



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105722462 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 29

(21) 申请号 201480062224. 3

(22) 申请日 2014. 09. 09

(30) 优先权数据

61/877, 884 2013. 09. 13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 05. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/054855 2014. 09. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/038554 EN 2015. 03. 19

(71) 申请人 决策科学国际公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 A. 韦格纳

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 万里晴

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

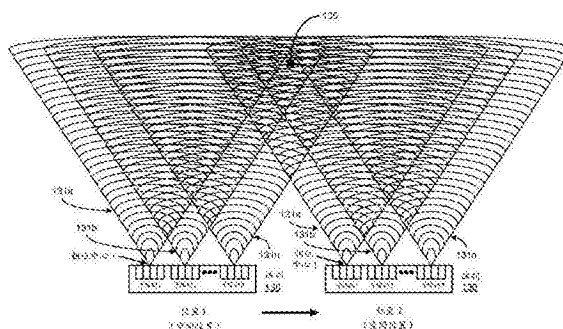
权利要求书6页 说明书29页 附图16页

(54) 发明名称

在合成孔径图像形成中的相干展频

(57) 摘要

公开了使用展频、宽瞬时带宽、相干、编码波形用于合成孔径超声波成像的技术、系统和装置。在一个方面,一种方法包括:合成复合波形,该复合波形彼此相互正交的多个单独的正交编码波形形成,该多个单独的正交编码波形对应于不同的频带,且包括具有对应的相位的唯一的频率;从一个或多个发送位置朝目标发送基于复合波形的声波;以及在一个或多个接收位置处接收从对应于发送的声波波形的所述目标的至少部分返回的声能,其中,发送位置和接收位置的每一个包括相对于目标的换能器元件的阵列的空间位置和阵列的波束相位中心位置的一个或两者,并且发送的声波波形和返回的声波波形产生放大的有效孔径。



1. 一种在声波成像装置中产生声波波形的方法,所述方法包括:

在一个或多个波形合成器中合成朝目标发送的一个或多个复合波形,其中复合波形由多个单独的正交编码波形形成,所述多个单独的正交编码波形彼此相互正交且对应于不同的频带,使得每个单独的正交编码波形包括具有对应的相位的唯一的频率;

从相对于所述目标的一个或多个发送位置发送包括多个声波波形的一个或多个复合声波波形,其中,所述发送包括,选择阵列的一个或多个换能元件以将相应的一个或多个复合波形的多个单独的正交编码波形转换为相应的一个或多个复合声波波形的多个对应的声波波形;以及

在相对于所述目标的一个或多个接收位置处接收返回的声波波形,所述返回的声波波形从对应于发送的声波波形的所述目标的至少部分返回,其中,所述接收包括选择所述阵列的至少一些换能元件以接收所述返回的声波波形,

其中,所述发送位置和所述接收位置每一个包括相对于所述目标的换能器元件的阵列的空间位置和所述阵列的波束相位中心位置的一个或两者,

其中,所述发送的声波波形和所述返回的声波波形产生声波成像装置的放大的有效孔径。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,在将所述声波波形发送到所述目标的步骤中,控制所述阵列的换能器元件以使所述复合波形相对于所述目标在定向中改变,使得所述目标在成像周期中在不同的波形定向处接收所述声波波形。

3. 如权利要求2所述的方法,其中控制所述换能器元件包括,沿着相对于所述目标的多个空间位置来变换阵列以使所述复合波形的定向相对于所述目标改变。

4. 如权利要求2所述的方法,其中控制所述换能器元件包括,改变在所述阵列的一个或多个换能器元件上的所述发送的声波波形的波束相位中心位置以使所述复合波形的定向相对于所述目标改变。

5. 如权利要求1所述的方法,其中,所述多个单独的正交编码波形的每个波形包括多个幅度和多个相位,所述多个幅度和多个相位分别是单独加权的幅度和单独加权的相位。

6. 如权利要求1所述的方法,其中,所述合成所述复合波形的所述单独的正交编码波形包括,选择频带,并确定每个单独的正交编码波形的一个或多个幅度、时间带宽积参数和相位参数。

7. 如权利要求6所述的方法,其中,所述相位参数从伪随机数的集合或从确定性数的集合来确定。

8. 如权利要求1所述的方法,其中,所述发送所述多个声波波形的步骤包括,从所述多个位置中的至少一个位置处顺序地或同时发送所述声波波形。

9. 如权利要求1所述的方法,其中,所述单独的正交编码波形包括相干波形。

10. 如权利要求1所述的方法,还包括:

基于所述复合波形形成射频(RF)波形,

其中,所述发送的声波波形通过在所述阵列的一个或多个换能器元件处转换基于射频的复合波形来产生。

11. 如权利要求10所述的方法,还包括:

放大所述基于射频的复合波形。

12. 如权利要求1所述的方法,还包括:

放大所述接收的返回的声波波形。

13. 如权利要求1所述的方法,还包括:

将所述接收的返回的声波波形从模拟形式转换为对应于所述一个或多个复合波形的一个或多个接收的复合波形的数字形式,每个接收的复合波形包括所述目标的信息,

其中所述信息包含与所述接收的复合波形的对应的频带相关联的幅度和相位。

14. 如权利要求13所述的方法,其中,对于所述接收的复合波形的所述对应的频带的至少一个频带,所述幅度或所述相位的至少一个分别是单独加权的幅度或单独加权的相位。

15. 如权利要求1所述的方法,还包括:

处理所述接收的返回的声波波形,以产生所述目标的至少一部分的图像。

16. 如权利要求15所述的方法,还包括:

将所述接收的返回的声波波形从模拟形式转换为对应于所述一个或多个复合波形的一个或多个接收的复合波形的数字形式,每个接收的复合波形包括所述目标的信息;以及

在数据块的存储器映射中存储所述一个或多个复合波形和所述对应的一个或多个接收的复合波形,其中,每个数据块存储用于每个采样点的所述复合波形的接收的返回的声波波形、所述对应的单独的正交编码波形、以及用于所述采样点的所述一个或多个换能器元件的对应的位置数据。

17. 如权利要求15所述的方法,其中所述处理步骤包括:

进行所述存储的接收的复合波形的轴向范围压缩;以及

通过使用一个或多个频域或时域处理技术处理包括有效孔径的轴向范围压缩的数据的每个存储块来形成合成孔径图像。

18. 一种合成孔径声波波形成像系统,所述系统包括:

波形产生单元,其包括耦接到波形产生器的一个或多个波形合成器,其中所述波形产生单元合成包括对应于不同频带的多个单独的正交编码波形的复合波形,所述复合波形根据由所述波形产生器提供的波形信息由所述一个或多个波形合成器来产生,其中,所述多个单独的正交编码波形彼此相互正交且对应于不同的频带,使得每个单独的正交编码波形包括具有对应的相位的唯一的频率;

发送/接收切换单元,所述发送/接收切换单元在发送模式和接收模式之间切换;

与所述发送/接收切换单元通信的换能器元件的阵列,以发送复合声波波形,所述复合声波波形包括来自相对于所述目标的一个或多个发送位置的多个声波波形,所述复合声波波形的发送的声波波形基于所述复合波形的合成的单独的正交编码波形,并且所述换能器元件的阵列在相对于所述目标的一个或多个接收位置处接收从所述目标的至少部分返回的对应于多个发送的声波波形的返回的声波波形,其中,所述发送的声波波形和返回的声波波形产生所述合成孔径声波波形成像系统的放大的有效孔径,以及,其中,所述发送位置和所述接收位置每一个包括空间位置和波束相位中心位置的一个或两者;

与换能器元件的阵列通信的多路复用单元,以选择阵列的一个或多个换能元件以将所述多个单独的正交编码波形转换成多个对应的声波波形,并且选择所述阵列的一个或多个换能元件以接收所述返回的声波波形;

模数(A/D)转换器的阵列,以将由所述换能器元件的阵列接收的所述接收的返回的声

波波形从模拟形式转换成数字形式,其中,所述接收的返回的声波波形提供所述目标的信息;

与所述波形产生单元和所述A/D转换器的阵列通信的控制器单元,所述控制器单元包括存储数据的存储器单元、和耦接到所述存储器单元以处理作为数据的信息的处理单元;以及

与所述控制器单元通信的用户接口单元。

19.如权利要求18所述的系统,其中,所述存储的数据包括所述接收的返回的声波波形的数字形式、所述对应的合成的复合波形、以及在所述一个或多个发送和接收位置中的所述换能器元件的阵列的对应的位置数据。

20.如权利要求18所述的系统,其中,所述波形产生单元还包括一个或多个放大器,所述一个或多个放大器配置在所述发送/接收切换单元和所述一个或多个波形合成器之间,用于修改所述复合波形。

21.如权利要求18所述的系统,还包括:

一个或多个预放大器的阵列,所述一个或多个预放大器的阵列配置在所述发送/接收切换单元和所述A/D转换器的阵列之间,用于修改所述接收的返回的声波波形。

22.如权利要求18所述的系统,其中所述处理单元包括数字信号处理器。

23.如权利要求18所述的系统,其中,所述控制器单元还包括主时钟,所述主时钟在所述声波波形成像系统的元件的至少一个中同步时间。

24.如权利要求18所述的系统,其中,所述控制器单元被配置为处理所述信息以产生所述目标的至少一部分的图像。

25.如权利要求18所述的系统,其中,所述用户接口单元包括显示所述图像的显示器和用户输入终端,以接收包括用于操作所述系统的操作模式的用户输入数据。

26.如权利要求25所述的系统,其中,所述操作模式包括用于成像生物组织的ATS-模式(人工组织染色模式)中的至少一个,其使能基于从所述返回的声波波形获得的一个或多个测量特性的至少一个特征的图像彩色编码。

27.如权利要求25所述的系统,其中,所述操作模式包括用于成像生物组织的CAD模式(计算机辅助诊断模式)中的至少一个,其使用一个或多个算法分类器以使用从所述返回的声波波形获得的一个或多个测量特性的至少一个特征来分类生物组织类型。

28.如权利要求25所述的系统,其中,所述显示器被配置为显示基于所述分类的生物组织类型的所述生物组织的彩色编码图像。

29.如权利要求18所述的系统,其中,在将所述声波波形发送到所述目标中,所述控制器单元被配置为控制所述换能器元件的阵列以使所述复合波形相对于所述目标在定向中改变,使得所述目标在成像周期中接收具有不同的波形定向的所述复合声波波形。

30.如权利要求18所述的系统,其中,所述换能器元件的阵列可操作用于沿着所述发送位置在一维、二维或三维中移动来发送所述多个声波波形并沿着所述接收位置中移动以接收所述返回的声波波形。

31.如权利要求18所述的系统,其中,所述阵列的换能器元件的至少一个能够在一维、二维或三维中与所述发送器阵列的其他换能器元件分别移动。

32.一种从声波波形创建图像的方法,所述方法包括:

组合对应于不同的频带的多个编码波形以产生包括在所述不同的频带处的单独的正交波信号的复合波形,其中,所述编码波形包括具有对应的相位和幅度的唯一的频率;

使用所述复合波形来产生声波波形用于从相对于目标的第一空间位置朝目标发送,其中,所述声波波形包括对应于所述复合波形的所述编码波形的单独的声波信号;

将所述声波发送到所述目标,其中所述单独的声波信号相对于彼此在定向中变化,使得目标在成像周期中接收具有不同的波形定向的所述单独的声波信号;

在所述发送的声波被发送到所述目标之后,从所述目标的至少部分接收返回的声波信号;

从相对于所述目标的至少第二位置重复所述组合步骤、所述产生步骤和所述发送步骤,其中,对于多个位置重复所述组合步骤、所述产生步骤和所述发送步骤以形成合成孔径;

将从所述多个位置接收的返回的声波信号转换为对应的数字复合波形,每个数字复合波形包括所述目标的信息;以及

处理所述接收的复合波形以产生所述目标的至少部分的图像。

33. 如权利要求32所述的方法,还包括:

实时处理接收的复合波形,以产生合成孔径图像。

34. 如权利要求33所述的方法,还包括:

基于产生的合成孔径图像,操纵在朝向所述目标的直接路径中的所述多个位置的一个或多个位置处的发送的声波的方向。

35. 一种从声波波形创建图像的方法,所述方法包括:

组合对应于不同的频带的多个编码波形以产生包括在所述不同的频带处的单独的正交波信号的复合波形,其中,所述编码波形包括具有对应的相位和幅度的唯一的频率;

产生对应于所述复合波形的编码波形的单独的声波信号形成的声波,用于朝目标发送;

将所述声波发送到所述目标,其中,所述单独的声波信号从相对于所述目标的一个或多个空间位置处的第一组波束相位中心位置被发送,其中,所述单独的声波信号相对于彼此在定向中变化,使得所述目标在成像周期中接收具有不同的波形定向的单独的声波信号;

在所述发送的声波被发送到所述目标之后,从所述目标的至少部分接收返回的声波信号;

从相对于所述目标的一个或多个空间位置处的相对于所述目标的至少第二组波束相位中心位置处重复所述组合步骤、所述产生步骤和所述发送步骤,从而形成合成孔径;

将所述接收的返回的声波信号转换为对应的数字复合波形,每个数字复合波形包括所述目标的信息;以及

处理所述接收的复合波形以产生所述目标的至少部分的图像。

36. 如权利要求35所述的方法,还包括:

实时处理接收的复合波形,以产生合成孔径图像。

37. 如权利要求36所述的方法,还包括:

基于产生的合成孔径图像操纵所述发送的声波的方向。

38.一种合成孔径声波波形成像系统,所述系统包括:

波形产生单元,其包括耦接到波形产生器的一个或多个波形合成器,其中所述波形产生单元合成包括对应于不同频带的多个单独的正交编码波形的复合波形,所述复合波形根据由所述波形产生器提供的波形信息由所述一个或多个波形合成器来产生,其中,所述单独的正交编码波形彼此相互正交且对应于不同的频带,使得每个单独的正交编码波形包括具有对应的相位的唯一的频率;

与所述波形产生单元通信的换能器元件的发送器阵列,以发送复合声波波形,所述复合声波波形包括来自相对于所述目标的一个或多个发送位置的多个声波波形,所述复合声波波形的发送的声波波形基于所述复合波形的合成的单独的正交编码波形,其中,所述发送位置包括所述发送器阵列的空间位置和所述发送器阵列的所述换能器元件的波束相位中心位置的一个或两者;

与所述波形产生单元通信的换能器元件的接收器阵列,以在相对于所述目标的一个或多个接收位置处接收对应于从所述目标的至少部分返回的所述发送的声波波形的返回的声波波形,其中所述发送的声波波形和所述接收的声波波形产生所述合成孔径声波波形成像系统的放大的有效孔径,其中,所述发送位置和所述接收位置每一个包括空间位置和波束相位中心位置的一个或两者;

分别与所述发送器阵列和所述接收器阵列通信的第一多路复用单元和第二多路复用单元,以选择所述发送器阵列的一个或多个换能元件,以将所述多个单独的正交编码波形转换成多个对应的声波波形,并且选择所述接收器阵列的一个或多个换能元件以接收所述返回的声波波形;

模数(A/D)转换器的阵列,其将由换能器元件的所述接收器阵列接收的所述接收的返回的声波波形从模拟形式转换成数字形式,其中,所述接收的返回的声波波形提供所述目标的信息;

与所述波形产生单元和所述模数转换器的阵列通信的控制器单元,所述控制器单元包括存储数据的存储器单元、和耦接到所述存储器单元以处理作为数据的信息的处理单元;以及

与所述控制器单元通信的用户接口单元。

39.如权利要求38所述的系统,其中,所述存储的数据包括所述接收的返回的声波波形的数字形式、所述对应的合成的复合波形、以及分别在所述一个或多个发送和接收位置中的所述发送器阵列和所述接收器阵列的对应的位置数据。

40.如权利要求38所述的系统,其中,所述波形产生单元还包括一个或多个放大器,所述一个或多个放大器配置在所述发送/接收切换单元和所述一个或多个波形合成器之间,用于修改所述复合波形。

41.如权利要求38所述的系统,还包括:

一个或多个预放大器的阵列,所述一个或多个预放大器的阵列配置在所述发送器阵列和所述A/D转换器的阵列之间,用于修改所述接收的返回的声波波形。

42.如权利要求38所述的系统,其中所述处理单元包括数字信号处理器。

43.如权利要求38所述的系统,其中,所述控制器单元还包括主时钟,所述主时钟在所述声波波形成像系统的元件的至少一个中同步时间。

44. 如权利要求38所述的系统,其中,所述控制器单元被配置为处理所述信息以产生所述目标的至少一部分的图像。

45. 如权利要求38所述的系统,其中,所述用户接口单元包括显示所述图像的显示器、和用户输入终端以接收包括用于操作所述系统的操作模式的用户输入数据。

46. 如权利要求45所述的系统,其中,所述操作模式包括用于成像生物组织的ATS-模式(人工组织染色模式)中的至少一个,其使能基于从所述返回的声波波形获得的一个或多个测量特性的至少一个特征的图像彩色编码。

47. 如权利要求45所述的系统,其中,所述操作模式包括用于成像生物组织的CAD模式(计算机辅助诊断模式)中的至少一个,其使用一个或多个算法分类器以使用从所述返回的声波波形获得的一个或多个测量特性的至少一个特征来分类生物组织类型。

48. 如权利要求45所述的系统,其中,所述显示器被配置为显示基于所述分类的生物组织类型的所述生物组织的彩色编码图像。

49. 如权利要求38所述的系统,其中,在将所述声波波形发送到所述目标的步骤中,所述控制器单元被配置为控制所述发送器阵列以使所述复合波形相对于所述目标在定向中改变,使得所述目标在成像周期中接收具有不同的波形定向的所述复合声波波形。

50. 如权利要求38所述的系统,其中,换能器元件的所述发送器阵列可操作用于沿着所述多个位置在一维、二维或三维中移动来发送所述多个声波波形。

51. 如权利要求38所述的系统,其中,所述发送器阵列的一个或多个换能器元件能够在一维、二维或三维中与所述发送器阵列的其他换能器元件分开移动。

52. 如权利要求38所述的系统,其中,换能器元件的所述接收器阵列可操作用于沿着所述多个位置在一维、二维或三维中移动来接收所述返回的声波波形。

53. 如权利要求38所述的系统,其中,所述接收器阵列的一个或多个换能器元件能够在一维、二维或三维中与所述发送器阵列的其他换能器元件分开移动。

54. 如权利要求38所述的系统,其中,所述发送器阵列的换能器元件的数目大于所述接收器阵列的换能器元件的数目。

在合成孔径图像形成中的相干展频

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利文件要求于2013年9月13日提交的题为“COHERENT SPREAD SPECTRUM CODED WAVEFORMS IN SYNTHETIC APERTURE IMAGE FORMATION”的美国临时申请No.61/877884的优先权和权益,其通过引用结合于此。

技术领域

[0003] 本专利文件涉及声波图像形成。

背景技术

[0004] 声波图像是采用声波穿过介质的特性以呈现视觉图像的成像模式。高频声波图像在多种生物医学领域中已经被用作成像模式几十年,以查看动物和人类的内部结构和功能。在生物医学成像中使用的高频声波可以以不同的频率(例如,在1和20MHz、或甚至更高的频率之间)操作,并且通常称为超声波。一些因素、包括不充分的空间分辨率和组织分化可能导致使用超声波成像的常规技术而带来的低于期望的图像质量,这会限制它在许多临床指标或应用中的使用。

发明内容

[0005] 公开了使用相干、展频、瞬间宽带、频率和/或相位编码的声波波形的用于合成孔径超声波成像的技术、系统和装置。所公开的技术、系统和装置可被用于形成生物组织的一维(1D)、二维(2D)和/或三维(3D)的超声波图像。

[0006] 本专利文件中描述的主题可以提供以下特征中的一个或多个,并且可以用于许多应用中。例如,所公开的技术可以在常规初级护理筛查期间被用来识别和定位早期病变,包括恶性肿瘤、以及后期癌症,这可以潜在地提高难以诊断的无症状的患者的存活率。所公开的技术可以由通过资格认证的放射科医师在任何手术活检或切除干预之前用于诊断肿瘤为良性或恶性的,这也可以提高患者存活率,同时减少不必要的活检。当所公开的技术与细针活检仪器结合时,可以在医疗程序中用于确认非侵入性诊断,这可以减少这样的活检程序的侵袭的级别。当所公开的技术在手术前与计算机断层扫描(CT)x射线图像结合时和/或在手术中与微创手术高清晰度视频的仪器结合时,可以融合CT、光学和超声波图像,从而可以进一步给外科医生额外的能力来定位、诊断和手术切除或修复患病组织而不损伤健康组织。当所公开的技术与专业外科仪器结合时,可以融合超声波图像与其他数据,并且可以给外科医生额外的能力来定位和操控感兴趣的解剖区域,同时最小化对附近结构不必要的损伤。所公开的技术、例如通过精确地导向密封放射源和导管插入到适当的位置可以减少用于恶性肿瘤的近距离治疗的时间量。类似的,所公开的技术可以帮助用于疾病治疗的高剂量、局部药物的插入。

附图说明

[0007] 图1A示出了由超声波成像中形成真实(real)孔径波束的换能器阵列产生的超声波波束的示意图。

[0008] 图1B示出了由换能器阵列产生的超声波波束的示意图,换能器阵列的相位中心在连续的位置中以在超声波成像中形成合成孔径波束。

[0009] 图1C和1D示出了由换能器阵列产生的示例的复合超声波发送和/或接收波束的示意图,换能器阵列形成来自多个发送和/或接收位置的合成孔径波束。

[0010] 图1E示出了用于产生公开的技术的复合超声波波束的示例换能器阵列的示意图。

[0011] 图2A示出了使用展频(spread-spectrum)编码波形的示例的合成孔径超声波系统的框图。

[0012] 图2B示出了使用展频编码波形的另一个示例的合成孔径超声波系统的框图。

[0013] 图2C和2D示出了公开的技术的示例的合成孔径成像技术的示意图。

[0014] 图2E示出了用于使用展频编码波形的示例的合成孔径超声波系统的操作的图表。

[0015] 图3示出了以多个波形为特征的示例的展频、宽瞬时带宽、频率和/或相位编码复合波形的曲线图。

[0016] 图4示出了示例的展频编码波形的模糊函数特性。

[0017] 图5A-5C示出了用于波束控制、动态聚焦和形成的示例的示意图。

[0018] 图6示出了示例的合成孔径超声波信号处理技术以产生超声波图像的框图。

[0019] 图7示出了示例的合成孔径采样接收的回波数据并存储到存储器的示意图。

[0020] 图8示出了用于宽带、展频、噪声状、相干合成孔径图像形成的示例的波数算法的框图。

[0021] 图9示出了说明StoIt变换过程的示例的实现方式的示意图。

[0022] 图10示出了示例的迭代、闭环、合成孔径图像的自动聚焦子程序的框图。

具体实施方式

[0023] 超声波成像可以通过在物理弹性介质内发射声波(脉冲)来进行,该声波从两种介质(例如,生物组织结构)之间的边界部分地被反射,且部分地被发送。反射取决于两种介质之间(例如,在两个不同的生物组织类型之间的界面)的声阻抗差。例如,发送的声波的一些声能(acoustic energy)可以在界面处被散射回换能器以被接收,并被处理以提取信息,同时剩余部分可以传播在下一个介质上和传播到下一个介质。在一些情况下,可能由于包含在充当散射中心的反射介质中的两个或更多阻抗而发生反射的散射。此外,例如,声能可以基于介质和/或声波的性质的性能被折射、衍射、延迟和/或衰减。

