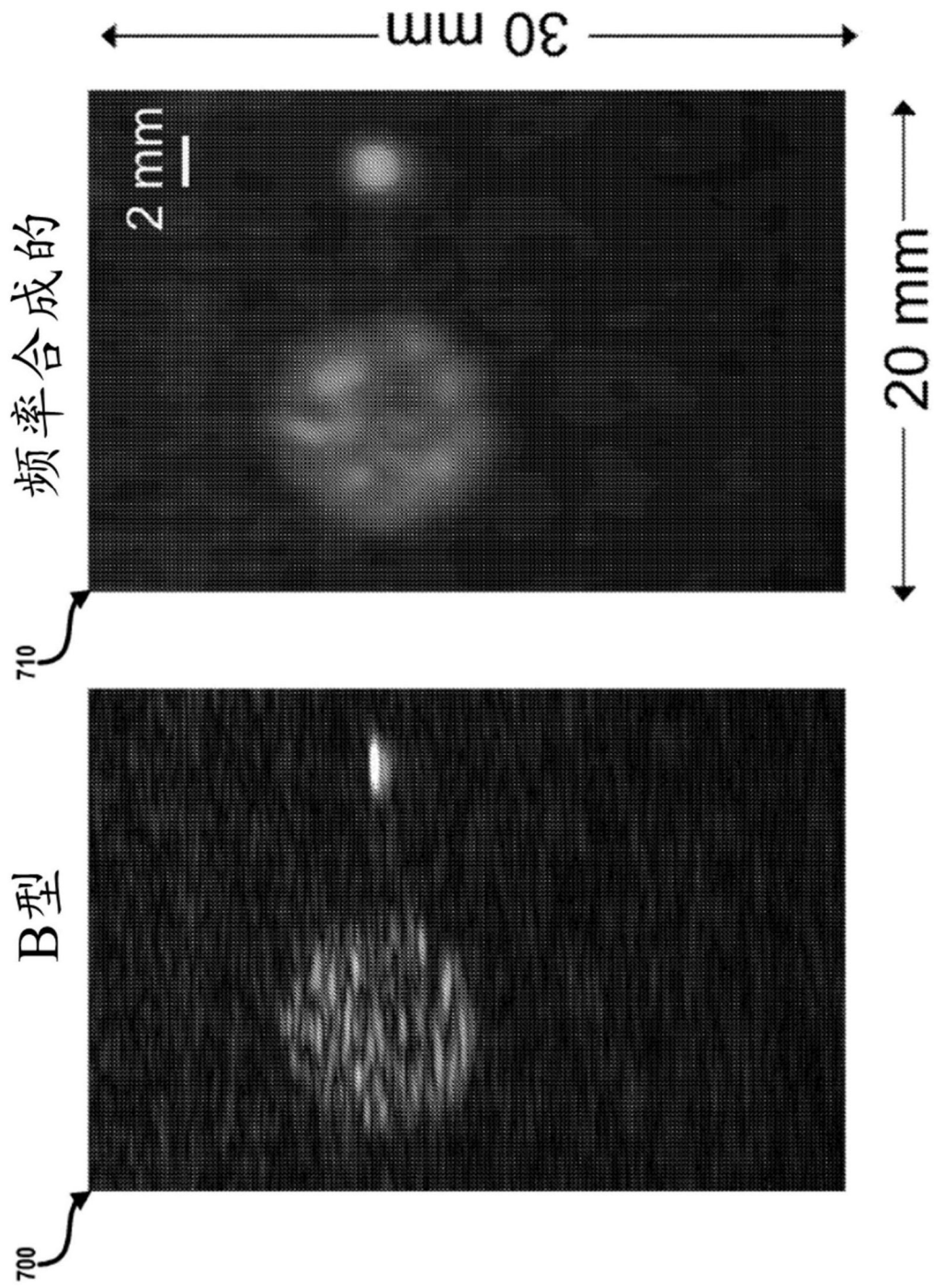


图7

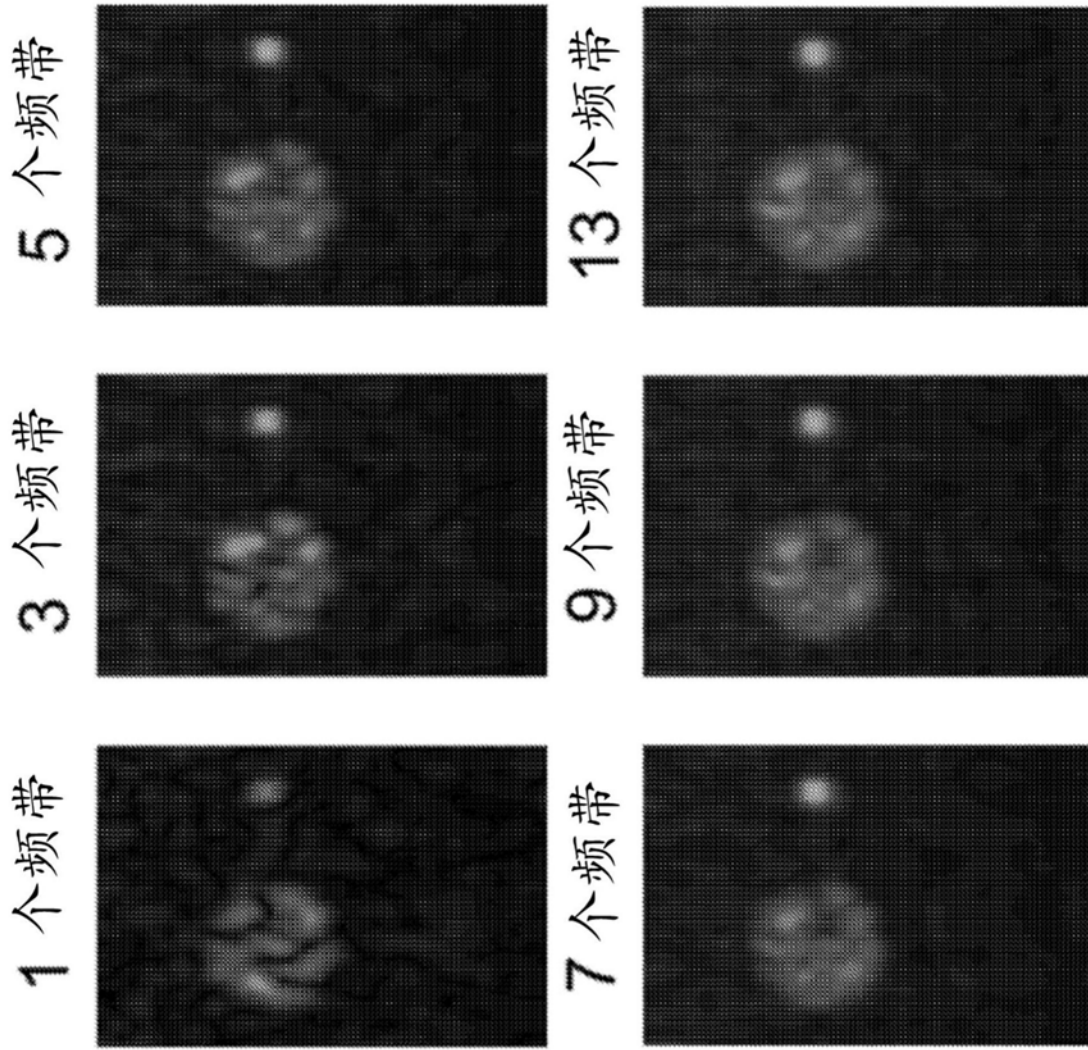


图8

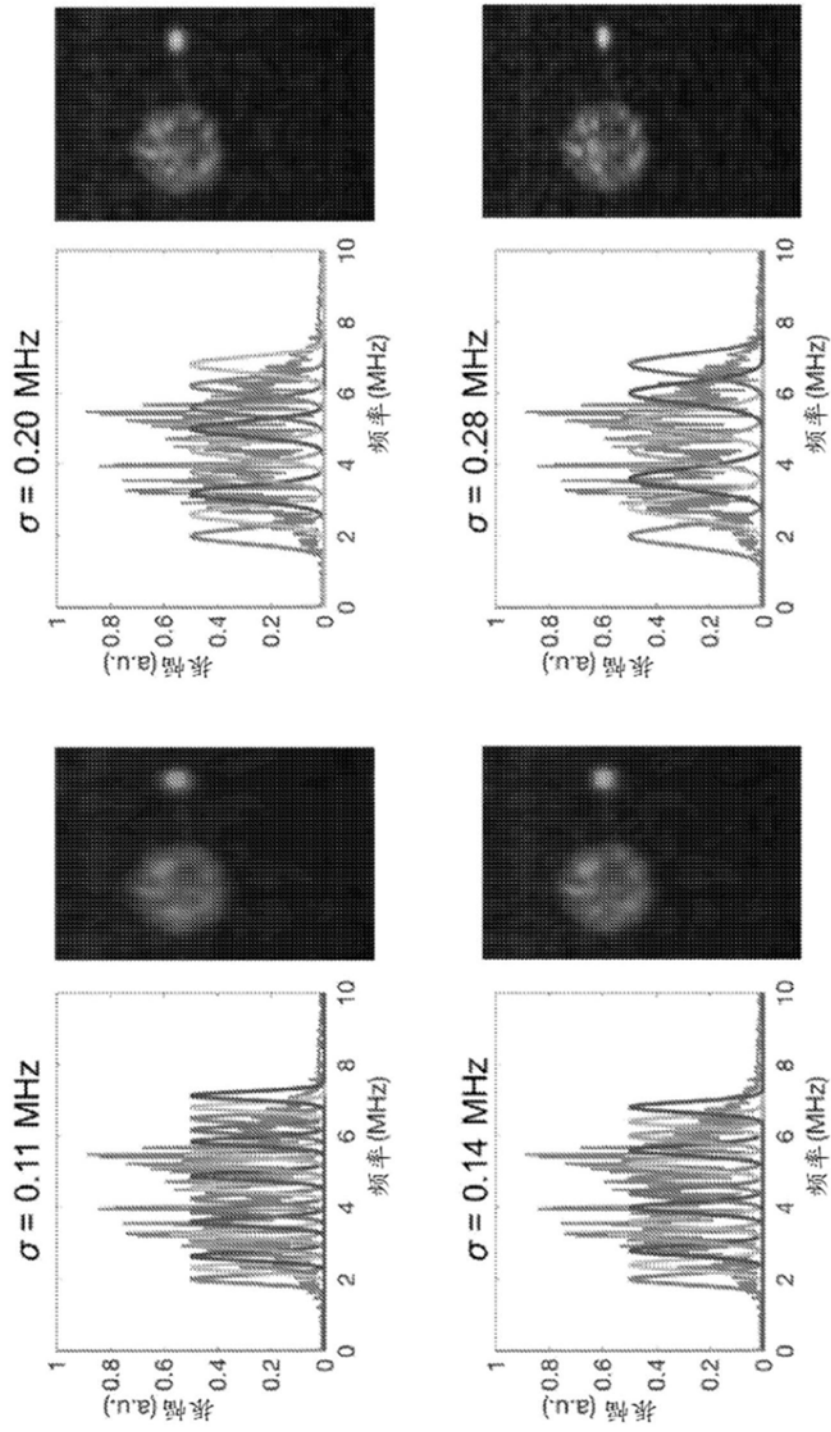


图9

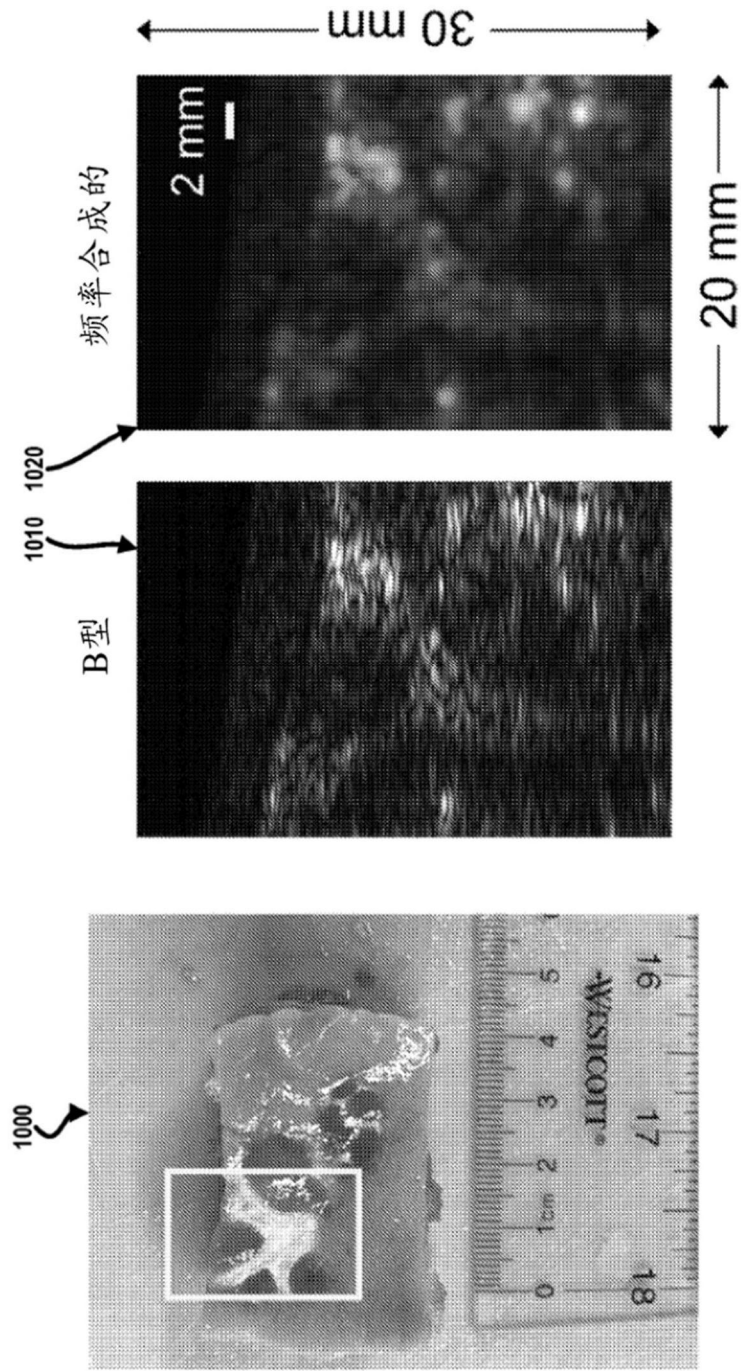


图10

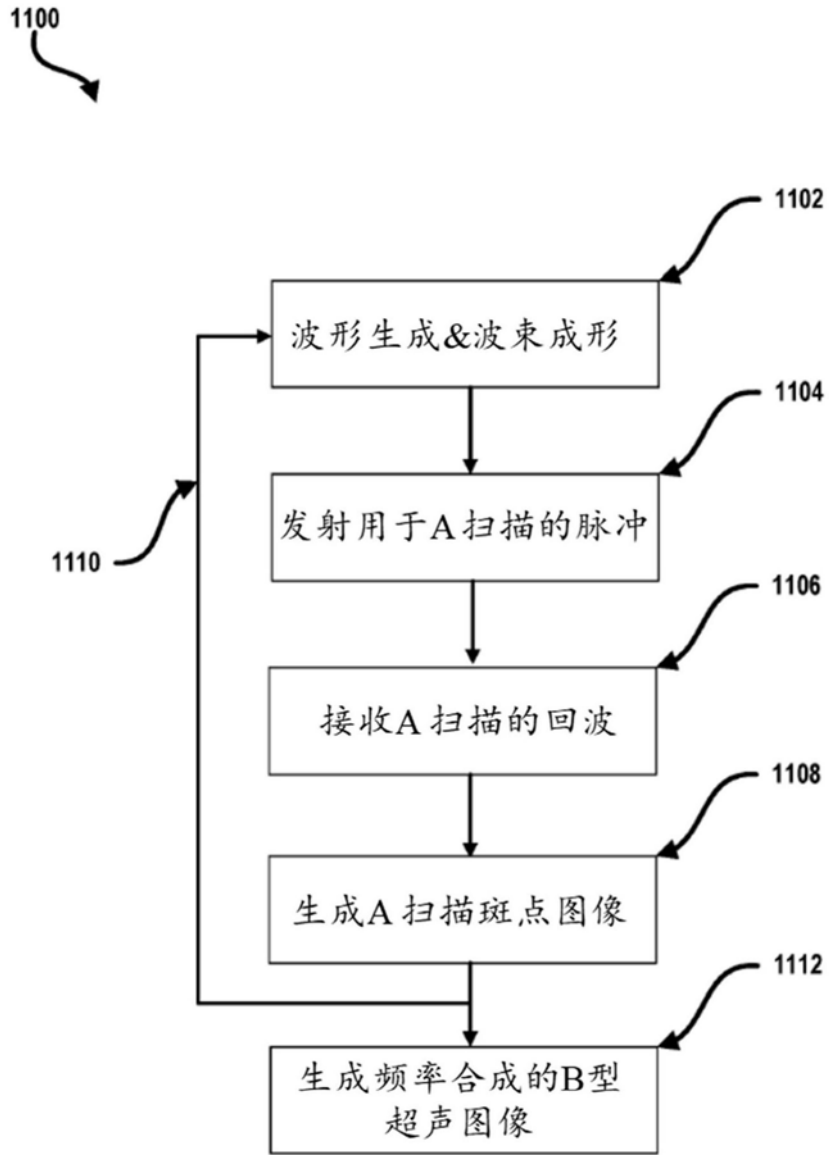


图11

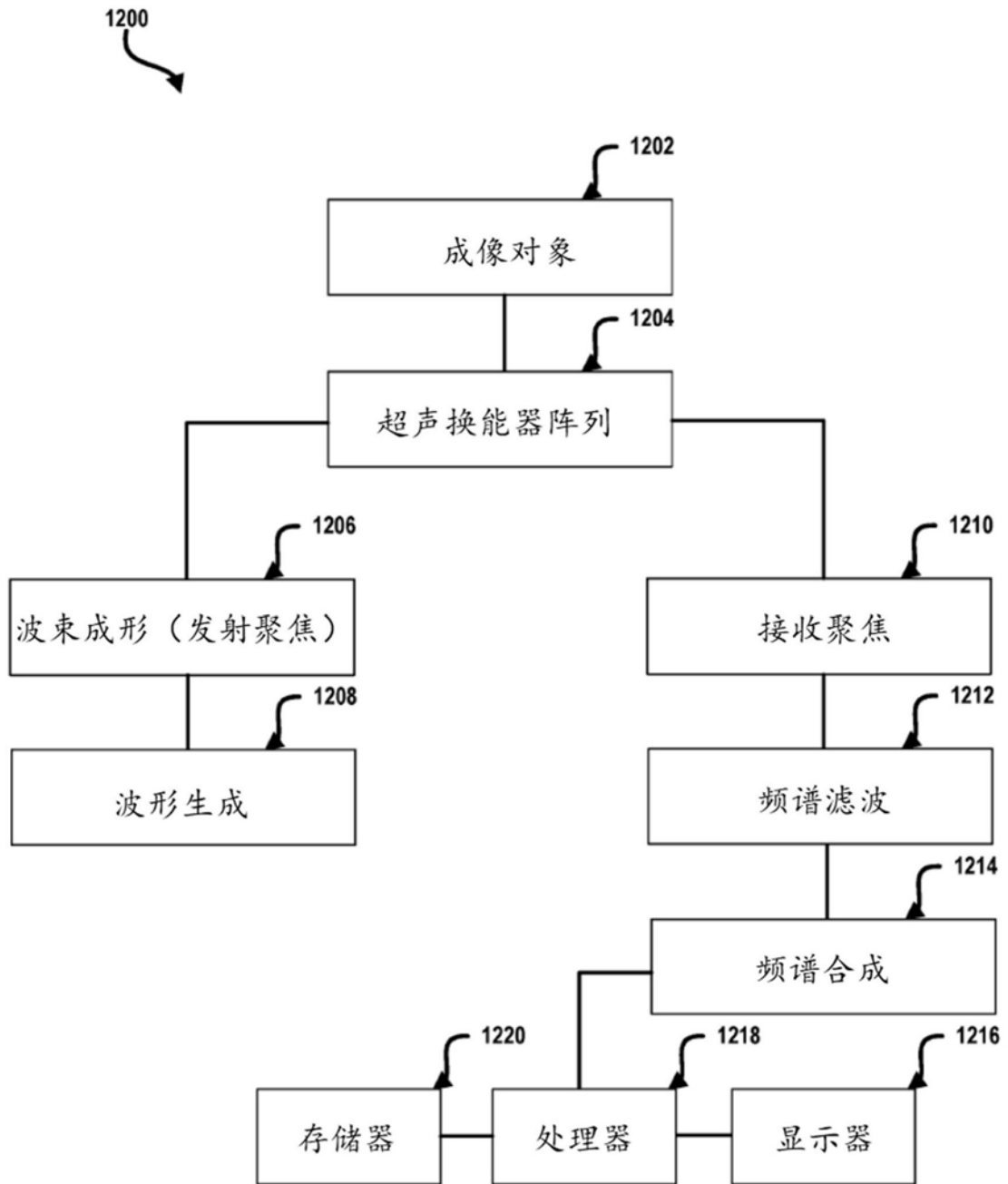


