



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106780329 B

(45)授权公告日 2019.08.30

(21)申请号 201611113011.6

A61B 8/00(2006.01)

(22)申请日 2016.12.07

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106780329 A

CN 105411626 A, 2016.03.23,  
CN 101637395 A, 2010.02.03,  
CN 104739448 A, 2015.07.01,  
CN 103455709 A, 2013.12.18,  
CN 103442646 A, 2013.12.11,  
EP 0332169 A1, 1989.09.13,

(43)申请公布日 2017.05.31

(73)专利权人 华中科技大学  
地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路  
1037号

花少炎等.基于压缩感知的超声衍射层析成像研究.《生物医学工程学杂志》.2015,第32卷(第5期),第975-982页.

(72)发明人 尉迟明 丁明跃 王珊珊 娄翠娟  
宋俊杰 方小悦 李春雨 周亮

审查员 邓迪

(74)专利代理机构 华中科技大学专利中心  
42201

代理人 许恒恒

(51)Int.Cl.

G06T 3/40(2006.01)

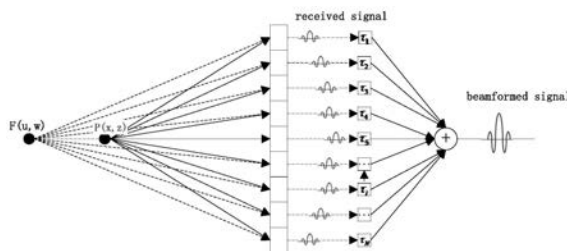
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法,包括以下步骤:(1)采集数据;(2)数据预处理:利用平面变换,先将原成像平面上的成像点变换为新平面上的成像点,并根据新平面上的成像点对延迟时间进行计算得到修正后的延迟时间,然后再根据修正后的延迟时间利用合成孔径聚焦技术对原成像平面上的成像点进行接收聚焦,得到原成像平面上各成像点的值;(3)数据后处理:依次进行包络检测、对数压缩和灰度映射,最终得到超声平面波成像图像。本发明通过对关键的延迟时间的计算方式进行改进,并与合成孔径聚焦技术相配合,与现有技术相比能够有效解决平面波成像质量不高的问题,有效提高超声平面波的成像分辨率。



1. 一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 采集数据:

发射超声平面波,利用阵元接收并采集超声反射的数据,获得原始回波数据;

(2) 数据预处理:

记成像平面所在平面为X-Z平面;

接着进行平面转换,按公式(1)将原平面 $\{x, y, z\}$ 上所有的成像点都转换到新平面 $\{u, v, w\}$ 中,得到新平面上对应的各个成像点,

$$[u \ v \ w] = [x \ y \ z] \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} + [dx \ dy \ dz] \quad (1)$$

其中, $a_{ij}$ 为预先设定的转换参数, $i=1,2,3, j=1,2,3$ ;  $a_{33}$ 不为零;  $[dx \ dy \ dz]$ 为预先设定的原平面与新平面这两个平面原点之间的坐标平移矢量;

接着,对于任意一个所述阵元,计算所述新平面上的各个成像点的接收聚焦延时,所述接收聚焦延时与所述原平面上的各个成像点一一对应;然后,根据计算得到的所述接收聚焦延时,对各个所述阵元接收到的所述原始回波数据进行合成孔径聚焦成像,从而获取与各个阵元相对应的原平面上的各个成像点的分量;

(3) 数据后处理:

对所述原平面上的各个成像点的分量进行加权平均,从而得到所述原平面上的各个成像点的值;然后再依次进行包络检测、对数压缩和灰度映射,最终得到超声平面波成像图像。

2. 如权利要求1所述基于反透视平面变换的超声平面波成像方法,其特征在于,所述步骤(2)中,所述平面转换是基于反透视原理;

所述公式(1)具体为

$$[u \ v \ w] = [x \ y \ z] \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & a_{33} \end{bmatrix} \quad (2)$$

其中, $a_{33}$ 对应为非线性变换系数。

3. 如权利要求1所述基于反透视平面变换的超声平面波成像方法,其特征在于,所述步骤(2)中,所述公式(1)满足:

$$w = z + z \cdot \exp(z/c) / n;$$

$$c = 1540, n = 3.$$

4. 如权利要求3所述基于反透视平面变换的超声平面波成像方法,其特征在于,所述步骤(2)中,计算所述新平面上的各个成像点的接收聚焦延时,所述接收聚焦延时与所述原平面上的各个成像点一一对应,具体为:

记任意一个所述阵元*i*的坐标为 $(x_i, z_i)$ ,任意一个所述原平面上的成像点为 $P(x, z)$ ,则所述接收聚焦延时

$$\tau_i' = \frac{\sqrt{(x_i - x)^2 + (z_i - (z + z \cdot \exp(z/c) / n))^2} - R'}{c} \quad (4)$$

其中,  $R'$  为所述新平面上的换能器中心与该新平面上的相应成像点之间的距离。

5. 如权利要求4所述基于反透视平面变换的超声平面波成像方法, 其特征在于, 所述步骤(3)中, 所述原平面上的各个成像点的值  $I$  满足

$$I(t) = \sum_{i=1}^N A(t - \frac{R}{c} - \tau_i') \quad (5)$$

其中,  $N$  为阵元总数;  $A(t - \frac{R}{c} - \tau_i')$  为相应阵元采集到的所述原始回波数据中与  $(t - \frac{R}{c} - \tau_i')$  时刻相对应的回波数据, 即所述步骤(2)得到的与各个阵元相对应的原平面上的各个成像点的分量;  $R$  为所述原平面上的换能器中心到该平面上的成像点之间的距离,  $c$  为软组织中的声速。

6. 如权利要求5所述基于反透视平面变换的超声平面波成像方法, 其特征在于,  $c = 1540\text{m/s}$ 。

7. 如权利要求1所述基于反透视平面变换的超声平面波成像方法, 其特征在于, 所述步骤(3)中,

所述包络检测, 具体是对于所述原平面上的各个成像点的值, 检测其上包络, 提取出其中的低频分量, 即为被检测物信息数据;

所述对数压缩, 具体是对于获得的被检测物信息数据取对数进行压缩, 控制压缩后的数据在40dB至60dB之间;

所述灰度映射, 具体是对于获得的压缩后的数据, 采用线性映射为0至255之间的灰度值, 得到灰度值数据。

## 一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于高分辨率超声成像技术领域,更具体地,涉及一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法。

### 背景技术

[0002] 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] 平面波成像只需要一次发射就能完成整个感兴趣区域的成像,因此是一种快速超声成像的理想方式,然而与传统的超声成像多次发射聚焦相比,平面波由于其发射过程中缺乏聚焦过程,使得仅通过接受聚焦得到的图像质量分辨率低、对比度差。

[0004] 目前,国内外提高平面波成像质量的方法有很多,如改变平面波的偏向角,对感兴趣的区域多次扫描,再对回波数据平均进行重建。还有通过傅立叶变换,获得阵列信号的空间频谱,采用广义相干系数的自适应成像方法进行重建。这些方法有助于提高图像的分辨率和对比度,但也有各自的优缺点,在成像质量提高的基础上降低了成像速度。

### 发明内容

[0005] 针对现有技术的以上缺陷或改进需求,本发明的目的在于提供一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法,其中通过对关键的延迟时间的计算方式进行改进,并与合成孔径聚焦技术相配合,与现有技术相比能够有效解决平面波成像质量不高的问题,有效提高超声平面波的成像分辨率,并且该方法处理速度快,仅需一次超声平面波的发射,利用多阵元对回波数据进行采集即可。

[0006] 为实现上述目的,按照本发明,提供了一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0007] (1) 采集数据:

[0008] 发射超声平面波,利用阵元接收并采集超声反射的数据,获得原始回波数据;

[0009] (2) 数据预处理:

[0010] 记成像平面所在平面为X-Z平面;

[0011] 接着进行平面转换,按公式(1)将原平面 $\{x, y, z\}$ 上所有的成像点都转换到新平面 $\{u, v, w\}$ 中,得到新平面上对应的各个成像点,

$$[0012] \quad [u \ v \ w] = [x \ y \ z] \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} + [dx \ dy \ dz] \quad (1)$$

