



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110431443 B

(45) 授权公告日 2023. 08. 15

(21) 申请号 201880018003.4

(22) 申请日 2018.03.13

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110431443 A

(43) 申请公布日 2019.11.08

(30) 优先权数据
17163120.3 2017.03.27 EP
62/470375 2017.03.13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.12

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/056307 2018.03.13

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/167101 EN 2018.09.20

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·S·沈 S·金

F·G·G·M·维尼翁 黄圣文
J-L·F-M·罗伯特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 刘兆君

(51) Int. Cl.
G01S 7/52 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102663708 A, 2012.09.12
CN 1892696 A, 2007.01.10
CN 104160423 A, 2014.11.19
CN 105520752 A, 2016.04.27
EP 2518527 A1, 2012.10.31
CN 106132308 A, 2016.11.16

审查员 李二翠

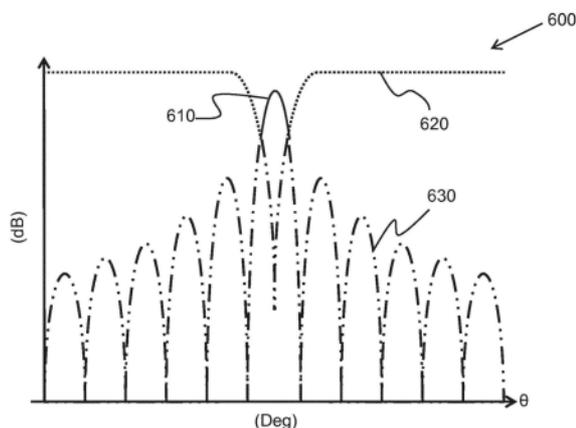
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

用于对超声图像杂波进行滤波的方法和系统

(57) 摘要

本发明提供了一种用于生成经滤波的超声图像的方法。所述方法从获得通道数据开始。将第一切趾函数和第二切趾函数应用于所述通道数据以分别生成第一(610)图像数据和第二(620)图像数据。然后将最小化函数应用于所述第一(610)图像数据和所述第二(620)图像数据,然后可以将其用于生成第三(630)图像数据。然后可以基于第一(610)图像数据和第三(620)图像数据来生成经滤波的超声图像。



1. 一种用于生成经滤波的超声图像的方法(200),所述方法包括:
 - 从超声换能器阵列获得(210)通道数据;
 - 使用第一切趾函数(220)来根据所述通道数据生成(230)第一图像数据;
 - 使用第二切趾函数(240)来根据所述通道数据生成(250)第二图像数据,其中,所述第二切趾函数包括空滤波器;
 - 将最小化函数应用(270)于所述第一图像数据和所述第二图像数据;
 - 基于经最小化的第一图像数据和第二图像数据来生成(280)第三图像数据;并且
 - 基于所述第一图像数据和所述第三图像数据来生成(290)经滤波的超声图像,其中,生成所述经滤波的超声图像包括:
 - 从所述第一图像数据的像素值减去(291)所述第三图像数据的像素值,从而生成经滤波的像素;并且
 - 使用所述经滤波的像素来构建所述经滤波的超声图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述最小化函数包括:
 - 比较(271)所述第一图像数据和所述第二图像数据;并且
 - 针对来自所述第一图像数据和所述第二图像数据的每对像素,基于所述比较来选择(272)具有最小像素值的像素。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中,生成所述第三图像数据包括:
 - 使用所选择的像素来构建(280)第三图像数据。
4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,所述方法还包括对所述经滤波的超声图像执行(292)对数压缩。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述方法,在对所述经滤波的超声图像执行对数压缩的步骤之后,还包括:
 - 将空间低通滤波器应用(310)于所述第一图像数据;
 - 将空间低通滤波器应用(320)于所述经滤波的超声图像;
 - 通过从所述第一图像数据中减去经空间低通滤波的第一图像数据来生成(330)所述第一图像数据的细节分量;并且
 - 将所述第一图像数据的所述细节分量与所述经滤波的超声图像的经空间低通滤波的版本进行组合(340)。
6. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,所述第一切趾函数包括矩形函数(410)。
7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,所述第二切趾函数的缩放因子是可变的。
8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,所述方法还包括将DAS波束形成应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据,所述DAS波束形成包括:
 - 在生成所述第一(230)图像数据和所述第二(250)图像数据的步骤之前,延迟(215)所述通道数据;
 - 在生成所述第一图像数据和所述第二图像数据的步骤之后,分别对所述第一图像数据进行求和(261)和对所述第二图像数据进行求和(262)。
9. 根据权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,所述方法还包括将包络检测应用于

所述第一(263)图像数据和所述第二(264)图像数据。

10. 一种存储有计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括计算机程序代码模块,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实现根据权利要求1-9中的任一项所述的方法。

11. 一种用于在超声系统中生成经滤波的超声图像的控制器的,其中,所述控制器被耦合到超声换能器阵列并且适于:

从所述超声换能器阵列获得通道数据;

使用第一切趾函数来根据所述通道数据生成第一图像数据;

使用第二切趾函数来根据所述通道数据生成第二图像数据,其中,所述第二切趾函数包括空滤波器;

将最小化函数应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据;

基于经最小化的第一图像数据和第二图像数据来生成第三图像数据;并且

基于第一图像数据和第三图像数据来生成经滤波的超声图像,其中,在生成所述经滤波的超声图像期间,所述控制器还适于:

从所述第一图像数据的像素值减去所述第三图像数据的像素值,从而生成经滤波的像素;并且

使用所述经滤波的像素来构建所述经滤波的超声图像。

12. 一种超声系统(5),包括:

超声换能器阵列(100),其中,所述超声换能器阵列能够基于获得的通道数据来发射和接收超声信号;

信号处理器(22),其用于将接收到的超声信号编译成超声图像;

根据权利要求11所述的控制器,以及

图像输出设备,其用于输出所述经滤波的超声图像(40)。

13. 根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述超声系统还包括:

滤波器设计处理器,其中,所述滤波器设计处理器适于改变所述第二切趾函数。

用于对超声图像杂波进行滤波的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声图像处理领域,并且更具体而言,涉及旁瓣杂波滤波的领域。

背景技术

[0002] 超声成像越来越多地在各种不同的应用中被采用。重要的是,由超声系统产生的图像尽可能清晰和准确,以便为用户提供对被扫描对象的真实解读。当所讨论的对象是进行医学超声扫描的患者时尤其如此。在这种情况下,医师进行准确诊断的能力取决于超声系统产生的图像的质量。

