



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108403148 A

(43)申请公布日 2018.08.17

(21)申请号 201810339093.9

(22)申请日 2018.04.16

(71)申请人 武汉维视医学影像有限公司

地址 436000 湖北省鄂州市梧桐湖新区东
湖高新科技创意城一期A02栋A户型1-
5层

(72)发明人 尉迟明 丁明跃 王珊珊 方小悦
宋俊杰 周亮 周权 孙夏

(74)专利代理机构 上海精晟知识产权代理有限
公司 31253

代理人 冯子玲

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

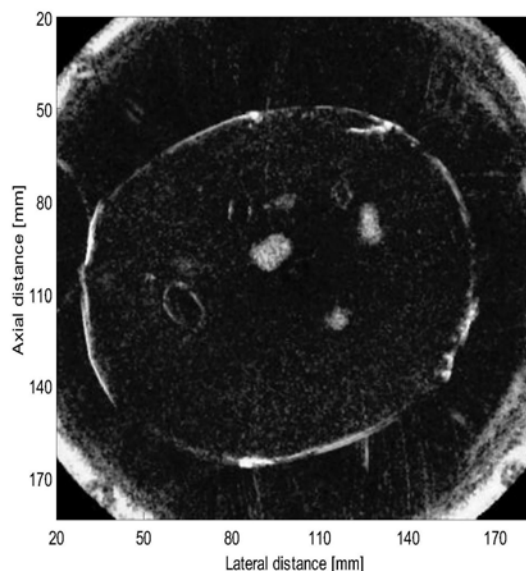
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像
方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,包括数据采集、数据预处理、区域剖分、聚焦延时、数据处理和显示步骤;本发明根据接收的回波数据,计算不同通道数据的权重,将数据加权后再相加,得到最终成像点的值,该方法可有效的减少噪声的影响,提高图像分辨率和对比度。



1. 一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,包括数据采集、数据预处理、区域剖分、聚焦延时、数据处理和显示步骤,其特征在于,

所述数据采集步骤包括:发射阵元按顺序依次发射信号,全部的阵元接收信号;

所述数据预处理步骤包括:保留发射阵元左右各45°接收阵元的回波数据,截掉发射阵元其余方向接收阵元的回波数据;

所述区域剖分步骤包括:根据成像区域的大小,选择合适的尺寸,将成像区域剖分为网格,每个格子中的区域作为成像点;

所述聚焦延时步骤包括:对经过数据预处理步骤得到的每个通道的回波数据进行聚焦延时;

所述数据处理步骤包括:

a1、计算各通道权重:采用MV自适应波束成形算法,对聚焦延时后的各通道回波数据计算权重;

a2、加权叠加:将计算的各通道权重进行叠加,波束形成器的输出为空间数据的加权
和,即 $z(n) = \sum_{m=0}^{M-1} w_m(n)x_m(n) = w(n)^H X(n)$,

其中, $z(n)$ 为加权和, $w_m(n)$ 为阵元m的孔径权重, $w(n) = [w_0(n) w_1(n) \dots w_{M-1}(n)]^H$ 为阵列的权重向量;

a3、加权平均:通过波束形成器寻找加权和的最小方差,采用空间平滑的方式,将阵列划分为多个重叠的子阵列,将得到的子阵列的协方差矩阵进行平均;

a4、包络检测:检出信号的上包络,提取出回波信号中携带的低频分量,得到被测物体信息。

a5、对数压缩:将包络检测后的信号取以10为底的对数,并乘以20的倍数,单位是dB,取完对数之后可以调整回波的动态范围,得到实时成像效果;

a6、灰度映射:采用线性映射,成比例地将最弱的信号映射到0dB,将最强的信号映射到255dB;

所述显示步骤包括:对经过灰度映射之后的数据进行图像显示。

2. 根据权利要求1所述的一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,其特征在于,所述加权平均步骤中的具体算法为:

b1、通过波束形成器寻找 $z(n)$ 的最小方差,同时保持聚焦点具有单位增益,它输出的方差为 $E[|z(n)|^2] = w[n]^H R[n] w[n]$,其中, $E[|z(n)|^2]$ 表示期望算子, $R[n] = E[X[n]X[n]^H]$ 为协方差矩阵;

b2、波束形成器根据接收的数据计算孔径的权重,寻找 $z(n)$ 的最小方差来决定权重大小,当保证聚焦点具有单位增益时,最优化问题的数学表达式为 $\min_{w[n]} w[n]^H R[n] w[n]$,
subject to $w[n]^H a = 1$,