[0024] 在一些现有的超声波成像系统中,典型的换能器可以采用压电元件的阵列以向目标区域(例如,生物体的躯体)发送超声波脉冲并接收返回的从内部散射结构返回的超声波信号(回波)。该换能器阵列用作成像系统的孔径。超声波脉冲可以是电控制并通过平面或体积聚焦为序列脉冲,并且用于产生用于形成目标的图像的返回回波的一维、二维和/或三维映射。控制和聚焦超声波脉冲的过程被称为波束形成。在一些示例中,在换能器阵列处发送和接收的超声波脉冲和返回的回波可以在该阵列的每个换能器处及时地(in time)单独延迟,以充当相控阵列。

[0025] 在常规的真实孔径超声波成像系统中,图像的质量直接取决于由超声波系统的换

能器产生的声场(acoustic field)。图1A示出了由换能器阵列110产生的真实孔径超声波波束111的示意图,例如,换能器110可以配置为单个电声换能器元件或宽度为 w_r 的多个电声换能器元件的阵列,其形成真实孔径以形成朝向感兴趣体积(a volume of interest, VOI)115的超声波波束111。例如,该图像典型地一次一个轴向图像行地(即,目标区域范围的分层的扫描)顺序地获取,这在成像期间对帧速率进行限制,这在各种实时超声波成像应用(例如,包括运动目标的成像)中可能是有害的。

[0026] 为了解决通过常规的真实孔径超声波成像的限制,合成孔径超声波成像可以用来改善超声波图像的质量。“合成孔径”是如下概念,在该概念中连续使用一个或多个更小的真实孔径(子孔径)以检查VOI,该VOI的相位中心沿特定的或任意形状的已知的一维(1D)、二维(2D)和/或三维(3D)的路径移动,以实现更大的有效的(非实的)孔径,用于获取图像。合成孔径可以通过将电声换能器(例如,换能器阵列)的空间位置机械地改变为连续的波束发送和/或接收位置来形成,可以通过电子地改变连续的波束发送和/或接收位置的相位中心在电声换能器阵列上的位置来形成,或通过两者的组合来形成。基于合成孔径成像最初用在雷达系统中以从上方扫描感兴趣的区域的飞机在地面上成像大的区域。在超声波成像中的合成孔径聚焦基于从超声波发送元件到VOI位置以及从该位置返回到超声波接收元件的几何距离。在超声波成像中,合成孔径的使用通过分析返回的回波(例如,单静态和双向静态回声)的接收幅度和相位数据、在每一个多个来自四面八方的多个发送器和接收器的每个处的记录,来使能聚焦在目标区域中的点,以提供关于整个区域的信息。因为返回的回波的方向不能从单独的一个接收器信道确定,许多接收器信道被用于确定包含在返回的回波中的信息,返回的回波穿过一些信道或所有信道被处理,以最终呈现用于产生目标区域的图像的信息。

[0027] 合成孔径阵列可以包括一个或多个真实波束孔径子阵列,其相位中心从采样位置移动到如图1B所示的位置。例如,换能器阵列可以由多个真实孔径子阵列组成,多个真实孔径子阵列组合在一起包含整个阵列,一个或多个子阵列的相位中心从采样位置(例如,电子地、机械地、或两者)移动到位置。

[0028] 在合成孔径超声波技术的一个示例中,单个或多个换能器元件可以被用来在多个跨越含有VOI的区域的位置处发送发散波前(wavefront),形成覆盖整个图像区域的有效孔径。图1B示出了由换能器阵列产生的超声波波束的示意图,换能器阵列的相位中心在连续的位置中移动,以在超声波成像中形成合成孔径波束。如图中所示,多个超声波波束121a、121b、...121N由一个或多个换能器阵列110产生,换能器阵列110的相位中心被机械地、电子地或机械且电子地放置在沿任意的、但已知的开路或闭合的1D、2D或3D路径W(例如,可以是直线、圆弧、圆、螺旋、或任意限定的曲线路径等)的N个连续位置(位置a、b、c、...N)中,以形成用于VOI 125的超声波成像的合成孔径。用于在有效的孔径中的换能器110的所有或一些换能器元件的接收的单静态和双向静态回波信号被采样用于每个发送。例如,单独的接收的超声波信号数据可以形成用于基于单独的未聚焦的发送的低分辨率图像,该单独的接收的超声波信号数据随后被处理以产生来自单独的接收的超声波单静态和双向静态的回波信号的二维(2D)和/或三维(3D)的聚焦图像。例如,使用合成孔径超声波成像,例如,与等价性能的真实波束系统相比,可以减少在超声波成像中的系统的复杂性和成本。

[0029] 用于产生声脉冲的波形的类型也可以影响在超声波成像中产生的图像的质量。一

些常规的超声波成像技术可以仅使用来自反射信号的幅度信息。例如,当一个脉冲被发射,反射信号可以被连续地采样。在生物组织中,声速可以被认为相当的恒定(例如,在小于10%的范围内,不包括骨骼),其中在波形的发射和反射信号的接收之间的时间取决于波形在该组织结构中传播的距离(例如,反射结构的深度)。因此,反射的信号可以在多个时间间隔进行采样,以接收从多个深度被反射的反射信号。此外,在不同深度的不同组织中可以部分地反射具有不同量的能量的入射波形,因而从不同介质反射的信号可以具有不同的幅度。对应的超声波图像可以基于深度来构造。在新的波形被发射之前的时间可以因此取决于期望成像的最大深度。采用脉冲的单色和/或窄瞬时带宽波形的超声波成像技术可以遭受分辨率的图像处理和产生(production)。然而,(例如,通过频率和/或相位)编码的具有展频、宽的瞬时带宽特性的波形可以使能超声波成像的实时控制和更高质量的所得图像。

[0030] 公开了用于产生、发送、接收和处理在合成孔径超声波(SAU)成像中使用的相干、展频、瞬间宽带、编码波形的技术、系统和装置。

[0031] 公开的SAU成像技术可以提供比现有的超声波成像技术改善的图像质量、对比度和分辨率,并且可以使能组织分化和分类。此外,在公开的技术中采用的示例的相干、展频、瞬间宽带、编码波形不能由当前存在于常规的医用超声波装置中的硬件设计限制来约束。

[0032] 在公开的SAU技术的实现方式中使用相干波形可以允许部分或整个回波与所选择的参考信号(诸如,例如,发送的波形)返回的复杂相关性。这样的相干复杂相关性允许图像和信号假象(signal artifact)的减少以及在较低的信号噪声比和干扰的情况下的数据的提取。

[0033] 在公开的SAU技术的实现方式中使用展频信号可以允许声波波形的最终设计,该声波波形有谨慎和明确的幅度和相位频率含量。例如,通过明确限定展频复合声波波形的每个频率成分的幅度和/或相位可以构造成使得信号与信息处理技术可以用于从回波返回提取信息的最大数量,例如,接近数学极限。

[0034] 在公开的SAU技术的实现方式中使用瞬时相干、宽带、展频、编码波形可以在每个发送-接收间隔期间使能所有可用的信息的捕获,例如,通过活的生物标本的不均匀的、动态性质并通过采集过程的运动引起的伪影由此最小化返回信号的损毁。此外,例如,基本的物理参数(例如,诸如体积模量(bulk modulus)、密度、衰减、声阻抗、幅度反射、群(group)延迟或其他)可以通过使用公开的技术的信号和信息处理方法,以使能在VOI中的组织的分化和分类。例如,公开的SAU技术的一些信号和信息处理方法可以包括针对接收的频率和角度相关的宽带、展频、合成孔径接收的信号回波操作的逆数学技术用于分化和/或分类在VOI中的组织,以及专家系统技术,例如确定性、支持向量网络和神经网络技术。

[0035] 在公开的SAU技术的实现方式中的波形的每个频率分量的明确的幅度和/或的相位编码可以提供多个优点。例如,幅度编码允许对换能器阵列和声波的传播信道的频率色散特性的明确补偿。每个频率成分的幅度和/或相位编码允许宽瞬时波形的确定性波束形成和控制。示例的发送信号的每个频率分量的明确的幅度和相位编码允许峰值对平均功率比(PAPR)的最小化,以及声功率在较宽的频带的扩展,例如,以最小化有害的生物效应。例如,通过明确限定扩展频率信号的每个频率分量的幅度和/或相位,可以构建波形,该波形可以被同时发送,波形彼此表现出极小的干扰,使得信号与信息处理技术可以被用于恢复

与每个单独的发送波形相关联的接收的信号。此外,公开的SAU技术的编码、展频声波波形由于这些波形的特定模糊特性,可以允许运动补偿。

[0036] 在一个方面,公开了在声波图像装置中产生声波波形的方法。该方法包括在一个或多个波形合成器中合成多个单独的编码波形形成的一个或多个复合波形,以从声波图像装置的换能器的一个或多个空间位置和/或换能器阵列的一个或多个波束相位中心位置朝目标发送。复合波形的单独的编码波形彼此相互正交,并且在不同的频带中,使得单独的相互正交的编码波形的每个包括具有对应的相位的唯一的频率。该方法包括从相对于目标的一个或多个发送位置发送多个声波波形形成的复合声波波形,其中该发送步骤包括:选择阵列的一个或多个换能元件以将相应的一个或多个复合波形的多个单独的正交编码波形转换成相应的一个或多个复合波形的多个对应的声波波形。该方法包括在相对于目标的一个或多个接收位置处接收返回的声波波形,该声波波形从对应于发送声波波形的目标的至少部分返回,其中该接收步骤包括选择至少一些转换元件的阵列以接收返回的声波波形,并且其中该接收位置包括相对于目标的换能器元件的阵列的空间和阵列的波束相位中心位置的一个或两者,以接收返回的声波波形。发送的声波波形和返回的声波波形产生声波图像成像装置的放大有效孔径。

[0037] 在一些实现方式中,例如,该方法包括,在将声波波形发送到目标中,控制阵列的换能器元件以使复合波形相对于目标在定向(orientation)中改变,使得目标在成像周期中在不同的波形定向处接收声波波形。例如,复合波形相对于目标的在定向中改变可以包括:发送来自相同或不同的空间位置的不同的复合波形,发送来自不同的空间位置的相同或不同的复合波形,以及发送来自换能器元件的阵列上的不同的波束相位中心位置的相同或不同的复合波形。

[0038] 在一些实现方式中,例如,该方法包括:将接收的返回声波波形从模拟形式转换为对应于一个或多个复合波形的一个或多个接收的复合波形的数字形式,每个复合波形包括目标的信息,其中该信息包含与接收的复合波形的对应的频带相关联的幅度和相位。此外,在一些实现方式中,例如,该方法可以包括处理接收的(一个或多个接收的复合波形的)返回声波波形,以产生至少部分目标的图像(例如,二维和/或三维图像)。

[0039] 在一个方面,公开了合成孔径超声波成像系统。该系统包括波形产生单元,该波形产生单元包括耦接到波形产生器的一个或多个波形合成器。波形产生单元合成复合波形,该复合波形包括对应于不同的频带的多个单独的正交编码波形,该不同的频带由一个或多个波形合成器根据由波形产生器提供的波形信息来产生,其中单独的正交编码波形彼此相互正交且对应于不同的频带,使得每个单独的正交编码波形包括具有对应的相位的唯一的频率。该系统包括发送/接收切换单元,该发送/接收切换单元在发送模式和接收模式之间切换。该系统包括与发送/接收切换单元通信的换能器元件的阵列。换能器元件的阵列被配置为从相对于目标的一个或多个发送位置发送包括多个声波波形的复合声波波形,其中复合声波波形的发送的声波波形基于复合波形的合成的单独正交编码波形。换能器元件的阵列还被配置为(例如,在相对于目标的一个或多个接收位置处)接收对应于从至少部分目标返回的多个发送的声波波形的返回的声波波形。发送的声波波形和返回的声波波形产生合成孔径声波波形成像系统的放大有效孔径。用于发送和接收相应的波形的发送位置和接收位置分别包括相对于目标的换能器元件的阵列的空间位置以及在阵列上的波束相位中心

位置的一个或两者,以发送和/或接收声波波形。该系统包括与换能器元件的阵列通信的多路复用单元,以选择阵列的一个或多个换能元件以将多个单独正交编码波形转换成多个对应的声波波形,并且选择阵列的一个或多个换能元件以接收返回的声波波形。在一些实现方式中,例如,该系统包括模数(A/D)转换器的阵列以将接收的由换能器元件的阵列接收的返回的声波波形从模拟形式变换为数字形式,其中接收的返回的声波波形提供目标的信息。该系统包括与波形产生单元和换能器元件的阵列(例如,可以经由A/D转换器的阵列)通信的控制器单元,其中该控制器单元包括存储器单元以存储数据,以及耦接到存储器单元的处理器单元,以处理关于目标的数据的信息。该系统可以包括与控制器单元通信的用户接口单元。在系统的一些实现方式中,例如,控制器单元被配置为从处理的数据产生至少部分目标的图像。

[0040] 图1C和1D示出了由换能器阵列产生的示例的复合超声波波束的示意图,换能器阵列形成来自多个发送位置的合成孔径波束。如图中所示,换能器阵列130包括多个真实孔径子阵列Sub 1、Sub 2、...Sub N,其中每个子阵列包括单独的换能器元件(例如,诸如1至16、32、64等元件)。形成阵列130的一些或全部换能器元件可以(例如,顺序地、同时地或随机地)发送从多个子阵列相位中心位置发送到目标感兴趣体积(VOI)135的单独的、相互正交的、编码声波波形131a、131b、...131n的一个或多个复合声波波形,以形成用于超声波成像的合成孔径。形成阵列130的一些或全部换能器元件还可以接收对应于发送的(基于单独的、相互正交的、编码声波波形131a、131b、...131n形成的)声波波形的返回的声波波形,其中接收的声波波形散射回来并从至少部分的VOI 135返回(例如,反射、折射、衍射,延迟和/或衰减)。接收的单独声波波形从而形成对应于发送的复合声波波形的一个或多个接收的复合波形。复合声波波形基于由用于产生单独声波波形的多个展频、宽瞬时带宽、编码波形形成的复合合成波形来产生。单独、复合、声波波形131a、131b、...131n可以由换能器阵列130的一个或多个子阵列转换。换能器阵列130可以被放置在沿着已知路径(例如,如图1C中的位置1到位置2所示)位置的多个物理位置处、和/或多个波束控制位置(例如,如图1D中的位置1到位置2所示)处,使得相位中心被机械地、电子地或机械且电子地放置在连续的位置中,例如,形成合成孔径。

[0041] 在一些实现方式中,例如,包括在一个或多个子阵列上的换能器元件的各种组合的各种阵列段(segment)可以用于产生正交编码声波波形131a、131b、...131n。图1E示出了用于产生公开的技术的复合超声波波束的示例换能器阵列的示意图。在图1E的示例中,换能器阵列130包括设置在四个换能器段(例如,换能器段1、2、3和4)中的64个单独的换能器元件。在该示例中,包括64个单独的换能器元件的任意(例如,包括在四个换能器段的一个或多个之中的换能器元件)的一个或多个子阵列可以(例如,顺序地、同时地或随机地)发送单独、正交、编码声波波形131a、131b、...131n。子阵列可以包括在一个换能器段或在多个换能器段之中的单独的换能器元件的组合。例如,子阵列1包括换能器段1的换能器元件2、3、6、7、10、11、14和15以及换能器段3的换能器元件2和3;子阵列2包括换能器段2的换能器元件1、2、3、5、6、7、9、10和11;子阵列3包括换能器段3的换能器元件9、10、11、12、13、14、15和16以及换能器段4的换能器元件9和13;以及子阵列4包括换能器段4的换能器元件5、6、7、9、10、11、13、14和15。子阵列的配置可以使用在波形产生器和换能器阵列之间接口的切换元件(例如,诸如多路复用器单元)来产生,如图2A和图2B后面所示。

[0042] 图2A示出了示例的合成孔径超声波(SAU)系统200的框图,该合成孔径超声波(SAU)系统200可以产生穿过扩展的有效(合成)孔径的具有增强的波形特性的声波波形。由SAU系统200产生的复合声波波形的增强的波形特性包括展频、宽瞬时带宽、相干、伪随机噪声特性和编码。SAU系统200可以配置在许多系统设计的一个中。在一个示例中,SAU系统200可以包括用于时间同步的主时钟201。主时钟201可以与系统控制器202、以及彼此时间同步操作的SAU系统200的其他模块接口。系统控制器202可以包括处理器单元,例如,基于RISC的中心处理单元(CPU)或CPU架构的其他类型。系统控制器202还可以包括与处理器单元通信的至少一个输入/输出(I/O)单元和/或存储器单元,以支持系统控制器202的各种功能。例如,处理器单元可以与系统控制总线(例如,数据&控制总线203)相关联。系统控制器202可以实现为各种数据处理架构的一个,诸如个人计算机(PC)、笔记本电脑、平板电脑和移动通信设备架构。

[0043] 存储器单元可以存储其他信息和数据,诸如指令、软件、数值、图像和由处理单元处理或参考的其他数据。各种类型的随机存取存储器(RAM)装置、只读存储器(ROM)装置、闪存存储器装置,以及其他合适的存储介质可被用来实现存储器单元的存储功能。存储器单元可以存储可以用于产生波形的实现方式中的预先存储的波形和系数数据和信息,例如,诸如展频、宽瞬时带宽、相干、伪随机噪声、以及频率和/或相位编码波形。存储器单元可以存储从接收的和处理波形获得的数据和信息,该数据和信息可以用于产生和发送新的波形。存储器单元可以与系统控制总线(例如,数据&控制总线203)相关联。

[0044] I/O单元可以连接到外部接口、数据存储的源和/或显示装置。I/O单元可以与系统控制总线(例如,数据&控制总线203)相关联。与典型的数据通信标准(诸如,但不限于,通用串行总线(USB)、IEEE 1394(火线)、蓝牙、IEEE 802.111、无线局域网(WLAN)、无线个人局域网(WPAN)、无线广域网(WWAN)、WiMAX和IEEE 802.16(微波存取全球互通(WiMAX)),和并行接口)兼容的各种类型的有线或无线接口可以用于实现I/O单元。I/O单元可以与外部接口、数据存储的源或显示装置接口,以取回或传递由处理器单元处理的、在存储器中存储的、或在输出单元上显示的数据和信息。

[0045] 系统控制器202可以例如通过经由数据&控制总线203的连接来控制所有的SAU系统200的模块。例如,数据&控制总线203为了它们的功能控制,可以将系统控制器202连接到用于处理波形的一个或多个附加的数字信号处理器(例如,数字信号处理器204)。数字信号处理器204可以包括一个或多个处理器,诸如但不限于ASIC(专用集成电路)、FPGA(现场可编程门阵列)、DSP(数字信号处理器)、AsAP(简单处理器的异步阵列),以及其他类型的数据处理架构。数据&控制总线203还可以将系统控制器202以及数字信号处理器204连接到具有用于用户接口的模块的一个或多个显示单元(例如,具有模块用户接口206的显示器205),以将信息提供给用户或操作者并接收来自用户或操作者的输入/命令。显示器205可以包括许多合适的显示器单元,诸如但不限于阴极射线管(CRT)、发光二极管(LED)、以及作为可视显示器的液晶显示器(LCD)监视器和/或屏幕。显示器205还可以包括各种类型的显示器、扬声器或打印接口。在其他示例中,显示器205可以包括其他输出设备,诸如调色剂、液体喷墨、固体油墨、染料升华、无墨(如热或UV)打印设备和各种类型的音频信号转换器设备。用户接口206可以包括许多合适的接口,其包括各种类型的键盘、鼠标、语音命令、触摸垫以及脑机(brain-machine)接口设备。

[0046] SAU系统200可以包括波形产生器207,该波形产生器207可以由系统控制器202来控制,用于产生一个或多个数字波形。一个或多个数字波形可以由波形合成器和波束控制器(例如,在该示例中表示为波形合成器和波束控制器208)的阵列中的至少一个元件产生为模拟电子信号(例如,模拟波形)。波形产生器207可以是功能产生器和任意波形产生器(AWG)的至少一个。例如,波形产生器207可以配置为AWG以产生用于波形合成器和波束控制器208的任意数字波形,以合成为单独的模拟波形和/或复合模拟波形。波形产生器207还可以包括至少一个存储器单元,该存储器单元可以存储用于数字波形的产生中的预先存储的波形和系数数据和信息。

[0047] 如图2A所示,SAU系统200包含包括I个数目的阵列元件的波形合成器和波束控制器208。在一个示例中,波形合成器和波束控制器208可以配置为包括在I个数目的阵列波形合成器的每行上的至少一个波形合成器元件。在另一个示例中,波形合成器和波束控制器208可以包括在I个数目的阵列波束控制器的每行上的至少一个波束控制器元件。在另一个示例中,波形合成器和波束控制器208可以包括在I个数目的阵列波形合成器和波束控制器的每行上的至少一个波形合成器元件和波束控制器元件。波形合成器和波束控制器208可以包括用于产生电子信号(例如,射频(RF)波形)的锁相环系统。示例的RF波形可以由波形合成器和波束控制器208从在波形合成器和波束控制器208的阵列元件中产生的单独的波形来合成,例如,一个单独的RF波形可以在一个阵列元件中实质上同时地生成为由波形合成器和波束控制器208的其他阵列元件生成的所有其他单独的波形。每个单独的正交RF波形可以针对特定的频带来定义,也称为频率分量或‘码片’,并且每个单独的正交波形的波形特性可以由波形产生器207来确定,该波形特性可以包括对应于码片的一个幅度值和至少一个相位值。波形产生器207可以发出命令并发送包括关于每个单独的正交波形的特性的波形数据到波形合成器和波束控制器208,用于产生单独的正交RF波形,该单独的正交RF波形可被组合在一起以由波形合成器和波束控制器208形成复合RF波形。

[0048] 单独的正交RF波形和/或由波形合成器和波束控制器208产生的复合RF波形可以由输出放大器209(例如,通过放大波形的增益和/或移位波形的相位)来修改,该输出放大器209包括I个数目的放大器阵列。在一些示例中,输出放大器209配置为线性放大器。输出放大器209可以被用作换能器(transducer)驱动器。单独的RF波形和/或复合RF波形可以被传输到发送/接收(T/R)开关210,例如,N极双掷发送/接收开关。T/R开关210可以与SAU系统200的换能器模块接口。T/R开关210可以(例如,通过包括N极多路复用开关)作为多路复用单元来操作。将要被发送到目标介质的产生的RF波形(例如,复合RF波形和/或至少一个单独的RF波形)可以例如被换能器模块转换为声波。在图2A所示的示例中,换能器模块被配置为换能器元件的阵列,例如,包括X数目的换能器元件的换能器阵列211。例如,转换的声波可以以声波波形突发形式被发射。例如,换能器阵列211的选择阵列元件可以产生(例如,转换)两个或更多单独的正交声波波形,该两个或更多单独的正交声波波形对应于由波形产生器207确定的单独的正交声波波形,并在空间上组合以形成复合声波波形。作为附加的示例,换能器阵列211的选择阵列元件可以产生(例如,转换)对应于由波形发生器207确定的复合波形的一个或多个复合声波波形。