[0003] 空间和对比度分辨率是超声图像质量的两个最重要的方面;然而,它们在超声成像中通常是次优的。过去已经提出了许多波束形成技术以试图改善图像质量。

[0004] 一个示例是自适应波束形成技术,例如,最小方差(MV)波束形成,其自适应地计算来自所接收的通道数据的复切趾值。MV波束形成的缺点在于其是计算密集的,因为需要对图像中的每个像素执行空间协方差矩阵的反演。此外,尽管MV波束形成已显示出改善空间分辨率的一些潜力,但它并未针对拒绝离轴和混响杂波信号进行优化以改善图像对比度。

[0005] 另一个示例是自适应加权技术,其采用各种加权因子,例如相干因子(CF)和广义相干因子(GCF)。它们的计算通常比MV波束形成较密集,但它们仍然需要访问每个通道数据和加权掩模的计算,所述加权掩模用于减少来自图像的杂波贡献量。此外,这些方法通常不是为了实现空间分辨率的改善而设计的。

[0006] 文献EP 2518527公开了一种用于使用从对象反射的多通道信号来形成接收光束的波束形成器。波束形成器包括信号发生器,所述信号发生器通过对多通道信号应用不同的切趾函数来生成多个信号。

[0007] CHISEO等人的文献公开了一种具有互相关的双切趾方法。该方法使用双切趾或加权策略来消除或最小化杂波。

发明内容

[0008] 本发明由权利要求所定义。

[0009] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于生成滤波的超声图像的方法,所述方法包括:

[0010] 获得通道数据;

[0011] 使用第一切趾函数来根据所述通道数据生成第一图像数据;

[0012] 使用第二切趾函数来根据所述通道数据生成第二图像数据,其中,所述第二切趾函数包括空滤波器;

[0013] 将最小化函数应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据;

[0014] 基于经最小化的第一图像数据和第二图像数据来生成第三图像数据;并且

[0015] 基于所述第一图像数据和所述第三图像数据来生成经滤波的超声图像,其中,生成所述经滤波的超声图像包括:

[0016] 从所述第一图像数据的像素值减去(291)所述第三图像数据的像素值,从而生成经滤波的像素;并且

[0017] 使用所述经滤波的像素来构建所述经滤波的超声图像。

[0018] 所述方法对超声图像执行滤波,以减少最终图像中的杂波的量。接收的超声信号通常包括两个突出的特征:主瓣,其是从目标成像位置接收的信号;以及旁瓣,它们是从目标成像位置外部接收的信号,因此贡献于最终图像中的杂波。除了通过第一切趾函数生成的传统第一图像数据之外,所述方法还包括通过第二切趾函数生成第二图像数据,其中,所述第二切趾函数包括空滤波器。切趾函数是指描述与超声换能器阵列的各个通道相关联的加权的函数。切趾函数的设计很重要,因为它决定了波束图案的形状,因此决定了超声系统的点扩散函数。通过使用不同的切趾函数来生成两组图像数据,可以生成强调通道数据的不同特征的数据集。

[0019] 通过对由超声系统接收的通道数据应用两个切趾函数来生成这两个数据集。通过在接收阶段期间生成数据,可以在单个发射/接收周期中生成两个数据集而不损害帧速率。然后将最小化函数应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据集,其结果用于生成第三图像数据的集合。通过对两个数据集应用最小化函数,可以分离由切趾函数强调的特征。例如,旁瓣可以在一组图像数据中强调并与主瓣分离。以这种方式,可以移除旁瓣,从而去除杂波,而不会干扰图像数据的主瓣。然后根据第三图像数据和第一图像数据来生成最终经滤波的超声图像。所述经滤波的超声图像的所述生成包括:从所述第一图像数据的像素值减去所述第三图像数据的像素值,从而生成经滤波的像素;并且使用所述经滤波的像素来构建所述经滤波的超声图像。

[0020] 例如,所述第一图像数据可以描述包括图像杂波的标准超声图像,并且所述第三图像数据可以适于强调所述杂波。通过从所述第一图像数据中减去强调的杂波,可以从第一图像数据中去除杂波并生成滤波的超声图像。

[0021] 在一个实施例中,所述最小化函数包括:

[0022] 比较所述第一图像数据和所述第二图像数据;并且

[0023] 针对来自所述第一图像数据和所述第二图像数据的每对像素,基于所述比较来选择具有最小像素值的像素。

[0024] 以此方式,可以在每像素的基础上将最小化函数应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据。例如,针对每个像素的信号强度可以被存储在图像数据中。通过将来自第一图像数据的像素的信号强度与第二图像数据中的对应像素进行比较,可以识别针对所述像素的最低信号强度。

[0025] 在另一实施例中,生成所述第三图像包括:

[0026] 使用所选择的像素来构建所述第三图像数据。

[0027] 通过使用所选择的像素来构建第三图像数据,可以生成包括所述第一图像与所述第二图像之间的最小像素值的第三图像数据集。以引方式,第三图像数据可以表示由第一切趾函数和第二切趾函数强调的特征。

[0028] 在一种布置中,所述方法还包括对经滤波的超声图像执行对数压缩。

[0029] 由超声收集的射频数据的幅度的变化非常高。通过对图像执行对数压缩,可以生成更平衡的图像。

- [0030] 在另一布置中,所述方法在预先形成超声图像的对数压缩的步骤之后还包括:
- [0031] 将空间低通滤波器应用于所述第一图像数据;
- [0032] 将空间低通滤波器应用于所述经滤波的超声图像;
- [0033] 通过从所述第一图像数据中减去经空间低通滤波的第一图像数据,生成第一图像数据的细节分量;并且
- [0034] 将所述第一图像数据的所述细节分量与所述经滤波的图像数据的空间低通滤波版本组合。
- [0035] 以此方式,可以改善经滤波的超声图像的空间分辨率以匹配第一图像的空间分辨率,从而产生无杂波、高对比度、高分辨率的超声图像。
- [0036] 在一些布置中,所述第一切趾函数包括矩形函数。
- [0037] 例如,所述第一切趾函数可以是用于生成标准B模式超声图像数据的常规矩形函数,其将具有0度到达角的单个高强度信号(称为主瓣)和多个从主瓣扩散开来的强度递减的信号,称为旁瓣。然后,第二切趾函数可以适于在主瓣处引入零值,在所有其他地方引入高强度信号。到达角描述了接收的超声信号与换能器阵列之间的角度。从轴外散射体到达的信号将具有非零到达角。
- [0038] 通过采集这些函数生成的最小数据集,图像数据将包括所有旁瓣和非常少的主瓣。通过从第一图像数据中减去这些像素值,将去除旁瓣同时保持图像的主瓣。以这种方式,实现了旁瓣杂波滤波,同时保持了目标信号的完整性。
- [0039] 在一个实施例中,第二切趾函数的缩放因子是可变的。
- [0040] 通过改变第二切趾函数的缩放因子,可以控制超声传输频带的宽度并实现最终图像的空间分辨率的提高。
- [0041] 在一些设计中,所述方法还包括将DAS波束形成应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据。
- [0042] 延迟和求和(DAS)波束形成用于降低由传感器(例如超声换能器阵列)接收的信号的信噪比。
- [0043] 在一种布置中,所述方法还包括将包络检测应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据。
- [0044] 以此方式,AC音频输入可以被变换为脉冲DC信号,以便例如通过超声系统使用。
- [0045] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实现如上所述的方法。
- [0046] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种超声系统,包括:
- [0047] 超声换能器阵列,其中,所述超声换能器阵列能够发射和接收超声信号;
- [0048] 信号处理器,其用于将接收到的超声信号编译成超声图像;
- [0049] 控制器,其中,所述控制器适于:
- [0050] 获得通道数据;
- [0051] 使用第一切趾函数来根据所述通道数据生成第一图像数据;
- [0052] 使用第二切趾函数来根据所述通道数据生成第二图像数据,其中,所述第二切趾函数包括空滤波器;

