



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110236593 A

(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201910622240.8

(22)申请日 2019.07.11

(71)申请人 安阳工学院

地址 455000 河南省安阳市文峰区黄河大道西段安阳工学院

(72)发明人 苏婷 董胜伟 李艳军 湛华平

(74)专利代理机构 北京八月瓜知识产权代理有限公司 11543

代理人 路小龙

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06F 17/16(2006.01)

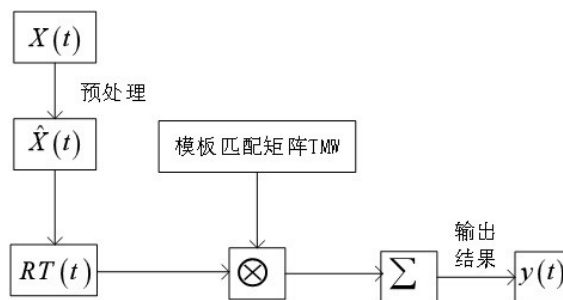
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

模板匹配的医学超声波束形成方法

(57)摘要

本发明公开基于模板匹配的超声波束形成方法,包括以下步骤:步骤(1):根据超声检测人体部位不同选择传感器激发的阵元数,计算模板匹配权重矩阵;步骤(2):对每个阵元接收的回波信号进行预处理,对回波信号进行求算术平方根和符号运算;步骤(3):对步骤(2)所得的算术平方根结果和符号运算结果相乘得到预处理后的信号;步骤(4):计算协方差矩阵;步骤(5):对步骤(1)和步骤(4)矩阵进行点乘运算;步骤(6):对步骤(5)所得矩阵的所有元素进行加法运算得到一条扫描线的波束形成输出结果;本发明是对非线性波束形成方法的一种改进措施,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。



1. 模板匹配的医学超声波束形成方法, 包含以下步骤:

步骤(1): 根据超声检测人体部位不同选择传感器激发的阵元数, 即子阵长度, 计算模板匹配权重(TMW)矩阵;

步骤(2): 对每个阵元接收的回波信号进行预处理, 主要包括对回波信号进行求算术平方根和符号运算;

步骤(3): 对步骤(2)所得的算术平方根结果和符号运算结果相乘得到预处理后的信号;

步骤(4): 计算预处理后信号的协方差矩阵;

步骤(5): 对步骤(1)和步骤(4)所得矩阵进行点乘运算;

步骤(6): 对步骤(5)所得矩阵的所有元素进行加法运算得到一条扫描线的波束形成输出结果;

所述的模板匹配权重TMW矩阵表述为:

$$TMW = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ O & A_{22} \end{bmatrix}, \text{ 其中 } A_{11} = [a_{ij}], A_{22} = [c_{ij}] \text{ 是上三角矩阵, } A_{12} = [b_{ij}] \text{ 是下三角矩}$$

阵, 这些矩阵的大小均为 $\frac{N}{2} \times \frac{N}{2}$, 其中 N 是线性传感器阵元的总长度, L 为激发的阵元数, 即子阵长度。

$$a_{ij} = \begin{cases} i, & 1 \leq i \leq j \leq L \\ L+i-j, & L < j \leq N/2 \\ 0, & i > j \end{cases}$$

$$b_{ij} = \begin{cases} L+i-j-\frac{N}{2}, & i \geq N/2-L+2, 1 \leq j \leq i-L+1 \\ 0, & i \leq j \end{cases}$$

$$c_{ij} = \begin{cases} \frac{N}{2}-j+1, & \frac{N}{2}-L+1 \leq i \leq j \leq N/2 \\ L+i-j, & 1 \leq i \leq N/2-L, i \leq j \leq i+L-1 \\ 0, & i > j \end{cases}$$

2. 根据权利要求1所述的模板匹配的医学超声波束形成方法, 其特征在于: 其中 $1 \leq L \leq N/2$ 。

3. 根据权利要求1所述的模板匹配的医学超声波束形成方法, 其特征在于: 对回波信号进行预处理, 表述为:

$$\hat{x}_i(t) = \text{sign}(x_i(t)) \sqrt{|x_i(t)|}, \quad i=1, 2, \dots, N,$$

其中 $X(t) = [x_1(t) \ x_2(t) \ \dots \ x_N(t)]^T$ 为时刻 t 接收的回波信号, 圆括号内 t 是时间索引序号, $x_i(t)$ 是第 i 个阵元接收的经过延时后的信号, 且为离散形式;

