



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102753104 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 24

(21) 申请号 201080060936. 3

代理人 王茂华

(22) 申请日 2010. 11. 09

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/14 (2006. 01)

61/259, 346 2009. 11. 09 US

61/259, 938 2009. 11. 10 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 07. 06

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/056000 2010. 11. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02011/057252 EN 2011. 05. 12

(71) 申请人 索诺赛特公司

地址 美国华盛顿州

(72) 发明人 J · J · 黄

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

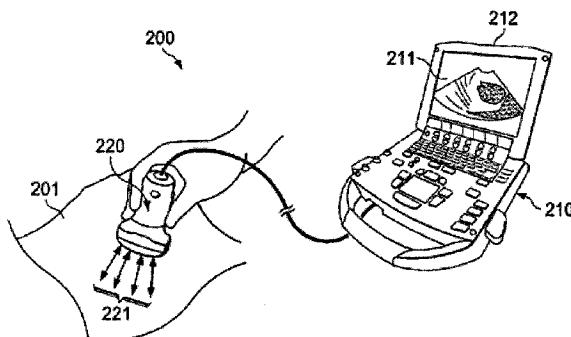
权利要求书 4 页 说明书 34 页 附图 35 页

(54) 发明名称

增强波束的系统和方法

(57) 摘要

本发明展示通过旁瓣降低和 / 或主瓣锐化来增强波束。各个实施方案利用动态分辨率、改善型动态分辨率和 / 或增强型动态分辨率技术来合成具有所需属性的波束，例如用于超声波成像的超声波束。各个实施方案同时针对每一样本形成第一样本波束和第二或辅助样本波束，以合成增强型扫描波束。根据本文的动态分辨率技术，可以根据所述两个样本波束的总和来形成新波束。各个实施方案的所合成功能具有降低的旁瓣和相对极小或相对不展开的主瓣。可以应用增强型动态分辨率波束锐化函数来提供进一步增强的波束，以便进一步窄化所述主瓣。



1. 一种方法,包括:

使用具有第一主瓣和一个或多个旁瓣的第一样本波束获得第一信号;

使用具有第二主瓣和一个或多个旁瓣的第二样本波束获得第二信号,其中所述第一主瓣的形状实质上与所述第二主瓣的形状不同;以及

使用所述第一信号和所述第二信号以及加权因子合成所需波束以提供第三信号。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中同时获得所述第一样本波束与所述第二样本波束。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述第一样本波束包括未切趾波束,并且所述第二样本波束包括切趾波束。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中所述第一样本波束包括辛克波束 (sinc beam),并且所述第二样本波束包括余弦切趾波束。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中选择所述第一主瓣的所述形状与所述第二主瓣的所述形状,以使所述第一主瓣和所述第二主瓣中一个主瓣的峰值与所述第一主瓣和所述第二主瓣中另一个主瓣的无讯区并置。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:

选择所述加权因子以提供与所述第一样本波束和所述第二样本波束相比具有一个或多个降低旁瓣的所述合成所需波束。

7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中所述选择所述加权因子进一步包括:

选择所述加权因子以与所述第一样本波束相比在所述合成所需波束的所述降低旁瓣与增加的主瓣宽度之间提供可接受平衡。

8. 根据权利要求 6 所述的方法,其中选择所述加权因子包括:

将所述加权因子的值的选择限制在 0 与 1 之间包含 0 和 1 的值范围。

9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中所述选择所述加权因子进一步包括:

当所述第一信号与所述第二信号中的一个信号内的杂波高时,为所述加权因子选择所述范围中的高值。

10. 根据权利要求 8 所述的方法,其中所述选择所述加权因子包括:

当所述第一信号与所述第二信号中的一个信号内的杂波低时,为所述加权因子选择所述范围中的低值。

11. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:

将所述获得第一信号、获得第二信号和合成所需波束重复多个循环;以及

在所述多个循环的各循环间动态地改变所述加权因子,从而选择所述加权因子以在所述多个循环的每一循环的所述合成所需波束的降低旁瓣与增加主瓣之间提供可接受平衡。

12. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述获得所述第一信号和获得所述第二信号包括:

声穿透对象;以及

在超声系统的换能器处接收传回的超声信号。

13. 一种方法,包括:

将波束信号分段成主瓣分量和旁瓣分量;

独立地处理所述主瓣分量和所述旁瓣分量中的至少一个分量;以及

重新组合被独立处理的所述主瓣分量与所述旁瓣分量。

14. 根据权利要求 13 所述的方法, 其中所述独立地处理所述主瓣分量和所述旁瓣分量中的至少一个分量包括 :

与所述主瓣分量和所述旁瓣分量中的另一个分量不同地加权所述主瓣分量和所述旁瓣分量中的所述至少一个分量。

15. 根据权利要求 14 所述的方法, 其中所述不同地加权所述主瓣分量和所述旁瓣分量中的所述至少一个分量包括 :

加权所述旁瓣分量以使其具有比所述主瓣分量的权重小的权重, 以进行所述重新组合。

16. 根据权利要求 13 所述的方法, 其中所述重新组合所述主瓣分量与所述旁瓣分量包括 :

组合非空旁瓣分量与所述主瓣分量。

17. 根据权利要求 13 所述的方法, 其中所述重新组合所述主瓣分量与所述旁瓣分量提供合成具有所需形状和几何特性的波束。

18. 根据权利要求 17 所述的方法, 其中所述合成波束的所述所需形状和几何特性包括比所述被分段波束尖锐的主瓣和旁瓣, 所述主瓣和旁瓣适于提供主瓣分辨率与旁瓣水平之间的平衡以改善图像质量。

19. 根据权利要求 13 所述的方法, 进一步包括 :

将所述分段、独立地处理和重新组合重复多个循环, 以优化使用来自所述重新组合的主瓣分量与旁瓣分量的信号所产生的图像中的细节分辨率和对比度分辨率。

20. 根据权利要求 19 所述的方法, 其中所述多个循环包括多个观看方向。

21. 根据权利要求 13 所述的方法, 其中通过合成波束技术提供分段成所述主瓣分量和所述旁瓣分量的所述波束信号。

22. 根据权利要求 21 所述的方法, 其中所述合成波束技术包括 :

使用具有第一主瓣和一个或多个旁瓣的第一样本波束获得第一信号 ;

使用具有第二主瓣和一个或多个旁瓣的第二样本波束获得第二信号, 其中所述第一主瓣的形状实质上与所述第二主瓣的形状不同 ; 以及

使用所述第一信号和所述第二信号以及加权因子合成波束以提供所述波束信号。

23. 根据权利要求 22 所述的方法, 其中所述第一样本波束包括未切趾波束, 并且所述第二样本波束包括切趾波束。

24. 根据权利要求 23 所述的方法, 其中所述第一样本波束包括辛克波束, 并且所述第二样本波束包括余弦切趾波束。

25. 根据权利要求 22 所述的方法, 进一步包括 :

选择所述加权因子以提供与所述第一样本波束和所述第二样本波束相比具有一个或多个降低旁瓣的所述合成波束。

26. 根据权利要求 25 所述的方法, 其中所述选择所述加权因子进一步包括 :

选择所述加权因子以与所述第一样本波束相比在所述合成波束的所述降低旁瓣与增加的主瓣宽度之间提供可接受平衡。

27. 一种方法, 包括 :

将波束信号分段成主瓣分量和旁瓣分量；
将波束锐化函数应用到所述主瓣分量；以及
在将所述波束锐化函数应用到所述主瓣分量之后，重新组合所述主瓣分量与所述旁瓣分量。

28. 根据权利要求 27 所述的方法，其中所述波束锐化函数包括：

从所述主瓣分量减去样本波束信号的被加权分量。

29. 根据权利要求 28 所述的方法，其中所述减去所述样本波束信号的所述被加权分量包括：

取所述样本波束信号的所述被加权分量与所述主瓣中的最小者。

30. 根据权利要求 28 所述的方法，其中所述减去所述样本波束信号的所述被加权分量包括：

迭代地从所述主瓣分量减去不同加权的样本波束分量。

31. 根据权利要求 28 所述的方法，其中所述样本波束的所述被加权分量包括被加权主瓣分量。

32. 根据权利要求 28 所述的方法，其中所述样本波束包括由切趾波束提供的信号。

33. 根据权利要求 32 所述的方法，其中所述切趾波束包括切趾余弦波束。

34. 根据权利要求 27 所述的方法，其中所述重新组合所述主瓣分量与所述旁瓣分量包括：

组合非空旁瓣分量与所述主瓣分量。

35. 根据权利要求 27 所述的方法，其中通过合成波束技术提供分段成所述主瓣分量和所述旁瓣分量的所述波束信号。

36. 根据权利要求 35 所述的方法，其中所述合成波束技术包括：

将第一波束信号分段成主瓣分量和旁瓣分量；

独立地处理所述主瓣分量和所述旁瓣分量中的至少一个分量；以及

重新组合被独立处理的所述主瓣分量与所述旁瓣分量。

37. 根据权利要求 35 所述的方法，其中所述独立处理所述主瓣分量与所述旁瓣分量中的至少一个分量包括：

与所述主瓣分量和所述旁瓣分量中的另一个分量不同地加权所述主瓣分量和所述旁瓣分量中的所述至少一个分量。

38. 根据权利要求 37 所述的方法，其中所述不同地加权所述主瓣分量与所述旁瓣分量中的所述至少一个分量包括：

加权所述旁瓣分量以使其具有比所述主瓣分量的权重小的权重，以进行所述重新组合。

39. 根据权利要求 35 所述的方法，其中所述合成波束技术包括：

使用具有第一主瓣和一个或多个旁瓣的第一样本波束获得第一信号；

使用具有第二主瓣和一个或多个旁瓣的第二样本波束获得第二信号，其中所述第一主瓣的形状实质上与所述第二主瓣的形状不同；以及

使用所述第一信号和所述第二信号以及加权因子合成波束以提供所述波束信号。

40. 根据权利要求 39 所述的方法，其中所述第一样本波束包括未切趾波束，并且所述

第二样本波束包括切趾波束。

41. 根据权利要求 40 所述的方法, 其中所述第一样本波束包括辛克波束, 并且所述第二样本波束包括余弦切趾波束。

42. 根据权利要求 39 所述的方法, 进一步包括 :

选择所述加权因子以提供与所述第一样本波束和所述第二样本波束相比具有一个或多个降低的旁瓣的所述合成波束。

43. 根据权利要求 42 所述的方法, 其中所述选择所述加权因子进一步包括 :

选择所述加权因子以与所述第一样本波束相比在所述合成波束的所述降低的旁瓣与增加的主瓣宽度之间提供可接受平衡。

增强波束的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求以下美国临时专利申请的权益:2009年11月9日提交的、标题为“SYSTEMS AND METHODS FOR SCAN BEAM SIDELOBE REDUCTION WHILE REDUCING THE MAINLOBE USING DYNAMIC RESOLUTION”的美国临时专利申请第61/259,346号;以及2009年11月10日提交的、标题为“SYSTEMS AND METHODS FOR SCAN BEAM SIDELOBE REDUCTION WHILE REDUCING THE MAINLOBE USING DYNAMIC RESOLUTION”的美国临时专利申请第61/259,938号;所述美国临时专利申请的全部公开内容以引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及波束成形,且更明确地说,涉及例如通过旁瓣降低和/或主瓣塑形来增强波束的系统和方法。

[0004] 发明背景

[0005] 在声谱系统中,声音信号由扫描头发射到身体或其它对象中,且反射信号由扫描头接收以进行图像处理。反射信号由声谱系统用以形成身体结构(例如,患者的组织)或其它相关对象的图像。用于这种声谱成像中的扫描头通常是手持型封闭体,其含有一个或多个独立的换能器,且可能含有其它电子器件。

[0006] 声谱系统扫描头的换能器在发射时将电能转换为机械能(声能)而从其表面辐射出去,且在接收时将撞击其表面上的机械能(声能)转换为电能。换能材料的个别部分称为一个元件,通常制造成例如长方形等特定几何形状。通常,这些换能器元件布置成规则的图案(阵列),其中中心布置为一条直线以形成线性阵列或相控阵列、沿着弧形成曲线阵列,或按照网格形成2D阵列。通常,换能器元件的这种规则图案在元件中心之间具有测量出的重复的间隔,称为间距。在声谱成像操作中,换能器元件通常成组地使用。这样一组换能器元件在一个维度上的总范围就是那一维度上的孔径。举例来说,对于线性阵列,一个维度是换能器元件的高度,而另一个维度是所用换能器元件数量乘以间距。

[0007] 无论是在发射操作中还是在接收操作中,都可以通过适当地使用上述成组换能器元件来形成超声波束。举例来说,通过以下步骤来形成接收波束:调整换能器元件信号的一个或多个属性(例如,延迟和/或加权以提供与具有所选孔径的换能器元件相对应的换能器元件波束成形信号),并对这些换能器元件波束成形信号求和以提供具有与特定点(所述特定点是“焦点”)相对应的最大信号响应的波束成形信号。以上换能器元件信号属性在本文称为波束成形参数。这些波束成形参数通常用以形成波束以拒斥从不需要的区域(例如,不同于所需“观看方向”的方向)接收到的杂波(例如,不需要的反射信号,等等)。

[0008] 确切地说,对来自换能器元件组的换能器元件信号施加延迟,使得如果从焦点发出窄脉冲,那么已被如此延迟的信号将在同一时间到达求和装置,且因此将得出最大值。来自焦点外的任何其它点的这种相同的窄脉冲将不会同时到达求和器,因此不会加和成像信号一样大。可以通过使用适当波束成形参数来形成具有特定形状(例如,宽度、长度、方向,等等)的波束。举例来说,可以形成“指向”所需“观看”方向的主瓣。

[0009] 不依赖于施加延迟来创建波束,可以对孔径进行切趾。切趾 (apodization) 是在对换能器元件信号求和之前,将潜在唯一的增益值施加 (加权) 到这些换能器元件信号的过程。可以将特定切趾函数应用到孔径以产生具有所需属性 (例如降低旁瓣) 的波束,从而进一步拒斥杂波。存在许多标准加权函数可以应用到孔径,但具体举例说明其中三种函数。这三种函数是均匀加权 (也称为矩形、棚车 (box car)、辛克 (sinc) 或非切趾)、汉宁 (Hanning, 也称为 Hann) 加权和余弦加权。汉宁加权 ($1+\cos(x)$) 与余弦加权 ($\cos(x)$) 彼此相关之处在于,汉宁加权是升余弦函数。在超声成像系统中可用于孔径切趾的其它数学函数为汉明 (Hamming) 函数、布莱克曼 - 哈里斯 (Blackman-Harris) 函数或其它特定应用窗函数。

[0010] 由均匀加权的孔径形成的波束称作辛克波束,由汉宁加权的孔径形成的波束称作汉宁波束,且由余弦函数加权的孔径形成的波束称作余弦切趾波束。通过依序变换超声波束 (例如,辛克波束、汉宁波束或余弦切趾波束) 来扫描对象,以形成图像。取决于实施方案,可以通过辛克波束或汉宁波束或其它类型的波束来形成超声图像。

[0011] 当连续调整波束成形参数 (例如,延迟),以使焦点沿着特定方向移动时,创建出动态聚焦波束。在提供波束扫描以进行声谱成像时,这些动态波束通常形成为使得焦点对于线性阵列来说沿笛卡尔空间 (Cartesian space) 中的直线,或在相控或曲线阵列中从顶点起沿着单一角。举例来说,通过依序调整换能器元件信号的波束成形参数,可以形成一系列波束以扫描相关体积 (例如,可以扫描患者体内的特定面积或深度)。可以聚集来自多个这种扫描波束的信息,以产生相关扫描体积的图像 (例如,患者皮下部分的超声图像)。举例来说,在超声 B 模式操作中,从不同观看方向的多个超声波束 (例如,在不同观看方向扫描的波束) 接收到的多行回声数据产生图像。这种从扫描波束产生图像在本文称为扫描体积成像。

[0012] 已知,由汉宁波束获取的单色信号 (monochromatic signal) 在数学上等于对获自辛克波束的信号与获自两个空间变换相邻辛克波束的信号均值进行求和,条件是这些波束根据尼奎斯特定理 (Nyquist theorem) 隔开。也就是说,左侧辛克波束的第一无讯区 (null) 和右侧辛克波束的第一无讯区必须与中心辛克波束的峰值对准。基于这些特性,通过处理获自三个邻近的根据尼奎斯特定理隔开的辛克波束的信号,已提出一项技术来改善雷达应用的性能。然而,在超声成像中,根据多个系统参数来选择线密度以获得最佳图像质量,因此,通常无法满足根据尼奎斯特准则来设置波束间或扫描线间的取样间隔。此外,在超声成像中,通常结合可变孔径来实施动态波束成形 (如同可能用于提供上述扫描样本波束)。换句话说,不同孔径大小用于在不同深度形成波束。因此,通常无法将例如可在雷达中实施的基于处理辛克波束的杂波减少技术用在超声扫描体积成像中。

[0013] 图 1A 说明上述扫描体积成像。具体来说,图 1A 所示的换能器 11 (具有换能器元件 E1 到 EN) 可以操作以提供这种扫描体积成像。在操作中,对换能器元件 E1 到 EN 的换能器元件信号进行处理,以形成指向正被成像的体积 15 内的特定区域的接收波束。可以形成这些波束来收集关于正被成像的体积 15 内的对象 (也称为相关对象) 的信息,所述对象例如对象 12 (例如,流体填充区域) 和表面 16 (例如,皮肤表面) 下存在的对象 13 (例如,组织结构)。

[0014] 应了解,用于扫描体积成像的信号 (例如,波束成形信号) 中的信号与杂波比越

高,所产生图像中的对比度分辨率将越高(例如,组织区别越好)。信号杂波的一个来源是上述旁瓣,所述旁瓣通常伴随有所产生波束的主瓣。与所需主瓣相关联的不需要的旁瓣的存在可以从图1A的说明中看到。具体来说,图1A中所说明的主瓣各自具有与其相关联的旁瓣(例如,与主瓣ML5相关联的旁瓣SL5,主瓣与旁瓣的组合在虚线部分中示出以帮助区分这些瓣与复合表示)。旁瓣的数量和水平以及其结构决定有多少不需要的离轴回声整合到所得波束成形信号中,从而使相关对象的所需回声中产生杂波。降低旁瓣的能力改善相关对象(例如图像中的组织)的对比度分辨率或可区分性。

[0015] 图像降级的另一个来源是用以收集图像信息的主瓣的宽度。举例来说,主瓣的宽度决定正被成像的体积内的对象被波束展开的方式。因此,主瓣的宽度通常与图像的细节分辨率有关。因此,通常需要形成用于上述扫描的波束具有窄焦距,以使得能够清晰地确定所产生图像中的相关对象。

[0016] 从上述内容可以了解到,主瓣的宽度、旁瓣的水平和旁瓣的结构(例如,旁瓣从主瓣外转的速度)对图像质量有很大影响。举例来说,非常清晰的波束能够实现较高分辨率图像。

[0017] 使用图1A的换能器11处理信号以产生图像可以包括通过对具有所选孔径的换能器元件所接收到的换能器元件信号适当地实施波束成形参数(例如,延迟和/或权重),来使用所选孔径(例如,一组所选换能器元件,例如换能器元件E11-E15)形成波束。举例来说,可以选择波束成形参数的延迟以提供具有所需焦点的主瓣ML11-ML15(例如,施加适当延迟提供波束,从而扫描正被成像的体积15的特定深度)。另外,波束成形过程可能涉及对从具有所选孔径的换能器元件接收到的信号施加适当权重(切趾过程),以便降低与主瓣相关联的旁瓣。因此,用于产生波束的波束成形参数可以包括复值(complex value),使得可以在量值和相位两方面修改从换能器元件接收到的信号。

[0018] 尽管通常降低波束的旁瓣,但使用孔径切趾过程展开主瓣。与使用上述典型波束成形(使用切趾过程)相关联的不良结果由图1B到图1D示出。图1B示出组织模拟幻象150(大体表示图1A所示的正被成像的体积15),其由左侧的流体填充区域A(例如,可以与图1A正被成像的体积的包括对象12的部分相对应)和右侧的组织区域B(例如,可以与图1A正被成像的体积的包括对象13的部分)组成。假定组织区域B包括具有相等散射横截面的点散射体(例如,点散射体14)的群集。当正被成像的体积(此处由组织模拟幻象150表示)被元件E1-EN的线性阵列所形成的一连串超声波束穿透时,形成图像。由于将从流体填充区域A接收到小散射密度,所以所得图像(在理想情况下)不会有针对流体填充区域A显示的那种灰度,而组织区域B将显示与所述模拟幻象中所示情形具有类似密度的点分布。

[0019] 如上所述,在常规超声成像系统中,用确定性数学函数切趾阵列的孔径,以部分地抑制旁瓣(进而加宽主瓣),从而改善图像对比度,或者不对孔径进行切趾以维持较窄主瓣,进而得出具有增多的杂波的较小成像点大小。每种情况都导致图像质量降级,且会显示失真的图像。

[0020] 图1C示出上述两种不同波束配置以说明所述问题。波束B_U是未切趾波束(例如,使用均匀加权函数确定波束成形加权分布所形成的辛克波束),其提供具有相对较高水平旁瓣的较窄主瓣。波束B_H是切趾波束(例如,使用升余弦加权函数确定波束成形加权分布

所形成的汉宁波束），其提供具有校对较低水平旁瓣的较宽（展开）主瓣。图 1C 中所说明的波束的量值成对数压缩，且旁瓣有圆齿，并逐渐外转。

[0021] 假定使用波束 B_U 和 B_H 来对相同区域成像，具体来说，图 1B 的组织模拟幻象 150 的组织区域 B 的一部分。波束 B_U 产生源自于由主瓣接收到的反射信号（例如，由点散射体 14 反射）的相关对象表示 101（如可以用于聚集成通过在由组织模拟幻象 150 表示的区域内在不同观看方向上扫描多个波束 B_U 而产生的图像）。波束 B_U 进一步产生源自于由旁瓣接收到的反射信号的假影 101-1 到 101-8（也可能会作为不需要的杂波聚集到所产生图像中）。同样，波束 B_H 产生源自于由主瓣接收到的反射信号（例如，由点散射体 14 反射）的相关对象表示 100（如可以用于聚集成通过在由组织模拟幻象 150 表示的区域内在不同观看方向上扫描多个波束 B_H 而产生的图像）。波束 B_H 进一步产生源自于由旁瓣接收到的反射信号的假影 100-1 到 100-4（也可能会作为不需要的杂波聚集到所产生图像中）。如图 1C 中可见，尽管是对对象的相同区域成像，但与波束 B_U 提供的相关对象表示 101 相比，波束 B_H 提供的相关对象表示 100 展开。同样如图 1C 中可见，波束 B_U 产生的假影（假影 101-1 到 101-8）比波束 B_H 产生的假影（假影 100-1 到 100-4）多（尽管较小）。

[0022] 可以通过扫描多个波束 B_U 或波束 B_H 以穿透正被成像的体积来产生声谱图像。举例来说，可以聚集成通过在由组织模拟幻象 150 表示的区域中扫描波束 B_U 和 B_H 中的各别波束而创建的表示，以形成相关对象的图像。然而，如可以从图 1C 的说明了解，当使用波束 B_U 时，所产生图像中的相关对象可能会相对尖锐，这是因为相关对象表示（例如，相关对象表示 101）相对较小，但假影（例如，假影 101-1 到 101-8）的数量由于较突出的旁瓣而较高。与使用波束 B_U 相关联的假影也从相关对象表示中的相应表示延伸较长的距离，从而进一步使所产生图像降级。也如从图 1C 的说明可以了解，当使用波束 B_H 时，所产生图像中的相关对象较不尖锐，这是因为相关对象表示（例如，相关对象表示 100）相对较大，但相关联假影（例如，假影 100-1 到 100-n）的数量由于较不突出的旁瓣而较低。此外，与使用波束 B_H 相关联的假影从相关对象表示延伸较短距离。因此，每个上述波束成形技术都会导致所产生的图像通常比所需质量差。如从上述内容可以了解，实现清晰波束而无显著旁瓣以提供高质量成像已证明是不现实的。

[0023] 发明概述

[0024] 本发明是针对例如通过使用动态分辨率 (DR) 波束合成技术来提供波束旁瓣降低的系统和方法。通过从多个波束（称作样本波束）合成 DR 波束，本发明实施方案的动态分辨率波束成形技术除了提供波束旁瓣降低之外，还提供增强的波束主瓣属性。

[0025] 各个实施方案通过对于正被成像的体积的每一扫描区域从样本波束获取多个波束成形信号来实施 DR 波束合成技术。举例来说，针对正被成像的体积（例如，组织区域）的每一扫描区域（例如，每一观看方向）形成第一样本波束（例如，可以使用辛克函数确定波束成形加权分布所形成的未切趾波束）和第二样本波束（例如，可以使用余弦函数确定波束成形加权分布所形成的切趾波束）两者。所得样本波束信号（例如，使用未切趾函数的波束成形信号和使用切趾函数的波束成形信号）用以通过本文的 DR 波束成形技术的操作来合成对应于来自高分辨率、低旁瓣波束的信号的波束成形信号。根据本发明的优选实施方案，可以在 DR 波束成形技术中对样本波束进行加权和组合，以得出最小的总功率。所得 DR 波束优选地具有降低的旁瓣和相对较小或相对未展开的主瓣。

[0026] 在实施方案的改善型动态分辨率 (IDR) 波束合成技术中, 对 DR 波束进行分段以合成具有所需属性的 IDR 波束。举例来说, 可以例如使用样本波束 (例如, 上述第二样本波束) 将 DR 波束分段成其主瓣分量和其旁瓣分量。这些波束分量优选地是独立地操纵或以其它方式进行处理, 以便更改其一个或多个属性 (例如, 应用不同权重)。本文的 IDR 波束合成技术操作以从被操纵的分段波束分量合成 IDR 波束 (例如, 主瓣分量应用较大权重, 而旁瓣分量应用较小权重), 具体是通过重新组合这些波束分量以合成 IDR 波束。

[0027] 如果需要, 那么可以将锐化函数应用到 DR/IDR 波束, 以提供更进一步增强的波束。被应用锐化函数的 DR/IDR 波束在本文称为增强型动态分辨率 (XDR) 波束。被应用锐化函数的 XDR 波束提供比相应 DR/IDR 波束窄的主瓣。另外, 这种 XDR 波束的旁瓣可以在一定程度上得到进一步抑制以实现较高图像质量。

[0028] 尽管 IDR 和 XDR 波束处理的实施方案可以利用如上所述的 DR 波束处理的波束合成, 但本文概念的应用并不限于使用 DR 波束合成。举例来说, 可以关于辛克波束和余弦切趾波束应用 IDR 和 / 或 XDR 波束锐化处理的实施方案, 而不使用 DR 波束 (例如, 通过处理辛克和余弦切趾波束得到的最小功率波束)。

[0029] 本发明实施方案的一个特征在于优化了每一波束成形样本在所产生图像的样本空间中的聚焦性能。本发明实施方案的另一特征在于最小化了频谱泄漏且改善了脉冲波 (“PW”)、连续波 (“CW”) 和彩色血流处理中的频谱分辨率, 具有或不具有编码激励和代码模式。本发明的又一特征在于实施方案可以轻易地调适成用于许多类型的系统, 例如多线波束成形、合成孔径波束成形和高帧速率波束成形。

[0030] 本文概念的实施方案可以应用到超声成像, 以提供波束旁瓣降低。然而, 本文概念并不限于关于超声成像的应用。可以对于可见光、红外线、射频和其它成像技术来应用各个实施方案。

[0031] 上文已相当广泛地概述了本发明的特征和技术优点, 以便可以更好地理解本发明的以下详细描述。下文将描述形成本发明权利要求书主旨的本发明的额外特征和优点。所属领域的技术人员应了解, 所公开的概念和特定实施方案可以轻易地用作修改或设计用于执行本发明的相同目的的其它结构的基础。所属领域的技术人员还应认识到, 这种等效构造并不脱离如由附属权利要求书所阐述的本发明的精神和范围。可以结合附图从以下描述更好地理解认为是本发明特征的新颖特征的组织和操作方法, 以及其它目标和优点。然而, 应明确理解, 每一幅图都是仅为了说明和描述目的而提供的, 并不旨在定义对本发明的限制。

[0032] 附图简述

[0033] 为了更完整地理解本发明, 现在结合附图参考以下描述, 在附图中:

[0034] 图 1A 到图 1C 示出旁瓣降低的必要性和试图以常规方法降低旁瓣时所固有的问题;

[0035] 图 2A 和图 2B 示出根据本发明实施方案的适于提供动态分辨率处理、改善型动态分辨率处理和 / 或增强型动态分辨率处理的系统;

[0036] 图 3A 示出根据本发明实施方案的可以由动态分辨率波束合成技术使用的第一样本波束和第二或辅助样本波束的实施例;

[0037] 图 3B 示出根据本发明实施方案的可以由图 3A 的样本波束合成的示例性动态分辨

率波束；

[0038] 图 4 示出使用本发明实施方案的 DR 波束产生的图像的表示；

[0039] 图 5A 和图 5B 示出根据本发明实施方案的适于合成例如图 3B 的动态分辨率波束的动态分辨率波束的图 2 系统的实施方案的细节；

[0040] 图 6 示出根据本发明实施方案的图 5A 和图 5B 的 DR-XDR 处理器的示例性操作；

[0041] 图 6A 到图 6C 示出根据实施方案，根据图 6 的处理操作来组合第一样本波束信号和第二或辅助样本波束信号的信号，以进行动态分辨率波束合成；

[0042] 图 6D 到图 6I(3) 示出根据实施方案，根据图 6 的处理操作来隔离主瓣信号分量与第一样本波束信号，以进行改善的动态分辨率波束合成；

[0043] 图 6J 到图 6L(4) 示出根据实施方案，根据图 6 的处理操作来在增强型动态分辨率波束合成的迭代操作中使用波束塑形函数；

[0044] 图 7A 到图 7C 为根据本发明实施方案的示例性样本波束和从其合成的增强型动态分辨率波束的曲线图；

[0045] 图 8 示出应用到一维处理的本发明概念的一个实施例；

[0046] 图 9 示出根据本发明实施方案使用不同参数集合处理的各种波束；

[0047] 图 10 示出根据本发明实施方案处理的各个波束之间的关系；

[0048] 图 11 示出将大放大因子应用到本文实施方案的辅助样本波束时，两个主瓣波束信号的量值之间的差异；

[0049] 图 12 示出根据本发明实施方案而利用的波束塑形函数的一个实施例；

[0050] 图 13A 和图 13B 示出分裂以降低残余主瓣、动态分辨率波束的旁瓣以及所得波束的主瓣；

[0051] 图 14 示出本发明实施方案的在多次迭代之后的增强型动态分辨率波束的实施例；

[0052] 图 15A 到图 15G 示出根据本发明实施方案而产生具有不同波束特性的新分量信号；以及

[0053] 图 16A 到图 16E 示出根据本发明实施方案的用于波束分解和合成的波束。

[0054] 发明详述

[0055] 图 2A 示出根据本发明实施方案调适的超声成像系统的实施方案。应了解，参考超声成像描述了示例性实施方案，以便提供更具体实施例来辅助理解本文概念。然而，本发明的概念并不限于关于超声成像的应用。因此，本文概念可以应用于其中使用发射信号的反射的许多技术，例如可见光、红外线和射频成像技术。

[0056] 超声成像系统 200 被展示为包括与扫描头 220 通信的系统单元 210。实施方案的系统单元 210 包括处理器式系统，所述处理器式系统可操作以控制扫描头 220 的换能器（例如，图 1A 所示的换能器 11）使用扫描波束 221 发射和接收超声信号，以提供扫描体积成像。因此，实施方案的系统单元 210 的处理器式系统处理所接收到的超声信号以产生图像 211、显示在显示器 212 上，从而表示正被成像的体积 201 的一部分。关于可以根据本发明概念加以调适的成像系统的细节提供于同在申请中且共同让渡的标题为“Modular Apparatus for Diagnostic Ultrasound”的美国专利申请第 12/467,899 号中，所述美国专利申请案的公开内容在此以引用的方式并入本文中。

[0057] 关于超声成像系统 200 的实施方案的更多细节展示于图 2B 的高级功能方块图中。如图 2B 所示,扫描头 220 的换能器可以包括与发射 / 接收电路 221(例如,可以包括放大器、缓冲器、多路复用器,等等)通信的超声元件(例如,具有换能器元件 E1 到 EN 的图 1A 的换能器 11)阵列,且可操作以可控制地发射和接收超声信号。

[0058] 图 2B 的系统单元 210 包括波束成形器 213、DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214、超声图像处理电路 215 以及显示器 212。波束成形器 213 操作以对于提供给换能器 11/ 从换能器 11 提供的信号提供波束成形。DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 操作以提供如本文所述的动态分辨率波束合成处理。超声图像处理电路 215 操作以使用由 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 合成的动态分辨率(例如,DR、IDR 和 / 或 XDR)波束信号来形成超声图像(例如,B 模式、M 模式、多普勒模式、3 维、4 维,等等),例如以供显示于显示器 212 上。

[0059] 应了解,可以根据本发明实施方案利用图 2B 所说明功能方块的额外和 / 或替代功能方块。举例来说,例如在通过超声成像系统 200 实施数字波束成形或数字信号处理的情况下,可以利用一个或多个模拟数字转换器(ADC)和 / 或数字模拟转换器(DAC)。此外,功能方块的分布可以与图 2A 中所示不同。举例来说,例如在扫描头 220 与系统单元 210 之间需要“细线”连接的情况下,可以将波束成形器 213 安置在扫描头 220 中。

[0060] 可以基于自适应性波束成形过程来优化与询问组织位置相关联的信号中的信号与杂波比,如可以由波束成形器 213 来实施。在自适应性波束成形过程中,针对每一样本位置使用对来自所有换能器元件(或换能器元件的某一选定子集)的信号的量值和相位的一系列矩阵操作。矩阵的维度通常与阵列孔径的维度成比例。当孔径如在常规超声成像系统中为较大(例如,为 32、64 或 128)时,实施方案所需的处理功率非常高,且可能对于一些系统应用而言为过高的。

[0061] 波束成形器 213 的样本波束波束成形器(sample beam beamformer)213a 和 213b 利用延迟与求和波束成形过程来根据实施方案产生扫描体积内询问组织位置的波束成形信号。延迟与求和波束成形是通过在补偿换能器元件之间的到达时间差异之后整合从换能器元件(所有换能器元件或换能器元件的某一所选子集)接收到的信号来完成。波束成形器的输出是取决于组织的散射横截面的分布而改变量值和相位的波束成形信号。

[0062] 在根据实施方案的操作中,波束成形参数的第一集合(例如,延迟和 / 或权重的第一集合)提供第一样本波束,同时波束成形参数的第二集合(例如,延迟和 / 或权重的第二集合)提供第二样本波束。举例来说,样本波束波束成形器 213a 可以实施波束成形参数的第一集合以形成第一样本波束(例如,未切趾波束),而样本波束波束成形器 213b 实施波束成形参数的第二集合以形成第二或辅助样本波束(例如,切趾波束)。因此,样本波束波束成形器 213a 和 213b 同时提供两个不同的波束成形信号以用于根据本发明实施方案的动态分辨率处理。

[0063] 从上述内容应了解,在波束成形信号中,来自多个换能器元件(所有换能器元件或换能器元件的某一选定子集)的信号被整合成单一波束成形信号。因此,在个别换能器元件处接收到的信号(例如,回声信号)的相位和量值丢失。因此,在波束成形之后改善波束成形信号是一项技术难题。然而,使用本文的 DR、IDR 和 / 或 XDR 波束合成概念,有可能改善波束成形后的波束性能。

