



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103948399 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 30

(21) 申请号 201310314826. 0

(22) 申请日 2013. 07. 25

(71) 申请人 合肥工业大学

地址 230009 安徽省合肥市屯溪路 193 号

(72) 发明人 韩志会 于成龙 李小锐 彭虎

郑驰超

(74) 专利代理机构 安徽合肥华信知识产权代理

有限公司 34112

代理人 余成俊

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

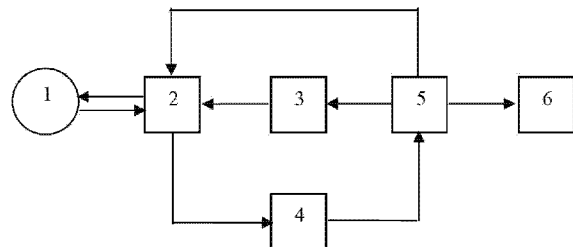
权利要求书1页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法

(57) 摘要

本发明公开了扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法,在数据处理单元控制下,超声发射电路驱动超声传感器阵列发射非衍射超声波或平面超声波声场,并进行扇形旋转完成对成像目标扫描;数据处理单元对所有接收数据 $r(\theta, z_r, t)$ 综合处理得到目标的图像 $f(x, y, z)$, 这里, t 为时间, (ϵ, θ, z) 为柱坐标, (x, y, z) 为空间直角坐标。本发明的成像方式对柱形扫描面的外侧和内侧均可成像,在目前所有 3D 超声成像方法中具有成像速度快,成像质量高的特点,具有很好的应用前景。



1. 扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法,其特征在于超声发射电路在数据处理单元控制下驱动超声传感器阵列发射非衍射阵列波或平面超声波声场,发射完毕后,超声传感器阵列转换为接收信号状态,发射的超声波在传播中进行扇形旋转完成对成像目标扫描,经成像目标反射后形成回波信号,再由超声传感器阵列转换为接收信号,该接收信号通过信号放大器和模数转换器转换为数字信号并保存,然后超声传感器阵列在数据处理单元控制下旋转到下一位置,重复以上对成像目标的发射声场和接收回波信号的扫描过程;待超声传感器将成像目标扫描结束后,所有接收信号 $r(\theta, z_r, t)$ 再通过数据处理单元进行 Fourier 变换和变量转换的成像处理,得到直角坐标系下目标的 3D 图像数据 $f(x, y, z)$,这里, t 为时间, (ϵ, θ, z) 为柱坐标, (x, y, z) 为空间直角坐标,最后将 3D 图像数据 $f(x, y, z)$ 送给显示单元进行显示。

2. 如权利要求 1 所述的扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法,其特征在于成像目标的成像区域可以是柱形扫描面的外侧,也可以是柱形扫描面的内侧。

3. 如权利要求 1 所述的扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法,其特征在于数据处理单元对接收数据 $r(\theta, z_r, t)$ 进行 Fourier 变换,得到扫描数据与目标函数的关系为 $R(\theta, k_z, k) = P(k) \int_0^{2\pi} F(\rho, \varphi, k_z') \times e^{-jk_z R \cos(\theta - \varphi)} d\varphi$, 通过在角度方向解卷积得到目

标函数频谱的柱坐标形式 $F(\rho, \varphi, k_z')$, 之后按照

$$\begin{cases} k_x' = \rho \cos \varphi \\ k_y' = \rho \sin \varphi \\ k_z' = k_z + k_{tz} \\ \rho = k_r = \sqrt{k^2 - k_{tz}^2} + \sqrt{k^2 - k_z^2} \end{cases} \quad \text{进行频谱}$$

转换,得到目标函数频谱的直角坐标形式 $F(k'_x, k'_y, k'_z)$, 最后通过 Fourier 反变换 $f(x, y, z) = F^{-1}\{F(k'_x, k'_y, k'_z)\}$ 直接获得直角坐标系下的 3D 图像数据 $f(x, y, z)$; 对上述参数的物理或数学意义说明如下: k_{tz} 为发射参数,直角指标系 (x, y, z) 对应 Fourier 变换后变量为 (k_x, k_y, k_z) , 柱坐标 (ϵ, θ, z) 对应 Fourier 变换后柱坐标变量为 (ρ, φ, k_z) , (R, θ, z_s) 为发射阵元柱坐标, (R, θ, z_r) 为接收阵元柱坐标, (k'_x, k'_y, k'_z) 为目标函数频域变量。

