



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108354627 A

(43)申请公布日 2018.08.03

(21)申请号 201810299030.5

(22)申请日 2018.04.04

(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 张石 王莹莹 苏婷

(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)

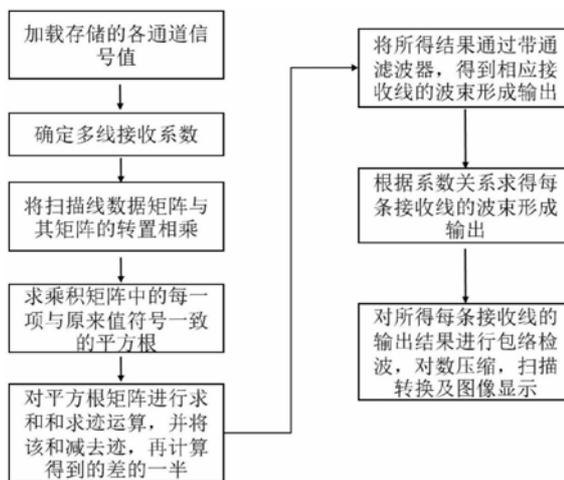
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

一种提高帧频的超声波束形成方法

(57)摘要

本发明涉及一种提高帧频的超声波束形成方法,步骤为:对超声传感器的参数及发射接收聚焦方式进行设置,利用Field II仿真分别得到对点目标和囊肿成像采用不同条数的扫描线进行扫描的结果,包括128条,64条,32条,每条扫描线的结果及相应的延迟分别存储;对存储的三种数目的扫描线信号分别采用相乘延时叠加算法和对应的多线接收进行处理;对波束形成及多线接收处理之后的数据进行包络检波,对数压缩,扫描转换以及图像显示;三种存储结果分别采用延时叠加算法和最小方差算法以及相应的多线接收进行处理,并分别处理得到最终的显示图像。本发明方法所得图像会比延时叠加算法有更高的分辨率,比最小方差算法有小的多的运算复杂度。



1. 一种提高帧频的超声波束形成方法,其特征包括以下步骤:

1) 对超声传感器的参数及发射接收聚焦方式进行设置,利用Field II仿真分别得到对点目标和囊肿成像采用不同条数的扫描线进行扫描的结果,包括128条,64条,32条,每条扫描线的结果及相应的延迟分别存储;

2) 对步骤1)所存储的三种数目的扫描线信号分别采用相乘延时叠加算法和对应的多线接收进行处理;

3) 对经过步骤2)所述的波束形成及多线接收处理之后的数据进行包络检波,对数压缩,扫描转换以及图像显示;

4) 对步骤1)所述的三种存储结果分别采用延时叠加算法和最小方差算法以及相应的多线接收进行处理,并分别经过步骤3)处理得到最终的显示图像。

2. 根据权利要求1所述的提高帧频的超声波束形成方法其特征为:对64条和32条扫描线分别进行二线和四线处理,再各自经过步骤2)的计算以及步骤3)、步骤4)处理,分别得到最终的二线接收和四线接收的超声成像。

3. 根据权利要求1所述的提高帧频的超声波束形成方法,其特征为:对所存储的128条扫描线信号采用相乘延时叠加算法进行处理为:

201) 存储的每条扫描线数据表示为:

$$S(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T$$

其中,t为时间索引序号, $s_i(t)$ 表示第i个通道的接收数据,N为所使用的探头的总通道个数, $[\cdot]^T$ 为矩阵的转置;

202) 将扫描线数据 $S(t)$ 乘以该矩阵的转置,得到新的矩阵:

$$M(t) = S(t)S(t)^T$$

$$= \begin{bmatrix} s_1^2(t) & s_1(t)s_2(t) & \dots & s_1(t)s_N(t) \\ s_2(t)s_1(t) & s_2^2(t) & \dots & s_2(t)s_N(t) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s_N(t)s_1(t) & s_N(t)s_2(t) & \dots & s_N^2(t) \end{bmatrix} \quad (1)$$

203) 将矩阵 $M(t)$ 中的每一项的符号乘以对应项的绝对值的算术平方根,得到的新平方根矩阵中的每一项可表示为:

$$m_{ij}(t) = \text{sign}(s_i(t)s_j(t)) \cdot \sqrt{|s_i(t)s_j(t)|}$$

式中, $\text{sign}(\cdot)$ 表示求符号函数;

204) 对步骤203)中得到的平方根矩阵进行求和操作,并将该和的一半减去原矩阵的迹的一半,即:

$$y^*(t) = 0.5 \cdot [\text{sum}(M(t)) - \text{trace}(M(t))];$$

其中, $M(t)$ 表示平方根矩阵, $\text{sum}(\cdot)$ 为矩阵的求和函数, $\text{trace}(\cdot)$ 为矩阵的求迹函数;

205) 步骤204)中得到的新矩阵 $y^*(t)$ 经过带通滤波器滤波处理,得到相乘延时叠加波束形成对于一条扫描线的输出。

4. 根据权利要求1所述的提高帧频的超声波束形成方法,其特征为:

步骤3)中,多线接收处理是依据一条传输线对应的接收线的条数对步骤1)中的扫描线数据进行分类,再分别对分类后的接收数据进行波束形成操作,通过线性加权来最终确定每条接收线的波束形成输出值。

5.根据权利要求4所述的提高帧频的超声波束形成方法,其特征在于:

对于一个多线接收处理,即k线接收的系统,其存储的扫描线数目为q,对应的接收线数目为 $p=kq-(k-1)$,接收线数据 y_{out} 根据下式计算得出:

$$y_{out} = \begin{cases} y_{DMAS}^{\lceil p/k \rceil} & p = k \cdot q + 1 \\ \omega_1 \cdot y_{DMAS}^{\lceil p/k \rceil} + \omega_2 \cdot y_{DMAS}^{\lceil p/k \rceil + 1} & k \cdot q + 1 < p < k \cdot (q + 1) + 1 \end{cases} \quad (2)$$