[0064] 超声成像系统 200 的实施方案实施本文描述的动态分辨率(DR)波束合成、改善型

动态分辨率 (IDR) 波束合成和 / 或扩展动态分辨率 (XDR) 波束合成技术。举例来说, DR 波束合成技术可以由超声成像系统 200 的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 实施, 从而获取由波束成形器 213 的样本波束波束成形器 213a 和 213b 针对正被成像的对象 (例如, 组织) 的每一扫描区域提供的多个波束成形信号以合成 DR 波束。所合成的 DR 波束的信号可以由超声成像系统 200 的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 进一步处理 (例如使用本文描述的分段技术), 以提供 IDR 和 / 或 XDR 波束合成。

[0065] 根据本发明实施方案的 DR 波束合成技术从询问组织位置同时获取两个波束成形信号。举例来说, 使用波束成形器 213 针对正被成像的体积 201 的每一扫描区域 (例如, 每一观看方向) 中的每一样本点形成第一样本波束 (例如, 图 3A 的波束 B_u) 和第二或辅助样本波束 (例如, 图 3A 的波束 A) 两者。一种使所合成的 DR 波束 (例如, 图 3B 的波束 B_o) 中的旁瓣最小化的方式是形成相位、形状和量值在组合样本波束以合成 DR 波束时使旁瓣最小化的这种样本波束。因此, 如可以从图 3A 的说明了解, 实施方案的样本波束适于提供峰值和无讯区, 所述峰值和无讯区协作以合成在组合时具有所需属性的 DR 波束。也就是说, 与第一样本波束 $B_u(\theta)$ 相关联的旁瓣可以使用第二或辅助样本波束 $A(\theta)$ 来降低, 以产生质量更好的 DR 波束 $B_o(\theta)$ 。

[0066] 本发明的用于使旁瓣最小化的 DR 波束合成技术的实施方案可以用未被切趾而形成的第一样本波束和通过使用余弦函数 (例如, $\cos(\theta)$) 对孔径进行切趾而形成的第二样本波束或辅助样本波束来实施。举例来说, 来自阵列的未切趾波束图案 (图 3A 的波束 B_u) 可以由辛克函数辛克 (θ) 来描述。函数辛克 (θ) 在 $\theta = \pm n\pi$ 或辛克 ($\pm \pi$) = 0 而辛克 (0) = 1 的零点交叉为振动的。如果来自阵列的波束图案是使用余弦函数来切趾 (例如, 图 3A 的波束 A), 那么余弦切趾波束对称地分裂成两个几何变换分量辛克波束, 其两个峰值与未切趾波束的第一旁瓣对准, 而无讯区位于原点 $A(0) = 0$ 处; A 是第二样本波束或余弦切趾波束。因此, 当应用于使用辛克函数形成的未切趾样本波束时, 余弦切趾波束可以用作辅助样本波束以用于旁瓣降低。应了解, 尽管本文中提及辛克波束和余弦切趾波束来演示 DR 波束合成过程, 但根据本发明的概念, 可以使用样本波束的其它组合来处理信号以用于重构具有改善的图像质量的图像。

[0067] 由样本波束形成的样本波束成形信号由图 2B 的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 用来合成与本发明的 DR 波束 (例如, 图 3B 的 B_o) 相对应的信号。举例来说, 使用样本波束的几何和 / 或形态特性, 对来自样本波束的信号进行组合以合成具有所需特征的 DR 波束。在样本波束提供组合起来会消除不良属性 (例如, 旁瓣) 的几何和 / 或形态特性的情况下, 实施方案的 DR 波束合成可以操作以对样本波束求和 (例如, $B_o = B_u + \alpha A$)。然而, 在样本波束提供组合起来会增加不良属性 (例如, 旁瓣) 的几何和 / 或形态特性的情况下, 实施方案的 DR 波束合成可以操作以减去样本波束 (例如, $B_o = B_u - \alpha A$)。因此, 应了解, 本文关于使用样本波束合成 DR 波束而提供的数学关系可以取决于组合 / 消除所用特定样本波束的特征而实施正负号改变。

[0068] 如从下文描述将更好地理解, 上述实施例中的 α 定义从第二样本波束接收到的少量信号, 用于消除第一样本波束中不需要的部分。根据实施方案, 使用参数 α 来在 DR 波束合成中提供旁瓣减缓与主瓣展开之间的平衡。因此, 通过本文动态分辨率波束成形技术操作合成的 DR 波束优选地具有降低的旁瓣和相对较小或未展开的主瓣。

[0069] 提供以下论述以辅助更好地理解本发明实施方案的DR波束合成过程。当使用第一样本波束 $B_u(\theta)$ 来扫描正被成像的体积时,通过扫描对象 $O(\theta)$ 上的第一样本波束 $B_u(\theta)$ 而接收到的所得波束成形信号 $I_u(\theta)$ 可以被描述为 $I_u(\theta) = \int O(\phi - \theta) * B_u(\phi - \theta) d\phi$ 。假定第一样本波束 $B_u(\theta)$ 可以分解为两个分量 $B_{uM}(\theta)$ 和 $B_{uS}(\theta)$, 其中波束分量 $B_{uM}(\theta)$ 是所需波束分量(例如, 主瓣), 且波束分量 $B_{uS}(\theta)$ 是不需要的波束(例如, 旁瓣), 且其中 $B_u(\theta) = B_{uM}(\theta) + B_{uS}(\theta)$ 。因此, $I_u(\theta) = \int O(\phi - \theta) * B_u(\phi - \theta) d\phi = I_{uM}(\theta) + I_{uS}(\theta)$ 。

[0070] 第二样本波束 $A(\theta)$ 可以是辅助波束, 其“观看”或指向与第一样本波束 $B_u(\theta)$ 的方向相同的方向(θ)。假定第二样本波束 $A(\theta)$ 也可以分解为两个分量 $A_M(\theta)$ 和 $A_S(\theta)$, 其中 $A(\theta) = A_M(\theta) + A_S(\theta)$ 。因此, $I_A(\theta) = \int O(\phi - \theta) * A(\phi - \theta) d\phi = I_{AM}(\theta) + I_{AS}(\theta)$ 。从上文可以看出, 可以根据 $B_o(\theta) = B_u(\theta) + \alpha A(\theta) = B_{uM}(\theta) + \alpha A_M(\theta) + B_{uS}(\theta) + \alpha A_S(\theta)$ 形成DR波束 $B_o(\theta)$ 。因此, 可以通过确定 α 以使 $\|B_{uS}(\theta) + \alpha A_S(\theta)\|^2$ 的差异最小化或 $\min_{\alpha} \|B_{uS}(\theta) + \alpha A_S(\theta)\|^2$ 来降低旁瓣信号 $B_{uS}(\theta)$ 。这样在效果上等同于 $\min_{\alpha} \|I_{uS}(\theta) + \alpha I_{AS}(\theta)\|^2$ 。

[0071] 根据本发明实施方案, 为了不使DR波束的主瓣降级, 需要得自第二或辅助样本波束 $\alpha I_{AM}(\theta)$ 的主瓣的波束信号分量尽可能小。也就是说, 非零 $\alpha I_{AM}(\theta)$ 通常导致所合成的DR波束 $B_o(\theta)$ 中主瓣 $B_{uM}(\theta)$ 至少在某种程度上展开。为了在与第二样本波束 $A(\theta)$ 组合时, 不更改样本波束 $B_u(\theta)$ 的观看或指向方向, 实施方案的第二样本波束 $A(\theta)$ 包括与第一样本波束的主瓣 $B_{uM}(\theta)$ 对应放置的无讯区。换句话说, 如果 $A(0) = 0$, 且 $B_o(0) = B_{uM}(0)$, 那么当来自旁瓣的杂波能量由于对消过程 $B_u(\theta) + \alpha A(\theta)$ 而得以最小化时, $B_{uM}(\theta)$ 的观看或指向方向不会更改, 只是主瓣可能会由于 $B_{uM}(\theta) + \alpha A_M(\theta)$ 处理而稍稍展开。

[0072] 可以通过预定最小值和最大值来限定参数阿尔法 α 。举例来说, 实施方案的参数 α 优选地限定在0与1之间, 以避免由数据获取或其它数字处理导致的错误。应了解, 可能存在以下情形: 通过使用来自第二样本波束(例如, 上述余弦切趾波束)的信号来消除来自样本波束(例如, 上述辛克波束)的杂波信号并不现实。举例来说, 当杂波水平相当高时, 或来自不需要的方向的信号过高以至于可能需要比用第二样本波束能够容易实现的波束更好的更高性能旁瓣消除波束时。在这种情形中, 可以根据本发明实施方案, 将参数 α 的值设置为预定最大可接受值(例如, 1)。

[0073] α 为零表示以下情形: 旁瓣在第一样本波束(例如, 辛克波束)中是低的, 且不需要来自第二或辅助样本波束(例如, 余弦切趾波束)的信号在DR波束合成中用于旁瓣消除。在对比度方面, 当 α 等于1时, 需要因为旁瓣而从第二或辅助样本波束(例如, 余弦切趾波束)接收到的信号来用于在DR波束合成中消除第一样本波束(例如, 辛克波束)的旁瓣。因此, 在实施方案的辛克波束/余弦切趾波束DR波束合成实施例中, 当 $\alpha = 0$ 时, 所合成的DR波束是辛克波束($B_o = B_u + \alpha A = B_u + 0A = B_u$), 而当 $\alpha = 1$ 时, 所合成的DR波束是升余弦或汉宁波束($B_o = B_u + \alpha A = B_u + 1A$)。在0与1之间的 α 值提供宽度在辛克波束主瓣与升余弦切趾波束主瓣之间改变的所合成DR波束主瓣, 而旁瓣根据从余弦切趾波束旁瓣接收到的少量信号而降低。

[0074] 可以实施优化过程以计算消除第一样本波束(例如, 辛克波束)的不需要部分所需的来自第二或辅助样本波束(例如, 余弦切趾波束)的信号量。然而在本发明实施方案

的 DR 波束合成过程中,在这种优化过程中可以使用目标函数的不同选择。可以选择基于使波束中的杂波信号功率最小化的准则来计算上述参数 α 。也就是说,本发明实施方案的参数 α 有效地确定将与第一样本波束信号组合以合成 DR 波束的少量第二或辅助样本波束信号,从而可以根据实施方案选择用于选择参数 α 的目标函数,使得当组合样本波束时,杂波信号的功率得以最小化。

[0075] 在本发明实施方案的 DR 波束合成过程中,可以在样本之间(例如,观看方向之间)动态地改变参数 α 。由于实施方案的参数 α 在旁瓣消除过程中是通过基于来自样本波束(例如,辛克波束和余弦切趾波束)的测量使波束的总杂波功率最小化来加以选择,所以可以对于 DR 处理图像中的每一样本实现细节分辨率与对比度分辨率的良好平衡。举例来说,在旁瓣高的样本位置,可以将参数 α 设置为高或上限(例如,在上述实施例中为 1),且利用第二样本波束来合成具有低旁瓣的 DR 波束(其外转速率快)。然而,所合成的 DR 波束的主瓣宽度可能会受到第二样本波束的影响而展开,从而使得图像分辨率可能会较差。在从邻近位置接收到较少杂波的样本位置,可以将参数 α 设置为低或下限(例如,在上述实施例中为 0),且在合成 DR 波束时实质上仍不使用第二样本波束。由于在这个实施方案中没有利用切趾,所以所合成的 DR 波束的主瓣较窄。因此,图像中的旁瓣消除参数在上述实施例中从 0 变化到 1。因此,所述 DR 波束合成过程有效地在图像中的细节分辨率与对比度分辨率之间做出了尽可能最好的折衷。

[0076] 为了说明上述概念,图 3B 的波束 B_0 示出从样本波束 B_u 和 A 的样本波束信号合成的 DR 波束 $B_0(\theta)$ 的表示(例如, $B_0(\theta) = B_u(\theta) + \alpha A(\theta)$, 其中 $\alpha = 1$)。波束 B_0 的旁瓣已大大降低。然而,如由图 3A 的 W1 和图 3B 的 W2 所示,主瓣与辛克波束的主瓣相比来说相对加宽。尽管这种展开的主瓣通常会降低所得图像的分辨率,但可以由这个实施方案的 DR 波束通过平衡相对轻微的主瓣展开与显著的旁瓣降低来提供改善的图像质量。

[0077] 图 4 示出使用根据本发明实施方案合成的 DR 波束产生的图像的表示。具体地说,图 4 示出图像 460,其展示正被成像的体积内的相关对象(例如,聚集以表示相关对象的相关对象表示 400),其是由扫描样本波束(例如,图 3A 的样本波束 B_u 和 A)产生以合成 DR 波束(例如,图 3B 的 DR 波束 B_0)。如图所示,在图 3B 中,图像 460 的动态显示范围对应于在下部截止点 G_L 与上部截止点 G_H 之间的 DR 波束信号中的信息。图像 460 中没有旁瓣假影可见,这是因为所合成的 DR 波束的旁瓣已快速下降,且旁瓣创建的图像低于下部截止点 G_L 。对应于点散射体 14 的所产生图像在图像 460 中仅稍微展开,这是因为 DR 波束的主瓣宽度减小了。因此,很好地保留了图像的纹理,且极少有或没有假影存在于图像 460 的区域 A 或 B 中。

[0078] 图 5A 和图 5B 示出适于使用多个样本波束(例如,图 3A 的样本波束 B_u 和 A)合成 DR 波束(例如,图 3B 的 DR 波束 B_0)的超声成像系统 200 的实施方案的额外细节。图 5A 和图 5B 的示例性系统利用波束成形器 213 来形成两个样本波束信号以用于 DR 波束合成。所示实施方案的波束成形器 213 包括可在控制处理器(例如 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214)的控制下操作的各个信号处理、加权和组合电路,以形成如本文所述的样本波束信号。

[0079] 在所示实施方案中,从换能器元件(例如,图 1A 所示的换能器元件 E1-EN)提供的信号由放大器 51-1 到 51-N(例如,可以包括低噪声放大器)处理,从而提供换能器信号放大以用于随后的波束成形处理。元件 52-1 到 52-N 为每一换能器元件信号提供信号相位调

整（延迟），且元件 53-1 到 53-N 为每一换能器元件信号提供信号振幅调整加权）。因此，元件 52-1 到 52-N 和元件 53-1 到 53-N 都将波束成形参数应用到换能器元件信号。组合器 54 和 55 提供换能器元件信号的组合（例如，求和），以形成所得波束信号。因此，元件 52-1 到 52-N 与组合器 55 协作以提供本发明实施方案的样本波束波束成形器 213a，且元件 52-1 到 52-N、元件 53-1 到 53-N 与组合器 54 协作以提供实施方案的样本波束波束成形器 213b。[0080] 在图 5A 的实施方案中，将被适当延迟的换能器元件信号在组合器 55 进行组合，以提供辛克波束信号作为上述第一样本波束信号。将被适当延迟并加权的换能器元件信号在组合器 54 进行组合，以提供余弦切趾波束信号作为上述第二或辅助样本波束信号。在根据本发明实施方案的操作中，辛克波束与余弦切趾波束是同时形成（例如，使用同一换能器元件信号集合）。

[0081] 如果需要，那么可以根据实施方案在 DR 波束合成处理之前、同时或之后提供波束信号调节和 / 或处理。举例来说，将所示实施方案的余弦切趾波束信号提供给正交带通滤波器 56-1，而将辛克波束信号提供给正交带通滤波器 56-2 以促进向量空间中的 DR 波束合成处理。额外或替代样本波束信号调节可以包括模拟数字转换（例如，本文使用数字信号处理器（DSP）来合成 DR 波束）、放大、噪声消除，等等。

[0082] 将辛克波束信号和余弦切趾波束信号提供给所示实施方案的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 以用于 DR 波束信号合成。图 5A 中所示的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 的实施方案包含多个波束处理电路，此处展示为 DR 处理 511、IDR 处理 512 和 XDR 处理 513，以提供如本文所述的动态分辨率处理。然而，应了解，本发明实施方案可以不实施所示实施方案的所有波束处理电路。举例来说，如果需要，那么实施方案可以仅实施如本文所述的 DR 处理（例如，DR 处理 511）或 DR 处理与 IDR 处理的组合（例如，DR 处理 511 和 IDR 处理 512）。DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 可以包括可在指令集合控制下操作以提供如本文所述操作的通用处理器、配置成提供如本文所述波束处理电路的 DSP、特定应用集成电路（ASIC）、可编程门阵列（PGA），等等。在下文参考图 6 的处理更完整地描述这种 DR/IDR/XDR 波束合成处理器的操作。

[0083] 应了解，根据本发明实施方案合成的波束信号用于图像产生，例如上述的超声图像产生。因此，实施方案的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 的输出被提供给用于这种图像产生的电路。举例来说，所示实施方案的所合成的动态分辨率波束信号被提供给检测和压缩电路 59，以便去除信号的相位并提供信号量值的映射以进行扫描转换。实施方案的扫描转换器 501 将信号量值从获取空间变换到显示空间，以通过显示器 212 呈现给用户。

[0084] 实施余弦切趾波束的问题之一在于组合换能器元件信号（例如，在图 5A 的组合器 54 处）。余弦函数在 -1 与 +1 之间振荡。因此，当执行加权与求和时，一个换能器元件信号（通道）可以是 -1，而另一个换能器元件信号（通道）可以是 +1，由此存在一个通道会与其它通道对消的可能性。与使用余弦函数相关联的每一通道的正负值可能在波束成形中引起延迟与求和过程的对消，从而导致动态范围限制。此外，由于余弦函数是从 -1 到 +1 且因此穿过零，所以某些换能器元件将会接收到极小的信号。为了克服这个问题，图像处理系统的前端电路（例如，前端电路的 A/D 转换器）可能需要具有极宽动态范围。

[0085] 与使用余弦切趾相关联的上述问题在图 5B 的实施方案中得以避免，在图 5B 中，通过波束成形器 213 形成升余弦切趾波束（例如，汉宁波束）。因此，并不是使用波束成形器

来直接形成余弦切趾波束，图 5B 的实施方案操作以除了形成用于 DR 波束合成的辛克波束之外，还形成升余弦切趾波束（例如，汉宁波束）。此后，可以通过取第一样本波束（此处为辛克波束）与升余弦切趾波束的信号之间的差来计算用于上述 DR 波束合成的第二或辅助样本波束信号。因此，在图 5B 的实施方案中，将被适当延迟的换能器元件信号在组合器 55 进行组合，以提供辛克波束信号作为上述第一样本波束信号。将在升余弦函数中加权的换能器元件信号在组合器 54 进行组合，以提供升余弦切趾波束信号。在前端形成这种升余弦切趾波束的优点在于组合器 54 仅需要处理正信号，从而进一步抑制噪声。

[0086] 在超声成像中，通常结合可变孔径实施动态聚焦。换句话说，不同孔径大小用于在不同深度形成波束。一般来说，优选地随着深度增加而增加孔径大小，以维持图像中各个深度处的分辨率。可以使用具有随深度而变化的不同大小的孔径形成辛克波束和余弦切趾波束。由于在波束成形器中实施的通道数量通常有限，所以用于波束成形的孔径大小在某一深度停止增大，此时利用了可用于波束成形的所有通道。从这个特定深度开始，所有接收通道用于以恒定孔径形成波束。

[0087] 在产生例如升余弦波束信号时，图 5B 中所示实施方案的放大器 51-I 到 51-N 的输入表示来自换能器的特定换能器元件的信号。对于 N 通道波束成形器来说，最大孔径包括 N 个换能器元件以形成具有 N 个通道的波束。当孔径随深度而变化时，某些计算可能仅需要使用换能器元件的子集（例如，可以针对选定换能器元件或选定孔径计算用于各个深度的升余弦函数）。在优选实施方案中，对于每一升余弦函数计算来说，实施方案的系统寻求最好的加权集合（例如，用于元件 51-I 到 52-N 和元件 53-I 到 53-N 中的适当元件的设置），以使用两个样本波束实现最好的 DR 波束。

[0088] 在信号由图 5B 的组合器 54 和 55 组合之后，所得波束信号自身由组合器 57 组合，从而在所示实施方案中提供减法组合，以提供第二或辅助样本波束（此处为余弦切趾波束）以供用于根据实施方案的 DR 波束合成中。从以上论述应了解，如最初由组合器 54 产生的升余弦或汉宁波束可以是来自特定情形（例如，在实施方案中，参数 $\alpha = 1$ 的情况）下的 DR 波束合成处理的所得波束。因此，并非从第一样本波束和第二或辅助样本波束重新产生升余弦切趾波束，而是实施方案可以利用最初由组合器 54 产生的升余弦切趾波束。因此，组合器 54 的输出被示为连接到 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214，以除了第一样本波束（辛克波束）和第二样本波束（余弦切趾波束）之外，还将升余弦切趾波束信号提供给 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214。

[0089] 辛克波束信号和余弦切趾波束信号提供给所示实施方案的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214，以用于如本文所述的动态分辨率波束信号合成。因此，图 5B 实施方案的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 可以如上文关于图 5A 所述来配置。

[0090] 如同上述图 5A 的实施方案，根据本发明实施方案，如果需要，那么可以在 DR 波束合成处理之前、同时或之后提供波束信号调节和 / 或处理。举例来说，在图 5B 的实施方案中，DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 在 RF 范围内操作（也就是说，信号被组合为 RF 信号），且所示实施方案的所合成的动态分辨率波束信号被提供给正交带通滤波器 56 以用于信号调节。额外或替代波束信号调节可以包括模拟数字转换（例如，本文使用数字信号处理器（DSP）来合成 DR 波束）、放大、噪声消除，等等。

[0091] 如同图 5A 的实施方案，由图 5B 实施方案的 DR-XDR 处理器 214 合成的 DR 波束信

号被提供给提供图像产生的电路。具体来说,所示实施方案的所合成的 DR 波束信号被提供给检测和压缩电路 59,以便去除信号的相位并提供信号量值的映射以用于扫描转换。所示实施方案的扫描转换器 501 将信号的量值从获取空间变换到显示空间,以通过显示器 212 呈现给用户。

[0092] 图 6 示出动态分辨率波束合成过程的实施方案的细节,所述过程可以由图 5A 和图 5B 的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 提供,以用于实现根据本文概念的扫描波束的旁瓣降低。具体地说,在图 6 所示的实施方案中,展示于上部点线上方的处理提供对应于图 5A 的 DR 处理 511 的操作的 DR 波束合成,展示于上部点线与下部点线之间的处理提供对应于图 5A 的 IDR 处理 512 的操作的 IDR 波束合成,且展示于下部点线下方的处理提供对应于图 5A 的 XDR 处理 513 的操作的 XDR 波束合成。

[0093] 在实施方案的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 的 DR 处理 511 的操作中,第一样本波束信号和第二或辅助样本波束信号优选地使用参数 α 进行加权,并被组合以合成 DR 波束信号。因此,在处理 601 处,获取第一样本波束(例如,辛克波束),其具有针对正扫描对象(例如,组织区域)的扫描区域(例如,每一观看方向)中的每一样本点形成的主瓣 601-1 和旁瓣 601-4。另外,获取第二或辅助样本波束(例如,余弦切趾波束),其具有针对在正被成像的体积的扫描区域中的每一样本点形成的主瓣 601-2 和旁瓣 601-3。在根据实施方案的处理 601 的操作中,针对每一样本使用上述辛克和余弦切趾波束获取第一样本波束信号 \vec{I}_u (包含主瓣信号分量 \vec{I}_{uM} 和旁瓣信号分量 \vec{I}_{uS}) 和第二或辅助波束信号 \vec{I}_c 。

[0094] 所示实施方案的第一样本波束信号 \vec{I}_u 和第二或辅助波束信号 \vec{I}_c 输入到处理 62 中,处理 62 计算参数 α 以将其用于对样本波束进行加权组合。如上所述,参数 α 是实施方案的 DR 波束合成处理中的旁瓣消除参数,且用于从样本波束(例如,辛克和余弦切趾波束)合成 DR 波束。在替代实施方案中,可以忽略参数 α 的计算,且因此,如由虚线 610 所示,处理流程可以直接进行到处理 602。

[0095] 以下向量分析有助于理解可以根据本发明实施方案使用的处理 62 中的参数 α 的计算。上述第一样本波束(例如,辛克波束)信号 \vec{I}_u 可以分解成两个分量,使得

$$\underbrace{\vec{I}_u}_{\text{Echo received}} = \underbrace{\vec{I}_{uM}}_{\text{Mainlobe}} + \underbrace{\vec{I}_{uS}}_{\text{Sidelobe}} \quad \text{单位向量 } \vec{u}_{uM} \text{ 定义主瓣的观看方向,其中 } \vec{u}_{uM} = \frac{\vec{I}_{uM}}{\left| \vec{I}_{uM} \right|}, \quad \text{且单位向量 } \vec{u}_{uS} \text{ 定义旁瓣的观看方向,其中 } \vec{u}_{uS} = \frac{\vec{I}_{uS}}{\left| \vec{I}_{uS} \right|}.$$

信号 \vec{I}_c 可以由 $\vec{I}_c = \left| \vec{I}_c \right| \vec{u}_c$ 表示。当第二或辅助样本波束(例如,余弦切趾波束)与第一样本波束(例如,辛克波束)的旁瓣对准时,第二或辅助(例如,余弦切趾)波束的单位向量 \vec{u}_c 将与具有相反相位的第一样本波束(例如,辛克波束)的旁瓣分量的单位向量对

准。也就是说, $\vec{u}_c = -\vec{u}_{uS}$, 其中 $\vec{u}_c = \frac{\vec{I}_c}{|\vec{I}_c|}$ 。因此, 第一样本波束信号的旁瓣分量沿着为 I_u 为 u_c 。

$$\left(\vec{I}_u \bullet \vec{u}_{uS} \right) \vec{u}_c = -\frac{\vec{I}_u \bullet \vec{I}_c}{|\vec{I}_c|} \vec{u}_c = -\vec{I}_u \bullet \frac{\vec{I}_c}{|\vec{I}_c|} \vec{u}_c = -\vec{I}_u \bullet \frac{\vec{I}_c}{|\vec{I}_c|} \frac{\vec{I}_c}{|\vec{I}_c|} = \alpha \vec{I}_c \quad \text{其中 } \alpha = -\frac{\vec{I}_u \bullet \vec{I}_c}{|\vec{I}_c|^2}.$$

[0096] 应了解, 本文的 DR 波束合成处理可以通过针对位于每一扫描波束的不同深度处

的每一样本计算参数 $\alpha(n, z_n) = -\frac{\vec{I}_u(n, z_n) \bullet \vec{I}_c(n, z_n)}{|\vec{I}_c(n, z_n)|^2}$ 来应用到图像的所有样本。举例来说,

$\vec{I}_u(n, z_n)$ 和 $\vec{I}_c(n, z_n)$ 是在深度 z_n 从第 n 个未处理第一样本波束 (例如, 上述实施例中的未切趾辛克波束) 和第二或辅助样本波束 (例如, 上述实施例中的切趾余弦切趾波束) 获取的信号。因此, $\vec{I}_{DR}(n, z_n) = \vec{I}_u(n, z_n) + \alpha(n, z_n) \vec{I}_c(n, z_n)$ 。如上所述, 根据本发明实施方案, 需要参数 $\alpha(n, z_n)$ 的值限定在 0 与 1 之间, 或 $0 \leq \alpha(n, z_n) \leq 1$ 。举例来说, 在来自不需要方向的杂波在样本位置 (n, z_n) 处非常大的情况下, 那么在 DR 波束合成处理中将 $\alpha(n, z_n)$ 设置成 1, 以最大化旁瓣抑制的量。在这个实施例中, 将从第二或辅助样本波束 (例如, 余弦切趾波束) 获取的信号 100% 相加到此时来自第一样本波束 (例如, 辛克波束) 的信号。然而, 这样会使主瓣 $\vec{I}_u(n, z_n)$ 由于求和过程而展开。也就是说, 当 $\alpha(n, z_n) \neq 0$ 时, 一定程度的主瓣展开出现在样本 (n, z_n) 中。因此, 在实施方案的 DR 合成过程中, $\alpha(n, z_n)$ 取决于样本位置 (n, z_n) 附近的杂波功率而在样本之间动态地改变。

[0097] 情况 $\alpha = 0$ 表示以下情形: 从辛克波束接收到的杂波相对较小, 因此不需要来自余弦切趾波束的信号来抑制旁瓣, 从而拒斥杂波。在这种情况下, 正被成像的对象由辛克波束的主瓣描绘, 所述辛克波束的宽度根据衍射有限分辨率而展开。

[0098] 情况 $\alpha = 1$ 表示另一种情形: 从辛克波束接收到的杂波非常大, 以至于从余弦切趾波束接收到的 100% 信号都用以抑制旁瓣。这样导致汉宁波束的主瓣展开得比用于对象描绘的衍射有限分辨率大得多。用不同分辨率描绘正被成像的对象可能会引起用于图像解释的对象的感觉失真。另外, 在杂波过大以至于汉宁波束 (当 $\alpha = 1$ 时) 的旁瓣不足以抑制 (或外转) 杂波的极端情形中, 样本会被杂波污染, 从而使图像质量降级。

[0099] 归于波束主瓣或旁瓣的信号分量可以在本发明实施方案的 IDR 和 XDR 处理中进行分段。通过操纵从 DR 波束和余弦切趾波束获取的信号, 可以产生对应于具有不同形状、不同几何特性的波束的一类信号分量。可以合成主瓣更为尖锐且旁瓣较低的所需信号分量, 从而等化主瓣分辨率与旁瓣水平, 进而改善图像质量。

[0100] 参数 $\alpha(n, z_n)$ 指示杂波的量、其强度以及其在样本点附近的分布方式, 且可以在本发明实施方案的 IDR 和 XDR 处理中用以控制其它波束成形参数, 以锐化主瓣并弱化旁瓣。所示实施方案的参数表 63 包括查找表, 用以使用 α 来映射所需波束成形参数。这些处理参数可以针对多种深度和条件进行预先确定, 可以基于各个操作条件和参数来动态地计算, 等等。在一个实施方案中, 处理参数表 63 的参数是针对每一扫描波束信号而逐个孔径地设置成与深度和观看方向一致。

[0101] 从上述内容可以看出,根据实施方案,通过以下步骤来形成实施方案的 DR 波束:组合来自辛克波束的信号与来自余弦切趾波束的信号的百分之 α 以降低旁瓣,其中 α 可以根据最小功率准则来确定,从而导致 $\alpha = \frac{\vec{I}_u \bullet \vec{I}_c}{|\vec{I}_c|^2}$ 换句话说,根据

$$\vec{I}_{DR} = \vec{I}_u + \alpha \vec{I}_c = \vec{I}_u - \frac{\vec{I}_u \bullet \vec{I}_c}{|\vec{I}_c|^2} \vec{I}_c$$

合成实施方案的 DR 波束信号 \vec{I}_{DR} 因此,本发明实施方案的

处理 602 操作以从辛克波束信号与余弦切趾波束信号的加权总和形成 DR 波束信号 \vec{I}_{DR} 。举例来说,在处理 602 处,对应于所合成的 DR 波束 $B_o(\theta)$ 的 DR 波束信号 \vec{I}_{DR} 可以从辛克波束 $B_u(\theta)$ 、信号 \vec{I}_u 与加权余弦切趾波束 $A(\theta)$ 、信号 \vec{I}_c 的总和来形成(例如, $B_o(\theta) = B_u(\theta) + \alpha A(\theta)$)。

[0102] 对应于在处理 602 形成的 DR 波束信号 \vec{I}_{DR} 的所合成的 DR 波束 $B_o(\theta)$ 具有主瓣 602-1 以及降低或最小化的旁瓣 602-3。图 6A 到图 6C 示出使用波束成形器 213 提供的样本波束、根据处理 602 的上述操作从辛克波束 $B_u(\theta)$ 、信号 \vec{I}_u 和加权余弦切趾波束 $A(\theta)$ 、信号 \vec{I}_c 的总和来合成对应于所合成的 DR 波束 $B_o(\theta)$ 的 DR 波束信号 \vec{I}_{DR} (例如, $B_o(\theta) = B_u(\theta) + \alpha A(\theta)$)。具体来说,图 6A 示出从辛克波束(第一样本波束)接收到的辛克波束信号 \vec{I}_u ,且图 6B 示出从余弦切趾波束(第二或辅助样本波束)接收到的余弦切趾波束信号 \vec{I}_c 。图 6C 示出在 $\alpha = 1$ 的情况下从辛克波束信号 \vec{I}_u 去除旁瓣分量所得到的合成的 DR 波束。

[0103] 如上所述,一种用于合成 DR 波束信号的技术是组合辛克波束与余弦切趾波束信号 \vec{I}_u 与 \vec{I}_c (例如, $\vec{I}_{DR} = \vec{I}_u + \alpha \vec{I}_c$, $0 \leq \alpha \leq 1$)。然而,替代形成余弦切趾波束来合成 DR 波束,例如上述图 5B 实施方案的实施方案形成升余弦波束(例如,汉宁波束)以供用于合成 DR 波束。举例来说,处理 602 的操作使用如由图 5B 的波束成形器 214 提供的样本波束来提供 DR 波束信号合成,包括取升余弦波束的信号与辛克波束的信号之间的差, $\vec{I}_{DR} = \vec{I}_u + \alpha(1 - \vec{I}_c)$ ($0 \leq \alpha \leq 1$)。将 \vec{I}_h 设置为升余弦波束,则 $\vec{I}_{DR} = \vec{I}_u + \alpha(\vec{I}_h - \vec{I}_u)$ ($0 \leq \alpha \leq 1$)。这个实施方案可以操作以从升余弦波束和辛克波束形成余弦切趾波束,从而使余弦切趾波束与辛克波束的旁瓣对准。在 DR 波束合成中使用这种余弦切趾波束实质上抑制了辛克波束信号 \vec{I}_u 的旁瓣,同时避免了辛克波束信号 \vec{I}_u 的主瓣的展开。

[0104] 在处理 602 处合成的 DR 波束信号(提供受抑制的旁瓣和最小化的主瓣展开)可以由超声成像系统 200 用于产生高质量图像。然而,本发明实施方案提供额外动态分辨率波束合成处理,以进一步改善合成波束的特征。因此,根据所示实施方案的处理继续进行到处理 603,以进行额外动态分辨率波束合成。

[0105] 在实施方案的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 的 IDR 处理 512 的操作中,利用不同波束(例如,一个或多个样本波束和/或合成的 DR 波束)的某些几何和形态特性来进一步处理动态分辨率波束。具体地说,波束的信号分解为两个分量:对应于主瓣的分量和对应

于旁瓣的另一分量。随后将这些分量信号重新组合（加权总和），以创建对应于具有极窄主瓣和极低旁瓣的新波束（本发明实施方案的 IDR 波束）的新信号。

[0106] 图 6 所示的实施方案的处理 603 提供对所合成的 DR 波束信号和一个或多个样本波束信号（例如，第二或辅助样本波束信号）的处理，以对分量波束进行分段。随后将来自这些分量波束的信号用于构成新信号，就像它是从高性能波束（IDR 波束）接收的一样。根据本发明实施方案，信号分解和重构处理在每一个样本点处、在每一观看方向上操作，从而优化整个图像的细节分辨率和对比度分辨率。

