



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108309352 A

(43)申请公布日 2018.07.24

(21)申请号 201810261785.6

(22)申请日 2018.03.28

(71)申请人 东北大学

地址 110169 辽宁省沈阳市浑南区创新路
195号

(72)发明人 苏婷 张石 李大宇 王莹莹

(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 李晓光

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 5/00(2006.01)

G06T 5/10(2006.01)

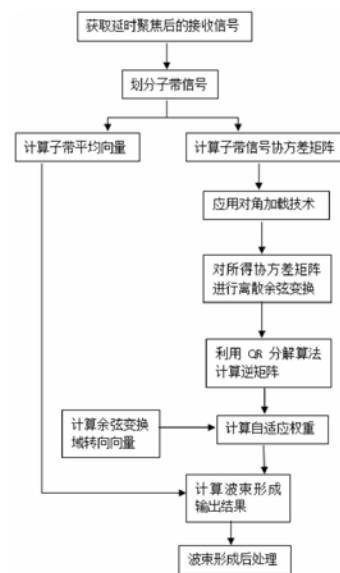
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种余弦变换域超声成像方法

(57)摘要

本发明涉及一种余弦变换域超声成像方法,步骤为:在医学超声成像系统中,对各通道接收信号进行延时聚焦得到回波信号;划分子带,进行算术平均得到子带信号向量平均值;对子带信号向量进行离散余弦变换;按照QR分解算法求得逆矩阵;对具有聚焦响应性质的方向向量进行离散余弦变换,得到余弦变换域的方向向量 a_B ;求得自适应权重;对子带信号向量平均值进行离散余弦变换,得到信号向量 $X_B(t)$;对自适应权重和 $X_B(t)$ 进行运算得到每条扫描线的波束形成输出;波束形成后处理,对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。本发明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,可以更好地适用于医学应用。



1. 一种余弦变换域超声成像方法,其特征在于包括以下步骤:

- 1) 在医学超声成像系统中,对各通道接收信号进行延时聚焦得到回波信号;
- 2) 对回波信号划分子带,得到子带信号向量,对子带信号向量进行算术平均得到子带信号向量平均值;
- 3) 对子带信号向量计算协方差矩阵,对协方差矩阵进行对角加载运算,对所得结果进行离散余弦变换;
- 4) 对离散余弦变换所得结果按照QR分解算法求得逆矩阵;
- 5) 对具有聚焦响应性质的回波信号的方向向量进行离散余弦变换,得到余弦变换域的方向向量 a_B ;
- 6) 对逆矩阵和余弦变换域的方向向量 a_B 进行计算求得自适应权重;
- 7) 对步骤2)所得子带信号向量平均值进行离散余弦变换,得到余弦变换域上的信号向量 $X_B(t)$;
- 8) 对自适应权重和步骤7)所得的 $X_B(t)$ 进行运算得到每条扫描线的波束形成输出;
- 9) 波束形成后处理,对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. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法,其特征在于:步骤1)中,对各通道信号进行延时聚焦得到回波信号为:

$$X(t) = [x_1(t), x_2(t) \dots x_M(t)]^T$$

其中 $[\cdot]^T$ 表示向量的转置运算, M 是接收传感器阵元的总数, t 为时间索引序号, $x_i(t)$ 表示第 i 通道接收的经过延时后的信号。

3. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法,其特征在于:步骤2)中,对回波信号划分子带得到子带信号向量为:

$$X_l(t) = [x_l(t), x_{l+1}(t), \dots, x_{l+L-1}(t)]^T, l=1, 2, \dots, M-L+1$$

其中 l 为子带向量索引序号, L 是子阵列长度的参数,参数 L 的取值在1到 $M/2$ 之间,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 根据实际的超声成像应用来选择确定。

4. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法,其特征在于:步骤2)中,对子带信号向量进行算术平均得到子带信号向量平均值 $\bar{X}_L(t)$,定义如下:

$$\bar{X}_L(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t)。$$

5. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法,其特征在于:步骤3)中,结果计算回波信号的协方差矩阵,定义如下:

$$R(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t) X_l^H(t)$$

其中, $R(t)$ 为时间索引 t 时刻对应的信号协方差矩阵, H 为矩阵的共轭转置运算。

6. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法,其特征在于:步骤3)中,对协方差矩阵进行对角加载运算,定义如下:

$$\hat{R}(t) = R(t) + \sigma I$$

其中, $\hat{R}(t)$ 是进行对角加载运算后的协方差矩阵, I 是 $L \times L$ 的单位矩阵, σ 为对角加载系数, 一般取值为 $\sigma = \Delta \times \text{trace}(\hat{R}(t))$, 其中 $\text{trace}(\cdot)$ 表示矩阵的迹运算, Δ 作为用户定义参数来调整协方差矩阵的鲁棒性。

7. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法, 其特征在于: 步骤4) 中, 对余弦变换域的协方差矩阵进行QR分解, 求得逆矩阵 $R_B^{-1}(t)$:

其中, $R_B^{-1}(t)$ 是余弦变换域协方差矩阵 $R_B(t)$ 的逆矩阵, $R_B(t) = D\hat{R}(t)D^H$ 是余弦变换域的协方差矩阵, $D = [d_{kn}]_{(p+1) \times L}$ 是抽取的离散余弦变换矩阵,

$$d_{kn} = \frac{1}{\sqrt{L}} \cos\left(\frac{\pi}{2L} \left(L - \frac{3}{2}p + k - 2\right)(2n - 3)\right),$$

k, n 是矩阵的指标索引, $k = 1, 2, \dots, p+1$ 代表行标, $n = 1, 2, \dots, L$ 表示列标, 参数 p 的值由实际超声成像所能容许的计算复杂度确定, p 不超过10。

8. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法, 其特征在于: 步骤5) 中, 计算余弦变换域的方向向量 a_B , 定义如下:

$$a_B = Da$$

其中 $a = [1, 1, \dots, 1]^T$ 是元素全为1的 L 维列向量, 表征接收信号向量对聚焦响应性质的方向向量, D 为抽取的离散余弦变换矩阵。

9. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法, 其特征在于, 步骤6) 中, 对逆矩阵 $R_B^{-1}(t)$ 和离散余弦变换后的 a_B 进行计算求得自适应权重为:

$$w_B = \frac{R_B^{-1} a_B}{a_B^H R_B^{-1} a_B}$$

其中, w_B 为自适应权重, R_B^{-1} 是余弦变换域协方差矩阵 $R_B(t)$ 的逆矩阵, a_B 是余弦变换域上的方向向量, a_B^H 是 a_B 的共轭转置向量。

10. 按权利要求1所述的余弦变换域超声成像方法, 其特征在于: 步骤8) 中, 对自适应权重 w_B 和 $X_B(t)$ 进行计算得到每条扫描线的波束形成输出结果, 定义如下:

$$y_B(t) = w_B^H X_B(t)$$

其中 $y_B(t)$ 是每条扫描线的波束形成输出结果, w_B^H 是自适应权重 w_B 的共轭转置向量, $X_B(t) = D\bar{X}_L$ 为子带信号向量平均值 $\bar{X}_L(t)$ 进行离散余弦变换的结果。

一种余弦变换域超声成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学超声成像技术,具体为一种余弦变换域超声成像方法。

背景技术

[0002] 波束形成是医学超声成像系统中的一个关键步骤,影响着医学超声成像的质量。延时叠加(delay and sum,DAS)波束形成方法具有硬件实现简单,在噪声环境中具有鲁棒性的优点,广泛应用于医学超声系统。然而,延时叠加波束形成面临着成像分辨率和对比度低的困扰,因此,如何在不增加硬件成本的条件下,提高超声成像的性能成为一个重要的热点问题。

[0003] 在现有的研究方法中,自适应波束形成方法主要用于提高超声成像质量。最经典的自适应波束形成方法是最小方差(minimum variance,MV)波束形成方法。为了将最小方差波束形成较好地应用于超声成像中,有关学者提出采用空间平滑技术和频率域的最小方差波束形成算法。这些算法可以较好地提高图像分辨率和对比度,但这些方法的主要局限是其计算复杂度较高,硬件实现较难,很难应用于超声实时成像。

[0004] 因此,怎样均衡超声成像性能和计算复杂度之间的关系,也即在不降低图像分辨率和对比度的同时,降低计算复杂度,减少硬件开销,开发具有高计算效率和良好成像性能的超声波束形成方法成为一个亟待解决的技术问题。

发明内容

[0005] 针对现有医学超声成像技术存在计算复杂度较高,硬件实现较难等不足,本发明要解决的问题是提供一种具有计算复杂度低、成像性能高的余弦变换域最小方差(Cosine Transform Beam Space Minimum Variance,CTMV)超声波束形成方法,即余弦变换域超声成像方法。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:

[0007] 本发明一种余弦变换域超声成像方法,包括以下步骤:

[0008] 1) 在医学超声成像系统中,对各通道接收信号进行延时聚焦得到回波信号;

[0009] 2) 对回波信号划分子带,得到子带信号向量,对子带信号向量进行算术平均得到子带信号向量平均值;

[0010] 3) 对子带信号向量计算协方差矩阵,对协方差矩阵进行对角加载运算,对所得结果进行离散余弦变换;

[0011] 4) 对离散余弦变换所得结果按照QR分解算法求得逆矩阵;

[0012] 5) 对具有聚焦响应性质的回波信号的方向向量进行离散余弦变换,得到余弦变换域的方向向量 a_B ;

[0013] 6) 对逆矩阵和余弦变换域的方向向量 a_B 进行计算求得自适应权重;

[0014] 7) 对步骤2)所得子带信号向量平均值进行离散余弦变换,得到余弦变换域上的信号向量 $X_B(t)$;

[0015] 8) 对自适应权重和步骤7) 所得的 $X_B(t)$ 进行运算得到每条扫描线的波束形成输出;