4. 如权利要求 1 所述的扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法,其特征在于超声传感器阵列可采用 1D 超声传感器阵列或者柱面超声传感器阵列。

扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法

技术领域：

[0001] 本发明属于医学超声成像领域具体涉及一种扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法。

背景技术：

[0002] 医学超声成像技术具有无辐射、无创伤、成本低等特点，在现代医学影像技术中有着不可替代的作用，如孕妇的产前检查等。

[0003] 当前，获得广泛应用的是 B 型超声成像系统。然而，随着技术的发展，人们对超声成像系统提出了更多的需求，传统的 B 型超声成像系统表现出一定的局限性。

[0004] 三维成像可以给出成像组织三维结构，提供比二维成像更加丰富的图像信息，有效提高临床诊断精度，并可以应用于手术导航等。因此，三维超声成像具有更高的临床应用价值。然而，目前 3D 超声成像技术存在许多不足，主要体现在成像系统的空间分辨率和时间分辨率（即帧率）难以满足不断增长的需求。

[0005] 当前，3D 超声成像方法从使用的传感器上来看主要分为两种：使用 2D 阵列传感器成像和使用 1D 传感器成像。由于 2D 传感器工艺十分复杂，尚未推广使用，目前主要使用 1D 传感器成像。

[0006] 使用 1D 传感器实现 3D 成像是基于现有的 B-mode 切片成像方式，即利用二维超声成像所采用的一维传感器阵列，按一定空间顺序采集一系列的人体断层图像，计算机对这些图像进行三维图像重建，并将结果在显示器上显示。这种成像方式具有成像系统简单，可基于现有 B 超系统进行成像的优点。其主要不足是：成像系统的分辨率较差，尤其是传感器移动方向的分辨率很差，其原因在于：当利用机械扫描的一维传感器的移动将 2D 切面图像转换成 3D 图像时，由于传感器的声场实际上并不能限制在一个切面内，传感器在不同切面处的接收信号不仅包含了该切面的图像信息，也包含了其他切面的图像信息。因此这种 3D 成像方式的空间分辨率自然不好，尤其体现在移动方向。此外，由于要获得高质量的切片图像，需要发射和接收多次才能完成一帧切面成像，这就使得实现一帧体成像需要非常大次数的发射和接收过程，从而降低了帧率。

[0007] 理论上，使用 2D 传感器可以获得具有较高的空间分辨率和帧率的 3D 成像，但由于 2D 传感器结构非常复杂，现有的工艺和技术水平很难完成高质量的 2D 传感器设计和生产。目前使用 2D 超声传感器的成像，主要是在帧率和分辨率之间进行平衡，在损失分辨率的前提下提高帧率，或者在损失帧率的前提下提高分辨率，难以同时提高两个指标。

[0008] 为了解决以上技术问题，我们曾提出一种基于有限衍射波的高帧率超声成像方法，该成像方法采用一维传感器进行线性扫描，可以对组织区域进行立体矩形成像，具有成像分辨率高、成像速度快等优点，但这种方法扫描面是一平面而不是一个扇形面，不能满足某些医学成像的要求。

[0009] 鉴于上述技术存在的不足，特提出本发明。

发明内容：

[0010] 本发明提出一种新的成像方法，该方法将现有基于非衍射波和合成孔径的 3D 成像方法由线性扫描方式扩展到扇形扫描方式，利用 1D (One Dimension, 1D) 传感器进行扇形扫描，同时在传感器和传感器正前方即声束传播方向决定的平面内发射非衍射阵列波声场；扫描完成后，对整个目标区域的回波信号进行合成孔径处理，利用 Fourier 变换实现一种凸(凹)面阵传感器下具有高分辨率和快速成像特点的三维(Three Dimension, 3D) 成像，以满足不同的医学成像需求。