[0107] 图 6D 到图 6I 中示出根据实施方案的通过处理 603 的操作提供 IDR 波束合成的波束分段、操纵和重新组合。如上所述，在参数 $\alpha > 0$ 时，根据实施方案的 DR 波束合成除了导致旁瓣抑制之外，还将导致主瓣展开。如由处理 603 提供且示于图 6D 到图 6I（对于 $\alpha = 1.$ ）中的 IDR 波束处理操作以通过使用所合成的 DR 波束对来自第一样本波束（未展开，与第二或辅助样本波束组合）的主瓣进行分段来避免这种主瓣展开。为了对来自第一样本波束的主瓣进行分段，实施方案的处理 603 计算 DR 波束 $(\vec{I}_{DR} = \vec{I}_u + \alpha(\vec{I}_h - \vec{I}_u))$ 与第二或辅助波束 (\vec{I}_c) 之间的最小值， $\bar{M} = \varphi(\vec{I}_{DR}) \text{MIN}(|\vec{I}_{DR}|, |\vec{I}_c|)$ （其中 φ 提供相位对准），以给出如图 6D 所示的主瓣展开分量。这个主瓣展开分量 (\vec{M}) 实质上包括所合成的 DR 波束中并不是第一样本波束 (\vec{I}_u) 的主要波束的部分。因此，如图 6E 所示，可以从 DR 波束减去主瓣展开分量以提供第一样本波束主瓣分量， $\vec{I}_{uM} = \vec{I}_{DR} - \vec{M}$ 。应了解，图 6E 的第一样本波束主瓣分量 (\vec{I}_{uM}) 提供的主瓣比通过上述样本波束组合合成的 DR 波束 (\vec{I}_{DR}) 的主瓣窄，从而可以用于提供高质量图像产生。

[0108] 图 6D 和 6E 中所表示的示例性实施方案将第一样本波束（例如，辛克波束 \vec{I}_u ）的信号有效地分裂成两个分量：主瓣分量 (\vec{I}_{uM}) 和旁瓣分量 (\vec{I}_{uS}) 。旁瓣分量信号 $|\vec{I}_{uS}|$ 的量值表示由样本点附近的第一样本波束的旁瓣所接收到的杂波信号。主瓣分量 $|\vec{I}_{uM}|$ 的量值表示在样本点处根据主瓣宽度而展开的第一样本波束的主瓣所穿透的区域中接收到的信号。信号与杂波比取决于正穿透的对象而在点之间有所不同。图像常常因此在不同程度上因杂波而有瑕疵。一种说法认为可以通过仅保留来自第一样本波束的主瓣的分量信号并从其旁瓣消除所述分量来重构清晰、无瑕疵的图像，虽然这个说法看起来似乎真实合理，但未必如此。已发现，对于来自旁瓣的信号量值相对于来自主瓣的信号量值来说较小的成像区域，去除旁瓣分量信号可以导致改善图像质量；但对于来自旁瓣的信号量值相对于来自主瓣的信号量值来说较大的其它区域，消除图像中来自旁瓣的所有信号可能会产生多个斑点“暗”区域，从而可能会引起图像解释的问题。这是因为波束的旁瓣整合了从样本点附近的扩展区域接收到的回声信号。在从主瓣接收到的信号远低于从其旁瓣接收到的信号的样本点处，杂波分量信号在功能上插补了对象的形状，这样有助于图像解释。

[0109] 因此，从通过对主瓣分量信号与少量旁瓣分量信号进行加权求和而形成的新波束导出的信号因此对于本发明实施方案来说是优选的。在本发明实施方案的处理 603 中，主

瓣信号和旁瓣信号的权重是取决于来自主瓣的信号的量值、来自旁瓣的杂波信号的量值、旁瓣信号与主瓣信号比和 / 或每一样本点处的 DR 参数 α 来进行编程和选择, 以优化图像质量。

[0110] 根据实施方案的处理 603 的进一步动态分辨率处理由图 6F 和图 6I 表示, 其中将主瓣和可以例如提供为适当加权的旁瓣分量的旁瓣外转相加到分段的第一样本波束主瓣分量以合成 IDR 波束。图 6F 中所示的旁瓣分量信号从第一样本波束 (例如, 辛克波束) 的信号分段。已知, 辛克波束的旁瓣水平以约 6db/ 八度的速率 (也就是说, 与 $\alpha > 0$ 时的 DR 波束相比以相对较低的速率) 成角度 (或距离) 地外转。具体来说, 对于汉宁波束 ($\alpha = 1$ 时的 DR 波束), 旁瓣以约 18db/ 八度的速率 (也就是说, 与辛克波束 ($\alpha = 0$ 时的 DR 波束) 相比以快得多的速率) 成角度地外转。可以通过取 DR 波束的信号 \vec{I}_{DR} 与从辛克波束分段的主瓣信号 \vec{I}_{uM} 之间的差来提取分量信号 $\vec{I}_{\alpha S}$, 或 $\vec{I}_{\alpha S} = \vec{I}_{DR} - \vec{I}_{uM}$ 。

[0111] 图 6G 示出对应于波束的信号 $\vec{I}_{\alpha S}$, 所述波束的旁瓣按照 DR 波束 (例如, $\alpha = 1$ 时的汉宁波束) 而几何分布, 由于减法过程而具有 DR 波束的小残余主瓣。如图 6H 和图 6I 所示, 可以将信号 $\vec{I}_{\alpha S}$ 减小参数 γ (其中 $\gamma \leq 1$), 接着将其与信号 \vec{I}_{uM} 整合以创建新信号 $\vec{I}_{\alpha N} = \vec{I}_{uM} + \gamma \vec{I}_{\alpha S}$ 。 $\vec{I}_{\alpha N}$ 表示对应于波束 (IDR 波束) 的信号, 所述波束的瓣如图 6I 所示成角度 (或距离) 几何分布。IDR 波束的主瓣的中心与辛克波束 \vec{I}_{uM} 的主瓣一样窄, 或比辛克波束 \vec{I}_{uM} 的主瓣更窄。随后将主瓣的低振幅裙缘逐渐展开, 并将其与以 DR 波束的速率外转的旁瓣混合。由于根据本发明实施方案将 γ 选择成小于 1, 所以旁瓣将减小 $20 \log \gamma$ db。例如, 当 $\gamma = 0.125$ 时, 旁瓣减小 18db。可以在每一样本点处适应于其波束成形参数 α 、不同类型分量信号的量值或其比率来选择参数 γ , 以获得最佳图像质量。

[0112] 应了解, 先前实施例示出辛克波束 \vec{I}_{uM} 的主瓣可以在 IDR 处理中从 DR 波束 (当 $\alpha = 1$ 时) 分段。比辛克波束 \vec{I}_{uM} 的主瓣窄的主瓣也可以从其它 DR 波束 (当 $0 < \alpha < 1$ 时) 分段。举例来说, 当 $\alpha = 0$ 时, $\vec{I}_{DR} = \vec{I}_u$ 。如同在 IDR 处理中, 对于窄主瓣分量波束 $\vec{I}_{\alpha M}$ 的信号可以通过计算 $\vec{I}_{\alpha M} = \vec{I}_{DR} - \vec{M} = \vec{I}_{DR} - \phi(\vec{I}_{DR}) \text{MIN}(|\vec{I}_{DR}|, |\vec{I}_c|) = \vec{I}_u - \phi(\vec{I}_u) \text{MIN}(|\vec{I}_u|, |\vec{I}_c|)$ 来分段。图 6I(1) 示出分段后的分量波束 $\vec{I}_{\alpha M}$, 其比辛克波束 \vec{I}_{uM} 的主瓣窄。另外, 分量信号 $\vec{I}_{\alpha S}$ 可以通过计算 $\vec{I}_{\alpha S} = \vec{I}_{DR} - \vec{I}_{\alpha M}$ 来分段, 其中 $\vec{I}_{\alpha S}$ 是对应于 DR 波束 (当 $\alpha = 0$ 时, 如图 6I(2) 所示) 的旁瓣的分量信号。可以通过计算 $\vec{I}_{\alpha N} = \vec{I}_{uM} + \gamma \vec{I}_{\alpha S}$ 形成新 IDR 波束。 $\vec{I}_{\alpha N}$ 是对应于新波束的信号, 所述新波束的旁瓣减小了 18db; 然而, 所述旁瓣的外转速率与 DR 波束 (对于 $\alpha = 0$) 的外转速率相同, 为 6db/ 八度。图 6I(3) 示出在对数标度下分别在 $\alpha = 0$ 和 $\alpha = 1$ 时的主瓣、旁瓣、DR 波束的旁瓣外转速率和 IDR 波束。

[0113] 应了解, 可以根据本发明实施方案类似地分段对应于其它 DR 波束的主瓣的信号 $\vec{I}_{\alpha M}$ (当 $0 < \alpha < 1$ 时)。DR 波束的分段主瓣的宽度随着 α 增加, 且对于 $0 \leq \alpha \leq 1$, $\vec{I}_{\alpha M} \leq \vec{I}_{uM}$ 。对于 $0 \leq \alpha \leq 1$ 来说, 分段 IDR 波束的旁瓣 $\vec{I}_{\alpha N}$ 减小 $20 \log \gamma$ db, 且对于 $0 \leq \alpha \leq 1$ 来说, 旁瓣外转速率随着 α 从 6db/ 八度增加到 18db/ 八度。

[0114] 应了解, 所合成的 DR 波束的旁瓣分量实质上受到抑制, 但主瓣存在一定程度展

开。使用在 IDR 处理中适当按比例调整的分段分量信号,使得 DR 波束的主瓣去除展开,且进一步改善了其旁瓣外转速率。选择 IDR 处理参数 γ ,以构成对应于所合成的波束的信号,所述波束的主瓣宽度比衍射有限波束窄或与衍射有限波束一样窄。IDR 主瓣的量值逐渐外转,且与旁瓣(其水平由参数 γ 确定)混合。根据实施方案,DR 波束的旁瓣的峰值首先减小,接着继续沿着 DR 波束的旁瓣而以某个速率外转。这种 IDR 波束可以用以形成具有改善的感觉的图像对比度和细节图像分辨率的图像。

[0115] 在处理 603 处合成的 IDR 波束信号提供抑制的旁瓣而没有主瓣展开,所述信号可以由超声成像系统 200 用于产生高质量图像。然而,本发明优选实施方案提供额外动态分辨率波束合成处理,以进一步改善所合成的波束特征。因此,根据所示实施方案的处理继续进行到处理 604 以进行额外动态分辨率波束合成。

[0116] 在实施方案的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 的 XDR 处理 513 的操作中,所合成的波束(例如,上述 IDR 波束)的主瓣宽度通过本发明优选实施方案的扩展 DR(XDR) 波束合成过程来进一步锐化。根据本发明实施方案,波束通过 XDR 过程来渐进地或迭代地塑形,以获得更好的波束控制。XDR 波束合成过程的波束锐化函数可以塑形被处理的波束的主瓣和旁瓣,以获得与从波束接收到的、具有极窄主瓣和极低旁瓣的信号类似的信号。举例来说,实施方案的 XDR 波束合成所得到的主瓣具有对应于换能器孔径的宽度,所述宽度实质上大于实际用于形成供合成 XDR 波束的样本波束的宽度。

[0117] 图 6 所示的 XDR 波束合成处理的处理 604 创建锐化函数 604-1,以用于合成具有锐化主瓣的 XDR 波束信号。在处理 605 处将这种锐化函数应用(优选地,迭代地应用)到主瓣分量(例如,主瓣 605-1)以使波束变窄。如同上述 IDR 波束合成,将适当加权的旁瓣分量(例如,旁瓣 605-3)添加到主瓣分量,以合成具有所需外转的 XDR 波束(例如,XDR 波束 605')。所示实施方案的迭代控制 606 与处理 604 的锐化函数产生和处理 605 的锐化函数应用协作,以迭代地锐化所合成的 XDR 波束的主瓣。举例来说,在所示实施方案中,n 是 XDR 处理实现所得的合成 XDR 波束信号(在处理 607 处输出)所需的迭代数量。图 6 所示 XDR 波束处理的每一迭代提供增强的新的合成波束,由所示迭代的 XDR 波束 605' 表示。

[0118] 在锐化(窄化)时,操纵提供给实施方案的 XDR 波束合成处理的波束主瓣的属性(例如,第一未切趾样本波束的主瓣分量,其也对应于所合成的 IDR 波束的实施方案的主瓣),以提供波束塑形函数。在理解实施方案的波束塑形函数时,应了解,以上实施例(通过组合第一样本波束与第二或辅助样本波束(例如, $B_o(\theta) = B_u(\theta) + \alpha A(\theta)$)合成 DR 波束)中的主瓣展开来源于以下情形:第二或辅助样本波束的量值在由第一样本波束的主瓣确定的角间隔中并非零。随着将来自第二样本波束的信号的百分之 α 加和到第一取样波束的信号以降低第一样本波束的旁瓣分量信号,来自第一样本波束的主瓣的信号分量也将以相同百分比与来自第二样本波束的信号分量相加。举例来说,如图 3A 所绘示,余弦切趾波束(所示实施方案中的第二或辅助波束)的双峰值主瓣由两个几何变换的辛克波束构成,一个位于辛克波束主瓣左侧,另一个位于辛克波束主瓣右侧。DR 波束的主瓣在观看方向 $\pm \theta_1$ (其中 $|\theta_1| \leq \theta_a$) 处将截断余弦切趾波束的双峰值主瓣。当 DR 波束的旁瓣消除因子是 α 时, $\pm \theta_a$ 是主瓣的零点交叉,其界定达 $2\theta_a$ 的波束分辨率。由于在实施方案的 DR 波束中, α 被限定在 0 与 1 之间,所以当 $\alpha = 0$ 时, $|\theta_0| = \pi$,且当 $\alpha = 1$ 时, $|\theta_1| = 2\pi$ 。因此,对获取自余弦切趾波束的信号与辛克波束的信号进行求和将会减少在 $|\theta| \geq \theta_a$ 区

域中从辛克波束 $\vec{I}_u(n, z_n)$ 接收到的杂波。辛克波束的主瓣也会由于对 $-\theta_a \leq \theta \leq \theta_a$ 区域中的波束信号进行加和而展开。

[0119] 然而,如果从余弦切趾波束接收到的信号被放大 κ 倍,那么余弦切趾波束与 DR 波束的交点 θ_i 的位置将取决于增益因子 κ 而沿着 DR 波束的主瓣上下移动。增益 κ 越大, θ_i 越靠近主 DR 波束的中心。当 κ 接近零时, $|\theta_i| = \theta_a$ 。如果来自 DR 波束的分段主瓣的信号的量值与来自余弦切趾波束的放大后的信号相当且 κ 为放大因子,那么 $\kappa|\vec{I}_c|$ 与 $|\vec{I}_{uM}|$ 的交点将位于 $\pm \theta_{Dm}$,其中 $|\theta_{Dm}| \leq \pi$ 。放大因子 κ 越高, $\pm \theta_{Dm}$ 越靠近原点。注意, $2|\theta_{Dm}|$ 是主瓣的展开量,且值 $|\theta_{Dm}|$ 越小,分辨率越好。举例来说,升余弦或汉宁波束(例如,所合成的 DR 波束,其中第一样本波束是辛克波束,第二或辅助样本波束是余弦切趾波束,且参数 $a = 1$)是与余弦切趾波束组合的辛克波束。因此,从通过取增益升高(例如, $\kappa > 1$)余弦切趾波束与汉宁波束之间的最小值而计算出的汉宁波束减去分量信号,给出具有锐化主瓣的波束。所述过程有效地创建波束塑形函数以锐化汉宁波束的主瓣。随着汉宁波束的主瓣被锐化,汉宁波束的旁瓣结构也被修改,从而产生具有极窄主瓣和极低旁瓣的新波束,进而改善图像的细节分辨率和对比度分辨率。

[0120] 图 6J 到图 6L 示出使用实施方案的波束塑形函数的 XDR 波束合成。在提供实施方案的波束塑形函数时,用来提供 XDR 波束合成处理的波束(例如,第一样本波束、所合成的 DR 波束、所合成的 IDR 波束或先前迭代合成的 XDR 波束)的主瓣分量通过图 6J 所示的处理 604 的操作来分裂成两个分量(例如,窄主瓣分量和残余主瓣分量)。举例来说,使用波束塑形函数(例如,图 6K 的波束塑形函数 $\psi(\theta)$)将 \vec{I}_{uM} 分裂成分量 \vec{I}_{uM_n} (窄主瓣分量)和 \vec{I}_{uM_s} (残余主瓣分量),其中 $\vec{I}_{uM_n} = \vec{I}_{DR} - \phi(\vec{I}_{DR}) \text{MIN} \{|\vec{I}_{DR}|, \kappa|\vec{I}_c|\}$ 且 $\vec{I}_{uM_s_n} = \vec{I}_{uM} - \vec{I}_{uM_n}$ 。可以通过如图 6L 中所示对分量信号进行加权求和来在处理 605 处合成 XDR 波束。举例来说,可以通过组合加权的(μ)窄主瓣分量(\vec{I}_{uM_n})、加权的(ρ)残余主瓣分量(\vec{I}_{uM_s})和加权的(γ)旁瓣分量(\vec{I}_s)来形成 XDR 波束 \vec{I}_{XDR} ,其中可以据此选择加权因子(μ 、 ρ 和 γ)。

[0121] 随着 DR 波束的峰值与余弦切趾波束的无讯区对准,波束的峰值将不会被处理 $\vec{I}_{uM_n} = \vec{I}_{DR} - \phi(\vec{I}_{DR}) \text{MIN} \{|\vec{I}_{DR}|, \kappa|\vec{I}_c|\}$ 改变。

[0122] 因此,信号 $|\vec{I}_{uM_n}|$ 的峰值在理论上等于信号 $|\vec{I}_{DR}|$ 的峰值;或 $\max(|\vec{I}_{uM_n}|) = \max(|\vec{I}_{DR}|)$ 。在实施方案中,切趾处理中的数字错误可能会引起第一样本波束与第二样本波束的微小不对准,从而可能导致处理波束 $|\vec{I}_{uM_n}|$ 振幅降低。引入比例因子 μ 来进行增益等化,使得 $\mu \max(|\vec{I}_{uM_n}|) = \max(|\vec{I}_{DR}|)$ 。在第一迭代处,对应于第一样本波束(辛克波束)的主瓣的信号 \vec{I}_{uM} 分解成两个分量 \vec{I}_{uM_1} 和 $\vec{I}_{uM_s_1}$ 。由于 \vec{I}_{uM_1} 是来自比与 \vec{I}_{uM} 对准的 \vec{I}_{uM} 窄的波束的信号,且 $\vec{I}_{uM_s_1}$ 是远离 \vec{I}_{uM_1} 波束中心的信号分量,所以可以通过组合信号 \vec{I}_{uM_1} 与 $\vec{I}_{uM_s_1}$ 来形成新主瓣 $\vec{I}_{N_uM_1}$;或 $\vec{I}_{N_uM_1} = \vec{I}_{uM_1} + \rho \vec{I}_{uM_s_1}$,其中 $\rho \leq 1$ 。当 $\rho = 1$

时, $\vec{I}_{N_{uM_1}} = \vec{I}_{uM}$, DR 波束的主瓣不改变。当 $\rho < 1$ 时, 形成新主瓣 $\vec{I}_{N_{uM_1}}$, 所述瓣的中心窄, 而所述瓣的外侧裙缘是通过减小 $\rho \vec{I}_{uM_S_1}$ 的分量信号而形成。由于新主瓣 $\vec{I}_{N_{uM_1}}$ 是从分解自 \vec{I}_{uM} 的分量 \vec{I}_{uM_1} 和 $\rho \vec{I}_{uM_S_1}$ 创建, 所以瓣 $\vec{I}_{N_{uM_1}}$ 和 \vec{I}_{uM} 以相同角间隔展开。信号 $\vec{I}_{N_{uM_1}}$ 的波束展开, 连续连接到 DR 波束 $\vec{I}_{\alpha S}$ 的旁瓣。

[0123] 从上文可以了解, 可以通过计算 $\vec{I}_{XDR_1} = \mu_1 \vec{I}_{uM_1} + \rho_1 \vec{I}_{uM_S_1} + \gamma_1 \vec{I}_{\alpha_S}$ 来形成 XDR 波束。可以通过嵌入在处理器处形成的 XDR 波束 n 次来使 XDR 处理迭代, 直到在 n 次迭代的 XDR 波束 $\vec{I}_{XDR_n} = \mu_n \vec{I}_{uM_n} + \rho_n \vec{I}_{uM_S_n} + \gamma_n \vec{I}_{\alpha_S}$ 中产生令人满意的主瓣。每一次迭代的比例参数 μ_n ' s 可以通过使参数 ρ_n 标准化而不损失一般性来设置为 1。参数 γ_n ' s 在每一次迭代中可以设置为不同值; 然而, γ_n ' s 也可以设置成相等, 以简化所有迭代中的计算。当 XDR 波束的主瓣在每一次迭代中分裂时, 新主瓣裙缘处的信号量值根据参数 ρ_i 而减小, 以将裙缘水平设置为比新主瓣低 $20 \log \rho_i$ db。

[0124] 图 6L(1) 到图 6L(4) 演示如何根据本发明实施方案在由处理 604 和 605 提供的 XDR 处理的一次迭代中形成 XDR 波束。用于处理实施例的参数设置如下: $\alpha = 1$; $\kappa = 2$; $\mu = 1$; $\rho = \pm 0.125$; 且 $\gamma = 0.015625$ 。对应于第一样本波束 (辛克波束) 的主瓣的信号 \vec{I}_{uM} 在 IDR 处理中如图 6L(1) 所示而分段。通过设置 $\kappa = 2$ 来升高第二样本波束 (余弦切趾波束) 的增益, 使信号 \vec{I}_{uM} 分解为两个分量: \vec{I}_{uM_1} 和 $\vec{I}_{uM_S_1}$, 其中 $\vec{I}_{uM} = \vec{I}_{uM_1} + \vec{I}_{uM_S_1}$ 。这两个信号分量接着被组合成 $\vec{I}_{N_{uM_1}}$, 所述信号对应于由 \vec{I}_{uM_1} 的波束构建的窄主瓣和对应于 $\vec{I}_{uM_S_1}$ 的各瓣的减小裙缘构成的新主瓣。瓣减少系数 ρ 被设置为 0.125, 这意味着新主瓣下降 18db 而过渡性地外转, 其中裙缘开始与旁瓣混合。 ρ 也可以设置成负值, 从而迫使主瓣如图 6L(2) 所示穿过零。已发现, 负第一旁瓣增强对象的边界, 从而改善一些成像应用的组织区分。 \vec{I}_{XDR_1} 波束的远侧旁瓣与减小了因子 $\gamma = 0.015625$ (或减小 36db) 的 DR 波束 $\vec{I}_{\alpha S}$ 的分段旁瓣混合。XDR 波束、第一样本波束 (辛克波束或 DR 波束, 对于 $\alpha = 0$, $\vec{I}_{DR,\alpha=0}$) 和 DR 波束 $\vec{I}_{DR,\alpha=1}$ (对于 $\alpha = 1$) 在图 6L(3) 中重叠。图 6L(4) 以对数标度绘制了 XDR 波束。如所演示, 在所述实施例中, XDR 波束的主瓣比辛克波束窄得多, 且旁瓣水平实质上低于以 18db/八度外转的 DR 波束。可以重复处理 604 和 605 的操作以渐进地窄化所合成的 XDR 波束主瓣。

[0125] 如同上文合成的 IDR 波束, 通过以上 XDR 处理的操作分段的主瓣分量提供窄波束。然而, 本发明实施方案操作以组合加权残余主瓣和旁瓣分量 (例如, $0 < \rho < 1$ 且 $0 < \gamma < 1$), 以关于所合成的 XDR 波束提供所需外转和旁瓣水平。

[0126] 应了解, 也可以通过在数学上组合基于本文原理分段的不同分量信号来产生具有不同波束特性的新分量信号。举例来说, 如图 6D 所示的分段分量信号 \vec{M} 可以与根据 $\vec{P} = \varphi(\vec{I}_{DR,\alpha=0}) \min(|\vec{I}_{DR,\alpha=0}|, |\vec{I}_{DR,\alpha=1}|)$ 创建的分量信号 \vec{P} 组合, 以获得新分量信号 \vec{I}_{uMM} , 其中 $\vec{I}_{uMM} = \vec{M} + \vec{P}$ 。 \vec{I}_{uMM} 是对应于展开程度小于汉宁主瓣但大于其它分段主瓣 (例如 \vec{I}_{uM} 、 $\vec{I}_{\alpha M}$ 对于所有 α ' s, 和来自任何 \vec{I}_{XDR} 波束 \vec{I}_{XDR_M} 的主瓣的信号) 的主瓣的分量信号。这种处理

用图形绘示于图 15A 到图 15C 中。三个分量信号 $\vec{I}_{uMM}, \vec{I}_{uM}, \vec{I}_{XDR_M}$ (各自从具有不同波束宽度的分段主瓣获取, 其中 $\vec{I}_{uMM} > \vec{I}_{uM} > \vec{I}_{XDR_M}$) 在图 15D 中重叠。取信号 \vec{I}_{uMM} 与 \vec{I}_{uM} 的差以获得信号 \vec{I}_{S_MM} , 其表示从图 15E 所示的旁瓣分量波束获取的信号。类似地, 可以通过取信号 \vec{I}_{uM} 与 \vec{I}_{XDR_M} 之间的差来分段信号 \vec{I}_{S_M} , 其表示从图 15E 所示的旁瓣分量波束获取的信号。旁瓣分量信号 $\vec{I}_{S_M}, \vec{I}_{S_MM}$ 可以按比例调整, 且与 \vec{I}_{XDR_M} 组合以获得新信号, 所述新信号等于从被塑形主瓣获取的信号。举例来说, 对应于信号 $\vec{I}_{CM} = \vec{I}_{XDR_M} + 0.25\vec{I}_{S_M} + 0.125\vec{I}_{S_MM}$ 的波束示出于图 15G 中。被塑形主瓣 \vec{I}_{CM} 可以与具有所需外转的其它旁瓣分量信号组合, 以获得具有所需波束的信号。

[0127] 本发明实施方案的 DR、IDR 和 XDR 信号分段技术是基于分量波束根据窄带几何和形态特性在辛克波束、余弦切趾波束、汉宁波束以及其它波束间的合成和分解。然而, 可以看出, 当宽带信号被波束成形和处理 (如同一般成像应用一样) 时, 本文概念同样有效。图 7A 到图 7C 示出样本波束和根据上述概念从其合成的 XDR 波束的示例性空间时间轮廓的曲线图, 以说明本发明波束合成的结果。具有 32 个换能器元件的阵列由居中于 3.5MHz、具有 2MHz 带宽的高斯脉冲 (Gaussian pulse) 激发。将适当时间延迟和不同权重应用到每一元件所接收到的信号以聚焦 60mm 处的点, 所述点的展开程度取决于波束特性而不同。图 7A 的样本波束 71 包括未切趾第一样本波束 (例如, 辛克波束), 图 7B 的第二或辅助样本波束 72 包括切趾波束 (例如, 汉宁波束或升余弦切趾波束), 且 XDR 波束 73 是根据本发明的概念使用第一样本波束与第二或辅助样本波束而合成的。图 7C 示出 XDR 波束 73 的所得主瓣比图 7A 的样本波束 71 的主瓣窄得多, 且具有极少或没有旁瓣。同样, 图 7C 的 XDR 波束 73 的主瓣比图 7B 的样本波束 72 (切趾波束) 的主瓣窄得多。

[0128] 图 8 进一步示出适用于一维处理的本发明概念的实施例。曲线图 800 示出根据本文教示的概念产生的辛克波束 801、汉宁波束 802 和所合成的波束 803。具体来说, 曲线图 800 是傅立叶频谱 (Fourier spectrum), 其示出信号的频谱分量包括十个正弦波 a0 到 a9, 这些波以标准化的频率从 -0.35 到 0.25 展开。这些信号的动态范围是 140dB, 其中信号 a3 处于 0dB, 且信号 a7 处于负 140dB。负 133dB 处不均匀分布的噪声被相加到测试信号, 且低于此噪声水平。如可以看出, 如果对测试信号进行傅立叶变换而不使用窗函数, 那么仅分辨出强信号分量 a1、a2、a3、a4 和 a5。其它信号 a6、a7、a8、a9 和 a0 被这些强分量的复合旁瓣破坏。每一频谱分量的频谱峰值表示辛克函数的主瓣, 其旁瓣以 6dB/ 八度的速率外转。强分量的旁瓣干扰了频率, 且使得不能检测到 a0、a9、a8、a6 和 a7。当对信号进行汉宁切趾时, 总旁瓣水平较低, 也就是说, 以较快速率或 18dB/ 八度外转。因此, 分辨出额外信号 a6。然而, 如由汉宁波束 802 所示, 主波束展开, 且频谱分量 a7、a8、a9 和 a0 仍无法分辨。

[0129] 余弦切趾傅立叶频谱可以通过用两个最邻近的相邻频谱分量的平均值来替换每一频谱分量而获得。使用未切趾分量和余弦切趾分量, 可以计算出 DR/IDR/XDR 频谱。对于傅立叶频谱中的每一频谱分量, 计算杂波消除参数 α 。每一频谱分量的旁瓣接着受到抑制而不能进行 DR 处理, 随后在实施方案的 XDR 处理中设置 $\mu = 1, \gamma = 1, \rho = 1$, 及 $\kappa = 2$ 。如所合成的波束 803 所示, 分辨出所有频谱分量, 包含水平嵌入于噪声中的分量 :a7、a8 和 a0。

[0130] 图 9 示出使用不同参数集合处理的辛克波束 905、汉宁波束 906、DR 波束 901、XDR1 波束 902、XDR2 波束 903 和 XDR3 波束 904。辛克波束 905 未被切趾，且汉宁波束 906 被切趾。DR 波束 901 是通过仅使用如上所述的 DR 处理而产生。通过使用本文所论述的 XDR 处理，可以产生 XDR1 波束 902、XDR2 波束 903 和 XDR3 波束 904。

[0131] 图 10 示出辛克波束 1001、汉宁波束 1002 和余弦切趾波束 1003。注意，余弦切趾波束用作导引波束来控制功率水平。余弦切趾波束用以上下移动增益，以便检测系统应切割辛克波束的位置。辛克波束与余弦切趾波束中的最小值将确定主波束穿过零轴的位置。

[0132] 从上述内容可以了解，XDR 波束合成处理的操作例如通过应用将 DR 波束信号分解成不同分量信号的非线性和线性信号处理，来进一步窄化超声波束的主瓣，和 / 或进一步降低旁瓣。这些分量信号可以接着用以合成对应于虚拟波束的新波束信号（XDR 波束信号），所述虚拟波束的主瓣窄且旁瓣低。或者，可以通过实质上不形成上述 DR 波束，而直接进行到图 6 的 XDR 处理，例如通过维持 α 恒定（例如，1 或 0.5），来合成实施方案的 XDR 波束。

[0133] 应了解，上述 DR/IDR/XDR 波束合成技术可以实施于许多不同成像技术中。举例来说，DR/IDR/XDR 波束合成技术可以关于线性扫描转换、空间混合等等来实施。对于多波束空间混合，从空间上移位的波束检测到的信号可以被整合以减少连贯斑点。为了增强分辨率，可以同时形成未切趾波束和汉宁波束，以在发生混合处理之前从每一观看方向获得 DR/IDR/XDR 信号。

[0134] 尽管上文已参考一维换能器阵列描述了实施方案，但应了解，本发明的概念应用于多维换能器阵列。举例来说，DR/IDR/XDR 波束合成概念可以直接应用到二维（2D）波束成形。

[0135] 上文已描述根据本发明实施方案提供 DR、IDR 和 XDR 波束合成，下文将提供关于 DR、IDR 和 XDR 波束合成的各个函数和实施方案的细节。应了解，下文所述函数和实施方案可以用于上述系统和方法中，以提供根据本发明实施方案的 DR、IDR 和 / 或 XDR 波束合成。

[0136] 波束分解和 DR/IDR/XDR 波束合成

[0137] 在根据本发明实施方案的操作中，可以通过使所形成的波束在每一观看方向上的功率最小化来计算在特定位置从 DR 波束获取的信号。由于波束的功率在每一波束位置处改变，所以根据本发明实施方案的功率最小化准则来优化 DR 波束的主瓣宽度和旁瓣水平。基于 DR 波束、第一样本波束和第二样本波束的几何和形态特性，可以对与不同分量主瓣和旁瓣波束相对应的信号进行分段。这些分量波束进一步分解，接着通过算数上操纵这些分量波束来合成具有所需特性的新波束。根据本发明实施方案的 DR、IDR 和 XDR 波束分解和合成处理，计算对应于每一新波束的信号。根据本发明实施方案，在图 6 的处理 601、602、603、604 和 605 中实施使用分解分量波束构建对应于具有所需特性的所合成波束的信号的处理。这些处理用图形详细绘示，图中使用了与第一样本波束、第二样本波束、未切趾波束（ $\alpha = 0$ ）、汉宁波束（ $\alpha = 1$ ）、如图 3A、图 6A-6L(4) 和图 15A 到图 15G 中所示针对其它 α ($0 < \alpha < 1$) 的 DR 波束组合的信号。

[0138] 本发明实施方案的波束分解和合成处理可以在软件和 / 或硬件配置中实施。如图 5A 和图 5B 中所示，这种波束分解和合成处理可以在 QBP（正交带通）滤波之前或在 QBP 滤波之后实施。基于图 5B 的方法是优选的，因为所述处理在从第一波束和第二波束获取的信

号由 QBP 滤波器滤波之后仍存在噪声的情况下更为稳健。

[0139] 如本文所述, 波束分解可以用于根据本发明实施方案的动态分辨率波束合成中。在根据本发明实施方案的样本波束分解和合成的另一个更详细实施例中, 将 I_u 和 I_c 设置为通过使用以 ϕ 有角度地展开的辛克波束 B_u 和余弦切趾波束 B_c 接收到的两个获取的样本信号 (例如, 来自散射体分布 $O(\phi)$ 的回声)。由于所接收到的信号的振幅是来自根据每一波束在每一有角方向上的振幅加权的被声穿透的散射体的所有回声的整合, 所以这些样本信号可以表示为 $I_u(z, \theta) = \int O(z, \theta - \phi) B_u(z, \phi) d\phi$ 和 $I_c(z, \theta) = \int O(z, \theta - \phi) B_c(z, \phi) d\phi$; 因此, 可以通过根据以下方程式对信号 I_u 与 I_c 求和来计算来自新波束 B_a 的信号: $I_a(z, \theta) = \int O(z, \theta - \phi) (B_u(z, \phi) + \alpha B_c(z, \phi)) d\phi = I_u(z, \theta) + \alpha I_c(z, \theta)$, 其中 $B_a = B_u + \alpha B_c$ 。

[0140] 如上所述, 可以将从余弦切趾波束接收到的信号与从辛克波束接收到的信号进行组合以获得新信号。这个新信号有效地从旁瓣水平降低而其主瓣加宽的新波束接收。举例来说, 设置 $\vec{I}_a = \vec{I}_u + \alpha \vec{I}_c$ 。关于信号 \vec{I}_a , 其相应波束 B_a 的几何和形态特性随着参数 α 而改变。一般来说, 当 α 大于或等于零而小于或等于 1 ($0 \leq \alpha \leq 1$) 时, 主瓣随着参数 α 而单调加宽, 而旁瓣水平单调降低, 且旁瓣外转速率单调增加。

[0141] 使用图 16A 和图 16B 绘示针对不同 α 值 ($0, 0.25, 0.5, 1$) 的波束特性。当 $\alpha = 1$, $\vec{I}_a = \vec{I}_1 = \vec{I}_u + \vec{I}_c$, 其中 \vec{I}_1 是汉宁波束 (升余弦切趾波束)。当 $\alpha = 0$, $\vec{I}_a = \vec{I}_0 = \vec{I}_u$, 其中 \vec{I}_0 是辛克波束。在汉宁波束中, 第一旁瓣比辛克波束的第一旁瓣低 -18db。汉宁旁瓣以 18db/八度的较快速率外转, 而辛克旁瓣以 6db/八度的速率外转。然而, 汉宁波束的主瓣将比辛克波束的主瓣宽 50%。

