



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107137111 A

(43)申请公布日 2017.09.08

(21)申请号 201710479178.2

(22)申请日 2017.06.22

(71)申请人 东北大学

地址 110819 辽宁省沈阳市和平区文化路三巷11号

(72)发明人 苏婷 张石 李大宇 姚定界

(74)专利代理机构 沈阳优普达知识产权代理事务所(特殊普通合伙) 21234

代理人 张志伟

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

一种超声波束形成方法

(57)摘要

本发明的一种超声波束形成方法,包括以下步骤:对各通道接收的信号进行延时和聚焦处理得到回波信号;对回波信号求子阵列信号;对子阵列信号进行算术平均得到子阵列平均信号向量;对子阵列平均信号向量进行离散余弦变换得到波束域信号向量;对波束域信号向量进行两两组合相乘;对两两组合相乘结果进行符号运算;对两两组合相乘结果进行绝对值运算后再进行开方运算;对符号运算结果和开方运算结果进行乘法运算;对乘法运算结果进行叠加求和;将叠加求和结果输入带通滤波器进行滤波,得到每条扫描线的波束形成输出。本发明的方法可提高超声成像分辨率和对比度,同时降低计算复杂度,实现快速实时成像。



CN 107137111 A

1. 一种超声波束形成方法,其特征在于,包括以下步骤:

设定超声传感器的发射和接收模式,对接收信号进行数字化、放大以及滤波处理;

采用余弦变换域的延时组合乘叠加算法对接收信号进行优化处理,得到每条扫描线的波束形成输出;

在超声波束形成后对所得每条扫描线的波束形成结果进行包络检波、对数压缩、扫描转换以及显示。

2. 如权利要求1所述的超声波束形成方法,其特征在于,所述采用余弦变换域的延时组合乘叠加算法对接收信号进行优化处理具体包括以下步骤:

(1) 对各通道接收的信号进行延时和聚焦处理得到回波信号;

(2) 对回波信号求子阵列信号;

(3) 对子阵列信号进行算术平均得到子阵列平均信号向量;

(4) 对子阵列平均信号向量进行离散余弦变换得到波束域信号向量;

(5) 对波束域信号向量进行两两组合相乘;

(6) 对步骤(5)中两两组合相乘结果进行符号运算;

(7) 对步骤(5)中两两组合相乘结果进行绝对值运算后再进行开方运算;

(8) 对符号运算结果和开方运算结果进行乘法运算;

(9) 对乘法运算结果进行叠加求和;

(10) 将叠加求和结果输入带通滤波器进行滤波,得到每条扫描线的波束形成输出。

3. 如权利要求1所述的超声波束形成方法,其特征在于,根据下式对各通道接收的信号进行延时聚焦得到回波信号:

$X(t) = [x_1(t), x_2(t) \dots x_M(t)]^T$, M 是接收传感器通道的总数, t 是时间索引序号, $x_i(t)$ 表示第 i 通道接收的经过延时后的信号。

4. 如权利要求3所述的超声波束形成方法,其特征在于,根据下式对回波信号求子阵列信号:

$X_l(t) = [x_l(t), x_{l+1}(t), \dots, x_{l+L-1}(t)]^T$, $l=1, 2, \dots, M-L+1$, 其中 L 表示子阵列长度, L 的取值在1到 $M/2$ 之间,可作为用户定义的参数来调整该方法的成像性能和鲁棒性, L 可根据实际的检测对象来选择确定。

5. 如权利要求4所述的超声波束形成方法,其特征在于,根据下式对子阵列信号进行算术平均得到子阵列平均信号向量:

$$\bar{X}_L(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t), M \text{是接收传感器通道的总数, } L \text{表示子阵列长度。}$$

6. 如权利要求5所述的超声波束形成方法,其特征在于,根据下式对子阵列平均信号向量进行离散余弦变换得到波束域信号向量:

$X_B(t) = [x_1^b(t), x_2^b(t), \dots, x_{p+1}^b(t)]^T$, 其中, $x_i^b(t) = T_i \bar{X}_L(t)$, $i=1, 2, \dots, p+1$ $T = (t_{k,n})_{(p+1) \times L}$ 是余弦变换矩阵, $t_{k,n} = 1/\sqrt{L} \cos((\pi/2L)(L-3/2p+k-2)(2n-3))$, k, n 是矩阵的指标索引, $k=1, 2, \dots, p+1$ 代表行标, $n=1, 2, \dots, L$ 代表列标; T_i 是余弦变换矩阵 T 的第 i 行, 参数 p 的值根据实际超声成像所能容许的计算复杂度来选择确定, p 不超过10。

7. 如权利要求6所述超声波束形成方法,其特征在于,对波束域信号向量进行两两组合

相乘,得到如下结果: $s_{i,j}(t) = x_i^b(t) x_j^b(t), i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$ 。

8. 如权利要求7所述的超声波束形成方法,其特征在于,对波束域信号向量进行两两组合相乘的结果进行符号运算,得到如下结果: $m_{i,j}(t) = \text{sign}(s_{i,j}(t)), i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$ 。

9. 如权利要求8所述的超声波束形成方法,其特征在于,对波束域信号向量进行两两组合相乘的结果进行取绝对值和开方运算,得到如下结果: $q_{i,j}(t) = \sqrt{|s_{i,j}(t)|}, i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$ 。

10. 如权利要求9所述的超声波束形成方法,其特征在于,对符号运算结果和开方运算结果进行乘法运算所得结果为: $x_{i,j}(t) = m_{i,j}(t) q_{i,j}(t), i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$,对上述

结果再进行叠加求和,所得结果为: $y(t) = \sum_{i=1}^p \sum_{j=i}^{p+1} x_{i,j}(t)$ 。

一种超声波束形成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术,具体涉及一种采用余弦变换域的延时组合乘叠加算法的超声波束形成方法。

背景技术

[0002] 在临床诊断和治疗中,医学超声成像凭借其无创、无电离辐射、实时性强、使用方便和价格便宜等优点受到广大医生和患者的青睐。超声波束形成是超声成像系统中的关键步骤,影响着图像的分辨率和对比度。延时叠加(delay-and-sum,DAS)方法是应用最广泛的波束形成方法,然而由于其形成的波束具有较高的旁瓣水平和较宽的主瓣宽度,因此具有较低的抑制噪声能力和较低的空间分辨率。如何提高超声成像质量成为该研究领域的一个重要热点问题。

[0003] 为了提高超声波束形成的图像质量,自适应波束形成方法应运而生。最小方差(minimum variance,MV)波束形成方法是应用最广泛的自适应波束形成方法。然而最小方差波束形成方法的主要局限在于其计算复杂度较高,硬件开销大,实时成像效果差。为了克服该问题,迫切需要出现具有较高成像质量、较低计算复杂度的波束形成方法。现有的降低计算复杂度的波束形成方法主要分为两大类:阵列域的波束形成方法和变换域的波束形成方法。延时组合乘叠加(delay multiply and sum,DMAS)波束形成是这类方法的代表。DMAS方法主要借助于回波信号的空间互相关信息,通过对组合回波信号乘积的平方根来降低波束的旁瓣水平和减小主瓣的宽度。该方法具有较高的成像分辨率和对比度。然而该方法由于没有考虑回波信号自身的自相关成分,引起了能量的部分损失;另外由于每个通道的信号需要成对进行组合相乘与平方根运算,大大增加了硬件实现的成本。因此在不增加硬件成本的条件下,怎样保证提高超声成像分辨率和对比度的同时降低计算复杂度来提高帧率,实现快速实时成像,成为一个亟待解决的技术问题。

发明内容

[0004] 本发明提供一种超声波束形成方法,可提高超声成像分辨率和对比度,同时降低计算复杂度,实现快速实时成像。

[0005] 本发明提供一种超声波束形成方法,包括以下步骤:

[0006] 设定超声传感器的发射和接收模式,对接收信号进行数字化、放大以及滤波处理;

[0007] 采用余弦变换域的延时组合乘叠加算法对接收信号进行优化处理,得到每条扫描线的波束形成输出;