- [0053] 将最小化函数应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据；
- [0054] 基于经最小化的第一图像数据和第二图像数据来生成第三图像数据；并且
- [0055] 基于所述第一图像数据和所述第三图像数据来生成超声图像，其中，在生成所述经滤波的超声图像期间，所述控制器还适于：
- [0056] 从所述第一图像数据的像素值减去所述第三图像数据的像素值，从而生成经滤波的像素；并且
- [0057] 使用所述经滤波的像素来构建经滤波的超声图像。
- [0058] 在一个实施例中，所述超声系统还包括：
- [0059] 滤波器设计处理器，其中，所述滤波器设计处理器适于改变所述第二切趾函数。

附图说明

- [0060] 现在将参考附图详细描述本发明的范例，其中，
- [0061] 图1示出了用于解释一般操作的超声诊断成像系统；
- [0062] 图2示出了本发明的方法；
- [0063] 图3示出了可以在图2的方法中使用的另一种滤波方法；
- [0064] 图4示出了根据本发明实施例的两个切趾函数；
- [0065] 图5示出了第一图像数据的信号幅值对到达角的曲线图；
- [0066] 图6示出了第二图像数据的信号幅值对到达角的曲线图；
- [0067] 图7示出了针对应用于组合的所述第一图像数据和所述第二图像数据的最小化函数的信号幅值对到达角的曲线图；并且
- [0068] 图8示出了经滤波的超声图像的信号幅值对到达角的曲线图。

具体实施方式

[0069] 本发明提供了一种用于生成经滤波的超声图像的方法。所述方法从获得通道数据开始。将第一切趾函数和第二切趾函数应用于所述通道数据以分别生成第一图像数据和第二图像数据。然后将最小化函数应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据，然后可以将其用于生成第三图像数据。然后可以基于第一图像数据和第三图像数据来生成经滤波的超声图像。

[0070] 首先将参考图1描述示例性超声诊断成像系统的一般操作，并且重点在于系统的信号处理功能，因为本发明涉及由换能器阵列测量的信号的处理和滤波。

[0071] 所述系统包括阵列换能器探头10，其具有CMUT换能器阵列100，用于发射超声和接收回波信息。换能器阵列100可以替代包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器。换能器阵列100是换能器的二维阵列，其能够在2D平面或者在三维中进行扫描以进行3D成像。在另一个示例中，换能器阵列可以是1D阵列。

[0072] 换能器阵列100被耦合到探头中的微波束形成器12，其控制由CMUT阵列单元或压电元件进行的对信号的接收。微波束能够至少部分波束形成由换能器的子阵列(或“组”或“贴片”)接收的信号，如US 5997479 (Savord等人)，6013032 (Savord) 和6623432 (Powers等人)中所述。

[0073] 请注意，微波束形成器完全是任选的。以下示例假设没有模拟波束形成。

[0074] 微波束形成器12由探头线缆耦合到发射/接收(T/R)开关16,其在发射和接收之间进行切换并且在微波束形成器不被使用并且换能器阵列由主系统波束形成器直接操作时保护微波束形成器免受高能量发射信号损坏。从换能器阵列28的超声波束的发射由通过T/R开关16耦合到微波束形成器和主发射波束形成器(未示出)的换能器控制器18指示,其从用户对用户接口或控制面板38的操作接收输入。

[0075] 由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被操纵为从换能器阵列垂直向前(垂直于换能器阵列),或者以不同的角度用于更宽的视场。换能器阵列18可以被耦合以控制针对CMUT阵列的DC偏置控制器45。DC偏置控制器45设置被应用到CMUT单元的(一个或多个)偏置电压。

[0076] 在接收通道中,部分波束形成的信号由微波束形成器12产生并且被耦合到主接收波束形成器20,其中来自各个换能器贴片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中的每个接收来自CMUT换能器单元或压电元件的数十或者数百的部分波束形成的信号。以此方式,由换能器阵列的数千个换能器接收到的信号可以有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0077] 波束形成的接收信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波,抽取,I和Q分量分离以及用于分离线性和非线性信号的谐波信号分离,以便能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。处理器还可以执行的信号增强,例如纹波降低、信号复合以及噪声消除。信号处理器中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,从而拒绝来自更大尝试的较高频率处的噪声,其中,这些频率没有解剖信息。

[0078] 用于发射和接收的波束形成器在不同的硬件中实现,并且可以具有不同的功能。当然,接收器波束形成器被设计成考虑发射波束形成器的特性。在图1中,为了简单起见,仅示出了接收器波束形成器12、20。在整个系统中,还将存在具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0079] 微波束形成器12的功能是提供信号的初始组合,以减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中执行。

[0080] 最终的波束形成在主波束形成器20中完成,并且通常在数字化之后。

[0081] 发射和接收通道使用具有固定频带的相同换能器阵列10'。然而,发射脉冲占用的带宽可以根据已经使用的传输波束形成而变化。接收通道可以捕获整个传感器带宽(这是经典方法),或者通过使用带通处理,它只能提取包含有用信息的带宽(例如主谐波的谐波)。

[0082] 经处理的信号耦合到B模式(即亮度模式或2D成像模式)处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26彩对接收到的超声信号的幅度的检测,用于对身体中的结构(例如身体中的器官的组织和血管)进行成像。身体的结构的B模式处理器可以以谐波图像模式或者基波图像模式或者两者的组合来形成,如在US 6283919(Roundhill等人)和US 6458083(Jago等人)中所描述。多普勒处理器28可以处理来自组织运动和血液流动的时间上分立的信号,用于检测物质的运动,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器28通常包括壁滤波器,其具有可以被设置为和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波参数。