[0142] 应了解, 如图 16C 所示, 当 $\theta > \pm \pi$ 时, 辛克波束和余弦切趾波束以相反相位振荡。因此, 在 $B_a = B_u + \alpha B_c$ 处理中, 在大于 $\pm \pi$ 的角位置处, 辛克波束旁瓣的量值消除出现于 $> \pm \pi$ 的所有角位置处。然而, 在 $\pm \pi < \theta \leq \pm 2\pi$ 角位置处 (辛克波束的第一旁瓣位于此处), 旁瓣消除处理导致变换零点交叉点且展开 B_a 波束的主瓣。

[0143] 同样如图 16C 所示, 辛克波束的第一次零点交叉位于 $\pm \pi$ 处, 因此 $\vec{I}_u(\pm \pi) = 0$ 。当根据 $B_a = B_u + \alpha B_c$ 形成波束 B_a 以获得信号 \vec{I}_a 时, 由于位置 $\pm \pi$ 处的辛克波束对 B_a 波束形成没有贡献, 所以 $\pm \pi$ 处的 \vec{I}_a 波束的量值将等于以 α 按比例调整的余弦切趾波束的量值, 或 $\vec{I}_a(\pm \pi) = \alpha \vec{I}_c(\pm \pi)$ 。在波束指向方向上, B_a 波束的增益最大, 而余弦切趾波束 B_c 的增益最小, 或对于任何 α , $B_a(0) = B_{a_{\max}}$, $B_c(0) = 0$ 。在角位置 $\theta < \pm \pi$ 处, 对于任何 α , 波束 B_a 的增益始终大于 αB_c 的增益。当 $0 \leq \alpha \leq 1$ 时, $|\alpha B_c| \leq |B_c|$, 因此, $\alpha |\vec{I}_c| \leq |\vec{I}_c|$ 。因此,

如果取 $|\vec{I}_a|$ 与 $|\vec{I}_c|$ 之间的信号最小值, 那么 $M_{n_{-a}} = \min \left\{ \left| \vec{I}_a \right|, \left| \vec{I}_c \right| \right\} = \begin{cases} \left| \vec{I}_c \right|, & \text{对于 } |\theta| \leq \theta_a \\ \left| \vec{I}_a \right|, & \text{对于 } |\theta| > \theta_a \end{cases}$,

[0144] 其中 $M_{n_{-a}}$ 是从通过取两个波束 B_a 与 B_c 之间的所有角 θ 处的绝对最小增益而形成的最小波束接收到的信号; θ_a 是波束 B_c 与 B_a 相交的角度, 且 $\theta_a \leq \pi$ 。图 16C 中所

示的 $C_0, C_{0.25}, C_{0.5}, C_1$ 是波束 B_c 与 B_a 之间的相交点; $Z_0, Z_{0.25}, Z_{0.5}, Z_1$ 是波束 B_a 分别对于 $\alpha = 0, \alpha = 0.25, \alpha = 0.5$, 和 $\alpha = 1$ 的零点交叉点。注意, 随着 α 从零增加到 1, 零点交叉渐进地从 $\pm \pi$ 移动到 $\pm 2\pi$ 。随着参数 α 增加, 波束 B_a 的主瓣展开, 而旁瓣水平降低。

[0145] 将信号 $\vec{M}_{n-\alpha}$ 的相位 $\varphi(\vec{M}_{n-\alpha})$ 设置为与从波束 B_a 接收到的信号的相位相同, 或 $\varphi(\vec{M}_{n-\alpha}) = \varphi(\vec{I}_\alpha)$, 那么

[0146]

$$\vec{M}_{n-\alpha} = \varphi(\vec{I}_\alpha) \min \left\{ \left| \vec{I}_\alpha \right|, \left| \vec{I}_c \right| \right\} = \begin{cases} \varphi(\vec{I}_\alpha) \left| \vec{I}_c \right|, & \text{对于 } |\theta| \leq \theta_\alpha \\ \varphi(\vec{I}_\alpha) \left| \vec{I}_\alpha \right|, & \text{对于 } |\theta| > \theta_\alpha \end{cases}; \quad (1)$$

[0147] 其中 $\varphi(\vec{I}_\alpha)$ 是信号 \vec{I}_α 的相位。

[0148] 由于波束 B_a 与 B_c 在 θ_a 处相交, 因此 $B_a(\theta_a) = B_c(\theta_a)$ 。此外, 在波束指向方向上, $B_a(0) = B_{a\max}$, 且 $B_c(0) = 0$ 。从 \vec{I}_a 减去 $\vec{M}_{n-\alpha}$ 获得新信号 $\vec{I}_{am-n-\alpha}$ 或

[0149]

$$\vec{I}_{am-n-\alpha} = \vec{I}_a - \vec{M}_{n-\alpha} = \begin{cases} \varphi(\vec{I}_\alpha) \left(\left| \vec{I}_\alpha \right| - \left| \vec{I}_c \right| \right), & \text{对于 } |\theta| < \theta_\alpha \\ 0, & \text{对于 } |\theta| \geq \theta_\alpha \end{cases}; \quad (2)$$

[0150] 对于 $0 \leq \alpha \leq 1$ 。

[0151] $\vec{I}_{am-n-\alpha}$ 是振幅在 $\theta = 0$ 处最大的信号; $\vec{I}_{am-n-\alpha}$ 的量值在 $\pm \theta_a$ 从其峰值朝向零对称地展开。操作 $\vec{I}_a = \vec{I}_{am-n-\alpha} + \vec{M}_{n-\alpha}$ 意味着信号 \vec{I}_a 分解成两个分量: $\vec{I}_{am-n-\alpha}$ 和 $\vec{M}_{n-\alpha}$ 。分量信号 $\vec{I}_{am-n-\alpha}$ 表示对应于分量波束 $\Psi_{am-n-\alpha}$ 的信号, 其限定于 $-\theta_a \leq \theta \leq \theta_a$ 区域。信号 $\vec{I}_{am-n-\alpha}$ 的峰值与 \vec{I}_a 的峰值对准。分量信号 $\vec{M}_{n-\alpha}$ 是 \vec{I}_a 的残余信号, 其对应于在区域 $\theta < -\theta_a$ 和 $\theta > \theta_a$ 中保留波束 B_a 的旁瓣结构的分量波束 $\Psi_{as-n-\alpha}$ 。

[0152] 辛克波束的主瓣角度限定在区域 $-\pi \leq \theta \leq \pi$ 中。由于 $\theta_a \leq |\pi|$, 所以分量波束 $\Psi_{am-n-\alpha}$ (信号 $\vec{I}_{am-n-\alpha}$) 的波束宽度比辛克波束的波束宽度窄。另外, $\Psi_{am-n-\alpha}(0) = B_u(0)$ 、波束 $\Psi_{am-n-\alpha}$ 的最大增益和其指向方向也不会改变。

[0153] 辛克波束 B_{um} 和波束 $\Psi_{am-n-\alpha=0} = \Psi_{am-n-0}$ 的主瓣在图 16D 中重叠。新分量波束 Ψ_{as-n-0} 可以根据 $\Psi_{as-n-0} = B_{um} - \Psi_{am-n-0}$ 从辛克波束 B_{um} 的主瓣分解。 Ψ_{as-n-0} 是残余主瓣波束, 其由峰值与分量波束 Ψ_{am-n-0} 的无讯区对准的双瓣组成。通过最小化由分量波束 Ψ_{am-n-0} 接收到的信号的振幅或功率, 分辨率将渐近地趋向于波束 Ψ_{am-n-0} 。

[0154] 应了解, 辛克波束的主瓣可以根据以下处理来分段。图 16E 示出波束 B_u 和 B_c 被求和以形成波束 $B_{a=1}$ (汉宁波束)。由于 $B_u(\pi) = 0$, 且 $B_{a=1}(\pi) = B_c(\pi) = 0$ 。因此, 可以通过取波束 $B_{a=1}$ 与 B_c 的振幅之间的最小值来创建波束 $B_{M_{n-1}}$ 。通过将波束 $B_{M_{n-1}}$ 的相位

指派为与波束 $B_{a=1}$ 的相位相同, 当 $\theta \leq \pi$ 时波束 $B_{M_{n-1}}$ 的量值将与 B_c 的量值相同。在区域 $\theta > \pi$ 中, $B_{M_{n-1}}$ 的量值将与波束 $B_{a=1}$ 的量值相同。因此, 辛克波束 B_{um} 的主瓣可以接着通过 $B_{um} = B_{a=1} - B_{M_{n-1}} \square \Psi_{am_n-1}$ 来分段, 且辛克波束的旁瓣可以通过根据 $B_{us} = B_u - B_{um} = B_u - \Psi_{am_n-1}$ 从辛克波束 B_u 去除主瓣 B_{um} 来分段。

[0155] 可以根据以下处理来有效地计算来自这些波束的信号。将参数 a 设置为 1 :

$a = 1$, 那么 $\vec{I}_1 = \vec{I}_u + \vec{I}_c$. 由于 $\vec{I}_u(\pm\pi) = 0$, 因此, $|\vec{I}_c| = |\vec{I}_u + \vec{I}_c|$ (对于 $|\theta| = \pi$)。因此

$$M_{n-1} = \phi(\vec{I}_1) \min \left\{ \left| \vec{I}_1 \right|, \left| \vec{I}_c \right| \right\} = \begin{cases} \phi(\vec{I}_1) \left| \vec{I}_c \right|, & \text{for } |\theta| < \pi \\ \phi(\vec{I}_1) \left| \vec{I}_c \right| = \phi(\vec{I}_1) \left| \vec{I}_u + \vec{I}_c \right|, & |\theta| = \pi \\ \phi(\vec{I}_1) \left| \vec{I}_u + \vec{I}_c \right|, & \text{for } |\theta| > \pi \end{cases}$$

[0156] 通过令 $\vec{M}_{n-1} = \phi(\vec{I}_1) M_{n-1}$ 来将 M_{n-1} 的相位设置为与向量 \vec{I}_1 相同。当来自波束 \vec{M}_{n-1} 的信号量在减法处理 $\vec{I}_1 - \vec{M}_{n-1}$ 中从信号 \vec{I}_1 去除时, 无讯区将位于 $\theta = \pm \pi$ 处。由于辛克波束的主瓣宽度由 $-\pi$ 与 $+\pi$ 之间的有角区域确定, 所以辛克波束的主瓣因此被分段 : $\vec{I}_{uM} = \vec{I}_1 - \vec{M}_{n-1}$ 。

[0157] 因此, 可以通过 $\vec{I}_{us} = \vec{I}_u - \vec{I}_{uM}$ 获得辛克波束的旁瓣; 且可以通过 $\vec{I}_{as} = \vec{I}_a - \vec{I}_{uM}$ 获得 \vec{I}_a 的旁瓣。由于 DR i 信号是使用不同 a 以最小杂波功率在不同样本位置从不同波束接收到的信号, 或 $\vec{I}_{DR_i} = \vec{I}_a$ 。给定 \vec{I}_{as} 和 \vec{I}_{uM} , 本发明实施方案的 DR 波束可以通过对主瓣 \vec{I}_{uM} 与不同量的 \vec{I}_{as} 求和使得 $\vec{I}_{DR} = \vec{I}_{uM} + \gamma \vec{I}_{as}$ 来合成; 其中 $\gamma \leq 1$ 。

[0158] 结果示出, 对于图像中的所有信号, 与 DR 波束信号 \vec{I}_{DR} 相关联的所合成的 DR 波束的波束宽度与衍射有限辛克波束的波束宽度相同, 而与 DR 波束信号 \vec{I}_{as} 相关联的所合成的 DR 波束的旁瓣低于辛克波束和最小功率波束 \vec{I}_a 的旁瓣。

[0159] 来自 DR 波束的信号 \vec{I}_{DR} 包括两个分量信号: 来自旁瓣 \vec{I}_{as} 的分量信号或降低的旁瓣 $\gamma \vec{I}_{as}$, 和从主瓣接收到的分量信号。保持来自旁瓣 \vec{I}_{as} (或 $\gamma \vec{I}_{as}$) 的信号不变, 来自分段的主

波束 $|\vec{I}_{uM}|$ 的分量信号可以进一步分裂成分量信号, 所述分量信号包含: 对应于新主瓣 \vec{I}_{uM_m} 的至少一个分量, 其波束宽度远窄于来自 $|\vec{I}_{uM}|$ 的波束宽度; 以及从残余信号分解成新旁瓣的其它分量, 所述新旁瓣是从主瓣 \vec{I}_{uM} 分裂而来。来自所需方向的波束形成主瓣, 在所述主瓣处, 接收到信号 \vec{I}_{uM} 在同一方向上, 因为余弦切趾波束中无讯区的位置, 使得实际上没能从 \vec{I}_c 接收到任何信号。换句话说, 实质上没有来自所需方向 (例如, 观看方向) 的信号存在

于 \vec{I}_c 中。

[0160] 当将放大因子 κ 应用到 \vec{I}_c 时, 仅放大来自不需要的位置的信号, 而极少信号是来自所需方向。因此, 两个信号 $|\vec{I}_{uM}|$ 与 $\kappa|\vec{I}_c|$ 之间的量值差表示来自当 κ 较大时主瓣有效地较窄的波束的信号。此特性示出于图 11 中。

[0161] 令分段主瓣为 $B_{uM}(\theta)$, 且由 $B_{uM}(\theta)$ 接收到的信号为 $\vec{I}_{uM} = \int B_{uM}(\theta)O(\theta)d\theta = \int_{-\pi}^{\pi} B_{uM}(\theta)O(\theta)d\theta$ 表示当根据权重分布 $B_{uM}(\theta)$ (从 $\theta = -\pi$ 到 $\theta = \pi$) 将对象进行加权求和时所接收到的信号; 其中 $B_{uM}(\theta \leq -\pi) = 0, B_{uM}(\theta \geq \pi) = 0$ 。在对应于信号 \vec{I}_{uM} 的波束的观看方向, b_m 为波束 $B_{uM}(\theta)$ 的最大增益, 而在相同观看方向上, 来自余弦切趾波束的信号 $\vec{I}_c(0) = 0$ 。

[0162] 用放大因子 κ 放大从余弦切趾波束获取的信号在效果上等同于将增益 κ 应用到余弦切趾波束。如果将从余弦切趾波束接收到的信号从辛克波束的信号中减去, 那么产生主瓣由波束塑形函数塑形的新波束。这种波束塑形函数是增益 κ 的函数。这种波束塑形函数不仅塑形主瓣, 而且修改旁瓣的结构, 因此同时降低其水平。由于余弦切趾波束将与辛克波束在相交点 $B_{uM}(\theta_m) = B_c(\theta_m)$ 处在 $\theta = \pm \theta_m$ 相交。从上文可见, 通过计算 $|\vec{I}_{DR}|$ 与 $\kappa|\vec{I}_c|$ 的量值之间的最小值提取的分量信号 \vec{M}_{n-m} 具有以下特性:

[0163]

$$\vec{M}_n = \varphi(\vec{I}_{DR}) \min \left\{ \left| \vec{I}_{DR} \right|, \kappa \left| \vec{I}_c \right| \right\} = \varphi(\vec{I}_{DR}) \min \left\{ \left| \vec{I}_{uM} \right| + \left| \vec{I}_{as} \right|, \kappa \left| \vec{I}_c \right| \right\} = \vec{M}_{n-m} + \vec{M}_{n-s}$$

$$[0164] \text{ 其中, } \vec{M}_{n-m} = \varphi(\vec{I}_{uM}) \min \left\{ \left| \vec{I}_{uM} \right|, \kappa \left| \vec{I}_c \right| \right\} = \begin{cases} \varphi(\vec{I}_{uM}) \kappa \left| \vec{I}_c \right|, & \text{对于 } |\theta| < \theta_m \\ \varphi(\vec{I}_{uM}) \left| \vec{I}_{uM} \right|, & \text{对于 } \pi \geq |\theta| \geq \theta_m \end{cases}$$

[0165] 其中 $\varphi(\vec{I}_{uM})$ 是信号 \vec{I}_{uM} 的相位; 且

[0166]

$$\vec{M}_{n-s} = \varphi(\vec{I}_{as}) \min \left\{ \left| \vec{I}_{as} \right|, \kappa \left| \vec{I}_c \right| \right\} = \begin{cases} \varphi(\vec{I}_{as}) \kappa \left| \vec{I}_c \right|, & \text{对于 } \kappa \left| \vec{I}_c \right| < \left| \vec{I}_{as} \right|, \text{ 当 } |\theta| \geq \pi \text{ 时, 在任何 } \theta \\ \varphi(\vec{I}_{as}) \left| \vec{I}_{as} \right|, & \text{对于 } \left| \vec{I}_{as} \right| < \kappa \left| \vec{I}_c \right|, \text{ 当 } |\theta| \geq \pi \text{ 时, 在任何 } \theta \end{cases}$$

[0167] 其中 $\varphi(\vec{I}_{as})$ 是信号 \vec{I}_{as} 的相位。

[0168] 因此, 分量信号 \vec{M}_{n-m} 和 \vec{M}_{n-s} 取决于放大的余弦切趾波束与 DR 波束的主瓣和旁瓣的互动方式以及这些分量波束在波束放大因子 κ 下的形态而改变其特性。

[0169] 假设 κ 选为足够大, 使得 $\vec{M}_{n-s} = \varphi(\vec{I}_{as}) \left| \vec{I}_{as} \right|$ 的情况。如果从 \vec{I}_{DR} 减去信号 \vec{M}_n , 那

么将去除从旁瓣 \vec{I}_{as} 接收到的所有信号。同样,由于所述减法处理,使得在 $\pm \theta_m$ 处创建了新无讯区,其中波束 \vec{I}_{uM} 与 $\kappa \vec{I}_c$ 相交 ($B_{uM}(\theta_m) = B_c(\theta_m)$, 如图 11 所示)。这种情况在效果上等同于将来自 DR 波束 \vec{I}_{uM} (在区域 $-\pi \geq \theta \geq \pi$ 中, 波束的主瓣限定于其中) 的主瓣的信号分裂成两个新信号分量;一个来自新形成的窄化主瓣 \vec{I}_{uM_m} , 其由 $\theta_m < \theta < \theta_m$ 和 $\theta_m \leq \pi$ 限定;另一个 \vec{I}_{uM_s} 来自新形成的两个旁瓣,其处于区域 $\pi \geq \theta > \theta_m$ 和 $-\pi \leq \theta < -\theta_m$ 中。

[0170] 使用从较窄主瓣的波束获取的信号构建图像改善图像质量。然而,在减法处理中完全消除来自分段旁瓣的分量信号可能会在图像中引入空洞,从而使图像质量降级。为了更好地控制从 DR 波束减去的分量信号量,根据实施方案引入参数 $\eta \leq 1$, 其中 $\eta \vec{M}_n$ 表示从 DR 波束去除以合成所需高质量波束的一部分信号 \vec{M}_n 。

[0171] 当将一定量的信号 $\eta \vec{M}_n$ 从接收自 DR 波束 \vec{I}_{uM} 的信号减去时,新信号在效果上等同于从主瓣由波束塑形函数塑形的波束接收。这种受到处理波束的主瓣被塑形以产生较窄主瓣,且可以通过这种函数降低旁瓣。举例来说,

[0172]

$$\vec{I}_x = \vec{I}_{DR} - \eta \vec{M}_n = \begin{cases} 0; \text{ 对于 } |\theta| = \theta_m, & \text{在主瓣中创建的新无讯区} \\ \varphi(\vec{I}_{uM})(|\vec{I}_{uM}| - \eta \kappa |\vec{I}_c|) = \varphi(\vec{I}_{uM}) |\vec{I}_{uM}| \left(1 - \eta \kappa \frac{|\vec{I}_c|}{|\vec{I}_{uM}|}\right); \text{ 对于 } |\theta| < \theta_m, & \text{新主瓣} \\ \varphi(\vec{I}_{uM})(1 - \eta) |\vec{I}_{uM}|; \text{ 对于 } \theta_m < |\theta| \leq \pi, & \text{残余旁瓣形成主瓣} \\ (1 - \eta) \vec{I}_{as}; \text{ 对于 } |\theta| > \pi. & \text{所有旁瓣} \end{cases}$$

[0173] 注意,上文示出主瓣 $|\vec{I}_{uM}|$ 由塑形函数 $\psi_s(\theta)$ 塑形,从而产生处于区域 $|\theta| < \theta_m$ 中的新主瓣 \vec{I}_{uM_m} 。这个新主瓣可以表示为

$$\begin{aligned} \vec{I}_{uM_m} &= \varphi(\vec{I}_{uM}) |\vec{I}_{uM}| \psi_s(\theta) = \varphi(\vec{I}_{uM}) |\vec{I}_{uM}| \left(1 - \eta \kappa \frac{|\vec{I}_c|}{|\vec{I}_{uM}|}\right) = \vec{I}_{uM} \left(1 - \eta \kappa \frac{\int_{\theta_m}^{\theta_m} B_c(\theta) O(\theta) d\theta}{\int_{\theta_m}^{\theta_m} B_{uM}(\theta) O(\theta) d\theta}\right) \\ &= \int_{\theta_m}^{\theta_m} B_{uM}(\theta) O(\theta) d\theta - \eta \kappa \int_{\theta_m}^{\theta_m} B_c(\theta) O(\theta) d\theta \end{aligned}$$

[0174] 由于当 $|\theta| < \theta_m$ 时,辛克波束 $B_{uM}(\theta)$ 的主瓣的增益不为零,所以

[0175]

$$\vec{I}_{uM_m} = \int_{\theta_m}^{\theta_m} \left(1 - \eta \kappa \frac{B_c(\theta)}{B_{uM}(\theta)}\right) B_{uM}(\theta) O(\theta) d\theta = \int_{\theta_m}^{\theta_m} \psi(\theta) B_{uM}(\theta) O(\theta) d\theta = \int_{\theta_m}^{\theta_m} B_{uM_m}(\theta) O(\theta) d\theta$$

[0176] 其中 $B_{uM_m}(\theta) = \psi(\theta) B_{uM}(\theta)$, 且 $\psi(\theta) = \left(1 - \eta \kappa \frac{B_c(\theta)}{B_{uM}(\theta)}\right)$ 。这样示出主波束是根据余弦切趾波束的增益与辛克波束的增益的比率在界定波束相交点 θ_m 且 $|\theta| < \theta_m$ 的区域中来塑形。被塑形波束的形态将取决于参数 η 和 κ 。

[0177] 上文示出当 $|\theta| < \theta_m$ 时, DR 波束的主瓣被波束塑形函数 $\psi(\theta)$ (以图形示于图 12 中) 修改。实施方案的塑形函数 $\psi(\theta)$ 具有以下特性:

[0178] 1. 从 $B_c(0) = 0$ 开始, $\psi(0) = 1$; 换句话说, 在所需观看方向, 波束增益最大化, 且在信号处理中不改变。

[0179] 2. 当 η 和 κ 都是零时, 波束的形态与 DR 波束相同, 且对于所有 θ , $\psi(\theta) = 1$ 。

[0180] 3. 由于 $B_c(\theta)$ 小于主瓣区域中的 $B_{uM}(\theta)$, 那么当 $|\theta| \leq \theta_m$ 时, $\psi(\theta) < 1$ 。因此, 波束 $B_{uM_m}(\theta)$ 始终比波束 $B_{uM}(\theta)$ 窄。

[0181] 4. 由于 $B_c(\theta)$ 和 $B_{uM}(\theta)$ 在波束观看方向上都是对称的, 所以波束塑形函数是对称函数。

[0182] 波束塑形函数 $\psi(\theta)$ 在区域 $|\theta| \leq \theta_m$ 中改变波束的增益。塑形波束的量和形态将取决于参数 η 和 κ 。当 η 和 κ 都为零时, 由于 $B_c(\theta)$ 和 $B_{uM}(\theta)$ 在波束观看方向上是对称的, 所以波束塑形函数 $\psi(\theta)$ 是对称函数。由于 $|\theta_m| \leq \pi$, 所以 $B_{uM}(\theta)$ 的波束宽度始终窄于 $B_{uM}(\theta)$ 的波束宽度。

[0183] 上述分量信号 \vec{M}_{n_m} 和 \vec{M}_{n_s} 取决于放大的余弦切趾波束与 DR 波束的主瓣和旁瓣的互动方式以及这些分量波束在放大因子 κ 下的形态而改变。当放大因子 κ 小时, 位置 $\pm \theta_m$ 较靠近于 $\pm \pi$ 。因此, 被处理波束的主瓣将相对宽于用大放大因子 κ 处理的波束。当放大因子 κ 小时, 余弦切趾波束与 DR 波束的旁瓣之间的互动较为复杂。被处理波束的旁瓣形态将取决于应用放大因子 $\kappa |\vec{I}_c|$ 之后的 DR 波束 $|\vec{I}_{as}|$ 的旁瓣的相对振幅和余弦切趾波束的旁瓣的量值, 因为来自分量 $|\vec{M}_{n_s}|$ 的信号优先地设置为与 DR 波束同相, 且其量值表示两个信号 $|\vec{I}_{as}|$ 和 $\kappa |\vec{I}_c|$ 中的较小者。因此, 当从 DR 波束减去 $|\vec{M}_{n_s}|$ 时, 旁瓣的信号将始终较小, 从而导致旁瓣抑制。

[0184] 用于对分量信号进行分段的减法处理提示, 减和被减信号的相位应保持相同。对于仅关注信号量值的成像应用来说, 实施仅量值操作同样有效。在这种情况下, 需要减和被减信号的信号正负号保持相同。换句话说, 在 DR/XDR 处理中用 $sign(\vec{I}_s)$ 替换 $\phi(\vec{I}_s)$ 的任何操作。举例来说, 当在将波束成形信号正交带通且抽取成实数据流和虚数据流之后, 实施算法以处理所述波束成形信号时, 用 $sign(\vec{I}_a) = sign(real(\vec{I}_a)) + i * sign(imag(\vec{I}_a))$ 替换 $\phi(\vec{I}_a)$ 。在这种情境中, $real(\vec{I}_a)$ 代表信号 \vec{I}_a 的实部, 且 $imag(\vec{I}_a)$ 是信号 \vec{I}_a 的虚部。如此一来, DR/XDR 处理可以分别对带通数据的实部和虚部进行操作。被处理的信号分量也将包括两个部分: 实部 $real(\vec{I}_x)$ 和虚部 $imag(\vec{I}_x)$ 。接着, 将被处理信号的实部和虚部重新组合成 $\vec{I}_x = real(\vec{I}_x) + i * imag(\vec{I}_x)$ 。接着检测信号 \vec{I}_x , 对其进行压缩, 并将其扫描转换为所得图像视频。

[0185] 然而, 对于仅 2D 灰度成像应用来说, 在 DR/IDR/XDR 处理中可以忽略信号的相位。在这种情况下, 在 DR/IDR/XDR 处理中仅需要信号量值。此外, 在 XDR 处理中, 替代处理信号量值, 可以使用信号功率来减少计算。由于划分和检测处理被并入到实施方案的 DR 处理中, 所以计算成本可能相对较高。对于低成本实施方案, 可以跳过 DR 处理, 从而为了降低成

本而损失性能或速度。

[0186] 也可以在对信号进行正交带通之前实施算法。接着,在信号减法处理中,用 $\text{sign}(I_{RF})$ 替换 $\varphi(I_{RF})$,以进行有效的分量信号分段。

[0187] 如前所述,从辛克波束主瓣接收到的信号可以是通过处理信号 $\kappa|\vec{I}_c|$ 及 $|\vec{I}_i|$ (当 $\kappa = 1$ 时) 而分段的 \vec{I}_{um} 。随后, \vec{I}_{um} 可以通过处理信号 $\kappa|\vec{I}_c|$ 和 $|\vec{I}_{um}|$ (通过设置 $\kappa > 1$) 来进一步分裂。当将 κ 设置为小于 1 的值时,例如,设置 $\kappa = 0.22225$,也可以形成主瓣大小大致等于汉宁波束的波束。这个较宽主瓣可以使用如上所述的处理来进一步分裂。接着可以用不同分量信号合成新波束。

[0188] 从获自 DR 波束的信号去除上述分量信号有效地创建波束锐化函数。这种函数锐化主瓣,并降低被处理波束的旁瓣。图 13A 示出经过以下处理的主瓣:使用 $\kappa = 2$ 分裂,设置 $\rho = 0.0625$ 以降低残余主瓣,并设置 $\gamma = 0.125$ 以降低 DR 波束的旁瓣(在这种情况下为 \vec{I}_i 的旁瓣)。所得信号 $\vec{I}_x = \mu\vec{I}_{n_m} + \rho\vec{I}_{n_s} + \gamma\vec{I}_{as}$ 和其相应的波束绘示于图 13B 中。值得注意的是,由于主瓣窄化和旁瓣降低而减少了假影,所以过取样相关对象,从而实现比当前可能情况更清晰的显示图像将是有利的。

[0189] 应了解,可以反复应用取 DR 波束与在不同放大因子下放大的余弦切趾波束之间的最小信号,并将所述最小信号的相位设置为与 DR 波束同相的处理,以获得对应于具有所需窄宽度主瓣和所需低旁瓣水平的波束的信号。也就是说,将信号分段为分量并使用不同放大因子 κ 、旁瓣降低参数 γ 和波束塑形参数 η 塑形波束的 XDR 波束合成处理可以反复应用到被处理波束,以获得具有所需主瓣和旁瓣特性的新的被处理波束。可以根据成像参数定义这些特性,例如成像过程中的细节分辨率、对比度分辨率和动态范围。用不同处理参数进行 10 次迭代后的波束示出于图 14 中。

[0190] 如果需要,那么可以通过减少(例如,乘以小于 1 的减少因子)主瓣的被分段残余旁瓣来实现更高旁瓣水平控制。举例来说,DR 和 XDR 处理中的增益和减少因子也可以设置成 α 的函数,以适应于每一样本处旁瓣的功率。

[0191] 上述分析是基于辛克波束、余弦切趾波束、汉宁波束和其它波束的窄带形成中的几何特性。然而,可以通过实验证明,当宽带信号被波束成形和处理(如同一般成像应用一样)时,本文概念同样有效。此外,所述概念可以直接应用于频谱分析、二维阵列波束成形、多波束空间混合和多波束平行波束成形。

[0192] 注意,可以使用本文 DR/IDR/XDR 技术实施方案的变化来实现不同结果。举例来说,向量格式可以由实部和虚部表示,且 DR、IDR 和 XDR 可以在实部和虚部中单独进行处理。保持相位不变等效于保持实部的正负号或虚部的正负号不变。可以通过保持信号的正负号不变而非保持相位不变来进行 RF 域中的仅量值处理。

[0193] 如果需要,那么可以实现应用增益和减少因子或将增益或减少表示为数学函数的不同序列。对于恒定 α (任何 $\alpha \leq 1$) 形成波束,随后进行 XDR 处理以获得分辨率增强和旁瓣抑制。使用两个波束,实施方案可以应用最小值来分段分量波束或分量信号,且随后混合分量信号以合成新波束,使用增益和减少因子以构建新波束。

[0194] 实施方案可以用多个增益和减少因子递归地形成新波束,以达到新的高性能波束。因此,概念适用于较高维度波束成形。举例来说:

- [0195] 令 κ_j 为来自余弦切趾波束 \vec{I}_c 的信号的放大因子, 且 $0 < \kappa_j \leq \kappa_{\max}$;
- [0196] 令 μ 为被处理主瓣的增强因子; $\mu_j \geq 1$;
- [0197] $F\rho$ 为被处理旁瓣的减少因子; $|\rho_j| \leq 1$;
- [0198] $\kappa = [\kappa_1 \quad \kappa_2 \quad \dots \quad \kappa_n]; \mu = [\mu_1 \quad \mu_2 \quad \dots \quad \mu_n]; \rho = [\rho_1 \quad \rho_2 \quad \dots \quad \rho_n];$
- [0199] 开始
- [0200] 令 $\vec{I}_1 = \vec{I}_{aDR}$; 将来自被处理波束的第一被处理信号设置为 \vec{I}_1
- [0201] $j = 1$
- [0202] 当 $j < n$ 时
- [0203] 计算
- [0204] $real(\vec{M}_n) = sign(real(\vec{I}_j)) * \min(k_j * |real(\vec{I}_c)|, |real(\vec{I}_j)|);$
- [0205] $imag(\vec{M}_n) = sign(imag(\vec{I}_j)) * \min(k_j * |imag(\vec{I}_c)|, |imag(\vec{I}_j)|);$
- [0206] $real(\vec{I}_M) = real(\vec{I}_j) - real(\vec{M}_n); imag(\vec{I}_M) = imag(\vec{I}_j) - imag(\vec{M}_n);$
- [0207] $real(\vec{I}_S) = real(\vec{M}_n); imag(\vec{I}_S) = imag(\vec{M}_n);$
- [0208] 方法 1
- [0209] $real(\vec{I}_S) \left(|real(\vec{I}_j)| > |real(\vec{M}_n)| \right) = 0; imag(\vec{I}_S) \left(|imag(\vec{I}_j)| > |imag(\vec{M}_n)| \right) = 0;$
- [0210] 方法 2
- [0211] $real(\vec{I}_{j+1}) = \mu_j * real(\vec{I}_M) + \rho_j * real(\vec{I}_S); imag(\vec{I}_{j+1}) = \mu_j * imag(\vec{I}_M) + \rho_j * imag(\vec{I}_S);$
- [0212] $j = j+1$;
- [0213] 结束
- [0214] 输出 $real(\vec{I}_n)$ 和 $imag(\vec{I}_n)$ 。
- [0215] 示例性 DR/IDR/XDR 波束合成算法
- [0216] 为了辅助理解上述本发明的概念, 下文提供可以由图 2A、图 2B、图 5A 和图 5B 的 DR/IDR/XDR 波束合成处理器 214 实施的示例性 DR/IDR/XDR 波束合成算法。应了解, 所述算法仅为可操作以根据本发明的概念提供 DR/IDR/XDR 波束合成的算法的实施例。
- [0217] 令 \vec{I}_c 为在第 x 个波束和第 y 个样本处来自余弦切趾波束的信号;
- [0218] 令 \vec{I}_u 为在第 x 个波束和第 y 个样本处来自辛克波束的信号;

[0219] 通过如下计算逐个样本提取信号 \vec{I}_α

$$[0220] \alpha = -\frac{\vec{I}_c \bullet \vec{I}_u}{\left| \vec{I}_u \right|^2};$$

[0221] 若 $\alpha > 1$, 设 $\alpha = 1$, $\alpha < 0$, 设 $\alpha = 0$,

[0222] 则计算

$$[0223] \vec{I}_\alpha = \vec{I}_u + \alpha \vec{I}_c;$$

[0224] 如果需要 IDR 波束合成, 那么开始如下 IDR 处理:

$$[0225] M_n = \min \left\{ \left| \vec{I}_\alpha \right|, \left| \vec{I}_c \right| \right\} = \begin{cases} \left| \vec{I}_c \right|, & \text{for } \theta \leq \pi \\ \left| \vec{I}_\alpha \right|, & \text{for } \theta > \pi \end{cases};$$

[0226] 分段成分量信号

$$[0227] \vec{I}_{\alpha M} = \vec{I}_\alpha - M_n; \vec{I}_{\alpha S} = \vec{I}_\alpha - \vec{I}_{\alpha M} = M_n;$$

[0228] 将信号 $\vec{I}_{\alpha M}$ 与 $\vec{I}_{\alpha S}$ 混合成新信号 (合成的 IDR 波束信号);

$$[0229] \vec{I}_{\alpha DR} = \vec{I}_{\alpha M} + \gamma_s \vec{I}_{\alpha S};$$