式中, $\lceil \cdot \rceil$ 表示向上取整函数, ω_1 和 ω_2 分别表示多线接收的加权系数,其值根据下式计算得出:

$$\begin{cases} \omega_1 = 1 - \omega_2 \\ \omega_2 = \{(p-1) \% k\} / k \end{cases} \quad (3)$$

其中,%表示求余操作,/表示除法运算。

一种提高帧频的超声波束形成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,具体为一种提高帧频的超声波束形成方法。

背景技术

[0002] 超声成像是现代医学四大成像方式之一,因其成本低、对人体无害等特点而被广泛使用。超声成像的质量好坏主要从图像分辨率,探测深度以及帧频三个方面进行判断。然而实际成像中,这三个指标往往是一种此消彼长的状态。波束形成是超声成像步骤中最重要的一环,直接影响成像质量的好坏。目前市场上主要使用的波束形成方法是延时叠加(Delay and Sum,DAS)波束形成方法,因其低算法复杂度而使整个成像系统有较高的帧频。然而延时叠加方法的宽主瓣高旁瓣带来了图像分辨率的降低。

[0003] 自适应波束形成方法针对延时叠加算法的不足进行了改进,以最小方差(minimum variance,MV)波束形成方法作为代表。针对回波信号之间的相关性计算其协方差从而动态地更新相加的回波信号的权值,以此带来图像质量在分辨率和对比度上的提高。然而复杂的计算量限制了系统的帧频,实时成像效果差。相乘延时叠加算法(Delay Multiply and Sum,DMAS)是一种非线性的超声成像方法,其复杂度远小于自适应波束形成方法。该方法等同于孔径的自相关函数,在增强图像稳健性的同时增强了对比度。但是该算法复杂度依然大于系统对于快速实时成像的需求。因此,如何在不降低DMAS波束形成器成像质量的前提下,进一步提高其帧频,成为目前超声成像领域的热门研究问题。

发明内容

[0004] 本发明针对现有波束形成器无法同时满足高成像分辨率和高帧频等不足,本发明要解决的技术问题是提供一种可同时满足高图像分辨率和高帧频的提高帧频的超声波束形成方法。

[0005] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:

[0006] 本发明一种提高帧频的超声波束形成方法,包括以下步骤:

[0007] 1)对超声传感器的参数及发射接收聚焦方式进行设置,利用Field II 仿真分别得到对点目标和囊肿成像采用不同条数的扫描线进行扫描的结果,包括128条,64条,32条,每条扫描线的结果及相应的延迟分别存储;

[0008] 2)对步骤1)所存储的三种数目的扫描线信号分别采用相乘延时叠加算法和对应的多线接收进行处理;

[0009] 3)对经过步骤2)所述的波束形成及多线接收处理之后的数据进行包络检波,对数压缩,扫描转换以及图像显示;

[0010] 4)对步骤1)所述的三种存储结果分别采用延时叠加算法和最小方差算法以及相应的多线接收进行处理,并分别经过步骤3)处理得到最终的显示图像。

[0011] 对64条和32条扫描线分别进行二线和四线处理,再各自经过步骤2)的计算以及步骤3)、步骤4)处理,分别得到最终的二线接收和四线接收的超声成像。

[0012] 对所存储的128条扫描线信号采用相乘延时叠加算法进行处理为:

[0013] 201) 存储的每条扫描线数据表示为:

[0014] $S(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T$

[0015] 其中, t 为时间索引序号, $s_i(t)$ 表示第 i 个通道的接收数据, N 为所使用的探头的总通道个数, $[\cdot]^T$ 为矩阵的转置。

[0016] 202) 将扫描线数据 $S(t)$ 乘以该矩阵的转置, 得到新的矩阵:

$$M(t) = S(t)S(t)^T$$

$$= \begin{bmatrix} s_1^2(t) & s_1(t)s_2(t) & \dots & s_1(t)s_N(t) \\ s_2(t)s_1(t) & s_2^2(t) & \dots & s_2(t)s_N(t) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s_N(t)s_1(t) & s_N(t)s_2(t) & \dots & s_N^2(t) \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0018] 203) 将矩阵 $M(t)$ 中的每一项的符号乘以对应项的绝对值的算术平方根, 得到的新平方根矩阵中的每一项可表示为:

$$m_{ij}(t) = \text{sign}(s_i(t)s_j(t)) \cdot \sqrt{|s_i(t)s_j(t)|}$$

[0020] 式中, $\text{sign}(\cdot)$ 表示求符号函数;

[0021] 204) 对步骤203) 中得到的平方根矩阵进行求和操作, 并将该和的一半减去原矩阵的迹的一半, 即:

$$y^*(t) = 0.5 \cdot [\text{sum}(M(t)) - \text{trace}(M(t))];$$

[0023] 其中, $M(t)$ 表示平方根矩阵, $\text{sum}(\cdot)$ 为矩阵的求和函数, $\text{trace}(\cdot)$ 为矩阵的求迹函数;

[0024] 205) 步骤204) 中得到的新矩阵 $y^*(t)$ 经过带通滤波器滤波处理, 得到相乘延时叠加波束形成对于一条扫描线的输出。

[0025] 步骤3) 中, 多线接收处理是依据一条传输线对应的接收线的条数对步骤1) 中的扫描线数据进行分类, 再分别对分类后的接收数据进行波束形成操作, 通过线性加权来最终确定每条接收线的波束形成输出值。

[0026] 对于一个多线接收处理, 即 k 线接收的系统, 其存储的扫描线数目为 q , 对应的接收线数目为 $p = kq - (k-1)$, 接收线数据 y_{out} 根据下式计算得出:

$$y_{\text{out}} = \begin{cases} y_{DMAS}^{\lceil p/k \rceil} & p = k \cdot q + 1 \\ \omega_1 \cdot y_{DMAS}^{\lceil p/k \rceil} + \omega_2 \cdot y_{DMAS}^{\lceil p/k \rceil + 1} & k \cdot q + 1 < p < k \cdot (q+1) + 1 \end{cases} \quad (2)$$