$sign(\cdot)$ 是符号运算, $||$ 表示取绝对值运算, $\sqrt{\cdot}$ 表示取算术平方根运算。

4. 根据权利要求1所述的模板匹配的医学超声波束形成方法, 其特征在于: 所述预处理信号的协方差矩阵具体定义如下:

$$RT(t) = \begin{bmatrix} \hat{x}_1(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_1(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_1(t)\hat{x}_N(t) \\ \hat{x}_2(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_2(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_2(t)\hat{x}_N(t) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{x}_N(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_N(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_N(t)\hat{x}_N(t) \end{bmatrix}。$$

5. 根据权利要求1所述的模板匹配的医学超声波束形成方法, 其特征在于: 对步骤(1)和步骤(4)的矩阵进行点乘运算, 得到如下结果:

$$TMW \otimes RT,$$

其中 $\otimes$ 代表矩阵的点乘运算, 即矩阵的对应元素相乘运算。

6. 根据权利要求1所述的模板匹配的医学超声波束形成方法, 其特征在于: 根据权利要求5中所得矩阵对其所有元素求和得到最终波束形成的结果 $y(t) = sum(TMW \otimes RT)$;

其中 $sum(\cdot)$ 代表对矩阵所有元素相加求和的运算。

7. 根据权利要求1所述的模板匹配的医学超声波束形成方法, 其特征在于: L 取 $N/2$ 或 $N/3$ 或 $N/4$ 中的一种。

模板匹配的医学超声波束形成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及快速超声成像技术，具体涉及到一种基于模板匹配的延时组合乘叠加超声波束形成方法。

背景技术

[0002] 超声成像具有无创、无电离辐射、使用方便、实时性强和价格便宜等优点，广泛应用到临床诊断和治疗中。波束形成方法是超声成像步骤中的一个关键环节，影响着其成像质量（分辨率和对比度）和成像帧频。与其他成像技术相比，其成像质量像对比度、空间分辨率和帧率等不是十分理想，有待进一步提高。延时叠加（delay-and-sum, DAS）方法是应用最广泛的波束形成方法，然而其所形成的波束具有较高的旁瓣水平和主瓣宽度，使得其具有较低的空间分辨率和旁瓣干扰抑制能力。怎样提高超声成像的质量成为超声邻域的一个主要热点问题。

[0003] 子阵平均延时叠加乘波束形成（Subarray Average Delay Multiply and Sum, SADMAS）算法是在非线性波束形成延时组合乘叠加（Delay Multiply and Sum, DMAS）算法基础上，通过子阵平均技术去除信号之间的强相关性，聚焦回波信号在空间的互相关信息不仅可以提高算法的分辨率和对比度，而且增强了算法的鲁棒性；在提高算法的计算效率方面，通过等价推导将其表述为自变量为矩阵的表达式，该矩阵即为回波信号的协方差矩阵。虽然该方法可以在提高成像质量的同时降低计算复杂度，提高成像帧频，但是距离实时成像还有一定的距离，阻碍了其在实际超声成像系统中实现的可能性。因此怎样在保证提高超声成像分辨率和对比度的同时，在原有超声成像系统中以较低的硬件开销移植高性能的波束形成算法，成为一个亟待解决的技术问题。

发明内容

[0004] 针对现有技术的不足，本发明的目的在于一种具有较高成像速度的模板匹配（Template Matching, TM）医学超声波束形成方法。

[0005] 本发明提供了一种基于模板匹配的超声波束形成方法，包括以下步骤：

步骤（1）：根据超声检测人体部位不同选择传感器激发的阵元数，即子阵长度，计算模板匹配权重（TMW）矩阵；

步骤（2）：对每个阵元接收的回波信号进行预处理，主要包括对回波信号进行求算术平方根和符号运算；

步骤（3）：对步骤（2）所得的算术平方根结果和符号运算结果相乘得到预处理后的信号；

步骤（4）：计算预处理后信号的协方差矩阵；

步骤（5）：对步骤（1）和步骤（4）所得矩阵进行点乘运算；

步骤（6）：对步骤（5）所得矩阵的所有元素进行加法运算得到一条扫描线的波束形成输出结果；

所述的模板匹配权重TMW矩阵表述为：

$$TMW = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ O & A_{22} \end{bmatrix}, \text{ 其中 } A_{11} = [a_{ij}], A_{22} = [c_{ij}] \text{ 是上三角矩阵, } A_{12} = [b_{ij}] \text{ 是下三角}$$