[0016] 9) 波束形成后处理, 对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。

[0017] 步骤1) 中, 对各通道信号进行延时聚焦得到回波信号为:

$$[0018] \quad X(t) = [x_1(t), x_2(t) \dots x_M(t)]^T$$

[0019] 其中 $[\cdot]^T$ 表示向量的转置运算, M 是接收传感器阵元的总数, t 为时间索引序号, $x_i(t)$ 表示第 i 通道接收的经过延时后的信号。

[0020] 步骤2) 中, 对回波信号划分子带得到子带信号向量为:

$$[0021] \quad X_l(t) = [x_l(t), x_{l+1}(t), \dots, x_{l+L-1}(t)]^T, l=1, 2, \dots, M-L+1$$

[0022] 其中 l 为子带向量索引序号, L 是子阵列长度的参数, 参数 L 的取值在1到 $M/2$ 之间, 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 根据实际的超声成像应用来选择确定。

[0023] 步骤2) 中, 对子带信号向量进行算术平均得到子带信号向量平均值 $\bar{X}_L(t)$, 定义如下:

$$[0024] \quad \bar{X}_L(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t)。$$

[0025] 步骤3) 中, 结果计算回波信号的协方差矩阵, 定义如下:

$$[0026] \quad R(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t) X_l^H(t)$$

[0027] 其中, $R(t)$ 为时间索引 t 时刻对应的信号协方差矩阵, H 为矩阵的共轭转置运算。

[0028] 步骤3) 中, 对协方差矩阵进行对角加载运算, 定义如下:

$$[0029] \quad \hat{R}(t) = R(t) + \sigma I$$

[0030] 其中, $\hat{R}(t)$ 是进行对角加载运算后的协方差矩阵, I 是 $L \times L$ 的单位矩阵, σ 为对角加载系数, 一般取值为 $\sigma = \Delta \times \text{trace}(\hat{R}(t))$ 。其中 $\text{trace}(\cdot)$ 表示矩阵的迹运算, Δ 作为用户定义的参数来调整协方差矩阵的鲁棒性。

[0031] 步骤4) 中, 对余弦变换域的协方差矩阵进行QR分解, 求得逆矩阵 $R_B^{-1}(t)$:

[0032] 其中, $R_B^{-1}(t)$ 是余弦变换域协方差矩阵 $R_B(t)$ 的逆矩阵, $R_B(t) = D\hat{R}(t)D^H$ 是余弦变换域的协方差矩阵, $D = [d_{kn}]_{(p+1) \times L}$ 是抽取的离散余弦变换矩阵,

$$[0033] \quad d_{kn} = \frac{1}{\sqrt{L}} \cos\left(\frac{\pi}{2L} \left(L - \frac{3}{2}p + k - 2\right)(2n - 3)\right),$$

[0034] k, n 是矩阵的指标索引, $k=1, 2, \dots, p+1$ 代表行标, $n=1, 2, \dots, L$ 表示列标, 参数 p 的值由实际超声成像所能容许的计算复杂度确定, p 不超过10。

[0035] 步骤5) 中, 计算余弦变换域的方向向量 a_B , 定义如下:

$$[0036] \quad a_B = Da$$

[0037] 其中 $a = [1, 1, \dots, 1]^T$ 是元素全为1的 L 维列向量, 表征接收信号向量对聚焦响应

性质的方向向量, D 为抽取的离散余弦变换矩阵。

[0038] 步骤6)中,对逆矩阵 $R_B^{-1}(t)$ 和离散余弦变换后的 a_B 进行计算求得自适应权重为:

$$[0039] \quad w_B = \frac{R_B^{-1} a_B}{a_B^H R_B^{-1} a_B}$$

[0040] 其中, w_B 为自适应权重, R_B^{-1} 是余弦变换域协方差矩阵 $R_B(t)$ 的逆矩阵, a_B 是余弦变换域上的方向向量, a_B^H 是 a_B 的共轭转置向量。

[0041] 步骤8)中,对自适应权重 w_B 和 $X_B(t)$ 进行计算得到每条扫描线的波束形成输出结果,定义如下:

$$[0042] \quad y_B(t) = w_B^H X_B(t)$$

[0043] 其中 $y_B(t)$ 是每条扫描线的波束形成输出结果, w_B^H 是自适应权重 w_B 的共轭转置向量, $X_B(t) = D\bar{X}_L$ 为子带信号向量平均值 $\bar{X}_L(t)$ 进行离散余弦变换的结果。

[0044] 本发明具有以下有益效果及优点:

[0045] 1. 本发明是对传统成像方法的一种改进措施,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。

[0046] 2. 本发明方法计算复杂度较低,硬件开销小,具有很强的鲁棒性,可以适应各种不同的复杂环境,抑制噪声的能力增强,所得图像的信噪比提高。

附图说明

[0047] 图1为应用本发明所提供的余弦变换域最小方差波束形成方法的流程图;

[0048] 图2为不同波束形成方法所获得的点状目标仿真图像;