[0049] 例如,当T/R开关210配置在发送模式中时,示例的转换和发送的复合声波波形可以被从相对于目标(例如,生物组织)的多个换能器阵列211的位置朝目标区域发送,其中,

转换和发送的声波波形形成空间组合的声波波形。发射的复合声波波形可以传播到目标介质,该目标介质例如可以具有部分地发送和部分地反射所发送的声波波形的一个或多个不均匀的介质。例如,在声波波形已经被发送后,T/R开关210可以被配置成接收模式。(至少部分地)由目标反射的示例的复合声波波形(称为返回声波波形)可由转换器阵列211接收。在一些示例中,换能器阵列211的X个阵列元件中的选择的阵列元件可以被配置为接收对应于单独的正交波形(例如,频率码片)的返回的声波波形,并将返回的声波波形变换成模拟RF波形。在其它示例中,换能器阵列211的选择的换能器元件可以被配置为(例如,基于与示例的换能器阵列211的控制逻辑通信的系统控制器202确定的选择控制信号)接收对应于发送的复合波形的返回的声波波形,并将返回的声波波形变换成复合模拟RF波形。

[0050] 在一些实现方式中,例如,换能器阵列211可以具有波束相位中心,该波束相位中心通过空间移动换能器阵列211被机械地转变为一维、二维和/或三维的数据采样/超声波扫描位置,以在超声波成像实现方式期间使用SAU系统200产生合成孔径。在附加的示例中,换能器阵列211可以保持固定,并且波束相位中心可以沿着固定的换能器阵列211通过由系统控制器202顺序地或随机地寻址部分的X个换能器元件、而被电子地转变为一维、二维和/或三维作为数据采样/超声波扫描位置,以在超声波成像实现方式期间使用SAU系统200产生合成孔径。作为进一步的示例,SAU系统200可以机械地和电子地将相位中心转变为一维、二维和/或三维的数据采样/超声波扫描位置,以在超声波成像实现方式期间产生合成孔径。

[0051] 在一些实现方式中,例如,单独RF波形和/或复合RF波形可以被(例如,在时间上单独地或同时地)直接传输到单独的发送换能器阵列,并且单独地接收换能器阵列,该换能器阵列可以用于接收从感兴趣的体积散射的声波波形。图2B示出了在示出SAU系统200a的框图中公开的技术的合成孔径超声波系统的另一个示例的实施例。SAU系统200a类似于SAU系统200进行操作以产生具有穿过扩展的有效(合成)孔径的增强的波形特性的声波波形,但其包括:(1)发送器换能器阵列211a,其包括X个数目的换能器元件以转换I个数目的单独的波形(例如,对应于由波形发生器207确定的单独的正交编码波形),并且(例如,在时间上顺序地,或同时地或随机地)发送一个或多个声波波形;以及包括(2)单独的接收器换能器阵列211b,其包括Y个数目的换能器元件,可以被配置为接收返回的声波波形,并且将每个变换成模拟RF波形。在一些示例中,X可以等于Y,但在其它示例中,X可以不等于Y。在一些实现方式中,SAU系统200a可以包括T/R开关210a,其配置在输出放大器209和发送器换能器阵列211a之间,该T/R开关210a可以,例如,通过包括N极多路复用开关作为多路复用单元来操作。此外,在一些实现方式中,SAU系统200a可以包括T/R开关210b,其配置在接收器换能器阵列211b和预放大器模块212之间,T/R开关210b可以例如通过包括N极多路复用开关作为多路复用单元来操作。例如,发送器换能器阵列211a可以将I个数目的单独的正交编码波形转换为一个或多个声波波形,该一个或多个声波波形对应于由波形发生器207确定的RF波形。转换的声波可以以声波波形突发形式被发射。例如,换能器阵列211的选择阵列元件可以产生(例如,转换)两个或更多单独的正交声波波形,该两个或更多单独的正交声波波形对应于由波形产生器207确定的单独的正交声波波形,并在空间上组合以形成一个或多个声波波形,该一个或多个声波波形(例如,在时间上顺序地、或同时地或随机地)被发送。作为附加的示例,换能器阵列211的选择阵列元件可以产生(例如,转换)对应于由波形发生器

207确定的复合波形的在时间上顺序地、或同时地或随机地发送的一个或多个复合声波波形。

[0052] 在示例的SAU系统200a中,发送器换能器阵列211a和接收器换能器阵列211b可以具有部分或全部的相位中心,该相位中心被机械地、或电子地或机械电子地变换为一维、二维和/或三维的数据采样/超声波扫描位置,以在超声波成像实现方式期间使用SAU系统200a产生合成孔径。在一些实现方式中,例如,发送器换能器阵列211a的X个换能器元件可以具有部分或全部的它们的相位中心,该相位中心被机械地、或电子地或机械电子地一致变换为一维、二维和/或三维,而在其它实现方式中,例如,发送器换能器阵列211a的X个换能元件的一个或多个相位中心可以单独地从阵列211a的其他元件被机械地、或电子地或机械电子地一致变换为一维、二维和/或三维。在一些实现方式中,例如,换能器阵列211a或211b的X或Y个换能器元件2分别可以(例如,机械地、电子地或两者)扫描辐射的声波波束,并在一个和/或两个角度尺寸(例如,方位角和/或仰角)接收波束。类似地,例如,在一些实现方式中,接收器换能器阵列211b的Y个换能器元件的相位中心可以被(例如,机械地、或电子地或两者)一致变换为一维、二维和/或三维,而在其它实现方式中,例如,接收器换能器阵列211b的Y个换能元件的一个或多个可以单独地从阵列211b的其他元件被变换为一维、二维和/或三维。例如在一个实施例中,换能器阵列211或211a的在X个换能器元件的每个对应于I个输出放大器209的一个,例如 $X=I$ 。可替代地,例如,为了减少部件的数目,若干组发送器换能器元件可以由全部的X个换能器元件形成,并且多路复用在一起以通过N极多路复用开关与小于I个的输出放大器209进行通信。

[0053] 参见图2A和2B,单独的接收(模拟)RF波形可以通过预放大器模块212来修改,该预放大器模块212包括J个或更少数目的放大器的阵列,在一些实现方式中,例如,阵列中的每个放大器可以分别对应于换能器阵列211的X个换能器元件或接收器换能器阵列211b的Y个换能器元件中的每个。可替代地,例如,为了减少部件的数目,若干组接收器换能器元件可以由全部的接收器换能器元件形成,并且多路复用在一起以通过N极多路复用开关与预放大器进行通信。例如,预放大器模块212对应的放大器或至少一些放大器的每个可以放大单独的接收的(模拟)RF波形的增益和/或偏移的相位。在一些示例中,预放大器模块212的J个放大器的阵列被配置为线性放大器。在一些示例中,预放大器模块212可以被实现为对接收的波形进行其他信号调节技术。在放大和/或信号调节之后,例如,单独的接收的波形可以通过包括J个数目的A/D转换器的阵列的模数(A/D)转换器模块213从模拟形式转换为数字搁置。A/D转换器模块213可以包括具有最低有效位(LSB)抖动、无杂散动态范围(spurious-free dynamic range, SFDR)和波形依赖性(waveform dependency)的A/D转换器,使得示例的波形可以被适当地解码。单独的接收的波形的转换的数字表示可以由处理器(例如,数字信号处理器204)以创建并形成目标介质的代表图像的方式进行处理。

[0054] SAU系统200可以配置在许多操作模式的一个中。在一个示例中,主时钟201可以提供用于同步SAU系统200(例如,包括波形发生器207、波形合成器208以及DSP 204)的模块的时间基准。主时钟201可以被配置为低相位噪声时钟,使得示例的波形可以被相位编码。操作者可以在用户接口206处选择操作的合成孔径模式。在SAU系统200的实现方式中,合成孔径模式可以包括、但不限于:合成孔径条扫描(synthetic aperture strip scan, SASS)模式和示例的合成孔径聚束式(synthetic aperture spotlight, SASpI)模式。

[0055] 图2C和2D分别示出了公开的技术的示例的SASS模式和示例的SASPL模式的示意图。如图2C所示,例如,SASS模式基于从关于目标的多个位置发送的多个声波波形经由在一维、二维和/或三维中的换能器阵列211的相位中心的电子的、机械的或电子和机械组合的平移运动可操作以产生合成孔径。如图2D所示,例如,SASPL模式可操作以控制发送和/或接收波束以保持以VOI为中心,例如,从而比SASS模式产生更大的合成孔径,这相应地产生精细的侧面图像(lateral image)分辨率。操作的SASS和SASPL示例的模式可以包括可以由操作者(例如,使用SAU系统200)操作的2D平面切片和/或3D体积断层效果图,以提供矢状、冠状、横向或任意平面的视图。操作者还可以选择操作的真实孔径(aperture)模式。

[0056] 例如,提供给用户以在用户接口206处选择的操作的一些示例的模式可以包括与任何一个或多个常规或新模式的操作组合的作为集成外科治疗模式的常规的A模式(例如,只有1D深度的图像)、常规的B模式(例如,2D平面图像(planer image)-横向与深度)、常规的C模式(例如,在选择的深度处的2D平面图像)、常规的D模式(例如,多普勒模式)以及高强度聚焦超声(HIFU)。示例的多普勒模式包括彩色多普勒(例如颜色编码多普勒和B模式图像的叠加)、连续多普勒(例如,1D多普勒剖面与深度)、脉冲波多普勒(例如,用于选择的体积的多普勒与时间)和双工/三工多普勒(例如,常规的B模式、常规的C模式或彩色多普勒和脉冲波多普勒的叠加)。示例的SAU系统200可以附加地实现新模式的模式,其可以生成展频、宽瞬时带宽、频率编码波形和/或相位编码波形。例如,用户可以选择类似于常规的B模式、但具有显著地更好的图像质量(例如,更高的分辨率、对比度等)的高清晰度的2D图像模式,或者用户可以选择以类似于CT和磁共振成像(MRI)模态的方式产生显示为用户选择的2D图像的体积图像的高清晰度的3D成像模式。另外,例如,用户可以选择示例的ATS-模式(人造组织染色模式),其可以包括与图像的颜色编码组合的B模式、C模式、D模式或其它模式,以帮助组织分化-类似于用于微观组织学研究的组织染色;分化和鉴别组织类型的示例的CAD模式(计算机辅助诊断模式)。ATS模式可以采用使用基于许多测量的特性的一个或多个的图像处理中的用于图像颜色编码的特征,该测量的特性由从目标区域返回的回波波形(例如,从示例的发送的展频、宽瞬时带宽、编码声波波形返回的回波)来获得。CAD模式可以使用分类器(算法),例如,基于由来自目标区域的返回的回波波形(例如,来自示例的展频、宽瞬时带宽、编码声波波形返回的回波)的测量的特性的特征以分类组织类型,该测量的特性由来自目标区域的返回的回波波形(例如,来自示例的展频、宽瞬时带宽、编码、角度多样、单静态和双向静态、合成孔径声波波形的返回的回波)的测量的特性的特征来获得。特征特性可以包括不同的阻抗、波形反射(作为波长的函数)、群延迟等。可以使用CAD模式被采用的一些示例的分类器可以包括确定的分类器,随机的分类(例如,贝叶斯和支持向量网络分类器)以及神经网络分类器。

[0057] 图2E示出了用于操作SAU系统200或200a以合成孔径超声波成像的示例的操作方法250。对于每个时刻,该方法250可以通过实现过程251开始以检查用户自定义的操作模式。例如,操作模式可以由使用用户接口206的用户来选择,或者操作模式可以由其它实体或在SAU系统200或200a内的内部中来选择。基于选择的模式,系统控制器202可以命令波形产生器207发送数字消息(数据)到波形合成器和波束控制器208中的一个或多个元件,波形合成器和波束控制器208定义了形成命令的(例如,在过程252中实现的)期望的宽带复合RF波形每个频率码片(frequency chip)的频率、幅度和相位。过程251可以在方法250期

间的任何地方发生并且在多个实例中实现。方法250包括过程252,以发出波形数据(例如,示例的数字消息/数据)到波形合成器和波束形成器,诸如波形合成器和波束控制器208。发出的波形数据可以包括合成为正交频率和/或相位编码波形的期望的频率码片的频率、幅度和相位信息,其中每个编码波形对应于不同的频带。方法250包括过程253以使能SAU系统200或200a的发送模式。例如,当实现SAU系统200时,过程253通过使用系统控制器202在发送模式中切换SAU系统200,以命令N极双掷T/R开关(例如,T/R开关210)以发送位置。过程253在方法250期间可以在多个实例中实现,例如,诸如在过程258中接收返回的回波信号之后,如后面所述。方法250包括过程254,以产生对应于定义的频率码片的单独的模拟RF波形。例如,波形合成器和波束控制器208的阵列中的每个元件可以将来自波形发生器207的数字消息/数据转换成单独的模拟波形,该单独的模拟波形可以组成相干模拟宽带复合波形。在一些实现方式中,方法250可以包括过程255以放大单独的模拟波形,该单独的模拟波形可以组成相干模拟宽带复合波形。例如,每个模拟波形和/或宽带复合波形可以由输出放大器209中的阵列元件来放大。放大的模拟宽带复合波形然后通过T/R开关210并激发换能器阵列211的相应的阵列元件,例如,在超声波探头中。方法250包括过程256,以将复合模拟波形转换为可以传播贯穿扫描体积的声波波形。例如,换能器阵列211中的每个元件可以提供来自对应于在波形合成器和波束控制器208中产生的每个单独的模拟波形的声波波形,该声波波形组成宽带复合声波波形。换能器阵列211可以形成传播到目标介质(例如,正在研究中的生物组织体积)的声波波束。在过程256结束时,方法250可以实现过程257,以使能SAU系统200或200a的接收模式。例如,当实现SAU系统200时,过程257可以通过使用系统控制器202在接收模式中切换SAU系统200,以命令N极双掷T/R开关210发送位置。方法250包括过程258以接收返回的声波波形,返回的声波波形可以是一个或多个返回的声波波形的形式。过程258还可以包括将返回的声波波形回波转换为单独的接收的模拟波形,例如,对应于产生的单独的波形的频率码片。例如,返回的声波波形传播回换能器阵列211并由换能器阵列211接收。换能器阵列211的每个元件可以将其接收的接收声波波形转换为模拟信号(波形)。

[0058] 在方法250的一些实现方式中,换能器阵列211可以被变换成相对于目标的另一个位置。过程253-258可以重复用于关于目标的换能器阵列211的多个位置的每个,以形成合成孔径,如在图2C中举例说明。在方法250的一些实现方式中,换能器阵列211可以用于控制从多个位置的一个或多个位置(例如,可以在换能器阵列211的一个或多个对应的换能器元件处)发送的发送声波波形,以形成合成孔径,如在图2D中举例说明。例如,可以基于产生的合成孔径图像在朝目标的直接路径中的多个位置中的一个或多个位置处来控制发送的声波波形。此外,例如,系统控制器202可以针对多个编码波形的每个波形产生多个幅度和多个相位,该多个幅度和多个相位分别是单独的幅度加权和单独的相位加权,从而提供从朝目标的位置对声波波形的控制。

[0059] 在一些实现方式中,方法250可以包括过程259以放大单独的接收的模拟波形。例如,每个接收的模拟波形可以由其相应的在预放大器模块212中的低噪声预放大器元件来放大。方法250包括过程260以将单独的接收的模拟波形转换成数字波形数据。例如,每个接收的(和放大的)模拟波形信号可以由A/D转换器模块213中的每个相应的A/D元件转换为数字。数字形式数据可以被发送到数字信号处理器204用于信号处理。

[0060] 方法250包括过程261,已将数字波形数据处理成合成孔径图像和表示目标介质的图像帧。过程261之后在图6中进一步详细说明。过程261还可以包括将数字波形数据合成到表示单独的和复合接收的模拟波形的复合数字信号。例如,数字信号处理器204可以检测每个频率码片的幅度和相位,该频率码片包括由用于合成孔径的每个换能器阵列元件接收的宽带复合声波波形。数字信号处理器204可以形成接收的波束并分离波束的每个分辨率元件的幅度和多普勒分量,并可以形成与之前由操作者选择的模式相关联的图像帧。由数字信号处理器204形成的图像帧可以在显示器205向用户显示。

[0061] SAU系统200可以被实现为产生用于超声波成像的展频、宽瞬时带宽(例如,高达100%或以上的分数带宽)、相干、伪随机噪声(PRN)、频率和/或相位编码波形。这里有这样的波形的非限制性的实施例。一个示例在图3中描述,其示出了产生的复合波形300的示例的曲线图,该复合波形300包括多个单独的波形(例如,频率码片)。在一些实现方式中,复合波形300的单独的波形可以是PRN波形,该PRN波形包括用于每个频率码片的脉冲的序列,该脉冲的序列在序列或编码周期(T)之后自己重复,例如,使得该序列与该组的频率码片的任何其它序列、或在显著不同的时间帧处的相同的序列、或窄带干扰或热噪声具有非常低的相关性。例如,SAU系统200在发送器和接收器终端可以恰好产生示例的PRN波形的相同的序列,所以接收的(基于发送的信号序列的)信号序列可以表现出用于信号处理的高相关性,以产生目标的声波图像。

[0062] 如图3所示,示例的单独波形或复合波形300的码片301对应于频率码片 f_{N-2} ,该频率码片 f_{N-2} 在发送周期T器件在时间帧 t_0 时被发送,例如,如在图2E中的过程256中所述的。如图3所示,接着发送周期T,表现出接收时间间隔 T_R ,其中返回的声波波形回波被接收,如图2E中的过程258中所述的。发送周期T和接收时间间隔 T_R 形成帧周期 T_f ,其可在随后的时间帧(t_1 、 t_2 、 t_3 ...)中被重复。

[0063] 示例的复合波形300可以通过波形W的等式来表示,W在时域中可以作为复数来表示,由等式(1)给出:

$$[0064] \quad W(t) = \sum_k \sum_n^M A_n e^{j(2\pi f_0 t + \Phi_{nk} + C_n)} U(t - kT_f) \quad (1)$$

[0065] W由M个单独的正交波形组成,其中 $j = \sqrt{-1}$,在等式(1)中,n表示在复合波形W中的频率码片的数目;k表示时间(例如,帧)变化的数目;T表示编码序列的码片持续时间或周期;以及 f_0 表示基本码片频率,使得 $f_0 = 1/NT$,并且其中 Nf_0 为最大频率, $(M-N+1)f_0$ 为最小频率。例如,频率码片的数目n表示从 $N-M+1$ 到N的正整数的序列。波形重复频率为 $1/T_f$,其中 T_f 为帧或时刻的持续时间,且 $U(x) = 1$ for $0 \leq x \leq T_f$ 。 Φ_{nk} 表示在第k个时刻中的第n个码片的频率码片相位项, A_n 是第n个码片的幅度。例如,频率码片相位项 Φ_{nk} 可以是伪随机相位项,其中伪随机地扰频开始相位 Φ_{nk} 是集合 $\{I_{nk}2\pi/N\}$ 中的随机数,其中 I_{nk} 是不脱离集合 $I = 0, 1, 2, 3, \dots, N$ 的选择的随机的序列、正整数,N为大的数目。在另一示例中,频率码片相位项 Φ_{nk} 可以使用许多的数值技术中的任何一个被选择,以产生波形 $W_s(t)$ 的集合,其在统计上彼此正交到期望的程度。 C_n 是附加相位项,为0和 2π 之间的数目。例如,频率码片相位伪随机值 Φ_{nk} 可以预先存储在系统控制器202和/或波形产生器207的存储器单元内的示例的数据库中。

[0066] 复合波形W可以通过合成单独的、大致正交的、编码波形(例如,频率码片)来形成,其中每个单独的编码波形对应于不同的频带,并且编码波形包括至少一个频率编码波形或相位编码波形,例如,在波形合成器208中合成的编码波形。复合编码波形可以通过选择定义频率码片的载波频率(例如,包括选择最小频率和最大频率)的两个或更多频率和确定频率码片的 A_n 幅度值被合成为频率编码波形。频率编码波形的合成还可以包括确定编码波形的每个波形的时间-带宽积(Mf_0T)参数。在一些实现方式中,特定的频率码片的幅度可以被确定为在特定的时刻期间的那个频率码片的单个值,并且在随后的时刻重复用于特定的频率码片。在其他实现方式中,特定的频率码片的幅度可以被确定为在特定的时刻期间的那个频率码片的单个值,并且在随后的时刻被分配不同的单个值用于特定的频率码片。以及在其他实现方式中,特定的频率码片的幅度可以被确定为包括在特定的时刻期间的那个频率码片的多个值,其中 A_n 的多个值可以在随后的时刻重复或变化的用于特定的频率码片。从最大频率(Nf_0)到最小频率($(M-N+1)f_0$)的频率范围的选择加上单独的波形振幅项(A_n)的几何可以使用许多已知的码序列的一个(例如,包括推序列、巴克码等),或者,例如,使用对伪随机码或最小模糊旁瓣的任何其它码的数值搜索。

[0067] 复合编码波形可以另外或可替代地通过确定单独的编码、正交波形(例如,频率码片)的每个波形的单独的波形相位项(Φ_{nk})合成为相位编码波形。例如,为了提供复合波形W的变化,相位 Φ_{nk} 可以包括在发送周期T内的用于频率码片的一个或多个相位值。在一些实现方式中,用于特定的频率码片的相位 Φ_{nk} 可以被在特定的时刻期间的那个频率码片的单个值,并且在随后的时刻重复用于特定的频率码片。在其他实现方式中,用于特定的频率码片的相位 Φ_{nk} 可以被确定为在特定的时刻期间的那个频率码片的单个值,并且在随后的时刻被分配不同的单个值用于特定的频率码片。以及在其他实现方式中,用于特定的频率码片的相位 Φ_{nk} 可以被确定为包括在特定的时刻期间的那个频率码片的多个值,其中 Φ_{nk} 的多个值可以在随后的时刻重复或变化的用于特定的频率码片。例如,在第一时刻(t_0)中的波形301可以包括第一相位 Φ_A (例如,作为其发送周期T的开始部分的相移)和第二相位 Φ_B (例如,作为其发送周期T的后面部分的相移)。在下一个时刻(t_1)中的波形301可以重复示例的相位 Φ_A 和 Φ_B ,作为开始相移和后相移,或者包括另一个相移序列(例如,诸如 Φ_A 、 Φ_B 、 Φ_C 、或者诸如 Φ_B 和 Φ_A 、或其他配置)。频率编码的合成还可以包括确定编码波形的每个波形的时间-带宽积(Mf_0T)参数。

