



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102573651 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 27

(21) 申请号 201080048057. 9

(22) 申请日 2010. 09. 03

(30) 优先权数据

61/240, 122 2009. 09. 04 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 04. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/047882 2010. 09. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/029045 EN 2011. 03. 10

(73) 专利权人 南加利福尼亚大学

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 杰西·叶恩 杰伊·芒

曼·恩古叶恩

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 关兆辉 谢丽娜

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6599245 B1, 2003. 07. 29, 说明书第 3 列第 24-53 行及附图 3A.

US 2005203391 A1, 2005. 09. 15, 说明书第 21-39 段及附图 1-4.

US 2005096538 A1, 2005. 05. 05, 说明书第 19-27 段及附图 1.

US 2005124890 A1, 2005. 06. 09, 说明书第 19-21 段及附图 1、4、5.

EP 1214909 A1, 2002. 06. 19, 全文.

CN 1279844 A, 2001. 01. 10, 全文.

CN 1191970 A, 1998. 09. 02, 全文.

审查员 胡新芬

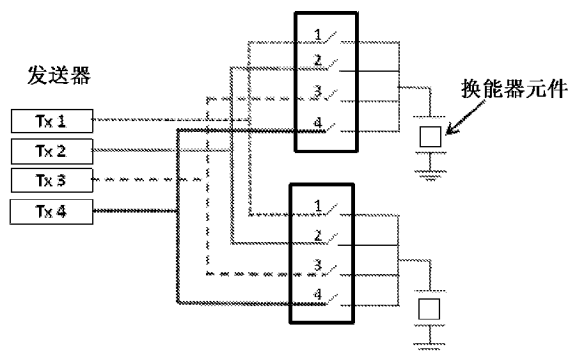
权利要求书3页 说明书12页 附图9页

(54) 发明名称

用于超声波阵列的基于菲涅耳的波束形成

(57) 摘要

超声波波束形成器可以包括用于每一个超声波元件的输入信号线,该输入信号线被配置为载送来自超声波元件的宽带脉冲。超声波波束形成器可以包括多个信号移位器,该多个信号移位器的数目基本上少于换能器元件的数目。每一个信号移位器可以被配置为以与其他信号移位器被配置以移位宽带脉冲的方式不同的方式来移位宽带脉冲。用于输入信号线中的每一条的复用器可以被配置来将在输入信号线上接收的宽带脉冲电连接到信号移位器中所选择的一个。复用器控制器可以被配置为以使得超声波波束形成器基本上补偿在距离上的差别的方式来产生用于复用器中的每一个的控制信号。可以使用可比较的配置用于发送。



CN 102573651 B

1. 一种超声波波束形成器,所述超声波波束形成器用于补偿在超声波换能器阵列中的多个超声波元件和远离所述超声波换能器阵列的位置之间在距离上的差别,所述超声波元件中的每一个都从所述位置接收到反射的宽带脉冲,所述超声波波束形成器包括:

用于所述超声波元件中的每一个的输入信号线,所述输入信号线被配置为载送来自所述超声波元件的宽带脉冲;

多个信号移位器,所述多个信号移位器的数目少于换能器元件的数目,每一个信号移位器都被配置为以与其他信号移位器被配置以移位宽带脉冲的方式不同的方式来移位所述宽带脉冲,所述信号移位器中的至少一个是反相器;

用于所述输入信号线中的每一条的接收复用器,所述接收复用器被配置为将在所述输入信号线上接收的宽带脉冲电连接到所述信号移位器中所选择的一个,所述所选择的一个信号移位器基于控制信号,其中由所述复用器输出的、待引导到所述信号移位器的宽带脉冲,在各个信号移位器的输入处被求和;以及

复用器控制器,所述复用器控制器被配置为以使得所述超声波波束形成器补偿在所述距离上的所述差别的方式来产生用于所述复用器中的每一个的所述控制信号。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波波束形成器,其中,所述信号移位器中的每一个都是移相器,所述移相器被配置为提供与其他移相器中的每一个提供的相移相差不大于 360 度的相移。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波波束形成器,其中,由所述移相器提供的相移以相等的量间隔开。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波波束形成器,其中,存在至少四个移相器,所述至少四个移相器分别提供 0、90、180 和 270 度的相移。

5. 根据权利要求 3 所述的超声波波束形成器,进一步包括差分放大器,所述差分放大器被配置为用作提供 0 度相移的所述移相器中的一个、提供 180 度相移的所述移相器中的另一个,并且对结果求和。

6. 根据权利要求 3 所述的超声波波束形成器,其中,所述移相器中的一个提供 0 度的相移,另一个提供 180 度的相移,并且所述超声波波束形成器进一步包括:加法器,所述加法器被配置为对所述 0 度和 180 度的移相器的输出求和;以及延迟元件,所述延迟元件被配置为将所述加法器的输出延迟宽带脉冲的中心频率的四分之一周期。

7. 根据权利要求 4 所述的超声波波束形成器,进一步包括:

第一加法器,所述第一加法器被配置为对提供 0 和 180 度相移的所述移相器的输出求和;

第二加法器,所述第二加法器被配置为对提供 0 和 180 度相移的所述移相器的输出求和;以及,

移相器,所述移相器被配置为将所述第二加法器的输出移位 90 度,由此产生在权利要求 4 中涉及的 90 和 270 度的相移。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波波束形成器,其中,所述加法器中的一个在模拟域中求和,而另一个加法器在数字域中求和。

9. 根据权利要求 4 所述的超声波波束形成器,其中,以 90 和 270 度移位的所述移相器中的每一个都是带通滤波器的一部分。

10. 根据权利要求 4 所述的超声波波束形成器,其中,存在至少四个另外的移相器,所述至少四个另外的移相器分别提供 45、135、225 和 315 度的相移。

11. 根据权利要求 3 所述的超声波波束形成器,其中,存在至少六个移相器,所述至少六个移相器分别提供 0、60、120、180、240 和 300 度的相移。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波波束形成器,其中,存在至少六个另外的移相器,所述至少六个另外的移相器分别提供 30、90、150、210、270 和 330 度的相移。

13. 根据权利要求 2 所述的超声波波束形成器,其中:

所述移相器中的至少一个在模拟域中移位;并且

所述移相器中的至少一个在数字域中移位。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波波束形成器,进一步包括多个模-数转换器,所述多个模-数转换器的数目不多于超声波元件的数目的 1/8,所述多个模-数转换器中的每一个都被配置为将宽带脉冲中的一个从模拟格式向数字格式转换。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波波束形成器,其中,由所述脉冲发送器产生的宽带脉冲具有相同的中心频率、并且在时间上彼此分开不大于中心频率的周期。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波波束形成器,其中,由所述脉冲发送器产生的宽带脉冲在相位上相对于彼此移位。

17. 根据权利要求 1 所述的超声波波束形成器,其中,用于接收的超声波换能器阵列、所述接收复用器、用于接收的超声波元件和所述输入信号线分别与用于发送的超声波换能器阵列、用于发送的复用器、用于发送的超声波元件和输出信号线相同。

18. 根据权利要求 1 所述的超声波波束形成器,其中,所述信号移位器、所述复用器和所述复用控制器共同包括所述超声波波束形成器的第一模块,并且,所述超声波波束形成器进一步包括:

一个或多个另外的模块,每一个另外的模块:

也包含根据权利要求 1 中所述的信号移位器、复用器和复用控制器,但是除此之外与所述第一模块和所述其他模块中的每一个不同;并且

被配置为递送在时间上相对于所述第一模块的输出延迟宽带脉冲的中心频率的周期的整数倍的输出,用于每一个另外的模块的整数倍与用于其他另外的模块的整数倍不同;并且

加法器,所述加法器被配置为对所述模块中的每一个的输出求和。

19. 一种超声波波束形成器,所述超声波波束形成器用于使得具有发射超声波元件的阵列的超声波换能器阵列递送聚焦在远离所述超声波换能器阵列的位置处的超声波波束,所述超声波波束形成器包括:

用于所述超声波元件中的每一个的输出信号线,所述输出信号线被配置为向用于发送的超声波元件载送宽带脉冲;

多个脉冲发送器,所述多个脉冲发送器的数目少于超声波元件的数目,每一个脉冲发送器被配置为产生与由其他脉冲发送器中的每一个产生的宽带脉冲不同的宽带脉冲;

用于所述输出信号线中的每一条的复用器,所述复用器被配置为将所述输出信号线电连接到由所述脉冲发送器中所选择的一个产生的宽带脉冲,所选择的一个脉冲发送器是基于控制信号的;以及

复用器控制器,所述复用器控制器被配置为以使得所述超声波波束要聚焦在远离所述超声波换能器阵列的位置处的方式来产生用于所述复用器中的每一个的所述控制信号。

20. 根据权利要求 19 所述的超声波波束形成器,其中,由所述脉冲发送器产生的宽带脉冲具有相同的中心频率、并且在时间上彼此分开不大于中心频率的周期。

21. 根据权利要求 19 所述的超声波波束形成器,其中,由所述脉冲发送器产生的宽带脉冲在相位上相对于彼此移位。

22. 根据权利要求 19 所述的超声波波束形成器,其中,脉冲发送器的数目不多于超声波元件的数目的 1/8。

23. 根据权利要求 19 所述的超声波波束形成器,其中,所述脉冲发送器、所述复用器和所述复用器控制器共同包括所述超声波波束形成器的第一模块,并且所述超声波波束形成器进一步包括:

一个或多个另外的模块,每一个另外的模块:

也包含根据权利要求 19 中所述的脉冲发送器、复用器和复用控制器,但是除此之外与第一模块和其他模块中的每一个不同;并且

被配置为递送在时间上相对于所述第一模块的输出延迟宽带脉冲的中心频率的周期的整数倍的输出,用于每一个另外的模块的整数倍与用于其他另外的模块的整数倍不同。

用于超声波阵列的基于菲涅耳的波束形成

[0001] 对于相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于案卷编号 028080-0508 的、在 2009 年 9 月 4 日提交的、题目为“MINIATURIZED ULTRASOUND IMAGING SYSTEM”的美国临时专利申请 61/240,122,并且要求其优先权。该申请的整体内容通过引用被在此并入。

技术领域

[0003] 本申请涉及可以与便携式超声波系统相关地使用的波束形成技术。

背景技术

[0004] 介绍

[0005] 近些年来,超声波社区 (ultrasound community) 的分区已经聚焦在建立更小、更便宜和更高效节能的超声波系统,同时保持良好的图像质量。这些手持系统可以成为“超声波听诊器”,该“超声波听诊器”允许医生几乎在任何位置和在任何时间执行超声波检查。参见 J. R. T. C. Roelandt, “Ultrasound stethoscopy: A renaissance of the physical examination?,” *Heart*, vol. 89, pp. 971-974, 2003 ; J. Hwang, J. Quistgaard, J. Souquet, and L. A. Crum, “Portable ultrasound device for battlefield trauma,” *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, vol. 2, pp. 1663-1667, 1998 ; U. Rosenschein, V. Furman, E. Kerner, I. Fabian, J. Bernheim, and Y. Eshel, “Ultrasound imaging-guided noninvasive ultrasound thrombolysis: preclinical results,” *Circulation*, vol. 102, no. 2, pp. 238-45, 2000。

[0006] 例如,手持系统可以在远程位置、战场、急诊室和私人诊所提供现场 (point of care) 诊断。它也可以用在诸如中心导管插入的创伤或微创超声波引导的过程。参见 J. Hwang, J. Quistgaard, J. Souquet, and L. A. Crum, “Portable ultrasound device for battlefield trauma,” *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, vol. 2, pp. 1663-1667, 1998 ; U. Rosenschein, V. Furman, E. Kerner, I. Fabian, J. Bernheim, and Y. Eshel, “Ultrasound imaging-guided noninvasive ultrasound thrombolysis: preclinical results,” *Circulation*, vol. 102, no. 2, pp. 238-45, 2000。随着在诊所、发展中国家和军事中的广泛应用,对于便携式超声波系统的需求已经在过去 10 年间迅速地增加。来自西门子的 P10 和来自通用电气医疗集团的 VSCAN 是近来提出的袖珍超声波系统的示例。