[0028] 式中, $\lceil \cdot \rceil$ 表示向上取整函数, ω_1 和 ω_2 分别表示多线接收的加权系数, 其值根据下式计算得出:

$$\begin{cases} \omega_1 = 1 - \omega_2 \\ \omega_2 = \{(p-1) \% k\} / k \end{cases} \quad (3)$$

[0030] 其中, $\%$ 表示求余操作, $/$ 表示除法运算。

[0031] 本发明具有以下有益效果及优点:

[0032] 1. 本发明采用非线性的相乘延时叠加算法作为超声成像的波束形成器, 所得图像

会比延时叠加算法有更高的分辨率,比最小方差算法有小的多的运算复杂度。在基于Matlab运算的基础上,采用矩阵的形式实现了相乘延时叠加算法的运算,一定程度上降低了其复杂度;

[0033] 2.本发明在保留相乘延时叠加算法优点的基础上,进一步提高其帧频,使其运用于快速超声成像成为可能;

[0034] 3.点目标和囊肿目标仿真结果表明,本发明方法比传统的延时叠加算法拥有更高的分辨率和对比度,比最小方差算法拥有更高的对比度和更小的计算复杂度,同时,较传统的相乘延时叠加算法帧频提高一倍。

附图说明

[0035] 图1为整个波束形成算法的流程图;

[0036] 图2为以四线接收为例解释多线接收原理的示意图;

[0037] 图3(a)为在点目标回波信号中,增加信噪比为5dB的高斯白噪声,延时叠加算法的仿真图像;

[0038] 图3(b)为在点目标回波信号中,增加信噪比为5dB的高斯白噪声,最小方差算法的仿真图像;

[0039] 图3(c)为在点目标回波信号中,增加信噪比为5dB的高斯白噪声,延时相乘叠加算法的仿真图像;

[0040] 图4(a)为单线接收延时叠加算法对点目标的仿真图像;

[0041] 图4(b)为二线接收最小方差算法对点目标的仿真图像;

[0042] 图4(c)为二线接收相乘延时叠加算法对点目标的仿真图像;

[0043] 图5(a)为图3中的三种波束形成结果图像在20mm深度处的横向分辨率曲线图;

[0044] 图5(b)为图3中的三种波束形成结果图像在60mm深度处的横向分辨率曲线图;

[0045] 图6(a)为单线接收延时叠加算法对囊肿目标的仿真图像;

[0046] 图6(b)为二线接收最小方差算法对囊肿目标的仿真图像;

[0047] 图6(c)为二线接收相乘延时叠加算法对囊肿目标的仿真图像;

[0048] 图7(a)为图5(a)中的三种波束形成结果图像在40mm深度处的横向分辨率曲线图;

[0049] 图7(b)为图5(b)中的三种波束形成结果图像在60mm深度处的横向分辨率曲线图。

具体实施方式

[0050] 下面结合说明书附图对本发明作进一步阐述。

[0051] 如图1所示,本发明一种提高帧频的超声波束形成方法,包括以下步骤:

[0052] 1)对超声传感器的参数及发射接收聚焦方式进行设置,利用Field II 仿真分别得到对点目标和囊肿成像采用不同条数的扫描线进行扫描的结果,包括128条,64条,32条,每条扫描线的结果及相应的延迟分别存储;

[0053] 2)对步骤1)所存储的128条扫描线信号分别采用相乘延时叠加算法和对应的多线接收进行处理;

[0054] 3)对经过步骤2)所述的波束形成及多线接收处理之后的数据进行包络检波,对数压缩,扫描转换以及图像显示;

[0055] 4) 对步骤1)所述的三种存储结果分别采用延时叠加算法和最小方差算法以及相应的多线接收进行处理,并分别经过步骤3)处理得到最终的显示图像。

[0056] 对64条和32条扫描线分别进行二线和四线处理,再各自经过步骤2)的计算以及步骤3)、步骤4)处理,分别得到最终的二线接收和四线接收的超声成像。

[0057] 对所存储的128条扫描线信号采用相乘延时叠加算法进行处理为:

[0058] 201) 存储的每条扫描线数据表示为:

$$[0059] \quad S(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T$$

[0060] 其中,其中,t为时间索引序号, $s_i(t)$ 表示第i个通道的接收数据,N为所使用的探头的总通道个数, $[\cdot]^T$ 为矩阵的转置。

[0061] 202) 将扫描线数据S(t)乘以该矩阵的转置,得到新的矩阵:

$$[0062] \quad M(t) = S(t)S(t)^T = \begin{bmatrix} s_1^2(t) & s_1(t)s_2(t) & \dots & s_1(t)s_N(t) \\ s_2(t)s_1(t) & s_2^2(t) & \dots & s_2(t)s_N(t) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s_N(t)s_1(t) & s_N(t)s_2(t) & \dots & s_N^2(t) \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0063] 203) 将矩阵M(t)中的每一项的符号乘以对应项的绝对值的算术平方根,得到的新平方根矩阵中的每一项可表示为:

$$[0064] \quad m_{ij}(t) = \text{sign}(s_i(t)s_j(t)) \cdot \sqrt{|s_i(t)s_j(t)|}$$

[0065] 式中, $\text{sign}(\cdot)$ 表示求符号函数;

[0066] 204) 对步骤203)中得到的平方根矩阵进行求和操作,并将该和的一半减去原矩阵的迹的一半,即:

$$[0067] \quad y^*(t) = 0.5 \cdot [\text{sum}(M(t)) - \text{trace}(M(t))];$$

[0068] 其中, $M(t)$ 表示平方根矩阵, $\text{sum}(\cdot)$ 为矩阵的求和函数, $\text{trace}(\cdot)$ 为矩阵的求迹函数。

[0069] 205) 步骤204)中得到的结果矩阵 $y^*(t)$ 经过带通滤波器滤波处理,得到相乘延时叠加波束形成对于一条扫描线的输出结果。

[0070] 步骤3)中,多线接收处理是依据一条传输线对应的接收线的条数对步骤1)中的扫描线数据进行分类,再分别对分类后的接收数据进行波束形成操作,通过线性加权来最终确定每条接收线的波束形成输出值。