矩阵, 这些矩阵的大小均为 $\frac{N}{2} \times \frac{N}{2}$, 其中 N 是线性传感器阵元的总长度, L 为激发的阵元数, 即子阵长度。

$$a_{ij} = \begin{cases} i, & 1 \leq i \leq j \leq L \\ L+i-j, & L < j \leq N/2 \\ 0, & i > j \end{cases}$$

$$b_{ij} = \begin{cases} L+i-j-\frac{N}{2}, & i \geq N/2-L+2, 1 \leq j \leq i-L+1 \\ 0, & i \leq j \end{cases}$$

$$c_{ij} = \begin{cases} \frac{N}{2}-j+1, & \frac{N}{2}-L+1 \leq i \leq j \leq N/2 \\ L+i-j, & 1 \leq i \leq N/2-L, i \leq j \leq i+L-1 \\ 0, & i > j \end{cases}$$

[0006] 其中 $1 \leq L \leq N/2$ 。

[0007] 对回波信号进行预处理, 表述为：

$$\hat{x}_i(t) = \text{sign}(x_i(t)) \sqrt{|x_i(t)|}, \quad i = 1, 2, \dots, N,$$

其中 $X(t) = [x_1(t) \ x_2(t) \ \dots \ x_N(t)]^T$ 为时刻 t 接收的回波信号, 圆括号内 t 是时间索引序号, $x_i(t)$ 是第 i 个阵元接收的经过延时后的信号, 且为离散形式;

$\text{sign}(\cdot)$ 是符号运算, $|\cdot|$ 表示取绝对值运算, $\sqrt{\cdot}$ 表示取算术平方根运算。

[0008] 所述预处理信号的协方差矩阵具体定义如下：

$$RT(t) = \begin{bmatrix} \hat{x}_1(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_1(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_1(t)\hat{x}_N(t) \\ \hat{x}_2(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_2(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_2(t)\hat{x}_N(t) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{x}_N(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_N(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_N(t)\hat{x}_N(t) \end{bmatrix}.$$

[0009] 对步骤(1)和步骤(4)的矩阵进行点乘运算, 得到如下结果：

$$TMW \otimes RT,$$

其中 $\otimes$ 代表矩阵的点乘运算, 即矩阵的对应元素相乘运算。

[0010] = 所得矩阵对其所有元素求和得到最终波束形成的结果 $y(t) = \text{sum}(TMW \otimes RT)$;

其中 $\text{sum}(\cdot)$ 代表对矩阵所有元素相加求和的运算。

[0011] L 取 $N/2$ 或 $N/3$ 或 $N/4$ 中的一种。

[0012] 与现有技术相比,本发明具有以下优点:

1. 抑制噪声和降低旁瓣水平,提高成像信噪比;
2. 显著提高图像的分辨率和对比度并提高帧率;
3. 计算复杂度降低,易于硬件实现。

附图说明

[0013] 参照下面的说明,结合附图,可以对本发明有最佳的理解。在附图中,相同的部分可由相同的标号表示。

[0014] 图1 是应用本发明所提供的模板匹配的医学超声波束形成流程图。

[0015] 图2 是利用不同波束形成技术所获得的点目标仿体仿真图像。

[0016] 图3是50mm和70mm深度处点目标仿真图像的横向响应图像。

[0017] 图4 是利用不同波束形成技术所获得的囊肿仿体仿真图像。

[0018] 图5是55mm深度处囊肿图像的横向响应图像。

具体实施方式

[0019] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清晰明白,以下结合附图及示例性实例,对本发明进行进一步的详细说明。应当理解,此处所描述的示例性实例仅用于解释本发明,并不用于限定本发明的使用范围。

[0020] 图1所示为基于本发明所提出的基于匹配模板的医学超声波束形成技术的结构图。在该特定实施例中,使用了线阵成像模式。然而应当理解,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。不失一般性,该超声成像方法包括以下步骤:

(1) 根据传感器激发的阵元数(子阵长度)计算模板匹配权重(Template Matching Weight, TMW)矩阵;

(2) 对每个阵元接收的回波信号进行预处理,主要包括对回波信号进行求算术平方根和符号运算;