[0007] 已经存在用于改进便携式超声波系统的尺寸、成本和质量的许多方法。这些包括在换能器设计、发送和接收电路设计和波束形成算法上的改进。

[0008] 超声波系统的尺寸和功率的显著比例可以用于波束形成器,该波束形成器可以负责在发送和接收两者操作期间聚焦超声波波束。一种标准的波束形成器由 64 至 128 个发送 / 接收信道组成。然而,这些会需要昂贵和体积大的波束形成器。

[0009] 波束形成

[0010] 波束形成方法可以被大致分类为两种方法:模拟波束形成和数字波束形成。在

模拟波束形成中,可以通过模拟信号的序列来形成图像,该模拟信号被以模拟延迟线延迟、在模拟域中求和然后被数字化。在数字波束形成中,可以通过下述方式来形成图像:从单独的阵元(array element)采样模拟信号、应用数字延迟、并且然后数字地求和。参见 B. D. Steinberg, "Digital beamforming in ultrasound," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 39, no. 6, pp. 716-721, 1992。

[0011] 数字波束形成可以应用时延以集中(focus)数字化数据(传统延迟求和波束形成(DAS)),或者可以将数字时延与复合相位旋转组合。参见 M. O' Donnell, W. E. Engeler, J. J. Bloomer, and J. T. Pedicone, "Method and apparatus for digital phase array imaging," U. S. Patent No. 4983970, 1991; A. Agarwal, F. K. Schneider, Y. M. Yoo, and Y. Kim, "Image quality evaluation with a new phase rotation beamformer," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 55, no. 9, pp. 1947-1955, 2008。在数字 DAS 波束形成中,集中的数据可以被求和与传递以用于包络检测和进一步的信号处理。该方法可以是直接的和直观的,但是可能要求大量的硬件和处理能力。

[0012] 也可以通过下述方式来实现数字波束形成:数字化来自每一个元件的引入的 RF 数据,然后应用粗延迟,其后进行使用相位旋转的复解调以用于精细延迟。该方法与 DAS 波束形成相比较能够减少计算需求,但是可能仍然需要冗余的硬件来用于每一个信道。参见 M. O' Donnell, W. E. Engeler, J. T. Pedicone, A. M. Itani, S. E. Noujaim, R. J. Dunki-Jacobs, W. M. Leue, C. L. Chalek, L. S. Smith, J. E. Piel, R. L. Harris, K. B. Welles, and W. L. Hinrichs, "Real-time phased array imaging using digital beam forming and autonomous channel control," Proc. IEEE Ultrason. Symp., 1990, pp. 1499-1502。

[0013] 用于波束形成的混和方法也是可能的,其中,波束形成处理的不同部分在模拟或数字域中发生。在一种情况下,来自元件的聚类(cluster)的回波可能在模拟域中被延迟和求和,然后被单个模数(A/D)转换器数字化。与全数字波束形成器相比较,该方法能够减少 A/D 转换器的数目。参见 P. Pesque and J. Souquet, "Digital ultrasound: from beamforming to PACS," MedicaMundi, vol. 43, issue 3, pp 7-10, 1999。

[0014] 为了最小化波束形成器的成本、功率和尺寸,已经在文献中提出了低成本波束形成方法。一种概念是直接采样 I/Q(DSIQ)波束形成算法,其中,可以通过在 I 数据四分之一周期后直接地将 Q 数据采样来获取 I/Q 数据。参见 K. Ranganathan and W. F. Walker, "Direct sampled I/Q beamforming for compact and very low-cost ultrasound imaging," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 51, no. 9, pp. 1082-1094, 2004。DSIQ 算法可以唯一依赖于 I/Q 数据的相位旋转,以提供聚焦。所提出的实现可以对于每一个元件仅使用一个具有较低采样率的发送器和一个 I/Q 信道。当用于二维阵列时,DSIQ 方法可以获取以每秒 43 帧的 C 扫描图像、具有任意平面定位的 B 扫描和 3D 图像。参见 M. Fuller, K. Owen, T. Blalock, J. Hossack, W. Walker, "Real-time imaging with the Sonic Window: A pocket-sized, C-scan, medical ultrasound device," Proc. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control. Symp., 2009。

[0015] 另一种概念被称为菲涅耳聚焦。最初在光学中使用的菲涅耳透镜与具有相同焦点的传统透镜相比可能薄得多并且因此更轻。在声学中,制作物理菲涅耳透镜以聚焦用于声学显微系统的超声波,该系统可以提供高效率和高聚焦功率以及更简单的制造过

程。参见 B. Hadimioglu, E. G. Rawson, R. Lujan, M. Lim, J. C. Zesch, B. T. Khuri-Yakub, and C. F. Quate, "High-efficiency Fresnel acoustic lenses," in IEEE Ultrason. Symp., pp. 579-582, 1993, S. C. Chan, M. Mina, S. Udpa, L. Udpa, and W. Lord, "Finite Element Analysis of Multilevel Acoustic Fresnel Lenses," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 43, no. 4, pp. 670-677, 1996。这些物理透镜可以将传统透镜的球形聚焦替换为等同的相移。用于阵列换能器的菲涅耳聚焦技术可以减少所需的延迟的数目,因为不同的元件可以需要相同的延迟。这些元件可能然后被聚类在一起。

[0016] 在 1980, Fink 首先提出了在基于阵列的系统中的菲涅耳聚焦的使用。在他的对于 8 态菲涅耳聚焦的实验中,使用 8 个不同的延迟用于发送模式,而使用四个不同的延迟以及反相放大器用于接收模式。通过成像 0.3mm 直径的铜线,他示出了对于线性阵列,更精细的菲涅耳相位采样可以降低旁瓣电平,并且当 $f\#$ 降低时,改进横向分辨率。参见 B. Richard, M. Fink, P. Alais, "New arrangements for Fresnel focusing," in Acoustical Imaging, vol. 9, K. Wang, Ed. New York: Plenum Press, 1980, pp. 65-73。

发明内容

[0017] 超声波波束形成器可以基本上补偿在超声波换能器阵列中的超声波元件和远离超声波换能器阵列的位置之间在距离上的差别,超声波元件中的每一个从该位置接收到反射的宽带脉冲。超声波波束形成器可以包括用于超声波元件中的每一个的输入信号线,该信号线被配置为载送来自超声波阵元的宽带脉冲。超声波波束形成器也可以包括多个信号移位器,该多个信号移位器的数目基本上比换能器元件的数目少。每一个信号移位器都可以被配置为以与其他信号移位器被配置以移位宽带脉冲的方式不同的方式来移位宽带脉冲。对于输入信号线中的每一条,复用器可以被配置为将在输入信号线上接收的宽带脉冲电连接到信号移位器中所选择的一个。该所选择的一个可以是基于控制信号的。复用器控制器可以被配置为以使得超声波波束形成器基本上补偿在距离上的差别的方式来产生用于复用器中的每一个的控制信号。

[0018] 信号移位器中的每一个可以是移相器,其被配置为提供与其他移相器中的每一个提供的相移相差不大于 360 度的相移。

[0019] 由移相器提供的相移可以以基本上相等的量间隔开。

[0020] 可以有至少四个移相器,其分别提供基本上 0、90、180 和 270 度的相移。

[0021] 超声波波束形成器可以包括差分放大器,该差分放大器被配置为用作提供基本上 0 度相移的移相器中的一个、提供基本上 180 度相移的移相器中的另一个,并且被配置为对结果求和。

[0022] 移相器中的一个可以提供基本上 0 度的相移,并且另一个可以提供基本上 180 度的相移。超声波波束形成器可以包括:加法器 (summer),其被配置为对移相器的输出求和;以及延迟元件,其被配置为将相加器的输出延迟宽带脉冲的中心频率的基本上四分之一周期。

[0023] 超声波波束形成器可以包括:第一加法器,其被配置为对提供基本上 0 和 180 度相移的移相器的输出求和;第二加法器,其被配置为对提供基本上 0 和 180 度相移的移相器的输出求和;以及,移相器,其被配置为将第二加法器的输出移位 90 度,由此产生上面涉及的

90 和 270 度相移。

[0024] 加法器中的一个可以在模拟域中求和,而另一个加法器可以在数字域中求和。

[0025] 以 90 和 270 度移位的移相器中的每一个都可以是带通滤波器的一部分。

[0026] 可以有至少四个另外的移相器,其分别提供基本上 45、135、225 和 315 度的相移。

[0027] 可以有至少六个移相器,其分别提供基本上 0、60、120、180、240 和 300 度的相移。

[0028] 可以有至少六个另外的移相器,其分别提供基本上 30、90、150、210、270 和 330 度的相移。

[0029] 移相器中的至少一个可以在模拟域中移位。移相器中的至少一个可以在数字域中移位。

[0030] 信号移位器的数目可以不多于超声波元件的数目的 1/4。

[0031] 超声波波束形成器可以包括多个模-数转换器,该多个模-数转换器的数目不多于超声波元件的数目的 1/8。每一个都可以被配置为将宽带脉冲中的一个从模拟格式向数字格式转换。

[0032] 超声波波束形成器可以使得具有发送超声波元件阵列的发送超声波换能器阵列递送基本上聚焦在远离发送超声波换能器阵列的位置的超声波波束。超声波波束形成器可以包括:用于发送超声波元件中的每一个的输出信号线,其被配置为向发送超声波元件载送宽带脉冲;以及,多个脉冲发送器,其数目基本上少于发送超声波元件的数目。每一个脉冲发送器可以被配置为产生与由其他脉冲发送器中的每一个产生的宽带脉冲不同的宽带脉冲。对于输出信号线中的每一条,发送复用器可以被配置为将输出信号线电连接到由脉冲发送器中所选择的一个产生的宽带脉冲。该所选择的一个可以是基于控制信号的。发送复用器控制器可以被配置为以使得超声波波束基本上聚焦在远离超声波换能器阵列的位置处的方式来产生用于发送复用器中的每一个的控制信号。

[0033] 由脉冲发送器产生的宽带脉冲可以具有基本上相同的中心频率,并且可以在时间上彼此分开不大于中心频率的周期。

[0034] 由脉冲发送器产生的宽带脉冲可以在相位上相对于彼此移位。

[0035] 脉冲发送器的数目可以不多于发送超声波元件的数目的 1/8。

[0036] 接收超声波换能器阵列、接收超声波元件和输入信号线可以分别与发送超声波换能器阵列、发送超声波元件和输出信号线相同。

[0037] 信号移位器的数目可以与脉冲发送器的数目相同。

[0038] 信号移位器、复用器和复用控制器可以共同包括超声波波束形成器的第一模块。超声波波束形成器可以包括一个或多个另外的模块。每一个另外的模块也可以包含如上所述的信号移位器、复用器和复用控制器,但是在其他方面与第一模块和其他模块中的每一个不同。每一个另外的模块可以被配置为递送在时间上相对于第一模块的输出延迟宽带脉冲的中心频率的周期的整数倍的输出。用于每一个另外的模块的整数倍可以与用于其他另外的模块的整数倍不同。加法器可以被配置为对该模块中的每一个的输出求和。

[0039] 脉冲发送器、复用器和复用控制器可以共同包括超声波波束形成器的第一模块。超声波波束形成器可以包括一个或多个另外的模块。每一个另外的模块也可以包含如上所述的脉冲发送器、复用器和复用控制器,但是在其他方面与第一模块和其他模块中的每一个不同。每一个另外的模块可以被配置为递送在时间上相对于第一模块的输出延迟宽带脉