[0008] 在超声波束形成后对所得每条扫描线的波束形成结果进行包络检波、对数压缩、扫描转换以及显示。

[0009] 在本发明的超声波束形成方法中,所述采用余弦变换域的延时组合乘叠加算法对接收信号进行优化处理具体包括以下步骤:

[0010] (1) 对各通道接收的信号进行延时和聚焦处理得到回波信号;

- [0011] (2) 对回波信号求子阵列信号；
 [0012] (3) 对子阵列信号进行算术平均得到子阵列平均信号向量；
 [0013] (4) 对子阵列平均信号向量进行离散余弦变换得到波束域信号向量；
 [0014] (5) 对波束域信号向量进行两两组合相乘；
 [0015] (6) 对步骤(5)中两两组合相乘结果进行符号运算；
 [0016] (7) 对步骤(5)中两两组合相乘结果进行绝对值运算后再进行开方运算；
 [0017] (8) 对符号运算结果和开方运算结果进行乘法运算；
 [0018] (9) 对乘法运算结果进行叠加求和；
 [0019] (10) 将叠加求和结果输入带通滤波器进行滤波，得到每条扫描线的波束形成输出。

[0020] 在本发明的超声波束形成方法中，根据下式对各通道接收的信号进行延时聚焦得到回波信号：

[0021] $X(t) = [x_1(t), x_2(t) \dots x_M(t)]^T$, M 是接收传感器通道的总数， t 是时间索引序号， $x_i(t)$ 表示第 i 通道接收的经过延时后的信号。

[0022] 在本发明的超声波束形成方法中，根据下式对回波信号求子阵列信号：

[0023] $X_l(t) = [x_l(t), x_{l+1}(t), \dots, x_{l+L-1}(t)]^T$, $l=1, 2, \dots, M-L+1$, 其中 L 表示子阵列长度， L 的取值在1到 $M/2$ 之间，可作为用户定义的参数来调整该方法的成像性能和鲁棒性， L 可根据实际的检测对象来选择确定。

[0024] 在本发明的超声波束形成方法中，根据下式对子阵列信号进行算术平均得到子阵列平均信号向量：

[0025] $\bar{X}_L(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t)$, M 是接收传感器通道的总数， L 表示子阵列长度。

[0026] 在本发明的超声波束形成方法中，根据下式对子阵列平均信号向量进行离散余弦变换得到波束域信号向量：

[0027] $X_B(t) = [x_1^b(t), x_2^b(t), \dots, x_{p+1}^b(t)]^T$, 其中， $x_i^b(t) = T_i \bar{X}_L(t)$, $i=1, 2, \dots, p+1$ $T = (t_{k,n})_{(p+1) \times L}$

是余弦变换矩阵， $t_{k,n} = 1/\sqrt{L} \cos((\pi/2L)(L-3/2p+k-2)(2n-3))$, k, n 是矩阵的指标索引， $k=1, 2, \dots, p+1$ 代表行标， $n=1, 2, \dots, L$ 代表列标； T_i 是余弦变换矩阵 T 的第 i 行，参数 p 的值根据实际超声成像所能容许的计算复杂度来选择确定， p 不超过10。

[0028] 在本发明的超声波束形成方法中，对波束域信号向量进行两两组合相乘，得到如下结果： $s_{i,j}(t) = x_i^b(t) x_j^b(t)$, $i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$ 。

[0029] 在本发明的超声波束形成方法中，对波束域信号向量进行两两组合相乘的结果进行符号运算，得到如下结果： $m_{i,j}(t) = \text{sign}(s_{i,j}(t))$, $i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$ 。

[0030] 在本发明的超声波束形成方法中，对波束域信号向量进行两两组合相乘的结果进行取绝对值和开方运算，得到如下结果： $q_{i,j}(t) = \sqrt{|s_{i,j}(t)|}$, $i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$ 。

[0031] 在本发明的超声波束形成方法中，对符号运算结果和开方运算结果进行乘法运算所得结果为： $x_{i,j}(t) = m_{i,j}(t) q_{i,j}(t)$, $i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$, 对上述结果再进行叠加求

和, 所得结果为: $y(t) = \sum_{i=1}^p \sum_{j=i}^{p+1} x_{i,j}(t)$ 。

[0032] 本发明的超声波束形成方法至少具有以下有益效果:

- [0033] 1. 较强地抑制噪声和降低旁瓣, 提高成像信噪比;
- [0034] 2. 图像的分辨率和对比度大幅度提高, 并具有较高的帧率;
- [0035] 3. 具有较低的计算复杂度, 易于硬件实现。

附图说明

- [0036] 图1是本发明采用的余弦变换域的延时组合乘叠加算法的流程图;
- [0037] 图2a是采用传统的延时叠加波束形成方法获得的点状目标仿真图像;
- [0038] 图2b是采用最小方差波束形成方法获得的点状目标仿真图像;
- [0039] 图2c是采用波束域最小方差波束形成方法获得的点状目标仿真图像;
- [0040] 图2d是采用本发明的超声波束形成方法且波束数为10时获得的点状目标仿真图像;
- [0041] 图2e是采用本发明的超声波束形成方法且波束数为4时获得的点状目标仿真图像;
- [0042] 图3a是图2a至图2e中点目标仿真图像在50mm深度的横向分辨率图像;
- [0043] 图3b是图2a至图2e中点目标仿真图像在70mm深度的横向分辨率图像;
- [0044] 图4(a)是采用传统的延时叠加波束形成方法获得的吸声斑仿真图像;
- [0045] 图4(b)是采用最小方差波束形成方法获得的吸声斑仿真图像;
- [0046] 图4(c)是采用波束域最小方差波束形成方法获得的吸声斑仿真图像;
- [0047] 图4(d)是采用本发明的超声波束形成方法且波束数为10时获得的吸声斑仿真图像;
- [0048] 图4(e)是采用本发明的超声波束形成方法且波束数为4时获得的吸声斑仿真图像;
- [0049] 图5是50mm深度处吸声斑图像的横向分辨率图像。

具体实施方式

- [0050] 本发明的超声波束形成方法, 包括以下步骤:
- [0051] 设定超声传感器的发射和接收模式, 对接收信号进行数字化、放大以及滤波处理;
- [0052] 采用余弦变换域的延时组合乘叠加算法对接收信号进行优化计算, 得到每条扫描线的波束形成输出;
- [0053] 在超声波束形成后对所得每条扫描线的波束形成结果进行包络检波、对数压缩、扫描转换以及显示。
- [0054] 图1为本发明的超声波束形成方法的详细流程图。在该特定实施例中, 使用了线阵成像模式。应当理解, 本发明也可适用于其他成像模式, 比如相控阵成像和合成孔径超声成像等。具体采用的余弦变换域的延时组合乘叠加算法包括以下步骤:
- [0055] (1) 对各通道接收的信号进行延时和聚焦处理得到回波信号;
- [0056] (2) 对回波信号求子阵列信号;

- [0057] (3) 对子阵列信号进行算术平均得到子阵列平均信号向量；
 [0058] (4) 对子阵列平均信号向量进行离散余弦变换得到波束域信号向量；
 [0059] (5) 对波束域信号向量进行两两组合相乘；
 [0060] (6) 对步骤(5)中两两组合相乘结果进行符号运算；
 [0061] (7) 对步骤(5)中两两组合相乘结果进行绝对值运算后再进行开方运算；
 [0062] (8) 对符号运算结果和开方运算结果进行乘法运算；
 [0063] (9) 对乘法运算结果进行叠加求和；
 [0064] (10) 将叠加求和结果输入带通滤波器进行滤波，得到每条扫描线的波束形成输出。

[0065] 在步骤(1)中根据下式对各通道接收的信号进行延时聚焦得到回波信号： $X(t) = [x_1(t), x_2(t) \dots x_M(t)]^T$ ；其中， M 是接收传感器通道的总数， t 是时间索引序号， $x_i(t)$ 表示第 i 通道接收的经过延时后的信号。

[0066] 在步骤(2)中根据下式对回波信号求子阵列信号： $X_l(t) = [x_l(t), x_{l+1}(t), \dots, x_{l+L-1}(t)]^T, l=1, 2, \dots, M-L+1$ ；其中， L 表示子阵列长度。 L 的取值在1到 $M/2$ 之间，可作为用户定义的参数来调整该方法的成像性能和鲁棒性， L 可根据实际的超声成像应用，即所关注的检测对象来选择确定。优选地， L 可取 $M/3$ 。