其中, a 为操纵向量, $w[n] = \frac{R[n]^{-1}a}{a^H R[n]^{-1}a}$;

b3、步骤b2中,协方差矩阵 $R[n]$ 为样本协方差矩阵 $\hat{R}[n]$,采用空间平滑的方式,将阵列划分为多个重叠的子阵列,将得到的子阵列的协方差矩阵进行平均,在某个采样点的协方差

矩阵为 $\hat{R}[n] = \frac{1}{M-L-1} \sum_{l=0}^{M-L} \bar{x}_l[n] \bar{x}_l[n]^H$, $\bar{x}_l[n] = [x_l[n] \ x_{l+1}[n] \dots x_{l+L-1}[n]]^H$,

其中,L为子阵列长度,M为全部阵元个数, $\bar{x}_l[n]$ 为第1个子阵列聚焦延时后的信号向量;

b4、利用样本协方差矩阵计算优化的孔径权重后,波束形成器最终的输出为

$$\hat{z}(n) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L} w(n)^H \bar{X}(n)。$$

3.根据权利要求2所述的一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,其特征在于,所述加权平均步骤还包括采用对角加载的方法对协方差矩阵进行处理,将 $R[n]$ 用 $R[n] + \epsilon I$ 代替, ϵ 为加载因子,可表示为

$$\epsilon = \Delta \cdot \text{tr}\{R[n]\},$$

其中, $\text{tr}\{R[n]\}$ 为求矩阵的迹, Δ 为常数,常设置为 $1/100L$ 。

4.根据权利要求1所述的一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,其特征在于:所述包络检测方法为希尔伯特变换法,具体为,加权平均后的信号经过希尔伯特变换将得到加权平均后的信号的正交信号,以加权平均后的信号为实部,以希尔伯特变换得到的信号为虚部构造复信号,这个复信号的模就是所要求的实信号的包络。

5.根据权利要求1所述的一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,其特征在于:所述显示步骤通过调用MATLAB中的成像函数得到图像。

一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,尤其涉及一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法。

背景技术

[0002] 超声CT是指在不损伤研究物体内部结构的基础上,通过超声设备测量物体在超声波的照射下投影数据,利用这些数据可以重建出二维或者三维的超声图像。超声检测具有指向性好、价格低廉、对人体无害、设备便于携带等优点,因此,用超声波作为发射源的检测技术取代射线来照射对象,已逐渐成为超声应用领域的研究者们追求的新目标之一。

[0003] 超声成像的主要缺点是超声图像的分辨率低、对比度差。超声CT系统采用环阵探头,与线阵探头相比,它能够提供360°回波数据,对这些数据进行处理,可以进一步提高图像的分辨率,改善成像质量,有助于医生临床上对疾病的诊断和治疗。超声CT成像有两种方式,反射式成像和透射式成像,根据不同的成像方式选择对应的回波数据进行重建。

[0004] 延时叠加波束形成是医学超声成像的标准技术,与传统的DAS相比,自适应波束形成的主要是计算每个成像点的值时增加了孔径的权重,该方法对于提高图像的空间分辨率有独特的优势。

[0005] 目前国内外主要医学影像企业的高端超声产品均没有将MV自适应波束的方法应用到超声CT的成像中。主要原因是该技术有几个难点尚未被攻克:环阵探头的阵元数大,通道数多,数据量大;MV自适应波束形成的重建算法虽然能够提高分辨率,但计算量巨大,重建需要花费大量的时间。

[0006] 基于此,需要一种能提高超声CT图像的对比度和分辨率的基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法被设计出来,利用超声CT成像系统采集的数据,应用MV自适应波束形成的算法,进行高分辨率图像重建。

发明内容

[0007] 本发明的目的是为了克服现有技术的不足,得到一种能提高超声CT图像的对比度和分辨率的基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,利用超声CT成像系统采集的数据,应用MV自适应波束形成的算法,进行高分辨率图像重建。