[0049] 图3为60mm和80mm深度处横向分辨率图像;

[0050] 图4为利用不同波束形成方法所获得的囊肿仿真图像;

[0051] 图5为40mm深度处囊肿图像的横向分辨率图像。

具体实施方式

[0052] 下面结合说明书附图对本发明作进一步阐述。

[0053] 如图1所示,为基于本发明所提出的余弦变换域最小方差超声波束形成方法的一个典型的超声成像流程图,包括以下步骤:

[0054] 1) 在医学超声成像系统中,对各通道接收信号进行延时聚焦得到回波信号;

[0055] 2) 对回波信号划分子带,得到子带信号向量,对子带信号向量进行算术平均得到子带信号向量平均值;

[0056] 3) 对子带信号向量计算协方差矩阵,对协方差矩阵进行对角加载运算,对所得结果进行离散余弦变换;

[0057] 4) 对离散余弦变换所得结果按照QR分解算法求得逆矩阵;

[0058] 5) 对具有聚焦响应性质的回波信号的方向向量进行离散余弦变换,得到余弦变换域的方向向量 a_B ;

[0059] 6) 对逆矩阵和余弦变换域的方向向量 a_B 进行计算求得自适应权重;

[0060] 7) 对步骤2) 所得子带信号向量平均值进行离散余弦变换, 得到余弦变换域上的信号向量 $X_B(t)$;

[0061] 8) 对自适应权重和步骤7) 所得的 $X_B(t)$ 进行运算得到每条扫描线的波束形成输出;

[0062] 9) 波束形成后处理, 对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。

[0063] 步骤1) 中, 对各通道信号进行延时聚焦得到回波信号为:

$$[0064] \quad X(t) = [x_1(t), x_2(t) \dots x_M(t)]^T$$

[0065] 其中 $[\cdot]^T$ 表示向量的转置运算, M 是接收传感器阵元的总数, t 为时间索引序号, $x_i(t)$ 表示第 i 通道(阵元)接收的经过延时后的信号(离散形式)。

[0066] 对步骤1) 的信号划分子带信号, 得到步骤2) 中的子带信号向量如下:

$$[0067] \quad X_l(t) = [x_l(t), x_{l+1}(t), \dots, x_{l+L-1}(t)]^T, l=1, 2, \dots, M-L+1$$

[0068] 其中 l 为子带向量索引序号, L 是子阵列长度的参数, 参数 L 的取值在1到 $M/2$ 之间, 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 根据实际的超声成像应用(所关注的检测对象)来选择确定。本实施例中 L 取 $M/3$ 。

[0069] 然后对所有的 $X_l(t)$, $l=0, 1, \dots, M-L+1$ 进行算术平均得到子带信号平均值为:

$$[0070] \quad \bar{X}_L(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t)$$

[0071] 对步骤2) 中的子带信号向量进行计算, 得到协方差矩阵 $R(t)$:

$$[0072] \quad R(t) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L+1} X_l(t) X_l^H(t)$$

[0073] 其中, $R(t)$ 为时间索引 t 时刻对应的信号协方差矩阵, H 为矩阵的共轭转置运算。

[0074] 步骤3) 中, 对协方差矩阵进行对角加载运算, 定义如下:

$$[0075] \quad \hat{R}(t) = R(t) + \sigma I$$

[0076] 其中, $\hat{R}(t)$ 是进行对角加载运算后的协方差矩阵, I 是 $L \times L$ 的单位矩阵, σ 为对角加载系数, 一般取值为 $\sigma = \Delta \times \text{trace}(\hat{R}(t))$, 其中 $\text{trace}(\cdot)$ 表示矩阵的迹运算, Δ 作为用户定义的参数来调整协方差矩阵的鲁棒性。根据实际的超声成像应用(所关注的检测对象)来选择确定, 本实施例取 $\Delta \leq \frac{1}{10L}$ 。

[0077] 对 $\hat{R}(t)$ 进行计算得到余弦变换域中协方差矩阵 $R_B(t)$

$$[0078] \quad R_B(t) = D \hat{R}(t) D^H$$

[0079] 其中 $D = [d_{kn}]_{(p+1) \times L}$ 是抽取的离散余弦变换矩阵, 具体表述为:

$$[0080] \quad d_{kn} = \frac{1}{\sqrt{L}} \cos \left(\frac{\pi}{2L} \left(L - \frac{3}{2} p + k - 2 \right) (2n - 3) \right),$$

[0081] 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。

[0082] 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。本实施例中,p=8。

[0083] 步骤4)中,对余弦变换域的协方差矩阵进行QR分解,求得逆矩阵 $R_B^{-1}(t)$,其中, $R_B^{-1}(t)$ 是余弦变换域协方差矩阵 $R_B(t)$ 的逆矩阵。

[0084] 步骤5)中,计算余弦变换域的方向向量 a_B ,定义如下:

[0085] $a_B = Da$

[0086] 其中 $a = [1, 1, \dots, 1]^T$ 是元素全为1的L维列向量,表征接收信号向量对聚焦响应性质的方向向量,D为抽取的离散余弦变换矩阵。