[0071] 对于一个多线接收处理,即k线接收的系统,其存储的扫描线数目为q,对应的接收线数目为 $p = kq - (k-1)$,接收线数据 y_{out} 根据下式计算得出:

[0072]

$$y_{out} = \begin{cases} y_{DMAS}^{\lceil \frac{p}{k} \rceil} & p = k \cdot q + 1 \\ \omega_1 \cdot y_{DMAS}^{\lceil \frac{p}{k} \rceil} + \omega_2 \cdot y_{DMAS}^{\lceil \frac{p}{k} \rceil + 1} & k \cdot q + 1 < p < k \cdot (q+1) + 1 \end{cases} \quad (2)$$

[0073] 式中, $\lceil \cdot \rceil$ 表示向上取整函数, ω_1 和 ω_2 分别表示多线接收的加权系数,其值根据下式计算得出:

$$[0074] \quad \begin{cases} \omega_1 = 1 - \omega_2 \\ \omega_2 = \{(p-1)\%k\} / k \end{cases} \quad (3)$$

[0075] 其中,%表示求余操作,/表示除法运算。

[0076] 图1为整个波束形成算法流程图。

[0077] 多线接收系数根据传输线数目和每条传输线产生的接收线数目求得。

[0078] 基于相乘延时叠加的多线接收波束形成算法步骤包括:

[0079] 被存储的一条扫描线的各通道信号值可表示为:

$$[0080] \quad S(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T.$$

[0081] 式中,t为时间索引序号, $s_i(t)$ 表示第*i*个通道的接收数据,N为所使用的探头的总通道个数, $[\cdot]^T$ 为矩阵的转置;

[0082] 将各通道信号数据矩阵S(t)乘以该矩阵的转置,得到新的矩阵:

$$[0083] \quad \begin{aligned} M(t) &= S(t)S(t)^T \\ &= \begin{bmatrix} s_1^2(t) & s_1(t)s_2(t) & \dots & s_1(t)s_N(t) \\ s_2(t)s_1(t) & s_2^2(t) & \dots & s_2(t)s_N(t) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s_N(t)s_1(t) & s_N(t)s_2(t) & \dots & s_N^2(t) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (1)$$

[0084] 将式(1)中得到的矩阵M(t)中的每一项的符号乘以该项的绝对值的算术平方根,得到的新矩阵中的每一项可表示为:

$$[0085] \quad m_{ij}(t) = \text{sign}(s_i(t)s_j(t)) \cdot \sqrt{|s_i(t)s_j(t)|} \quad (2)$$

[0086] 式中, $\text{sign}(\cdot)$ 表示符号函数;

[0087] 对式(2)中得到的平方根矩阵进行求和操作,并将该和的一半减去原矩阵的迹的一半,即:

$$[0088] \quad y^*(t) = 0.5 \cdot [\text{sum}(M(T)) - \text{trace}(M(T))] \quad (3)$$

[0089] 将式(3)中得到的结果经过一个4-18MHz的Turkey窗($\alpha=0.5$)带通滤波器进行滤波处理,得到相乘延时叠加波束形成算法对于一条接收线的输出结果;

[0090] 根据多线接收系数关系求得其他每条接收线的波束形成结果。

[0091] 图2为四线接收示意图。传输波发射一个宽波束,其对应聚焦角度为 θ_T ,一条传输线产生四条接收线,对应的接收聚焦角度大小为 θ_R 。接收线1的数据由传输线1提供,接收线2到4的数据由传输线1和传输线2的数据线性加权组合而成,其加权系数计算公式如下:

$$[0092] \quad \begin{cases} \omega_1 = 1 - \omega_2 \\ \omega_2 = \{(p-1)\%4\} / 4 \end{cases} \quad (4)$$

[0093] 式中, ω_1 和 ω_2 分别表示多线接收的加权系数,p为接收线的索引值。由此可以确定,为了得到每条接收线的波束形成输出值,不必每次都进行相关波束形成计算,而只需要每四条扫描线进行一次计算,再根据系数关系,同时计算出四条接收线的输出结果值。应当可以推断出,对于一个传输线数目为q的k线接收系统,对应的接收线数目为: $p=kq-(k-1)$ 。为了不降低超声成像的分辨率,k的值不能太大,因此p的值可近似为q的k倍。这样,整个超声成像系统的帧频也提高为原来单线接收系统的k倍。

[0094] 具体地,成像的过程及效果将通过下面的仿真实例来说明。

[0095] 仿真实验通过Field II实现。实验中,采用了128通道的相控阵探头,每通道宽度为波长的一半,间隔为十分之一波长,高度为3mm。其中心频率和采样频率分别为7.5MHz和120MHz。传输焦点设置在50mm深度处,接收则采用动态聚焦。对于点目标仿真,8个点目标均匀分布在20mm至80mm深度处,且同一深度处两目标之间间隔为6mm。囊肿目标成像区域包含在40mm处半径为10mm以及60mm处半径为5mm的两个囊肿,均匀分布在深度为30mm至70mm处的5个高亮度反射点,其他斑点噪声的幅值在 $80 \times 10 \times 60 \text{mm}^3$ 的区域内成高斯分布。实验中发现四线接收时图像的分辨率显著降低,因此仅针对二线接收的结果和传统的算法进行比较。

[0096] 首先,向传统的单线接收算法的128条扫描线的各通道信号中添加信噪比为5dB的高斯白噪声,三种不同算法(延时叠加(Delay and Sum,DAS),最小方差(Minimum Variance,MV)以及DMAS的成像结果如图3(a)~3(c)所示。DMAS最为清晰的背景证明了该波束形成算法的高抗噪声稳定性。