图12

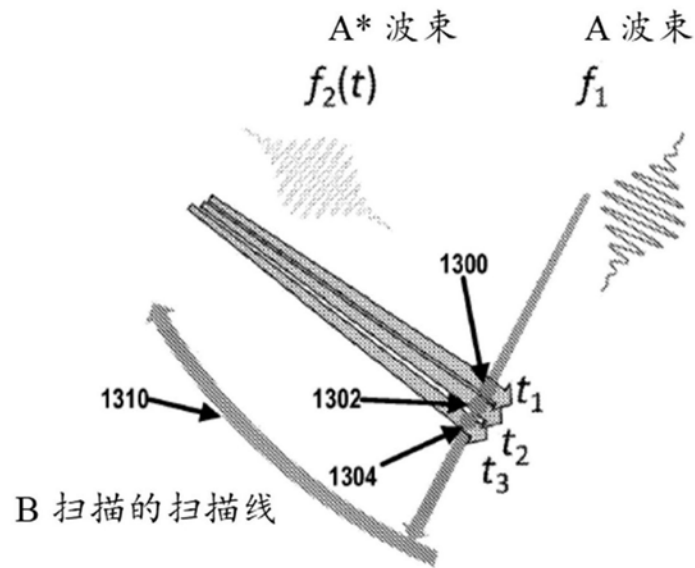


图13A

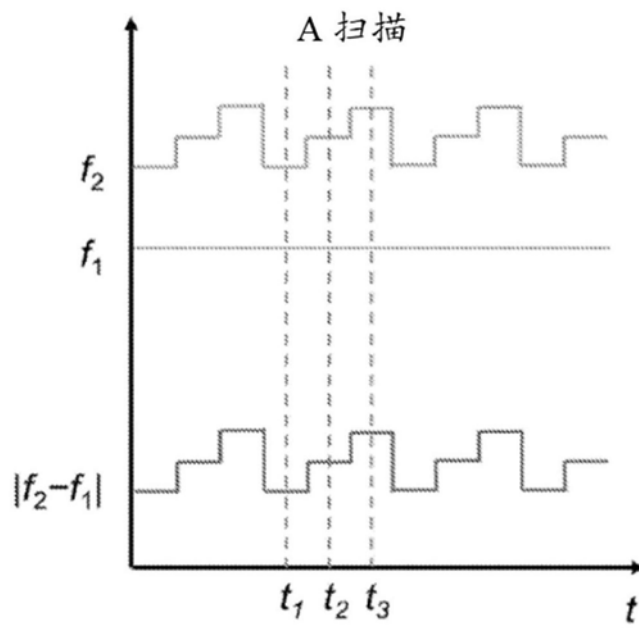


图13B

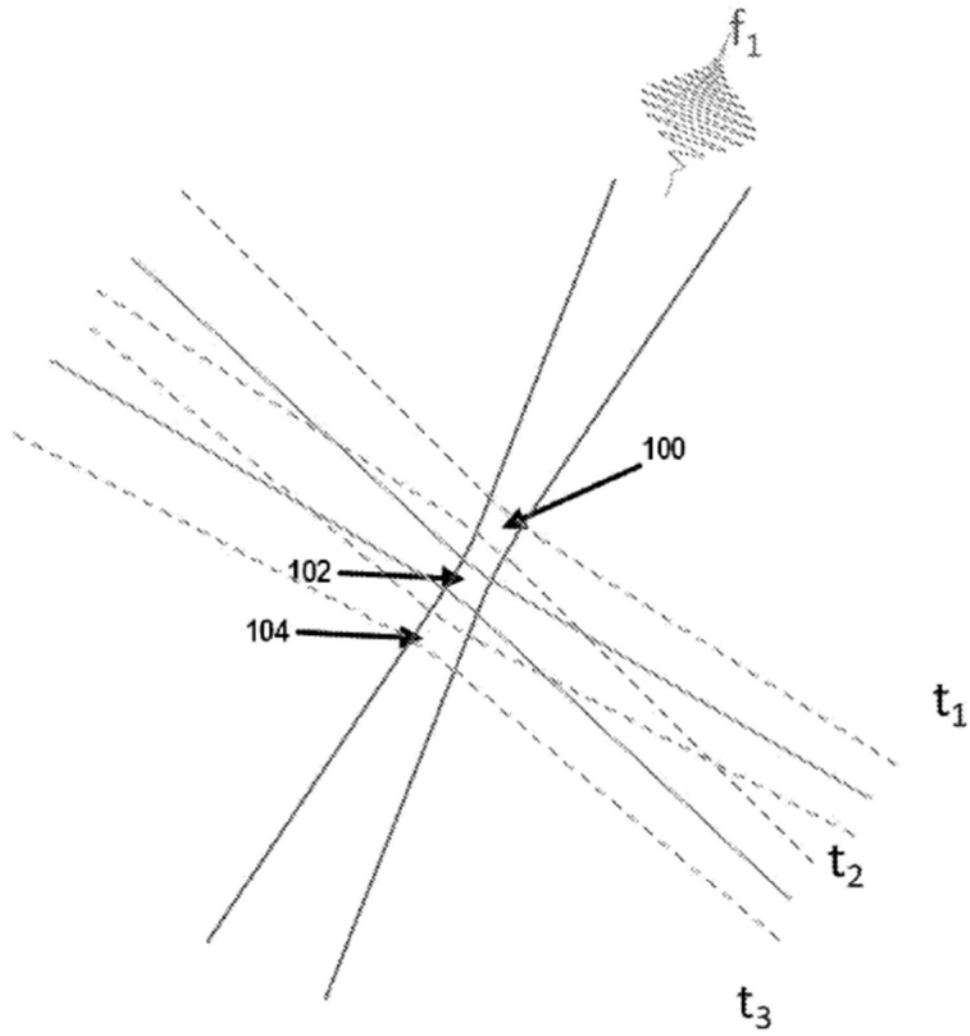


图13C

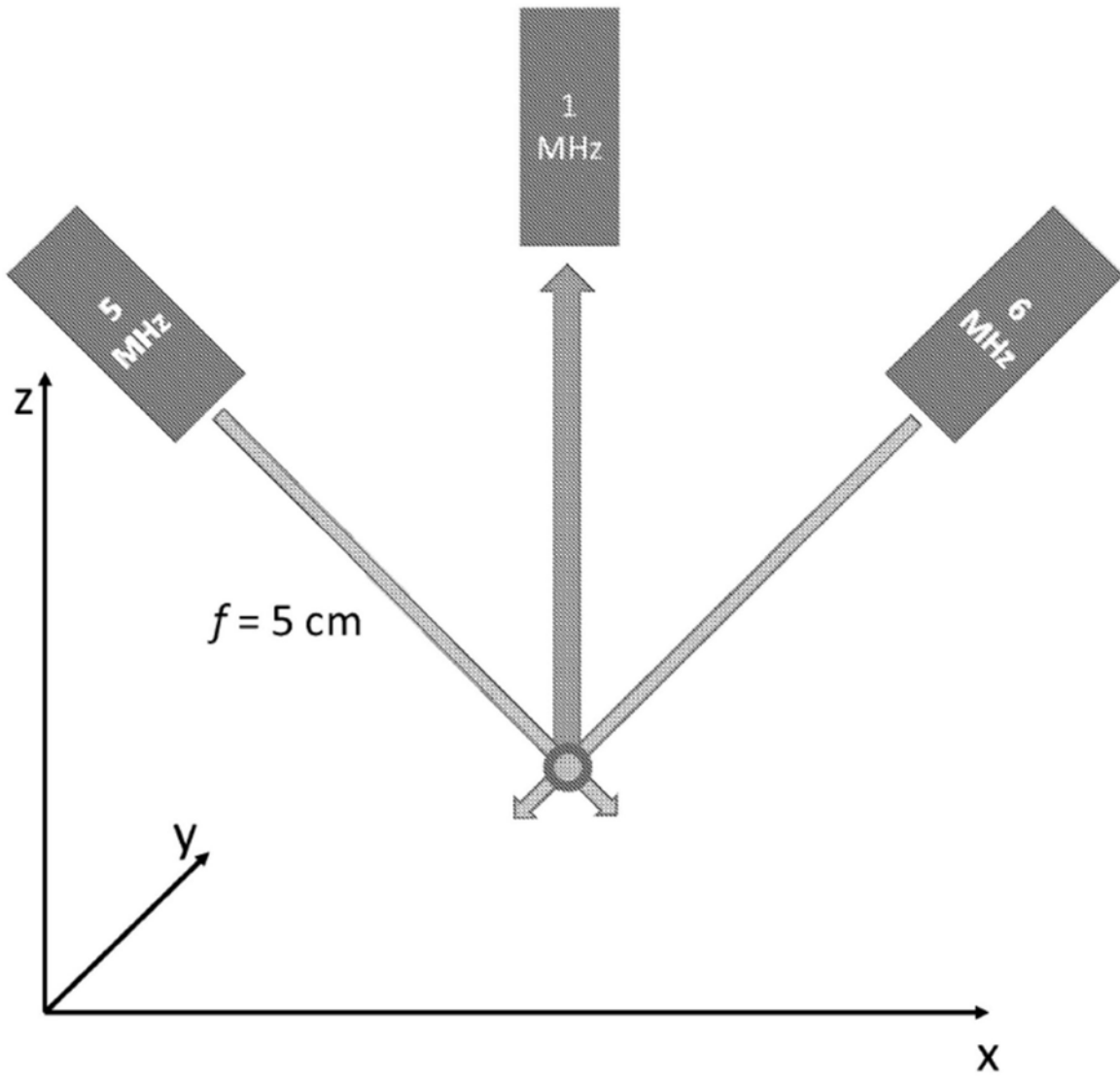


图13D

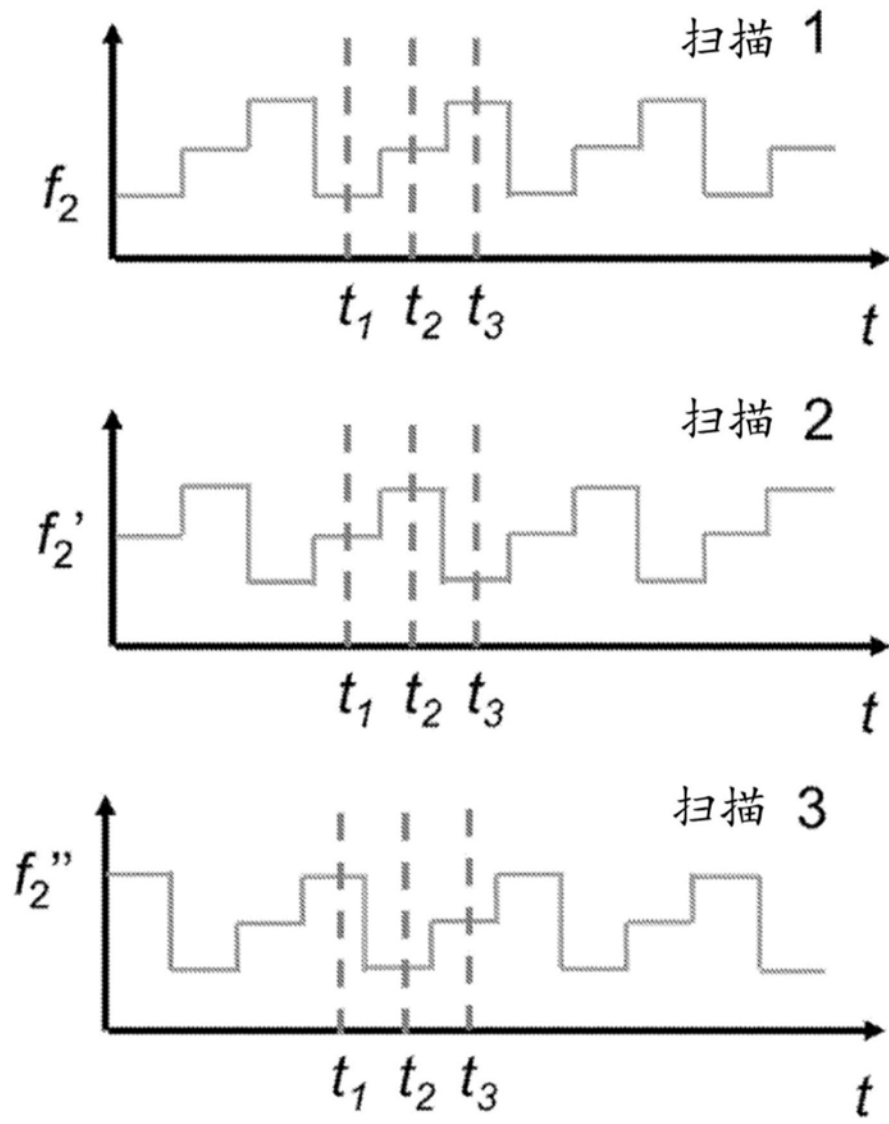