[0083] 将由B模式和多普勒处理器生成的结构和运动信号耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。扫描转换器可以将具有对应于图像场中的点的运动的颜色的B模式结构图像与它们的多普勒估计的速度叠加以生成彩色多普勒图像,其描绘图像场中的组织的运动和血液流动。多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在US 6443896 (Detmer)中所描述。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像,如在US US6530885 (Entrekin等人)中所描述。

[0084] 2D或3D图像被从扫描转换器32、多平面重新格式化器44、以及体积绘制器42耦合到图像处理器30用于进一步增强、缓存和临时存储,以在图像显示器40上显示。除了用于成像外,由多普勒处理器28生成的血流值以及由B模式处理器26生成的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器生成不同流动状况的量度(例如,血流的体积率)以及结构测量结果(例如,器官的大小和孕龄)。量化处理器46可以接收来自用户控制面板38的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器36,用于利用显示器40上的图像再现测量图形和值,并且用于从显示设备40输出音频。图形处理器36也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器从用户接口38接收输入,例如患者姓名。所述用户接口还耦合到发射控制器18以控制来自换能器阵列10的超声信号生成,并因此控制由换能器阵列和超声系统生成的图像。控制器18的发射控制功能仅是所执行的功能之一。控制器18还考虑操作模式(由用户给出)以及接收器模数转换器中相应的所需发射器配置和带通配置。控制器18可以是具有固定状态的状态机。

[0085] 用户接口也可以被耦合到多平面重新格式化器44以选择和控制多个经多平面重新格式化的(MPR)的图像的平面,其可以被用于执行MPR图像的图像场中的量化的度量。

[0086] 图2示出了本发明的方法200,其可以例如由图1中所示的信号处理器22或由单独的专用控制器实现。

[0087] 在步骤210中,获得通道数据。例如,通道数据可以包括由阵列换能器探头10捕获的超声信号。通道数据可以包括频域信号,其可以通过对由阵列换能器探头捕获的时域信号应用傅立叶变换来获得。在步骤215中,可以延迟通道数据以改善信号的焦点。各个延迟应用于换能器阵列的每个通道。

[0088] 然后将第一切趾函数220应用于通道数据,以便生成第一图像数据230。另外,第二切趾函数240也被应用于频道数据以生成第二图像数据250。

[0089] 在步骤261中,可以对第一图像数据进行求和以便形成完整的第一图像信号,并且类似地,在步骤262中,也可以对第二图像数据进行求和。步骤215和261和262形成延迟和求和(DAS)波束形成的过程。DAS波束形成在将它们加在一起以形成最终信号之前向阵列换能器探头10的每个换能器引入延迟。这可以有助于增加所述第一图像数据和所述第二图像数据的信噪比,从而产生更准确的数据以用于后续步骤。

[0090] 然后可以分别在步骤263和264中将包络检测应用于所述第一图像数据和所述第

二图像数据。包络检测可用于将所述第一图像数据和所述第二图像数据集内的超声数据转换成易于使用的数字图像数据。

[0091] 在步骤270中,将最小化函数应用于所述第一图像数据和所述第二图像数据。在步骤271中,可以比较所述第一图像数据和所述第二图像数据,并且在步骤272中,针对每对像素,选择具有最低像素值的像素。

[0092] 例如,最小化函数可以将第一图像数据的像素与第二图像数据的对应像素进行比较。第一图像数据的像素将包含第一信号,第二图像数据的对应像素将包含第二信号。如果第一信号低于第二信号,则将选择第一信号。替代地,如果第二信号低于第一信号,则选择第二信号。在一些情况下,信号可能交叉;意味着在像素的频率空间中的某些点处,第一信号可能低于第二信号;而在相同像素的频率空间中的其他点处,第二信号可能低于第一信号。在这种情况下,可以选择第一和第二信号的组合以产生总体最小信号。以此方式,选择了具有最小像素值的像素。

[0093] 在步骤280中,根据最小化的所述第一图像数据和所述第二图像数据生成第三图像数据。在步骤281中,可以根据在步骤272中选择的像素构建第三图像数据,导致第三图像数据具有所述第一图像数据和所述第二图像数据的最小像素值。通过将最小化的所述第一图像数据和所述第二图像数据存储为第三组图像数据,可以独立于第一和第二数据集使用它而不破坏原始数据。

[0094] 在步骤290中,基于第三和第一图像数据生成经滤波的超声图像。在步骤291中,可以从第一图像数据中减去第三图像数据,从而从原始第一图像数据中减去所述第一图像数据和所述第二图像数据的最小化像素值。以此方式,超声图像可以经历杂波滤波。如果第三图像数据强调第一图像数据中的杂波,则通过第一和第二切趾函数和相应图像数据的特定组合,从第一图像数据中减去第三图像数据导致从第一图像数据完全消除旁瓣杂波。

[0095] 在步骤292中,经滤波的超声图像可经历对数压缩。由超声系统收集的射频数据的幅值的变化非常高。通常,图像数据被映射到0-255灰度图像;然而,许多重要的组织结构的图像值为0-9。这可能导致高幅值点遮盖图像的其余部分。通过对图像执行对数压缩,可以生成更平衡的图像。

[0096] 图3示出了另一种方法300,其可以在经滤波的超声图像的对数压缩之后发生。图2中描述的滤波方法中涉及的最小化经常向高对比度图像引入块状、低分辨率的外观,这可以通过以下过程来克服。

[0097] 在步骤310中,将空间低通滤波器应用于第一图像数据,其可以写为: $LPF(I_1)$,其中, I_1 是第一图像数据;在步骤320中,将空间低通滤波器应用于经滤波的超声图像,其可以写为: $LPF(I_1 - \min(I_1, I_2))$,其中, I_2 是第二图像数据。这两个步骤是将高分辨率、低对比度第一图像数据和低分辨率、高对比度滤波超声图像分解成其组成部分的初始阶段。

[0098] 在步骤330中,通过从原始第一图像数据中减去在步骤310中获得的经空间低通滤波的第一图像数据来生成细节分量。这可以写成: $D_1 = I_1 - LPF(I_1)$ 。 D_1 是细节分量并且包含来自第一图像数据的高分辨率、低对比度信息。

[0099] 在步骤340中,细节分量可以与在步骤320中获得的经空间低通滤波的超声图像组合,其包含低分辨率、高对比度信息。这由以下公式给出: $I_{\text{最终}} = LPF(I_1 - \min(I_1, I_2)) + D_1$,其中I最终是最终的高分辨率,高对比度图像。以此方式,有可能从自由旁瓣图像的增强的对