[0087] 步骤6)中,对逆矩阵 $R_B^{-1}(t)$ 和离散余弦变换后的 a_B 进行计算求得自适应权重为:

$$[0088] \quad w_B = \frac{R_B^{-1} a_B}{a_B^H R_B^{-1} a_B}$$

[0089] 其中, w_B 为自适应权重, R_B^{-1} 是余弦变换域协方差矩阵 $R_B(t)$ 的逆矩阵, a_B 是余弦变换域上的方向向量, a_B^H 是 a_B 的共轭转置向量。

[0090] 步骤7)中,对子带信号的平均值 $\bar{X}_L(t)$ 进行离散余弦变换,得到余弦变换域信号平均值 $X_B(t)$ 为:

$$[0091] \quad X_B(t) = D\bar{X}_L$$

[0092] 步骤8)中,对自适应权重 w_B 和 $X_B(t)$ 进行计算得到每条扫描线的波束形成输出结果,定义如下:

$$[0093] \quad y_B(t) = w_B^H X_B(t)$$

[0094] 其中 $y_B(t)$ 是每条扫描线的波束形成输出结果, w_B^H 是自适应权重 w_B 的共轭转置向量。

[0095] 步骤9)中,对波束形成的结果进行包络检波、对数压缩、扫描转换和显示成像。

[0096] 具体地,成像的过程及效果将通过下面的仿真和仿真实验实例来说明。

[0097] 图2所示是使用不同的波束形成方法所获得的点目标仿真图像。其中,(a)图是由传统的延时叠加波束形成获得的点状目标仿真图像;(b)图是最小方差波束形成获得的点状目标仿真图像;(c)图是余弦变换域最小方差(p=10)波束形成获得的点状目标仿真图像。

[0098] 该实验是通过Field II超声成像仿真软件来完成的,点目标包含9个点目标。该点目标分布的深度范围40mm-80mm。所仿真的线性传感器阵列有96个阵元,相邻阵元中心距是半个波长,切口(kerf)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。实验发射聚焦和接收聚焦模式分别采用采用定点发射和动态接收聚焦,其中焦点深度位于50mm处。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信噪比为60dB的高斯白噪声模拟实际环境。

[0099] 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2中所有图像的动态显示

范围为60dB。需要说明的是余弦变换域最小方差波束形成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。

[0100] 从图2可以看出,本发明提出的余弦变换域最小方差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。即使参数 p 选择4时,所得点目标仿真图像的分辨率和对比度均好于延时叠加波束形成所得图像,虽然成像性能与最小方差相比稍有差距,但是区别不大。因此可以说,不论在远场或近场,该方法都能较好地抑制噪声,提高图像的横向分辨率。

[0101] 表1列举了点目标50mm深度处不同波束形成响应的旁瓣水平 (peakside lobe, PSL) 和半峰全宽 (full-width at half-maximum, FWHM) 的值。从表1可以清晰地看出,在焦点50mm处参数 p 对CTMV波束形成方法没有影响,PSL水平与FWHM值完全一致。对于PSL水平, DAS的值最大,CTMV的值最小,说明CTMV对旁瓣的压缩能力最强;对于FWHM值而言,最小方差波束形成的值最小,说明其横向分辨率在这几个方法中最好,CTMV波束形成次之,DAS波束形成最差。

[0102] 表1点目标体模50mm深度处不同波束形成响应的PSL水平和FWHM值

[0103]

不同方法	PSL (dB)	FWHM (mm)
DAS	-68.47	1.565
MV	-71.08	0.656
CTMV (P=10)	-74.25	1.060
CTMV (P=8)	-74.20	1.065
CTMV (P=4)	-74.16	1.068

[0104] 如图3所示,是图2中点目标仿真图像在60mm和80mm深度的横向分辨率图像。(a) 图是深度在60mm处的横向分辨率的对比图;(b) 图是深度在80mm处的横向分辨率的对比图。

[0105] 从图3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、最小方差波束形成和波束域的最小方差波束形成,具有最窄的主瓣和最低的旁瓣水平。

[0106] 如图4所示,为不同波束形成方法对囊肿的仿真图像。其中,(a) 图是由传统延时叠加波束形成的囊肿仿真图像;(b) 图是最小方差波束形成的囊肿仿真图像;(c) 图是余弦变换域最小方差 ($p=10$) 波束形成的囊肿仿真图像。动态显示范围为60dB。

[0107] 所设计的囊肿仿体位于 $20 \times 10 \times 10 \text{mm}^3$ 的体内。该体内随机分布了5000个散射点。该囊肿的半径为5mm,圆心位于50mm深度,圆内部的散射子幅度设置为0,外部散射子幅度服从高斯分布。仿真环境与图2的仿真环境一致。