[0011] 本发明采用的技术方案是：

[0012] 扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法，其特征在于超声发射电路在数据处理单元控制下驱动超声传感器阵列发射非衍射阵列波或平面超声波声场，发射完毕后，超声传感器阵列转换为接收信号状态，发射的超声波在传播中进行扇形旋转完成对成像目标扫描，经成像目标反射后形成回波信号，再由超声传感器阵列转换为接收信号，该接收信号通过信号放大器和模数转换器转换为数字信号并保存，然后超声传感器阵列在数据处理单元控制下旋转到下一位置，重复以上对成像目标的发射声场和接收回波信号的扫描过程；待超声传感器将成像目标扫描结束后，所有接收信号 $r(\theta, a_r, t)$ 再通过数据处理单元进行 Fourier 变换和变量转换的成像处理，得到直角坐标系下目标的 3D 图像数据 $f(x, y, z)$ ，这里， t 为时间， (ϵ, θ, z) 为柱坐标， (x, y, z) 为空间直角坐标，最后将 3D 图像数据 $f(x, y, z)$ 送给显示单元进行显示。

[0013] 所述的扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法，其特征在于成像目标的成像区域可以是柱形扫描面的外侧，也可以是柱形扫描面的内侧。

[0014] 所述的扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法，其特征在于数据处理单元对接收数据 $r(\theta, a_r, t)$ 进行 Fourier 变换，得到扫描数据与目标函数的关系为 $R(\theta, k_z, k) = P(k) \int_0^{2\pi} F(\rho, \varphi, k_z') \times e^{-jk_r R \cos(\theta - \varphi)} d\varphi$ ，通过在角度方向解卷积得到目标函

数频谱的柱坐标形式 $F(\rho, \varphi, k_z')$ ，之后按照

$$\begin{cases} k_x' = \rho \cos \varphi \\ k_y' = \rho \sin \varphi \\ k_z' = k_z + k_{tz} \\ \rho = k_r = \sqrt{k^2 - k_{tz}^2} + \sqrt{k^2 - k_x'^2} \end{cases} \quad \text{进行频谱转}$$

换，得到目标函数频谱的直角坐标形式 $F(k_x', k_y', k_z')$ ，最后通过 Fourier 反变换 $f(x, y, z) = F^{-1}\{F(k_x', k_y', k_z')\}$ 直接获得直角坐标系下的 3D 图像数据 $f(x, y, z)$ ；对上述参数的物理或数学意义说明如下： k_{tz} 为发射参数，直角指标系 (x, y, z) 对应 Fourier 变换后变量为 (k_x, k_y, k_z) ，柱坐标 (ϵ, θ, z) 对应 Fourier 变换后柱坐标变量为 (ρ, φ, k_z) ， (R, θ, z_s) 为发射阵元柱坐标， (R, θ, z_r) 为接收阵元柱坐标， (k_x', k_y', k_z') 为目标函数频域变量。

[0015] 所述的扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法，其特征在于超声传感器阵列可采用 1D 超声传感器阵列或者柱面超声传感器阵列。

[0016] 本发明的优点是：

[0017] 本发明在 3D 医学超声成像中具有重要意义，它实现了一种新的扇形扫描下的 3D

成像方式；传统扇形扫描方式下的成像先获得柱坐标系下的图像，再通过坐标变换的方法得到直角坐标系下的图像进行显示，该方法则是由原始数据获得直角坐标系下图像的频谱，从而直接得到直角坐标系下的图像，无需坐标变换。

附图说明：

[0018] 图 1 为总体结构框图。

[0019] 图 2 是成像过程中成像目标与 1D 超声传感器阵列的空间位置关系示意图。

[0020] 图中标号：1 为成像目标，2 为 1D 超声传感器阵列，3 为非衍射阵列波或平面波超声发射电路，4 为信号放大器和模数(A/D)转换器，5 是信号处理单元、6 为 3D 图像显示单元。