[0067] 在步骤(3)中根据下式对子阵列信号，即所有的 $X_l(t), l=0, 1, \dots, M-L+1$ 进行算术平均计算，得到子阵列平均信号向量：

$$[0068] \quad \bar{X}_L(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t); M \text{ 是接收传感器通道的总数, } L \text{ 表示子阵列长度。}$$

[0069] 在步骤(4)中根据下式对子阵列平均信号向量进行离散余弦变换得到波束域信号向量：

$$[0070] \quad X_B(t) = [x_1^b(t), x_2^b(t), \dots, x_{p+1}^b(t)]^T, \text{ 其中, } x_i^b(t) = T_i \bar{X}_L(t), i=1, 2, \dots, p+1 \quad T = (t_{k,n})_{(p+1) \times L}$$

是余弦变换矩阵， $t_{k,n} = 1/\sqrt{L} \cos((\pi/2L)(L-3/2p+k-2)(2n-3))$ ， k, n 是矩阵的指标索引， $k=1, 2, \dots, p+1$ 代表行标， $n=1, 2, \dots, L$ 代表列标； T_i 是余弦变换矩阵 T 的第 i 行。参数 p 的值可以根据实际超声成像所能容许的计算复杂度来选择确定，一般 p 不超过10。优选地，取 $p=4$ 。

[0071] 对波束域信号向量进行两两组合相乘，得到如下结果：

$$s_{i,j}(t) = x_i^b(t) x_j^b(t), i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1。$$

[0072] 对波束域信号向量进行两两组合相乘的结果进行符号运算，得到如下结果： $m_{i,j}(t) = \text{sign}(s_{i,j}(t)), i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$ 。

[0073] 对波束域信号向量进行两两组合相乘的结果进行取绝对值和开方运算，得到如下结果：

$$q_{i,j}(t) = \sqrt{|s_{i,j}(t)|}, i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1。$$

[0074] 对符号运算结果和开方运算结果进行乘法运算结果为：

[0075] $x_{i,j}(t) = m_{i,j}(t) q_{i,j}(t), i=1, \dots, p, j=i, \dots, p+1$ 。对乘法运算所得结果进行叠

加求和结果为： $y(t) = \sum_{i=1}^p \sum_{j=i}^{p+1} x_{i,j}(t)$ 。

[0076] 对步骤(9)所得叠加求和结果进行带通滤波,得到每条扫描线的波束形成输出,所选滤波器的中心频率为2-6MHz。

[0077] 具体地,成像的过程及效果将通过下面的仿真实验实例来说明。

[0078] 图2a至图2e所示是使用不同的波束形成方法和不同波束数所获得的点目标仿真图像。其中,图2a是由传统的延时叠加(DAS,delay-and-sum)波束形成方法获得的点状目标仿真图像;图2(b)是最小方差(MV,minimum-variance)波束形成方法获得的点状目标仿真图像;图2(c)是波束域最小方差(BSMV,beam-space-minimum-variance)波束形成方法获得的点状目标仿真图像;图2(d)是本发明的余弦变换域延时组合乘叠加(BSDMAS,beam-space-delay-multiply-and-sum)算法获得的点状目标仿真图像,该实施例中波束数为10;图2(e)是本发明的余弦变换域延时组合乘叠加(BSDMAS,beam-space-delay-multiply-and-sum)算法获得的点状目标模仿真图像,该实施例中波束数为4。

[0079] 该实验是通过Field II超声成像仿真软件来完成的。所设计的点目标包含9个点目标。该点目标分布在深度为40mm到80mm处。所仿真的线性传感器阵列有128个阵元,相邻阵元中心的间距是半个中心波长,切口为0.03毫米。阵元高度为10毫米,中心频率和采样频率分别为4和100MHz。实验采用固定发射聚焦(聚焦深度在50毫米处)和动态接收聚焦。实验模拟传统的B模式成像方式,扫描范围为含有65条扫描线的矩形区域。在波束形成之前,对接收的通道信号添加额外的高斯噪声(相对于接收信号的SNR为60dB),用来模拟实际环境。