[0013] 其中, $a_{ij}$ 为预先设定的转换参数, $i=1,2,3, j=1,2,3; a_{33}$ 不为零; $[dx \ dy \ dz]$ 为预先设定的原平面与新平面这两个平面原点之间的坐标平移矢量;

[0014] 接着,对于任意一个所述阵元,计算所述新平面上的各个成像点的接收聚焦延时,

所述接收聚焦延时与所述原平面上的各个成像点一一对应;然后,根据计算得到的所述接收聚焦延时,对各个所述阵元接收到的所述原始回波数据进行合成孔径聚焦成像,从而获取与各个阵元相对应的原平面上的各个成像点的分量;

[0015] (3) 数据后处理:

[0016] 对所述原平面上的各个成像点的分量进行加权平均,从而得到所述原平面上的各个成像点的值;然后再依次进行包络检测、对数压缩和灰度映射,最终得到超声平面波成像图像。

[0017] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(2)中,所述平面转换是基于反透视原理;

[0018] 优选的,所述公式(1)具体为

$$[0019] \quad [u \ v \ w] = [x \ y \ z] \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & a_{33} \end{bmatrix} \quad (2)$$

[0020] 其中, $a_{33}$ 对应为非线性变换系数。

[0021] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(2)中,所述公式(1)满足:

$$[0022] \quad w = z + z \cdot \exp(z/c) / n;$$

[0023] 优选的, $c = 1540$ ,  $n = 3$ 。

[0024] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(2)中,计算所述新平面上的各个成像点的接收聚焦延时,所述接收聚焦延时与所述原平面上的各个成像点一一对应,具体为:

[0025] 记任意一个所述阵元*i*的坐标为 $(x_i, z_i)$ ,任意一个所述原平面上的成像点为 $P(x, z)$ ,则所述接收聚焦延时

$$[0026] \quad \tau_i' = \frac{\sqrt{(x_i - x)^2 + (z_i - (z + z \cdot \exp(z/c) / n))^2} - R'}{c} \quad (4)$$

[0027] 其中, $R'$ 为所述新平面上的换能器中心与该新平面上的相应成像点之间的距离。

[0028] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(3)中,所述原平面上的各个成像点的值*I*满足

$$[0029] \quad I(t) = \sum_{i=1}^N A(t - \frac{R}{c} - \tau_i') \quad (5)$$

[0030] 其中, $N$ 为阵元总数; $A(t - \frac{R}{c} - \tau_i')$ 为相应阵元采集到的所述原始回波数据中与 $(t - \frac{R}{c} - \tau_i')$ 时刻相对应的回波数据,即所述步骤(2)得到的与各个阵元相对应的原平面上的各个成像点的分量; $R$ 为所述原平面上的换能器中心到该平面上的成像点之间的距离, $c$ 为软组织中的声速;优选的, $c = 1540\text{m/s}$ 。

[0031] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(3)中,

[0032] 所述包络检测,具体是对于所述原平面上的各个成像点的值,检测其上包络,提取出其中的低频分量,即为被检测物信息数据;

[0033] 所述对数压缩,具体是对于获得的被检测物信息数据取对数进行压缩,控制压缩后的数据在40dB至60dB之间;

[0034] 所述灰度映射,具体是对于获得的压缩后的数据,采用线性映射为0至255之间的灰度值,得到灰度值数据。

[0035] 通过本发明所构思的以上技术方案,与现有技术相比,利用平面变换,先将原成像平面上的成像点变换为新平面上的成像点,并根据新平面上的成像点对延迟时间进行计算得到修正后的延迟时间,然后再根据修正后的延迟时间利用合成孔径聚焦技术对原成像平面上的成像点进行接收聚焦,得到原成像平面上各成像点的值,能够获得具有高分辨率的超声平面波成像,处理速度快,效率高。

[0036] 本发明提供的基于反透视平面变换的超声平面波成像方法,可利用常用超声软件(如,filedII)产生的平面波数据,并通过例如SonixTouch DAQ系统采集被检测物(如,CIRS公司055A体膜)的反射平面波数据,可进行高分辨率图像重建;仿真软件(即,filedII)和SonixTouch DAQ系统均可采用线阵探头。平面波数据进行图像重建时,假设超声在理想介质中传播,声速变化不大,根据产生的回波数据来重建图象。采用的是SAFT(Synthetic Apertur Focusing Technique合成孔径聚焦技术)的方法,利用接收到的回波信号对每个成像点进行接收聚焦。在对每个成像点聚焦前需要先进行平面变换,在新的平面上计算延迟时间,用新的延迟时间计算聚焦后成像点的值,再将计算结果映射到原平面。