具体实施方式：

[0021] 下面结合附图说明本发明具体实施方式：

[0022] 扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法，超声发射电路 3 在数据处理单元 5 控制下驱动 1D 超声传感器阵列 2 发射非衍射阵列波或平面超声波声场，发射完毕后，1D 超声传感器阵列 2 转换为接收信号状态，发射的超声波在传播中经成像目标 1 反射后形成回波信号，再由 1D 超声传感器阵列 2 转换为接收信号，该接收信号通过信号放大器和模数(A/D)转换器 4 转换为数字信号并保存，然后 1D 超声传感器阵列 2 在数据处理单元 5 控制下旋转到下一位置，重复以上对成像目标 1 的发射声场和接收回波信号的扫描过程(如图 2 所示)。如果是柱面传感器，可以采用依次激励柱面阵列中位于不同母线上的子阵列的方式，实现 1D 传感器阵列的旋转。待 1D 超声传感器 2 将成像目标 1 扫描结束后，所有接收信号再通过数据处理单元 5 进行 Fourier 变换和变量转换的成像处理，得到直角坐标系下目标的 3D 图像数据，最后将 3D 图像数据送给显示单元 6 进行显示。

[0023] 下面给出扇形扫描方式下基于非衍射阵列波加权的 3D 超声成像理论和方法。

[0024] 1、阵列波 Array Beam

[0025] 阵列波是由下式表示：

$$[0026] \quad \phi_{array}(x, y, z, k) = A(k) e^{jk_x x + jk_y y + jk_z z} \quad (1)$$

[0027] 其中 x, y, z 是空间位置坐标， k 是波数，它与频率 ω 的关系是

$$[0028] \quad k = \omega / c \quad (2)$$

[0029] 其中 c 是声速，波数 k 和参数 k_x, k_y, k_z 之间的关系如下

$$[0030] \quad k^2 = k_x^2 + k_y^2 + k_z^2 \quad (3)$$

[0031] $A(k)$ 可以认为是发射脉冲信号的频谱或传感器频率响应。

[0032] 从公式 (1) 可以看出，平面波也是一种阵列波，它们都具有非衍射性质。

[0033] 2、3D 成像数学物理模型

[0034] 设发射信号为 $p(t)$ ， t 为时间变量，其频谱为 $P(k)$ ，成像目标 [1] 的反射系数为 $f(x, y, z)$ ，不失一般性，设 1D 超声传感器阵列 [2] 放置方向与 z 轴平行，扫描时沿半径为 R 的柱面转动，对于 1D 超声传感器阵列 [2] 上的一个发射阵元位于 (R, θ, z_s) ，另一个位于

(R, θ , z_r) 处的一个接收阵元接收的由散射点 (x, y, z) 反射的信号为

$$\begin{aligned}
 & r_{\text{one}}(\theta, z_s, z_r, x, y, z, t) \\
 [0035] \quad & = f(x, y, z) p\left(t - \frac{\sqrt{(x - R \cos \theta)^2 + (y - R \sin \theta)^2 + (z - z_s)^2}}{c}\right) \\
 & \quad \left(\frac{\sqrt{(x - R \cos \theta)^2 + (y - R \sin \theta)^2 + (z - z_r)^2}}{c} \right)
 \end{aligned} \tag{4}$$

[0036] 成像物体可视为由许多散射点组成, 当成像系统为线性系统, 接收阵元接收到的回波信号应该是这些散射点的线性叠加, 即

$$[0037] \quad r_{\text{object}}(\theta, z_s, z_r, t) = \int \int \int r_{\text{one}}(\theta, z_s, z_r, x, y, z, t) dx dy dz \tag{5}$$

[0038] 对 (5) 式做关于时间变量的傅里叶变换

$$\begin{aligned}
 & R_{\text{object}}(\theta, z_s, z_r, k) \\
 [0039] \quad & = \iiint f(x, y, z) P(k) \times e^{-jk \sqrt{(x - R \cos \theta)^2 + (y - R \sin \theta)^2 + (z - z_s)^2}} \\
 & \quad \times e^{-jk \sqrt{(x - R \cos \theta)^2 + (y - R \sin \theta)^2 + (z - z_r)^2}} dx dy dz
 \end{aligned} \tag{6}$$

[0040] 对于式 (1), 当传感器是一维时, 取 $k_y = 0$, 则超声发射电路 [3] 施加在 1D 超声传感器阵列 [2] 上的信号分布为:

$$[0041] \quad \phi_{\text{array}}(z_s, k) = A(k) e^{-jk z_s} \tag{7}$$

[0042] 当传感器是一维时, 对于 (7) 式, 传感器发射的声场实际上是在传感器和传感器正前方即声束传播方向决定的平面内为非衍射阵列波声, 而与一维传感器垂直的平面上为发散的声场。