[0080] 对于每一条扫描线的重建,传感器发射聚焦脉冲并接收回波信号。在完成延时聚焦之后,根据本发明提出的方法得到各自的波束形成输出。紧接着,对每条扫描线进行包络检波,对数压缩以及坐标扫描转换(含双线性插值)及图像显示。图2a至图2e中所有图像的动态显示范围为60dB。需要说明的是余弦域延时组合乘叠加算法可基于接收的实信号或者复解析信号来计算。本实例中采用的是后者。通道接收信号的复解析形式可通过对其希尔伯特变换来获得。

[0081] 从图2a至图2e可以看出,本发明提出的余弦域延时组合乘叠加波束形成方法对点状目标的仿真图像具有较好的分辨率和对比度。不论在远场和近场处,该方法都能对噪声有较好地抑制,很好地提高了图像的横向分辨率。

[0082] 图3a是图2a至图2e中点目标仿真图像在50mm深度的横向分辨率图像;图3b是图2a至图2e中点目标仿真图像在70mm深度的横向分辨率图像。

[0083] 从图3a和图3b可以看出,本发明提出的算法对于不同的参数 p ,相比于延时叠加波束形成方法、最小方差波束形成方法和波束域的最小方差波束形成方法,具有最窄的主瓣和最低的旁瓣水平。

[0084] 图4a至图4e所示为不同波束形成方法对吸声斑的仿真图像。其中,图4(a)是由传统的延时叠加(DAS,delay-and-sum)波束形成方法获得的吸声斑仿真图像;图4(b)是最小方差(MV,minimum-variance)波束形成方法获得的吸声斑仿真图像;图4(c)是波束域最小方差(BSMV,beam-space-minimum-variance)波束形成方法获得的吸声斑仿真图像;图4(d)是本发明的余弦变换域延时组合乘叠加(BSDMAS,beam-space-delay-multiply-and-sum)算法获得的吸声斑仿真图像,该实施例中波束数为10;图4(e)是余弦变换域延时组合乘叠加(BSDMAS,beam-space-delay-multiply-and-sum)算法,获得的吸声斑仿真图像,该实施例中波束数为4。动态显示范围为60dB。

[0085] 本实施例所设计的是吸声斑囊肿仿体。在 $20 \times 10 \times 10 \text{mm}^3$ 体内随机设置了15000个散射点,其散射幅度服从高斯分布。该囊肿的半径为5mm,圆心位于50mm深度。仿真环境与图2a至图2e的仿真环境一致。

[0086] 从图4a至图4e可以看出,本发明提出的余弦域的延时组合乘叠加算法可以较好地抑制吸声斑中的杂波,减小斑点方差提高图像的对比度。

[0087] 图5所示是不同波束形成方法所得仿真图像在50mm深度的横向分辨率图像。从图5可以看出本发明提出的超声波束形成方法所得的囊肿图像和最小方差波束形成所得囊肿图像相当,并且优于延时叠加和波束域最小方差波束形成方法。用本发明提出的波束形成方法所得的囊肿具有清晰的边界并且接近于圆形。简而言之,在本实例中,对于吸声斑囊肿仿体,本发明的方法具有更好的对比度和噪声压缩抑制能力。

[0088] 此外,本实例也考察了不同的波束数 p 对成像质量的影响。参数 p 提供了一个平衡超声成像分辨率与帧频之间关系的方法。较小的 $p=4$ 可以得到更高的帧频和较好的图像分辨率和对比度。

[0089] 总之,本发明是对传统成像方法的一种改进措施。它能够在不增加硬件成本的条件下,提高图像对比度和空间分辨率的同时,不降低成像帧频。相对于传统的波束形成方法,可以更好地适用于医学应用。

[0090] 以上所述仅为本发明的较佳实施实例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改,等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。