[0068] 示例的发送复合波形W可以由正交的、完全跨越频率范围 f_{N-M+1} 到 f_N 的M个单独的波形的集合组成,如图3所示。参数N可以选为大的数目以给W宽的瞬时带宽。在特殊情况下,当最低频率 $f_{N-M+1}=1/T$ 时,W可以描述被包含在该频率范围内的任意宽带波形。对于M个单独的波形之中的任意波形,一个或多个相位(例如, Φ_{nk})可以在间隔T期间被编码在单个波形中。此外,M个单独的波形之中的任意波形可以包括被编码在单个波形中的多个幅度。这可以通过幅度加权和相位加权来实现。

[0069] 由等式(1)描述的单独的、相互正交、波形码片的族可以形成相干、伪随机噪声、频率和/或相位编码的、展频复合波形。基于参数的选择,可以使单独的波形可以成为统计上彼此正交到任何期望的程度。例如,对于给定波形,在等式(2)中描述的模糊函数的延迟和频率旁瓣电平表示该波形的正交性的程度。通过确定波形的特定参数,医用超声波图像分辨率可以显著地改善。例如,影响医用超声波图像的分辨率的参数包括时间-带宽积(Mf_0T)

参数,其确定固有组合的轴向范围(例如,多普勒分辨率)和波形的斑点还原能力,以及单独的波形相位项(Φ_{nk}),其确定正交性的统计程度,例如,这反过来确定该波形可以在生物组织的非均匀介质中作用的程度。例如,旁瓣降低,正交性越大且分辨率越大(噪声越小)。选择单独的波形相位项(Φ_{nk})的集合可以使用许多已知的码序列的一个(例如,包括巴克(Barker)、弗兰克(Frank)、格雷(GoIay)等),或者,例如,使用伪随机码或用于最小模糊旁瓣的任何其他码的数字搜索。

[0070] 在一些实现方式中,由等式(1)描述的复合波形300,其例如可以是单个宽带、相干、频率和/或相位编码波形。例如,基于参数的选择,可以使单个波形成为统计上正交或任何其它信号波形或存在于目标介质中的噪声信号。

[0071] 参数 A_n (第 n 个码片的幅度)和 C_n (附加相位项)组合可以提供激发换能器阵列211的每个单独的元件的模拟信号的预加重(pre-emphasis),以产生具有在频率范围 W 上的期望的复合和相位特性的发送的声波波形。发送的波形的预加重可以补偿作为频率的函数的换能器元件的非恒定幅度和相位响应,以及介于组织层间的非均匀的传播特性。例如,预加重项可以提供具有恒定(例如,平坦的)的幅度和已知的相位与频率特性的等幅码片的声波波形。这样的恒定的幅度与频率声波波形可以被称为“白色”波形。可替代地,如果没有提供预加重,则发送的声波波形可以复制换能器的频率响应,并且这样的波形被称为“彩色”波形。接收的波形的去加重(De-emphasis)可以允许目标介质的体积(例如,生物组织体积)的反射特性的确定。

[0072] 如由等式(1)描述的复合波形 W 为两个或更多单独的、相互正交的、编码波形的集合体,其也可以称为码片。复合波形的每个单独的、相互正交的、编码波形具有与每个唯一的频率相关联的对应的特定相位唯一的频率。在一些实现方式中,单独的、相互正交的、编码波形可以是幅度编码和相位编码,其中每个唯一的频率波形包括与每个唯一的频率相关联的对应的特定的相位和幅度。在实现方式中,例如,复合波形 W 的单独的、相互正交的、编码波形可以被顺序或同时地朝目标发送,或在一些实现方式中,可以被随机地朝目标发送。

[0073] 在一个说明性的示例中,复合波形 W_1 包括五个彼此正交的单独的编码波形:包括具有对应的特定相位 Φ_1 的频率 f_1 的第一波形,包括具有对应的特定相位 Φ_2 的频率 f_2 的第二波形,包括具有对应的特定相位 Φ_3 的频率 f_3 的第三波形,包括具有对应的特定相位 Φ_4 的频率 f_4 的第四波形,以及包括具有对应的特定相位 Φ_5 的频率 f_5 的第五波形,可以表示为:

$$[0074] \quad W_1 = f_1, \Phi_1 + f_2, \Phi_2 + f_3, \Phi_3 + f_4, \Phi_4 + f_5, \Phi_5$$

[0075] 类似地,例如,具有五个单独的正交波形的复合波形 W_2 可以包括:具有对应的特定相位 Φ_6 的频率 f_1 的第一波形,包括具有对应的特定相位 Φ_7 的频率 f_2 的第二波形,包括具有对应的特定相位 Φ_8 的频率 f_3 的第三波形,包括具有对应的特定相位 Φ_9 的频率 f_4 的第四波形,以及包括具有对应的特定相位 Φ_{10} 的频率 f_5 的第五波形,可以表示为:

$$[0076] \quad W_2 = f_1, \Phi_6 + f_2, \Phi_7 + f_3, \Phi_8 + f_4, \Phi_9 + f_5, \Phi_{10}$$

[0077] 类似地,例如,具有五个单独的正交波形的复合波形 W_3 可以包括:具有对应的特定相位 Φ_6 的频率 f_6 的第一波形,包括具有对应的特定相位 Φ_7 的频率 f_7 的第二波形,包括具有对应的特定相位 Φ_8 的频率 f_8 的第三波形,包括具有对应的特定相位 Φ_9 的频率 f_9 的第四波形,以及包括具有对应的特定相位 Φ_{10} 的频率 f_{10} 的第五波形,可以表示为:

$$[0078] \quad W_3 = f_6, \varphi_6 + f_7, \varphi_7 + f_8, \varphi_8 + f_9, \varphi_9 + f_{10}, \varphi_{10}$$

[0079] 类似地,例如,具有五个单独的正交波形的复合波形 W_4 可以包括:包括具有对应的特定相位 φ_1 的频率 f_1 的第一波形(例如,与 W_1 中的第一波形相同),包括具有对应的特定相位 φ_2 的频率 f_2 的第二波形(例如,与 W_1 中的第二波形相同),包括具有对应的特定相位 φ_{11} 的频率 f_8 的第三波形,包括具有对应的特定相位 φ_8 的频率 f_3 的第四波形(例如,与 W_2 中的第三波形相同),以及包括具有对应的特定相位 φ_{10} 的频率 f_{10} 的第五波形(例如,与 W_3 中的第五波形相同),可以表示为:

$$[0080] \quad W_4 = f_1, \varphi_1 + f_2, \varphi_2 + f_8, \varphi_{11} + f_3, \varphi_8 + f_{10}, \varphi_{10}$$

[0081] 类似地,例如,具有五个单独的正交波形的复合波形 W_5 可以包括:具有对应的特定相位 φ_{12} 的频率 f_1 的第一波形,包括具有对应的特定相位 φ_{12} 的频率 f_2 的第二波形,包括具有对应的特定相位 φ_{12} 的频率 f_8 的第三波形,包括具有对应的特定相位 φ_{12} 的频率 f_3 的第四波形,以及包括具有对应的特定相位 φ_{10} 的频率 f_{10} 的第五波形(例如,与 W_3 中的第五波形相同),可以表示为:

$$[0082] \quad W_5 = f_1, \varphi_{12} + f_2, \varphi_{12} + f_8, \varphi_{12} + f_3, \varphi_{12} + f_{10}, \varphi_{10}$$

[0083] 在该示例中的所有这些示例的复合波形(W_1, W_2, W_3, W_4, W_5)可以彼此正交或者可以被设计为具有如期望的低的互相关性。

[0084] 在另一个说明性的示例中,复合波形 W_6 包括五个彼此正交的单独的编码波形:包括具有对应的特定相位 φ_1 和幅度 A_1 的频率 f_1 的第一波形,包括具有对应的特定相位 φ_2 和幅度 A_2 的频率 f_2 的第二波形,包括具有对应的特定相位 φ_3 和幅度 A_3 的频率 f_3 的第三波形,包括具有对应的特定相位 φ_4 和幅度 A_4 的频率 f_4 的第四波形,以及包括具有对应的特定相位 φ_5 和幅度 A_5 的频率 f_5 的第五波形,可以表示为:

[0085]

$$W_6 = (f_1, \varphi_1, A_1) + (f_2, \varphi_2, A_2) + (f_3, \varphi_3, A_3) + (f_4, \varphi_4, A_4) + (f_5, \varphi_5, A_5)$$

[0086] 类似地,例如,具有五个单独的正交波形的复合波形 W_7 可以包括:包括具有对应的特定相位 φ_6 和幅度 A_6 的频率 f_1 的第一波形,包括具有对应的特定相位 φ_7 和幅度 A_7 的频率 f_2 的第二波形,包括具有对应的特定相位 φ_8 和幅度 A_8 的频率 f_3 的第三波形,包括具有对应的特定相位 φ_9 和幅度 A_9 的频率 f_4 的第四波形,以及包括具有对应的特定相位 φ_{10} 和幅度 A_{10} 的频率 f_5 的第五波形,可以表示为:

[0087]

$$W_7 = (f_1, \varphi_6, A_6) + (f_2, \varphi_7, A_7) + (f_3, \varphi_8, A_8) + (f_4, \varphi_9, A_9) + (f_5, \varphi_{10}, A_{10})$$

[0088] 类似地,例如,具有五个单独的正交波形的复合波形 W_8 可以包括:包括具有对应的特定相位 φ_6 和幅度 A_6 的频率 f_6 的第一波形,包括具有对应的特定相位 φ_7 和幅度 A_7 的频率 f_7 的第二波形,包括具有对应的特定相位 φ_8 和幅度 A_8 的频率 f_8 的第三波形,包括具有对应的特定相位 φ_9 和幅度 A_9 的频率 f_9 的第四波形,以及包括具有对应的特定相位 φ_{10} 和幅度 A_{10} 的频率 f_{10} 的第五波形,可以表示为:

[0089]

$$W_8 = (f_6, \varphi_6, A_6) + (f_7, \varphi_7, A_7) + (f_8, \varphi_8, A_8) + (f_9, \varphi_9, A_9) + (f_{10}, \varphi_{10}, A_{10})$$

[0090] 类似地,例如,具有五个单独的正交波形的复合波形W₉可以包括:包括具有对应的特定相位 Φ_1 和幅度A₁的频率f₁的第一波形(例如,与W₆中的第一波形相同),包括具有对应的特定相位 Φ_2 和幅度A₂的频率f₂的第二波形(例如,与W₆中的第二波形相同),包括具有对应的特定相位 Φ_{11} 和幅度A₁₁的频率f₈的第三波形,包括具有对应的特定相位 Φ_8 和幅度A₈的频率f₃的第四波形(例如,与W₇中的第三波形相同),以及包括具有对应的特定相位 Φ_{10} 和幅度A₁₀的频率f₁₀的第五波形(例如,与W₈中的第五波形相同),可以表示为:

[0091]

$$W_9 = (f_1, \Phi_1, A_1) + (f_2, \Phi_2, A_2) + (f_8, \Phi_{11}, A_{11}) + (f_3, \Phi_8, A_8) + (f_{10}, \Phi_{10}, A_{10})$$

[0092] 在该示例中的所有这些示例的复合波形(W₆, W₇, W₈, W₉)可以彼此正交或者可以被设计为具有如期望的低的互相关性。

[0093] 通过检验,单频模式(例如,常规的A模式,B模式和C模式),由于它们的单色性质,不需要预加重。这样的单频波形可能需要幅度控制,例如,以确保生物安全声音强度极限。

[0094] 如果每个码片的相位是随机的,发送的波形W可以具有随机的噪声状特性。如果每个码片的相位($\Phi_{nk} + C_n$)被唯一确定、重复并合成到主时钟(如图2A所示),发送的波形W可以被分类为伪随机噪声。这样的伪随机噪声波形可以是相干接收器的相干允许实现方式。

[0095] 宽瞬时带宽、伪随机噪声波形的图像处理的优点,可以包括通过适当的波形选择的减少和电位消除斑点(例如,斑点/斑点图案),该斑点是由相互干扰波形产生的随机强度图案,其通常与常规的医用超声波图像相关联。斑点中的该示例的减少可以通过宽频带、高斯噪声状的白色光照射的场景的类似比较,其对于窄带激光照射没有可观察到的斑点,以表现出相同的场景的强斑点。

[0096] 相干的、伪随机噪声、频率和相位编码波形的信号处理的优点可以包括具有非常低的时间和多普勒旁瓣的波形。例如,模糊函数A(τ, ν)可以是二维表示,其示出了由于多普勒频移(ν)或传播延迟(τ)的影响,由在接收器中的匹配滤波器处理的接收的波形的失真。具体地,示例性的模糊函数A(τ, ν)由等式(2)来定义,并且仅由波形特性和接收器特性确定,而不由方案来确定。模糊函数A(τ, ν)被定义为:

$$[0097] \quad A(\tau, \nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} X_a(t) X_b^*(t - \tau) e^{j2\pi\nu t} dt \quad (2)$$

[0098] 其中,对于 $0 \leq t \leq T$, $X_k(t) = \frac{1}{\sqrt{T}} e^{j[2\pi f_k(t-t_k) + \Phi_k]}$, 否则 $X_k(t) = 0$ 。

[0099] 对于由等式(1)描述的类型波形,可以获得以下等式:

$$A(\tau, \nu, t, f_n, \Phi_n, f_m, \Phi_m, T) =$$

$$[0100] \quad \left(1 - \frac{|\tau - (\Delta t)|}{T}\right) \frac{\sin[2\pi(\Delta f)(T - |\Delta t|)]}{[2\pi(\Delta f)(T - |\Delta t|)]} e^{j2\pi[\Delta f(T + \Delta t) - f_n \Delta t + \nu t + \Delta \Phi]} \quad (3)$$

[0101] 其中, $\Delta t = \tau - t$, $\Delta f = \nu - (f_n - f_m)$, 且 $\Delta \Phi = \Phi_n - \Phi_m$, 可以得到等式(4)中的完整的模糊等式:

$$[0102] \quad x(\tau, \nu) = \frac{1}{M} \sum_n \sum_m A(\tau, \nu, t, f_n, \Phi_n, f_m, \Phi_m, T) \quad (4)$$

[0103] 其中 n 和 m 是从 $N-M+1$ 到 N 的正整数的序列。

[0104] 图4示出了伪随机噪声、频率编码、复合波形401的示例的模糊函数特性,通过波形 W 的等式(1)表示。如图4所示,该模糊函数的旁瓣402是由于片到片(chip-to-chip)相位的相互作用,并且具有低于为 N^2 的函数的峰值的延迟和频率。

[0105] 通过检查,许多复合波形(W)取决于选择的特定码(I_{nk})是可能的。然而,旁瓣性能不能保证用于定义的每个波形,因此应该仅使用在由可能的码的集合的数字搜索确定的延迟和频率中给出的足够低的旁瓣的那些码。

[0106] 例如,在医学超声波应用中,作为传播介质的活组织是不均匀的。传播介质不均匀性可以引起微分时间延迟,且活组织可以引起不需要的运动引发的多普勒。超声波换能器阵列还可以具有将不需要的的时间延迟和多普勒添加返回到主波瓣的超声波波束的离轴部分中的不期望的旁瓣和栅瓣(例如,由于物理尺寸的限制)。由于通过来自微分时间延迟、运动引发的多普勒和换能器的旁瓣效应减少干扰波形,表现出低的模糊函数旁瓣的波形可以显著地改善SAU聚焦和目标对比度。

[0107] 相干伪随机噪声、频率和/或相位编码波形可以使能采用高阶交叉范围聚焦技术,该阶交叉范围聚焦技术可以改善尺寸有限的超声波换能器阵列(例如,医疗超声波换能器阵列)的横向分辨率。

[0108] 例如,每个生物组织类型和每个疾病组织类型可以表现出自己独特的作为频率、单静态和双向静态角度和空间形态的函数的超声波回波返回信号。使用常规的弹性模式(Elastograph-Mode, E模式)的模式,可以难以采取这样的特性的优点以分类组织,例如,由于测量误差(诸如无法通过覆盖非均匀介质准确地表征超声波传播)。由示例的SAU系统200产生的示例的波形(例如,宽瞬时带宽、相干伪随机噪声、频率和/或相位编码波形)可以通过从调查研究中的目标体积的回波返回确定物理组织特征使能组织分化。分类器(其中的一个示例是贝叶斯推理分类器)可以应用于从接收的回波的测量特性获得的特征数据,以自动分类在提供计算机辅助诊断模式(CAD-模式)的目标体积中观察的组织类型。

[0109] 不同于常规的E模式,其固有地已经显著地降低图像质量并依赖于单独的操作者的技术,由等式(1)描述的示例的波形可以固有地提供改善的图像质量,而通过在ATS和/或CAD模式中的组织类型同时着色合成图像。凭借该优势,用户技术可以被减轻,且病变的余量是可辨识的,从而允许改善诊断。

[0110] 此外,放置在发送处的波形合成器208和放置在接收处的数字信号处理器204(如图2A所示)还可以进行波束控制(例如,波束控制、动态光束聚焦和波束形成)功能。图5A-5C通过引入微分时间延迟、或者等效的相移和相控阵列的每个元件之间的幅度加权,示出了这些数字电子功能的基础。如在图5中可见,微分相移可以补偿每个声射线($r_1, r_2, \dots, r_i, \dots$)从第 i 个元件行进到焦点(p)的距离(d)的微分变化。形成为焦点(p)的角度(θ)不沿着朝目标介质中的目标的换能器阵列211的直接对准/对齐的 z 轴方向。此外,微分幅度权重可以应用于每个元件以控制波束形状并抑制侧瓣和栅瓣。另外,对于在示例的波形中的一个或多个码片,波形产生器207可以预编码相位延迟以延迟在换能器阵列211中的每个换能器元件处发送的一个或多个码片的相位。该特征的示例的结果在图5B和5C中可以看到。用于一个或多个码片的示例的相位延迟值可以被传递到数字信号处理器204和/或系统控制器202,以结合在接收的复合波形的信号处理中的相位延迟值。

[0111] 对于窄瞬时带宽超声波装置,该功能可以通过在驱动每个元件的复合模拟信号上引入相移和幅度衰减来完成。然而,对于由SAU系统200产生的示例的展频、宽瞬时带宽、频率和相位编码波形,对于所有X个元件,波形(W_i)的每个单独的码片分别是作为单独的每个阵列元件(i)的频率(n)的函数的幅度加权(B_{ni})和相位加权(D_{ni}),由等式(5)所指示。

$$[0112] \quad W_i(t) = \sum_k \sum_n A_n B_{ni} e^{j(2\pi m f_0 t + \Phi_{nk} + C_n + D_{ni})} U(t - kT_f) \quad (5)$$

[0113] 在发送时,每个码片要求的幅度和相位加权可以由系统控制器202来计算,并且可以作为指令被发送到波形产生器207。波形产生器207之后可以将数字字(实部和虚部)发送到产生模拟驱动信号的波形合成器和波束控制器208,该模拟驱动信号由放大器209放大并被发送送到换能器阵列211的阵列的每个元件。

[0114] 合成孔径超声波信号处理包括采集接收的合成孔径超声波信号数据,并通过使用算法的序列处理这些数据,该算法的序列使用发送的波形的副本以产生合成孔径超声波图像。例如,公开的技术的合成孔径超声波信号处理否定活体不均匀组织的传播效应,例如,通过利用“图钉(thumb-tack)”模糊函数的优点,如图4所示。在接收时,A/D转换器模块213可以将接收的模拟信号转换成数字字。A/D转换器模块213可以将表示用于每个阵列元件的实阵列元件的每个采样位置的每个码片的幅度和相位信息发送到数字信号处理器204,其中数据被采集并存储在合成孔径上。

[0115] 合成孔径波形的轴向分辨率(∂_a)由表达式 $\partial_a = c/B$ 给出,其中B是波形的带宽且c是声音的速度。真实孔径的横向分辨率(∂_l)可以由表达式 $\partial_l = d\lambda_c / W_R$ 来近似给出。用于(例如,由SAU系统200形成的)合成孔径的横向分辨率可以由 $\partial_l = d\lambda_c / 2W$ 近似给出,其中 λ_c 是发送波形的中心频率的波长。

[0116] 图6示出了使用数字信号处理以产生超声波图像的示例的合成孔径超声波信号处理技术600的框图。该技术可以被实现为处理示例的相干、宽带、瞬时、展频、编码和噪声状的超声波波形。示例的合成孔径超声波信号处理技术可以使用用于示例的SASS和SASPL模式的SAU系统200的数字信号处理器204来实现,如图2C和2D分别所示。如图6所示,SAU信号处理技术600包括过程610,以存储表示用于在SAU系统200的存储器单元中的每个采样位置的发送的超声波脉冲和返回的回波信号的每个频率码片的幅度和相位信息。在一些实现方式中,例如,SAU信号处理技术600可包括过程620以在合成孔径之前进行轴向范围的压缩,例如,这可以包括保存存储器的好处。SAU信号处理技术600可以包括过程630以通过处理包括整个合成孔径的轴向范围压缩回波数据的存储块,以形成合成孔径图像。SAU信号处理技术600可以包括过程640来处理SA图像数据以形成用于显示的超声波图像。

[0117] 图7示出了示例的合成孔径采样接收的回波数据并存储到存储器的示意图。在该示例的SAU数据采集的方案中,在SA坐标系中沿任意的、但已知的开路或闭合3D路径,换能器子阵列相位中心(其可以被简称为探针(probe))被机械或电子地变换为较大阵列的部分,在一般情况下,在每个u、v、w数据点处采样原始回波返回数据,并用于每个 θ 、 Φ 波束角。用于每个采样点的数字化的接收回波数据和它的3D位置被存储在用于每个完整的扫描的存储器的块中。如图6的过程610中所示,接收的数字化的回波返回被采集并存储在存储器中。图7示出数据的存储块的示例的合成孔径接收的数据存储器映射的概念图。采集的数字

化的接收回波数据可以被处理为基于逐块的数据的块。

[0118] (例如,使用SAU系统200的数字信号处理器200)进行轴向范围压缩的过程620,可以根据以下的示例来实现。图8示出了用于宽带、展频、噪声状、相干合成孔径图像形成的示例的波数(wave-number)算法的框图。在该示例中,对于每个数据采集采样点,接收的信号 $Y_i(\tau, \nu)$ 可以与在时间 t_0 的偏移的发送的数字波形的复数共轭副本 $W_i^*(\tau)$ 相乘。例如,该乘法运算可以典型地并行重复 J 次;但对于每个运算,波形副本由整体增量 $J \cdot t_0$ 从先前的一个适时移动,如图8所示,并存储在基于示例的存储器映射中的采样数据点的存储器中,如图7所示。该步骤被重复用于每个采样的数据点,产生用于轴向范围切片的压缩轴向范围的数据 j ,在图2C和2D中示出。

[0119] (例如,使用SAU系统200的数字信号处理器200)形成合成孔径图像的过程630,可以使用算法的若干不同集合的任意来实现。例如,合成孔径算法的这些集合可以被分类为频域算法或时域算法。例如,频域算法的类型可以包括波数算法、调频变标(chirp-scaling)算法和缩放逆傅立叶变换算法等。例如,时域算法的类型可以包括明确的匹配滤波器算法和反投影算法等。然而所有的这些示例的算法都适用于形成合成孔径相干、宽瞬时带宽、展频、医疗超声波图像,如图8所示的示例提供频域波数算法,例如,如波数算法可以在概念上最容易理解。