图14

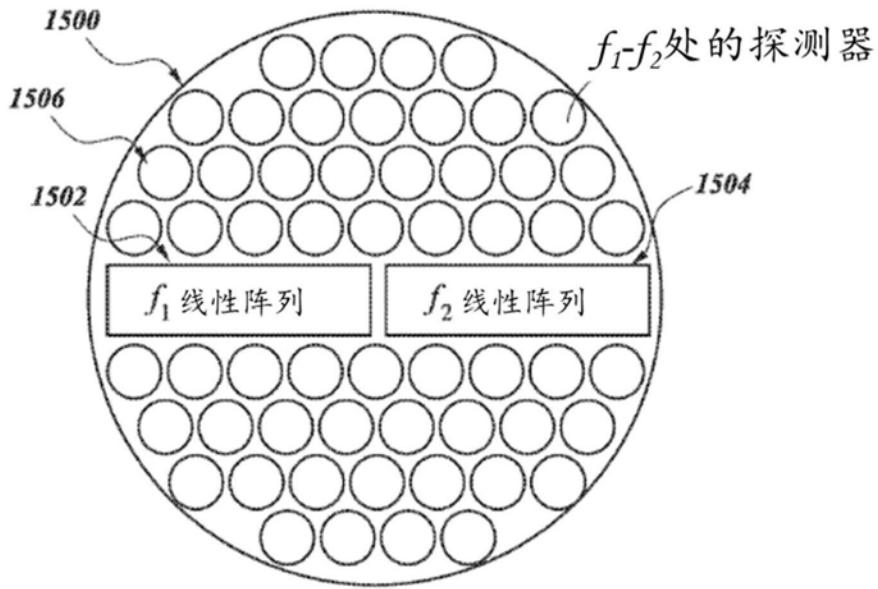


图15A

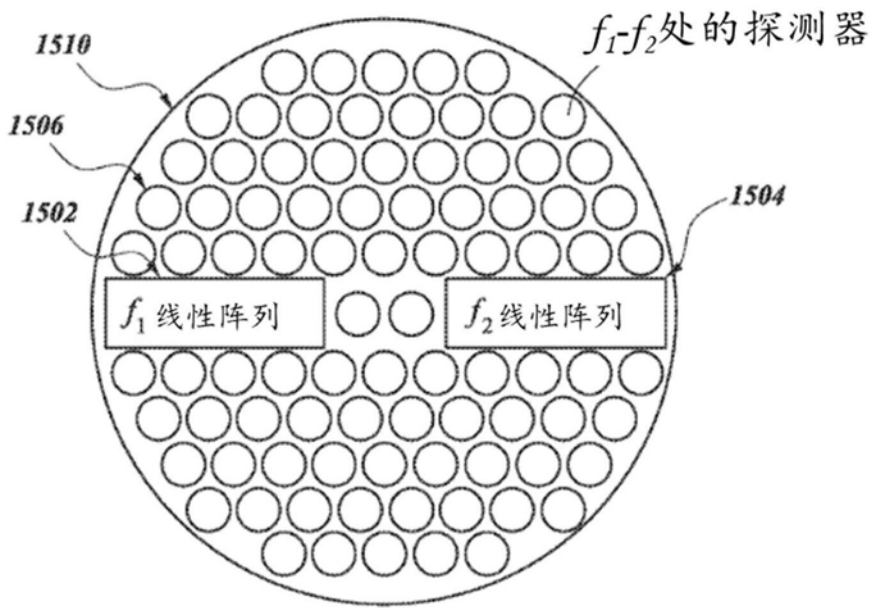


图15B

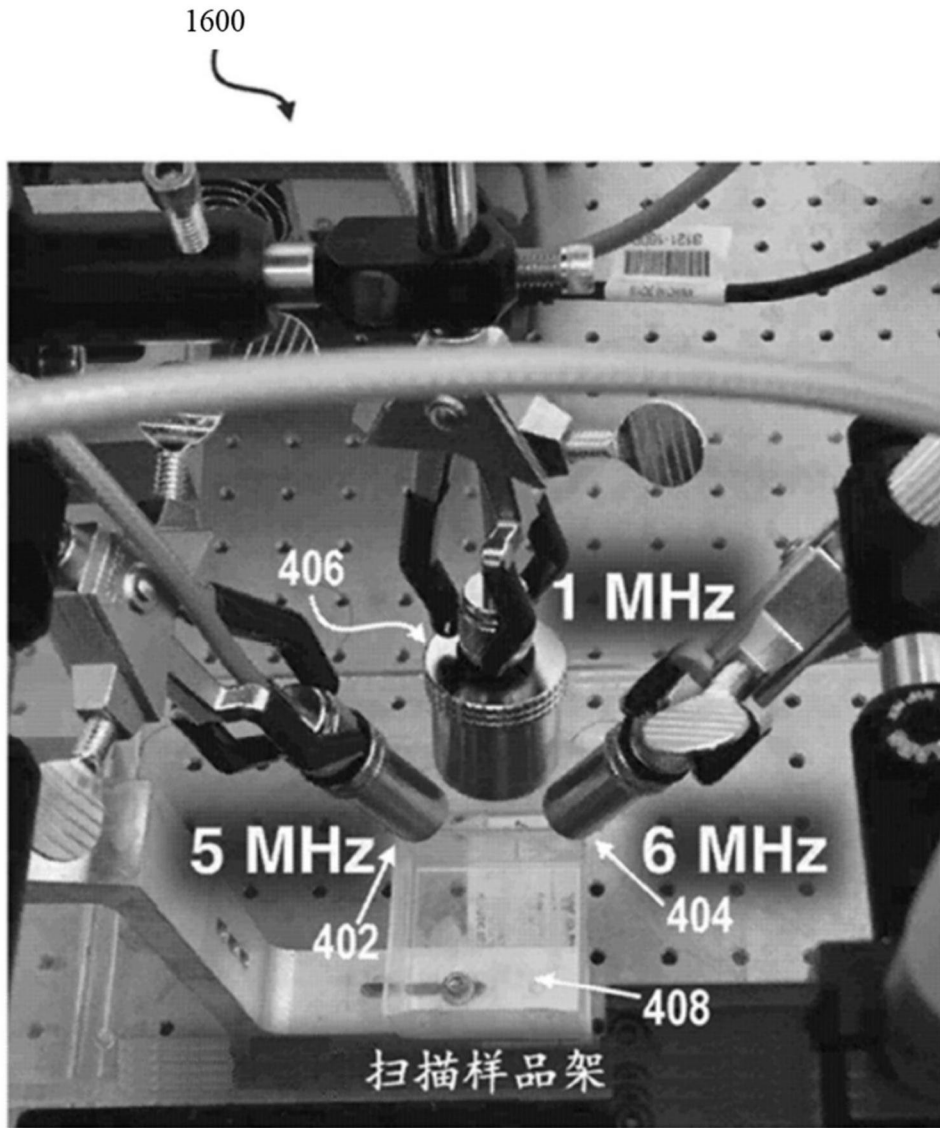


图16

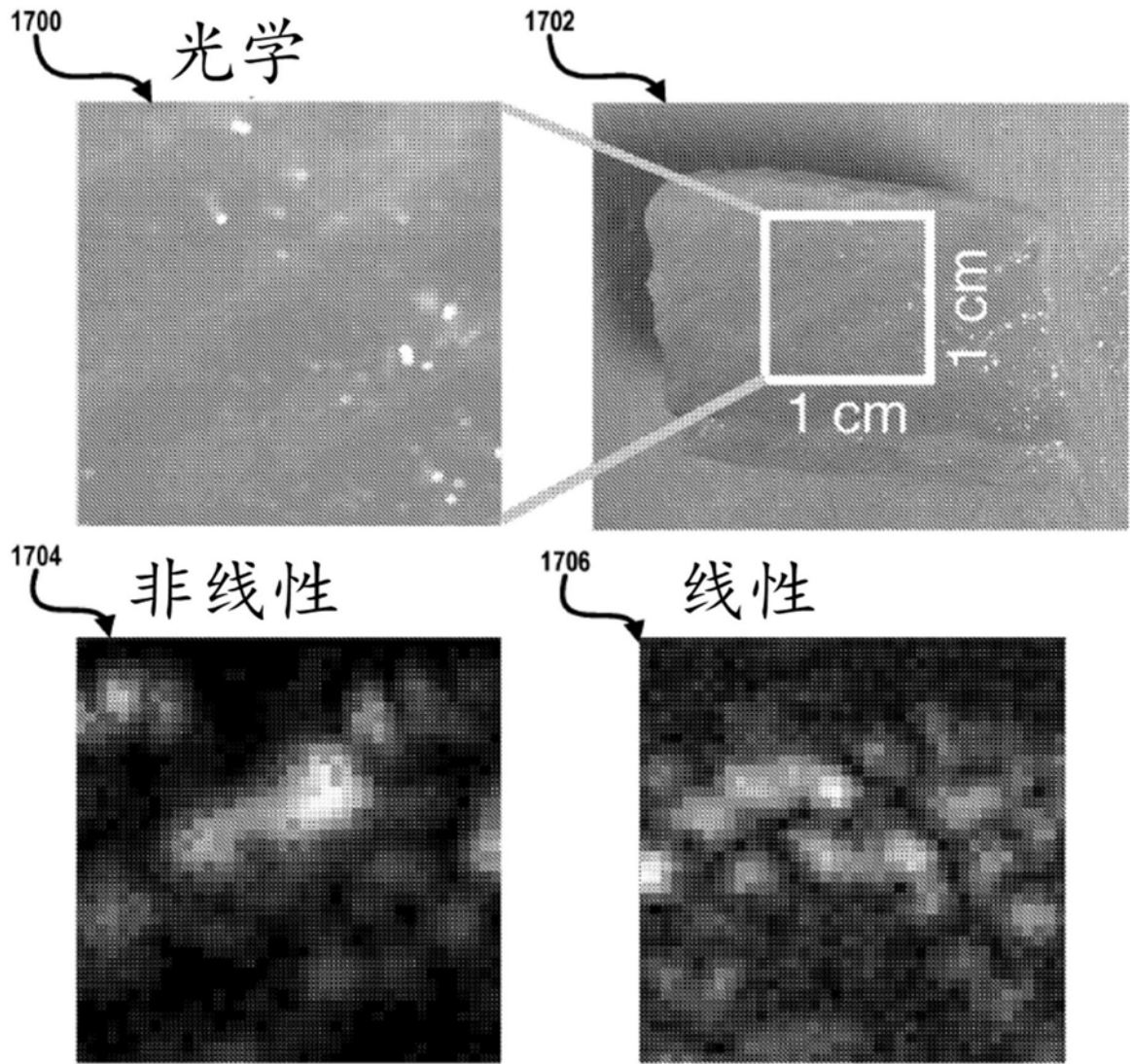


图17A

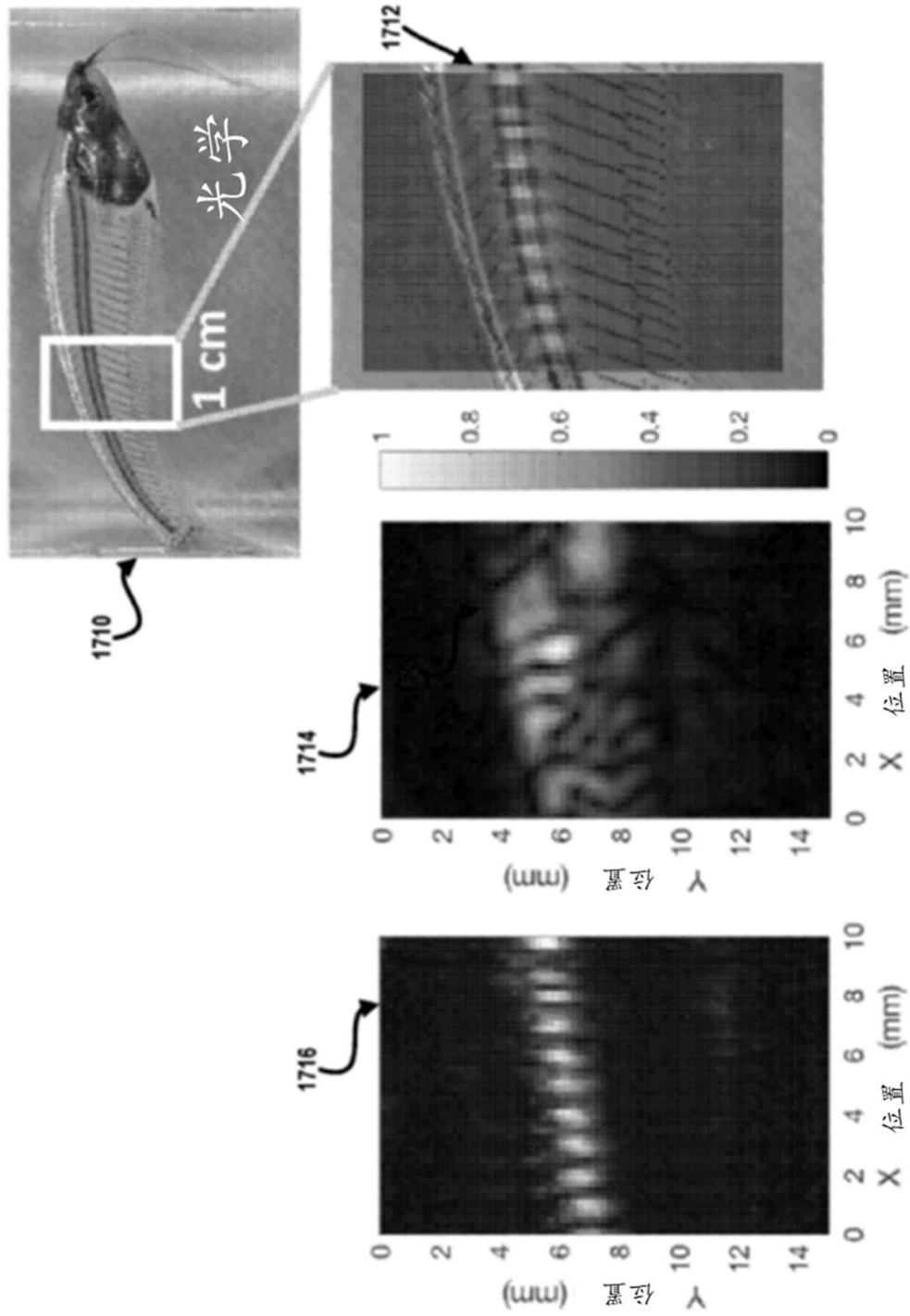


图17B