[0097] 图4(a)~4(c)分别是DAS算法,基于MV的二线接收(MV 2MLA)算法以及基于DMAS的二线接收(DMAS 2MLA)算法对于点目标的仿真成像结果,图5(a)~5(b)为该三种算法成像分别在20mm和60mm处的横向分辨率曲线。表1为当横向分辨率为6dB时候的单线及二线接收算法对应的主瓣宽度(单位为mm)。在远场区80mm处,DAMS 2MLA的横向分辨率比传统的DAS更低,但在其他深度处,其横向分辨率与传统的DAS相比,提高10%左右。同时,对于MV 2MLA,在60mm处,其横向分辨率太低以至于无法区分两个点目标的边界,这说明MV 2MLA算法的成像质量不如DMAS 2MLA。

[0098] 表1

深度	SLA			2MLA		
	DAS	MV	DMAS	DAS	MV	DMAS
20 mm	3.56	3.14	3.10	3.06	3.02	2.79
40 mm	1.83	1.79	1.48	1.62	1.55	1.57
60 mm	1.69	1.73	1.48	1.71	1.75	1.58
80 mm	1.91	2.01	1.74	3.25	3.25	3.14

[0100] 图6(a)~6(c)分别是DAS算法,MV 2MLA算法以及DMAS 2MLA算法对于囊肿目标的仿真成像结果,图7(a)~7(b)为该三种算法成像分别在40mm和60mm处的横向分辨率曲线。表2为当单线及二线接收分别与三种算法结合时的对比度(CR),对比分辨率(CNR)以及信噪比(SNR)的值。其对应的计算公式分别为:

$$[0101] \quad CR = 20 \log_{10} \frac{\mu_{cyst}}{\mu_{bck}} \quad (5)$$

$$[0102] \quad CNR = \frac{|\mu_{cyst} - \mu_{bck}|}{\sqrt{\sigma_{cyst}^2 + \sigma_{bck}^2}} \quad (6)$$

$$[0103] \quad SNR = \frac{\mu_{bck}}{\mu_{bck}} \quad (7)$$

[0104] 式中, μ_{cyst} 和 μ_{bck} 分别是囊肿内部和外部的一块区域(如图6(a)中白色圆圈内区域所示)的亮度平均值, σ_{cyst} 和 σ_{bck} 则为对应的标准差。

[0105] 从图6(a)~6(c)可以看出,DMAS 2MLA囊肿成像的成像质量略高于其他两种,包括两个囊肿的边界,对于五个高亮点的区分等。表2的计算结果也进一步说明了DMAS 2MLA的高对比度。但是对应的CNR和SNR 却总是比相应的DAS和MV算法小,这是因为DMAS算法囊肿内部的均值和方差都较小,囊肿外部的方差却更大的缘故。

[0106] 表2

深度	参数	SLA			2MLA		
		DAS	MV	DMAS	DAS	MV	DMAS
40 mm	CR[dB]	-7.70	-10.12	-29.26	-8.66	-11.44	-29.43
	CNR	1.73	1.99	1.03	1.77	2.13	1.05
	SNR	3.32	3.21	1.07	3.21	3.18	1.09
60 mm	CR[dB]	-6.95	-9.08	-25.09	-7.21	-9.75	-22.17
	CNR	1.66	1.69	0.95	1.66	1.73	0.85
	SNR	3.55	2.93	1.00	3.53	2.84	0.92

[0108] 表3给出了三种算法的算法复杂度及其与多线接收相结合式的仿真运行时间。为了让该运行时间更准确,每种算法被运行了20次,再求取其平均值,所使用的电脑配置为Intel(R) core(TM) i5-4590,CPU@3.3GHz,内存为8.00GB.DMAS的算法复杂度远小于MV算法,DMAS 2MLA的算法运行时间相对于传统DMAS算法的运行时间减少了一半。

[0109] 表3

	算法复杂度 ($N=3L$)	仿真时间		
		SLA	2MLA	4MLA
DAS	$3L$	8.042	4.339	3.247
MV	$\frac{10}{3}L^3 + 4L^2 + O(L)$	248.802	124.557	62.903
DMAS	$\frac{27}{2}L^2 + O(L)$	147.287	73.099	37.448

[0111] 本发明提出了一种基于相乘延时叠加的多线接收波束形成算法,该算法是对相乘延时叠加算法的一种改进,在不改变其成像质量的前提下,扫描线数目和算法运行时间均变为原来的一半,因此,帧频变为原来的两倍。相对于传统的延时叠加算法,其成像质量更高;相对于自适应波束形成算法,其算法复杂度更低。本发明的波束形成算法,更适用于医学超声实时成像。