[0120] 过程630可以包括产生的压缩轴向范围数据的窗口滤波步骤中,如图8所示。例如,为了最小化由于在有限的持续时间信号记录的末端处的不连续性的频谱泄漏,窗口函数滤波可以应用于改善图像质量。在该示例中,对于每个轴向范围切片(slice) j ,所得产品乘以窗函数,例如,诸如矩形、汉宁(Hann)、汉明(Hamming)、图基(Tukey)、贝塞尔(Kaiser Bessel)、切比雪夫(Dolph-Chebyshev)布莱克曼-哈里斯(Blackman-Harris)等窗。这些示例的窗函数在末端处减小到零。窗口函数的选择可能涉及的频谱泄漏引起的图像旁瓣和图像分辨率的抑制之间的折衷。例如,窗口越平滑地减小到零,下部是在减少的分辨率为代价的不需要的图像旁瓣。相反,例如,函数在末端处“越陡的”变为零,在更高的图像旁瓣处的损失处的分辨率越清晰。在一个示例中,矩形窗函数可以产生最高的分辨率和最高的旁瓣。可替代的,例如,布莱克曼-哈里斯(Blackman-Harris)窗函数,例如,相比于矩形窗函数,可以产生非常低的旁瓣(例如低于-70分贝)和较低的分辨率。在过程630中,例如,特定的窗口功能或将要实现的功能的选择可以留给SAU系统200的操作者,因为它是依赖检查的。

[0121] 过程630可以包括窗函数滤波的数据的傅里叶变换步骤,如图8所示。在一些示例中,二维的离散傅立叶变换(DFT)可以应用到先前采集和存储在用于整个合成孔径的存储器中的数字化的、范围压缩的、接收的回波数据的块。在过程中存在许多可用的可替代的离散傅里叶变换算法用于使用。示例的DFT类别的库利-图基(Cooley-Tukey)算法可以被实现,尽管任何的DFT可能足够用。在过程630中,傅里叶变换算法的选择可以留给SAU系统200的操作者。

[0122] 过程630可以包括继傅里叶变换步骤之后的思多而特(Stolt)变换步骤,如图8所示。思多而特变换可以用于在全部合成孔径上采集的傅立叶变换后的数据的横向压缩。例如,波数算法基本上通过在空间频域中的插值来通过坐标变换(思多而特映射)转化成像系统的数据。在傅里叶变换步骤中转换成波数域的压缩的回波数据具有相对于合成聚焦范围处的目标的施加的匹配滤波,随后在一个步骤中进行坐标变换。思多而特变换在沿着合成

孔径的每个点U处将采集的多个极性数据集采样转换成单个图像,如图1B和2D所示,将其映射到在原点处聚焦的新的X-Y坐标系统,如图9所示。

[0123] 图9示出了思多而特变换过程的示例的实现方式,其将在合成孔径上采集的多个采样图像从极坐标转换到具有在期望的焦点处的原点的新的坐标系中的一个更高分辨率的图像。为了说明的目的,假设在该示例中的合成孔径包括沿U轴平移的一维换能器探针。以下为通常约定,在传播的方向中,时间波数被定义为 $K=2\pi f/c$ 。空间波数被定义为 $K_U=K\sin\Phi$,其中该角度由以下表达式给出:

$$[0124] \quad \Phi = \sin^{-1}(Y/\sqrt{X^2 + Y^2}) \quad (6)$$

[0125] 其在X-Y坐标系的原点上集中(例如,聚焦)。空间波数 K_X 和 K_Y 分别是在X轴和Y轴的方向。对于图9中所示的几何形状的该具体的示例,思多而特映射如下:

$$[0126] \quad \begin{aligned} K_X(f, K_U) &= \sqrt{4K^2 - K_U^2} \\ K_Y(f, K_U) &= K_U \end{aligned} \quad (7)$$

[0127] 过程630可以包括继思多而特变换步骤之后的逆傅里叶变换步骤,如图8所示。二维的逆离散傅立叶变换可以应用到来自先前的思多而特变换步骤的结果。例如,由于逆DFT与DFT是基本相同的算法,除了 $1/N$ 因子和指数符号相反,如DFT有许多可用于实现步骤的可替代的逆的DFT。例如,通常使用的DFT包括库利-图基算法,但由于任何的DFT算法可以被实现,而任何的逆DFT算法可能足够了。在过程630中,将要实现的逆傅里叶变换算法的选择可以留给SAU系统200的操作者。

[0128] 在过程中630的一些实现方式中,例如,可以进行自聚焦步骤。例如,合成孔径开环形成的图像的聚焦可以可选地使用降低得到的图像的点扩散函数(PSF)的旁瓣的任意数量的已知的合成孔径雷达(SAR)和合成孔径声纳(SAS)自聚焦算法来得到改善。因为接收的合成孔径数据是块处理的,由于任意的相位误差,远离聚焦点的图像的那些部分可能不完全集中。实现一个或多个自聚焦技术可以至少部分地改正以改善图像质量。

[0129] 在合成孔径形成中,开环合成孔径数字处理算法(诸如先前所描述的那些)可以假设介质相对于场景为均匀、平稳和精确的发送和接收转换器采样位置。例如,均匀、平稳和换能器位置的期望的水平可能不完全用活的哺乳动物受试者来实现。因此,在一些示例的实现方式中,可以期望通过应用一组开环合成孔径算法以形成合成孔径图像,然后应用利用波形的相干、展频性质优势的全局或一系列局部的自聚焦算法来通过降低与孔径采样点到采样点不相干的PSF的旁瓣以改善图像质量。例如,开环合成孔径算法使用用于换能器采样位置和组织参数的最好估计,然后自聚焦搜索最佳的图像质量以精确图像形成参数,例如,减轻换能器位置中的估计不精确、不均匀的组织特性和不相干的PSF旁瓣。因为自聚焦技术依赖于原始数据中的相干性和冗余,接收的回波信号优选可以在时间和空间上为大于奈奎斯特极限的过取样,例如,如果在图像质量中的显著的改善将要实现。例如,时间采样间隔可小于 $1/(2Nf_0)$,且空间采样间隔可以小于在中频的半波长或 $c/[(N+M)f_0]$ 。

[0130] 图10示出了示例的相干、迭代、闭环、合成孔径图像的自聚焦子程序的框图。示例的相干、迭代、闭环、自聚焦图像校正过程可以被实现以改善用于在轴向横向的合成孔径相

位历史中的不期望的变化的图像补偿的质量,但以附加的数字信号处理负荷为代价。

[0131] 在图10的示例的迭代、闭环、合成孔径图像自聚焦子程序中,首先,基于原始接收的回波数据估计相位误差,以及之后在被去除的这些数据中的估计的/不相干的相位误差。例如,依赖于相位误差的性质和大小,它们可以显著降低在几何形状、分辨率、对比度和减少的信噪比(SNR)方面的图像质量,如表1所示,其示出了各种类型的重建图像的相位误差的影响。

[0132] 表1

[0133]

误差的类型	在整个合成孔径上的误差变化	对图像的影响
慢速变化 (影响主瓣)	线性	几何位移
	二次方	散焦/减少的分辨率
	高阶多项式	失真
快速变化 (影响侧旁瓣)	正弦	图像伪影
	随机带宽相干噪声	减少的对比度& SNR

[0134] 虽然有许多已知的自聚焦算法,它们一般可以被分组为非参数的,或基于模型的,或这两种类型的组合。例如,一种常用的非参数的算法包括相梯度算法,其表现出对在各种场景除去高阶相位误差的能力。此外,也有已经开发的几种算法是对相位梯度算法的增强。例如,为最大似然估计的特征向量算法,以及最小化相位误差的方差的加权最小二乘算法,是许多算法中的两个示例。

[0135] 基于模型的自聚焦算法采用在每个物理测量系统中存在的系统的、位置相关的、缓慢变化的相位误差的模型。例如,与装置相关的采样位置误差模型被开发用于换能器的扫描组件的机械元件。给定这样的模性,相位误差被估计且相位误差校正被迭代直到基于一些预定的质量度量获得最佳图像。

[0136] 混合的非参数的基于模型的方法的示例是使用扫描系统的误差模型将图像分割成子图像,使得每个子图像上的相位误差是位置不变的。非参数的自聚焦算法(例如,诸如相位梯度算法)之后可以单独地应用于每个子图像。最后,例如,单独的子图像被重新组合在一起,以形成完整的自聚焦图像。

[0137] 等式5的相干宽带波形的优点的一个在于接收的信号可以被分割成子带,且最低频率(例如,最长的波长)的子带可以首先选择用于相位误差估计。例如,由于不均匀的组织 and 采样位置的不确定性,相比于较高的频率(更短的波长)的子带,该最长的波长子带实际上具有相位误差的最小影响。例如,通过采用选择的自聚焦算法(诸如相位梯度算法),一经实现图像质量的预定水平,选择的逐渐缩短的波长的子带数据,如果需要,可用于进一步精确存在的相位误差的估计。最后,例如,相位校正的子带数据被重新组合在一起,以形成完整的自聚焦图像。

[0138] 若干应用程序和公开的技术的使用可以被实现为利用前述的系统、方法和装置的特征。一些示例被描述用于公开的技术的临床使用。

[0139] 在一个示例的应用中,所得到的图像质量和示例的展频超声波装置的ATS和CAD模式可以使能初级护理医师将该模态结合到常规检查筛选方案,以定位早期恶性肿瘤(如,阶段0或1),以及后期阶段的癌症。作为本申请的结果,该装置可以潜在地,例如,增强经受恶性肿瘤(例如,诸如胃、胰腺、膀胱癌等)的难以诊断的无症状的患者的存活率。

[0140] 在另一个示例的应用中,所得到的图像质量和示例的展频超声波装置的ATS和CAD模式可以允许资格认证的放射科医师在任何手术活检或切除干预之前来诊断肿瘤为良性或恶性。作为该应用的结果,放射科医师定位和诊断早期肿瘤(例如,阶段0或1)的能力可以潜在地改善患者的存活率。此外,不必要的活检,连同难以治疗甚至致命的并发症(诸如,例如,耐甲氧西林金黄色葡萄球菌(MRSA金黄色葡萄球菌))感染的风险,潜在地是可以避免的。

[0141] 在另一个示例的应用中,示例的展频超声波装置得到的2D和3D图像质量和,可选的,其4D成像能力(例如,可从3D图像的序列存储得到)可被用于细针穿刺活检和其他医疗程序。例如,示例的展频超声波装置可以(例如,用该器件的换能器探头)被集成到示例的细针活检器械,这可以允许非常小的、早期的(例如,阶段0或1)肿瘤的细针穿刺活检以确保无创诊断。作为本申请的结果,外科医生避免开放活组织检查的能力和对于难以治疗和可能导致致命的并发症的潜能明显对病人有益。

[0142] 在另一个示例的应用中,具有微创外科的高清晰度视频的仪器的该装置的展频换能器探针的集成可以允许光学和超声波图像的定影。给出该展频超声波装置的改善的2D或3D图像的质量,可选的,其4D成像能力和ATS和CAD模式,这样的定影视频和超声波图像可以给外科医生附加能力以定位和外科手术切除患病的组织,而不会切除过多的健康组织。

[0143] 在另一个示例的应用中,该装置的展频、2D或3D高清摄像模式的操作与该装置的HIFU微创模式的操作的集成,可以允许精确微创外科手术的治疗选择。给出该展频超声波装置的改善的2D或3D图像的质量,可选的,其4D成像能力和ATS和CAD模式,这样的超声波图像可以给外科医生附加能力以定位和破坏手术切除患病的组织,而不会破坏过多的健康组织。

[0144] 在另一个示例的应用中,给出该展频超声波装置的改善的3D图像质量,可选地,其4D成像能力,和ATS模式,示例的展频超声波装置可以通过精确导引导管和密封放射源插入到适当的位置来减少为恶性肿瘤的短距离放射治疗的时间量。该展频超声波装置到短距离放射治疗的应用,对于小型的、难以定位肿瘤和它们的边际的治疗可以是特别有用的。

[0145] 在另一个示例的应用中,给出该展频超声波装置的改善的3D图像质量,可选地,其4D成像能力,和ATS模式,示例的展频超声波装置可以通过精确导引导管和药物插入到适当的位置来使能疾病的高剂量的、局部药物治疗的有效插入。该展频超声波装置到短距离放射治疗的应用,对于小型的、难以定位肿瘤的治疗可以是特别有用的。

[0146] 示例

[0147] 以下的示例是说明性的本技术的若干实施例。本技术的其它示例的实施方式可以在下面列出的示例之前,或在下面列出的示例之后被提出。

[0148] 在本技术的一个示例(示例1)中,在声波成像装置中产生声波波形的方法包括:在一个或多个波形合成器中合成朝目标发送的一个或多个复合波形,其中复合波形由多个单独的正交编码波形形成,该多个单独的正交编码波形彼此相互正交且对应于不同的频带,

使得每个单独的正交编码波形包括具有对应的相位的唯一的频率;从相对于该目标的一个或多个发送位置发送包括多个声波波形的一个或多个复合声波波形,其中,该发送的步骤包括,选择阵列的一个或多个换能元件以将相应的一个或多个复合波形的多个单独的正交编码波形转换为相应的一个或多个复合声波波形的多个对应的声波波形;以及在相对于目标的一个或多个位置处接收返回的声波波形,该返回的声波波形从对应于发送的声波波形的目标的至少部分返回,其中,该接收的步骤包括,选择阵列的至少一些换能元件以接收返回的声波波形,其中,发送位置和接收位置的每一个包括相对于目标的换能器元件的阵列的空间位置和阵列的波束相位中心位置的一个或两者,以及,其中,发送的声波波形和返回的声波波形产生声波成像装置的放大的有效孔径。

[0149] 示例2包括示例1的方法,其中,在将声波波形发送到目标的步骤中,控制阵列的换能器元件以使复合波形相对于目标在定向中改变,使得目标在成像周期中在不同的波形定向处接收声波波形。

[0150] 示例3包括示例2的方法,其中控制该换能器元件的步骤包括,沿着相对于该目标的多个空间位置来变换阵列以使该复合波形相对于该目标在定向中改变。

[0151] 示例4包括示例2的方法,其中控制该换能器元件的步骤包括,改变在该阵列的一个或多个换能器元件上的该发送的声波波形的波束相位中心位置以使该复合波形相对于该目标在定向中改变。

[0152] 示例5包括示例1的方法,其中,该多个单独的正交编码波形的每个波形包括多个幅度和多个相位,该多个幅度和多个相位分别是单独加权的幅度和单独加权的相位。

[0153] 示例6包括示例1的方法,其中,合成该复合波形的该单独的正交编码波形的步骤包括,选择频带,并确定每个单独的正交编码波形的一个或多个幅度、时间带宽积参数和相位参数。

[0154] 示例7包括示例6的方法,其中,该相位参数从伪随机数的集合或从确定性数的集合来确定。

[0155] 示例8包括示例1的方法,其中,发送该多个声波波形的步骤包括,从该多个位置中的至少一个位置处顺序地或同时发送该声波波形。

[0156] 示例9包括示例1的方法,其中,该单独的正交编码波形包括相干波形。

[0157] 示例10包括示例1的方法,还包括,基于该复合波形形成射频(RF)波形,其中,该发送的声波波形通过在该阵列的一个或多个换能器元件处转换该基于RF的复合波形来产生。

[0158] 示例11包括示例10的方法,还包括放大该基于RF的复合波形。

[0159] 示例12包括示例1的方法,还包括放大该接收的返回的声波波形。

[0160] 示例13包括示例1的方法,还包括,将该接收的返回的声波波形从模拟形式转换为对应于该一个或多个复合波形的一个或多个接收的复合波形的数字形式,每个接收的复合波形包括该目标的信息,其中该信息包含与该接收的复合波形的对应的频带相关联的幅度和相位。

[0161] 示例14包括示例13的方法,其中,对于该接收的复合波形的该对应的频带的至少一个频带处,该幅度或该相位的至少一个分别是单独加权的幅度或单独加权的相位。

[0162] 示例15包括示例1的方法,还包括,处理该接收的返回的声波波形,以产生该目标的至少一部分的图像。

[0163] 示例16包括示例15的方法,还包括,将该接收的返回的声波波形从模拟形式转换为对应于该一个或多个复合波形的一个或多个接收的复合波形的数字形式,每个接收的复合波形包括该目标的信息;以及在数据块的存储器映射中存储该一个或多个复合波形和该对应的一个或多个接收的复合波形,其中,每个数据块存储用于每个采样点的该复合波形的接收的返回的声波波形,该对应的单独的正交编码波形,以及用于该采样点的该一个或多个换能器元件的对应的位置数据。

[0164] 示例17包括示例15的方法,其中,该处理的步骤包括,进行该存储的接收的复合波形的轴向范围压缩;以及通过使用一个或多个频域或时域处理技术处理包括有效孔径的轴向范围压缩的数据的每个存储块来形成合成孔径图像。

[0165] 在本技术的一个示例(示例18)中,合成孔径声波波形成像系统包括:波形产生单元,其包括耦接到波形产生器的一个或多个波形合成器,其中该波形产生单元合成包括对应于不同频带的多个单独的正交编码波形的复合波形,该复合波形根据由该波形产生器提供的波形信息由该一个或多个波形合成器来产生,其中,该多个单独的正交编码波形彼此相互正交且对应于不同的频带,使得每个单独的正交编码波形包括具有对应的相位的唯一的频率;发送/接收切换单元,该发送/接收切换单元在发送模式和接收模式之间切换;换能器元件的阵列,该换能器元件的阵列与该发送/接收切换单元通信以发送复合声波波形,该复合声波波形包括来自相对于该目标的一个或多个发送位置的多个声波波形,和基于该复合波形的合成的单独的正交编码波形的该复合声波波形的发送的声波波形,并且在相对于该目标的一个或多个接收位置处接收从该目标的至少部分返回的对应于多个发送的声波波形的返回的声波波形,其中,该发送的声波波形和返回的声波波形产生该合成孔径声波波形成像系统的放大的有效孔径,以及,其中,该发送位置和该接收位置的每一个包括空间位置和波束相位中心位置的一个或两者;多路复用单元,该多路复用单元与换能器元件的阵列通信以选择阵列的一个或多个换能元件以将该多个单独的正交编码波形转换成多个对应的声波波形,并且选择该阵列的一个或多个换能元件以接收该返回的声波波形;模数(A/D)转换器的阵列,以将由该换能器元件的阵列接收的该接收的返回的声波波形从模拟形式转换成数字形式,其中,该接收的返回的声波波形提供该目标的信息;控制器单元,该控制器单元与该波形产生单元和该A/D转换器的阵列通信,该控制器单元包括存储数据的存储器单元,和耦接到该存储器单元以处理作为数据的信息的处理单元;以及,用户接口单元,该用户接口单元与该控制器单元通信。

[0166] 示例19包括示例18的系统,其中,该存储的数据包括该接收的返回的声波波形的数字形式、该对应的合成的复合波形、以及在该一个或多个发送和接收位置中的该换能器元件的阵列的对应的位置数据。

[0167] 示例20包括示例18的系统,其中,该波形产生单元还包括一个或多个放大器,该一个或多个放大器配置在该发送/接收切换单元和该一个或多个波形合成器之间,用于修改该复合波形。

[0168] 示例21包括示例18的系统,还包括,一个或多个预放大器的阵列,该一个或多个预放大器的阵列配置在该发送/接收切换单元和该A/D转换器的阵列之间,用于修改该接收的返回的声波波形。

[0169] 示例22包括示例18的系统,其中,该处理单元包括数字信号处理器。

[0170] 示例23包括示例18的系统,其中,该控制器单元还包括主时钟,该主时钟在该声波波形成像系统的元件的至少一个中同步时间。

[0171] 示例24包括示例18的方法,其中,该控制器单元被配置为处理该信息以产生该目标的至少一部分的图像。

[0172] 示例25包括示例18的系统,其中,该用户接口单元包括显示该图像的显示器和用户输入终端,以接收包括用于操作该系统的操作模式的用户输入数据。

[0173] 示例26包括示例25的系统,其中,该操作模式包括用于成像生物组织的ATS-模式(人工组织染色模式)中的至少一个,其使能基于从该返回的声波波形获得的一个或多个测量特性的至少一个特征的图像彩色编码。

[0174] 示例27包括示例25的系统,其中,该操作模式包括用于成像生物组织的CAD模式(计算机辅助诊断模式)中的至少一个,其使用一个或多个算法分类器以使用从该返回的声波波形获得的一个或多个测量特性的至少一个特征来分类生物组织类型。

[0175] 示例28包括示例25的系统,其中,该显示器被配置为显示基于该分类的生物组织类型的该生物组织的彩色编码图像。

[0176] 示例29包括示例18的系统,其中,在将该声波波形发送到该目标的步骤中,该控制器单元被配置为控制该换能器元件的阵列以使该复合波形相对于该目标在定向中改变,使得该目标在成像周期中接收具有不同的波形定向的该复合声波波形。

[0177] 示例30包括示例18的系统,其中,该换能器元件的阵列可操作用于沿着该发送位置在一维、二维或三维中移动来发送该多个声波波形并沿着该接收位置以接收该返回的声波波形。

[0178] 示例31包括示例18的系统,其中,该阵列的换能器元件的至少一个能够在一维、二维或三维中从该发送器阵列的其他换能器元件分别移动。

[0179] 在本技术的一个示例(示例32)中,从声波波形创建图像的方法包括:组合对应于不同的频带的多个编码波形以产生包括在该不同的频带处的单独的正交波信号的复合波形,其中,该编码波形包括具有对应的相位和幅度的唯一的频率;使用用于从相对于目标的第一空间位置朝向该目标发送的该复合波形来产生声波波形,其中,该声波波形包括对应于该复合波形的该编码波形的单独的声波信号;将该声波发送到该目标,其中该单独的声波信号相对于彼此在定向中变化,使得目标在成像周期中接收具有不同的波形定向的该单独的声波信号;在该发送的声波被发送到该目标之后,从该目标的至少部分处接收返回的声波信号;从相对于该目标的至少第二位置处重复该组合步骤、该产生步骤和该发送步骤,其中,该组合步骤、该产生步骤和该发送步骤重复用于多个位置以形成合成孔径;将从该多个位置接收的返回的声波信号转换为对应的数字复合波形,每个数字复合波形包括该目标的信息;以及处理该接收的复合波形以产生该目标的至少部分的图像。

[0180] 示例33包括示例32的方法,还包括实时处理接收的复合波形,以产生合成孔径图像。

[0181] 示例34包括示例33的方法,还包括,基于产生的合成孔径图像,控制在朝向该目标的直接路径中的该多个位置的一个或多个位置处的发送的声波的方向。

[0182] 在本技术的一个示例(示例35)中,从声波波形创建图像的方法包括:组合对应于不同的频带的多个编码波形以产生包括在该不同的频带处的单独的正交波信号的复合波