[0230] 如果需要 XDR 波束合成, 那么开始如下 XDR 处理:

$$[0231] \vec{M}_{n-1} = \phi \left(\vec{I}_{\alpha DR} \right) * \min \left(\kappa * \left| \vec{I}_c \right|, \left| \vec{I}_{\alpha DR} \right| \right);$$

$$[0232] \vec{I}_{\alpha M_1} = \vec{I}_{\alpha DR} - \vec{M}_{n-1};$$

[0233] 形成新旁瓣分量

$$[0234] \vec{I}_{\alpha n_s} = \vec{I}_{\alpha M} - \vec{I}_{\alpha M_1};$$

[0235] 形成 XDR 波束

$$[0236] \vec{I}_{XDR} = \vec{I}_{\alpha M_1} + \rho \vec{I}_{\alpha n_s} + \gamma \vec{I}_{\alpha S};$$

[0237] 为了使用根据本发明实施方案的迭代方法形成 XDR 波束:

[0238] 方法 1

[0239] 令 κ_j 为来自余弦切趾波束 \vec{I}_c 的信号的放大因子, 且

$$[0240] 0 < \kappa_j \leq \kappa_{max};$$

[0241] 令 μ 为被处理主瓣的增强因子, $\mu \geq 1$;

[0242] 令 ρ_j 为被处理旁瓣的减少因子;

$$[0243] \rho_j \leq 1; \kappa = [k_1 \ k_2 \ \cdots \ k_n]; \rho = [\rho_1 \ \rho_2 \ \cdots \ \rho_n];$$

[0244] 开始

[0245] 将来自被处理波束的第一被处理信号设置为 \vec{I}_1 , 并将 IDR 主瓣分量 $\vec{I}_{\alpha M}$ 保存在缓冲器 \vec{I}_r 中。

- [0246] 令 $\vec{I}_1 = \vec{I}_{\alpha DR}$ 且 $\vec{I}_r = \vec{I}_{\alpha M}$;
- [0247] 令 XDR 波束仅包括旁瓣分量;
- [0248] 令 $\vec{I}_{XDR} = \gamma \vec{I}_{\alpha S}$;
- [0249] $j = 1$
- [0250] 当 $j < n$ 时
- [0251] 计算
- [0252] $\vec{M}_{n-j} = \phi \left(\vec{I}_{\alpha DR} \right) * \min \left(\kappa_j * \left| \vec{I}_c \right|, \left| \vec{I}_{\alpha DR} \right| \right); \lim_{x \rightarrow \infty}$
- [0253] $\vec{I}_{\alpha m-j} = \vec{I}_{\alpha DR} - \vec{M}_{n-j};$
- [0254] $\vec{I}_{n-s} = \vec{I}_r - \vec{I}_{\alpha m-j};$
- [0255] $\vec{I}_{XDR} = \vec{I}_{XDR} + \rho_i \vec{I}_{n-s};$
- [0256] $\vec{I}_r = \vec{I}_{\alpha m-j};$
- [0257] $j = j+1;$
- [0258] 结束
- [0259] $\vec{I}_{XDR} = \vec{I}_{XDR} + \mu * \vec{I}_{\alpha m-n};$
- [0260] 方法 2
- [0261] 令 κ_j 为用于来自余弦切趾波束 \vec{I}_c 的信号的放大因子, 且 $0 < \kappa_j \leq \kappa_{\max}$;
- [0262] 令 μ_j 为被处理主瓣的增强因子; $\mu_j \geq 1$;
- [0263] 令 ρ 为被处理旁瓣的减少因子;
- [0264] $\rho_j \leq 1$;
- [0265] $\kappa = [k_1 \ k_2 \ \cdots \ k_n]; \mu = [\mu_1 \ \mu_2 \ \cdots \ \mu_n]; \rho = [\rho_1 \ \rho_2 \ \cdots \ \rho_n];$
- [0266] 开始
- [0267] 令 $\vec{I}_1 = \vec{I}_{\alpha DR}$; 将来自被处理波束的第一被处理信号设置为 \vec{I}_1
- [0268] $j = 1$
- [0269] 当 $j < n$ 时
- [0270] 计算
- [0271]
- $$\vec{M}_n = \phi \left(\vec{I}_j \right) * \min \left(k_j * \left| \vec{I}_c \right|, \left| \vec{I}_j \right| \right);$$
- [0272] $\vec{I}_M = \vec{I}_j - \vec{M}_n;$
- [0273] $\vec{I}_S = \vec{M}_n;$
- [0274] $\vec{I}_{j+1} = \mu_j * \vec{I}_M + \rho_j * \vec{I}_S;$
- [0275] $j = j+1;$
- [0276] 结束

[0277] 输出 \vec{I}_n

[0278] 再次参考图 6, 在实施上述示例性方法时, 在 601 中获取在深度 z 处来自第 n 个辛克波束和余弦切趾波束的信号 $\vec{I}_u(n, z)$ 和 $\vec{I}_c(n, z)$, 接着根据使 $|\vec{I}_\alpha|^2 = |\vec{I}_u + \alpha \vec{I}_c|^2$ 的幂次最小化的准则来在 62 中计算波束成形参数 α , 并在 603 中形成 DR 波束 $\vec{I}_{\alpha DR} = \vec{I}_\alpha$ 。

[0279] 接着通过查找表 63 传递参数 α , 以获得可用于适用于成像应用的 IDR 和 XDR 波束分解和合成的波束成形参数 μ_i 、 ρ_i 、 κ_i 、 γ_m 和 γ_s 。由于参数 α 指示样本位置 (n, z) 处的所需信号与不需要的杂波的相对量, 所以 α 小时杂波小, 且 α 大时杂波大, 可用于 IDR 和 XDR 波束分解和合成的参数 μ_i 、 ρ_i 、 κ_i 、 γ_m 和 γ_s 可以是 α 的函数。

[0280] 所合成的波束获得最好图像质量所需的特性取决于多个系统参数而改变, 例如: 扫描头的元件间距、可用于波束成形器中的通道数量、图像中的线密度、所使用的平行波束的数量、声穿透信号的频率和带宽, 等等; 因此, 参数 $\mu_i(\alpha)$ 、 $\rho_i(\alpha)$ 、 $\kappa_i(\alpha)$ 、 $\gamma_m(\alpha)$ 和 $\gamma_s(\alpha)$ 的不同集合对于不同成像应用是优选的。可以基于所需图像特征、正被成像的对象、成像系统的配置等等来用实验方法确定特定函数关系。

[0281] DR 波束 $\vec{I}_{\alpha DR}$ 和参数 μ_i 、 ρ_i 、 κ_i 、 γ_m 、 γ_s 在处理器 603 中用以形成所需 IDR 波束。DR 波束、IDR 波束和波束成形参数也可以用于在处理器 604 和 605 中迭代地形成 XDR 波束。

[0282] 图 6L(1) 到图 6L(4) 示出使用参数 $\kappa = 2$, $\rho = 0.125$, $\gamma = 0.015625$, $n = 1$ 分解 $\alpha = 1$ 的 DR 波束, 以通过使用上述方法 1 计算 $\vec{I}_{XDR} = \vec{I}_{\alpha M - \kappa} + \rho \vec{I}_{\alpha n - s} + \gamma \vec{I}_{\alpha s}$ 合成 XDR 波束的实施例。3db FWHM 是 0.7122π , 其比辛克波束的 FWHM 窄 21.6%。由于对于 $\alpha = 1$, DR 波束是峰值旁瓣水平为 -31db 的汉宁波束。在 XDR 波束合成过程中, 使用参数 γ 来减小汉宁旁瓣 $20 * \log_{10}(\gamma) = -36.12$ db, 从而导致 $-31 + 20 * \log_{10}(\gamma) = -67.12$, 如图 6L(4) 所示。所合成的 XDR 波束的旁瓣外转速率与汉宁波束相同, 为 -18db/ 八度。

[0283] 根据上述动态分辨率波束合成技术, 实施方案的 DR/IDR/XDR 波束合成在合成 XDR 动态分辨率波束信号时执行以下操作, 其中在深度 z 从第 n 个辛克波束获取到的信号: $I_u(n, z) = I_{ur}(n, z) + jI_{ui}(n, z)$ 和在深度 z 从第 n 个余弦切趾波束获取到的信号: $I_c(n, z) = I_{cr}(n, z) + jI_{ci}(n, z)$:

[0284] 对于 $\| I_c(n, z) \| \neq 0$;

$$[0285] \text{计算 } \alpha(n, z) = -\frac{I_{ur}(n, z)I_{cr}(n, z) + I_{ui}(n, z)I_{ci}(n, z)}{I_{cr}^2(n, z) + I_{ci}^2(n, z)} ;$$

[0286] 计算 $I_{DR}(n, z) = I_u(n, z) + \alpha I_c(n, z)$;

[0287] Let $I_{DR_r}(n, z) = \text{real}(I_{DR}(n, z))$; $I_{DR_i}(n, z) = \text{imag}(I_{DR}(n, z))$;

[0288] Let $I_{c_r}(n, z) = \text{real}(I_c(n, z))$; $I_{DR_i}(n, z) = \text{imag}(I_c(n, z))$;

[0289] 令 $sI_r = \text{sign}(I_{DR_r})$; $sI_i = \text{sign}(I_{DR_i})$

[0290] 计算 $mI_r = sI_r * \min(|I_{DR_r}(n, z)|, \kappa |I_{c_r}(n, z)|)$;

[0291] $mI_i = sI_i * \min(|I_{DR_r}(n, z)|, \kappa |I_{c_r}(n, z)|)$;

[0292] 设 $I_{XDR}(n, z) = I_{DR}(n, z)$;

[0293] 若 $\text{sign}(I_{DR_r}(n, z)) * \text{sign}(I_{cr}(n, z)) > 0 \& mI_r \neq |I_{DR_r}(n, z)|$

[0294] $I_{XDR_r}(n, z) = I_{DR_r}(n, z) + (\rho - 1)mI_r(n, z)$

[0295] 结束

[0296] 若 $\text{sign}(I_{DR_i}(n, z)) * \text{sign}(I_{ci}(n, z)) > 0 \& mI_i \neq |I_{DR_i}(n, z)|$;

[0297] $I_{XDR_i}(n, z) = I_{DR_i}(n, z) + (\rho - 1)mI_i(n, z)$;

[0298] 结束。

[0299] 尽管已详细描述本发明以及其优点,但应理解,可以在不脱离如由所附权利要求书界定的本发明的精神和范围的情况下,在本文进行各种改变、替代和更改。此外,本发明的范围不希望受限于本说明书中描述的处理、机器、制造、物质组成、构件、方法和步骤的特定实施方案。所属领域的普通技术人员将从本发明的公开内容容易了解,可以根据本发明利用当前存在或稍后将开发的、与本文描述的相应实施方案执行实质上相同功能或实现实质上相同结果的处理、机器、制造、物质组成、构件、方法或步骤。因此,所附权利要求书希望将这些处理、机器、制造、物质组成、构件、方法或步骤包含于其范围内。

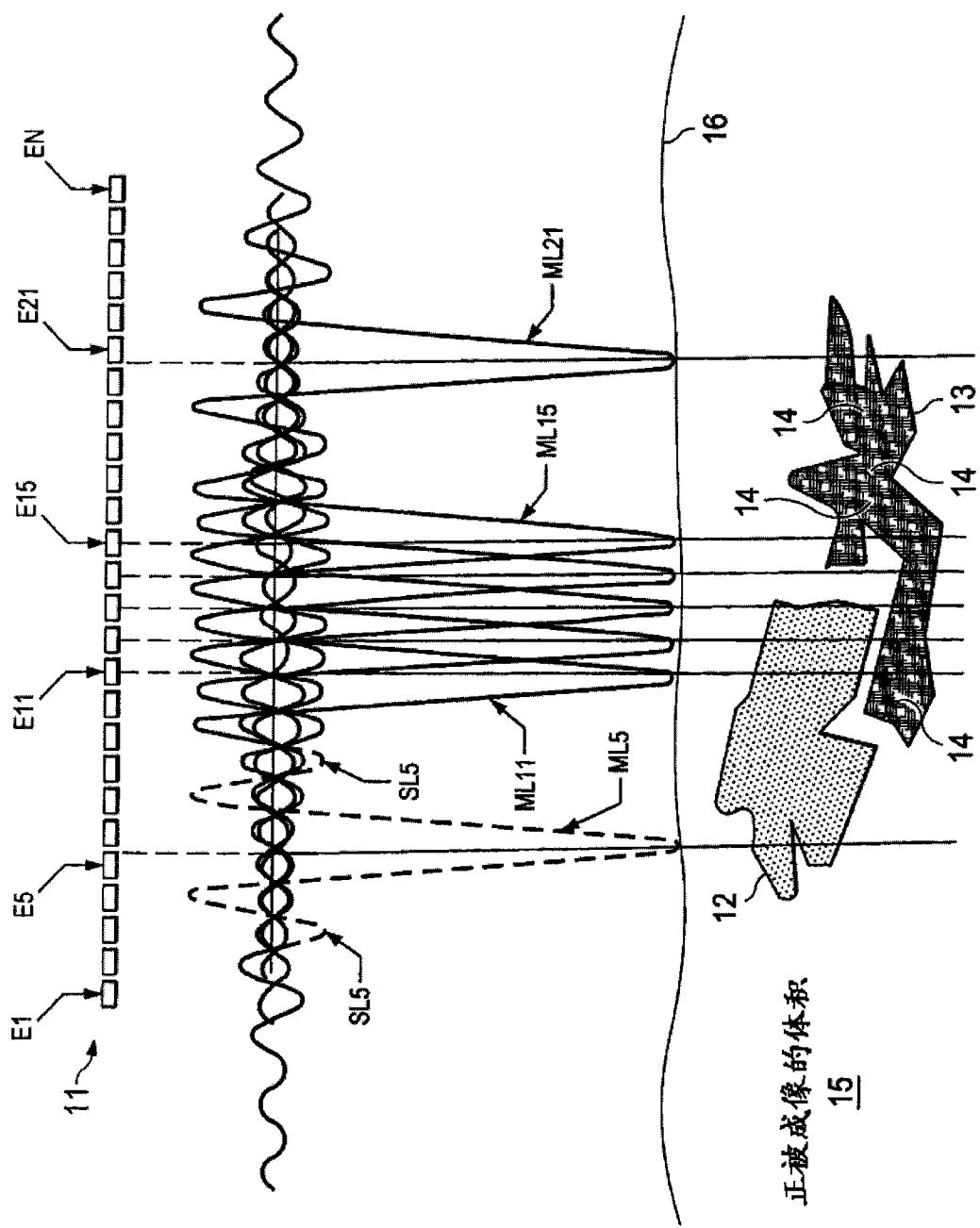


图 1A(现有技术)

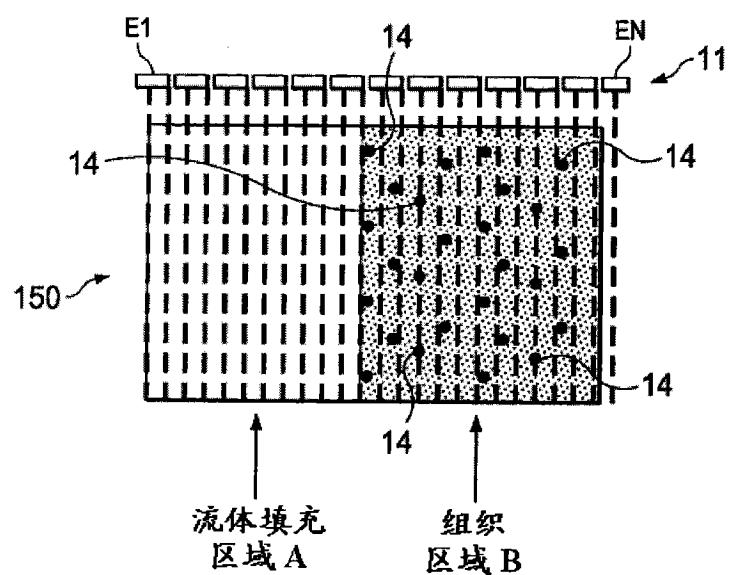


图 1B

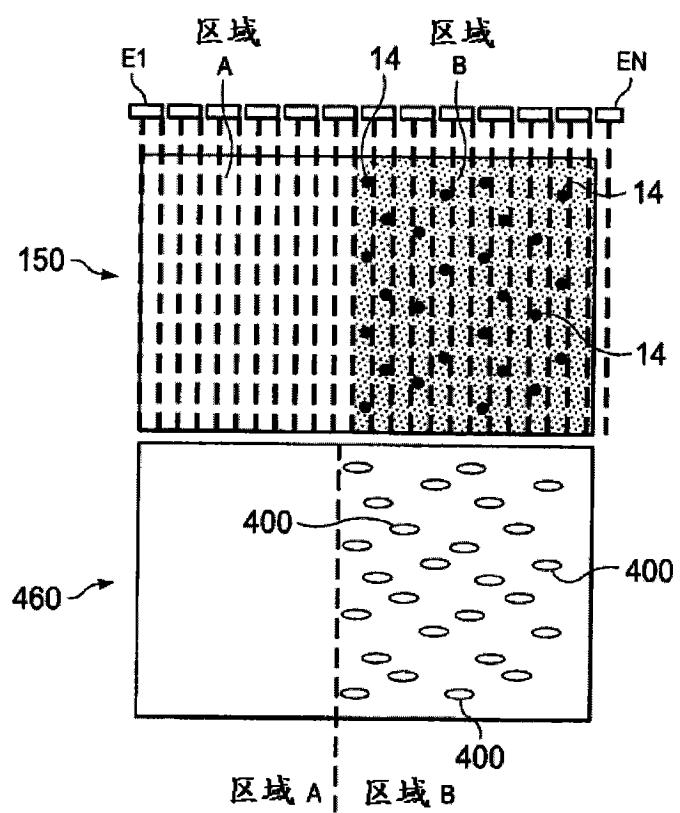


图 4

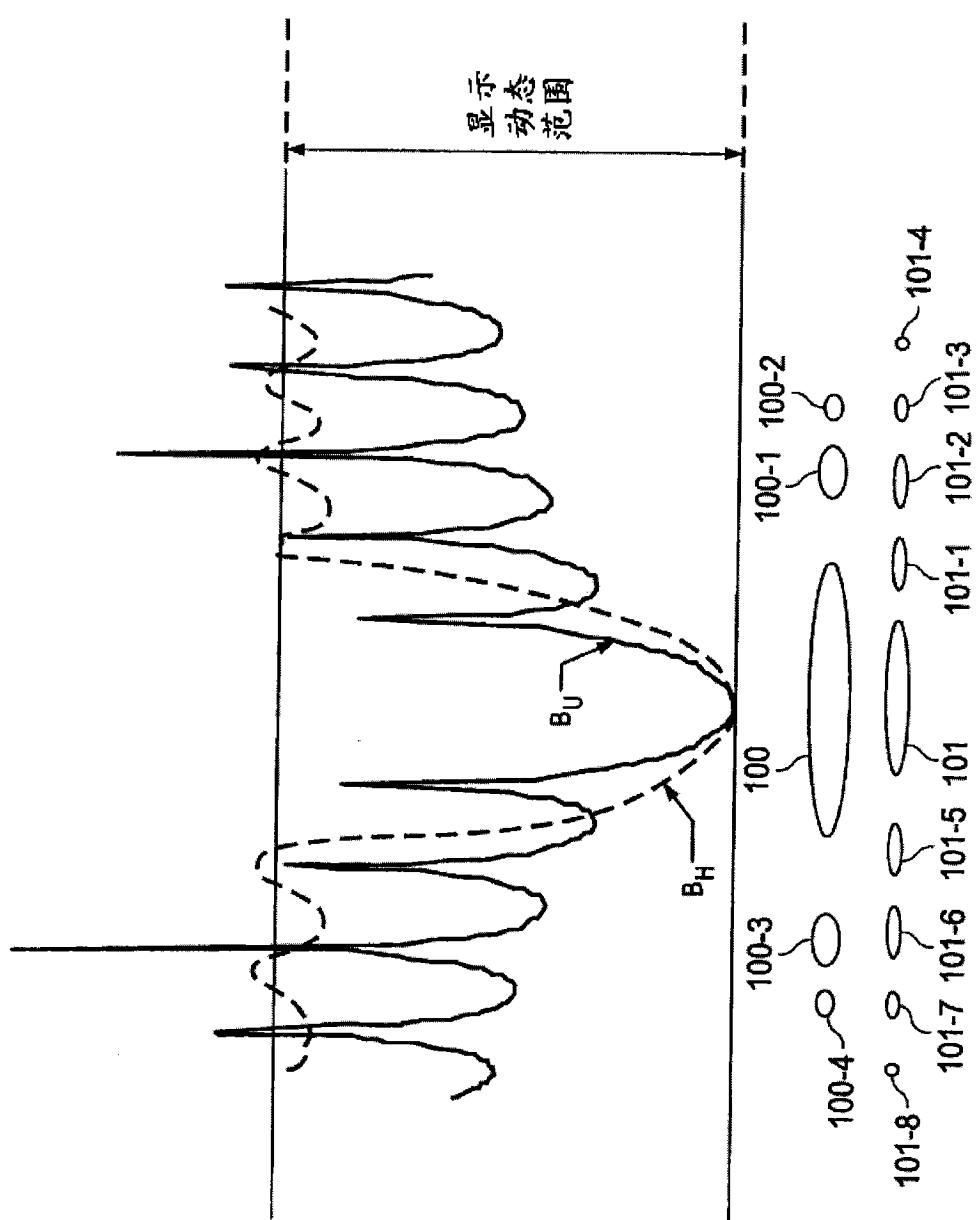


图 1C(现有技术)