比度中受益,同时保留从原来的第一图像数据的平滑度和细节。

[0100] 图4示出了可以应用于通道数据的切趾函数的两个示例。将曲线图绘制为相对于距超声换能器阵列的中心的距离 y 的电压加权 v 。第一曲线图410示出了矩形切趾函数形式的第一切趾函数的示例。在这种情况下,换能器阵列的所有元件都接收相等的加权。将此函数应用于通道数据的结果在图5中讨论。

[0101] 第二曲线图420示出了倒数函数形式的第二切趾函数的示例,例如 $y=1/x$,其可以用于在图像数据中引入零点。以此方式,换能器阵列的中心元件接收高加权,其朝向阵列边缘处的元件指数地减小。参考图6讨论将该函数应用于通道数据的结果。切趾函数的形状可以由超声系统的用户设计,或者可以预加载到系统上并由用户选择以执行期望的功能。一旦用户选择或设计了切趾函数的形状,就可以通过单个参数调整它。该参数是缩放因子 k ,其可以由用户通过使用超声系统凭经验确定。

[0102] 线性声学要求超声波束图案等同于所用切趾函数的傅里叶变换。这种关系提供了分析和波束图案设计的工具。更具体地,可以设计切趾函数以实现期望的波束图案。例如,第二图像数据可以在主瓣位置处具有尖锐的零点,并且在所有其他到达角度处具有高的幅值,如图6所示。第二切趾函数和第二图像数据的波束图形之间的傅立叶变换关系可用于辨别应该使用什么类型的切趾函数来实现期望的波束图。

[0103] 图5示出了以dB为单位测量的幅度图500与到达角的关系, θ 。该曲线图描绘了在所述阵列的视场内的所有角度上由换能器阵列的每个换能器元件接收的所有通道信号的总和。更具体地,所述曲线图示出了通过图4所示的第一切趾函数根据通道数据获得的第一图像数据。

[0104] 该数据被转换为标准B模式超声图像数据,其在0度510的到达角处具有单个高强度信号,称为主瓣520。到达角为0度的通道信号在换能器阵列处相干地到达并形成第一图像数据的主瓣。由于空间分辨率的限制,主瓣的宽度有限,包括0度两侧的小范围角度。第一图像数据还包括从主瓣展开的强度递减的多个信号,称为旁瓣530。旁瓣由到达角在主瓣的范围之外的通道信号形成。不同角度的相长和相消干涉效应会产生旁瓣的峰值和低谷。旁瓣在超声图像中形成杂波;而主瓣形成超声图像目标的响应信号。

[0105] 图6示出了与图5类似的曲线图;然而,在这种情况下,所述曲线图示出了通过图4所示的第二切趾函数根据通道数据获得的相同像素的第二图像数据。

[0106] 通过将倒数的第二切趾函数应用于通道数据,已经在与第一图像数据510的主瓣相同的横向位置处生成零点560。在该示例中,第二切趾函数用作陷波滤波器;然而,取决于应用,可以使用许多不同形状的切趾函数。

[0107] 图7示出了描绘来自图5和图6的曲线图的叠加的曲线图600,其分别描绘了像素的第一图像数据610和第二图像数据620。通过比较所述第一图像数据和所述第二图像数据,可以找到到达角度上的最小信号幅值。这由虚线630突出显示。

[0108] 从图中可以看出,最小值630强调第一图像数据的旁瓣和第二图像数据的零点。以这种方式,杂波信号被选择并与信号主瓣的峰值隔离。这可以在标准低通滤波器上使用,以便有效地消除低强度信号的杂波,而没有主瓣降到滤波器阈值以下的风险。最小值形成第三图像数据。

[0109] 然后可以从图5中所示的原始第一图像数据中减去对应于第三图像数据的最小值

630。其结果如图8所示，图8示出了与图5至图7类似的曲线图650上的结果信号640。

[0110] 曲线图650示出已经消除了第一图像数据的旁瓣530，这意味着结果信号640仅由第一图像数据的主瓣构成。以这种方式，从超声图像中消除了旁瓣杂波。

[0111] 可以改变图4的曲线图420中所示的第二切趾函数的形状，以改变第二图像数据中的空函数560的宽度。以这种方式，可以控制结果信号640的宽度。通过减小该结果函数的宽度，可以增加最终超声图像的空间分辨率。

[0112] 如上所述，实施例利用控制器来执行数据处理步骤。

[0113] 控制器可以用软件和/或硬件以多种方式实现，以执行所需的各种功能。处理器是控制器的一个示例，其采用可以使用软件（例如，微代码）编程的一个或多个微处理器来执行所需的功能。然而，控制器可以在采用或不采用处理器的情况下实现，并且还可以被实现为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的处理器（例如，一个或多个编程的微处理器和相关联的电路）的组合。

[0114] 可以在本公开的各种实施例中使用的控制器部件的范例包括但不限于，常规微处理器，专用集成电路（ASIC）和现场可编程门阵列（FPGA）。

[0115] 在各种实现方式中，处理器或控制器可以与一个或多个存储介质相关联，诸如易失性和非易失性计算机存储器，诸如RAM，PROM，EPROM和EEPROM。存储介质可以编码有一个或多个程序，所述程序当在一个或多个处理器和/或控制器上执行时执行所需的功能。各种存储介质可以固定在处理器或控制器内，或者可以是可转移的，使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到处理器或控制器中。

[0116] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书，在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