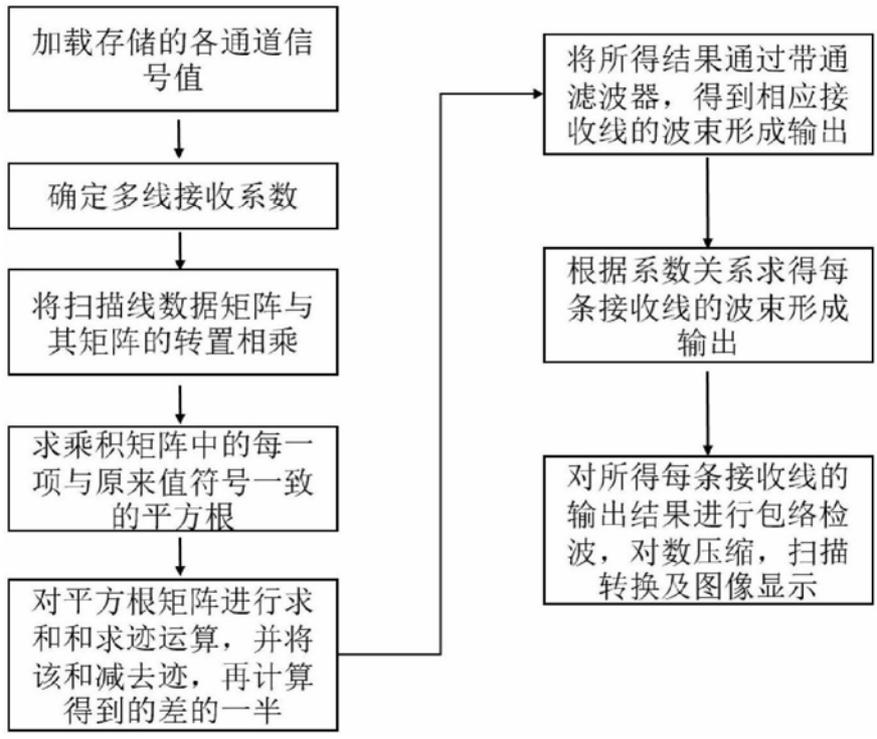


图1

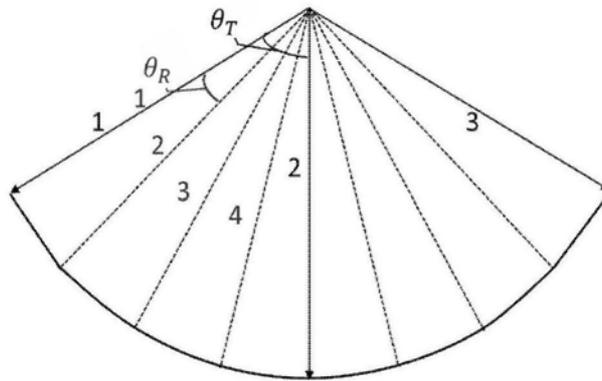


图2

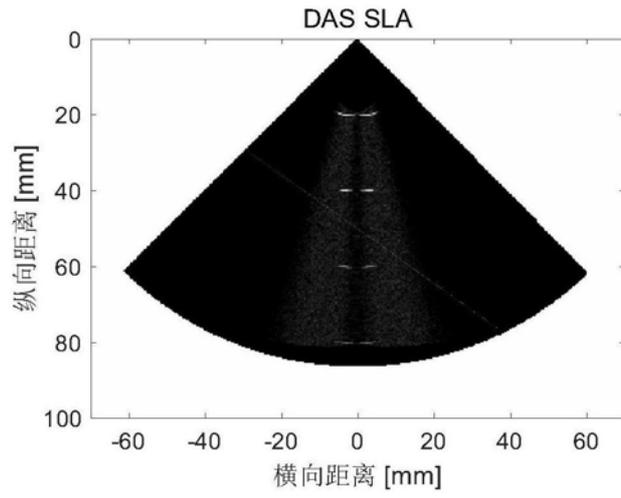


图3 (a)

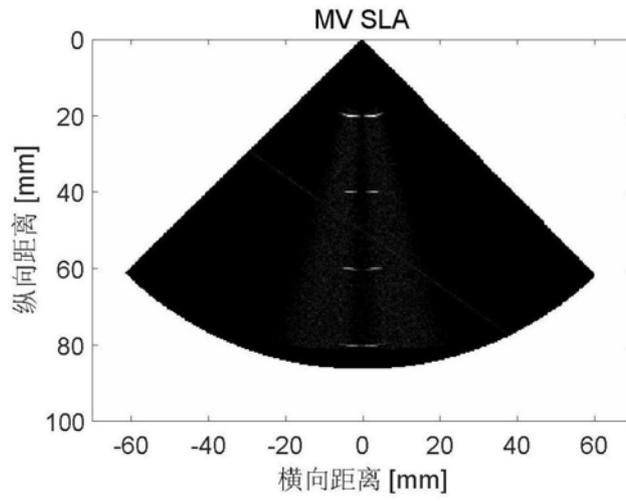


图3 (b)

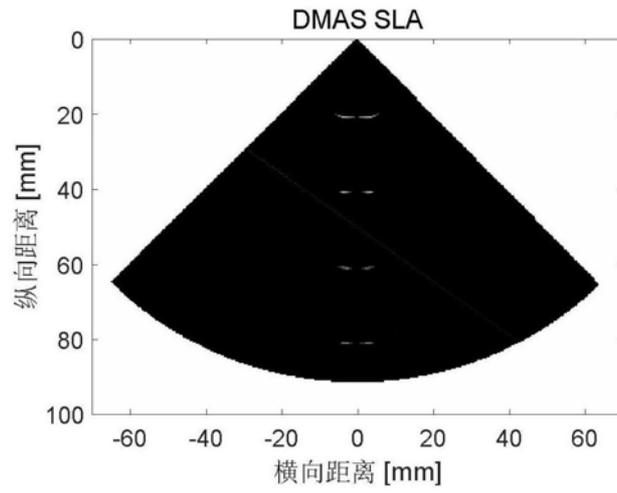


图3 (c)

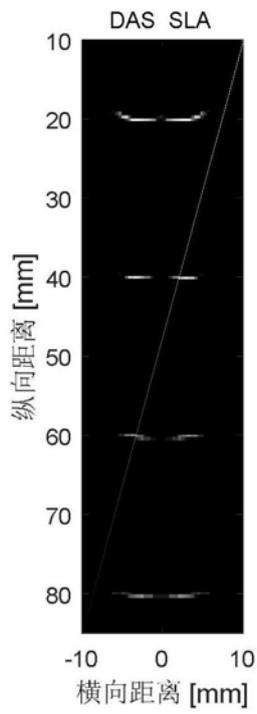


图4 (a)

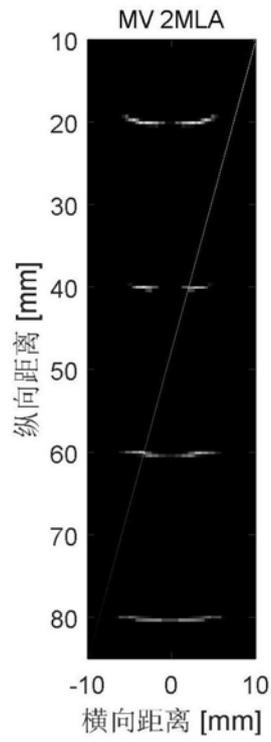


图4 (b)