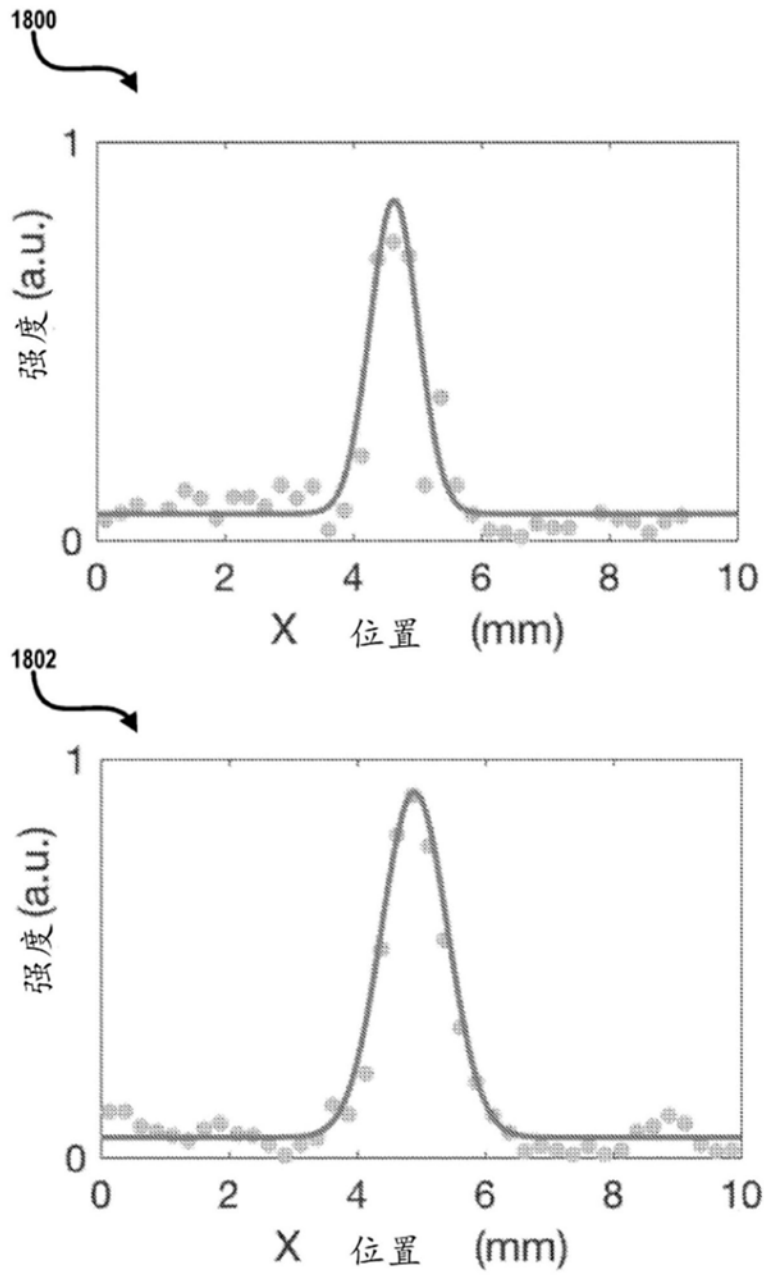


图18

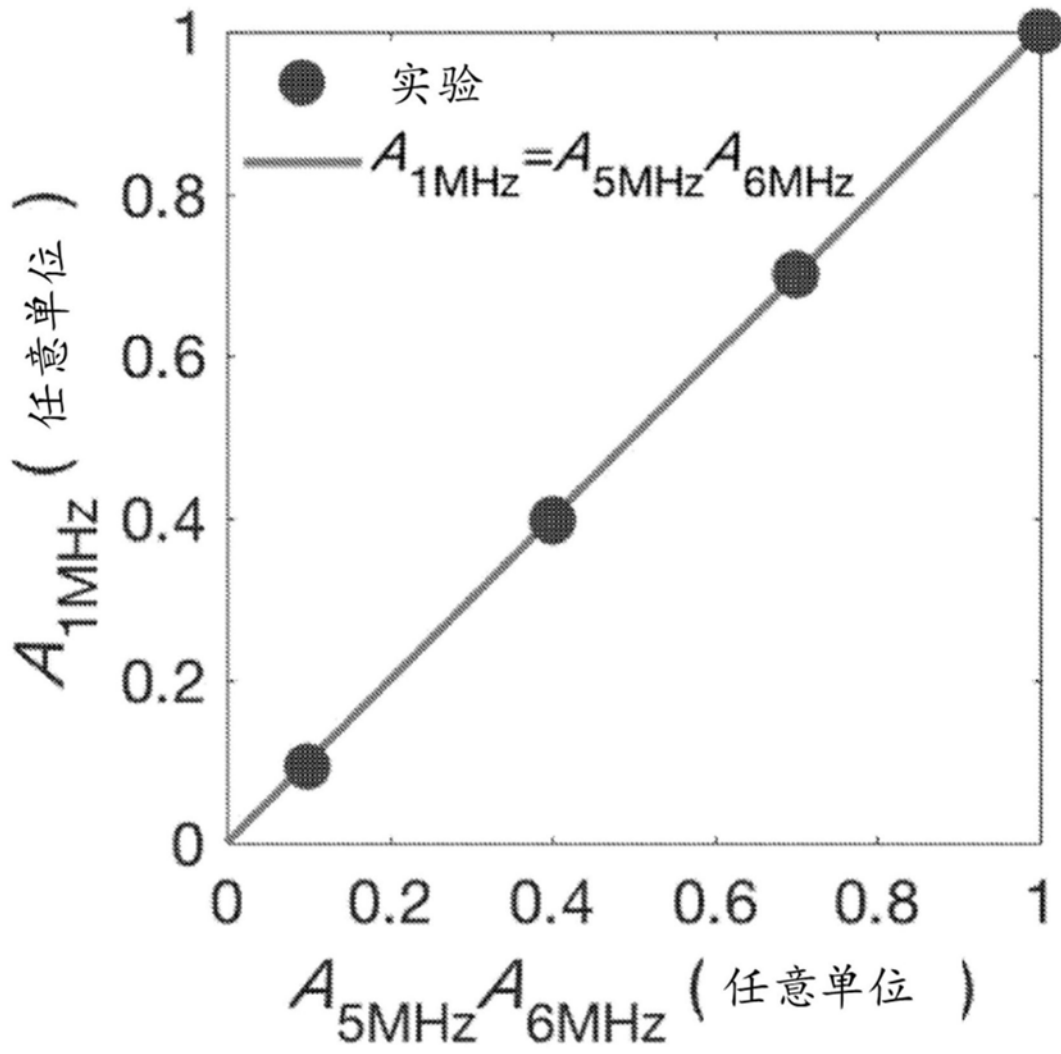


图19

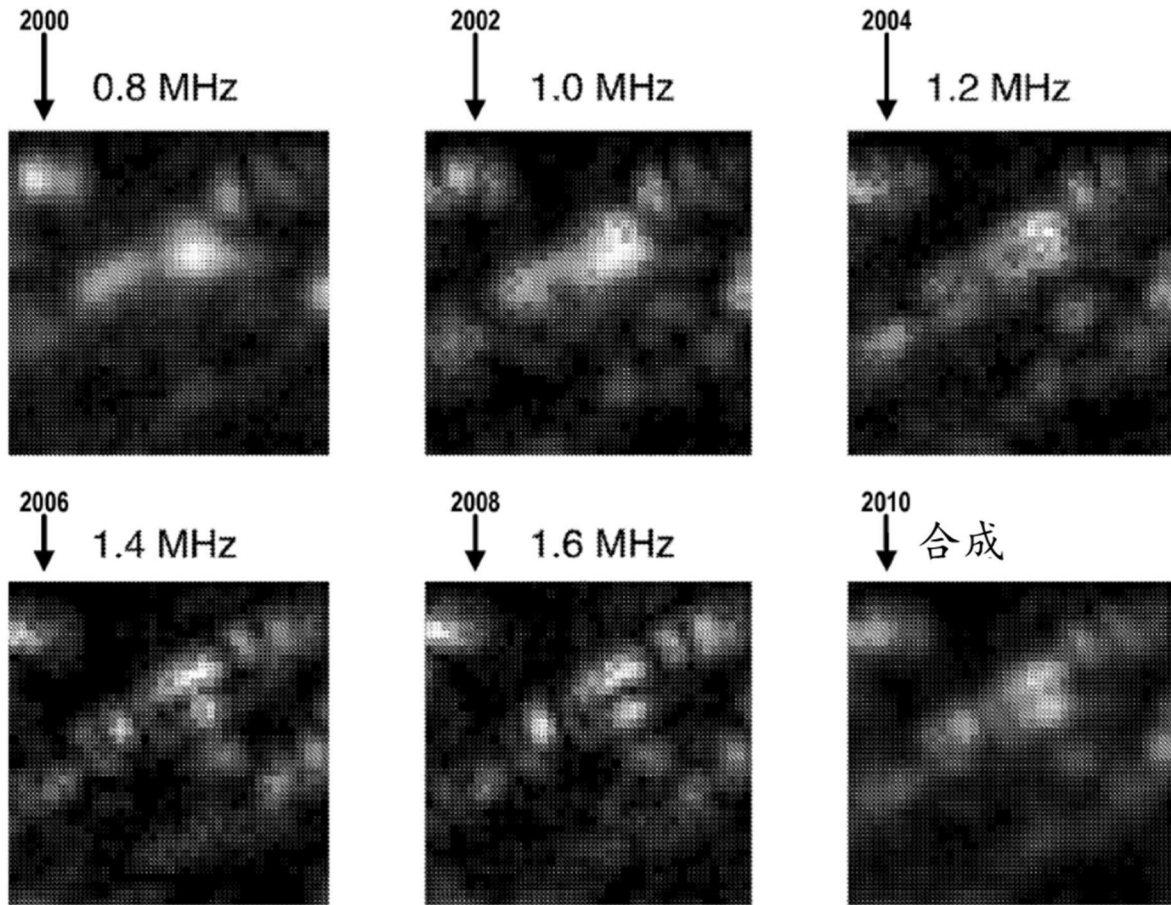


图20

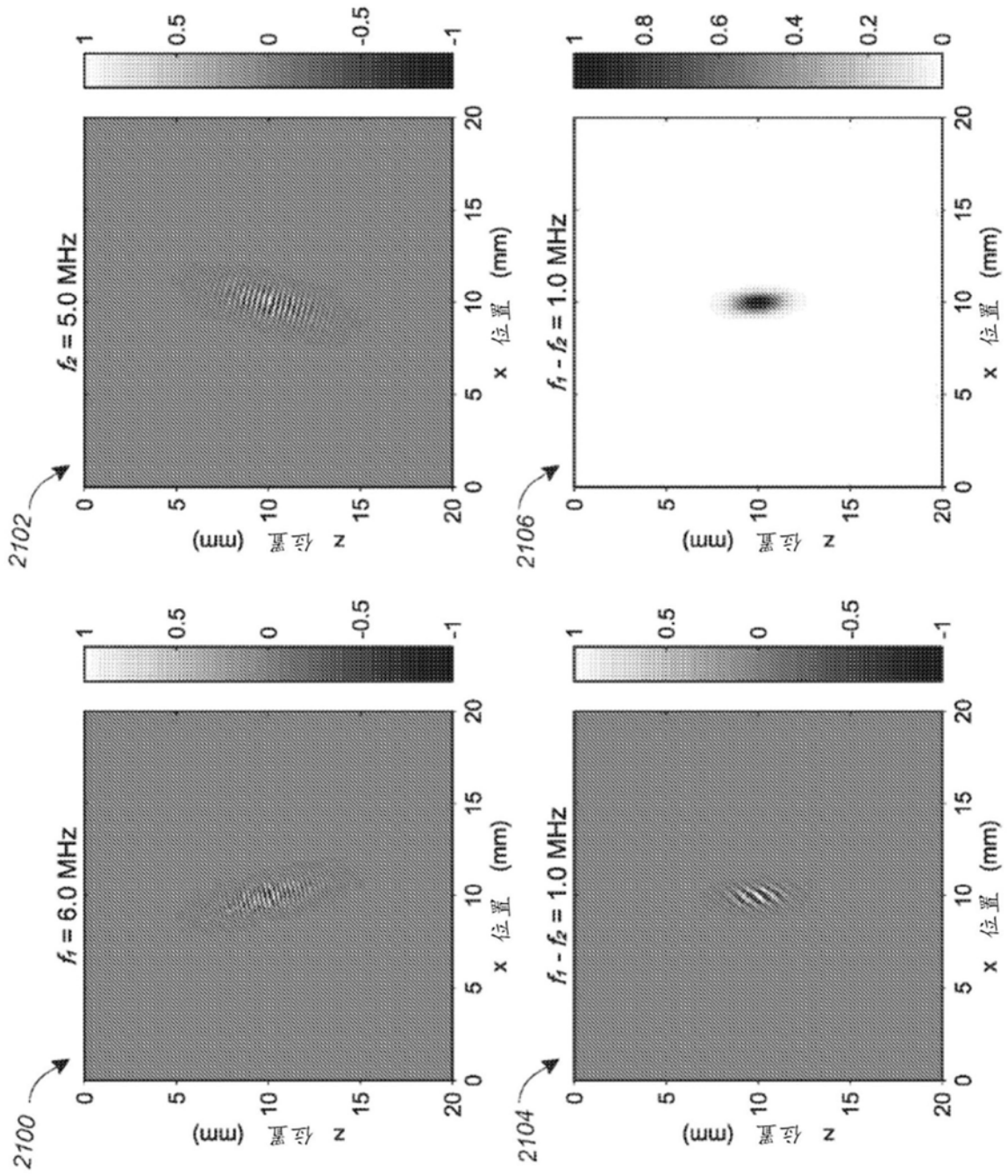


图21

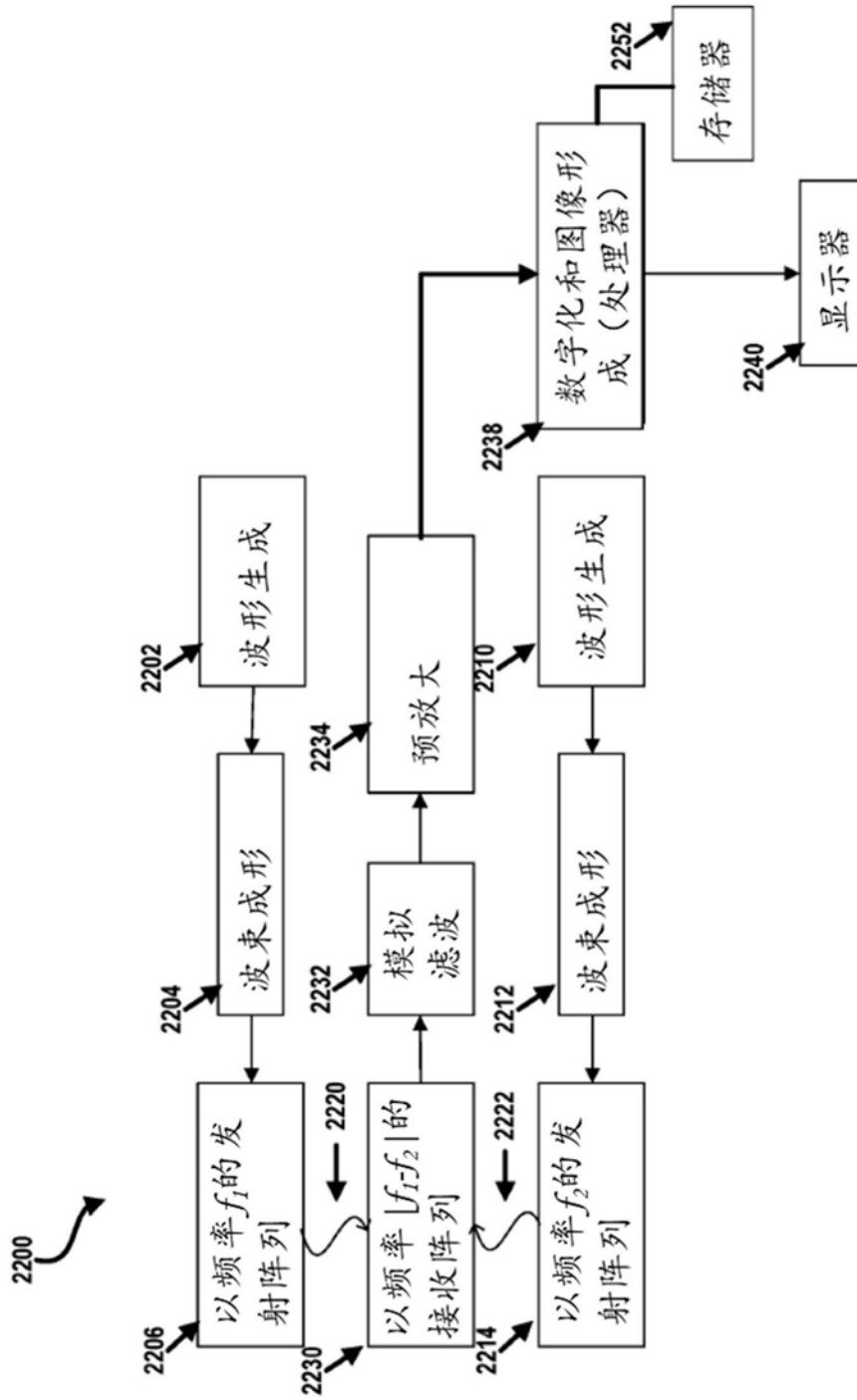


图22

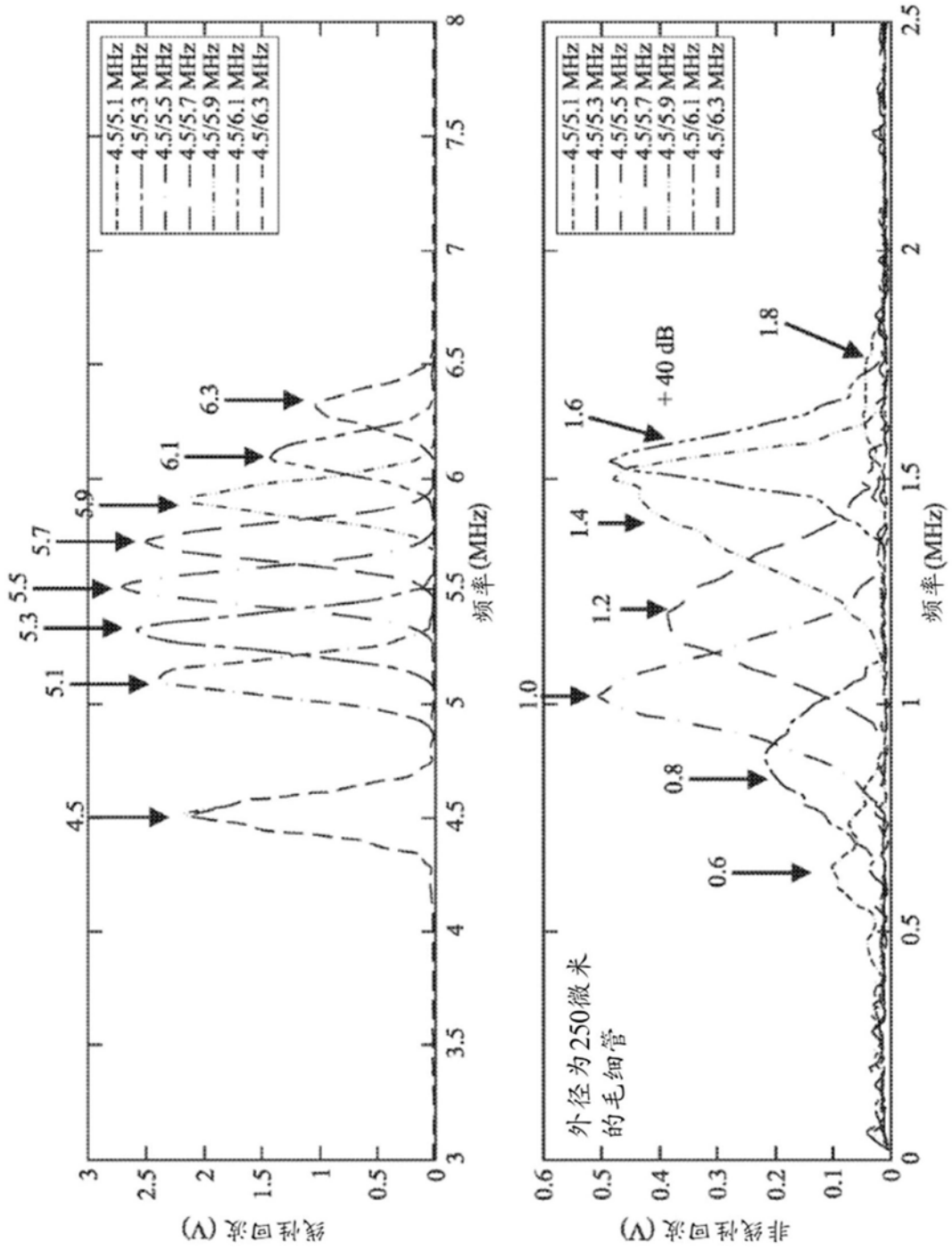