[0037] 本发明提出的基于反透视原理平面变换的超声平面波成像方法,可以进一步提高图像的分辨率,改善成像质量,并且不增加软硬件的复杂度,有助于医生临床上对疾病的诊断和治疗。目前国内外尚无掌握此项技术的超声企业和研究单位,该技术在国内外均没有人提出。

## 附图说明

[0038] 图1是平面转换后计算聚焦延时示意图;

[0039] 图2是对应仿真结果,其中图2A为用fieldII仿真数据进行传统的DAS(Delay and Sum延时叠加)重建、图2B为本发明提出的方法重建(即,平面变换后聚焦)后的对比图;

[0040] 图3是对应实验结果,其中图3A为CIRS公司055A体膜,图3B、图3C分别为利用SonixTouch DAQ系统采集的平面波数据进行DAS重建、以及本发明提出的方法重建(即,平面变换后聚焦)后的对比图。

## 具体实施方式

[0041] 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。此外,下面所描述的本发明各个实施方式中所涉及到的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互组合。

[0042] 本发明中基于反透视原理平面变换的超声平面波成像方法是将超声系统采集到的原始数据进行适当的处理,最后重建超声图像,其步骤包括采集数据,数据预处理,延时叠加,加权平均,包络检测,对数压缩,灰度映射,显示。

[0043] 数据采集采用平面波发射,全部通道接收的方式,为了得到较好的平面波图像效果,采用SAFT(即,synthetic aperture focusing technique,合成孔径聚焦技术)的成像方式。利用接收到的回波信号对每个成像点进行接收聚焦,先要进行平面变换,在新的平面

上计算通道之间(即各阵元之间)的延迟时间。

[0044] 一个平面转换为另一个平面的过程叫做投影映射。根据平面转换公式

$$[0045] \quad [u \ v \ w] = [x \ y \ z] \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} + [dx \ dy \ dz] \quad (1)$$

[0046] 原平面  $\{x, y, z\}$  上所有的点都可以转换到新的平面  $\{u, v, w\}$  中, 其中  $a_{ij}$  为转换参数,  $[dx \ dy \ dz]$  为两个平面原点之间的坐标平移矢量。本发明采用的是非线性平面变换的方式。平面变换遵循反透视原理, 采用近小远大的方式, 离原点越近, 变换越小, 离原点越远, 变换越大, 相当于对  $X-Z$  平面进行了拉伸, 越近拉伸越小, 越远拉伸越大。把原平面上每个成像点映射到新的平面上后, 计算新平面上对应所有点的接收聚焦延时, 得到全部的延迟时间后, 再根据新的延迟时间, 计算原平面上每个接收通道在该成像点的影响, 即对于每个接收通道来说, 接收阵元在该点处的回波数据。

[0047] 将该点处所有的回波数据叠加后进行 Hilbert transform (希尔伯特变换), 最后可得到该点数据值。在对每个成像区域中的每个点进行计算完成后, 可以得到  $M \times N$  的矩阵数据,  $M$  为每个通道上设置的成像点的个数,  $N$  为线阵的阵元个数, 对数据进行对数压缩, 灰度映射, 得到重建的图像。

[0048] 重建后的图像分辨率之所以提高, 是因为在对成像点进行聚焦时, 聚焦延迟时间在新的平面上计算得到的, 减小了延时聚焦的误差。因此, 这种平面波成像方式获得了传统的合成孔径成像方法无法达到的高分辨率。

[0049] 例如, 可选择成像平面为  $X-Z$  平面, 平面变换可对  $X-Z$  平面进行, 保持变换前后的两个平面的坐标原点不变, 在  $X-Z$  平面上建立数学模型, 平面转换的公式可写为

$$[0050] \quad [u \ v \ w] = [x \ y \ z] \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & a_{33} \end{bmatrix} \quad (2)$$