[0008] 本发明是通过以下技术方案实现:

[0009] 一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,包括数据采集、数据预处理、区域剖分、聚焦延时、数据处理和显示步骤,

[0010] 所述数据采集步骤包括:发射阵元按顺序依次发射信号,全部的阵元接收信号;

[0011] 所述数据预处理步骤包括:保留发射阵元左右各45°接收阵元的回波数据,截掉发射阵元其余方向接收阵元的回波数据;

[0012] 所述区域剖分步骤包括:根据成像区域的大小,选择合适的尺寸,将成像区域剖分为网格,每个格子中的区域作为成像点;

[0013] 所述聚焦延时步骤包括:对经过数据预处理步骤得到的每个通道的回波数据进行聚焦延时;

[0014] 所述数据处理步骤包括:

[0015] a1、计算各通道权重:采用MV自适应波束成形算法,对聚焦延时后的各通道回波数据计算权重;

[0016] a2、加权叠加:将计算的各通道权重进行叠加,波束形成器的输出为空间数据的加权和,即 $z(n) = \sum_{m=0}^{M-1} w_m(n)x_m(n) = w(n)^H X(n)$,

[0017] 其中, $z(n)$ 为加权和, $w_m(n)$ 为阵元 m 的孔径权重, $w(n) = [w_0(n) \ w_1(n) \ \dots \ w_{M-1}(n)]^H$ 为阵列的权重向量;

[0018] a3、加权平均:通过波束形成器寻找加权和的最小方差,采用空间平滑的方式,将阵列划分为多个重叠的子阵列,将得到的子阵列的协方差矩阵进行平均;

[0019] a4、包络检测:检出信号的上包络,提取出回波信号中携带的低频分量,得到被测物体信息。

[0020] a5、对数压缩:将包络检测后的信号取以10为底的对数,并乘以20的倍数,单位是dB,取完对数之后可以调整回波动态范围,得到实时成像效果;

[0021] a6、灰度映射:采用线性映射,成比例地将最弱的信号映射到0dB,将最强的信号映射到255dB;

[0022] 所述显示步骤包括:对经过灰度映射之后的数据进行图像显示。

[0023] 作为优选,所述加权平均步骤中的具体算法为:

[0024] b1、通过波束形成器寻找 $z(n)$ 的最小方差,同时保持聚焦点具有单位增益,它输出的方差为 $E[|z(n)|^2] = w[n]^H R[n] w[n]$,其中, $E[|z(n)|^2]$ 表示期望算子, $R[n] = E[X[n]X[n]^H]$ 为协方差矩阵;

[0025] b2、波束形成器根据接收的数据计算孔径的权重,寻找 $z(n)$ 的最小方差来决定权重大小,当保证聚焦点具有单位增益时,最优化问题的数学表达式为 $\min_{w[n]} w[n]^H R[n] w[n]$, subject to $w[n]^H a = 1$,

[0026] 其中, a 为操纵向量, $w[n] = \frac{R[n]^{-1}a}{a^H R[n]^{-1}a}$;

[0027] b3、步骤b2中,协方差矩阵 $R[n]$ 为样本协方差矩阵 $\hat{R}[n]$,采用空间平滑的方式,将阵列划分为多个重叠的子阵列,将得到的子阵列的协方差矩阵进行平均,在某个采样点的

协方差矩阵为 $\hat{R}[n] = \frac{1}{M-L-1} \sum_{l=0}^{M-L} \bar{x}_l[n] \bar{x}_l[n]^H$, $\bar{x}_l[n] = [x_l[n] \ x_{l+1}[n] \ \dots \ x_{l+L-1}[n]]^H$,

[0028] 其中, L 为子阵列长度, M 为全部阵元个数, $\bar{x}_l[n]$ 为第 l 个子阵列聚焦延时后的信号向量;

[0029] b4、利用样本协方差矩阵计算优化的孔径权重后,波束形成器最终的输出为

$\hat{z}(n) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L} w(n)^H \bar{X}(n)$ 。