图23

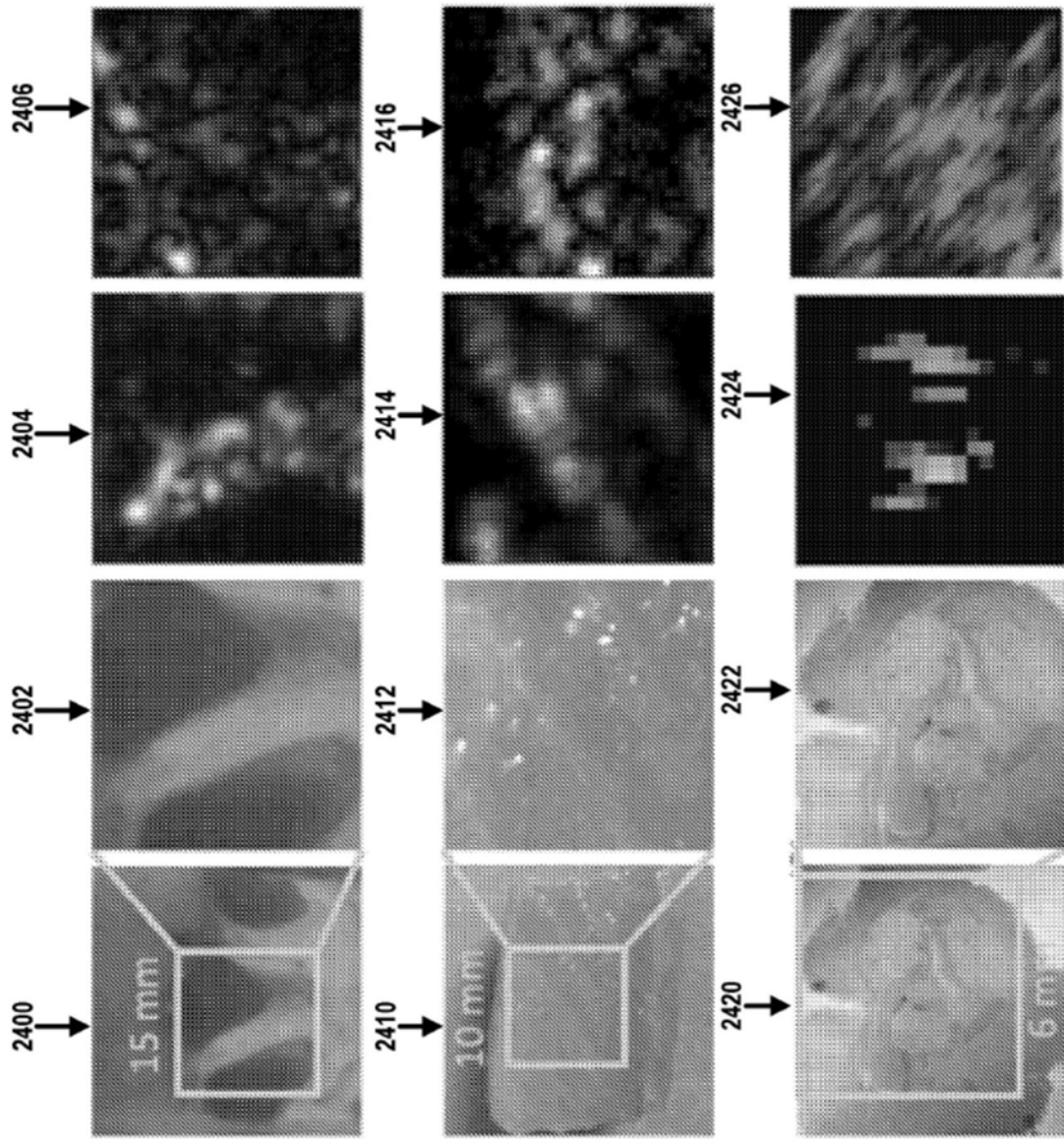


图24

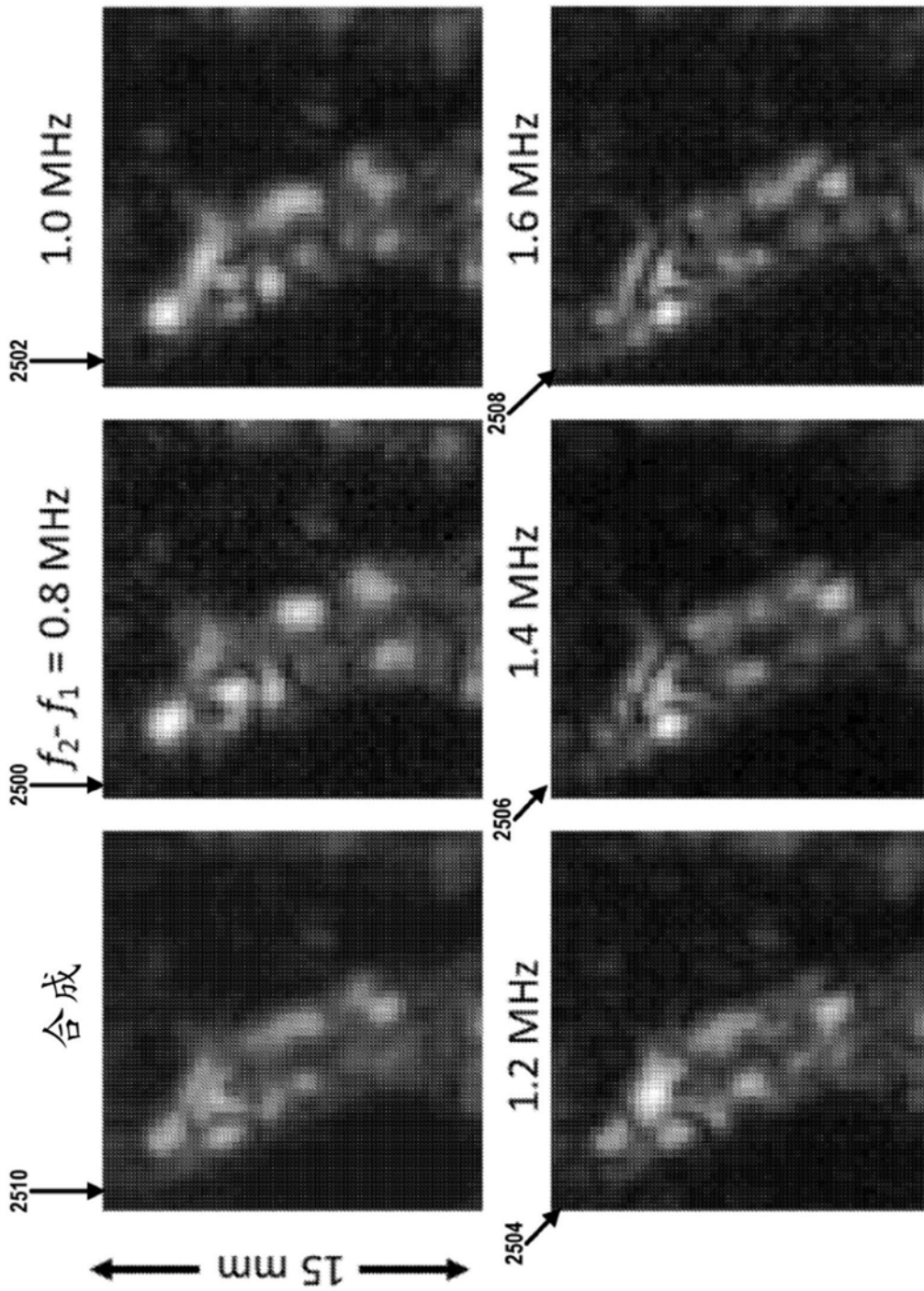


图25

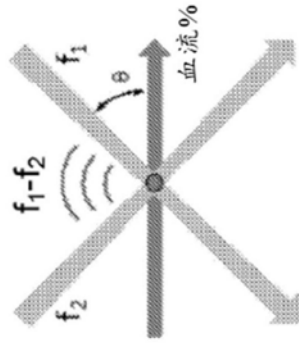


图26A

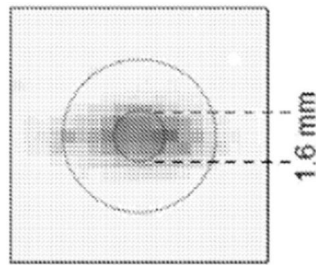


图26B

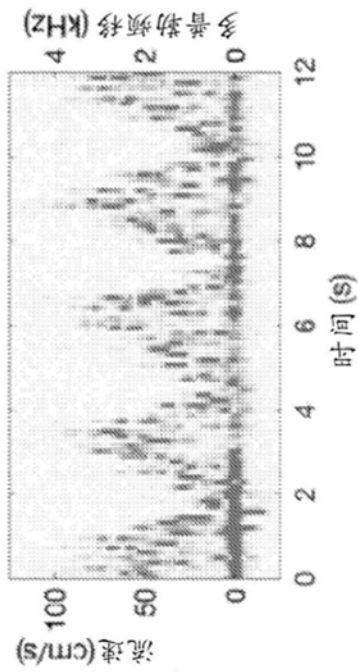