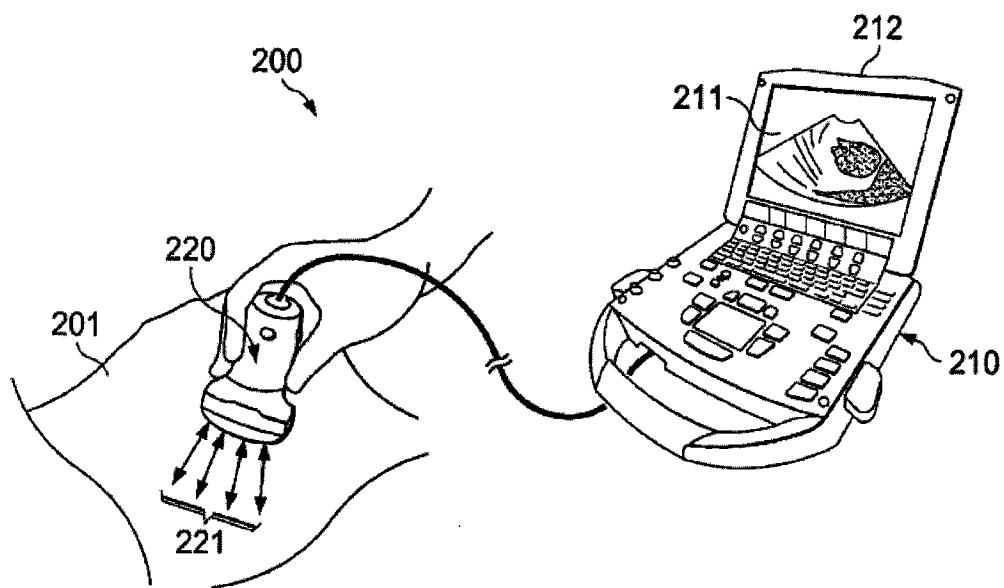


图 2A

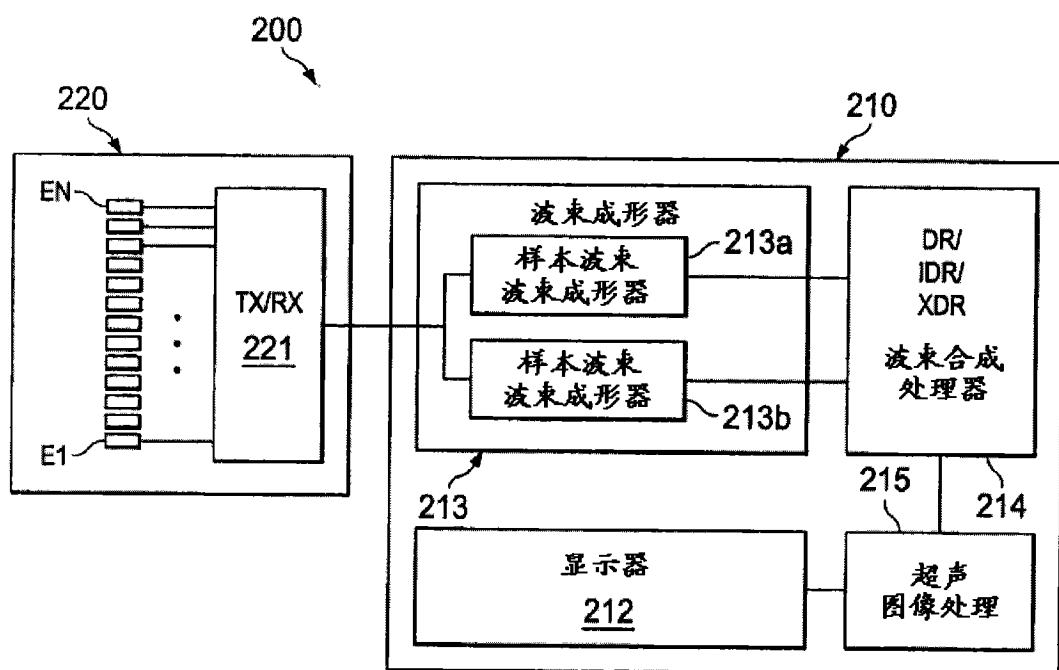


图 2B

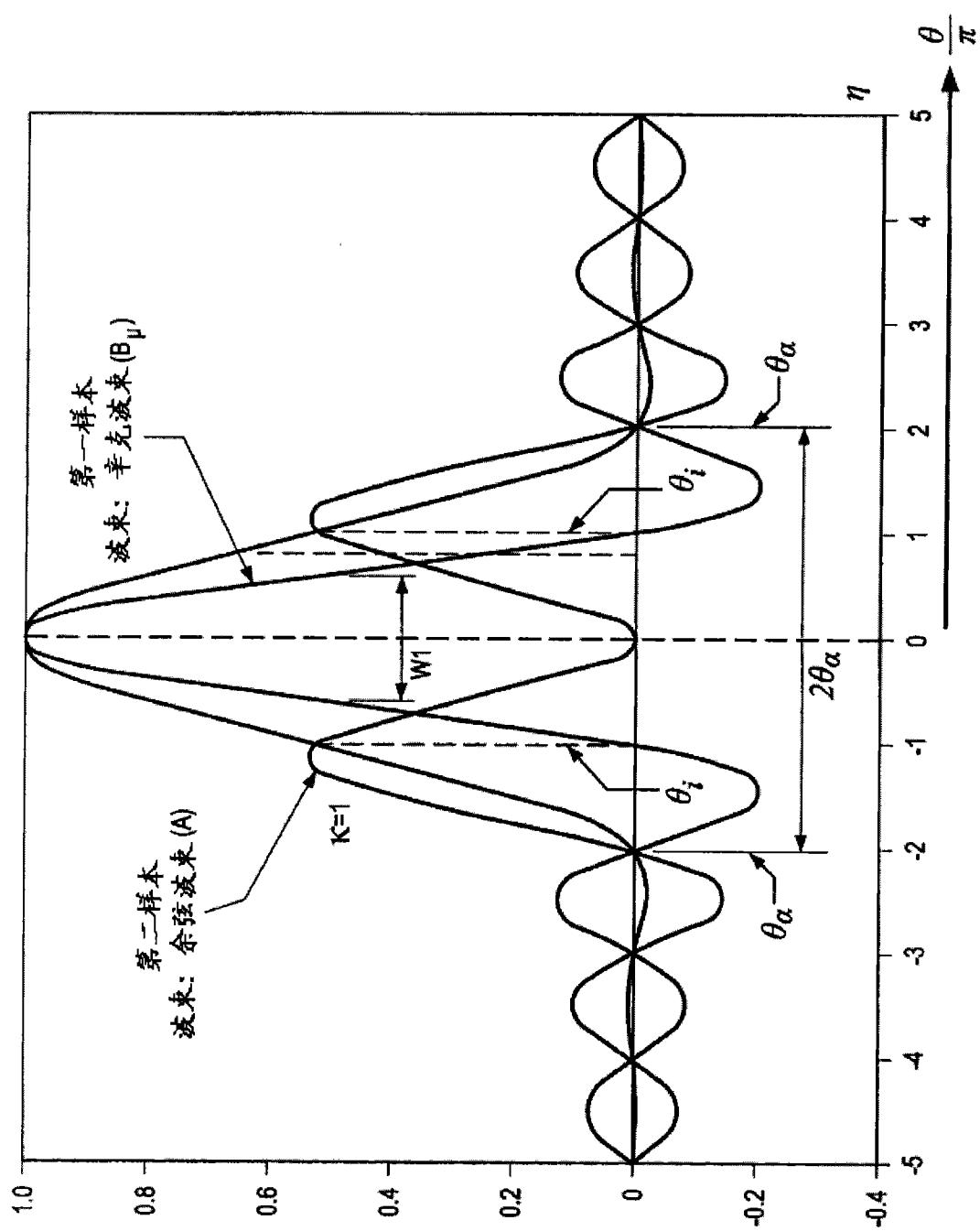


图 3A

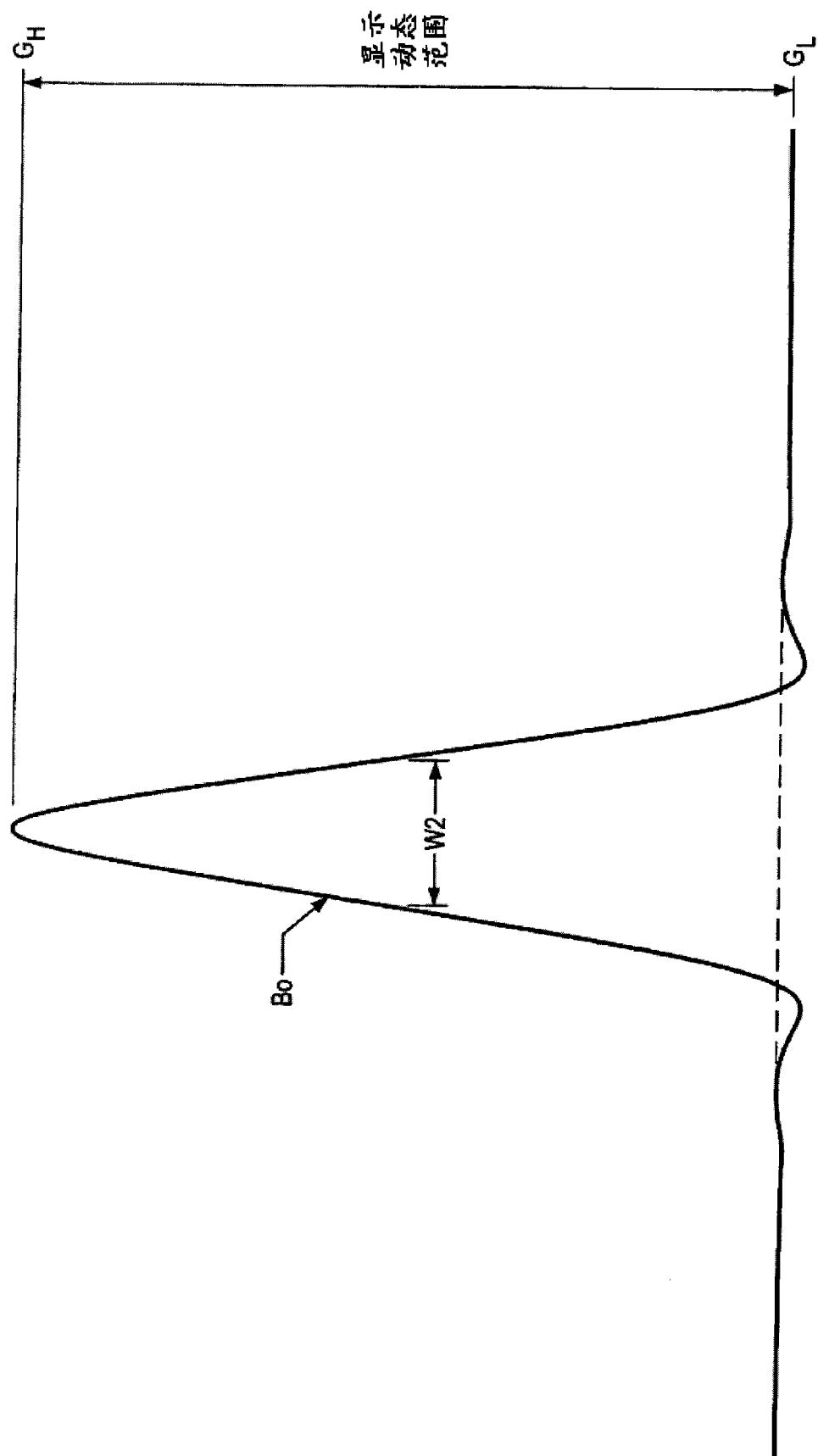


图 3B

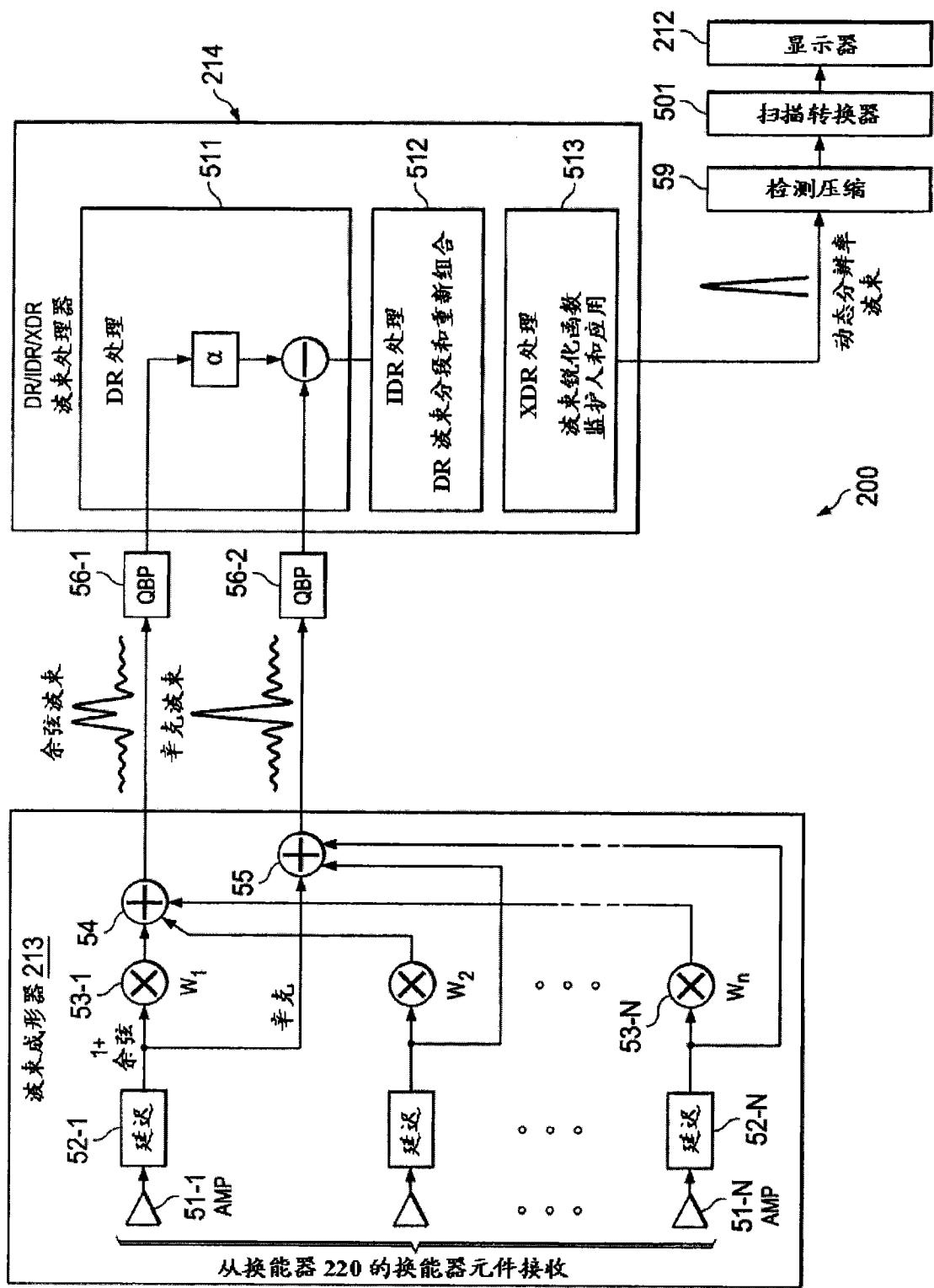


图 5A

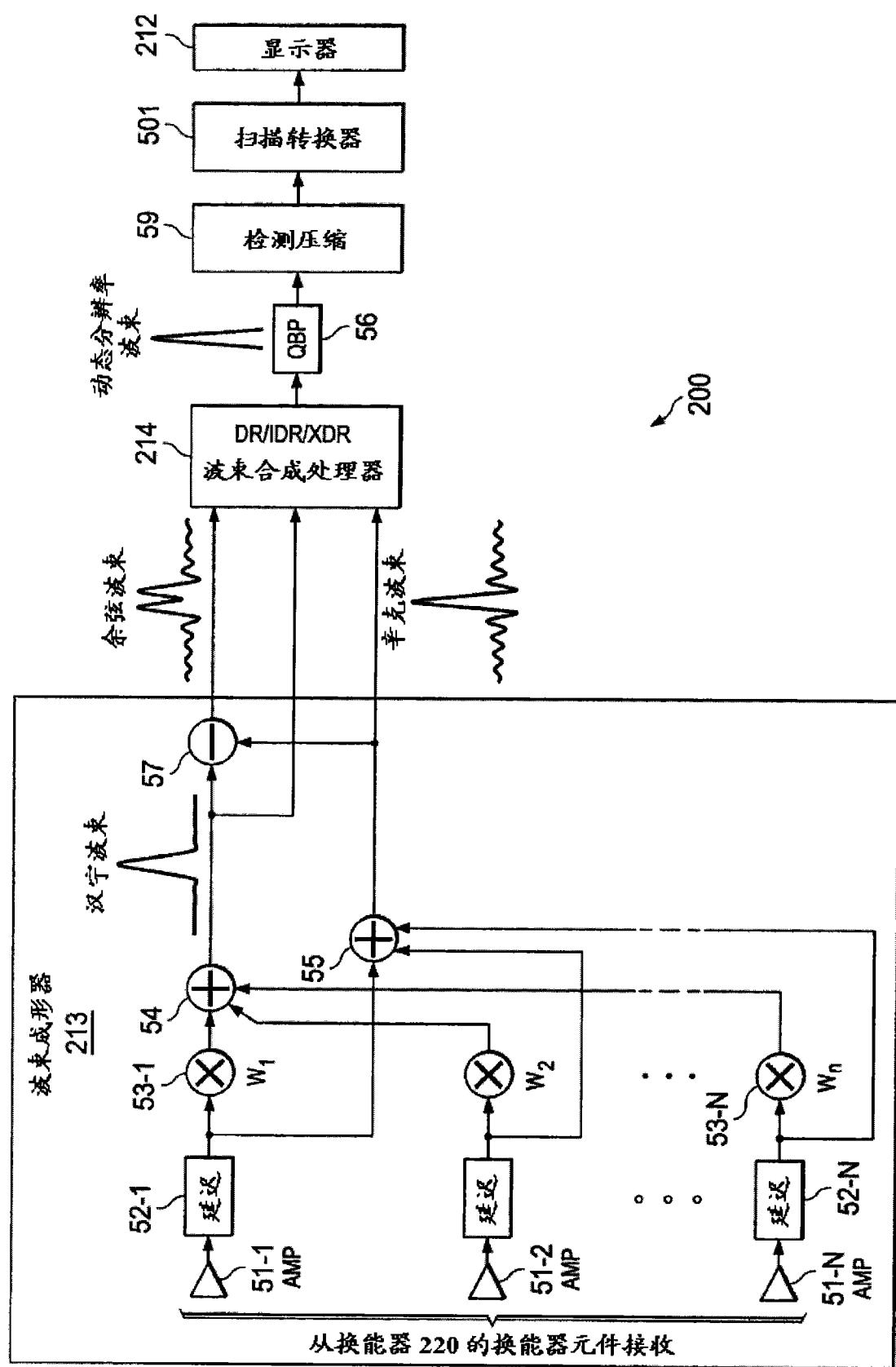


图 5B

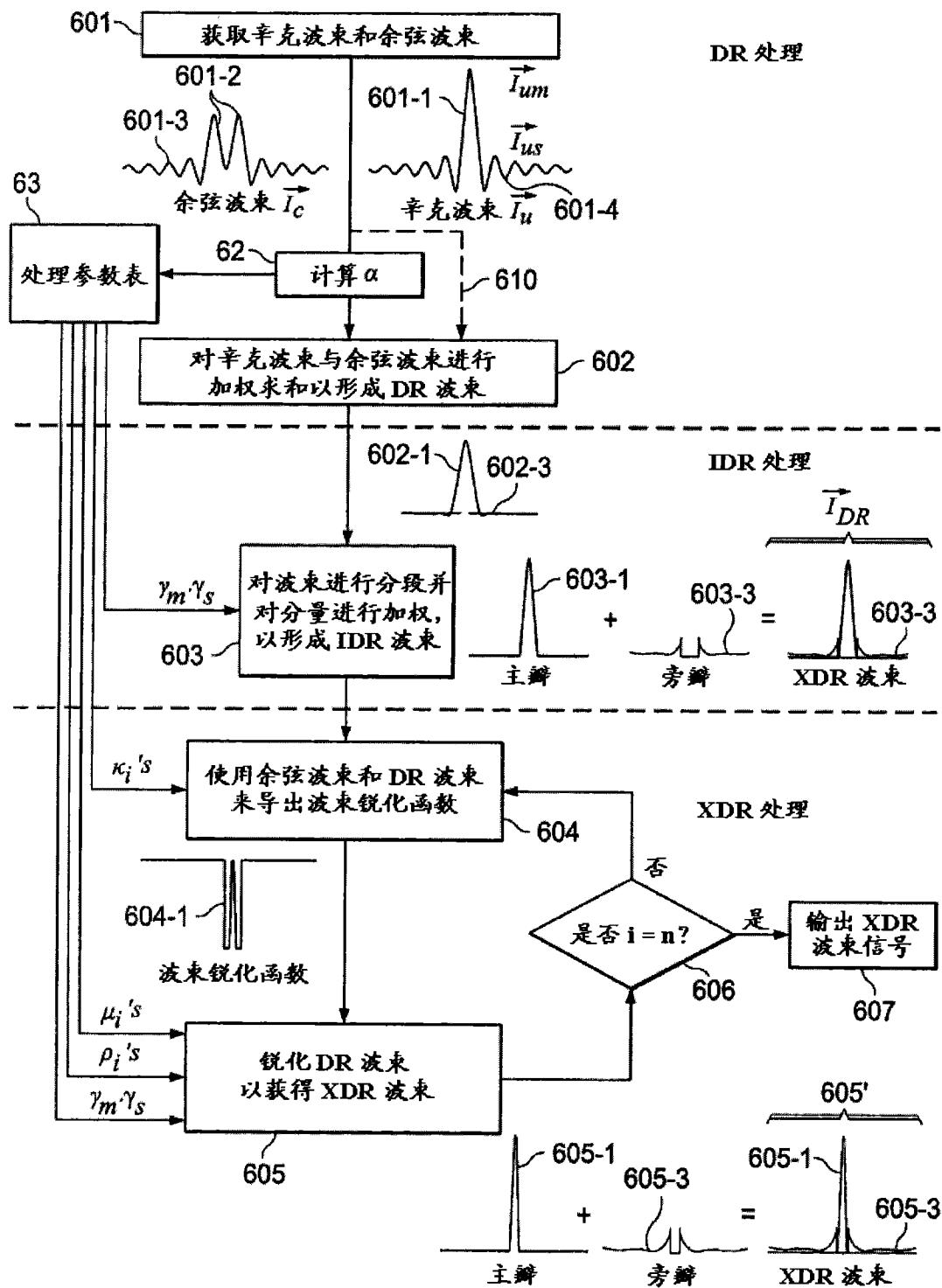


图 6

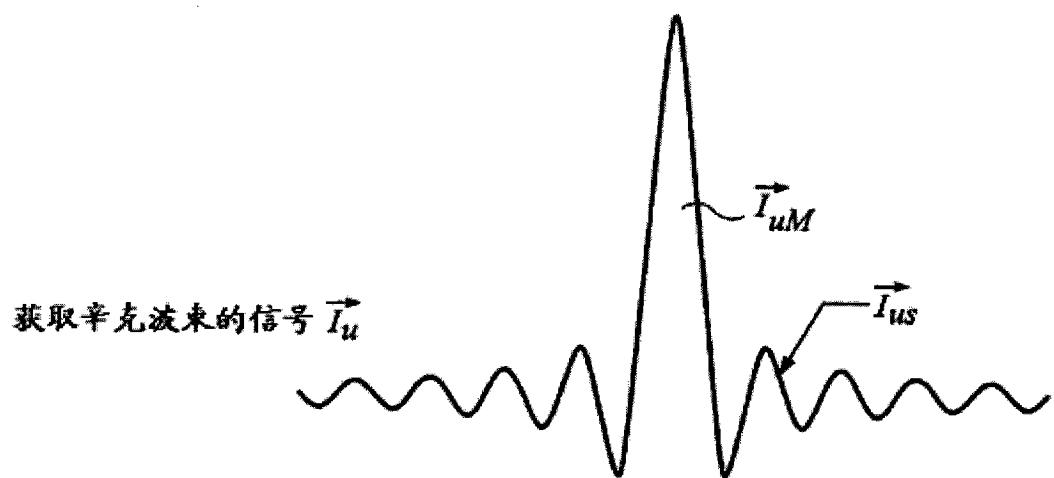


图 6A

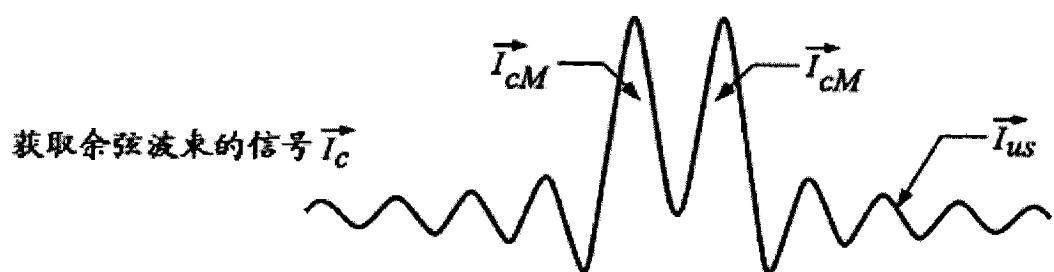


图 6B

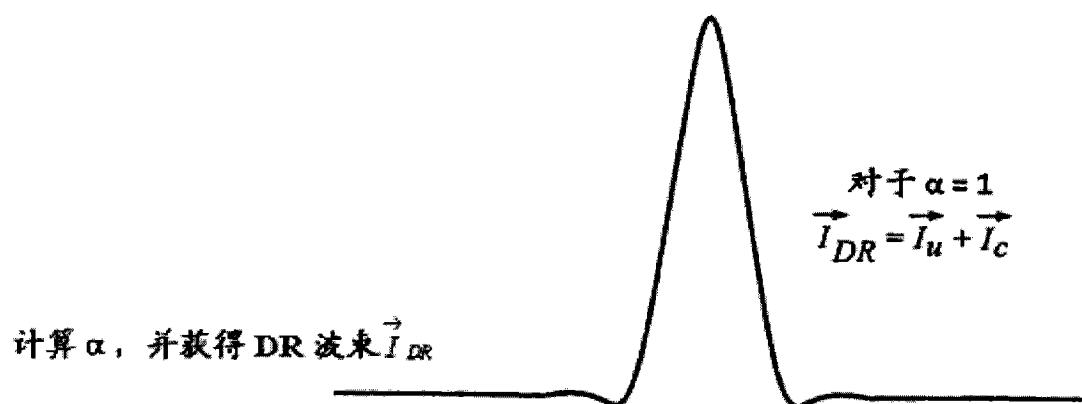


图 6C

计算 \vec{I}_{DR} 与 \vec{I}_c 之间的最小值：

$$\vec{M} = \varphi(\vec{I}_{DR}) \text{MIN}(|\vec{I}_{DR}|, |\vec{I}_c|)$$

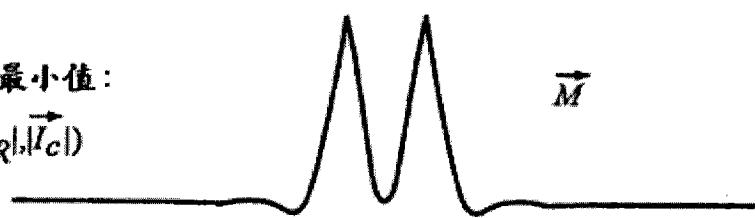


图 6D

从 \vec{I}_{DR} 减去 \vec{M} 以获得 \vec{I}_{uM}

$$\vec{I}_{uM} = \vec{I}_{DR} - \vec{M}$$

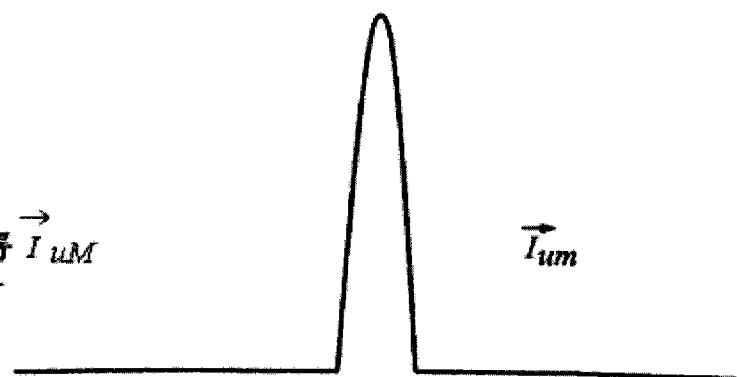


图 6E

从 \vec{I}_u 去除 \vec{I}_{uM} 以获得 \vec{I}_{uS}

$$\vec{I}_{uS} = \vec{I}_u - \vec{I}_{uM}$$

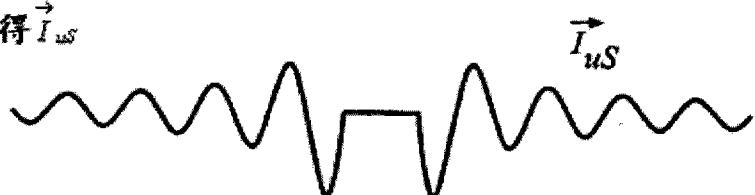


图 6F

从 \vec{I}_{DR} 去除 \vec{I}_{uM} 以获得 \vec{I}_{aS}

$$\vec{I}_{aS} = \vec{I}_{DR} - \vec{I}_{uM}$$

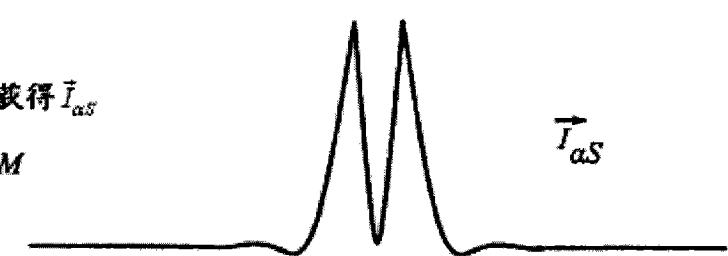


图 6G

通过做乘法来按比例调整旁瓣

$$\gamma = 0.125$$



图 6H

将主瓣信号分量 \vec{I}_{uM} 与来自旁瓣的按比例调整的信号分量 $\gamma \vec{I}_{\alpha S}$ 相加

$$\vec{I}_{uM} + \gamma \vec{I}_{\alpha S}$$

$$\gamma = 0.125$$

$$\vec{I}_{uM} + \gamma \vec{I}_{\alpha S}$$

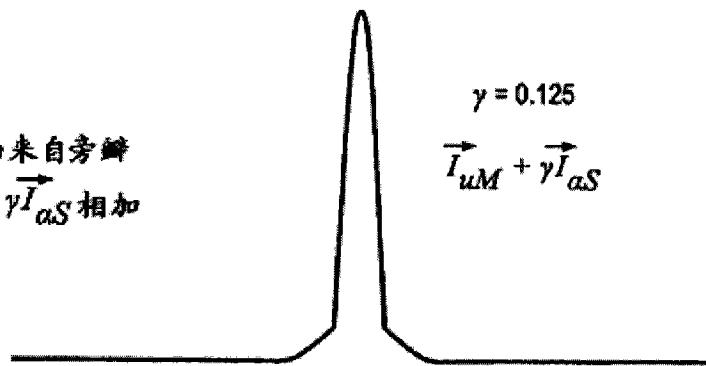


图 6I

$$\vec{I}_{uM} = \vec{I}_{DR, \alpha=1} - \varphi(\vec{I}_{DR}) \text{MIN}(|\vec{I}_{DR}|, |\vec{I}_c|) \text{对于 } \alpha=1$$

$$\vec{I}_{\alpha M, \alpha=0} = \vec{I}_{DR, \alpha=0} - \varphi(\vec{I}_{DR}) \text{MIN}(|\vec{I}_{DR}|, |\vec{I}_c|) \text{对于 } \alpha=0$$

$$\vec{I}_{\alpha M} \leq \vec{I}_{uM}$$

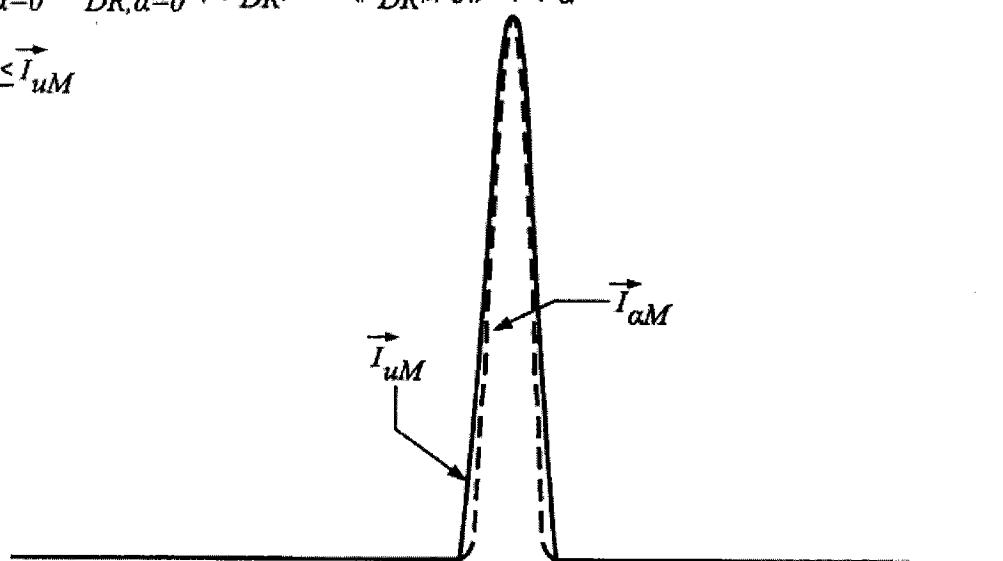


图 6I(1)

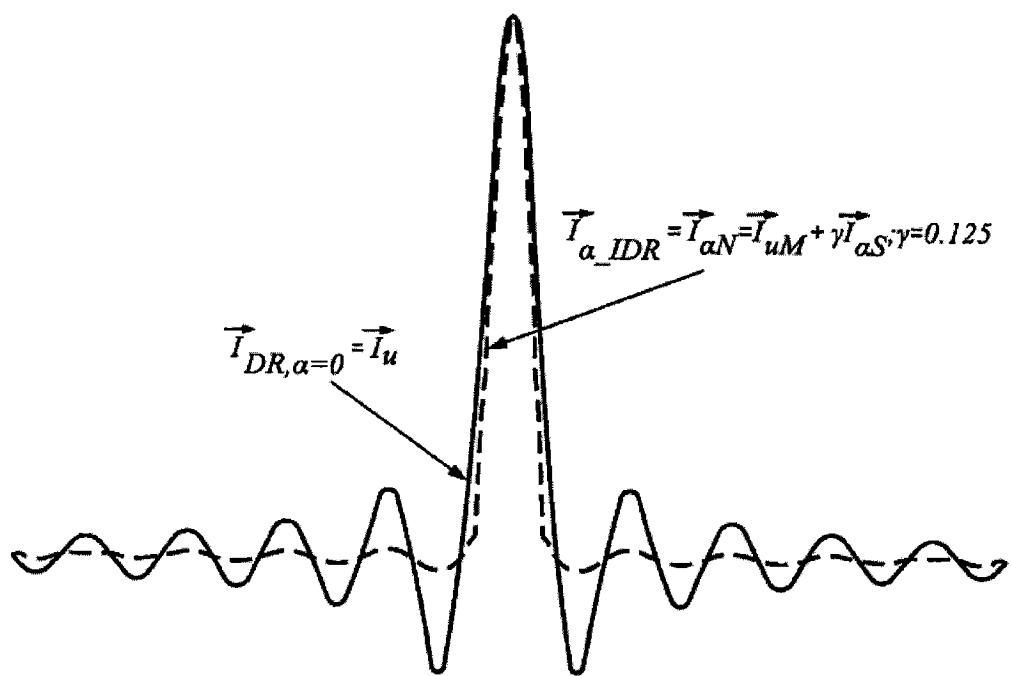


图 6I(2)

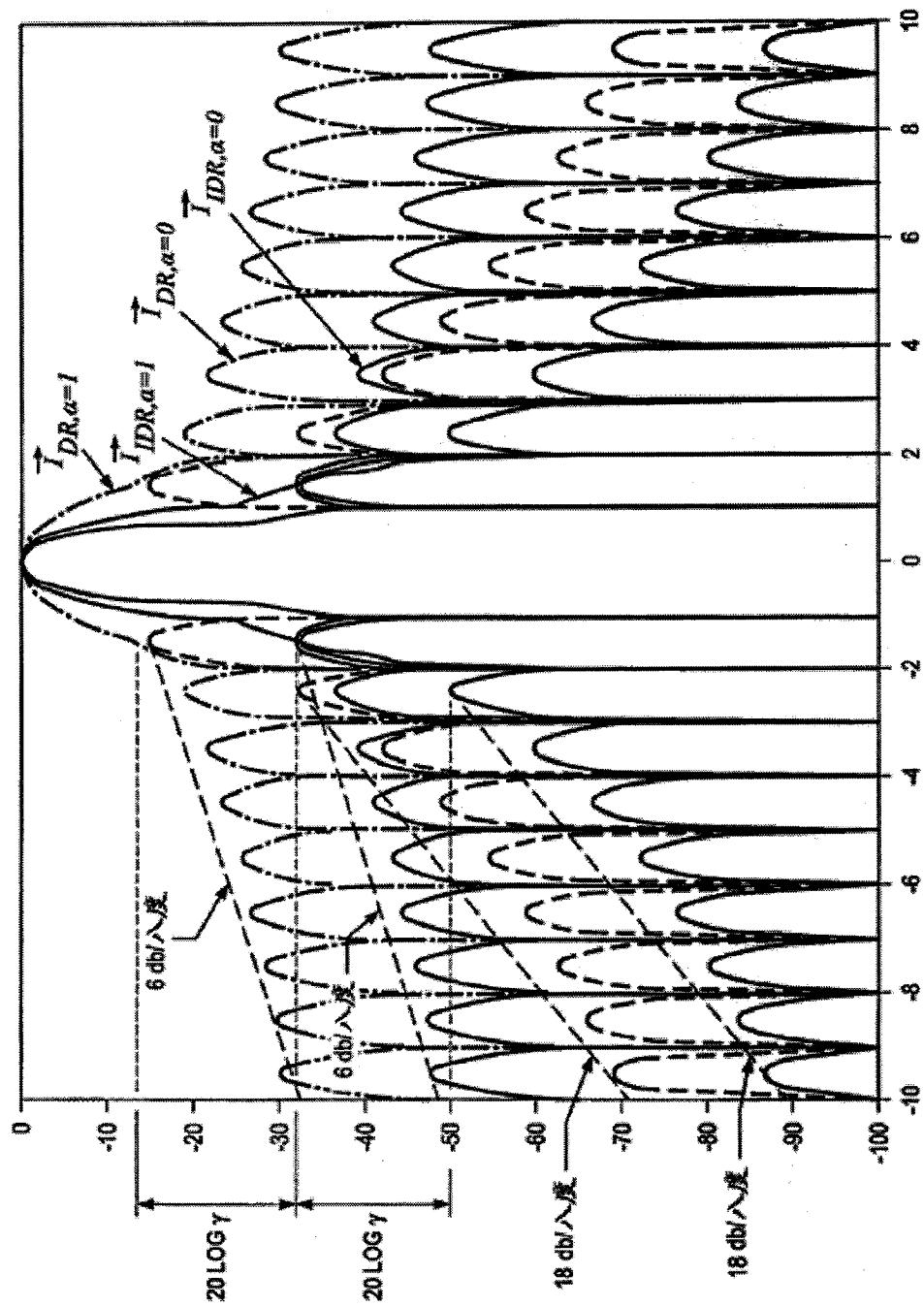


图 6I (3)

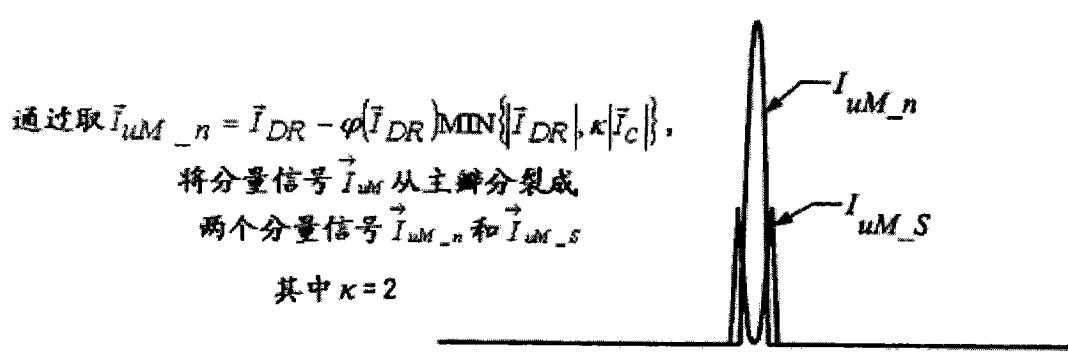


图 6J

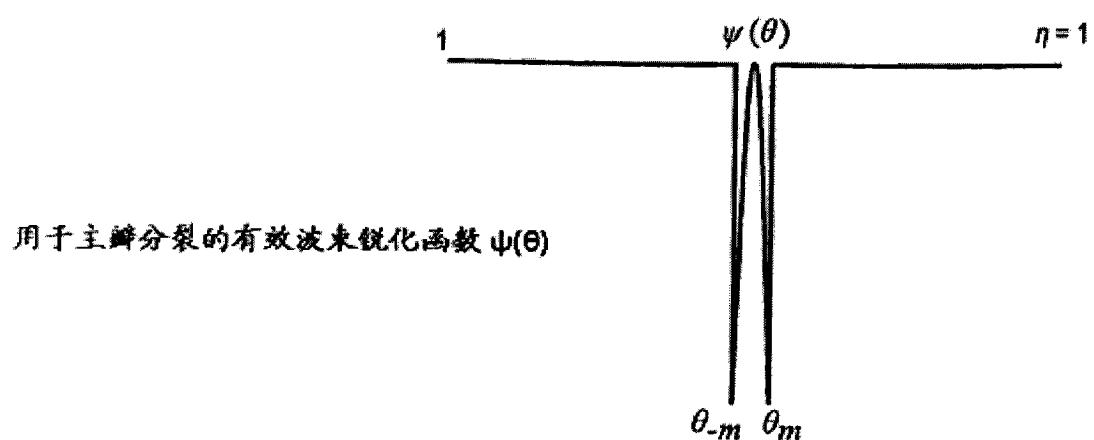


图 6K

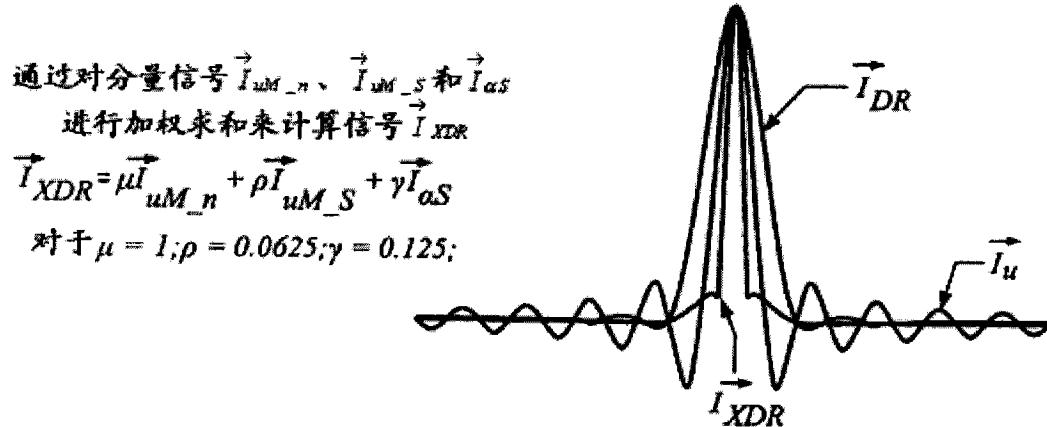


图 6L

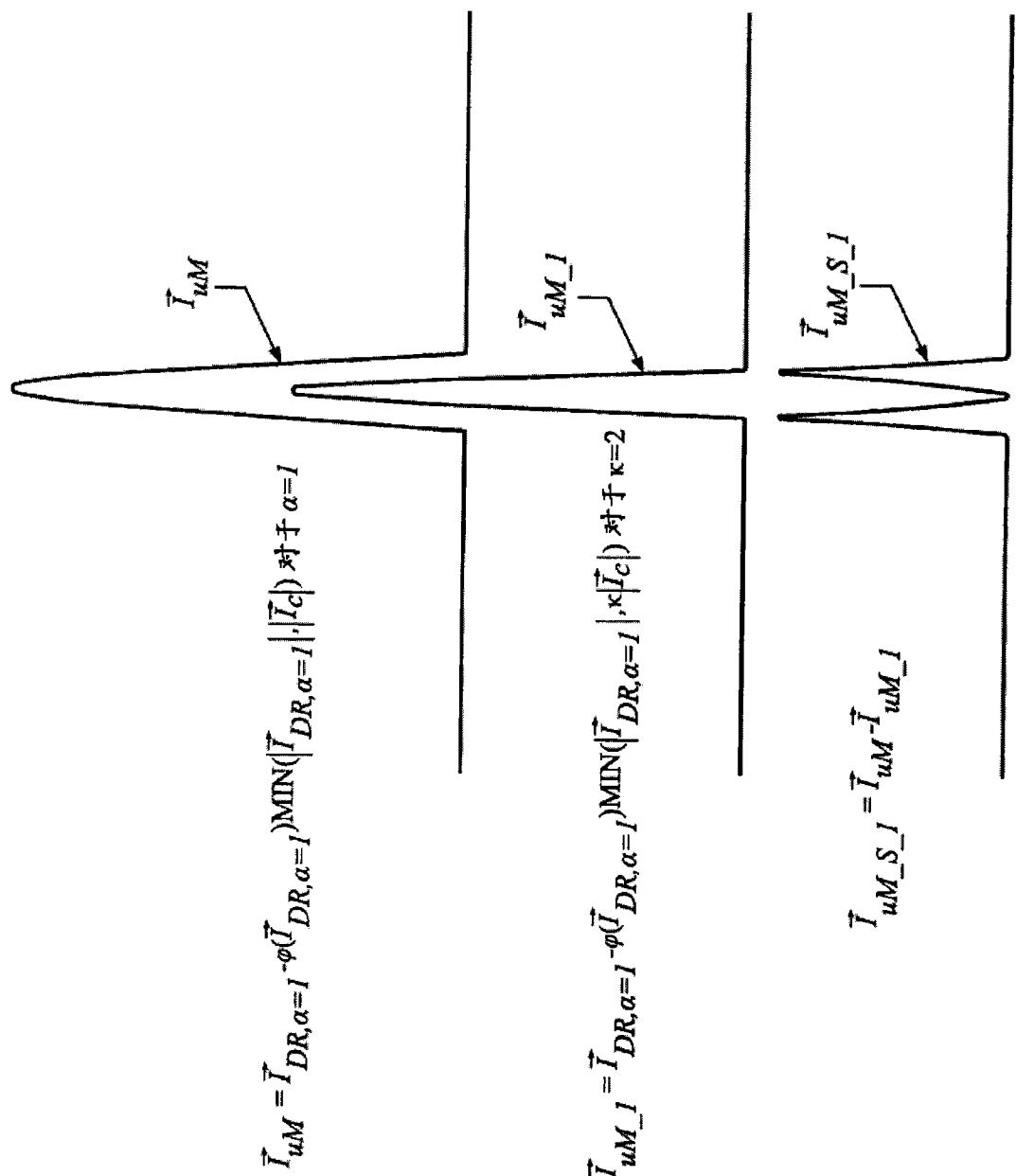


图 6L(1)

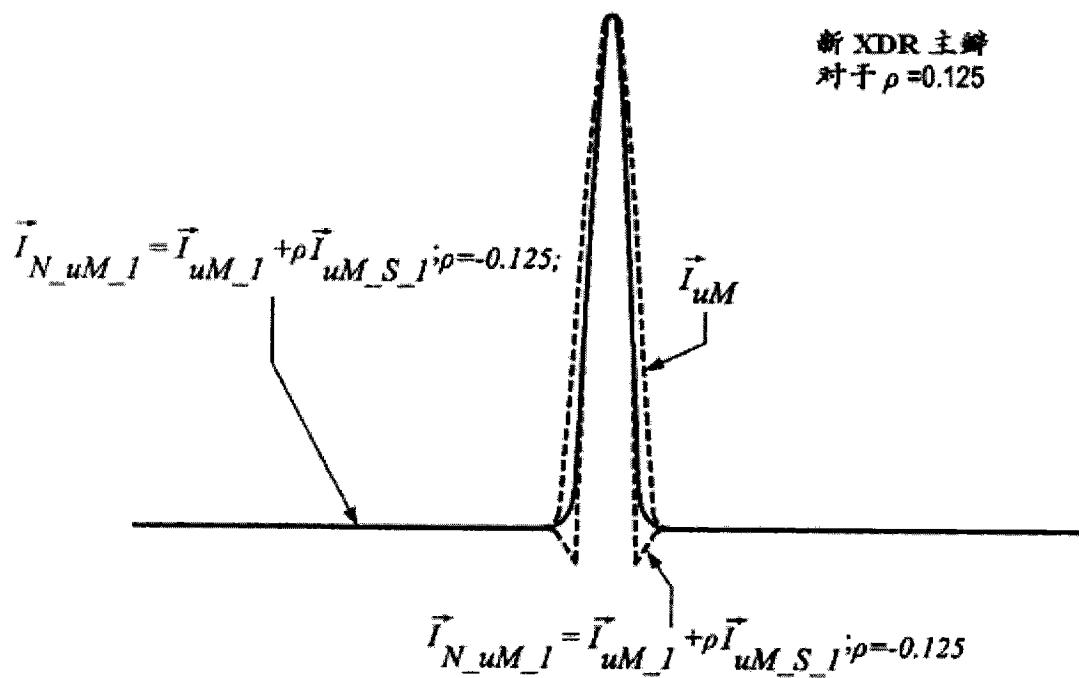


图 6L(2)