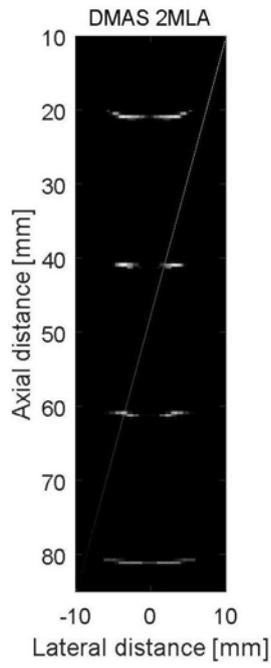


图4 (c)

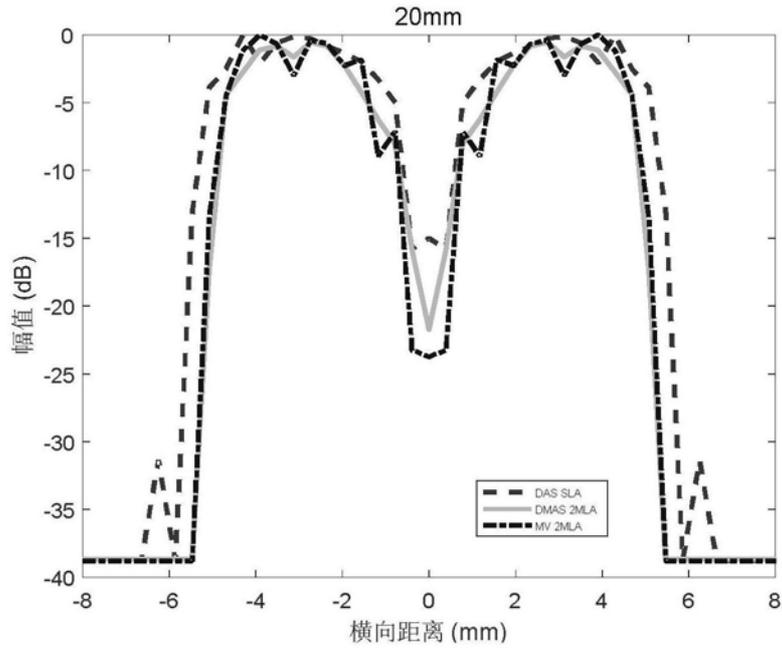


图5 (a)

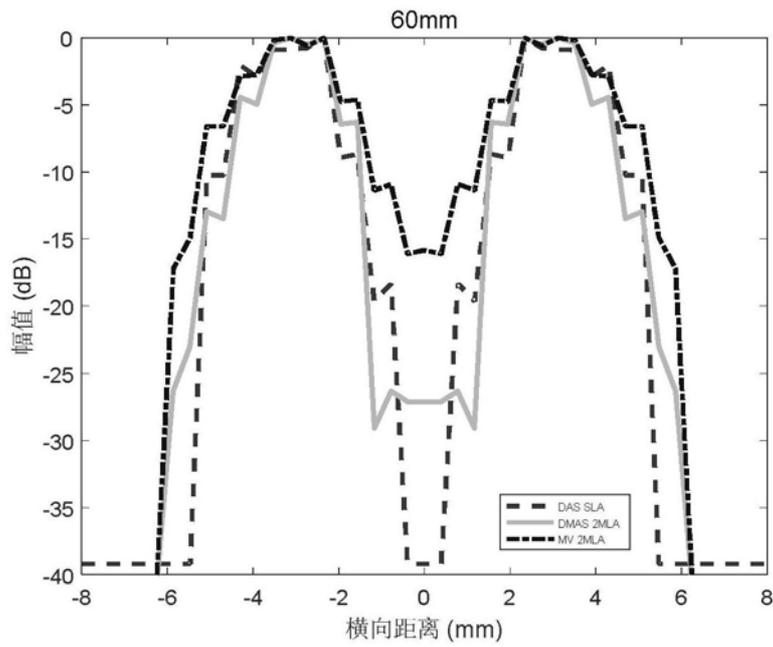


图5 (b)

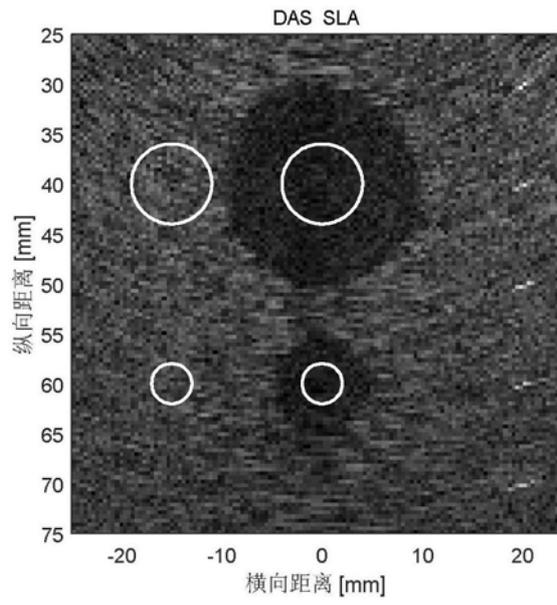


图6 (a)

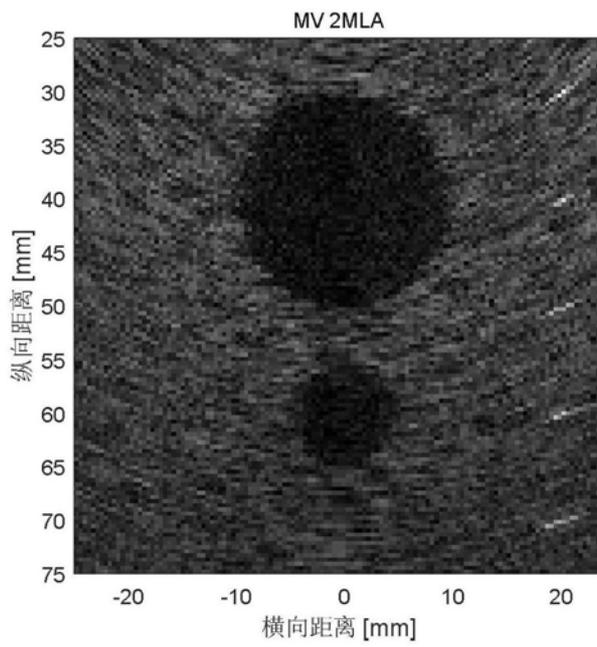


图6 (b)