[0051]  $a_{33}$  是非线性变换系数, 将反透视原理应用到  $X-Z$  平面的放大, 用“近小远大的”的方式对  $Z$  平面进行拉伸,  $w$  和  $z$  的坐标关系可以设计成  $w = z + z \cdot \exp(z/c) / n$ 。  $c$  为声速,  $n$  为常数。选择  $c = 1540$ ,  $n = 3$ 。

[0052] 经过了平面转换后, 原平面上的成像点  $(x, y, z)$  在新的平面上变为  $(x, y, z + z \cdot \exp(z/c) / 3)$ , 对原平面上的每个成像点, 在与其一一对应的新平面的点上计算延时。如图1所示, 对于成像点  $P(x, z)$ , 阵元  $i(x_i, z_i)$  所产生的延迟聚焦时间为

$$[0053] \quad \tau_i = \frac{\sqrt{(x_i - x)^2 + (z_i - z)^2} - R}{c} \quad (3)$$

[0054]  $R$  为换能器中心到成像点之间的距离,  $c$  为软组织声速。  $c = 1540 \text{m/s}$ 。

[0055] 经过平面变换后, 原平面上的成像点  $P(x, z)$  变成了新平面上的  $F(u, w)$ , 可以认为新的平面上有一个虚拟的成像点, 因此产生了一个虚拟的聚焦点。根据公式 (3), 聚焦延时的公式可以改写为

$$[0056] \quad \tau_i' = \frac{\sqrt{(x_i - x)^2 + (z_i - (z + z \cdot \exp(z/c)/n))^2} - R'}{c} \quad (4)$$

[0057] 增加的部分  $z \cdot \exp(z/c)/n$  随成像点位置的变化而变化,  $R'$  为新平面上换能器中心到成像点之间的距离, 在新平面上计算每条扫描线对于成像点的延迟时间, 将延迟时间用于原始平面成像点的计算。通过这个时间可以找到相应的扫描线上对应的采样点的值, 将所有扫描线上对应的值相加, 可得到成像点的数据, 再映射到原始平面对应的位置上。利用公式 (5) 可得到成像点的数据。I 为成像点的值。A 为扫面线的数据, N 为通道数。通过对所有成像点进行计算, 最终得到可以直接用于重建图像的矩阵数据。

$$[0058] \quad I(t) = \sum_{i=1}^N A(t - \frac{R}{c} - \tau_i') \quad (5)$$

[0059] 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, 即被测物体信息。本系统中用到的包络检测的方法是希尔伯特变换法, 希尔伯特变换是一种经典的求取信号包络的方法, 原始信号经过希尔伯特变换将得到原始信号的正交信号, 以原始信号为实部, 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。

[0060] 对数压缩将原始信号取以 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, 以得到最好的实时成像效果, 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。

[0061] 灰度映射采用简单的线性映射, 即成比例地将最弱的信号映射到 0, 将最强的信号映射到 255。

[0062] 经过灰度映射之后的数据可直接进行图像的显示。这里直接调用 MATLAB 中的成像函数即可得到高分辨率超声平面波图像。

[0063] 本发明中的数据后处理过程 (如, 包络检测、对数压缩、灰度映射等) 也可参考现有技术进行处理, 只要最终能够得到超声平面波成像图像即可。

[0064] 当然, 除上述实施例中所采用的平面转换具体方式及相应的延迟时间计算、成像点的值的计算外, 平面转换也可以其他方式, 既可以是线性变换, 也可以是其他非线性变换, 例如,  $w = z + z \cdot \exp(z/c)/n$  公式中的  $n$  也可以取其他值 (如 2、4、5 等), 只要平面转换是基于反透视原理, 将原成像面所在的 X-Z 平面采用“近小远大”的方式 (即, 离原点越近, 变换越小; 离原点越远, 变换越大) 对进行拉伸即可, 平面变换前后原点位置可以保持不变。