形,其中,该编码波形包括具有对应的相位和幅度的唯一的频率;产生对应于用于朝目标发送的该复合波形的编码波形的单独的声波信号形成的声波;将该声波发送到该目标,其中,该单独的声波信号从相对于该目标的一个或多个空间位置处的第一组波束相位中心位置被发送,其中,该单独的声波信号相对于彼此在定向中变化,使得该目标在成像周期中接收具有不同的波形定向的该单独的声波信号;在该发送的声波被发送到该目标之后,从该目标的至少部分处接收返回的声波信号;从相对于该目标的一个或多个空间位置处的该目标的至少第二组波束相位中心位置处重复该组合步骤、该产生步骤和该发送步骤,从而形成合成孔径;将该接收的返回的声波信号转换为对应的数字复合波形,每个数字复合波形包括该目标的信息;以及处理该接收的复合波形以产生该目标的至少部分的图像。

[0183] 示例36包括示例35的方法,还包括实时处理接收的复合波形,以产生合成孔径图像。

[0184] 示例37包括示例36的方法,还包括,基于产生的合成孔径图像控制该发送的声波的方向。

[0185] 在本技术的一个示例(示例38)中,合成孔径声波波形成像系统包括:波形产生单元,其包括耦接到波形产生器的一个或多个波形合成器,其中该波形产生单元合成包括对应于不同频带的多个单独的正交编码波形的复合波形,该复合波形根据由该波形产生器提供的波形信息由该一个或多个波形合成器来产生,其中,该多个单独的正交编码波形彼此相互正交且对应于不同的频带,使得每个单独的正交编码波形包括具有对应的相位的唯一的频率;换能器元件的发送器阵列,其与该波形产生单元通信以发送复合声波波形,该复合声波波形包括来自相对于该目标的一个或多个发送位置的多个声波波形,和基于该复合波形的合成的单独的正交编码波形的该复合声波波形的发送的声波波形,其中,该发送位置包括该发送器阵列的空间位置和该发送器阵列的该换能器元件的波束相位中心位置的一个或两者;换能器元件的接收器阵列,其与该波形产生单元通信以在相对于该目标的一个或多个接收位置处接收对应于从该目标的至少部分返回的该发送的声波波形的返回的声波波形,其中该发送的声波波形和该返回的声波波形产生该合成孔径声波波形成像系统的放大的有效孔径,其中,该发送位置和该接收位置的每一个包括空间位置和波束相位中心位置的一个或两者;第一多路复用单元和第二多路复用单元,第一多路复用单元和第二多路复用单元分别与该发送器阵列和该接收器阵列通信以选择该发送器阵列的一个或多个换能元件,以将该多个单独的正交编码波形转换成多个对应的声波波形,并且选择该接收器阵列的一个或多个换能元件以接收该返回的声波波形;模数(A/D)转换器的阵列,其将由换能器元件的该接收器阵列接收的该接收的返回的声波波形从模拟形式转换成数字形式,其中,该接收的返回的声波波形提供该目标的信息;控制器单元,该控制器单元与该波形产生单元和该A/D转换器的阵列通信,该控制器单元包括存储数据的存储器单元,和耦接到该存储器单元以处理作为数据的信息的处理单元;以及,用户接口单元,该用户接口单元与该控制器单元通信。

[0186] 示例39包括示例38的系统,其中,该存储的数据包括该接收的返回的声波波形的数字形式、该对应的合成的复合波形、以及分别在该一个或多个发送和接收位置中的该发送器阵列和该接收器阵列的对应的位置数据。

[0187] 示例40包括示例38的系统,其中,该波形产生单元还包括一个或多个放大器,该一

个或多个放大器配置在该发送/接收切换单元和该一个或多个波形合成器之间,用于修改该复合波形。

[0188] 示例41包括示例38的系统,还包括,一个或多个预放大器的阵列,该一个或多个预放大器的阵列配置在该发送器阵列和该A/D转换器的阵列之间,用于修改该接收的返回的声波波形。

[0189] 示例42包括示例38的系统,其中,该处理单元包括数字信号处理器。

[0190] 示例43包括示例38的系统,其中,该控制器单元还包括主时钟,该主时钟在该声波波形成像系统的元件的至少一个中同步时间。

[0191] 示例44包括示例38的方法,其中,该控制器单元被配置为处理该信息以产生该目标的至少一部分的图像。

[0192] 示例45包括示例38的系统,其中,该用户接口单元包括显示该图像的显示器和用户输入终端,以接收包括用于操作该系统的操作模式的用户输入数据。

[0193] 示例46包括示例45的系统,其中,该操作模式包括用于成像生物组织的ATS-模式(人工组织染色模式)中的至少一个,其使能基于从该返回的声波波形获得的一个或多个测量特性的至少一个特征的图像彩色编码。

[0194] 示例47包括示例45的系统,其中,该操作模式包括用于成像生物组织的CAD模式(计算机辅助诊断模式)中的至少一个,其使用一个或多个算法分类器以使用从该返回的声波波形获得的一个或多个测量特性的至少一个特征来分类生物组织类型。

[0195] 示例48包括示例45的系统,其中,该显示器被配置为显示基于该分类的生物组织类型的该生物组织的彩色编码图像。

[0196] 示例49包括示例38的系统,其中,在将该声波波形发送到该目标的步骤中,该控制器单元被配置为控制该发送器阵列以使该复合波形相对于该目标在定向中改变,使得该目标在成像周期中接收具有不同的波形定向的该复合声波波形。

[0197] 示例50包括示例38的系统,其中,换能器元件的该发送器阵列可操作用于沿着该多个位置在一维、二维或三维中移动来发送该多个声波波形。

[0198] 示例51包括示例38的系统,其中,该发送器阵列的一个或多个换能器元件能够在一维、二维或三维中从该发送器阵列的其他换能器元件分别移动。

[0199] 示例52包括示例38的系统,其中,换能器元件的该接收器阵列可操作用于沿着该多个位置在一维、二维或三维中移动来接收该返回的声波波形。

[0200] 示例53包括示例38的系统,其中,该接收器阵列的一个或多个换能器元件能够在一维、二维或三维中从该发送器阵列的其他换能器元件分别移动。

[0201] 示例54包括示例38的系统,其中,该发送器阵列的换能器元件的数目大于该接收器阵列的换能器元件的数目。

[0202] 在本说明书中描述的主题和功能操作的实现方式(诸如各种模块)可以在以下装置中实现:数字电子电路、或计算机软件、固件或硬件、在该说明书中公开的结合和其结构的等效物,或它们的一个或多个的组合。在本说明书中描述的主题的实现方式可以被实现为一个或多个计算机程序产品,例如,在用于由数据处理设备执行的有形的和永久的计算机可读介质上编码的计算机程序指令的一个或多个模块,或以控制数据处理装置的操作在有形的和非瞬时的计算机可读介质上编码的计算机程序指令。该计算机可读介质可以是机

器可读存储装置、机器可读存储基板、存储器装置、影响机器可读传播信号的复合物、或它们的一个或多个的组合。术语“数据处理装置”包括用于处理数据的所有设备、装置和机器，包括例如可编程处理器、计算机或多个处理器或计算机。除了硬件，该设备可以包括代码，该代码创建用于讨论中的计算机程序的执行环境，例如，构成处理器固件、协议栈、数据库管理系统、操作系统、或它们的一个或多个的组的代码。

[0203] 计算机程序(也称为程序、软件、软件应用、脚本或代码)可以以任何形式的编程语言被写入,包括编译或解释语言,并且其可以以任何形式来部署,包括作为独立的程序或作为模块、组件、子例程或适于在计算环境中使用的其它单元。计算机程序不一定对应于文件系统中的文件。程序可以存储在保存其他程序或数据的文件的一部分中(例如,在标记语言文档中存储的一个或多个脚本)、专用于所讨论的程序的单个文件中、或多个协同文件中(例如,存储一个或多个模块、子程序或代码部分的文件)。计算机程序可以被部署为在一个计算机或位于一个站点或分布式在多个站点上并且由通信网络互连的多个计算机上执行。

[0204] 在本说明书中描述的过程和逻辑流可以由执行一个或多个计算机程序的一个或多个可编程处理器进行来通过对输入数据进行操作并且产生输出来进行功能。过程和逻辑流也可以由设备进行,并且设备可以实现为专用逻辑电路,例如FPGA(现场可编程门阵列)或ASIC(专用集成电路)。

[0205] 适合于计算机程序的执行的处理器包括例如通用和专用微处理器,诸如,例如数字信号处理器(DSP),以及任何类型的数字计算机的任何一个或多个处理器。通常,处理器将从只读存储器或随机存取存储器或两者接收指令和数据。计算机的基本元件是用于执行指令的处理器和用于存储指令和数据的一个或多个存储装置。通常,计算机还将包括用于存储数据的一个或多个海量存储装置,例如磁、磁光盘或光盘,或可操作地耦接到海量存储装置来从其接收或向其传送数据。然而,计算机不必具有这样的装置。适合于存储计算机程序指令和数据的计算机可读介质包括所有形式的非易失性存储器、介质和存储设备,包括例如半导体存储装置,例如EPROM、EEPROM和闪速存储器装置。处理器和存储器可以由专用逻辑电路补充或合并在其中。

[0206] 尽管本专利文件包含许多细节,但这些不应当解释为限制任何发明或可以要求的范围,而是可以专用于特定发明的特定实施例的特征的描述。在本专利文件中在分开的实施例的上下文中描述的某些特征也可以组合在单一实施例中来实现。相反,在单个实施例的上下文中描述的各种特征也可以分开地实现在多个实施例中或在任何适当的子组合中。此外,尽管上文可以将特征描述为以某些组合运作并且甚至最初这样要求,但是在一些情况下可以从组合删除来自所要求的组合的一个或多个特征,以及所要求的组合可以针对于组合和/或子组合的变型。

[0207] 类似地,尽管在图中以特定顺序描述了操作,但这不应当理解为要求按所示的特定顺序或序列顺序进行这样的操作,或应进行所有所示的操作来实现所需结果。在某些情况下,多任务和并行处理可以是有利的。此外,上述实施例中的各个系统组件的分离不应当理解为在所有实施例中均要求这样的分离。