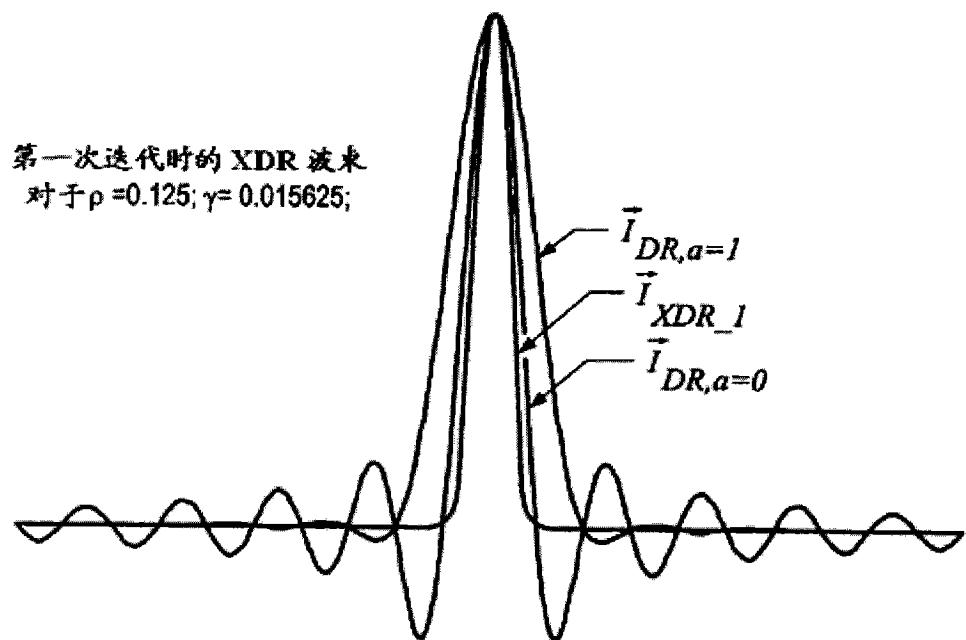


图 6L(3)

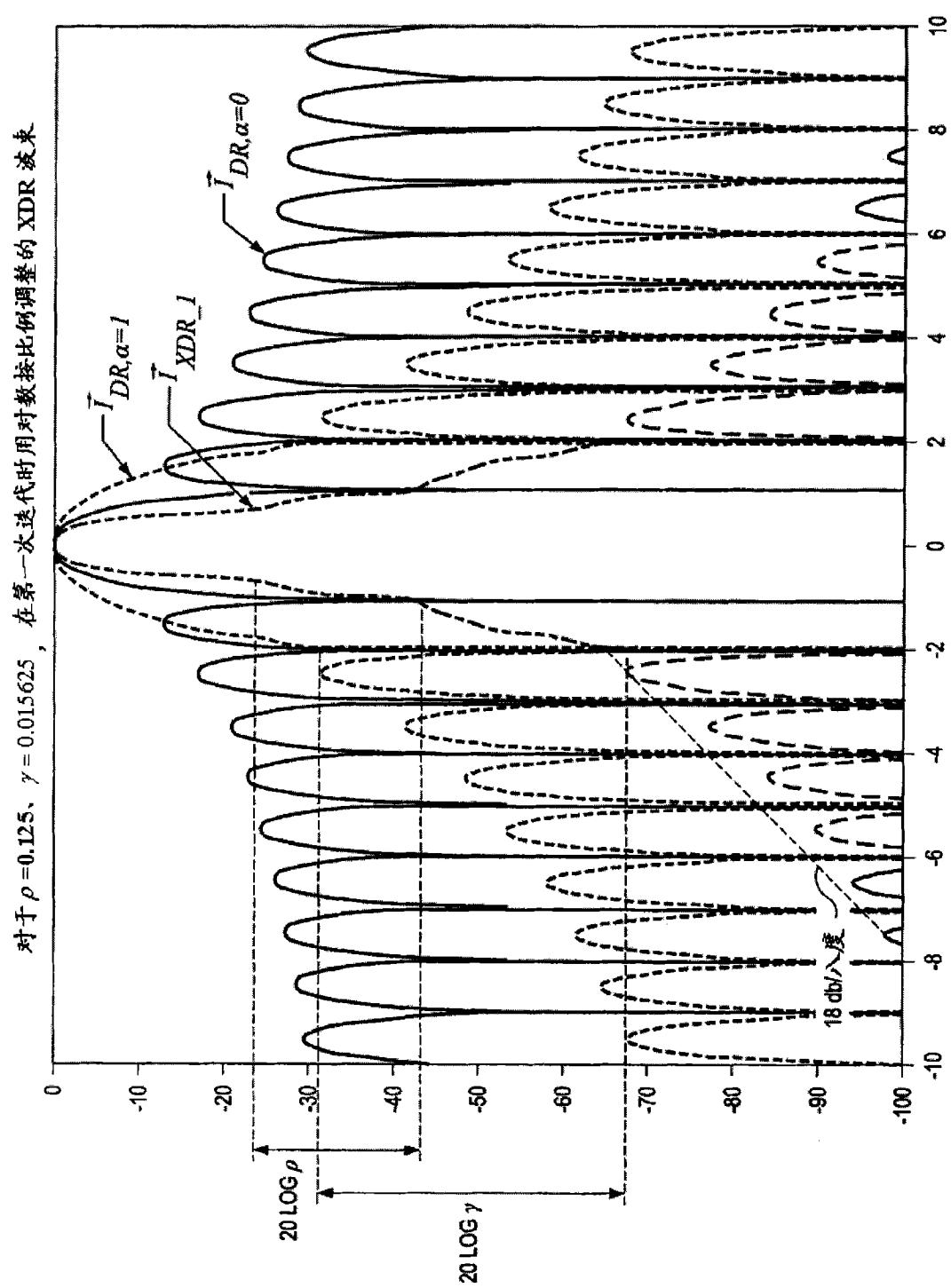


图 6L(4)