冲的中心频率的周期的整数倍的输出。用于每一个另外的模块的整数倍可以与用于其他另外的模块的整数倍不同。

[0040] 通过阅读下面的说明性实施例的详细描述、附图和权利要求,这些以及其他部件、步骤、特征、目的、益处和优点现在将变得清楚。

附图说明

[0041] 附图公开了说明性实施例。它们未阐述所有实施例。可以另外地或代替地使用其他实施例。可以省略可能是显然的或不必要的细节,以节省空间或为了更有效的说明。相反,一些实施例可以在没有所公开的所有细节的情况下实施。当相同的附图标记出现在不同附图中时,其涉及相同或相似的部件或步骤。

[0042] 图 1 图示了当使用不同波束形成技术时的延迟分布(未按照比例)。

[0043] 图 2 图示了用于 2 元件阵列的 4 发送菲涅耳(移位和求和)波束形成系统。

[0044] 图 3 图示了用于 2 元件阵列的菲涅耳(相位和求和)波束形成系统。

[0045] 图 4 图示了使用数字时延的修改的菲涅耳波束形成系统。

[0046] 图 5 图示了使用差分放大器的菲涅耳(相位和求和)波束形成。

[0047] 图 6A-F 图示了在 4 相位或 8 相位系统中使用的两个带通滤波器(BPF)。

[0048] 图 7 图示了使用 6 相位或 12 相位系统的菲涅耳相位和求和波束形成系统。

[0049] 图 8A-I 图示了在 6 相位或 12 相位系统中的三个带通滤波器。

[0050] 图 9 图示了以模块形式的基于菲涅耳的波束形成器。

[0051] 图 10 图示了具有两个模块的基于菲涅耳的波束形成器。

[0052] 图 11A-F 图示了以 Field II 模拟的、与 DAS 相比较的使用 4 相位菲涅耳和 8 相位菲涅耳波束形成的横向和轴向波束图(beamplots)。

[0053] 图 12A 和图 12B 比较了带宽 x 对于 DAS、8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成器的影响。

[0054] 图 13A-13F 图示了与 DAS 相比较, $f\#$ 对于 4 相位和 8 相位菲涅耳波束形成方法的性能的影响。

[0055] 图 14A 和图 14B 图示了与 DAS 相比较, $f\#$ 对于 4 相位和 8 相位菲涅耳波束形成方法的影响。

[0056] 图 15 图示了使用三种不同的波束形成方法的浸入在脱气水中的定制尼龙线目标的实验图像。

[0057] 图 16A 和图 16B 图示了对于 DAS、8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成算法根据 $f\#$ 的实验比较。

[0058] 图 17 图示了使用三种不同的波束形成方法对包含无回声囊肿的 ATS 仿组织体模的实验图像。

[0059] 图 18 图示了在对噪声比(CNR)与 1、1.5、2、2.5 和 3 的 $f\#$ 上,DAS、8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成算法的实验比较。

具体实施方式

[0060] 现在讨论说明性实施例。可以另外地或代替地使用其他实施例。可以省略可能是

显然的或不必要的细节,以节省空间或为了更有效的呈现。相反,一些实施例可以在没有所公开的所有细节的情况下实施。

[0061] 现在描述修改的、电子的、基于菲涅耳的波束形成技术。该方法可以包括模拟和数字波束形成技术的组合。

[0062] 本讨论包括菲涅耳波束形成的两个版本:4 相位(4 个不同的时延或相移)和 8 相位(8 个不同的时延或相移)。这些仅是说明性的。使用这种技术,可以使用具有开关网络的具有 4 至 8 个发送信道和 2 个接收信道的系统以聚焦具有 64 至 128 个或更多元件的阵列。可以代替地使用不同数目的相位和信道。

[0063] 模拟和实验结果显示菲涅耳波束形成图像质量在特定系统参数下可以在空间分辨率和对比噪声比(CNR)上与传统延迟求和(DAS)波束形成可比较。例如,在 $f\# = 2$ 和 50% 信号带宽,对于 DAS、8 相位和 4 相位菲涅耳波束形成,实验横向带宽分别是 0.48、0.52 和 0.50mm,并且轴向脉冲长度(axial pulse length)分别是 0.51、0.60 和 0.58mm。实验 CNR 分别是 4.66、4.42 和 3.98。这些实验结果与模拟结果良好地一致。

[0064] 混和菲涅耳波束形成

[0065] 在此描述了对于基于菲涅耳的波束形成的混和波束形成方法。在发送模式中,可以向发送元件应用时延。可以使用开关网络将要求相同时延的元件聚类在一起。例如,系统可以具有 4 个或 8 个发送信道。在接收模式中,可以使用模拟和数字域的组合来应用相移。可以仅使用 2 个 A/D 转换器来提供多达 8 个不同的相移。

[0066] 对于菲涅耳聚焦,可以将标准的几何时延 Δt 替换为由下式给出的新的延迟 Δt_f :

$$[0067] \quad \Delta t_f = \Delta t \bmod T$$

[0068] 其中,mod 指示模运算(modulo operation),并且 T 是基于中心频率的超声波信号的周期。 Δt_f 是在已经从 Δt 减去超声波周期 T 的整数倍后的余数。

[0069] 图 1 图示了当使用不同波束形成技术时的延迟分布(未按照比例)。分布 A 用于 DAS 几何聚焦波束形成;分布 B 用于菲涅耳波束形成;并且,分布 C 是在 DAS 和菲涅耳波束形成之间的差。每一个分段对应于信号的一个周期。分布 B 是已经减去周期的整数倍后。分布 B 可以具有与物理菲涅耳透镜类似的形状。在分布 B 中的每一个分段可以对应于周期 T 或 360° 的相位偏移。使用 Δt_f 可以导致聚焦误差,其中,该误差总是 T 的整数倍。更远离焦点的元件可能具有更大的聚焦误差。这些聚焦误差可能导致更大的带宽、更大的杂波和更长的脉冲长度。

[0070] 图 2 图示了用于 2 元件阵列的 4 发送菲涅耳(相位和求和)波束形成系统。在 4 发送系统的情况下,可以具有与四分之一周期到一个全周期的移位对应的不同的时延、通过 4 个发送器来产生激励信号。每一个元件使用 4 个开关,可以控制由每个元件发射的信号时延。

[0071] 对于 8 发送系统,可以使用 8 个发送器来产生具有以八分之一周期的递增量的 8 种不同的时延的信号。

[0072] 在接收侧上,可以使引入的 RF 数据经受相移,该相移也可以基于菲涅耳聚焦的原理选择。在窄带应用中,基于下面的关系式,与每一个元件相关联的时延 Δt 可以被替换为范围从 0° 至 360° 的等同的相移 θ :

[0073] $\theta = -\omega * \Delta t$

[0074] 其中, ω 是角频率。可以将延迟分布转换为离散相移,并且可以从不超过 360° 。当需要大于 360° 的相移时,相移可以卷褶 (wrap around),并且返回到 0° 开始。

[0075] 图 3 图示了用于 2 元件阵列的菲涅耳 (相位和求和) 波束形成系统。如图 3 中所示,可以对每一个元件使用 4 个开关来将在 4 相位系统中的相位延迟应用到接收的信号。可以通过闭合开关 1 来应用 0° 相移;可以通过闭合开关 1 和 2 来应用 45° 相移;并且,可以通过闭合开关 2 来应用 90° 相移。反向放大器可以与开关 3 和 4 一起使用以分别获得 180° 和 270° 的相移。信号可以通过两个接收信道,其中每一个可以具有 A/D 转换器和数字带通滤波器 (BPF),如图 3 中图示的。因此,具有 0° 、 90° 、 180° 、 270° 的相移的信号可以分别对应于开关 1、2、3 和 4。

[0076] 在 4 相位系统中,可以仅闭合四个开关的一个。可以使用反向放大器来实现 180° 的相移。可以使用一个加法器来对在所有元件上的所有 0° 和 180° 相移数据求和,并且,可以使用第二加法器来对在所有元件上的所有 90° 和 270° 相移数据求和。可以在模拟域中执行这些求和。然后可以仅通过 2 个模数 (A/D) 转换器来数字化结果产生的波形。来自第二 A/D 转换器的数据可以经由数字 Hilbert 变换被相移 90° ,并且,可以数字地对结果产生的信号求和。这个相移可以被并入数字有限脉冲响应 (FIR) 带通滤波器的系数内。

[0077] 可以使用四分之一周期 (其中,该周期是换能器中心频率的倒数) 的时延代替使用 90° 相移。如果周期的四分之一等于时钟周期的整数倍,则这可以更方便。

[0078] 图 4 图示了使用数字时延 $\Delta t = 1/4$ 周期的修改的菲涅耳波束形成系统。

[0079] 作为另一种变型,可以通过使用差分放大器将反相放大器和加法器的功能组合到一个放大器内。在这种变型中,开关 1 的输出 (0°) 可以连接到差分放大器的正端子,并且开关 3 的输出 (180°) 可以连接到负端子。开关 2 的输出 (90°) 可以连接到第二差分放大器的正端子,并且,开关 4 的输出 (270°) 可以连接到第二差分放大器的负端子。

[0080] 图 5 图示了使用差分放大器的菲涅耳 (相位和求和) 波束形成。如图 5 中所示,可以通过对两个相移信号的组合选择性求和来实现更精细的相移。例如,可以通过应用 0° 和 90° 相移两者并且之后求和来实现需要 45° 相移的元件。在该情况下,可以同时闭合开关 1 和 2。作为另一个示例,闭合开关 2 和 3 可以导致 135° 的相移。以这种方式应用相移也可以将信号幅度提高 $\sqrt{2}$ 的因子或 3dB。

[0081] 图 6A-F 图示了两个带通滤波器 (BPF) 的系数。在左列中示出了数字滤波器 1 的系数;在右列中示出了数字滤波器 2 的系数。顶部行示出了在离散时域中的滤波器的系数;中间行示出幅度响应对频率;并且,底部行示出相位响应对频率。数字滤波器 1 可以具有 2.5-7.5MHz 的带通范围。数字滤波器 2 也可以具有与数字滤波器 1 基本上相同的幅度响应,但是数字滤波器 2 可以具有不同的相位响应。数字滤波器 2 可以并入 90° 的相移。如第二行所图示的,两个滤波器的幅度响应可以相同。第三行图示了与滤波器 1 相比较,可以在滤波器 2 的通带内存在 90° 的相移。

[0082] 因此可以使用具有 4 至 8 个发送信道和 2 个接收信道的系统来聚焦具有多达 128 个元件的阵列。每一个信道可以被分配不同的时延 (发送) 或相移 (接收)。可以使用单刀单掷开关来聚类具有相同时延和相移的元件。然而,虽然超声波信号是宽带的,但是菲涅耳接收波束形成器可能做出关于该信号的窄带假设,这可能限制波束形成器的性能。不期

望的旁瓣电平和大的主瓣宽度可能是潜在的问题。已经执行模拟和实验来量化和评估性能。

[0083] 图 7 图示了使用 6 相位和 12 相位系统的菲涅耳相位和求和波束形成系统。在这个替代配置中,可以对于在阵列中的每一个元件存在一组 6 个开关(6 : 1 复用器)。该系统可以是在图 3 中所图示的系统的修改版本。也可以使用差分放大器。在图 7 中,可以使用三个差分放大器。

[0084] 该系统也可以使用类似的一组反相和同相放大器,如上所述。在放大器后,可以通过三个 A/D 转换器将信号数字化。其后,该信号可以通过 0° 、 60° 或 120° 相移。因为该反相器,也可以应用 180° 、 240° 和 300° 。如在前述系统中,如果闭合 2 个开关,则也可以应用另外的 30° 、 90° 、 150° 、 210° 、 270° 和 330° 相移,得到 12 相位系统。6 相位或 12 相位系统可以分别具有比 4 相位或 8 相位系统更精细的聚焦能力。然而,可能需要另外的开关、放大器、A/D 转换器和数字滤波器。