[0030] 作为优选,所述加权平均步骤还包括采用对角加载的方法对协方差矩阵进行处

理,将 $R[n]$ 用 $R[n]+\varepsilon I$ 代替, ε 为加载因子,可表示为

[0031] $\varepsilon = \Delta \cdot \text{tr}\{R[n]\}$,

[0032] 其中, $\text{tr}\{R[n]\}$ 为求矩阵的迹, Δ 为常数,常设置为 $1/100L$ 。

[0033] 作为优选,所述包络检测方法为希尔伯特变换法,具体为,加权平均后的信号经过希尔伯特变换将得到加权平均后的信号的正交信号,以加权平均后的信号为实部,以希尔伯特变换得到的信号为虚部构造复信号,这个复信号的模就是所要求的实信号的包络。

[0034] 作为优选,所述显示步骤通过调用MATLAB中的成像函数得到图像。

[0035] 与现有的技术相比,本发明的有益效果是:本发明根据接收的回波数据,计算不同通道数据的权重,将数据加权后再相加,得到最终成像点的值,该方法可有效的减少噪声的影响,提高图像分辨率和对比度。

附图说明

[0036] 图1为本发明采用的算法得到的重建图像;

[0037] 图2为采用DAS算法得到的重建图像。

具体实施方式

[0038] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0039] 一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法,包括数据采集、数据预处理、区域剖分、聚焦延时、数据处理和显示步骤,

[0040] 所述数据采集步骤包括:发射阵元按顺序依次发射信号,全部的阵元接收信号,本步骤中,采用单发全接的方式;

[0041] 所述数据预处理步骤包括:保留发射阵元左右各 45° 接收阵元的回波数据,截掉发射阵元其余方向接收阵元的回波数据,本步骤中,由于数据量巨大,为了提高成像速度,所以要对数据先进行预处理;

[0042] 所述区域剖分步骤包括:根据成像区域的大小,选择合适的尺寸,将成像区域剖分为网格,每个格子中的区域作为成像点,本步骤中,利用采集的数据成像,首先要对成像区域进行剖分,根据成像区域的大小,选择合适的尺寸剖分网格,再利用采集的原始回波数据,计算每个网格中发射阵元对他产生的影响,理论上剖分的网格数越多,分辨率越高,但由于衍射极限的影响,如果剖分的网格数过多,计算量加大,但成像效果并没有有效提高,因此要选择合适的网格大小,每个网格作为一个成像点,采用MV自适应波束成形算法计算成像点的值;

[0043] 所述聚焦延时步骤包括:对经过数据预处理步骤得到的每个通道的回波数据进行聚焦延时;

[0044] 所述数据处理步骤包括:

[0045] a1、计算各通道权重:采用MV自适应波束成形算法,对聚焦延时后的各通道回波数据计算权重,本步骤中,自适应波束形成的目标是在计算出最优的孔径权重对通道数据进行加权;

[0046] a2、加权叠加:将计算的各通道权重进行叠加,波束形成器的输出为空间数据的加权和,即 $z(n) = \sum_{m=0}^{M-1} w_m(n)x_m(n) = w(n)^H X(n)$,

[0047] 其中, $z(n)$ 为加权和, $w_m(n)$ 为阵元 m 的孔径权重, $w(n) = [w_0(n) \ w_1(n) \ \dots \ w_{M-1}(n)]^H$ 为阵列的权重向量;

[0048] a3、加权平均:通过波束形成器寻找加权和的最小方差,采用空间平滑的方式,将阵列划分为多个重叠的子阵列,将得到的子阵列的协方差矩阵进行平均;

[0049] a4、包络检测:检出信号的上包络,提取出回波信号中携带的低频分量,得到被测物体信息。

[0050] a5、对数压缩:将包络检测后的信号取以10为底的对数,并乘以20的倍数,单位是dB,取完对数之后可以调整回波的动态范围,得到实时成像效果,本步骤中,一般调整为40dB或60dB,其值越小对比度越高,具体方法,以60dB为例,是将信号中的最大值映射到60dB,将比最大信号小60dB的信号以及更小的信号映射到0dB;

[0051] a6、灰度映射:采用线性映射,成比例地将最弱的信号映射到0dB,将最强的信号映射到255dB;

[0052] 所述显示步骤包括:对经过灰度映射之后的数据进行图像显示。

[0053] 作为本发明一个较佳的实施例,所述加权平均步骤中的具体算法为:

[0054] b1、通过波束形成器寻找 $z(n)$ 的最小方差,同时保持聚焦点具有单位增益,它输出的方差为 $E[|z(n)|^2] = w[n]^H R[n] w[n]$,其中, $E[|z(n)|^2]$ 表示期望算子, $R[n] = E[X[n]X[n]^H]$ 为协方差矩阵;

[0055] b2、波束形成器根据接收的数据计算孔径的权重,寻找 $z(n)$ 的最小方差来决定权重大小,当保证聚焦点具有单位增益时,最优化问题的数学表达式为 $\min_{w[n]} w[n]^H R[n] w[n]$, subject to $w[n]^H a = 1$,

[0056] 其中, a 为操纵向量, $w[n] = \frac{R[n]^{-1}a}{a^H R[n]^{-1}a}$,本步骤中,由于数据进行了聚焦延时,这里

a 为简单的值全为1的向量, a 包含了不同阵元的敏感程度,使所有的值不全为1,与预先确定的孔径变迹形成的固定波束样式相比,MV波束形成器可以自适应的记录数据,允许能量小的方向上有大的旁瓣,有干扰的方向上设置为0。对于复数数据,波束样式在操纵角度上是不对称的,由接收波束聚焦点有单位增益的约束条件,可以得到一个最优解;

[0057] b3、步骤b2中,协方差矩阵 $R[n]$ 为样本协方差矩阵 $\hat{R}[n]$,采用空间平滑的方式,将阵列划分为多个重叠的子阵列,将得到的子阵列的协方差矩阵进行平均,在某个采样点的

协方差矩阵为 $\hat{R}[n] = \frac{1}{M-L-1} \sum_{l=0}^{M-L} \bar{x}_l[n] \bar{x}_l[n]^H$, $\bar{x}_l[n] = [x_l[n] \ x_{l+1}[n] \ \dots \ x_{l+L-1}[n]]^H$,

[0058] 其中, L 为子阵列长度, M 为全部阵元个数, $\bar{x}_l[n]$ 为第 l 个子阵列聚焦延时后的信号向量,在本步骤中,由于各路超声回波信号之间有较强的相关性,传统的MV波束形成不适合用于相干信号,为了获得一个好的评估值,可以采用空间平滑的方式,将阵列划分为多个重叠的子阵列,将得到的子阵列的协方差矩阵进行平均,应用样本协方差矩阵 $\hat{R}[n]$,可以使权重系数 $w[n]$ 的维数降低,限制了抑制相干信号和噪声的自由度,在精确估计协方差矩阵和

选择空间滤波的长度上要有一个权衡,减小子阵列长度会导致分辨率的不稳定,分辨率会降低;

[0059] b4、利用样本协方差矩阵计算优化的孔径权重后,波束形成器最终的输出为

$$\hat{z}(n) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=0}^{M-L} \mathbf{w}(n)^H \bar{X}(n)。$$

[0060] 作为本发明一个较佳的实施例,所述加权平均步骤还包括采用对角加载的方法对协方差矩阵进行处理,将 $R[n]$ 用 $R[n] + \epsilon I$ 代替, ϵ 为加载因子,可表示为

$$[0061] \quad \epsilon = \Delta \cdot \text{tr}\{R[n]\},$$

[0062] 其中, $\text{tr}\{R[n]\}$ 为求矩阵的迹, Δ 为常数,常设置为 $1/100L$,本步骤中,MV波束形成器具有高分辨率,高信噪比的特点,但是它对扰动十分敏感,因此需要密集的角度采样增强它的鲁棒性,可以采用对角加载的方法对协方差矩阵进行处理。

[0063] 根据上述的MV自适应波束形成的算法对各通道数据加权计算后,可以得到最终成像点的值,如果成像区域划分为 $N \times N$ 个格子,则用这种方式可以计算 $N \times N$ 个成像点的值。

[0064] 作为本发明一个较佳的实施例,所述包络检测方法为希尔伯特变换法,具体为,加权平均后的信号经过希尔伯特变换将得到加权平均后的信号的正交信号,以加权平均后的信号为实部,以希尔伯特变换得到的信号为虚部构造复信号,这个复信号的模就是所要求的实信号的包络。