(3) 对(2)所得的算术平方根结果和符号运算结果相乘得到预处理后的信号;

(4) 计算预处理后信号的协方差矩阵;

(5) 对(1)和(4)所得矩阵进行点乘运算;

(6) 对(5)所得矩阵的所有元素进行加法运算得到一条扫描线的波束形成输出结果。

[0021] 以下,首先对本发明中波束形成处理所涉及的基于模板匹配矩阵的波束形成技术进行分析和解释。

[0022] 本发明提出的模板匹配医学超声波束形成的主要步骤如下所示:

步骤(1)中根据传感器激发的阵元数(子阵长度)的模板匹配权重(Template Matching Weight, TMW)矩阵的计算方法如下:

$TMW = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ O & A_{22} \end{bmatrix}$, 其中 $A_{11} = [a_{ij}]$, $A_{22} = [c_{ij}]$ 是上三角矩阵, $A_{12} = [b_{ij}]$ 是下三角

矩阵, 这些矩阵的大小均为 $\frac{N}{2} \times \frac{N}{2}$, 其中 N 是阵元的长度。

$$a_{ij} = \begin{cases} i, & 1 \leq i \leq j \leq L \\ L+i-j, & L < j \leq N/2 \\ 0, & i > j \end{cases}$$

$$b_{ij} = \begin{cases} L+i-j-\frac{N}{2}, & i \geq N/2-L+2, 1 \leq j \leq i-L+1 \\ 0, & i \leq j \end{cases}$$

$$c_{ij} = \begin{cases} \frac{N}{2}-j+1, & \frac{N}{2}-L+1 \leq i \leq j \leq N/2 \\ L+i-j, & 1 \leq i \leq N/2-L, i \leq j \leq i+L-1 \\ 0, & i > j \end{cases}$$

[0023] 其中 L 是激发的阵元数目的参数, 取值在 1 至 $N/2$ 之间, 可以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 (所关注的检测对象) 来选择确定。优选地, L 可取 $N/2$ 或 $N/3$ 或 $N/4$ 。

[0024] 步骤 (2) 和步骤 (3) 中信号的预处理方法主要包括如下所示:

$$\hat{x}_i(t) = \text{sign}(x_i(t)) \sqrt{|x_i(t)|}, \quad i = 1, 2, \dots, N$$

其中 $X(t) = [x_1(t) \ x_2(t) \ \dots \ x_N(t)]^T$ 为时刻 t 接收的回波信号, 圆括号内 t 是时间索引序号, $x_i(t)$ 是第 i 个阵元 (通道) 接收的经过延时后的信号 (离散形式)。 $\text{sign}(\cdot)$ 是符号运算, $|\cdot|$ 表示取绝对值运算, $\sqrt{(\cdot)}$ 表示取算术平方根运算。

[0025] 步骤 (4) 中的协方差矩阵如下表示:

$$RT(t) = \begin{bmatrix} \hat{x}_1(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_1(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_1(t)\hat{x}_N(t) \\ \hat{x}_2(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_2(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_2(t)\hat{x}_N(t) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{x}_N(t)\hat{x}_1(t) & \hat{x}_N(t)\hat{x}_2(t) & \dots & \hat{x}_N(t)\hat{x}_N(t) \end{bmatrix}$$

步骤 (5) 中进行如下所示的运算:

$$TMW \otimes RT,$$

其中 $\otimes$ 代表矩阵的点乘运算, 即矩阵的对应元素相乘运算。

[0026] 步骤 (5) 所得矩阵的所有元素之和相加得到步骤 (6) 中波束形成输出的结果;

其中 $\text{sum}(\cdot)$ 代表对矩阵所有元素相加求和的运算。

[0027] 具体地,波束形成的过程及效果将通过下面的仿真实验实例来说明。

[0028] (1) 仿真实例

图2所示是使用不同的波束形成方式所获得的仿真图像。其中,图2(a)和(b)分别为是子阵长度取为42时SA-DMAS波束形成和TM波束形成所获得的点目标仿体仿真图像;图2(c)和(d)分别是子阵长度取为64时SA-DMAS波束形成和TM波束形成所获得的点目标仿体仿真图像。

[0029] 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,同一深度两点之间的间距为4mm。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(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。

[0030] 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TM波束形成方法,从而得到各自的波束形成输出。随后,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SA-DMAS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。