图1

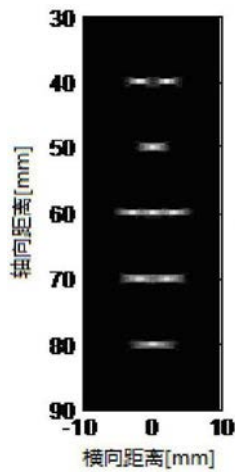


图2a

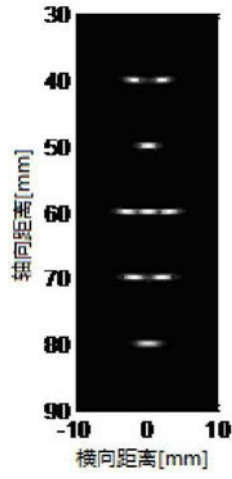


图2b

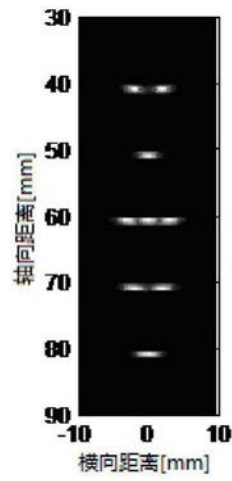


图2c

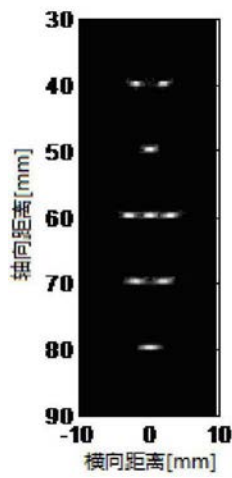


图2d

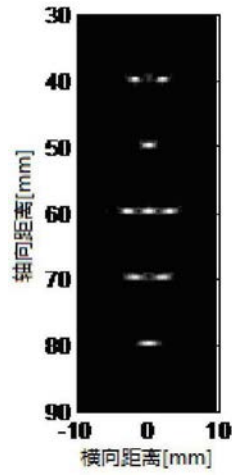


图2e

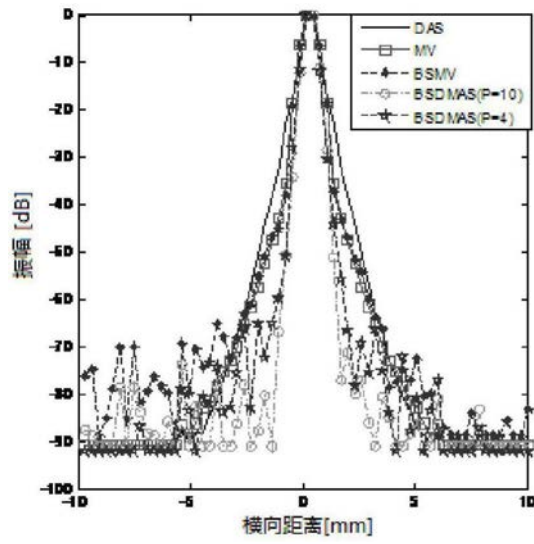


图3a

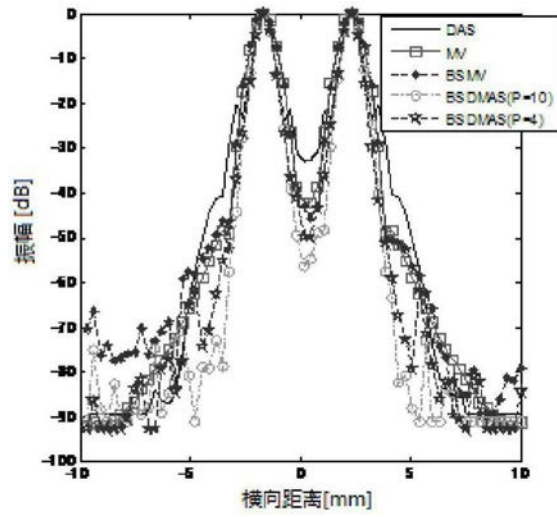


图3b

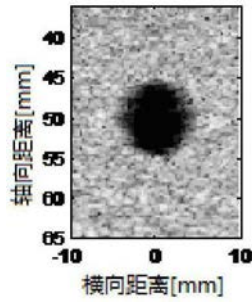


图4a

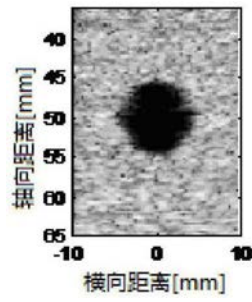


图4b

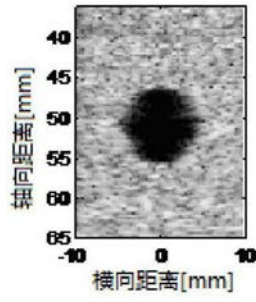


图4c

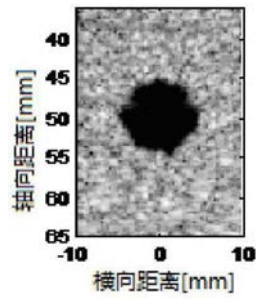


图4d

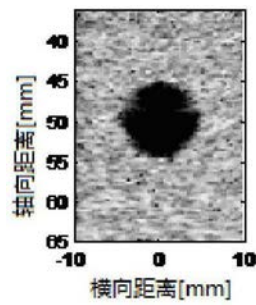


图4e

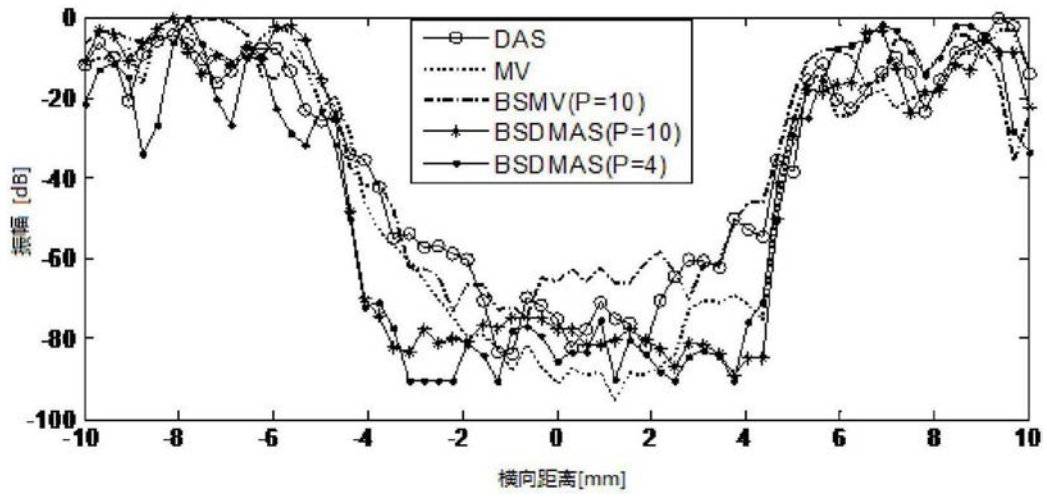


图5

专利名称(译)	一种超声波束形成方法		
公开(公告)号	CN107137111A	公开(公告)日	2017-09-08
申请号	CN201710479178.2	申请日	2017-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	东北大学		
申请(专利权)人(译)	东北大学		
当前申请(专利权)人(译)	东北大学		
[标]发明人	苏婷 张石 李大宇 姚定界		
发明人	苏婷 张石 李大宇 姚定界		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/5215 A61B8/5269		
代理人(译)	张志伟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的一种超声波束形成方法，包括以下步骤：对各通道接收的信号进行延时和聚焦处理得到回波信号；对回波信号求子阵列信号；对子阵列信号进行算术平均得到子阵列平均信号向量；对子阵列平均信号向量进行离散余弦变换得到波束域信号向量；对波束域信号向量进行两两组合相乘；对两两组合相乘结果进行符号运算；对两两组合相乘结果进行绝对值运算后再进行开方运算；对符号运算结果和开方运算结果进行乘法运算；对乘法运算结果进行叠加求和；将叠加求和结果输入带通滤波器进行滤波，得到每条扫描线的波束形成输出。本发明的方法可提高超声成像分辨率和对比度，同时降低计算复杂度，实现快速实时成像。