[0065] 作为本发明一个较佳的实施例,所述显示步骤通过调用MATLAB中的成像函数得到图像。

[0066] 本发明采用的方法的工作原理为:

[0067] UCT系统采用的环阵探头,采集一次即可获得大量原始数据,延时叠加波束形成的方法是进行反射重建的常用方法,该方法是将采集的数据通过延时后直接相加,结果为成像点的值。

[0068] 而MV波束形成自适应算法可以根据接收的回波数据,计算不同通道数据的权重,将数据加权后再相加,得到最终成像点的值,该方法可有效的减少噪声的影响,提高图像分辨率。

[0069] 采用超声反射接收的数据进行图像重建,假设超声在理想介质中传播,声速变化不大,反射型超声是根据回波信息来重建图象的。由于环阵探头阵元数较多,数据量较大,而实际的反射成像只需要用到发射阵元附近接收阵元的数据,因此,为了提高图像重建的速度,可先对采集到的数据进行初步的预处理。截掉远离发射阵元的数据,只保留发射阵元左右各45度接收阵元的回波数据。

[0070] 利用预处理后的数据进行图像重建,采用的是MV (Minimum-variance最小方差) 自适应波束形成的方法,该方法相当于对接收到的回波信号进行聚焦延时后再加权。首先将成像区域划分为 $N \times N$ 个网格,每个格子中的区域作为成像点,计算每个发射阵元对该成像点产生的影响,即对于每个发射阵元发出的信号来说,接收阵元在该点处的回波数据。根据MV自适应波束形成的算法计算每个通道上回波数据的权重,将所有的回波数据进行加权后再叠加,最后可得到该点数据值。在对每个格子中的区域进行计算完成后,可以得到 $N \times N$ 的矩阵数据,对数据进行对数压缩,灰度映射,得到重建的图像。

[0071] 最小方差波束形成算法的核心是寻找一个最佳的加权矢量,在保持期望方向增益

不变的条件下,阵列的输出能量最小。分辨率的提高是因为根据输出的最小方差,进而推导出最优权矢量,通道数据进行加权后再叠加,抵消了部分噪声的影响,提高了信噪比和对比度,如图1和图2所示,通过对比发现,获得了传统的合成孔径成像方法无法达到的高分辨率。

[0072] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,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。