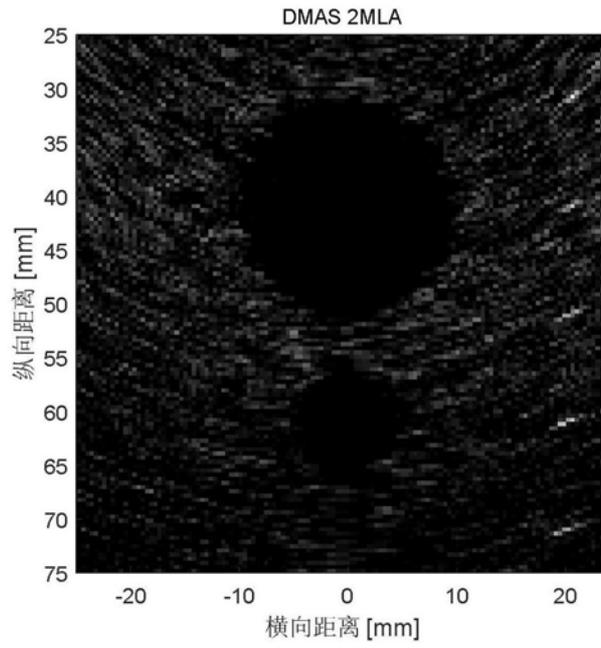


图6 (c)

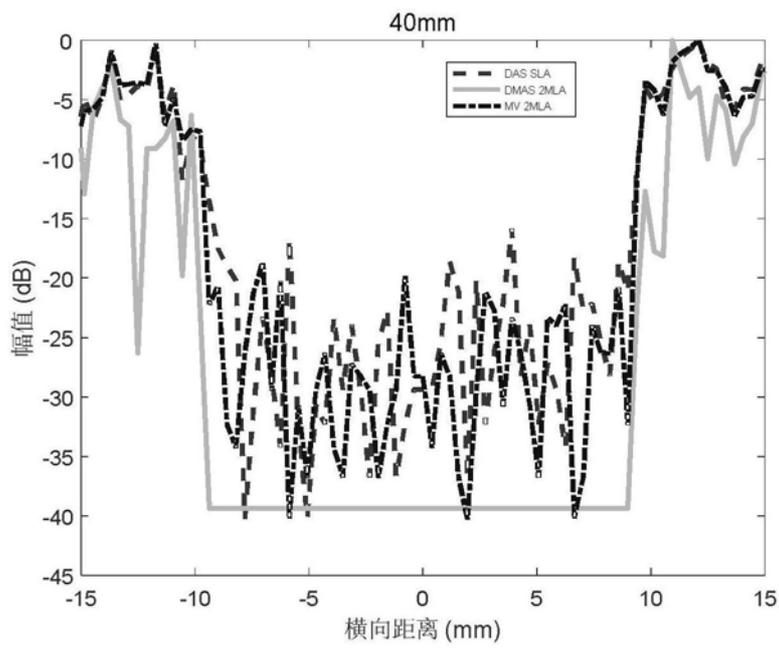


图7 (a)

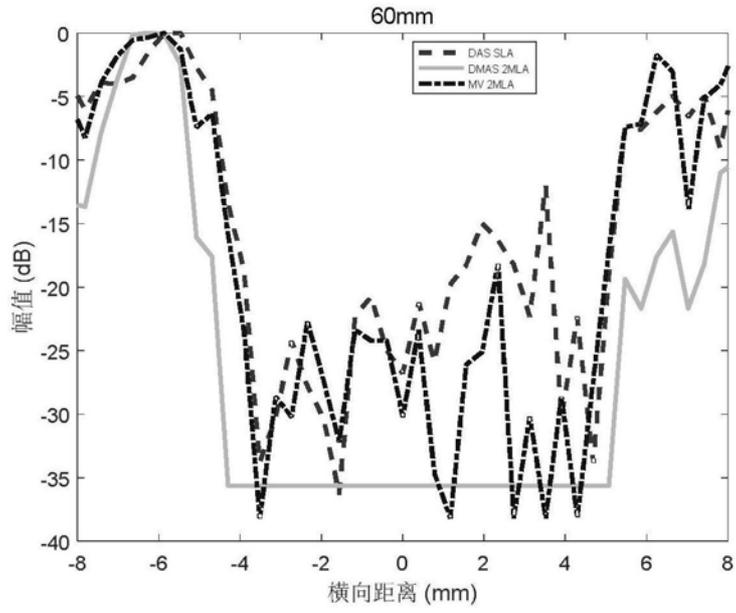


图7 (b)

专利名称(译)	一种提高帧频的超声波束形成方法		
公开(公告)号	CN108354627A	公开(公告)日	2018-08-03
申请号	CN201810299030.5	申请日	2018-04-04
[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	张石 王莹莹 苏婷		
发明人	张石 王莹莹 苏婷		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207		
代理人(译)	李晓光		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种提高帧频的超声波束形成方法，步骤为：对超声传感器的参数及发射接收聚焦方式进行设置，利用Field II仿真分别得到对点目标和囊肿成像采用不同条数的扫描线进行扫描的结果，包括128条，64条，32条，每条扫描线的结果及相应的延迟分别存储；对存储的三种数目的扫描线信号分别采用相乘延时叠加算法和对应的多线接收进行处理；对波束形成及多线接收处理之后的数据进行包络检波，对数压缩，扫描转换以及图像显示；三种存储结果分别采用延时叠加算法和最小方差算法以及相应的多线接收进行处理，并分别处理得到最终的显示图像。本发明方法所得图像会比延时叠加算法有更高的分辨率，比最小方差算法有小的多的运算复杂度。