图26C

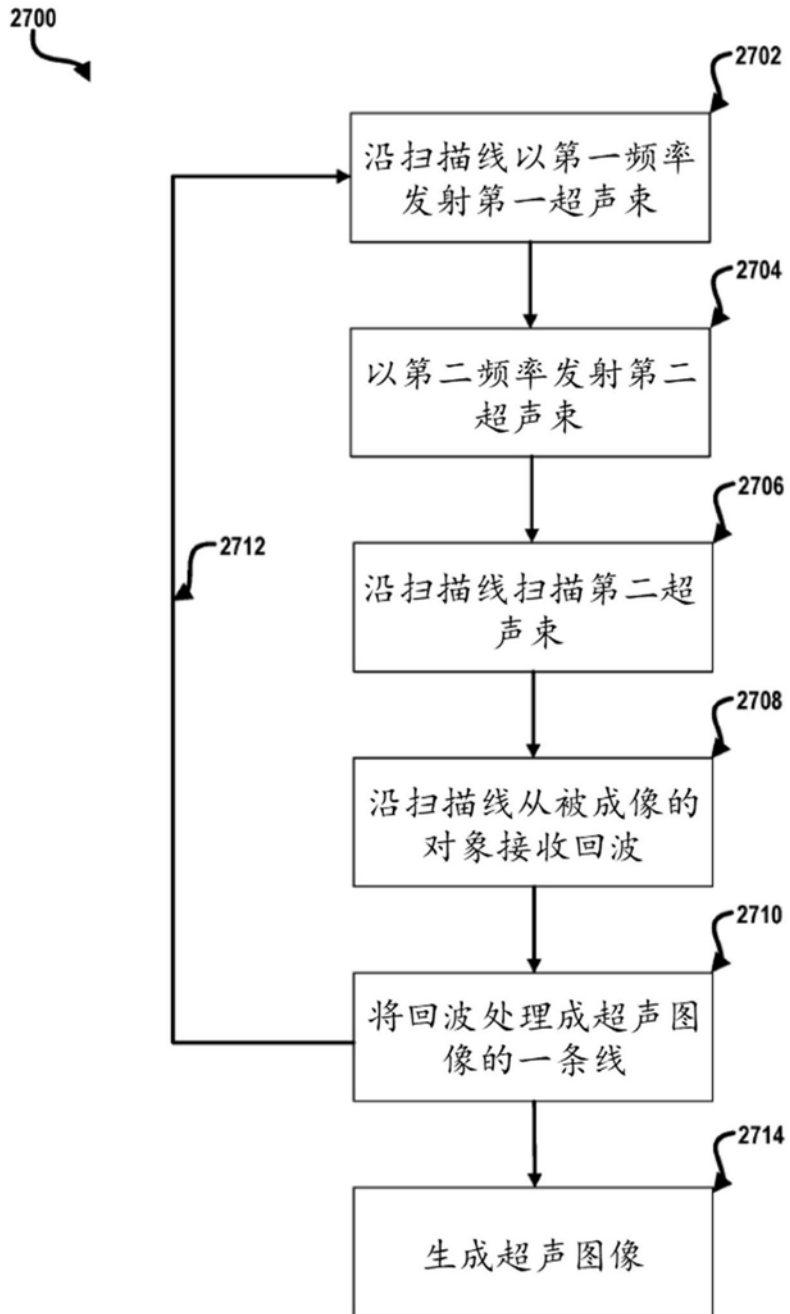


图27

专利名称(译)	利用频谱合成来减少斑点的超声成像		
公开(公告)号	CN110913769A	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	CN201880045795.4	申请日	2018-07-06
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	A61B8/14 A61B8/00 G01N29/11		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/085 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5253 A61B8/5269		
代理人(译)	刘丹丹		
优先权	62/530241 2017-07-09 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了利用频率(频谱)合成来减少斑点的超声成像系统和方法。一方面，超声成像系统包括具有交织的发射和接收阵列的换能器探头。该系统可以利用具有优化的时间带宽积的超声脉冲。一方面，具有单独的发射和接收元件的换能器探头可以在一次A扫描的时间期间实现多个超声脉冲的发射和接收，其中每个超声脉冲以不同的频率为中心。因此，该系统可以捕获多个独立的斑点图像，而不会降低整体的B型帧率。另一方面，该系统可以发射宽带脉冲，并且可以通过使用多个频谱滤波器对接收到的回波进行滤波来获得单独的斑点图像。该系统可以合成以不同频率捕获的多个图像以减少斑点。超声成像系统还包括被配置为基于回波生成超声图像的处理器。