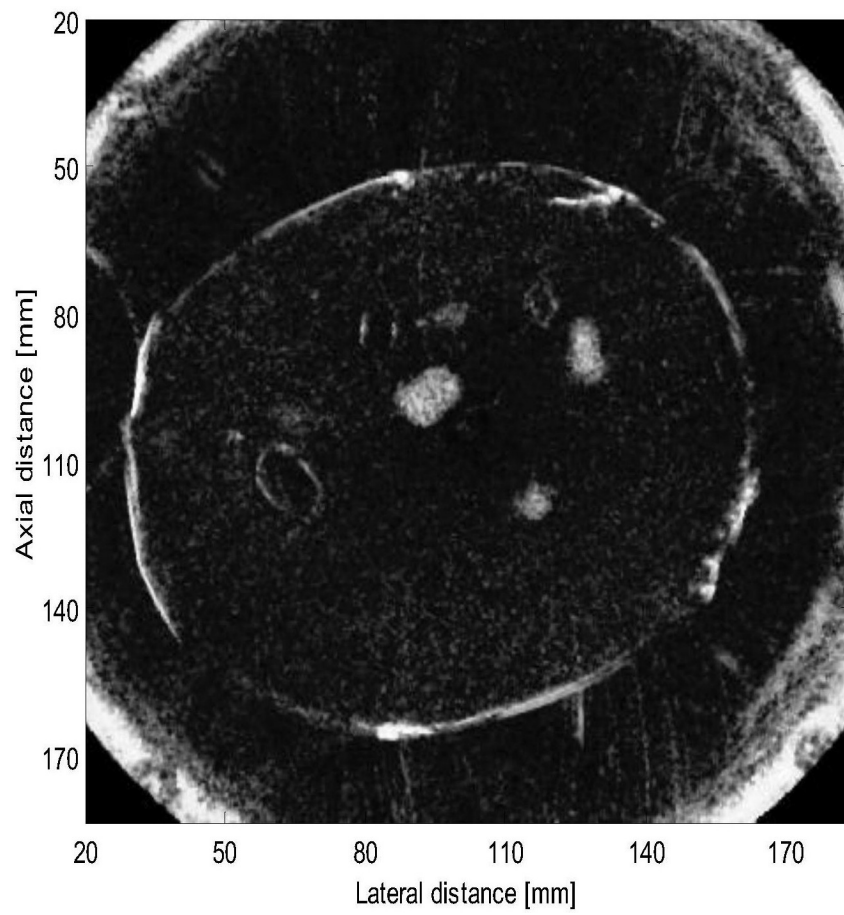


图1

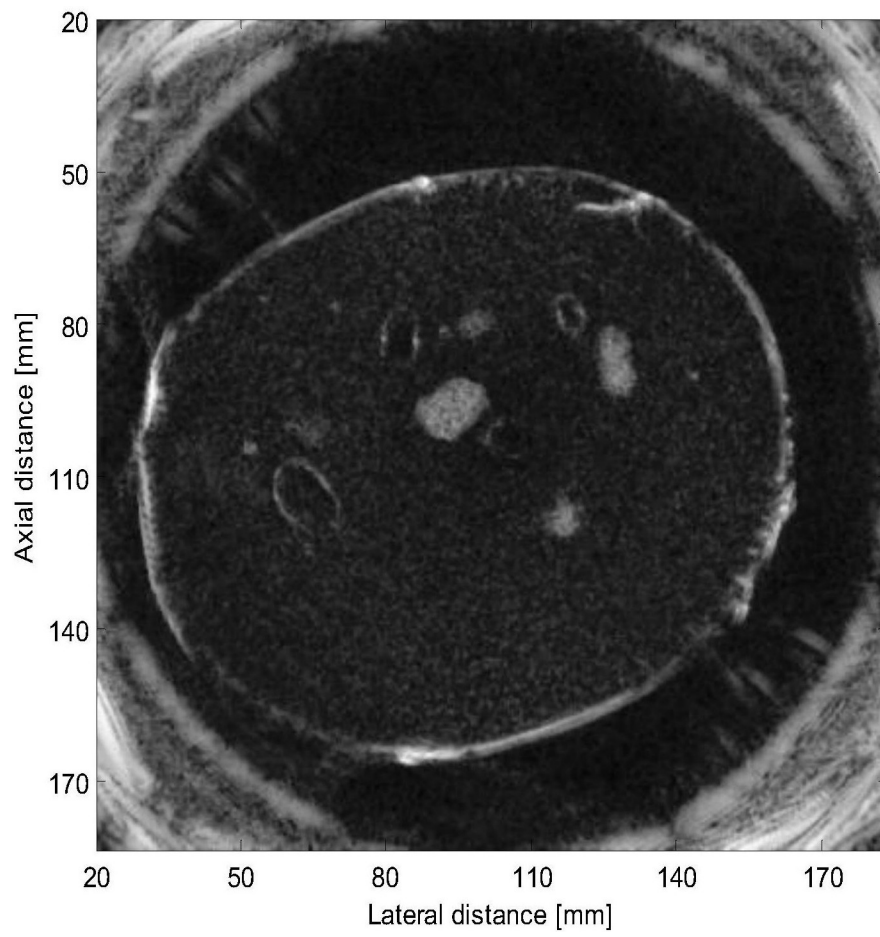


图2

专利名称(译)	一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法		
公开(公告)号	CN108403148A	公开(公告)日	2018-08-17
申请号	CN201810339093.9	申请日	2018-04-16
[标]发明人	尉迟明 丁明跃 王珊珊 方小悦 宋俊杰 周亮 周权 孙夏		
发明人	尉迟明 丁明跃 王珊珊 方小悦 宋俊杰 周亮 周权 孙夏		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5269		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于MV自适应波束形成的超声CT成像方法，包括数据采集、数据预处理、区域剖分、聚焦延时、数据处理和显示步骤；本发明根据接收的回波数据，计算不同通道数据的权重，将数据加权后再相加，得到最终成像点的值，该方法可有效的减少噪声的影响，提高图像分辨率和对比度。