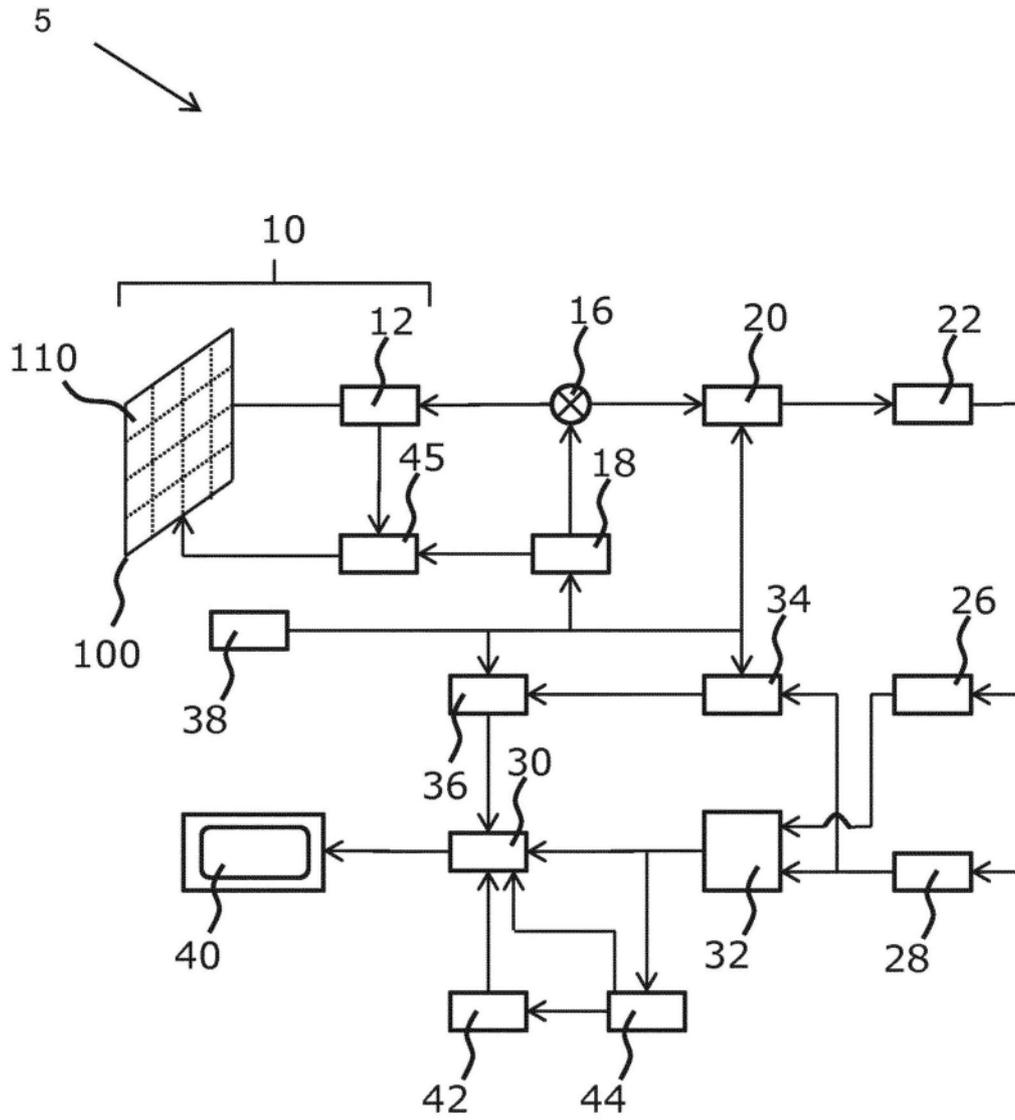


图1

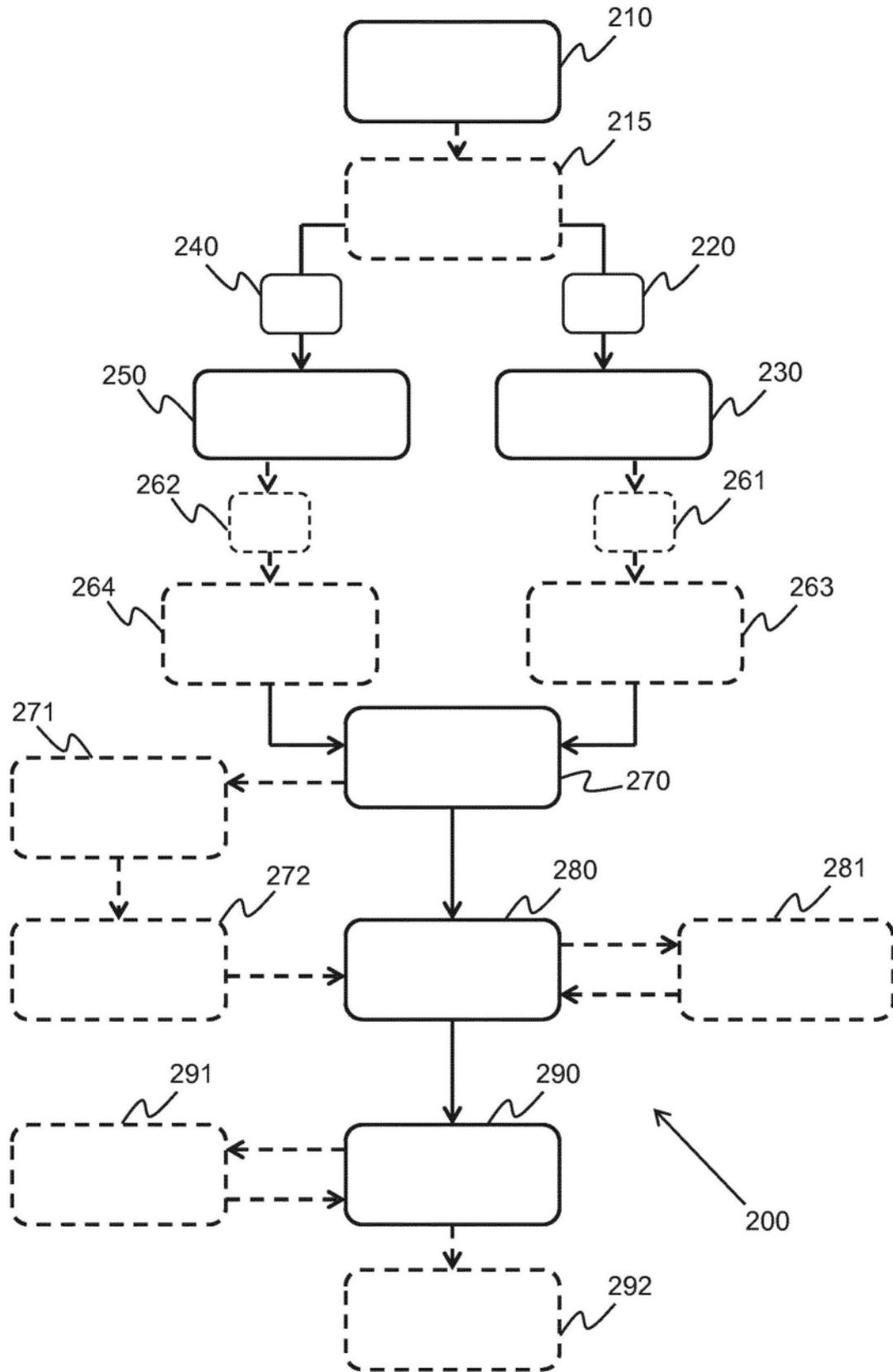


图2

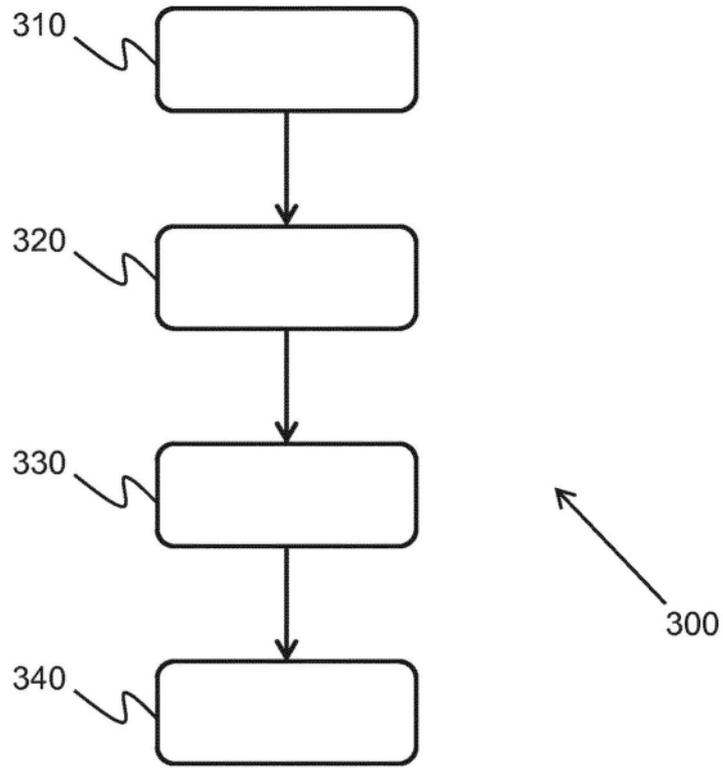