[0031] 从图2可以看出,在相同的仿真环境和子阵长度下,本发明提出的TM波束形成方法与SA-DMAS波束形成方法的点目标仿体成像效果没有明显的区别,说明本发明具有较好的分辨率。

[0032] 为了更好地定量评价本发明方法的横向分辨率性能,图3给出了50mm和70mm深度处不同波束形成方法的横向响应,其中图3(a)是50mm深度处的横向响应,图3(b)是70mm深度处的横向响应。表1为不同波束形成方法在不同深度处的FWHM值。

[0033] 表1 不同波束形成方法在不同深度处的FWHM值。(单位:mm)

Depth	L=N/3		L=N/2	
	SA-DMAS	TM	SA-DMAS	TM
40mm	1.03	0.63	0.80	0.63
50mm	1.27	0.76	1.00	0.70
60mm	1.05	0.73	1.04	0.94
70mm	1.67	0.82	1.40	0.82
80mm	1.67	0.76	1.54	0.80
Average	1.34	0.74	1.16	0.78

从图3和表1可以看出,与SADMAS波束形成相比,本发明所提的TM波束形成在不同深度处展示了较窄的主瓣宽度和较低的旁瓣水平。当子阵长度取值为 $N/3=42$ 时,不同深度处TM方法所得的FWHM平均值为0.74mm,仅仅是SA-DMAS波束形成方法的55.22%。当子阵长度取值为 $N/2=64$ 时,不同深度处TM方法所得的FWHM平均值为0.78mm,仅仅是SA-DMAS波束形成方法的67.24%。

[0034] 图4所示不同波束形成方法对囊肿仿体仿真图像。其中,图4(a)和图4(b)分别是子阵长度取为42和64时SA-DMAS波束形成和TM波束形成所获得的囊肿目标仿体仿真图像;图4(c)和图4(d)分别是子阵长度取为42和64时SA-DMAS波束形成和TM波束形成所获得的囊肿目标仿体仿真图像;动态显示范围为60dB。

[0035] 所设计的体模包含一个无回声囊肿。在20mmx10mmx30mm立方毫米体内随机设置了100000个散射点,其散射幅度囊肿内部为0,外部服从高斯分布。该囊肿的半径为5毫米,圆心位于55毫米深度。实验环境与图2的实验环境一致。

[0036] 从图4可以看出,本发明提出的TM波束形成方法抑制回声杂斑的能力与SA-DMAS波束形成方法相当,较好地提高了图像的对比度。

[0037] 图5所示是不同波束形成方法的囊肿仿体仿真成像在55mm深度处的横向响应。从图5可以看出在同一深度处,本发明所提方法与SA-DMAS波束形成均具有较好地对比度,较好地抑制囊肿内部的噪声。

[0038] 从仿真结果可以看出,本发明的TM波束形成方法与SA-DMAS具有相当的分辨率和对比度,为了更好地评价本发明的执行效果,对不同波束形成方法和子阵长度进行了测试。其中测试的环境为PC机,其配置为Intel(R) Xeon(R) E3-1230 v5, CPU@3.4GHz 和RAM 4.00GB。为较真实地评价计算时间,每组实验共进行20次。不同方法的运行时间如表2所示。

[0039] 表2 不同波束形成方法的计算时间(单位:秒)

方法	子阵长度	
	$L=N/3$	$L=N/2$
SA-DMAS	20.49	16.25
TM	8.94	8.10

从表2可以看出,与SA-DMAS波束形成方法相比,在运算时间上本发明所提的TM方法具有绝对的优势。特别地,当子阵长度 L 取 $N/3=42$ 时,TM方法的处理时间仅仅为SA-DMAS波束形成方法的43.63%;当子阵长度 L 取 $N/2=64$ 时,本发明所提的TM方法仅为SA-DMAS波束形成方法的49.85%。

[0040] 总之,本发明是对非线性波束形成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超声成像,促进医学超声设备的发展。

[0041] 本申请的技术方案中包括超声探头、显示器,超声探头通过线路与控制系统连接,本申请的改进非线性波束形成方法通过控制系统进行运算,显示器用于显示非线性波束形成方法显示的图像。