[0043] 由于 (R, θ , z_r) 处接收阵元接收信号为所有发射阵元所发射信号作用的总和, 其数学表达式应为:

$$[0044] \quad R(\theta, z_r, k) = \int \phi_{\text{array}}(z_s, k) R_{\text{object}}(\theta, z_s, z_r, k) dz_s \tag{8}$$

[0045] 与公式 (8) 对应的时域上的接收信号 $r(\theta, z_r, t)$ 是时间、位置函数, 它通过信号放大器和模数 (A/D) 转换器 [4] 放大并转换成为数字信号。

[0046] 把 (6) 式带入 (8) 式得:

$$\begin{aligned}
 [0047] \quad & R(\theta, z_r, k) = \iiint \left[\int f(x, y, z) P(k) \times e^{-jk \sqrt{(x - R \cos \theta)^2 + (y - R \sin \theta)^2 + (z - z_s)^2} - jk z_s} \right. \\
 & \quad \left. \times e^{-jk \sqrt{(x - R \cos \theta)^2 + (y - R \sin \theta)^2 + (z - z_r)^2}} dz_s \right] dx dy dz
 \end{aligned} \tag{9}$$

[0048] 对 (9) 沿 Z 方向进行 Fourier 变换, 化简后为

[0049]

$$R(\theta, k_z, k) = P(k) \int_0^{2\pi} F(\rho, \varphi, k'_z) \times e^{-jk_r R \cos(\theta - \varphi)} d\varphi \tag{10}$$

[0050] 其中, $F(\rho, \varphi, k'_z)$ 为 $F(k'_x, k'_y, k'_z)$ 的柱坐标形式, $F(k'_x, k'_y, k'_z)$ 为目标函数 $f(x, y, z)$ 的空间 Fourier 变换, 且

[0051]

$$\begin{cases} k_x^+ = \rho \cos \varphi \\ k_y^+ = \rho \sin \varphi \\ k_z^+ = k_z + k_{tz} \\ \rho = k_r = \sqrt{k^2 - k_{tz}^2} + \sqrt{k^2 - k_z^2} \end{cases} \quad (11)$$

[0052] 对于(10)式,可通过在角度方向解卷积获得 $F(\rho, \varphi, k_z^+)$,再由(11)式得到 $F(k'_x, k'_y, k'_z)$ 。由于 $e^{-jk_r R \cos \theta}$ 在角度方向的 Fourier 变化为

$$F_{\theta} \{ e^{-jk_r R \cos \theta} \} = H_{\xi}^2(k_r, R) e^{-j\pi \xi^2 / 2} \quad (12)$$

[0054] 因此

[0055]

$$F(k'_x, k'_y, k'_z) = F(\rho, \varphi, k_z^+) = \frac{1}{P(k)} F_{\xi}^{-1} \left\{ \frac{F_{\theta} \{ R(\theta, k_z, k) \}}{H_{\xi}^2(k_r, R) e^{-j\pi \xi^2 / 2}} \right\} \quad (13)$$

[0056] 通过对目标函数空间频谱的逆 Fourier 变换就可以获得目标函数,即实现成像

$$f(x, y, z) = F^{-1} \{ F(k'_x, k'_y, k'_z) \} \quad (14)$$

[0058] 其中 $F^{-1} \{ \}$ 表示逆 Fourier 变换。

[0059] 这里需要说明的是,该成像理论对于柱型扫描面外区域和柱型扫描面内区域成像均可成像,其不同在于传感器旋转扫描时的有效扫描角度不同,处理时需进行加窗处理。