图3

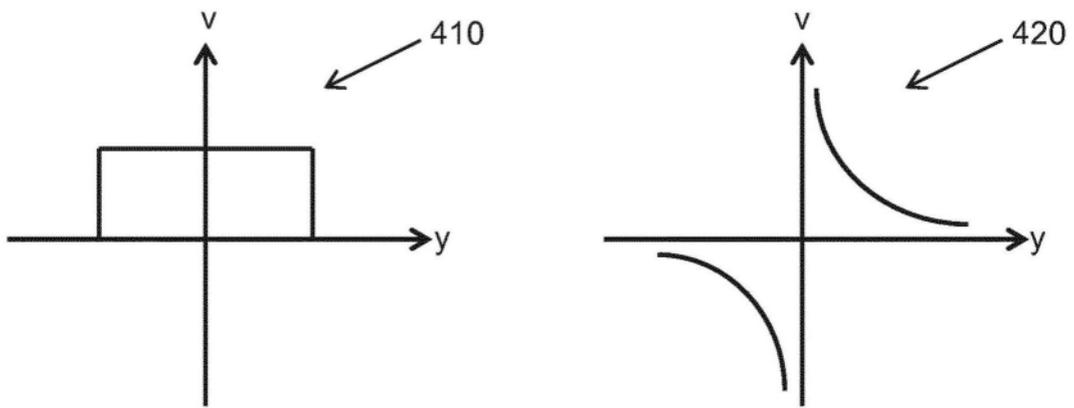


图4

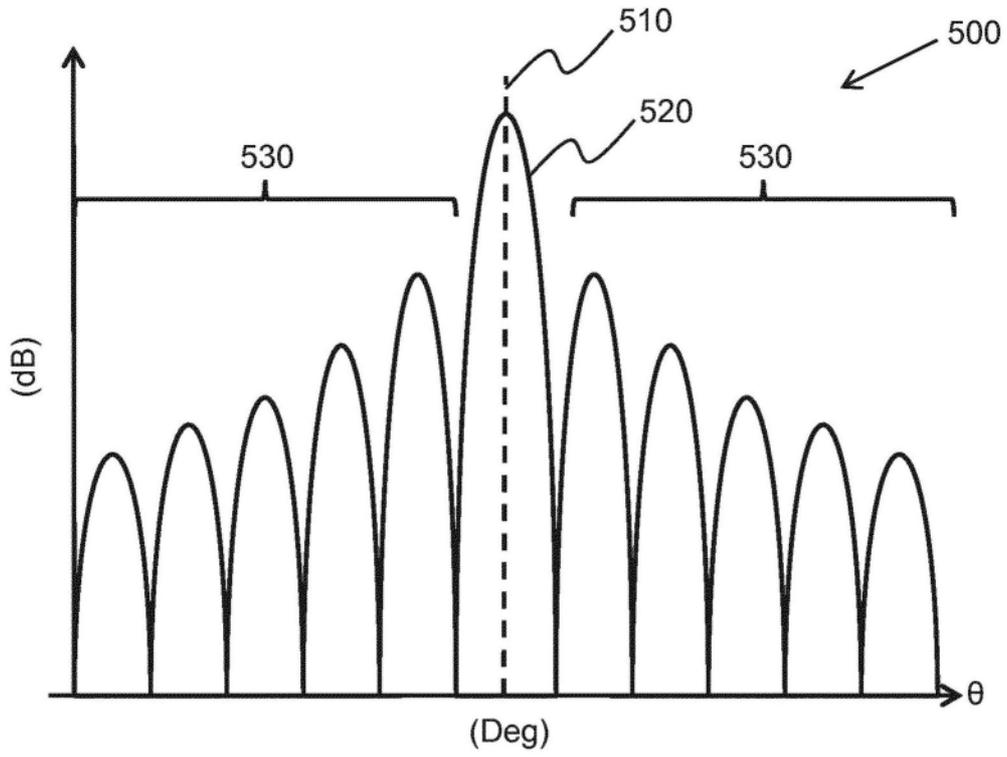


图5