[0208] 只描述了几个实现方式和示例,且其他实现方式、改进和变型可基于在本专利文件中所描述的和示出的来完成。

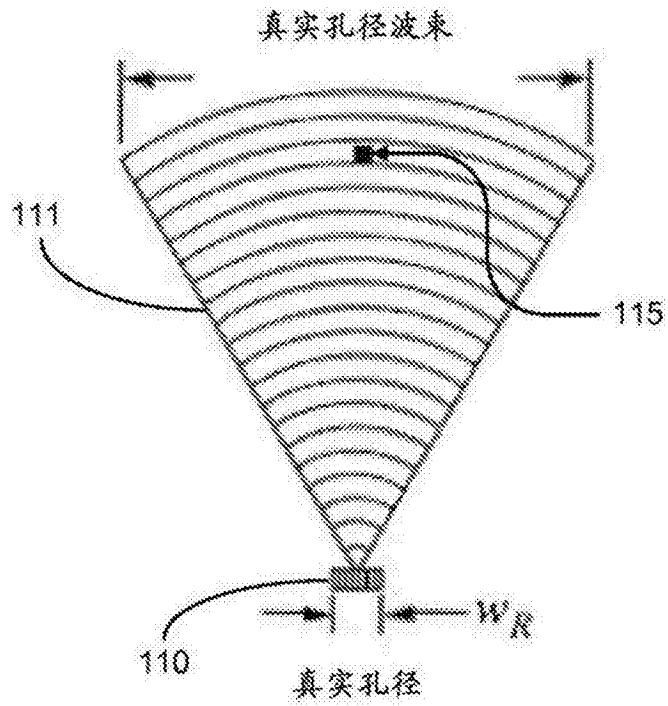


图1A

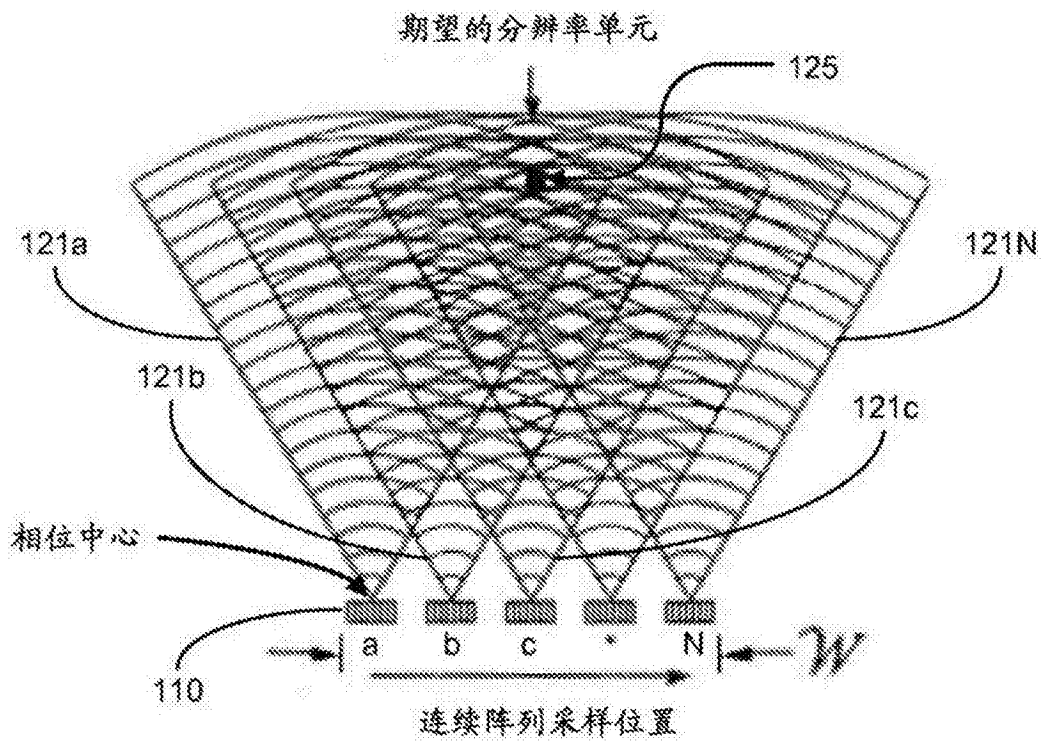


图1B

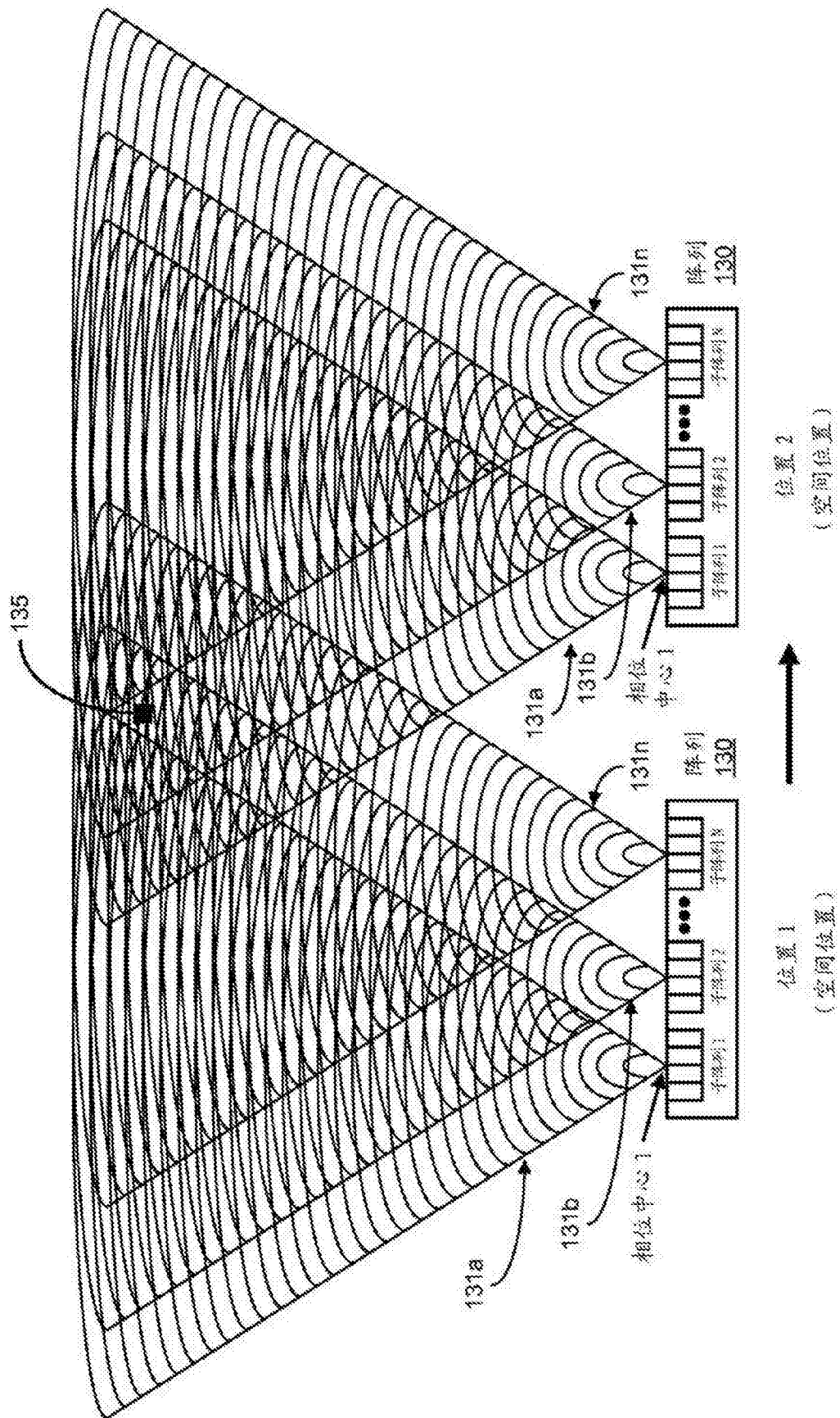


图1C

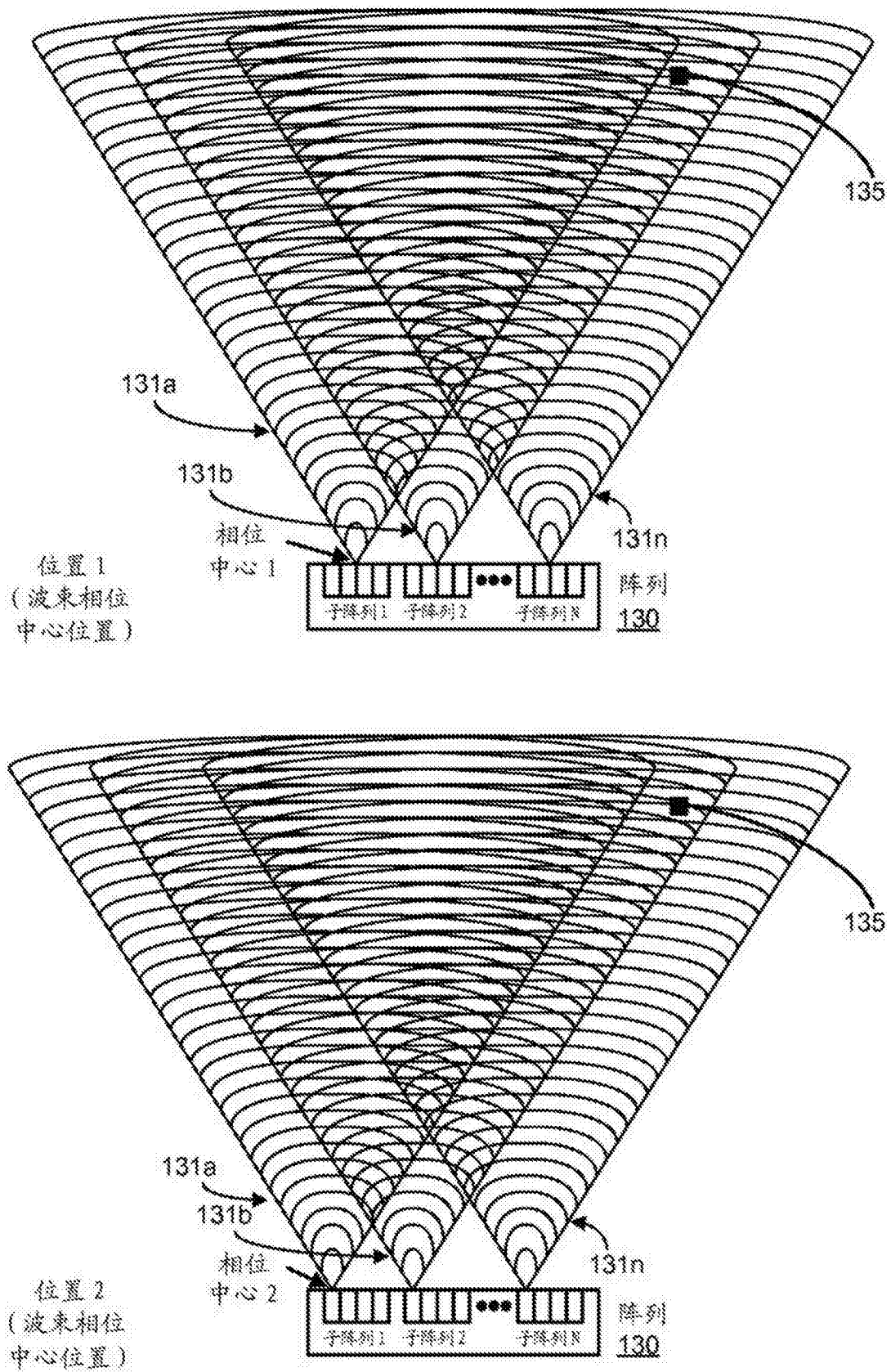


图1D

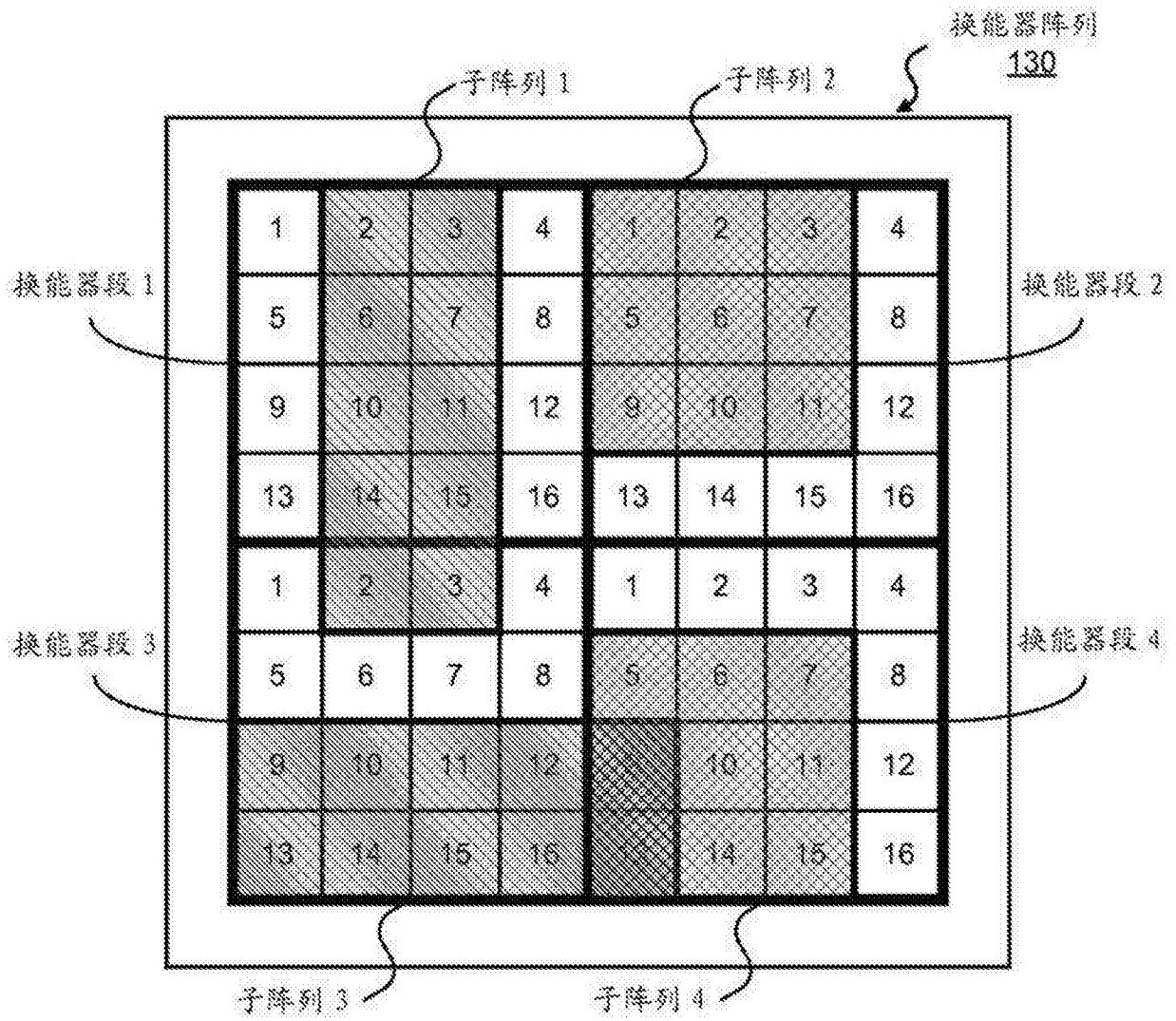


图1E

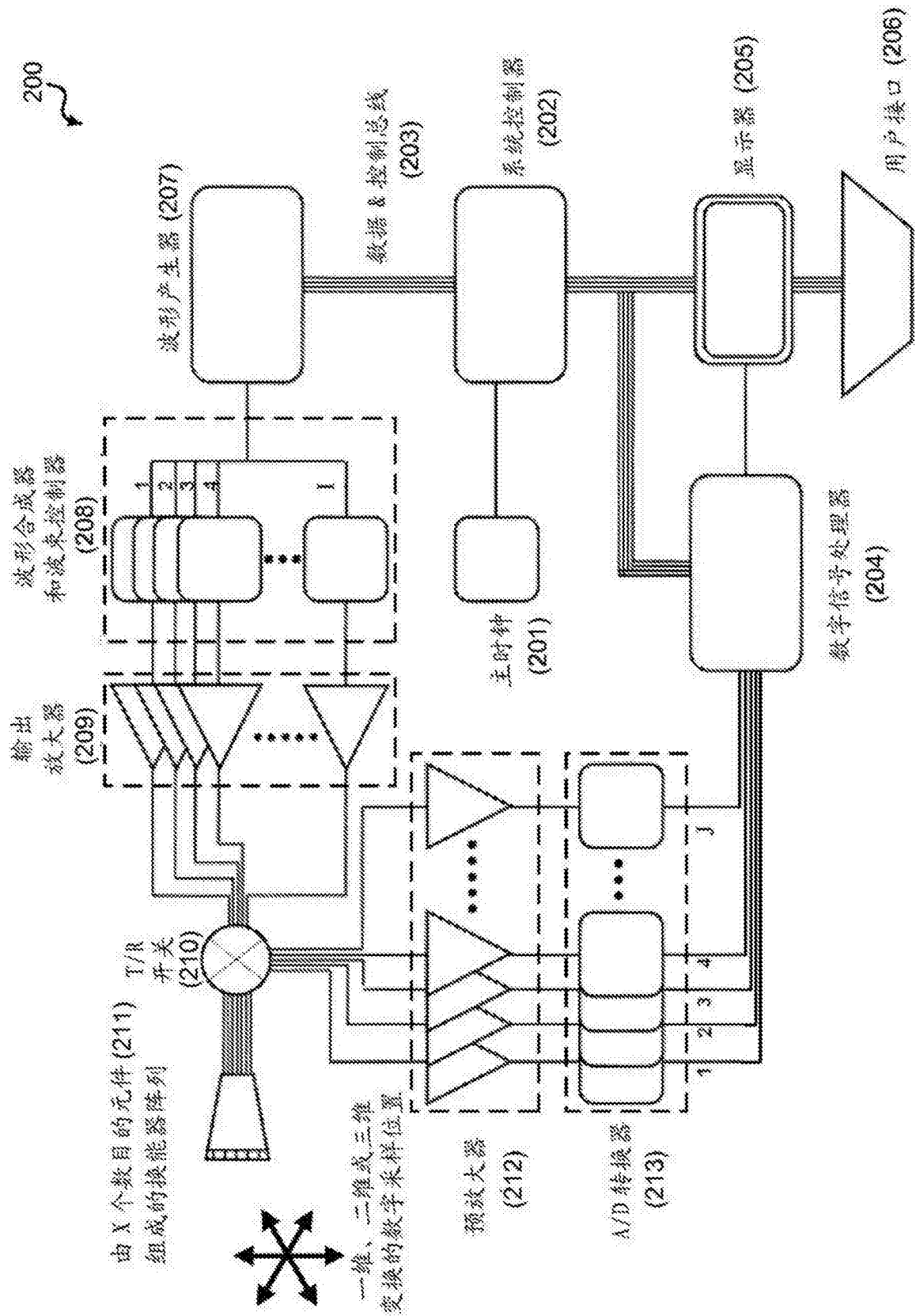


图2A

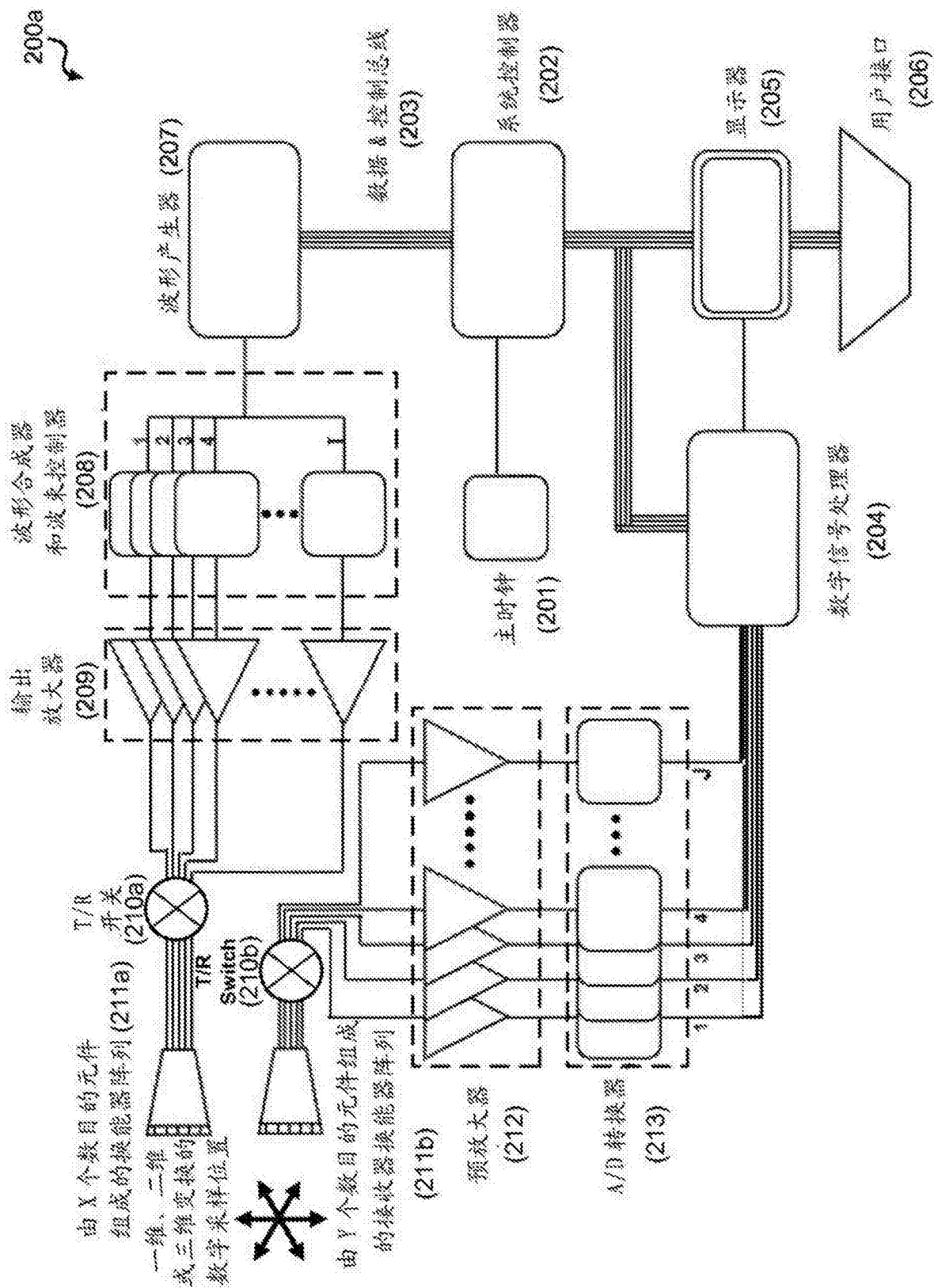


图2B

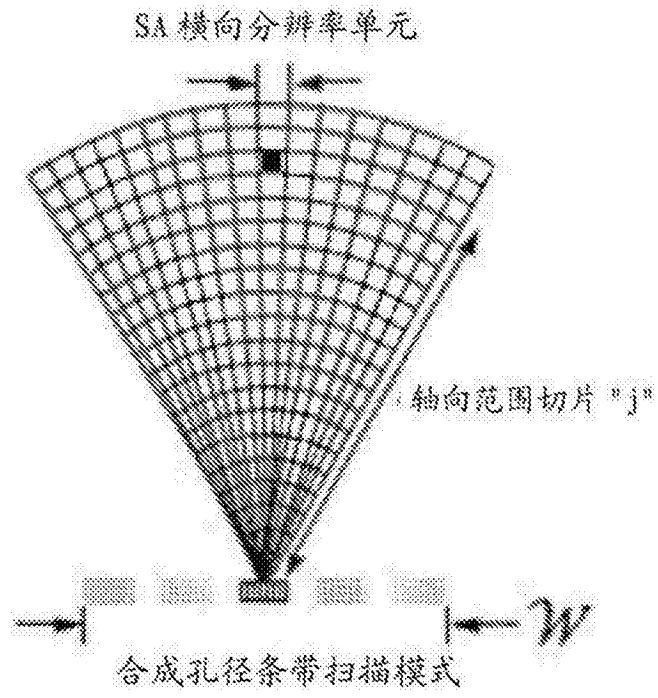


图2C

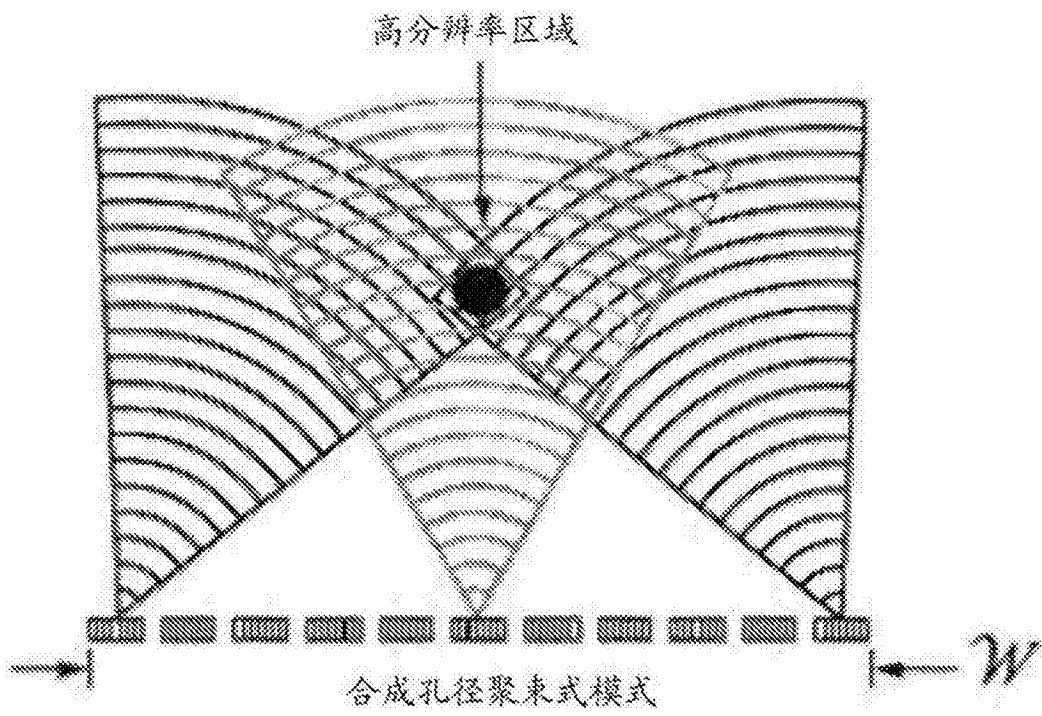


图2D

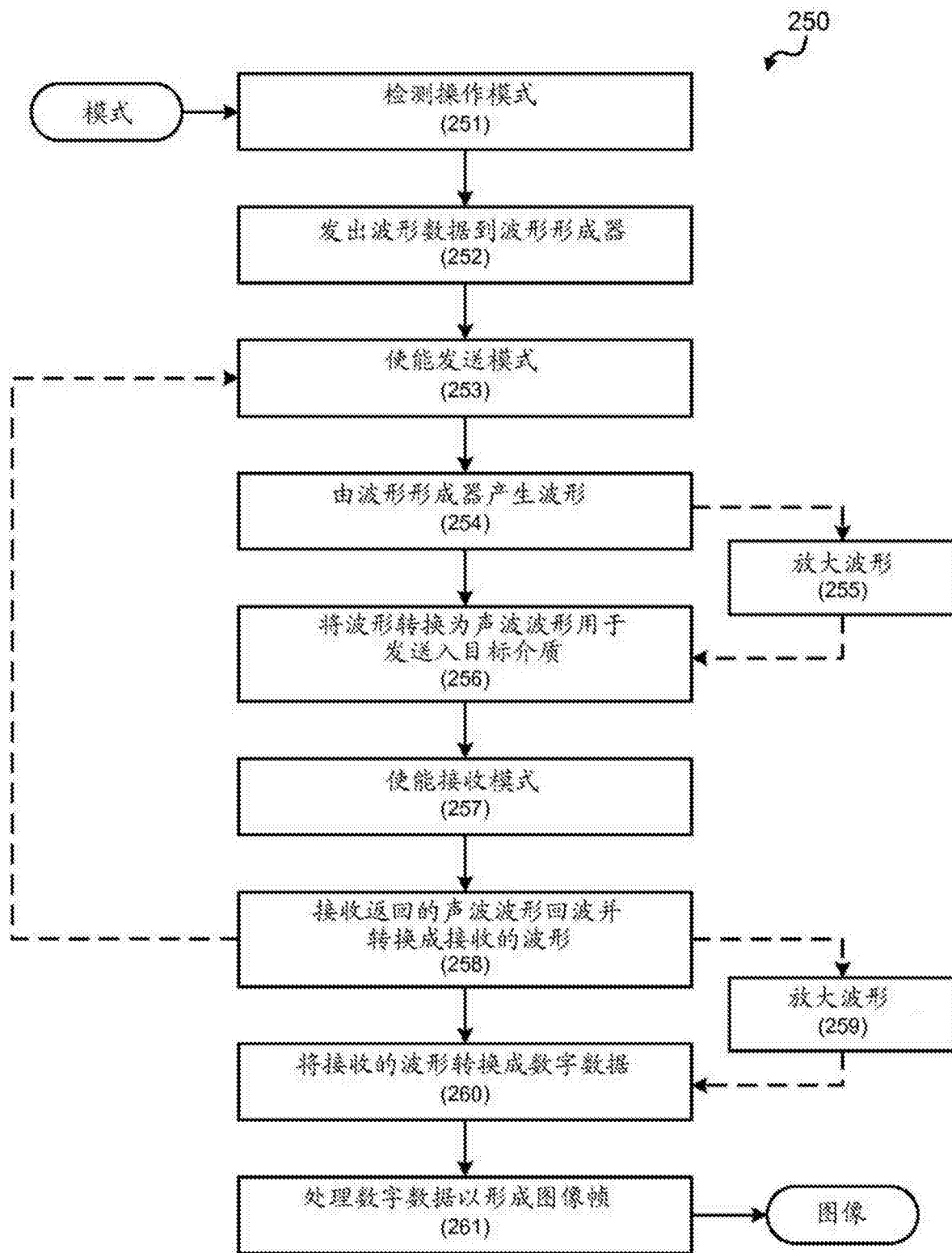


图2E

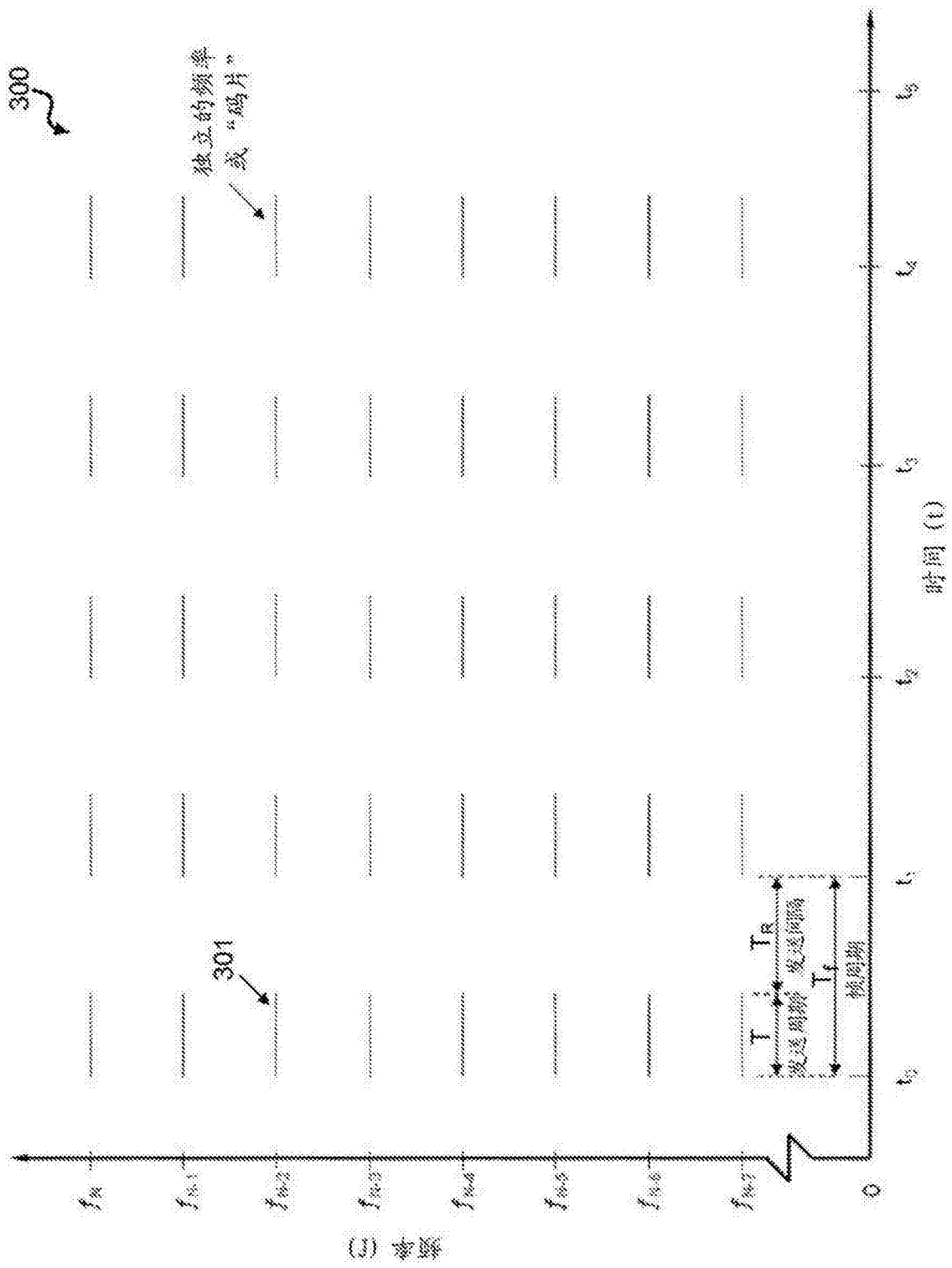


图3

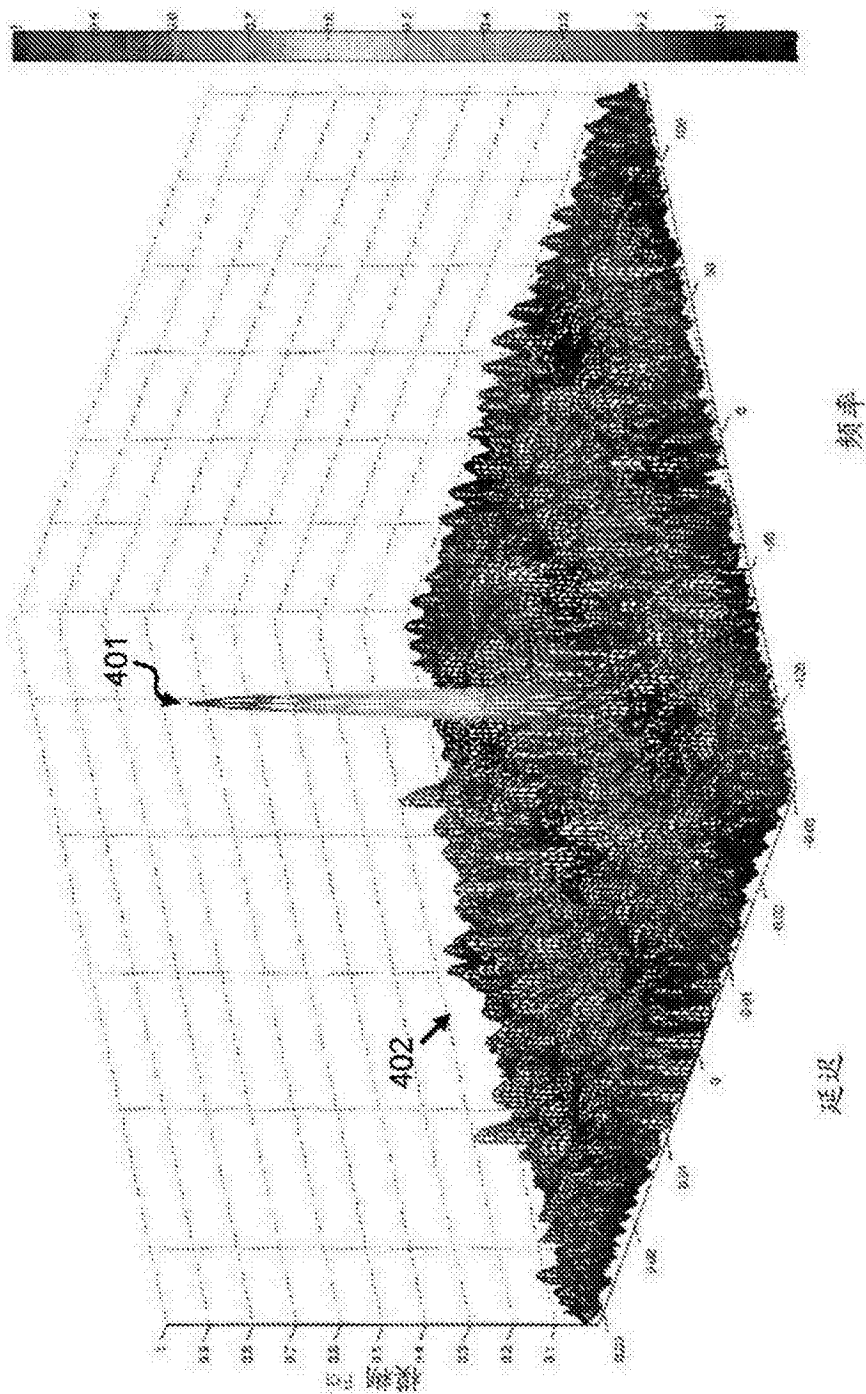


图4

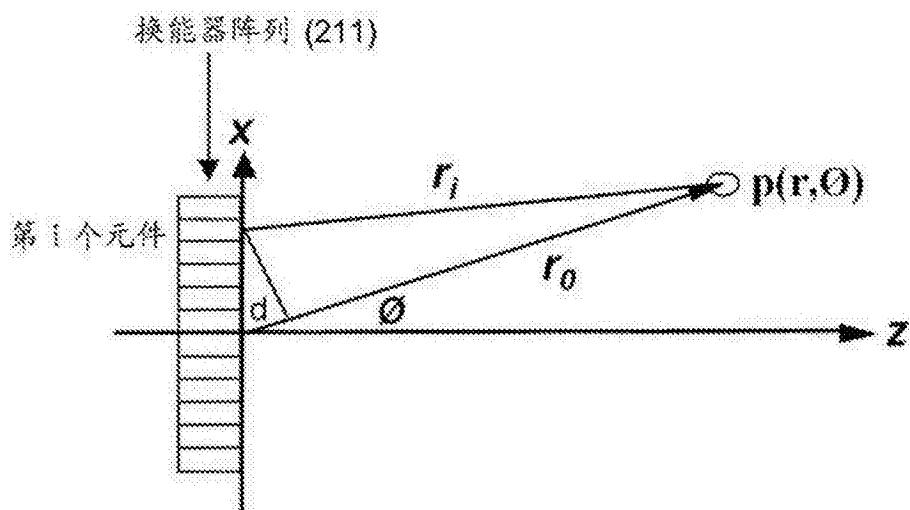


图5A

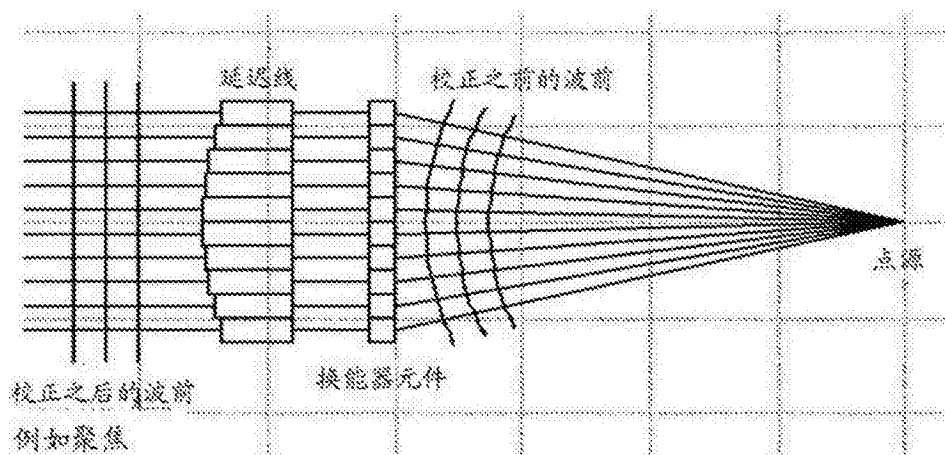


图5B

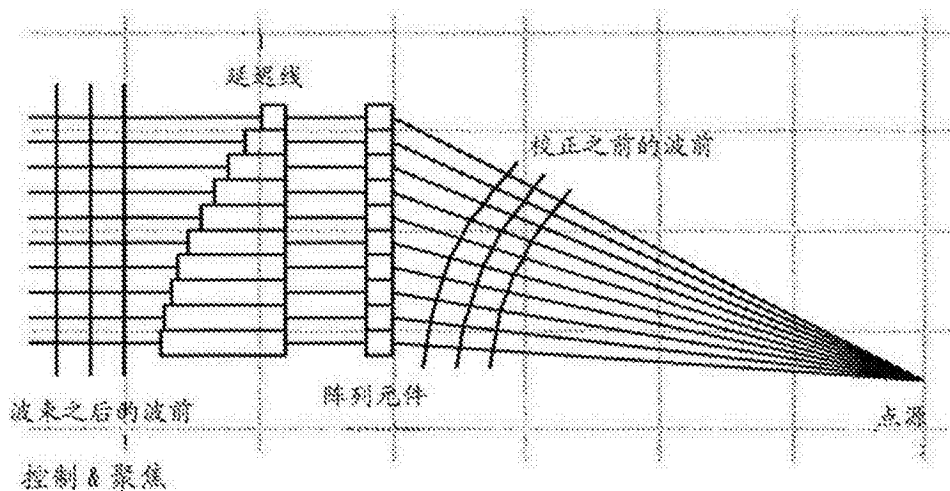


图5C

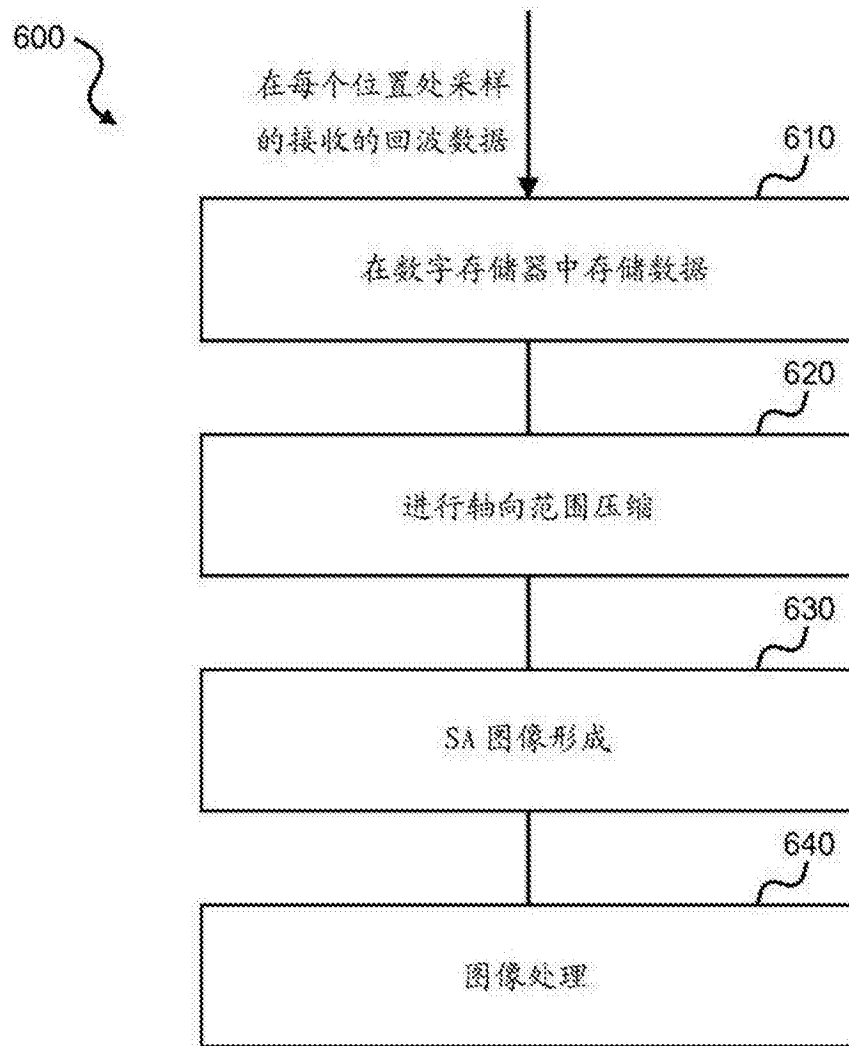


图6

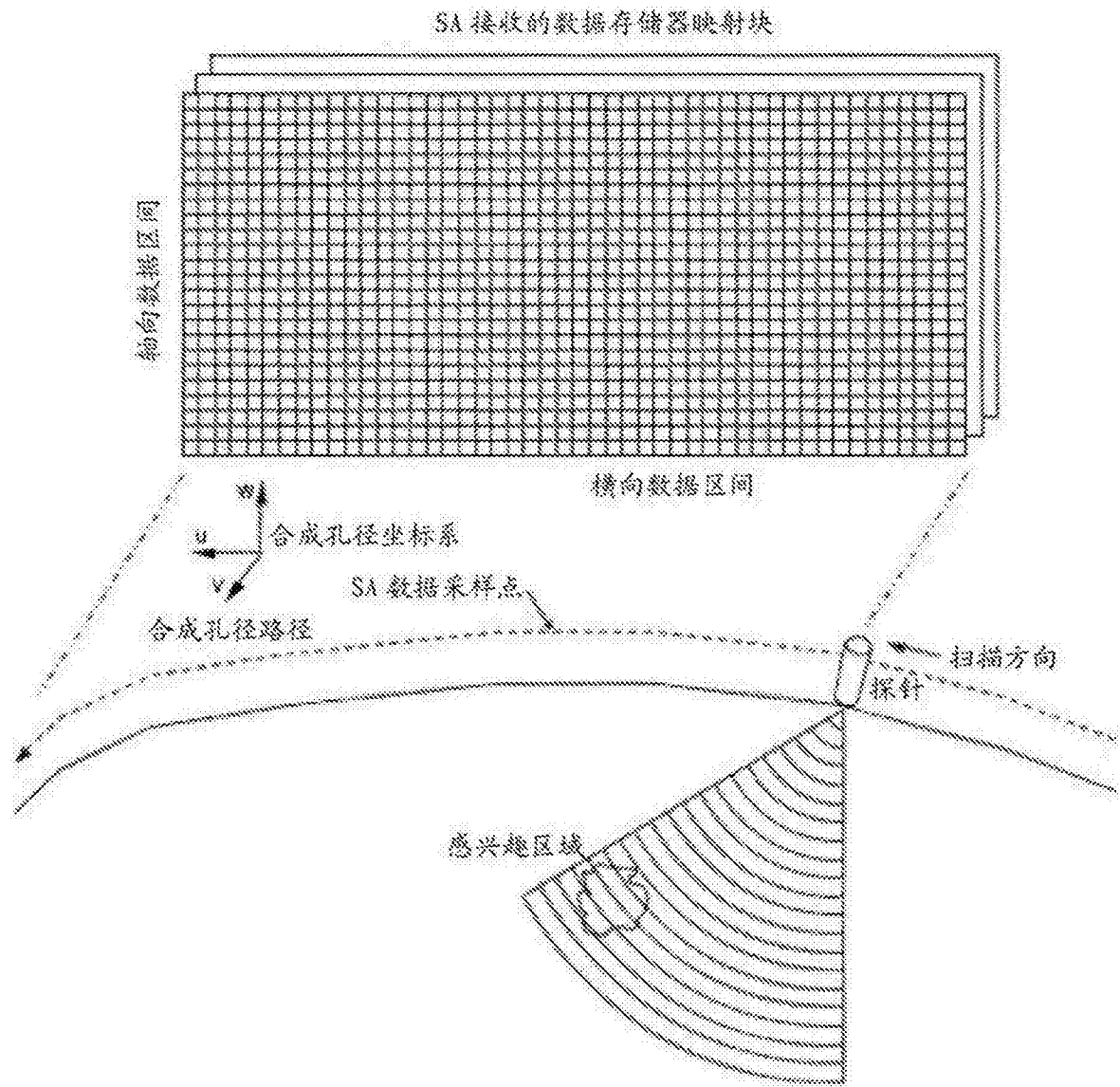


图7

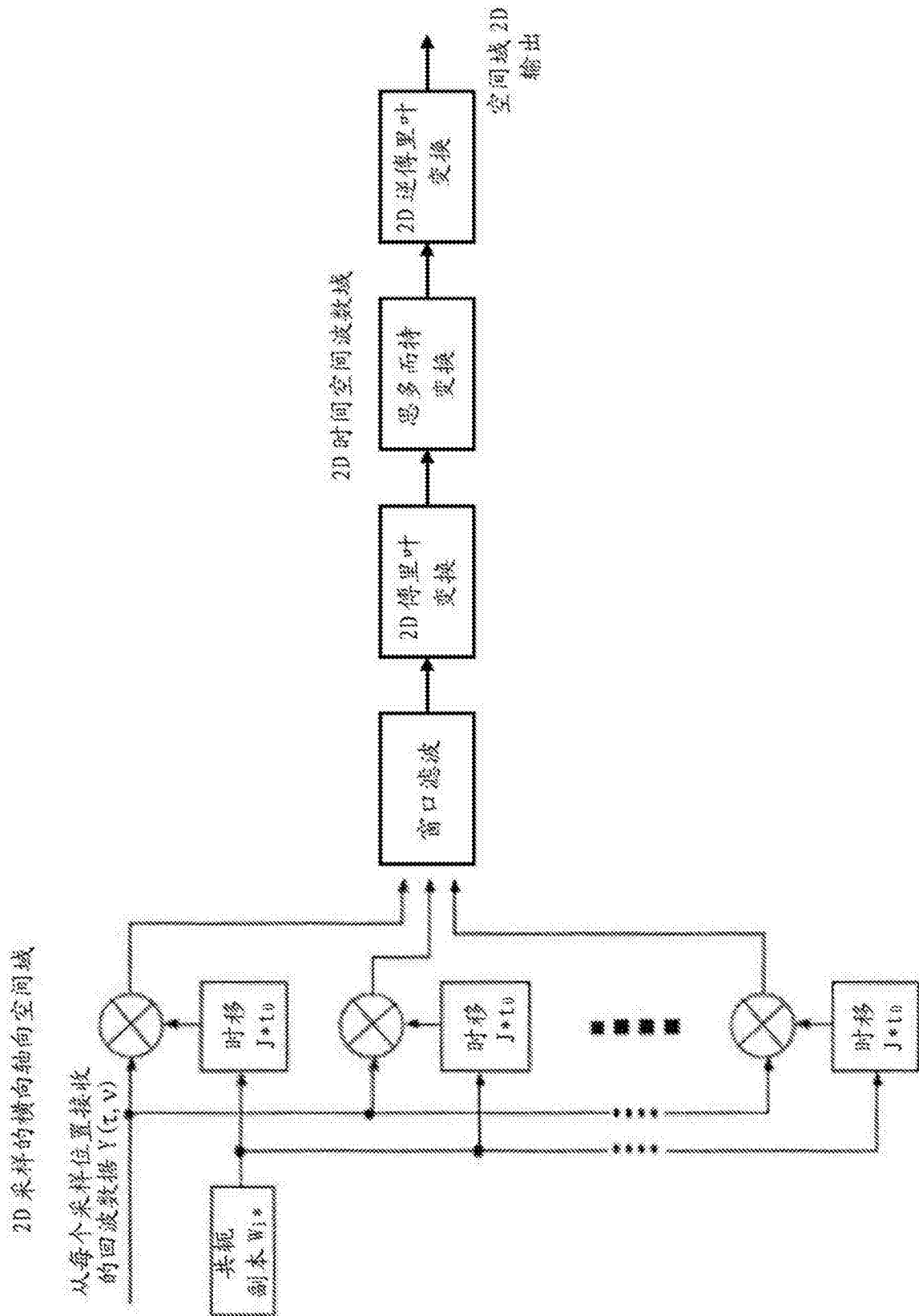