[0085] 图 8A-I 图示了可以在 6 相位或 12 相位菲涅耳(相位和求和)波束形成器中使用的三个数字滤波器的系数。通过根据 0° FIR 滤波器(I)和 90° FIR 滤波器(Q)的加权和建立数字 FIR 滤波器,可以在数字域中完成应用 60° 相移。可以使用用于数字滤波器 2(DF2)的下面的公式:

$$[0086] \quad DF2 = I/2 + \sqrt{3Q}/2$$

[0087] 其中, F 是新的滤波器系数。在中间列中示出滤波器系数、幅度和相位频率响应。通过根据 0° FIR 滤波器(I)和 90° FIR 滤波器(Q)的加权和建立数字带通 FIR 滤波器,可以在数字域中完成应用 120° 相移。FIR 滤波器 I 可以是图 8A 中的滤波器,并且 FIR 滤波器 Q 可以是图 8D 中的滤波器。可以使用用于数字滤波器 3(DF3)的下面的公式:

$$[0088] \quad DF3 = -I/2 + \sqrt{3Q}/2$$

[0089] 其中, F 是新的滤波器系数。在图 8 中的右列中示出滤波器系数、幅度和相位频率响应。

[0090] 这些 60° 和 120° 相移可以被替换为与图 4 类似的可比较的时移。一般而言,通过使用提供 N 个不同相移和 / 或时延的不同滤波器来建立 N 相和 2N 相系统是可能的。

[0091] 在最后的变型中,该波束形成器可以作为在由多个模块构成的更大波束形成器内的模块。该波束形成器也可以作为在采用其他波束形成方法的更大波束形成器中的模块。在这个上下文中,波束形成器可以被认为是子波束形成器,该子波束形成器(波束)形成具有 N 个时延或相移的元件的子集。在这种变型中,可以使用多个模块来包括整个波束形成器。在模块之间的差别可以是每一个独立模块接收等于周期整数倍的最终时移,该周期是超声波中心频率的倒数。

[0092] 图 9 图示了以模块形式的基于菲涅耳的波束形成器。该附图是图 3 的复制,并且添加了用于指示模块部分的方框。

[0093] 图 10 图示了具有两个模块的基于菲涅耳的波束形成器。在由多于一个模块组成的波束形成器中,第二模块的输出可以被以超声波中心频率的整数倍周期而数字地延迟。在图 10 中的模块 2 的输出可以被以 $n \Delta T$ 延迟,其中, n 是整数,并且 ΔT 是周期。在模块 2 的输出被延迟后,结果可以与模块 1 的输出求和,以给出整个波束形成器的最终输出。具有两个模块可能将每一个元件所需的开关总数加倍。

[0094] 执行使用 Field II 的计算机模拟以评估与 DAS 相比较,菲涅耳波束形成在横向带宽、轴向脉冲长度和对比度上的性能。参见 J. A. Jensen and J. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 39, no. 2, pp. 262-267, 1992。也通过改变信号带宽和阵列 $f\#$ 来检查菲涅耳波束形成的鲁棒性。使用 200MHz 的时域采样率 (temporal sampling rate) 与 5MHz 的固定发送中心频率。

[0095] 使用具有 20%、35%、50%、65% 和 80% 的 -6dB 分数信号带宽的 5MHz 高斯脉冲来研究信号带宽对于菲涅耳波束形成的性能的影响。因为所提出的菲涅耳波束形成的接收侧做出信号的窄带假设,当带宽增大时,信号可能变差。通过实施 1、1.5、2、2.5 和 3 的 $f\#$ 来研究 $f\#$ 对于菲涅耳波束形成器的影响。使用具有更大孔径的 DAS 波束形成器可能导致更高的横向分辨率。然而,菲涅耳波束形成器可以使用在一个周期内的时延或总是在从 0° 至 360° 范围的相移。随着孔径尺寸增大,这可能导致更大数目的整数波长偏移。通过提高主瓣宽度和旁瓣电平,来自边缘阵元的信号可能使得图像质量变差。

[0096] Field II 模拟参数

[0097]

参数	值
中心频率	5MHz
采样频率	200MHz
方位角阵元节距 (azimuthal element pitch)	0.3mm
仰角阵元高度 (elevation element height)	5mm
声速	1540m/s
发送焦距	22mm

[0098] 使用具有 128 个元件、300 微米节距线性阵列的 Ultrasonix Sonix RP 超声波系统 (Ultrasonix Medical Corporation, Richmond, BC, Canada) 在 40MHz 收集和采样全合成孔径 RF 数据集。在这个实验中使用 2 周期 5MHz 发送脉冲。来自每一个信道的数据被收集 32 次,并且被计算平均值以最小化电子噪声的影响。然后,使用 Matlab (The MathWorks, Inc. Natick, MA) 以离线 DAS、8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成方法来将该数据集波束形成。发送焦距被固定在 22mm,同时每 0.1mm 更新动态接收聚焦。图像线间隔是 50 微米。在空间分辨率和对比噪声比上评估菲涅耳波束形成的性能。也使用 1、1.5、2、2.5 和 3 的 $f\#$ 来研究改变 $f\#$ 的影响。

[0099] 对浸入在脱气水中 20mm 深度处的 0.4mm 直径定制尼龙线目标成像。测量 -6dB 横向和轴向目标尺寸,以作为用于空间分辨率的度量。

[0100] 使用离线 DAS 波束形成和所提出的菲涅耳聚焦技术来收集和波束形成包含在 20mm 深度处的 3mm 直径柱形无回声囊肿的 ATS 超声波体模 (Model 539, ATS Laboratories, Bridgeport, CT) 的全合成孔径 RF 数据集。可以将对比噪声比 (CNR) 定义为以 dB 计的在

背景和囊肿的平均值之间的差除以以 dB 计的背景的标准偏差 [15]。

$$[0101] \quad CNR = \frac{\overline{S_t} - \overline{S_b}}{\sigma_b}$$

[0102] 其中, $\overline{S_t}$ 是来自目标的信号的平均值 (dB), $\overline{S_b}$ 是来自背景的信号的平均值 (dB), 并且 σ_b 是背景的标准偏差 (dB)。

[0103] 图 11A-F 图示了以 Field II 模拟的、与 DAS 相比较的使用 4 相位菲涅耳和 8 相位菲涅耳波束形成的横向和轴向波束图。顶部行使用 20% 的信号带宽; 中间行为 50%; 并且, 底部行为 80%。f# 是 2。根据这些附图, 发现横向主瓣被信号带宽影响最小。当信号带宽从 20% 向 80% 增大时, 在使用菲涅耳波束形成的横向带宽和使用 DAS 的横向带宽之间几乎不存在差别。例如, 在 50% 信号带宽下, 使用 8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成器的 -6dB 横向波束宽度是 0.52mm 和 0.55mm, 它们与使用 DAS 的 0.51mm 的波束宽度相比较高大约 2% 和 8%。然而, 随着信号带宽增大, 发现在使用菲涅耳波束形成的横向波束宽度和使用 DAS 的横向波束宽度之间的差别上的小增加。在较低的带宽, 使用菲涅耳波束形成的旁瓣电平与 DAS 可比较 (图 11A)。在 50% 和 80% 带宽, 使用菲涅耳波束形成的峰值旁瓣电平比使用 DAS 波束形成高 5.4dB 和 7.2dB (图 11B 和图 11C)。对于所有的带宽, 与 DAS 聚焦相比较, 使用菲涅耳聚焦的峰值旁瓣更接近主瓣。

[0104] 使用 4 相位菲涅耳波束形成, 对于 20%、35%、50%、65% 和 80% 的信号带宽, 轴向脉冲长度分别是 0.86、0.65、0.59、0.56 和 0.55mm。对于 8 相位菲涅耳波束形成方法, 轴向脉冲长度分别是 0.86、0.64、0.58、0.55 和 0.54mm。虽然 4 相位和 8 相位波束形成具有彼此可比较的脉冲长度, 但是它们比使用 DAS 的脉冲长度高大约 0.10 至 0.15mm。例如, 在 50% 信号带宽下, 使用 8 相位和 4 相位菲涅耳波束形成器的 -6dB 轴向脉冲长度是 0.59mm 和 0.58mm, 它们分别比使用 DAS 的 0.45mm 的 -6dB 轴向波束宽度大大约 31% 和 33%。随着信号带宽增大, 与 DAS 相比较, 由菲涅耳波束形成产生的轴向脉冲长度上的差别增大。菲涅耳波束形成也导致在更高的带宽下的更高的旁瓣电平。

[0105] 图 12A 和图 12B 比较了带宽 x 对于 DAS、8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成器的影响。图 12A 比较了对于横向带宽的影响; 图 12B 比较了对于轴向脉冲长度的影响。在 20%、35%、50%、65% 和 80% 处采样信号带宽。f# 是 2。这些附图确认在菲涅耳波束形成的性能和信号带宽之间的关系: 增加信号带宽对于横向波束宽度几乎不具有影响, 并且同时降低轴向脉冲长度。可以通过随着信号带宽增大而违反窄带假设来解释与 DAS 相比较的菲涅耳波束形成在性能上的这些趋势。

[0106] 图 13A-13F 图示了与 DAS 相比较, f# 对于 4 相位和 8 相位菲涅耳波束形成的性能的影响。f# 在顶部行中为 1, 在中间行为 2 并且在底部行中为 3。信号带宽是 50%。当 f# 从 1 到 3 递增地增大时, -6dB 横向波束宽度对于 4 相位菲涅耳波束形成方法也从 0.47mm 向 0.81mm 递增地增大, 对于 8 相位菲涅耳波束形成方法从 0.40mm 向 0.81mm 递增地增大, 并且对于 DAS 波束形成从 0.34mm 向 0.80mm 递增地增大。在 f# = 1 处, 从菲涅耳波束形成看到 -15dB 的高旁瓣, 它比对于 DAS 波束形成的旁瓣高 -11dB (图 6a)。对于 f# = 2, 对于菲涅耳波束形成的这些旁瓣幅度降低到 -20dB (图 6b)。在 f# = 3 处, 用于菲涅耳和 DAS 波束形成的旁瓣电平相当可比较, 它们是大约 -30dB。在使用菲涅耳波束形成方法的轴向波束图上看到 f# 对于脉冲长度的相反影响: 增大 f# 导致更小的轴向脉冲长度 (图 6d-f)。仅对于

菲涅耳波束形成方法而非对于传统 DAS 波束形成可以看到对于轴向脉冲长度的这种影响。随着 $f\#$ 增大, 聚焦误差的量降低。因此, 随着整数波长偏移的数目减小, 可以减小在菲涅耳波束形成中的卷褶相移的影响。事实上, 在 $f\# = 3$ 处, 因为在外部和中央元件之间的路径长度差是大约一个波长, 所以除了菲涅耳波束形成器使用在接收信号上的相移, 对于三种波束形成方法的延迟分布可以相同。

[0107] 图 14A 和 14B 图示了与 DAS 相比较, $f\#$ 在 4 相位和 8 相位菲涅耳波束形成方法中的影响。图 14A 图示了对于 -6dB 横向波束宽度的影响; 图 14B 图示了对于轴向脉冲长度的影响。信号带宽是 50%。可以从这些附图看出, 随着 $f\#$ 接近 3, 它们接近由传统 DAS 波束形成器产生的影响。

[0108] 图 15 图示了使用三种不同的波束形成方法对浸入在脱气水中的定制尼龙线目标的实验图像。信号带宽是 50%。在具有 40dB 的动态范围的实验图像中也可以看到在使用菲涅耳波束形成的模拟横向波束图中看到的相对高的旁瓣电平。随着 $f\#$ 增大, 在降低由在菲涅耳波束形成中的高旁瓣电平引起的噪声的同时, -6dB 横向线尺寸变大。在 $f\# = 3$ 处, 由三种不同方法的波束形成的线图像很类似。

[0109] 图 16A 和图 16B 图示了对于 DAS、8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成器的波束形成算法根据 $f\#$ 的实验比较。图 16A 图示了对于横向波束宽度的影响; 图 16B 图示了对于轴向脉冲长度的影响。信号带宽是 50%。并且以 40dB 动态范围示出图像。它们示出了随着 $f\#$ 接近 3, 横向和轴向脉冲长度趋近。这与在图 15 中所示的内容符合。这些趋势也与在图 14 中所示的由模拟预测的趋势良好地一致。