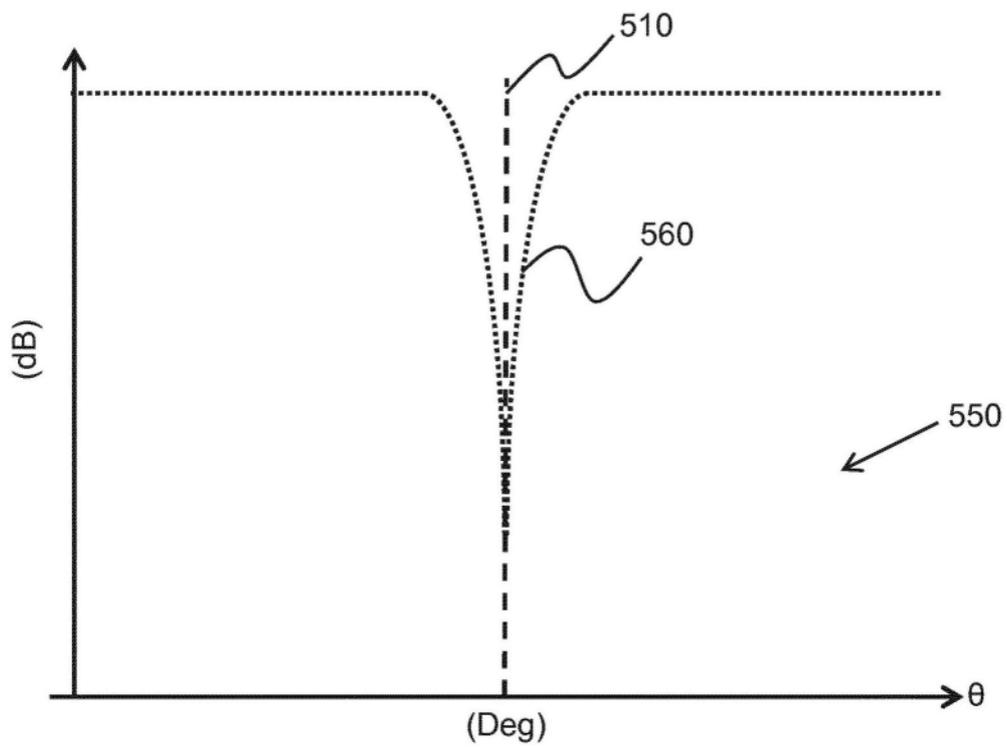


图6

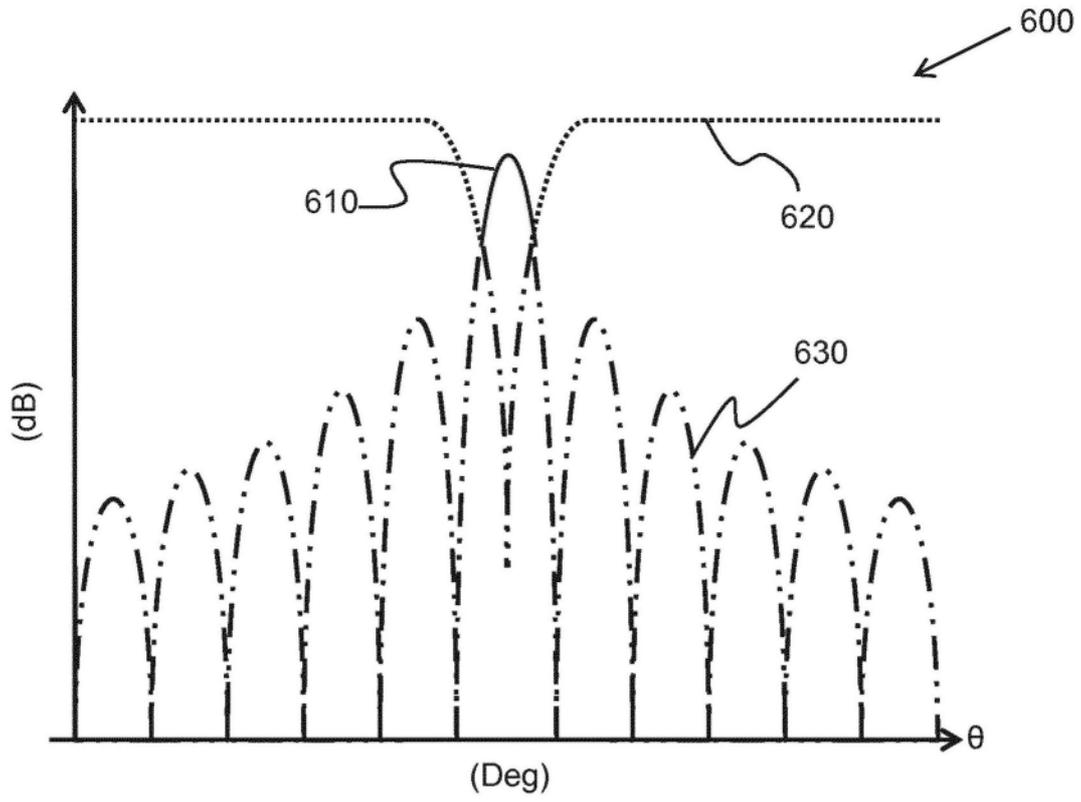


图7

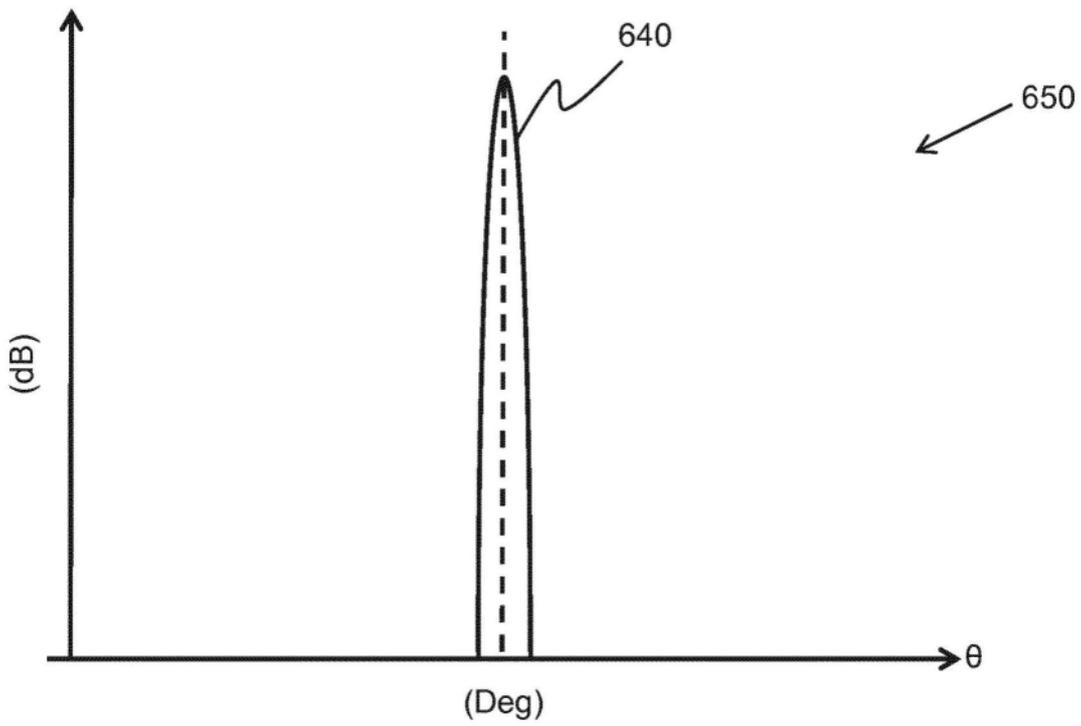


图8