[0042] 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。

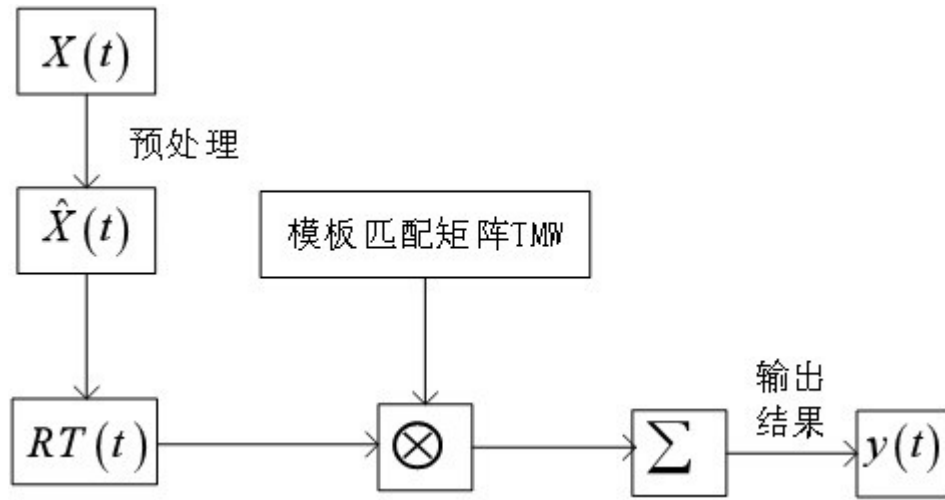


图1

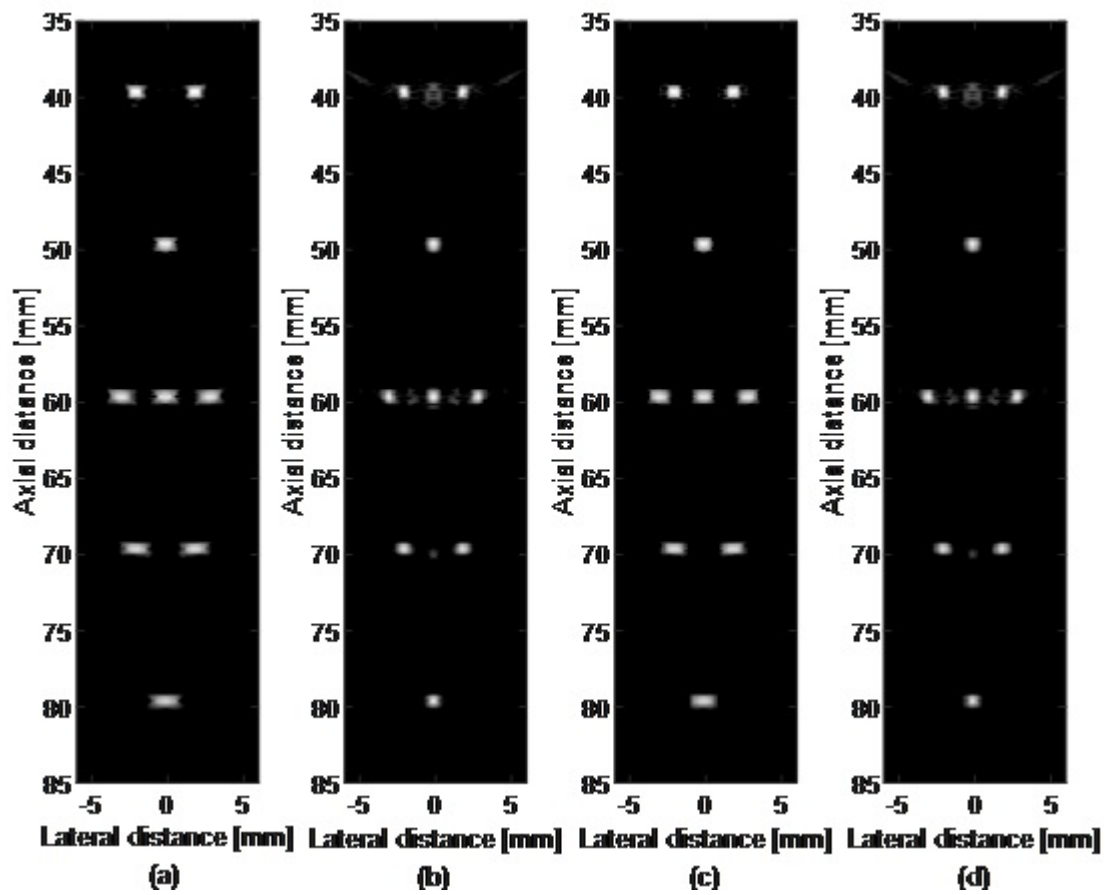


图2

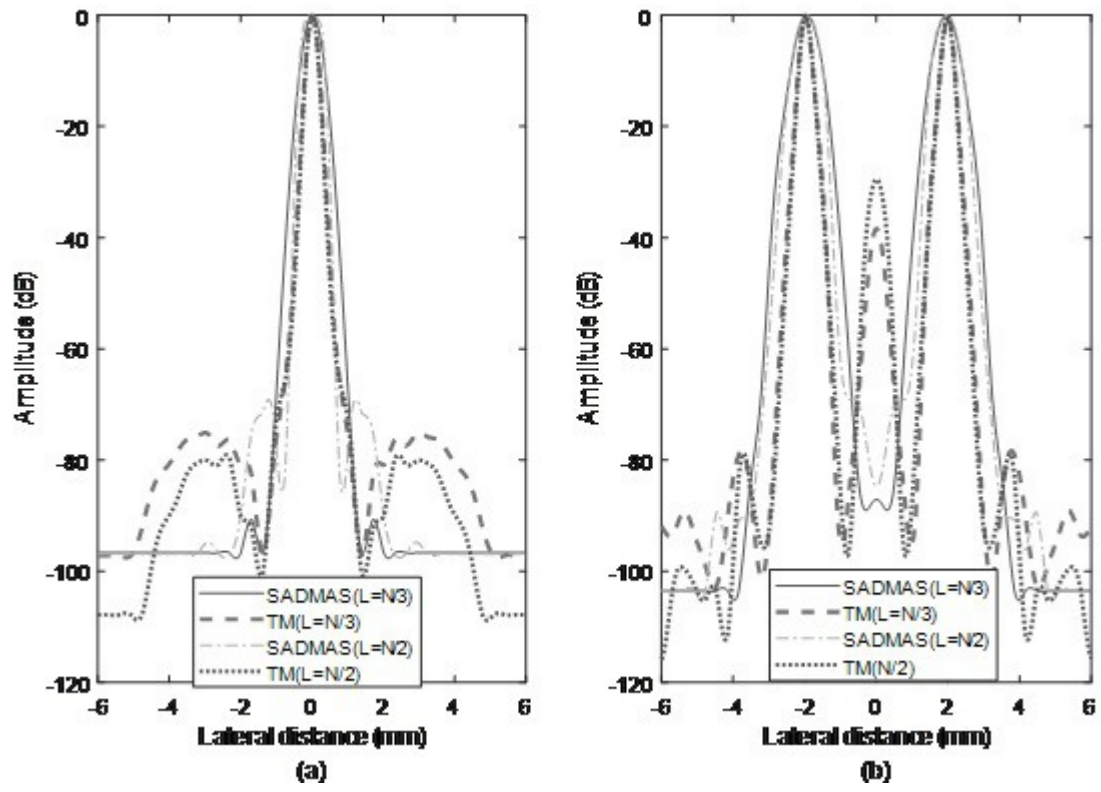


图3

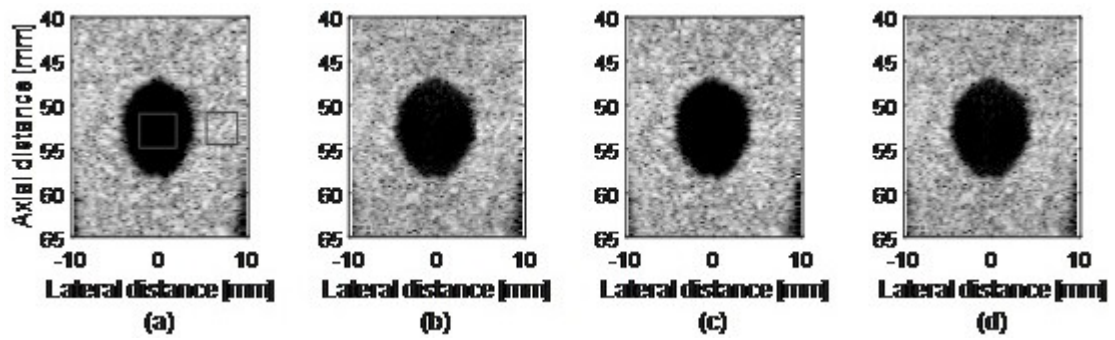


图4

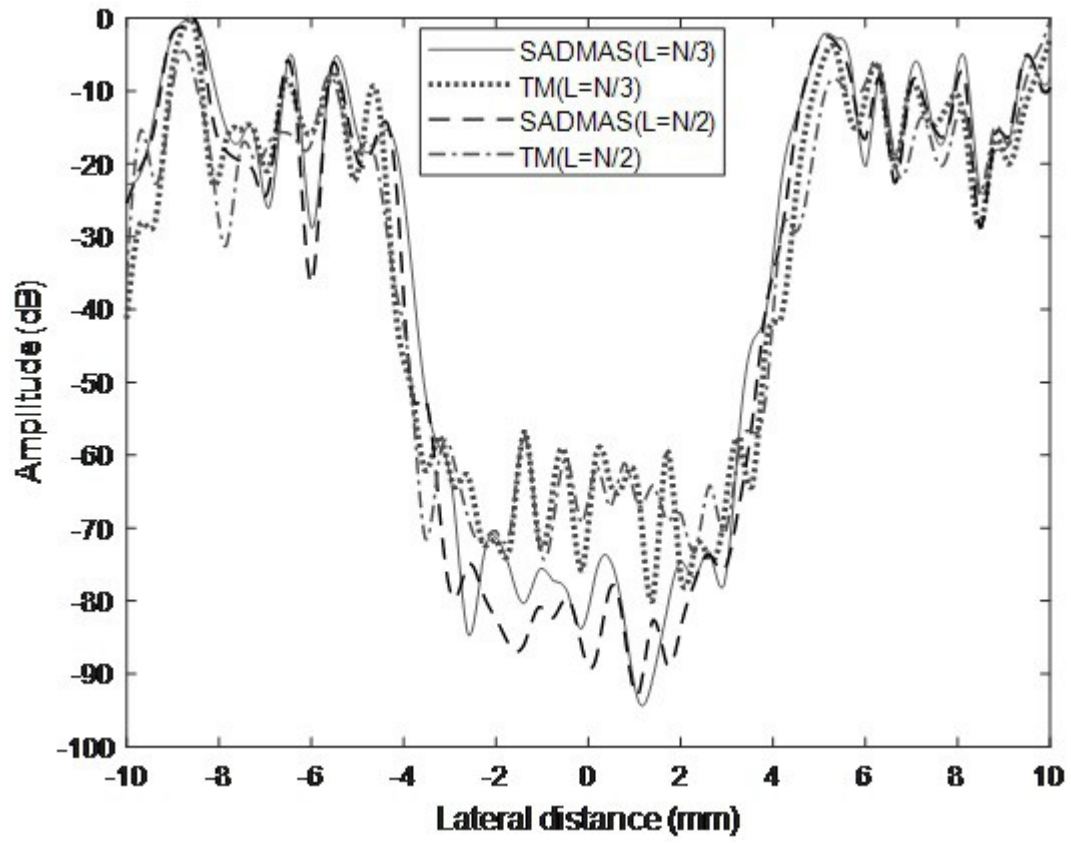


图5

专利名称(译)	模板匹配的医学超声波束形成方法		
公开(公告)号	CN110236593A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201910622240.8	申请日	2019-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	安阳工学院		
申请(专利权)人(译)	安阳工学院		
当前申请(专利权)人(译)	安阳工学院		
[标]发明人	苏婷 董胜伟 李艳军		
发明人	苏婷 董胜伟 李艳军 湛华平		
IPC分类号	A61B8/00 G06F17/16		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/5269 G06F17/16		
代理人(译)	路小龙		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开基于模板匹配的超声波束形成方法，包括以下步骤：步骤(1)：根据超声检测人体部位不同选择传感器激发的阵元数，计算模板匹配权重矩阵；步骤(2)：对每个阵元接收的回波信号进行预处理，对回波信号进行求算术平方根和符号运算；步骤(3)：对步骤(2)所得的算术平方根结果和符号运算结果相乘得到预处理后的信号；步骤(4)：计算协方差矩阵；步骤(5)：对步骤(1)和步骤(4)矩阵进行点乘运算；步骤(6)：对步骤(5)所得矩阵的所有元素进行加法运算得到一条扫描线的波束形成输出结果；本发明是对非线性波束形成方法的一种改进措施，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。