[0065] 本领域的技术人员容易理解, 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。

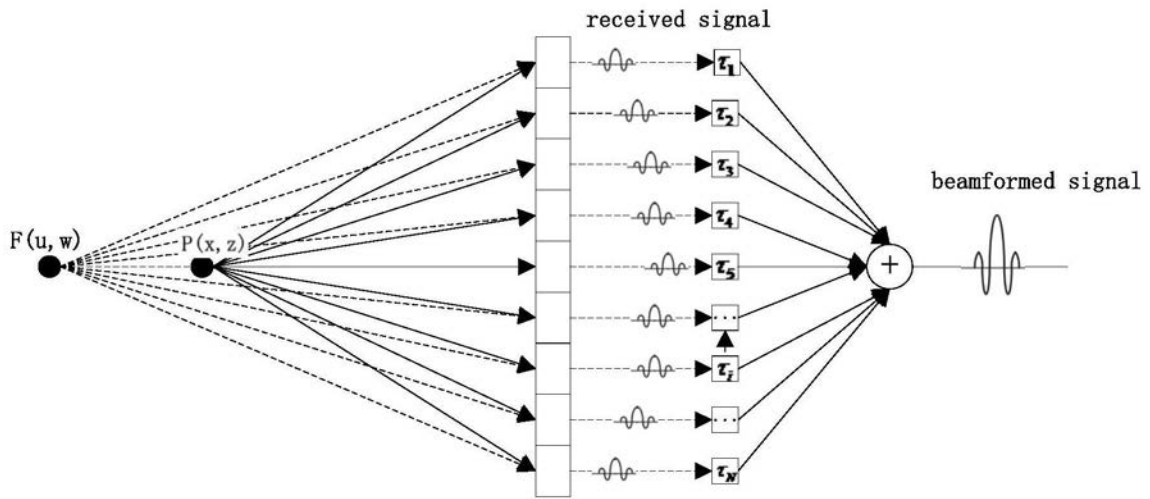


图1

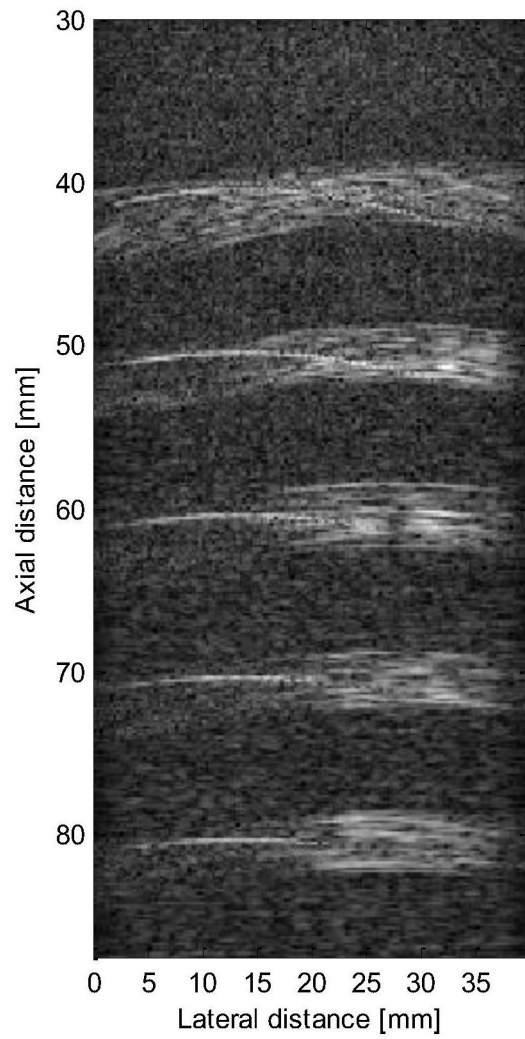


图2A

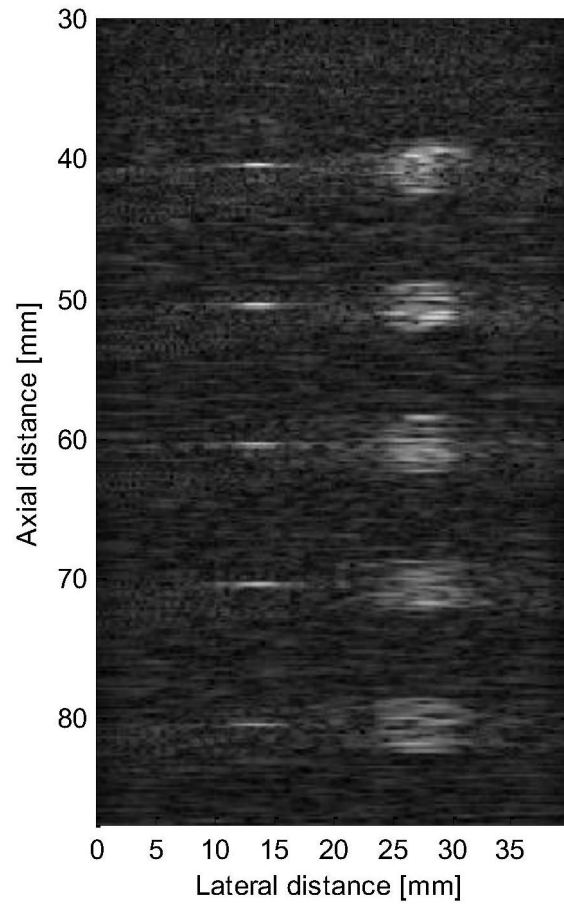


图2B

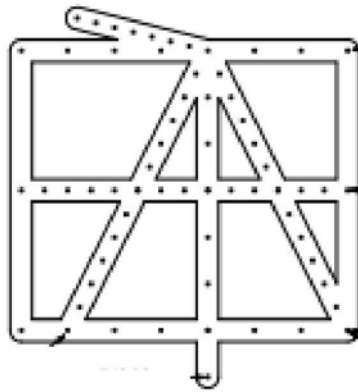


图3A

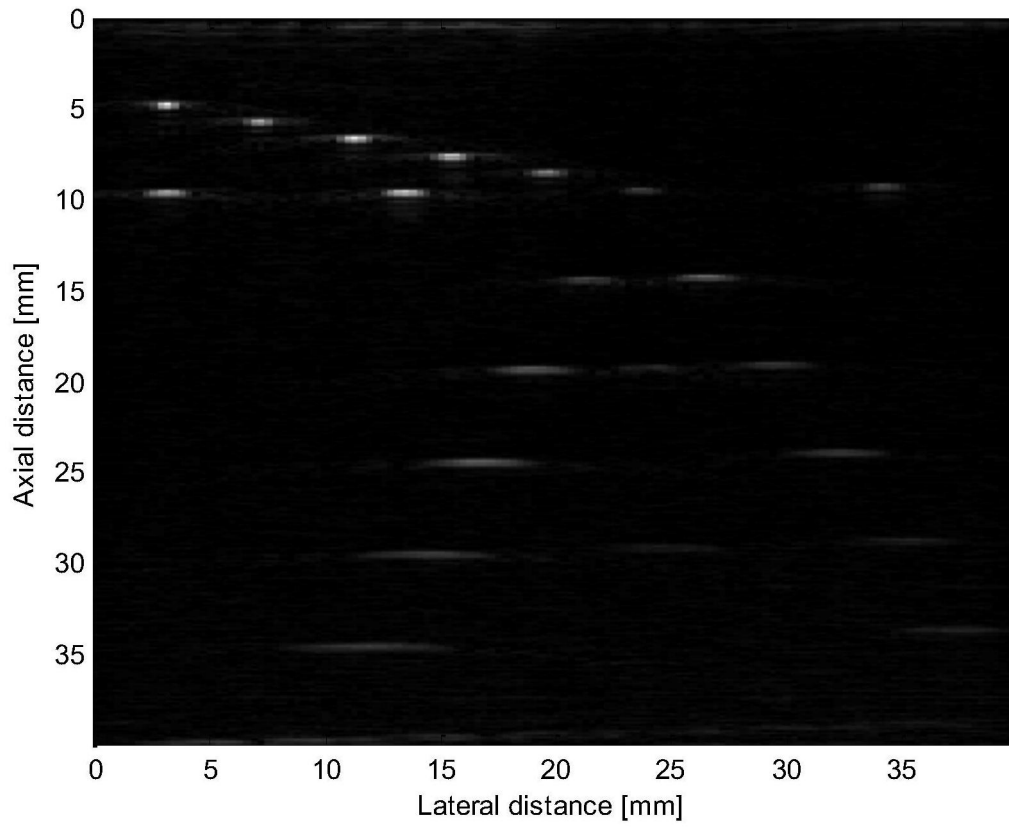


图3B