[0110] 图 17 图示了使用三种不同的波束形成方法对包含无回声囊肿的 ATS 仿组织体模的实验图像。带宽是 50%, 并且, 在 40dB 动态范围上示出所有图像。发送焦距总是被设置为 22mm 深度。

[0111] 图 18 图示了在对噪声比 (CNR) 与 1、1.5、2、2.5 和 3 的 $f\#$ 上, DAS、8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成算法的实验比较。信号带宽是 50%。如图 11 中所示, 在对噪声比上, 菲涅耳波束形成器的性能在 $f\#$ 为 2 处最高。这可以通过在带宽和由菲涅耳波束形成器引起的整数波长偏移之间的折衷来解释。增大 $f\#$ 在降低整数波长偏移的同时增大横向波束宽度。使用在 $f\#$ 为 2 处的传统 DAS、8 相位菲涅耳和 4 相位菲涅耳波束形成器对于 3mm 直径囊肿的 CNR 分别是 4.66、4.42 和 3.98。

[0112] 现在已经讨论了用于低成本便携式超声波系统的菲涅耳波束形成方法的概念和性能评估。所提出的系统的优点可以是: 可以使用具有单刀单掷开关网络的具有 4 至 8 个发送信道和 2 个接收信道的系统以聚焦具有 64 至 128 个阵元的阵列。该波束形成技术可以显著地降低系统的复杂性、尺寸和成本。也可以考虑图像质量中的权衡。

[0113] 模拟和实验结果示出菲涅耳波束形成图像质量特定条件下可以在空间分辨率和对噪声比上与 DAS 波束形成可比较, 诸如当 $f\# = 2$ 和 50% 信号带宽时。对于不同信号带宽, 与 DAS 相比较, 菲涅耳波束形成可以提供足够的图像质量。对于宽范围的信号带宽, 使用菲涅耳波束形成的横向波束宽度仅比使用 DAS 的横向波束宽度大 0.04mm, 同时使用菲涅耳波束形成的轴向脉冲长度比使用 DAS 的轴向脉冲长度大大约 0.10mm 至 0.15mm。结果也示出了 $f\#$ 对于菲涅耳波束形成的性能具有显著的影响。使用菲涅耳波束形成的最佳 CNR 在 $f\# = 2$ 处出现, 在该处, 使用 8 相位和 4 相位菲涅耳波束形成的 CNR 分别比使用 DAS 的

CNR 低大约 5.1% 和 14.6%。尽管 4 相位菲涅耳波束形成使用在 8 相位菲涅耳波束形成的时延和相位移位的数目的一半,但是这两种方法的性能可比较。对于较大的信号带宽和较小的 $f\#$, 在菲涅耳系统中的聚焦误差和窄带假设可以使得图像质量显著变差。

[0114] 菲涅耳波束形成技术因为降低的信道计数而可以是低成本便携式超声波系统的适当替代。这些便携式超声波对于诸如在急诊室或战场上的、迅速就绪和便携性成为关键的特定应用可以是极其有益的。

[0115] 已经讨论的部件、步骤、特征、目的、益处和优点仅是说明性的。它们或与它们相关的讨论不意图以任何方式限制保护范围。也考虑多种其他实施例。这些包括具有更少的、另外的和 / 或不同的部件、步骤、特征、目的、益处和优点的实施例。这些也包括其中将部件和 / 或步骤不同地布置和 / 或排序的实施例。

[0116] 除非另外声明,包括在所属超声波系统权利要求中的在本说明书中阐述的所有测量、值、等级、位置、幅度、尺寸和其他规格是近似的,而不是精确的。它们意图具有与其相关的功能和在其所属的领域中的惯例相一致的合理范围。

[0117] 已经在本公开中引用的所有文章、专利、专利申请和其他公开由此通过引用被在此并入。

[0118] 短语“用于 . . . 的装置”当在权利要求中使用意图并且应当被解释为涵盖已经描述的对应的结构和材料及其等同物。类似地,短语“用于 . . . 的步骤”当在权利要求中使用意图并且应当被解释为涵盖已经描述的对应的行为和其等同物。在权利要求中不存在这些短语意味着权利要求不意图并且不应当被解释为限于任何对应的结构、材料或行为或限于其等同物。

[0119] 不论是否在权利要求中叙述,已经描述或图示的任何内容都不意图或应当被解释为使得任何部件、步骤、特征、目的、益处、优点或等同物贡献于公众。

[0120] 保护范围完全由当前所附的权利要求唯一地限定。该范围意图并且应当被解释为如与根据本说明书和随后的申请历史解释时在权利要求中使用的语言的普通含义相一致地一样宽,并且意图涵盖所有的结构和功能等同物。