[0108] 从图4可以看出,本发明提出的余弦变换域最小方差波束形成方法可以较好地抑制囊肿内部的杂波,减小斑点方差,提高图像的对比度。

[0109] 图5所示是不同波束形成方法所得仿真图像在40mm深度的横向分辨率图像。

[0110] 从图5可以看出本发明提出的波束形成算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,所得囊肿边界清晰并且接近于圆形,优于延时叠加波束形成算法。

[0111] 表2是不同波束形成方法对囊肿仿体的对比率 (contrast ratio, CR) 和对比噪声率 (contrast-to-noise ratio, CNR) 值。其中CR和CNR的值均可以作为评价图像对比度的量

化指标。所用的表达式分别为 $CR = \text{囊肿内部的密度平均值} - \text{背景密度的平均值}$ ， $CNR = CR / \text{Std}$ ，其中std为背景密度的标准差。CR和CNR的值越大，表明算法的对比度越好。从表2结果可以看出，不同参数p所对应的DCMV波束形成的CR值相差不大，稍稍高于MV波束形成相应的值24.6869，DAS波束形成相应的值最小。对于CNR值来说，MV波束形成的值比CTMV（对应不同参数p）相应值稍大，DAS波束形成相应的值最大。这也即说明，利用本发明的方法，即使参数p选择为4，其CR和CNR值与MV波束形成相应的值之间的差别很小，也即说明即使选择很小的参数，可以得到与MV波束形成相当的对比度性能。简而言之，在本实例中，对于囊肿仿体，本发明的方法具有更好的对比度和噪声压缩抑制能力。

[0112] 表2不同方法囊肿仿体的CR与CNR值

[0113]

	囊肿内部平均密度 (dB)	囊肿外部平均密度 (dB)	CR (dB)	CNR	背景标准差 (dB)
DAS	-30.4875	-11.9592	18.5283	13.5639	1.3660
MV	-39.1034	-14.4165	24.6869	10.8585	2.2735
CTMV (p=10)	-41.5285	-15.4163	26.1122	10.2618	2.5446
CTMV (p=8)	-40.9898	-15.1478	25.8420	10.4878	2.4640
CTMV (p=4)	-40.8690	-14.6816	26.1874	10.7807	2.4291

[0114] 表3给出了不同波束形成方法的计算复杂度。以 $M=96$ ， $L=M/3=32$ ， $p=8$ 为例计算可得，DAS波束形成需要96次浮点运算，MV波束形成需要9728次浮点运算，CTMV波束形成需要8192次浮点运算，相比于MV波束形成方法，其计算复杂度降低了15.79%。阵元总数越大，CTMV波束形成相对应的计算复杂度降低的百分比越大。