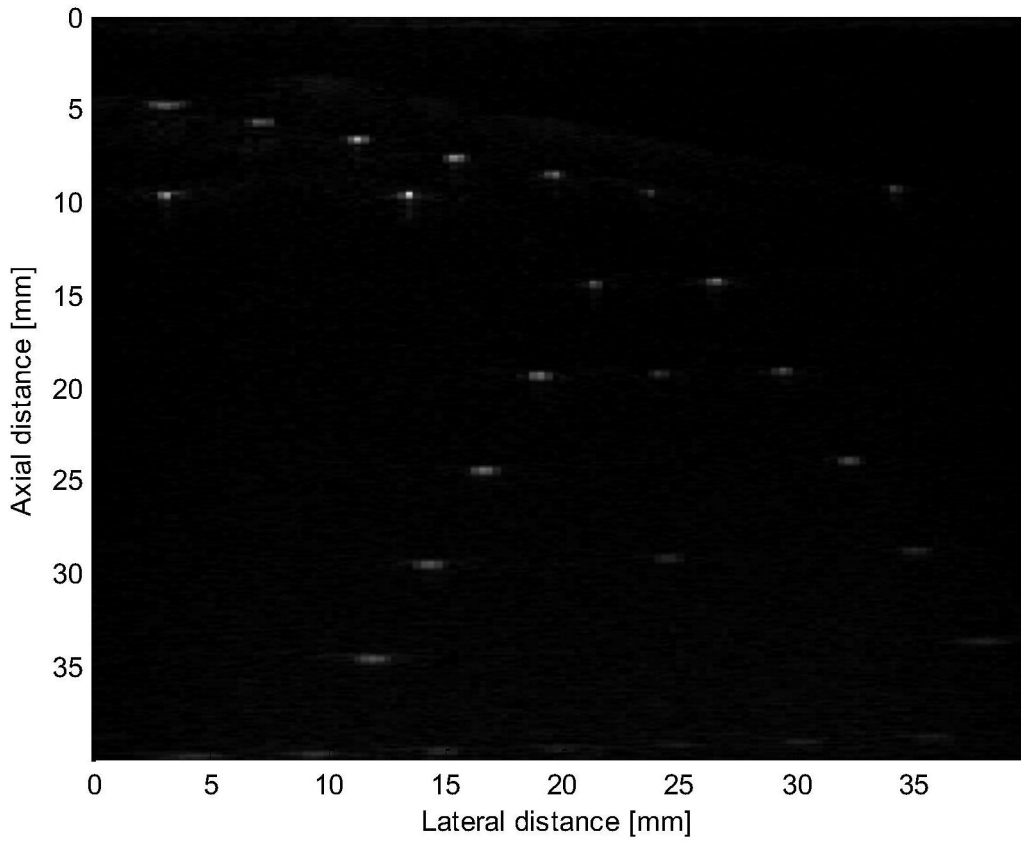


图3C

专利名称(译)	一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN106780329B</a>	公开(公告)日	2019-08-30
申请号	CN201611113011.6	申请日	2016-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	尉迟明 丁明跃 王珊珊 娄翠娟 宋俊杰 方小悦 李春雨 周亮		
发明人	尉迟明 丁明跃 王珊珊 娄翠娟 宋俊杰 方小悦 李春雨 周亮		
IPC分类号	G06T3/40 A61B8/00		
审查员(译)	邓迪		
其他公开文献	CN106780329A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种基于反透视平面变换的超声平面波成像方法，包括以下步骤：(1)采集数据；(2)数据预处理：利用平面变换，先将原成像平面上的成像点变换为新平面上的成像点，并根据新平面上的成像点对延迟时间进行计算得到修正后的延迟时间，然后再根据修正后的延迟时间利用合成孔径聚焦技术对原成像平面上的成像点进行接收聚焦，得到原成像平面上各成像点的值；(3)数据后处理：依次进行包络检测、对数压缩和灰度映射，最终得到超声平面波成像图像。本发明通过对关键的延迟时间的计算方式进行改进，并与合成孔径聚焦技术相配合，与现有技术相比能够有效解决平面波成像质量不高的问题，有效提高超声平面波的成像分辨率。