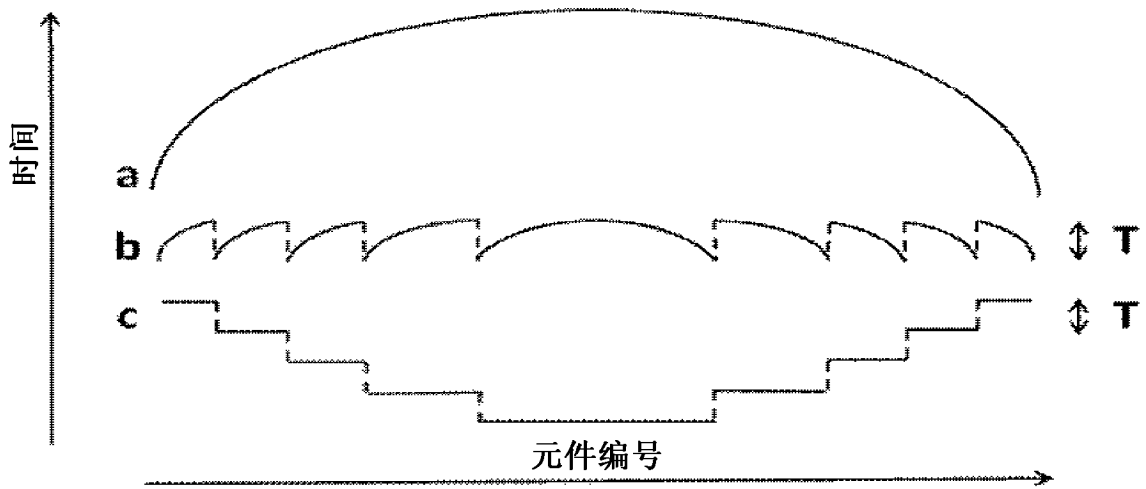


图 1

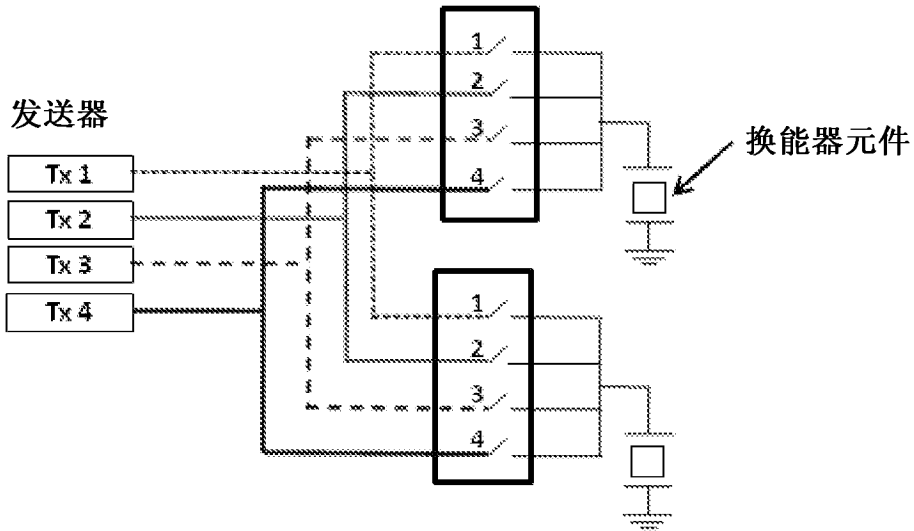


图 2

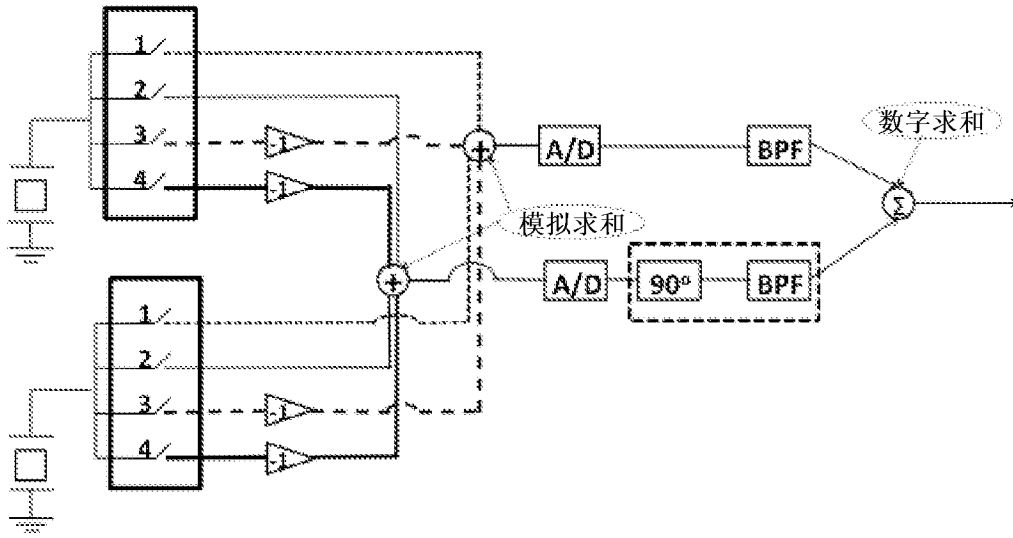


图 3

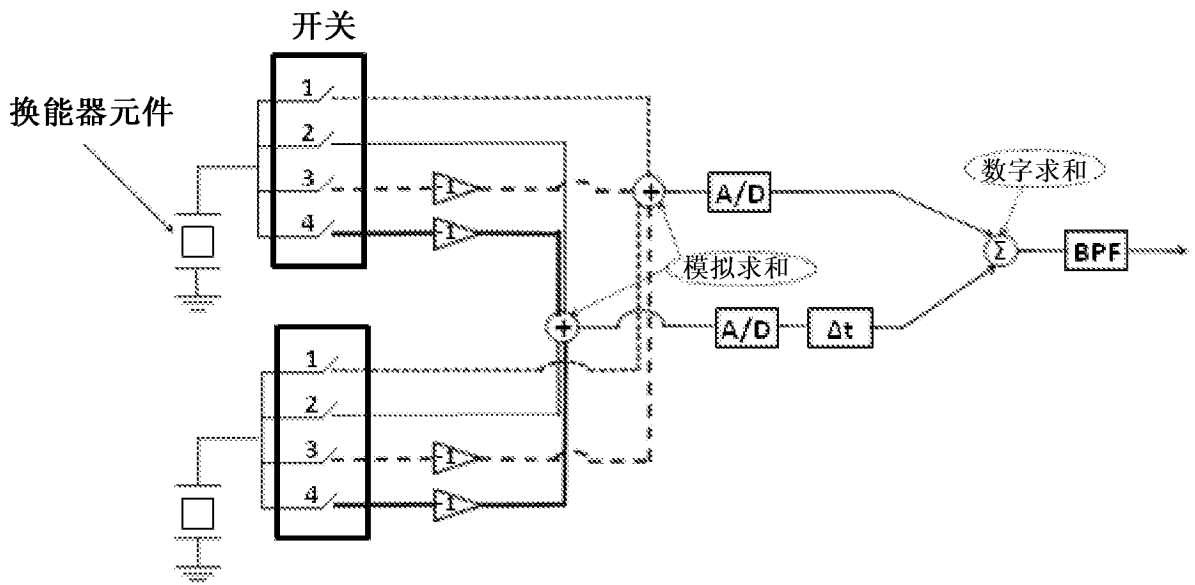


图 4

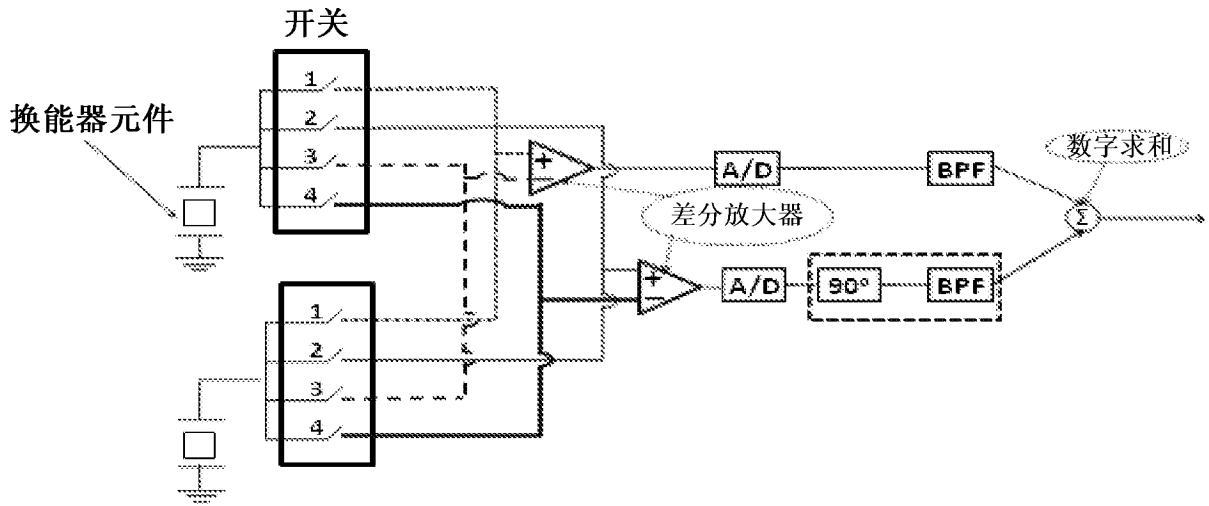


图 5

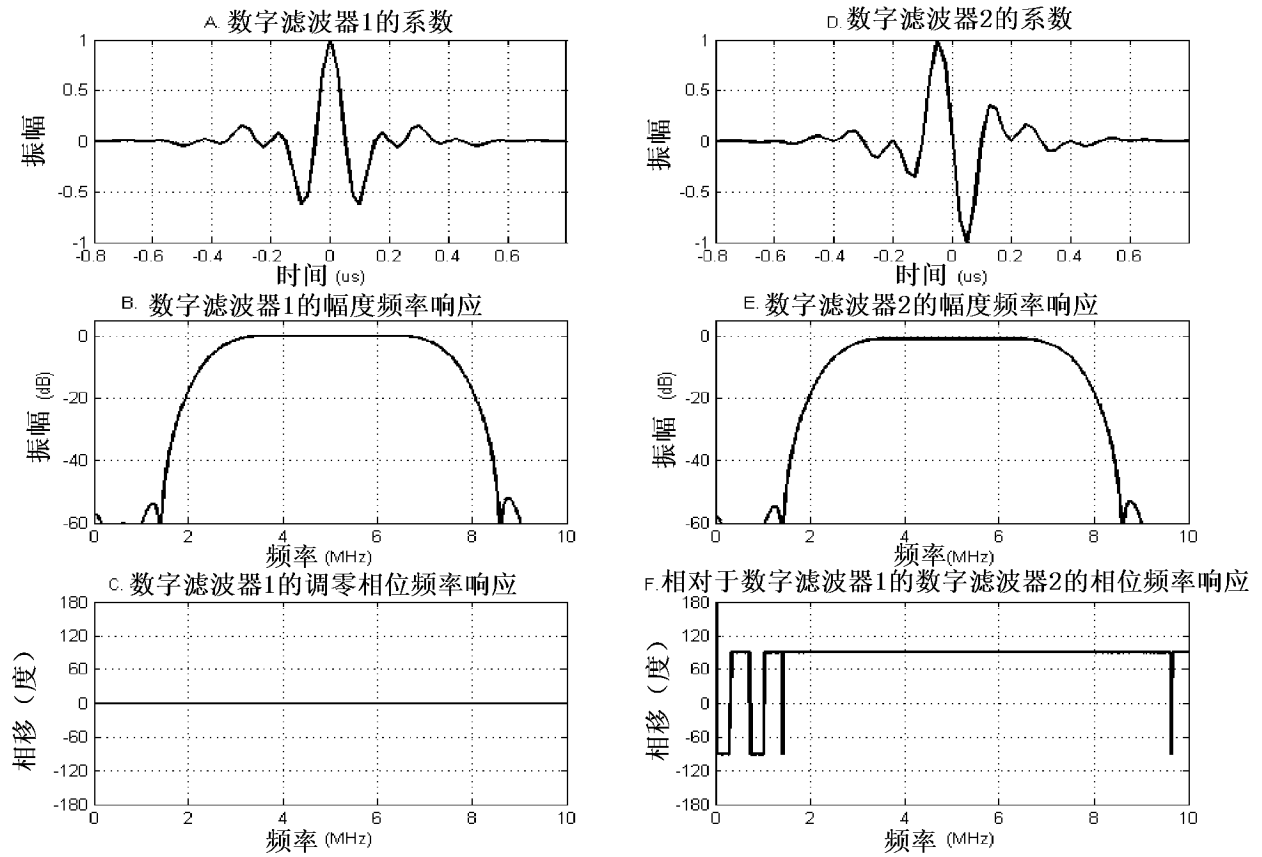


图 6

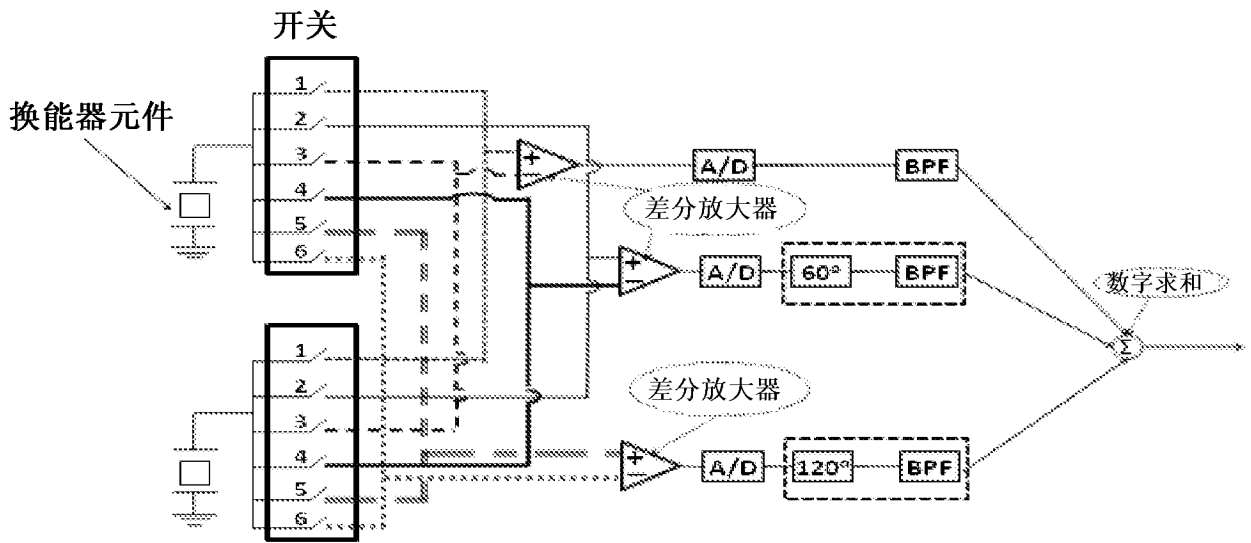


图 7

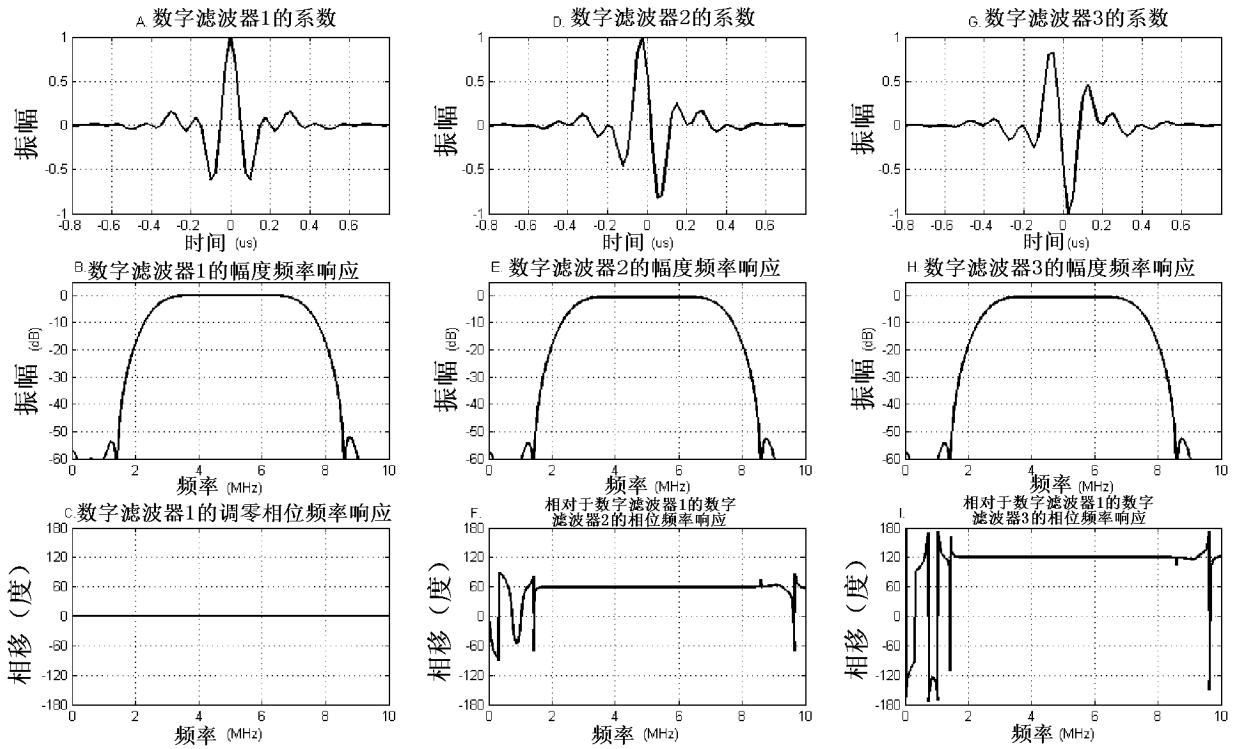


图 8

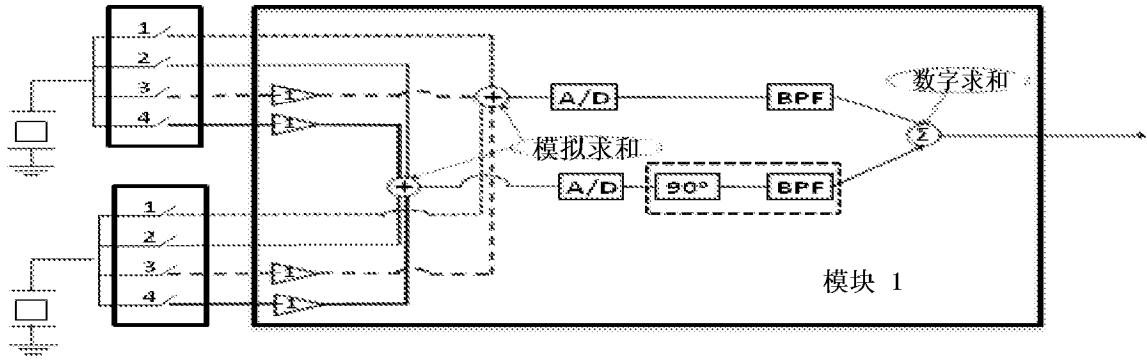


图 9

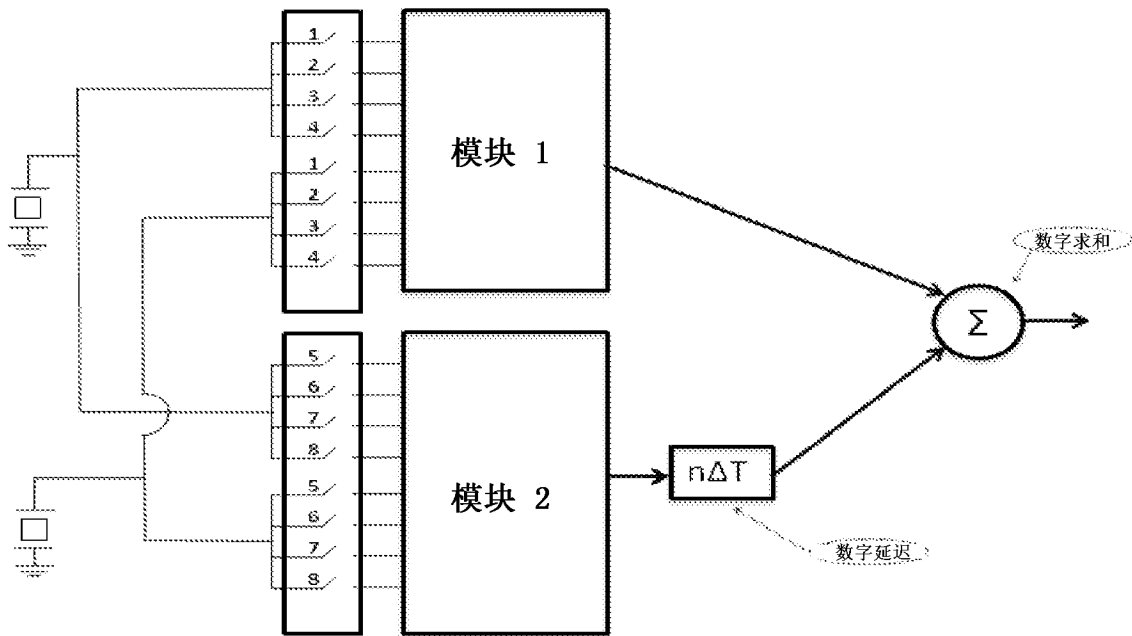


图 10

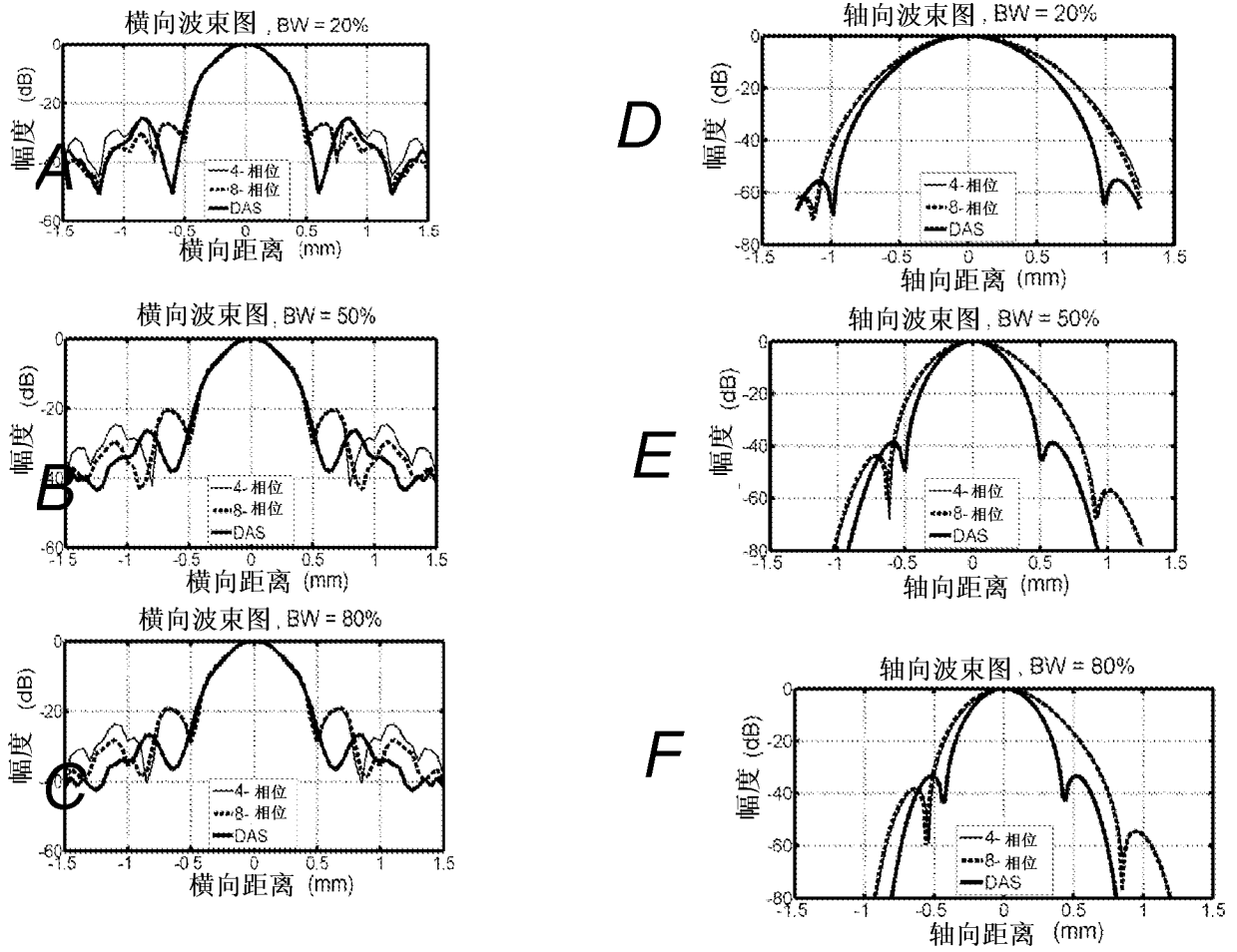


图 11