图8

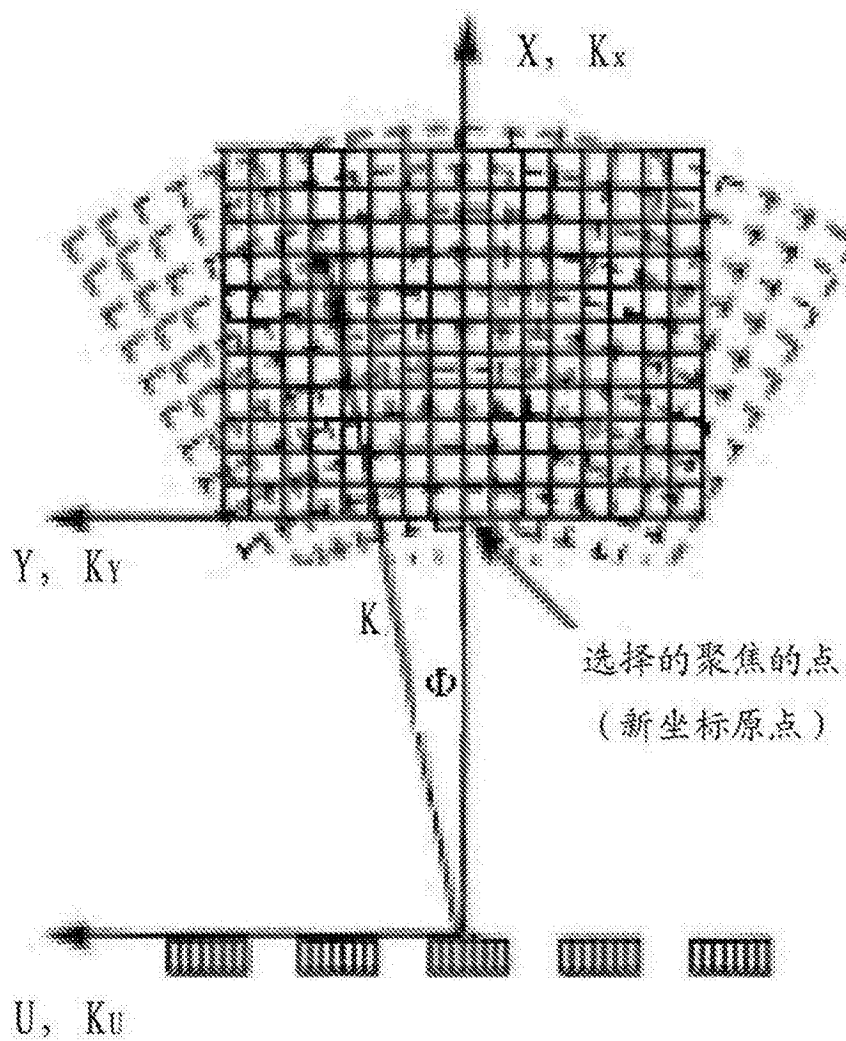


图9

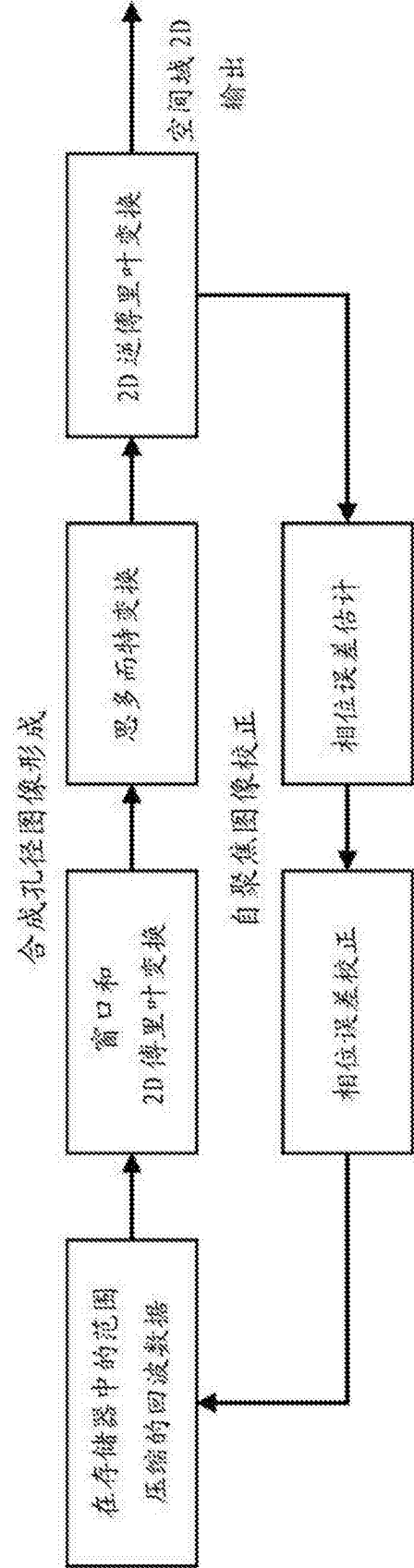


图10

专利名称(译)	在合成孔径图像形成中的相干展频		
公开(公告)号	CN105722462A	公开(公告)日	2016-06-29
申请号	CN201480062224.3	申请日	2014-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	决策科学国际公司		
申请(专利权)人(译)	决策科学国际公司		
当前申请(专利权)人(译)	决策科学国际公司		
[标]发明人	A 韦格纳		
发明人	A.韦格纳		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/463 A61B8/5223 A61B8/54 G01S15/8913 G01S15/8915 G01S15/8927 G01S15/8945 G01S15/8959 G01S15/8997 A61B8/14		
优先权	61/877884 2013-09-13 US		
其他公开文献	CN105722462B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了使用展频、宽瞬时带宽、相干、编码波形用于合成孔径超声波成像的技术、系统和装置。在一个方面，一种方法包括：合成复合波形，该复合波形彼此相互正交的多个单独的正交编码波形形成，该多个单独的正交编码波形对应于不同的频带，且包括具有对应的相位的唯一的频率；从一个或多个发送位置朝目标发送基于复合波形的声波；以及在一个或多个接收位置处接收从对应于发送的声波波形的所述目标的至少部分返回的声能，其中，发送位置和接收位置的每一个包括相对于目标的换能器元件的阵列的空间位置和阵列的波束相位中心位置的一个或两者，并且发送的声波波形和返回的声波波形产生放大的有效孔径。