[0115] 表3不同波束形成方法计算复杂度对比。

	波束形成方法	计算复杂度
[0116]	DAS	$O(M)$
	MV	$O(2/3L^3)$
	CTMV	$O(PL^2)$

[0117] 此外，本实施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。

[0118] 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。

[0119] 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。

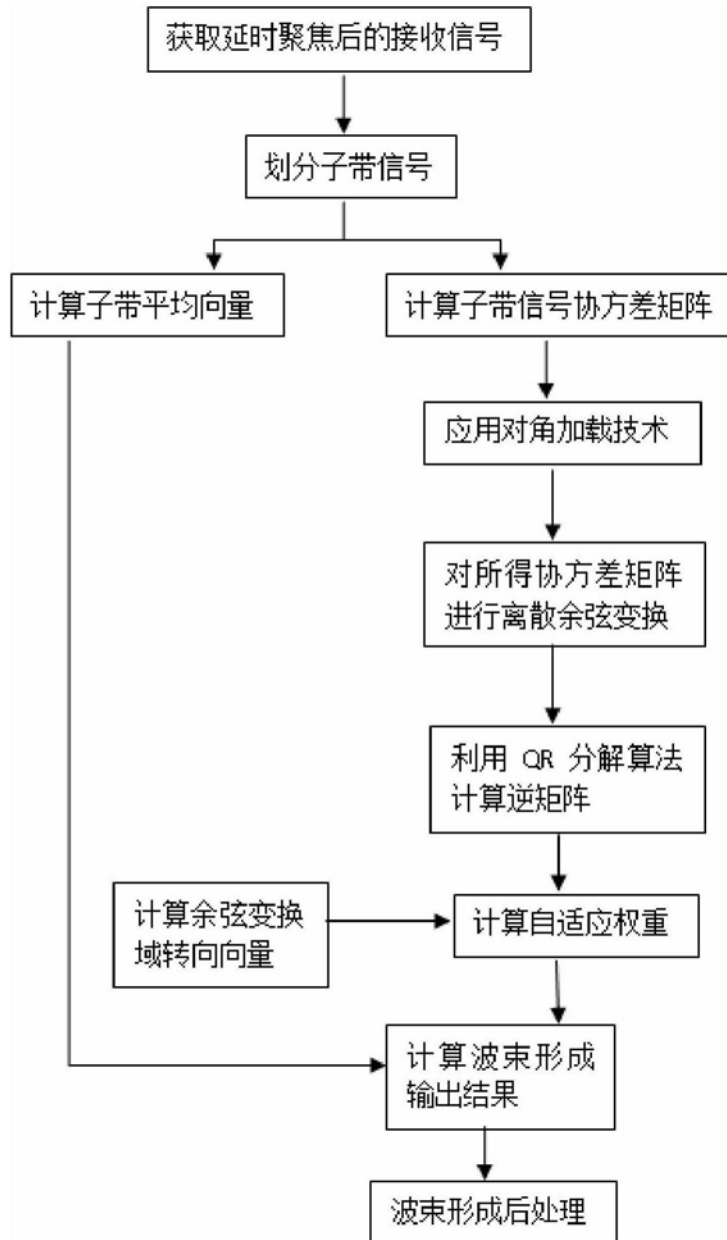


图1

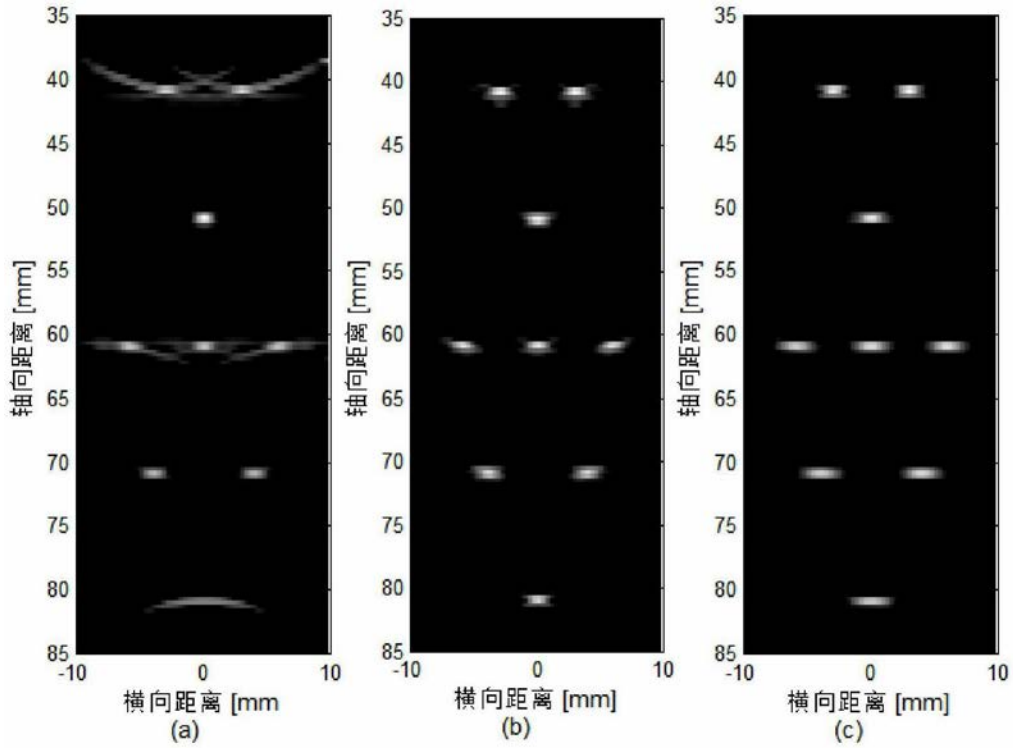


图2

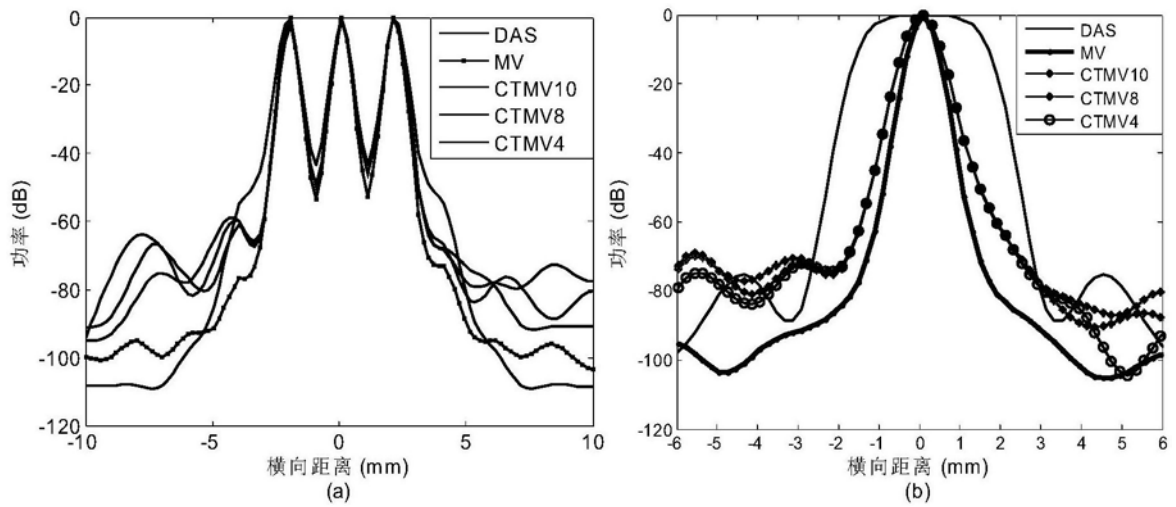


图3

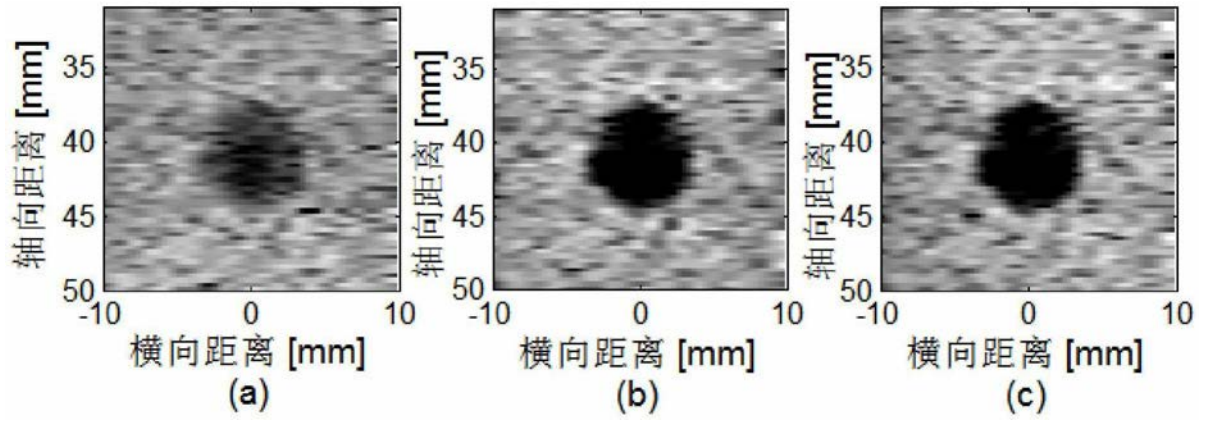


图4

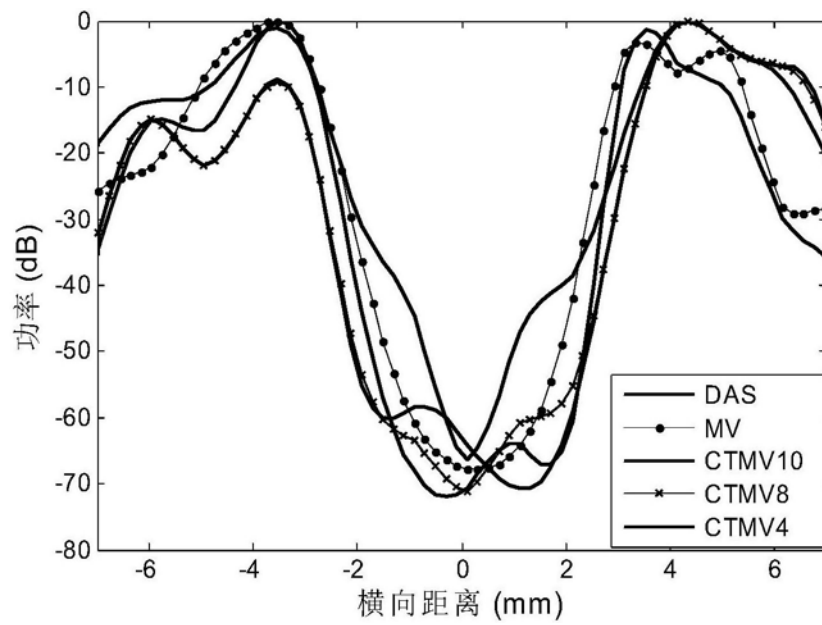


图5

专利名称(译)	一种余弦变换域超声成像方法		
公开(公告)号	CN108309352A	公开(公告)日	2018-07-24
申请号	CN201810261785.6	申请日	2018-03-28
[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 王莹莹		
发明人	苏婷 张石 李大宇 王莹莹		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/00 G06T5/10		
CPC分类号	A61B8/5215 A61B8/5269 G06T5/002 G06T5/007 G06T5/10 G06T2207/10132 G06T2207/20052		
代理人(译)	李晓光		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种余弦变换域超声成像方法，步骤为：在医学超声成像系统中，对各通道接收信号进行延时聚焦得到回波信号；划分子带，进行算术平均得到子带信号向量平均值；对子带信号向量进行离散余弦变换；按照QR分解算法求得逆矩阵；对具有聚焦响应性质的方向向量进行离散余弦变换，得到余弦变换域的方向向量 aB ；求得自适应权重；对子带信号向量平均值进行离散余弦变换，得到信号向量 $XB(t)$ ；对自适应权重和 $XB(t)$ 进行运算得到每条扫描线的波束形成输出；波束形成后处理，对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。本发明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，可以更好地适用于医学应用。