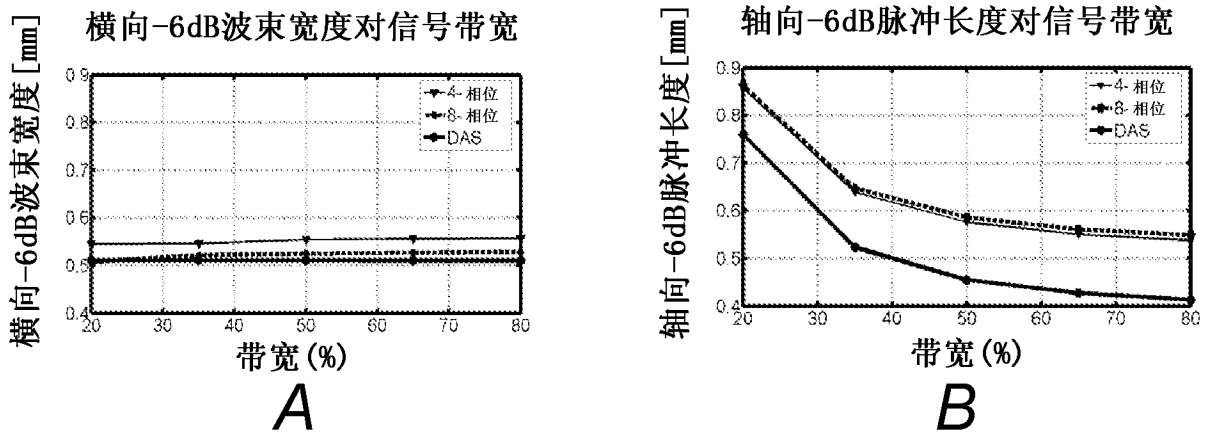


图 12

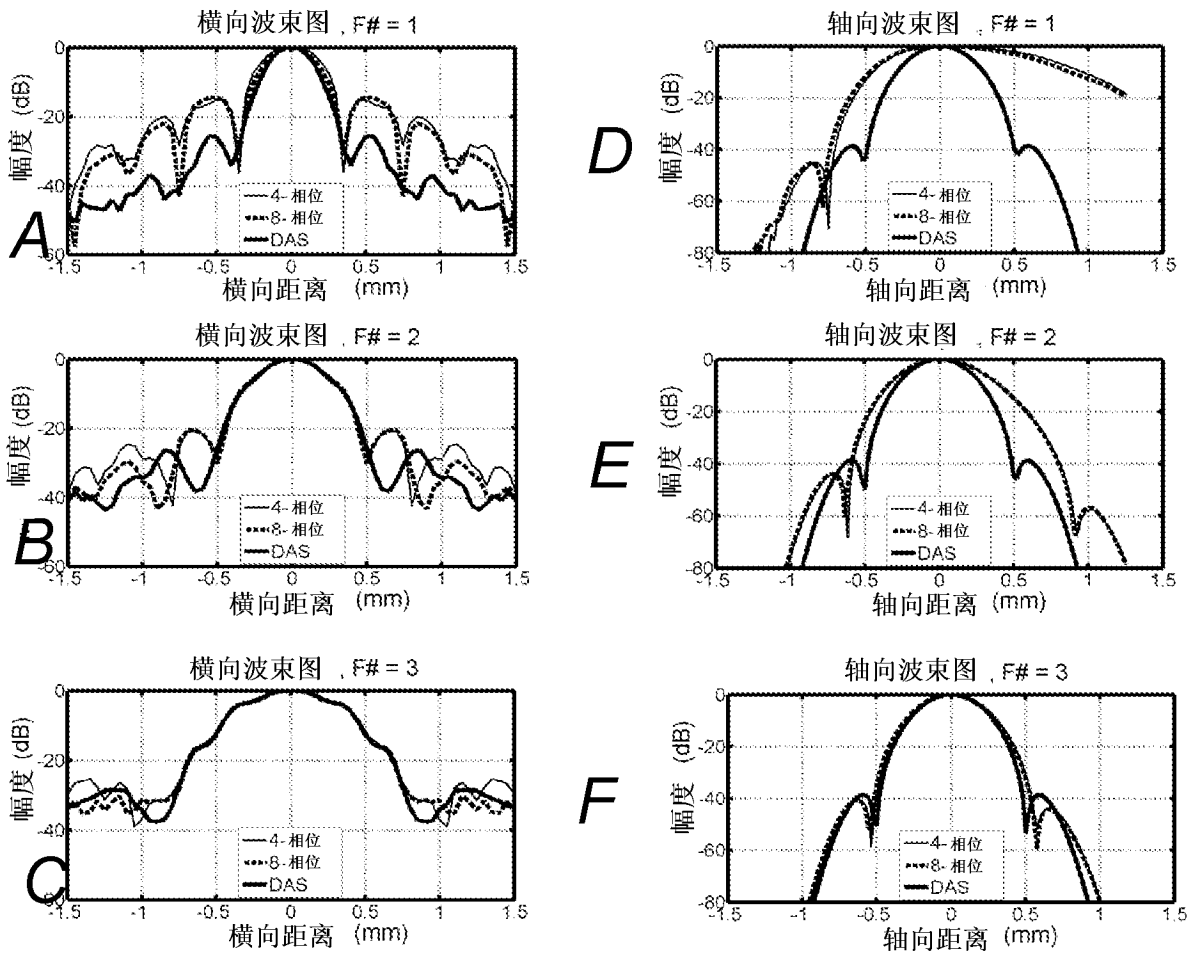


图 13

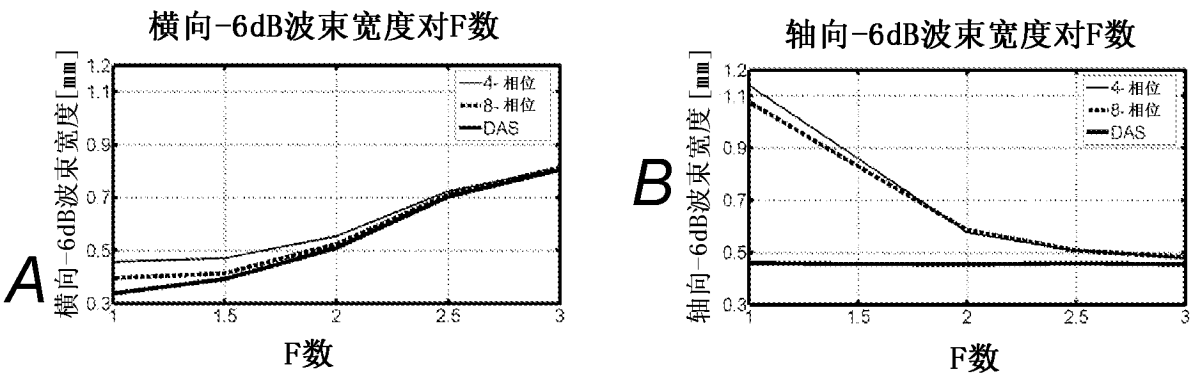


图 14

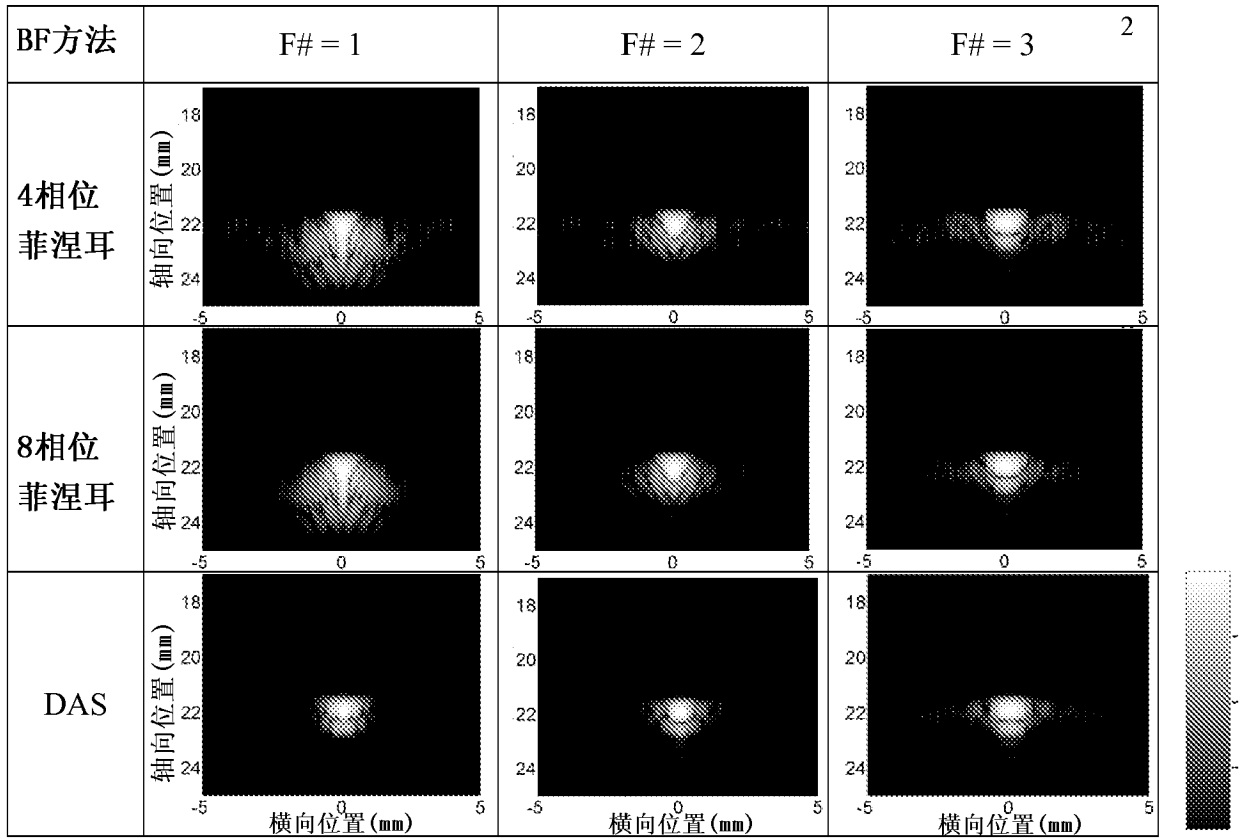


图 15

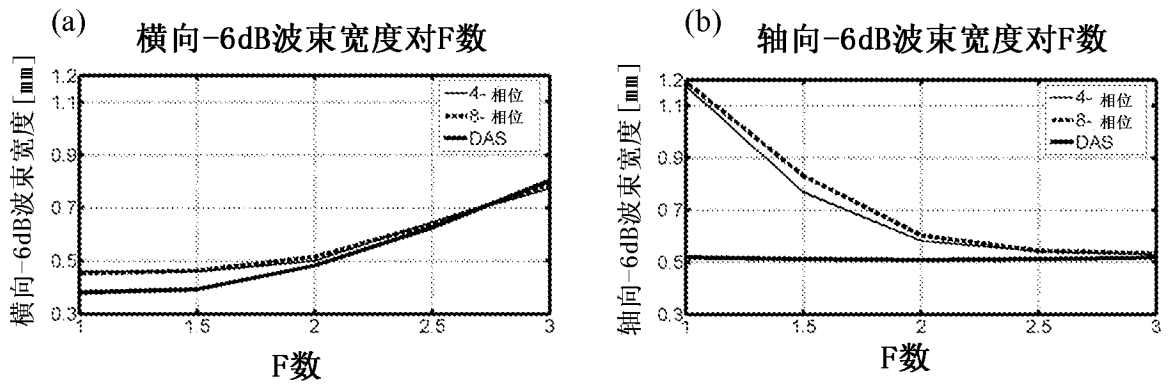


图 16

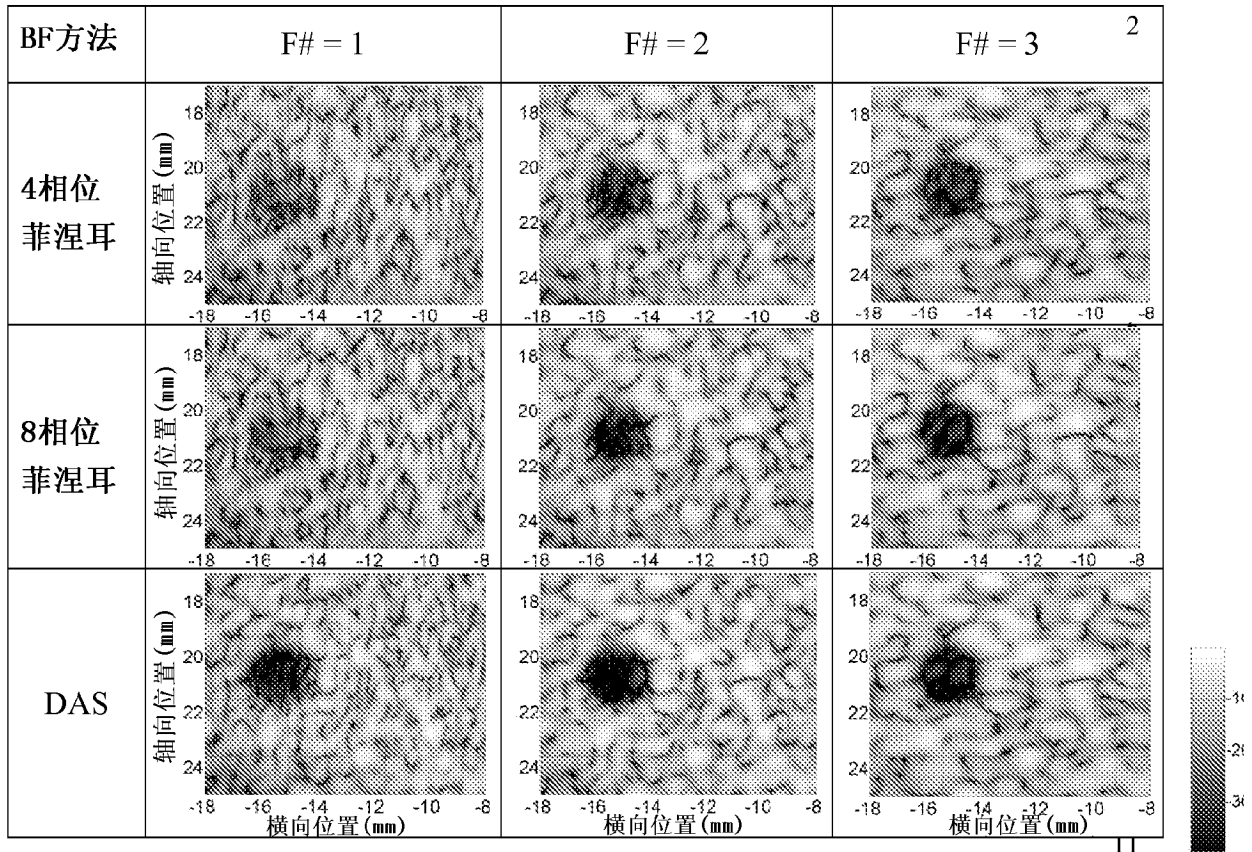


图 17

对比噪声比对F数

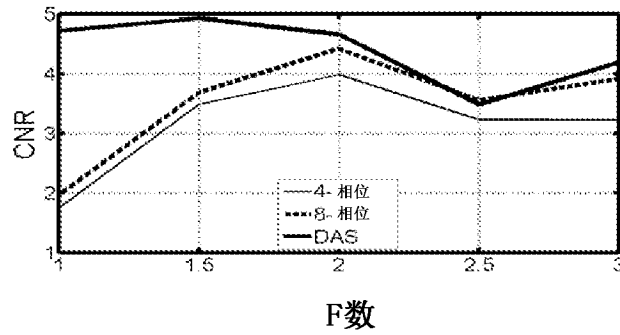


图 18

专利名称(译)	用于超声波阵列的基于菲涅耳的波束形成		
公开(公告)号	CN102573651B	公开(公告)日	2015-05-27
申请号	CN201080048057.9	申请日	2010-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	南加利福尼亚大学		
申请(专利权)人(译)	南加利福尼亚大学		
当前申请(专利权)人(译)	南加利福尼亚大学		
[标]发明人	杰西叶恩 杰伊芒 曼恩古叶恩		
发明人	杰西·叶恩 杰伊·芒 曼·恩古叶恩		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5202 G01S7/52025 G10K11/341		
代理人(译)	谢丽娜		
优先权	61/240122 2009-09-04 US		
其他公开文献	CN102573651A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波波束形成器可以包括用于每一个超声波元件的输入信号线，该输入信号线被配置为载送来自超声波元件的宽带脉冲。超声波波束形成器可以包括多个信号移位器，该多个信号移位器的数目基本上少于换能器元件的数目。每一个信号移位器可以被配置为以与其他信号移位器被配置以移位宽带脉冲的方式不同的方式来移位宽带脉冲。用于输入信号线中的每一条的复用器可以被配置来将在输入信号线上接收的宽带脉冲电连接到信号移位器中所选择的一个。复用器控制器可以被配置为以使得超声波波束形成器基本上补偿在距离上的差别的方式来产生用于复用器中的每一个的控制信号。可以使用可比较的配置用于发送。