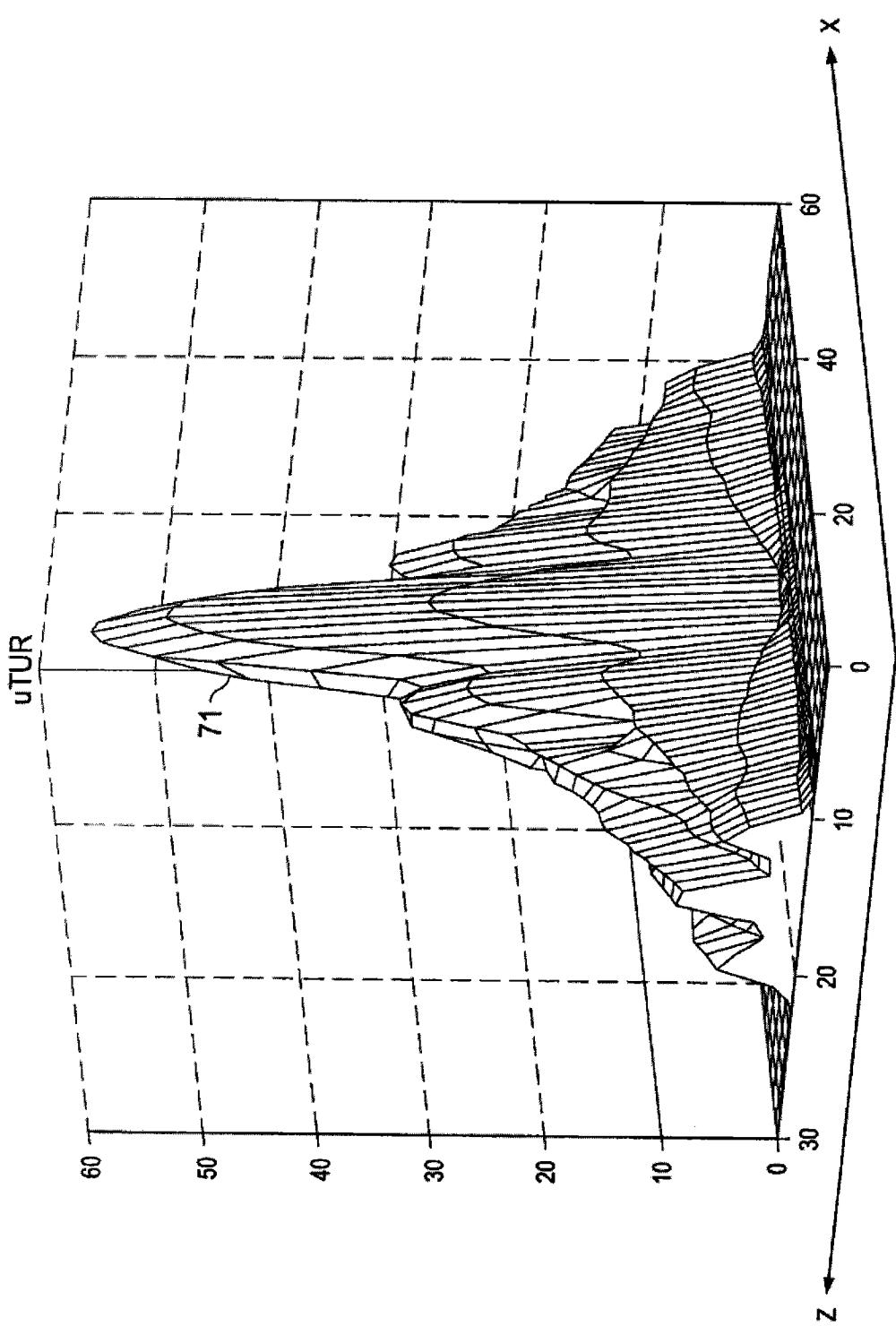


图 7A

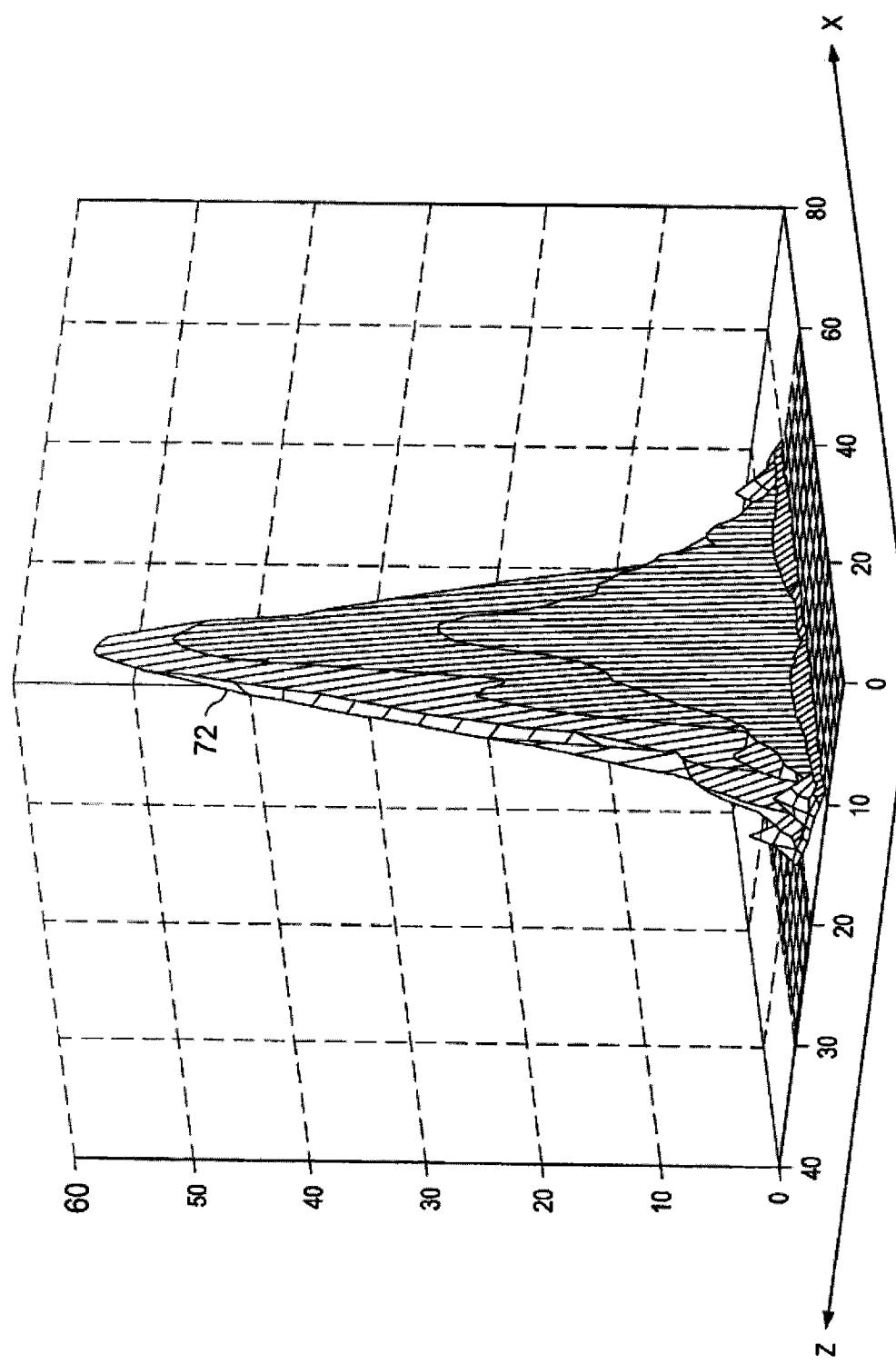


图 7B

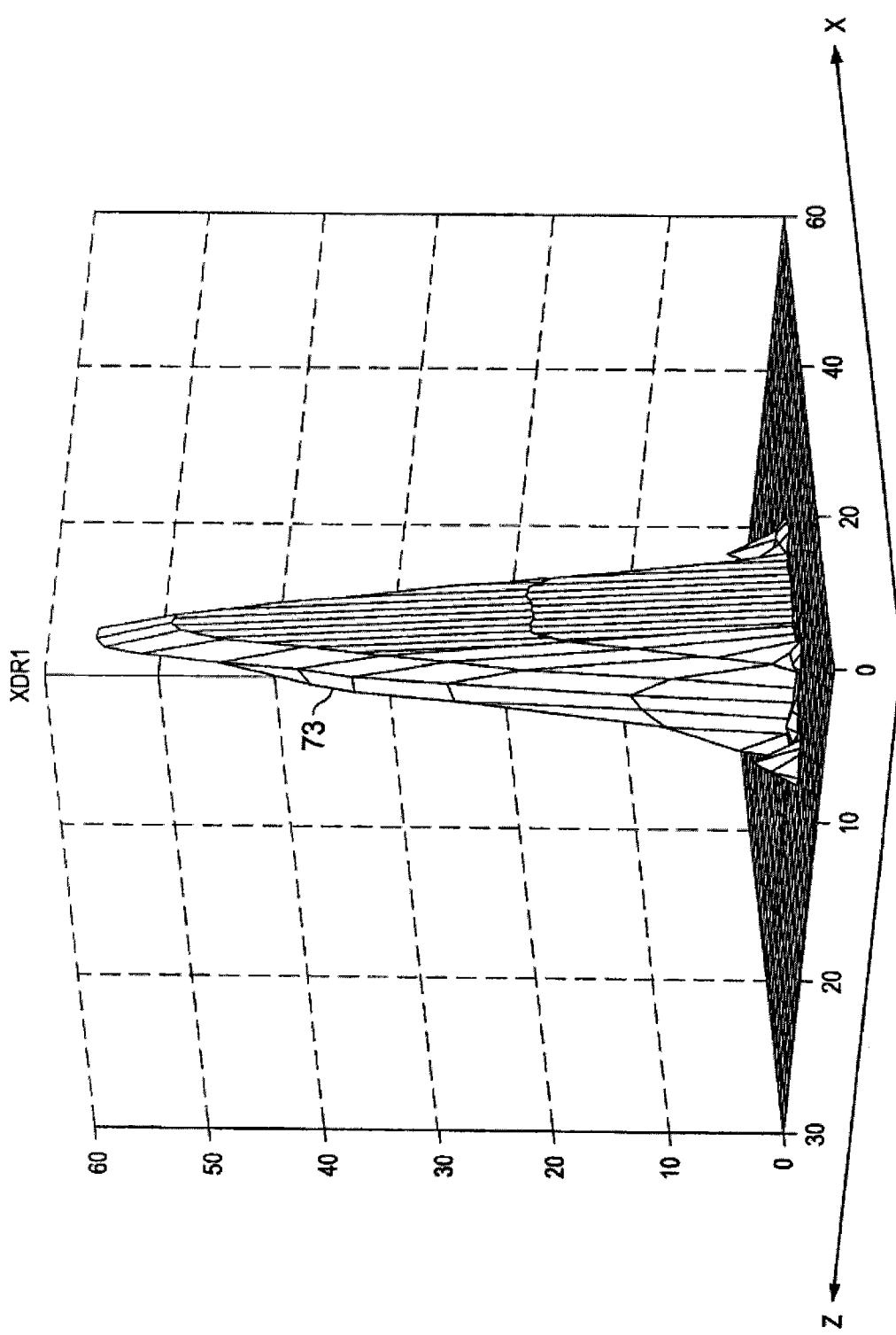


图 7C

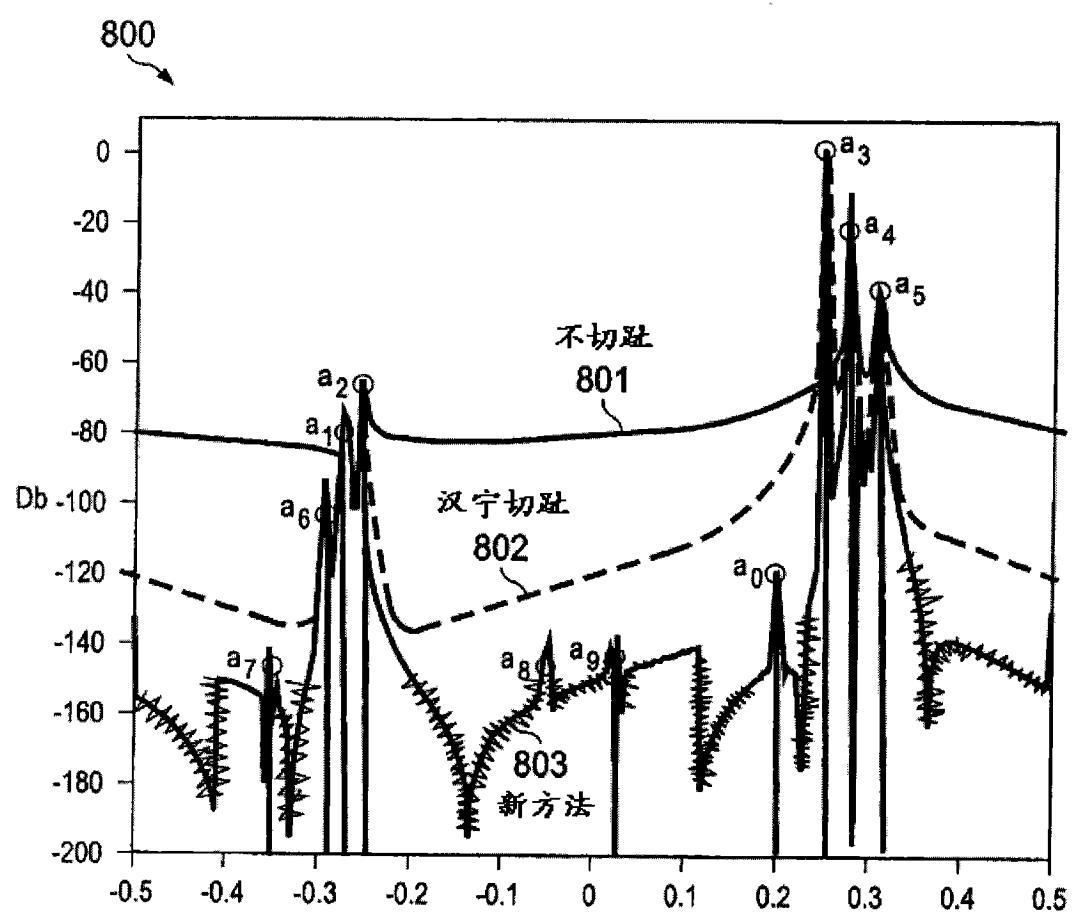


图 8

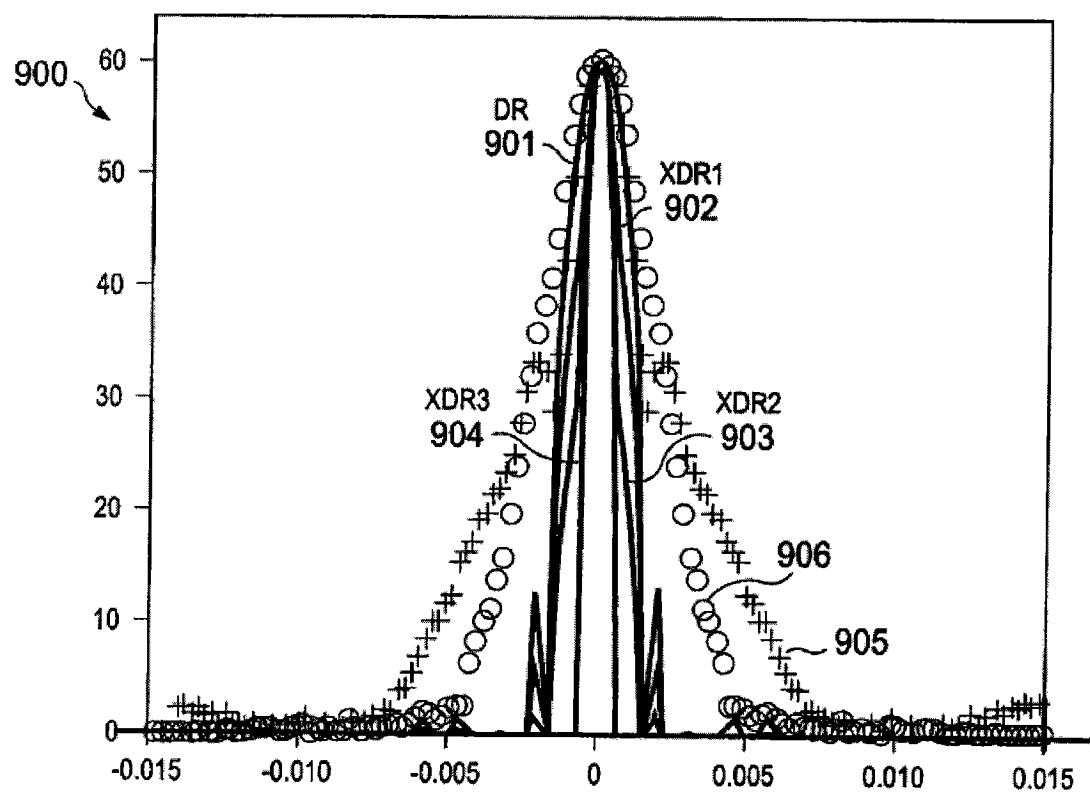


图 9

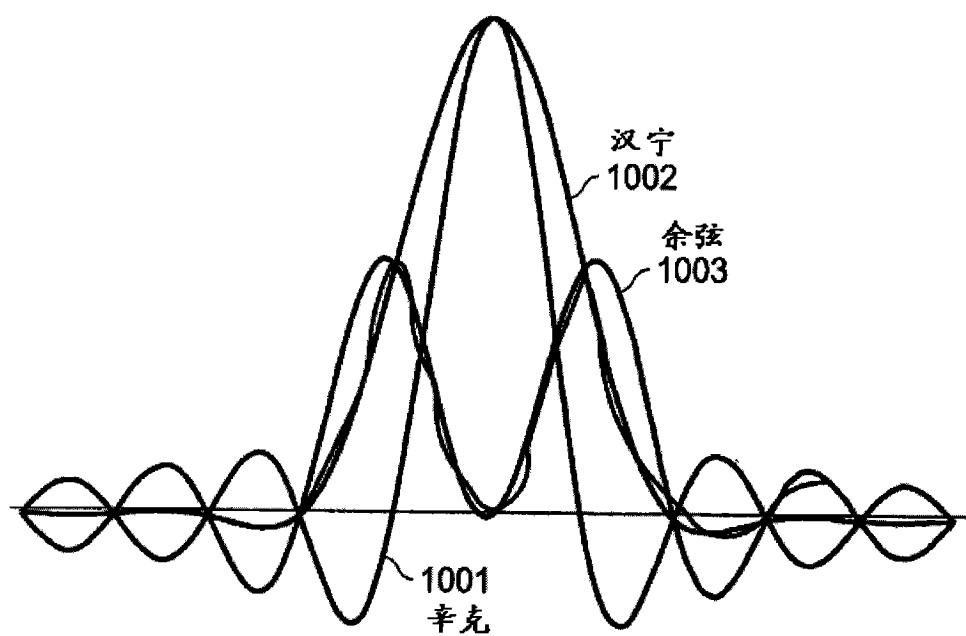


图 10

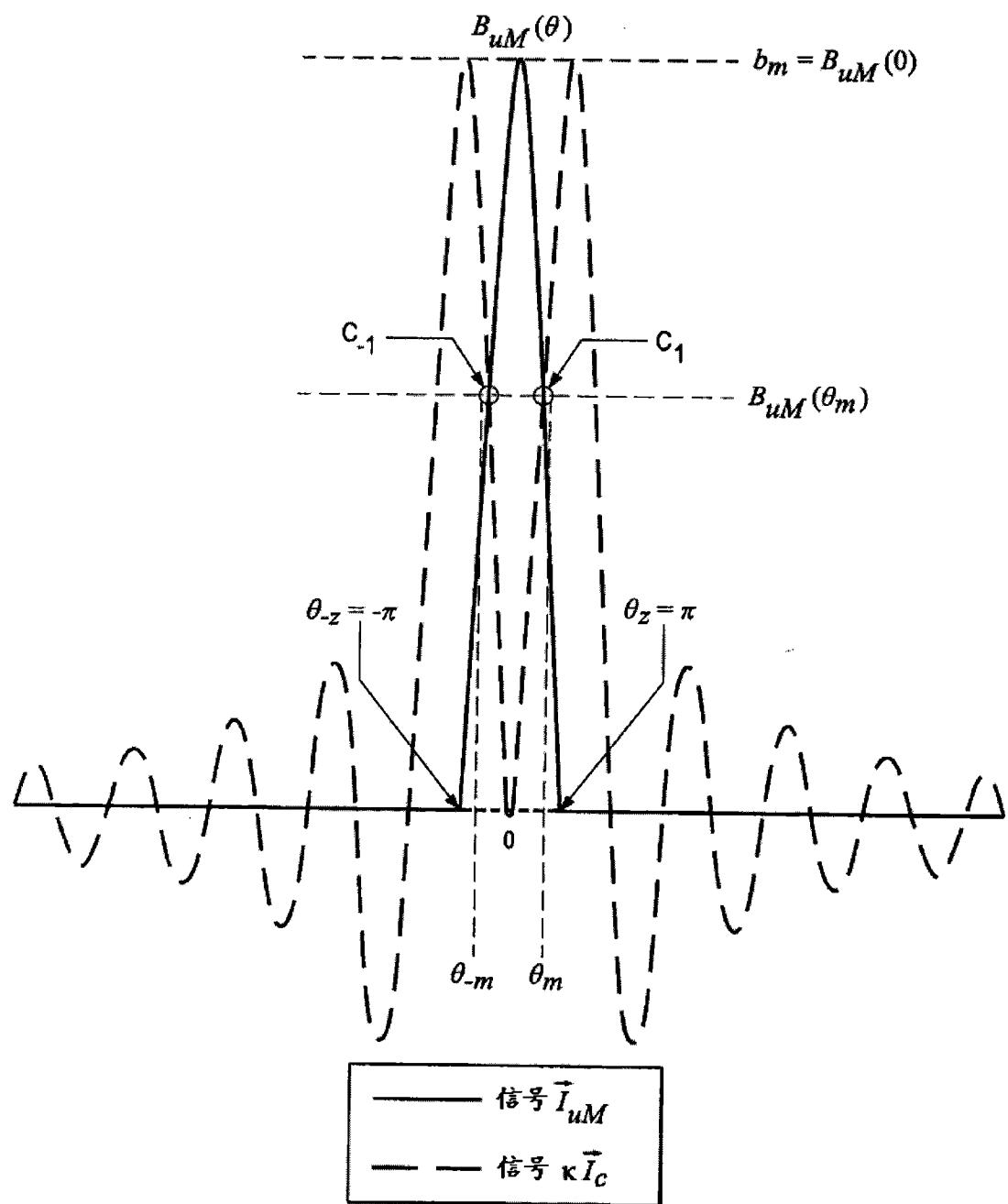


图 11

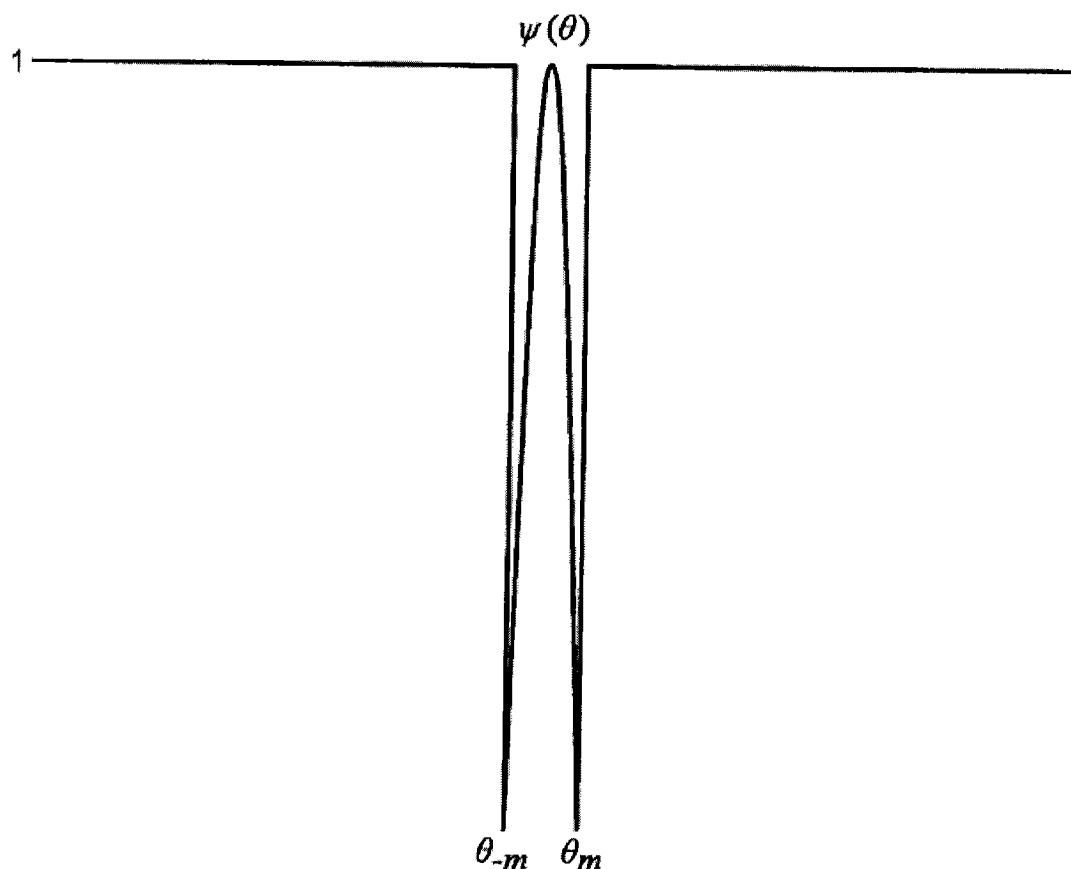


图 12

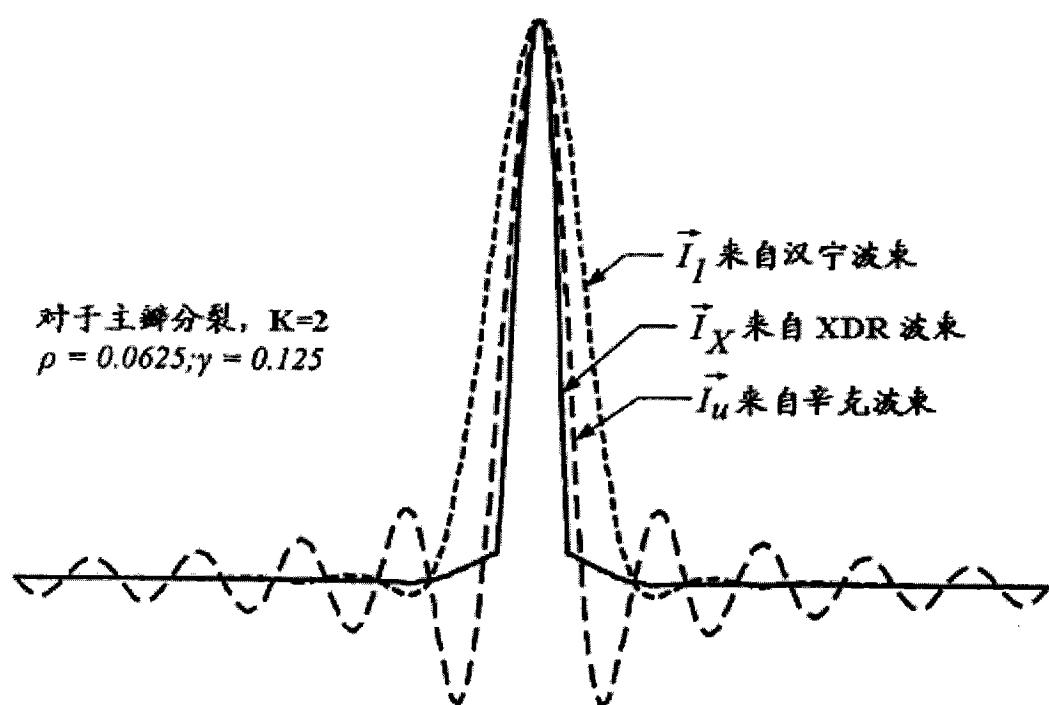


图 13A

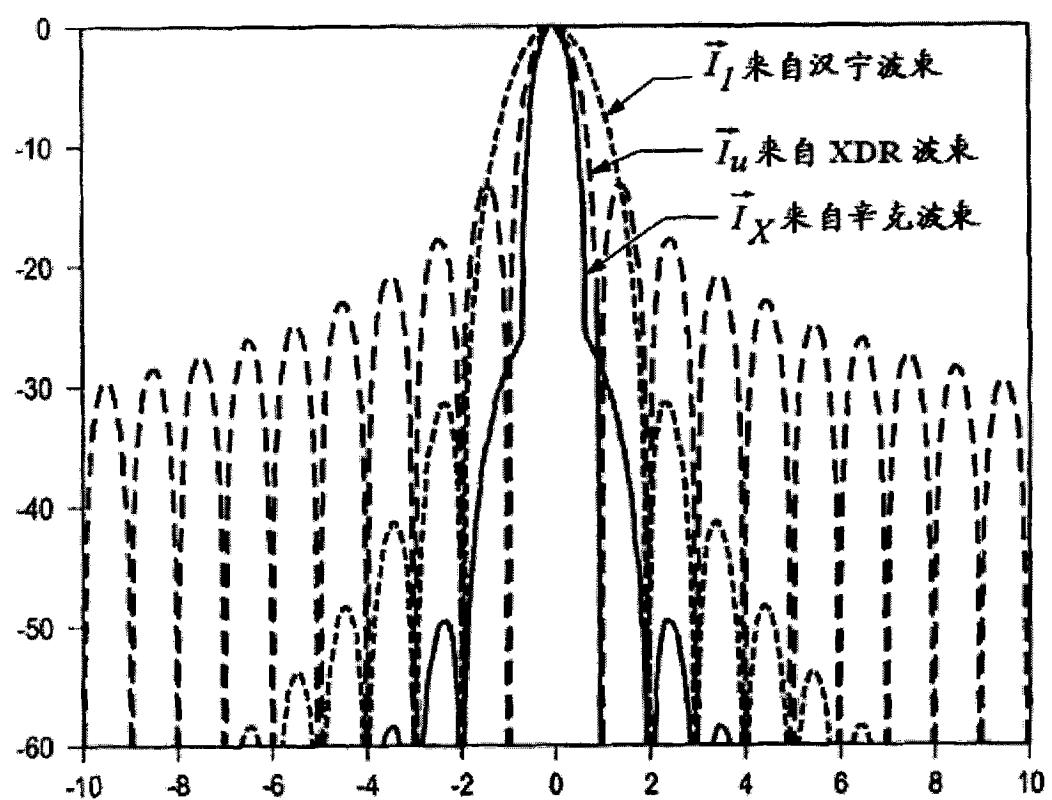


图 13B

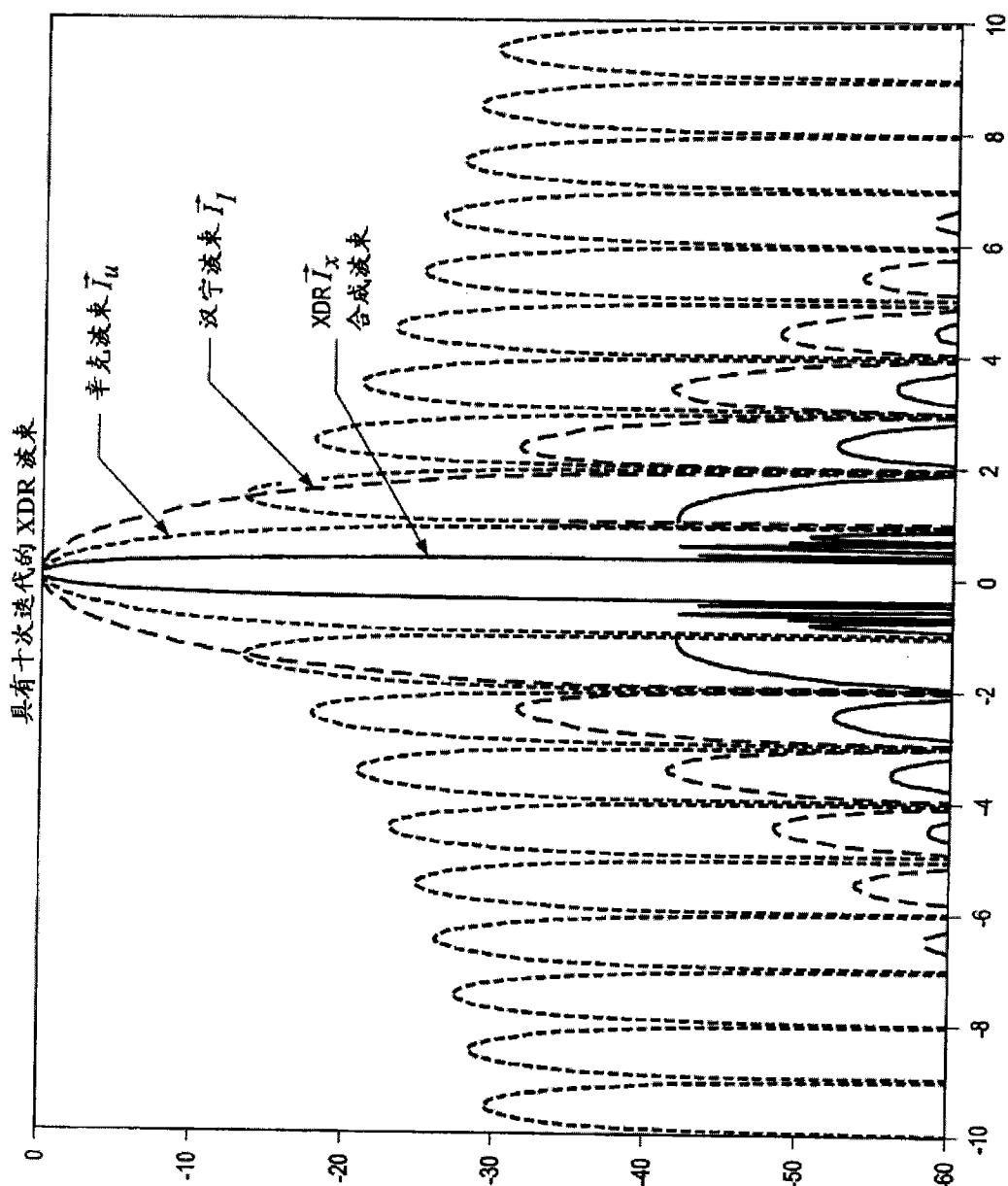


图 14

\vec{M} 是根据图 6R 创建的分量信号，其中

$$\vec{M} = \phi(\vec{I}_{DR, \alpha=1}) \text{MIN}(\vec{I}_{DR, \alpha=1} | \vec{I}_c)$$

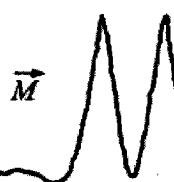


图 15A

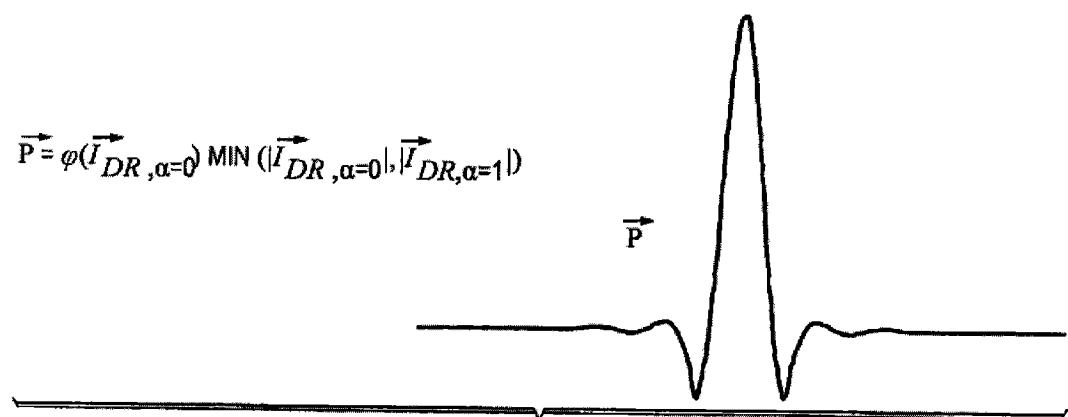


图 15B

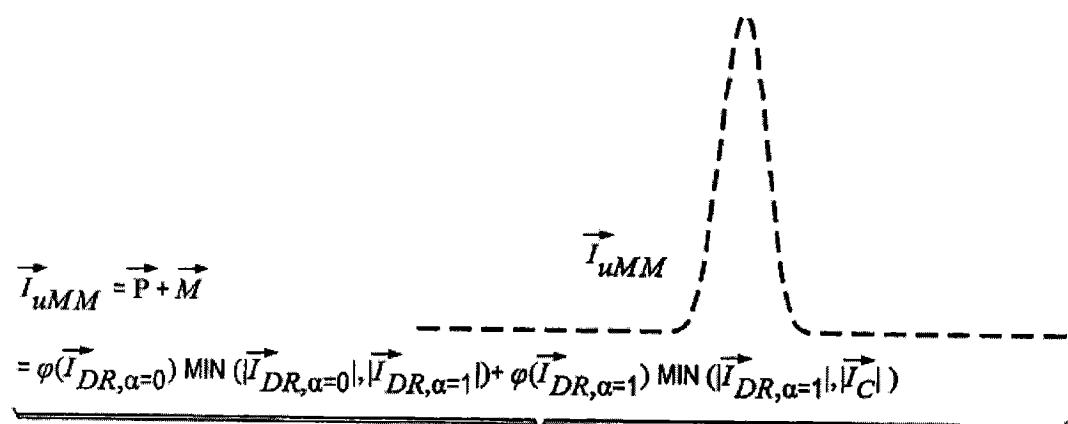


图 15C

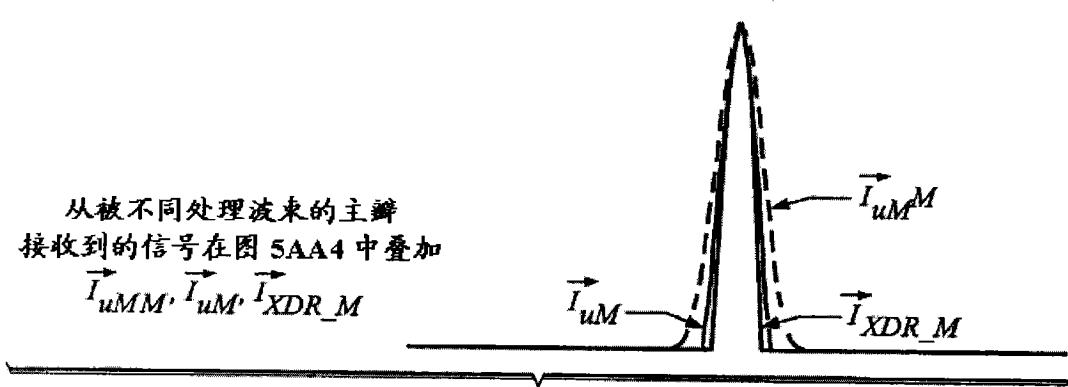


图 15D

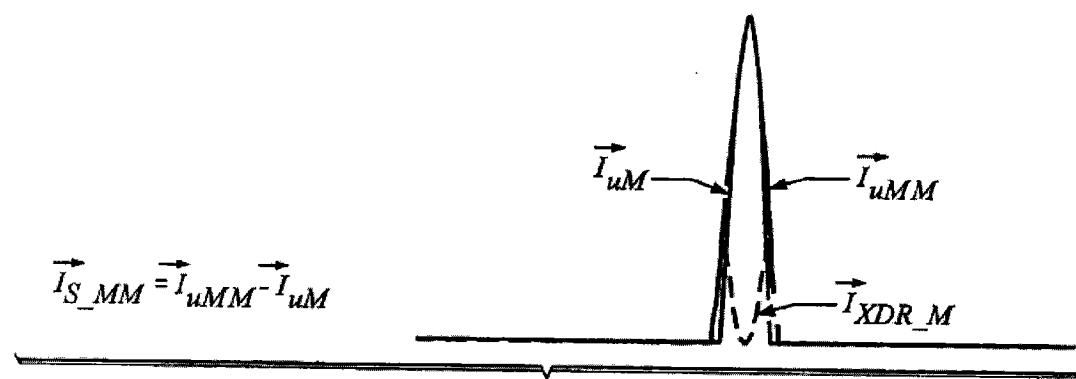


图 15E

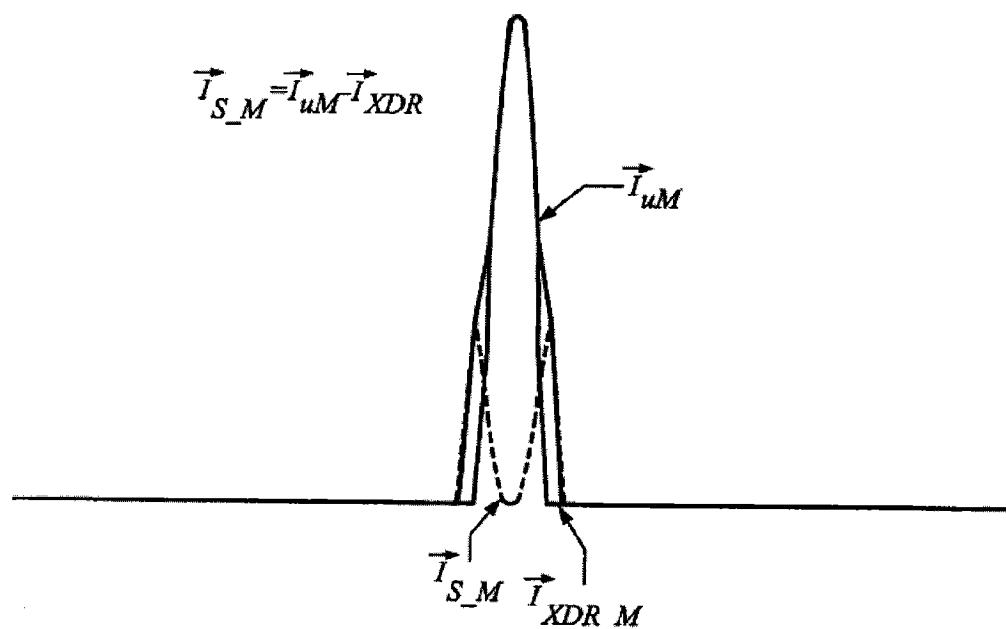


图 15F

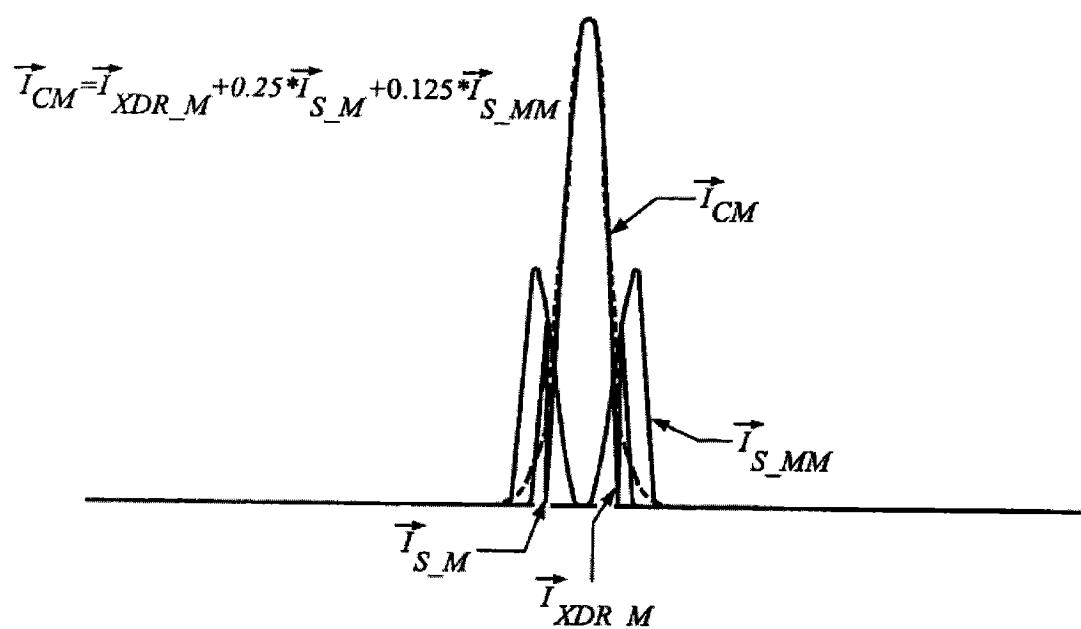


图 15G

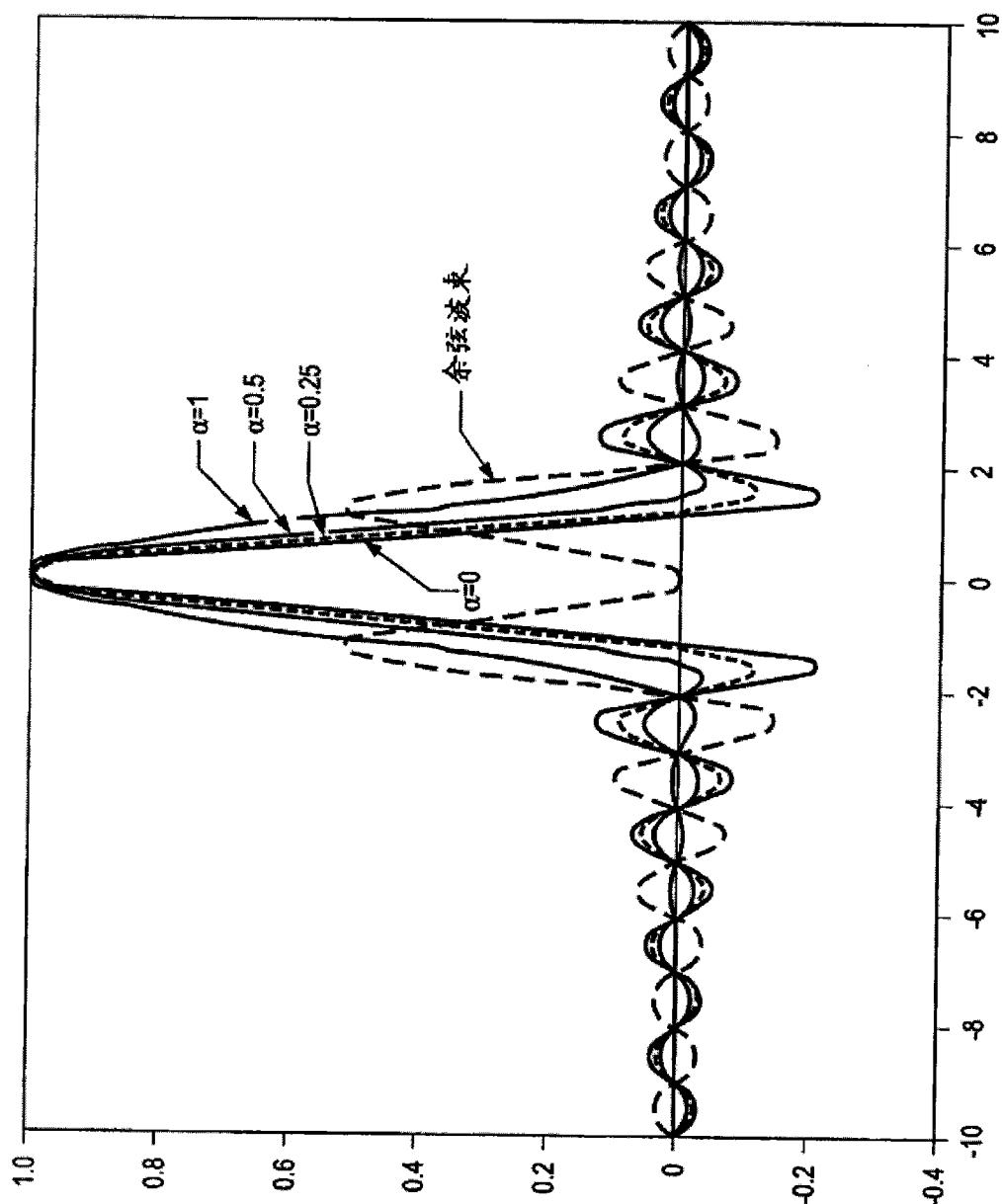


图 16A

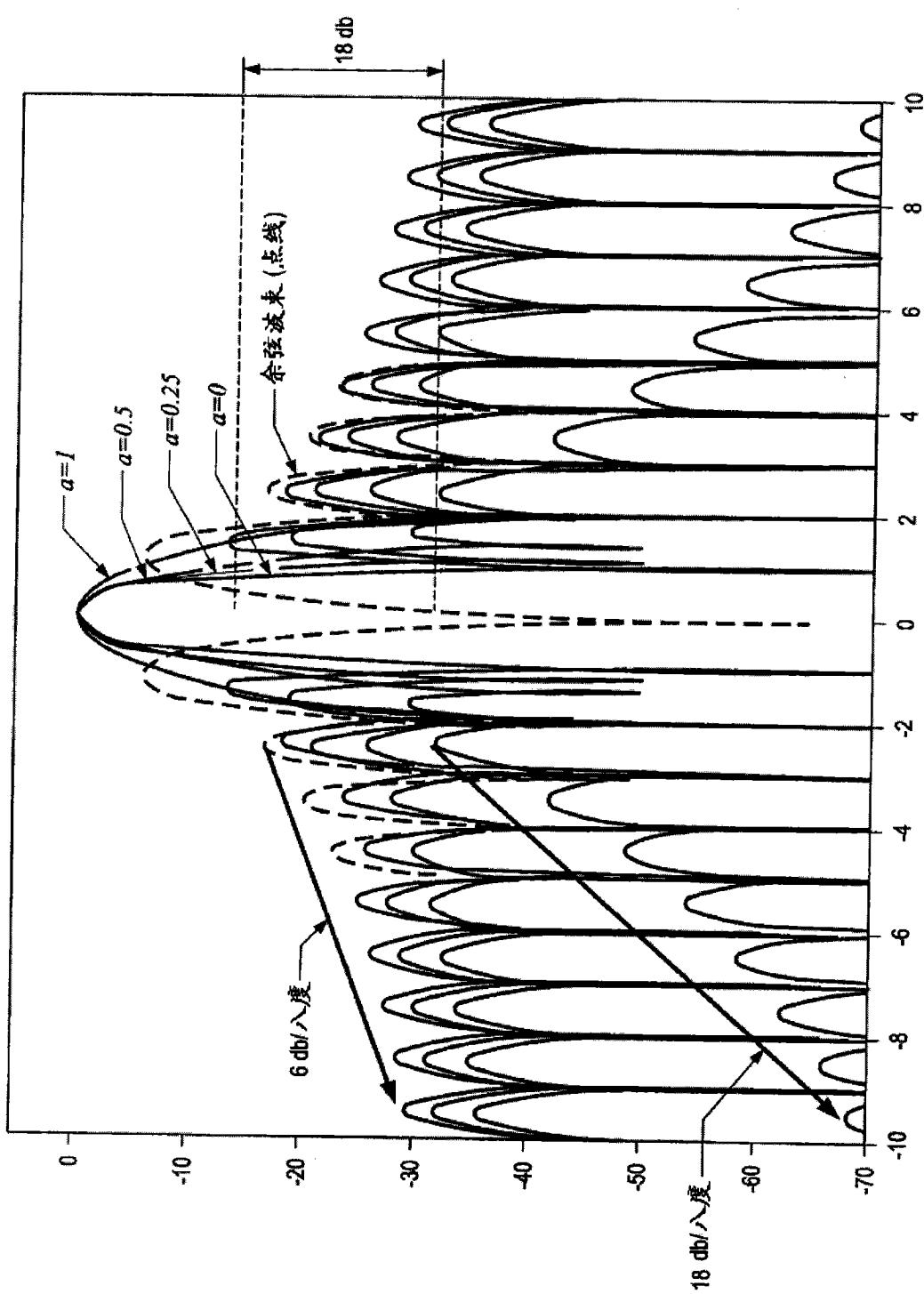


图 16B

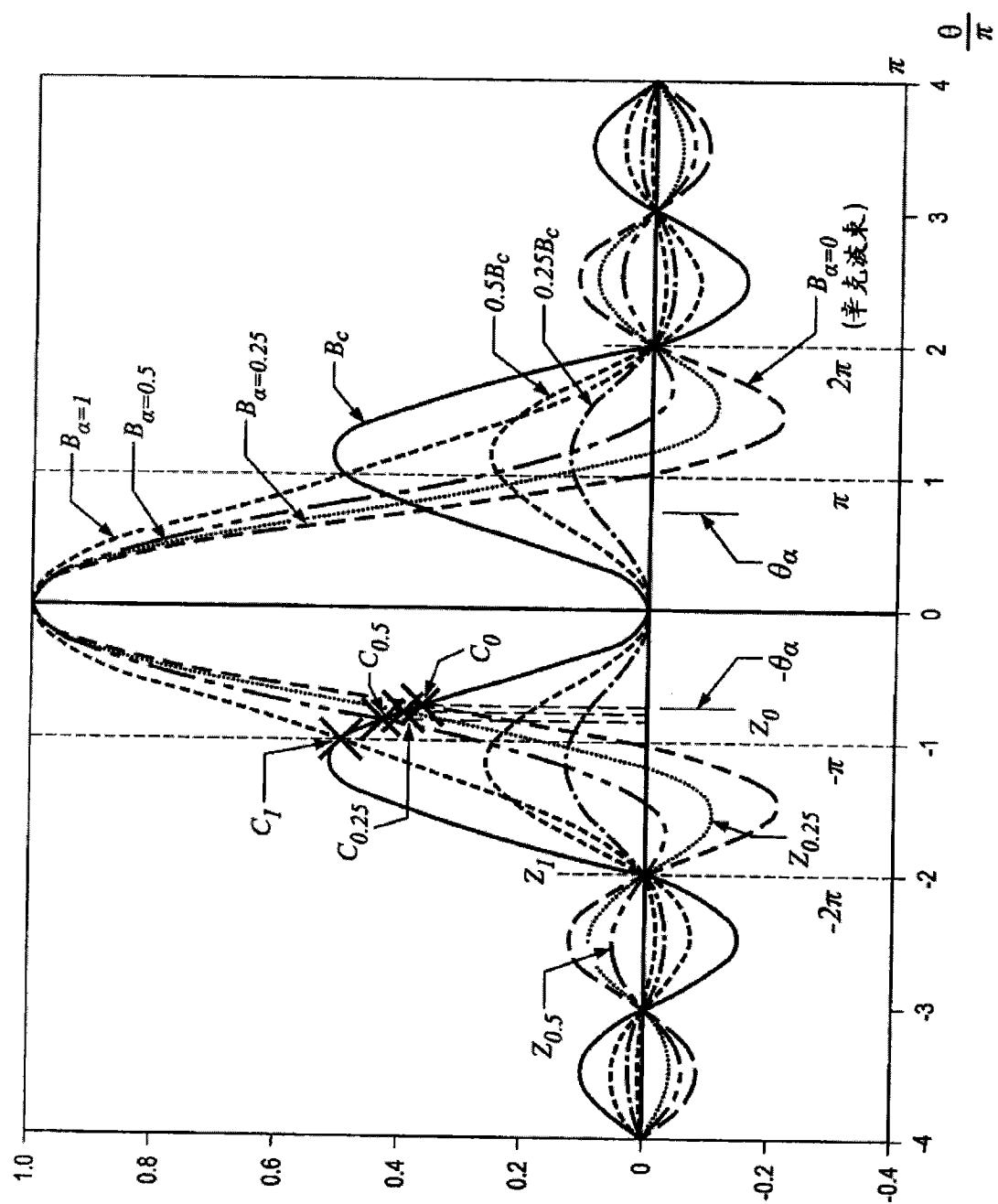


图 16C

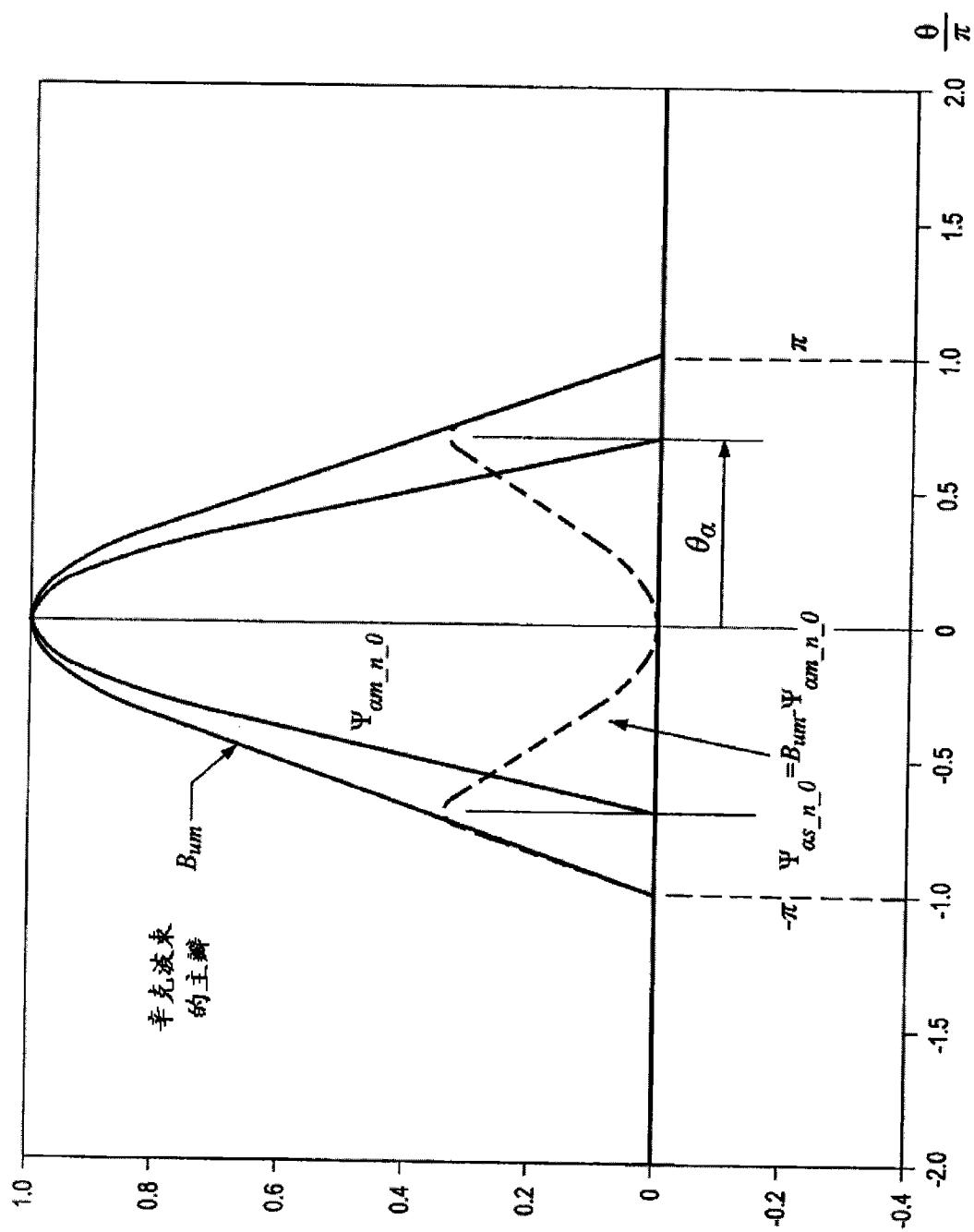


图 16D

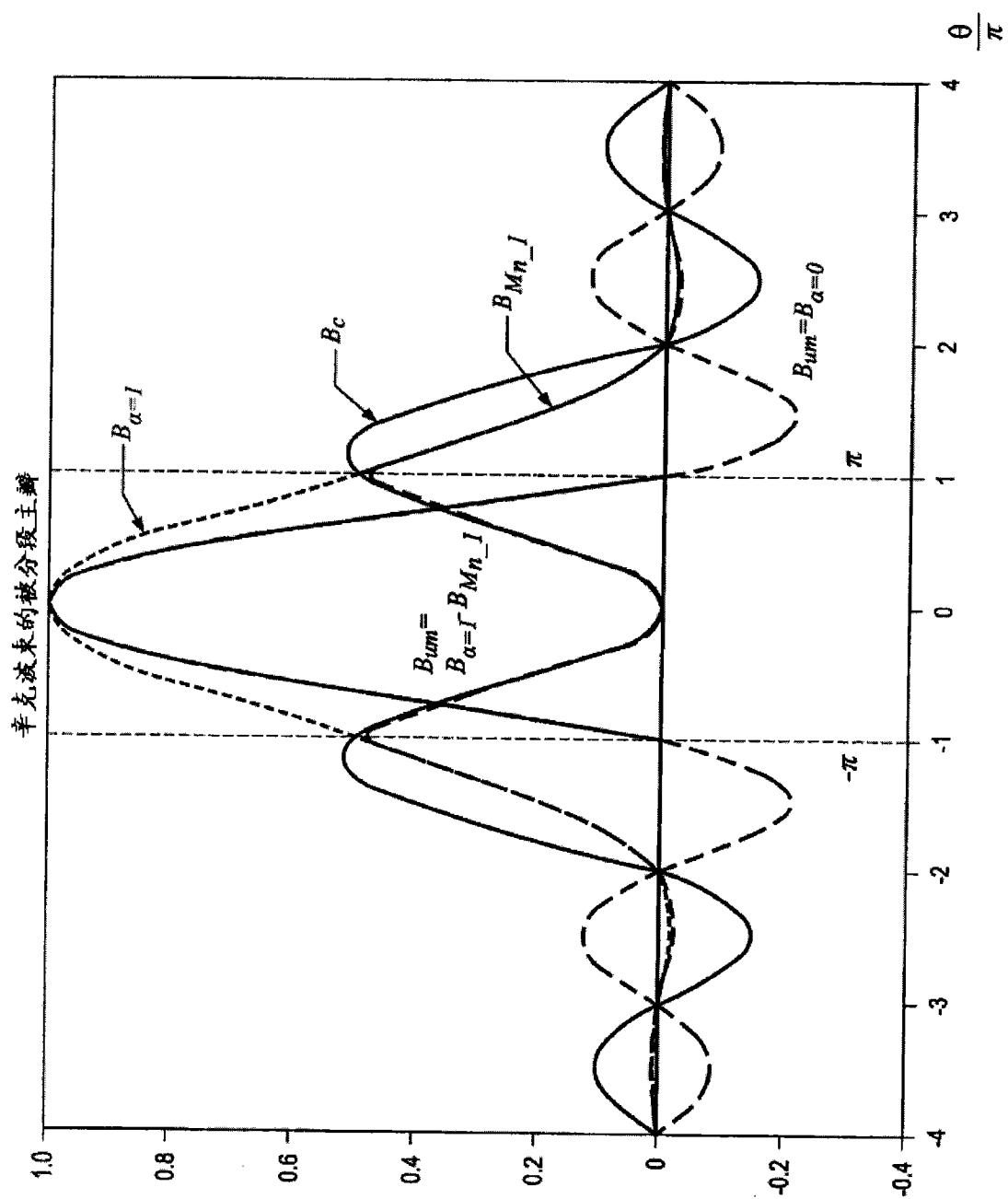


图 16E

专利名称(译)	增强波束的系统和方法		
公开(公告)号	CN102753104A	公开(公告)日	2012-10-24
申请号	CN201080060936.3	申请日	2010-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	索诺赛特公司		
申请(专利权)人(译)	索诺赛特公司		
当前申请(专利权)人(译)	索诺赛特公司		
[标]发明人	JJ黄		
发明人	J· J· 黄		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G01S15/8977 G10K11/341 G01S7/52047 A61B8/5207 G01S7/5208		
代理人(译)	王茂华		
优先权	61/259938 2009-11-10 US 61/259346 2009-11-09 US		
其他公开文献	CN102753104B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明展示通过旁瓣降低和/或主瓣锐化来增强波束。各个实施方案利用动态分辨率、改善型动态分辨率和/或增强型动态分辨率技术来合成具有所需属性的波束，例如用于超声波成像的超声波束。各个实施方案同时针对每一样本形成第一样本波束和第二或辅助样本波束，以合成增强型扫描波束。根据本文的动态分辨率技术，可以根据所述两个样本波束的总和来形成新波束。各个实施方案的所合成动态分辨率波束具有降低的旁瓣和相对极小或相对不展开的主瓣。可以应用增强型动态分辨率波束锐化函数来提供进一步增强的波束，以便进一步窄化所述主瓣。