[0060] 3、成像工作过程

[0061] 当采用 1D 传感器时,首先超声发射电路 [3] 在数据处理单元 [5] 控制下施加如式 (7) 表示的非衍射波激励信号(或平面波),驱动 1D 超声传感器阵列 [2] 发射 (1) 式所表示的非衍射波。发射完毕后传感器转换为接收状态,接收成像目标 [1] 的回波信号,然后沿半径为 R 的柱面旋转 1D 超声传感器阵列 [2] 一定的角度,再进行发射 / 接收过程,直到 1D 超声传感器阵列 [2] 完成扫描像目标区域得到一个关于时间、位置函数的接收信号 $r(\theta, z_r, t)$ 。接收信号 $r(\theta, z_r, t)$ 通过信号放大器和模数(A/D)转换器 [4] 放大并转换为数字信号。数据处理单元 [5] 对接收信号进行关于时间的 Fourier 变换得 $R(\theta, z_r, t)$,再对 $R(\theta, z_r, t)$ 分别在 z 方向进行傅里叶变换、角度方向解卷积得 $F(\rho, \varphi, k_z^+)$,并利用式 (11) 进行变量转换得 3D 图像频谱 $F'(k'_x, k'_y, k'_z)$,最后通过 Fourier 反变换即可得到成像数据。

[0062] 当采用柱面传感器时,首先位于第一条母线上的传感器施加如式 (7) 的非衍射波激励信号,发射完毕后该行传感器转换为接收状态,接收回波信号,然后第一条母线上的传感器进行发射 / 接收过程,重复此过程,直到最后一条母线上的传感器。然后采用和 1D 传感器一样的重建图像算法完成成像。

[0063] 扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法,在数据处理单元 5 控制下,超声发射电路 3 驱动 1D 超声传感器阵列 2 发射非衍射超声波或平面超声波声场,并进行扇形旋转完成对成像目标 1 扫描;数据处理单元 5 对所有接收数据 $r(\theta, z_r, t)$ 综合处理得到目标的图像 $f(x, y, z)$,这里, t 为时间, (ε, θ, z) 为柱坐标, (x, y, z) 为空间直角坐标。

[0064] 成像区域可以是柱形扫描面的外侧,也可以是柱形扫描面的内侧。

[0065] 数据处理单元 5 对接收数据 $r(\theta, z_r, t)$ 进行 Fourier 变换,得到扫描数据与目标函数的关系为 $R(\theta, k_z, k) = P(k) \int_0^{2\pi} F(\rho, \varphi, k_z) \times e^{-jk_r R \cos(\theta - \varphi)} d\varphi$, 通过在角度方向解卷积得到

目标函数频谱的柱坐标形式 $F(\rho, \varphi, k_z)$, 之后按照

$$\begin{cases} k'_x = \rho \cos \varphi \\ k'_y = \rho \sin \varphi \\ k'_z = k_z + k_{tz} \\ \rho = k_r = \sqrt{k^2 - k_{tz}^2} + \sqrt{k^2 - k_z^2} \end{cases} \quad \text{进行频谱}$$

转换,得到目标函数频谱的直角坐标形式 $F(k'_x, k'_y, k'_z)$, 最后通过 Fourier 反变换 $f(x, y, z) = F^{-1}\{F(k'_x, k'_y, k'_z)\}$ 直接获得直角坐标系下的 3D 图像数据 $f(x, y, z)$; 对上述参数的物理或数学意义说明如下: k_{tz} 为发射参数, 直角指标系 (x, y, z) 对应 Fourier 变换后变量为 (k_x, k_y, k_z) , 柱坐标 (ρ, φ, k_z) 对应 Fourier 变换后柱坐标变量为 (ρ, φ, k_z) , (R, θ, z_r) 为发射阵元柱坐标, (R, θ, z_r) 为接收阵元柱坐标, (k'_x, k'_y, k'_z) 为目标函数频域变量。

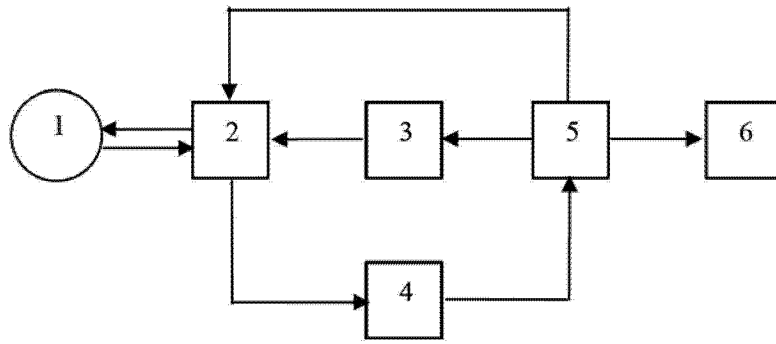


图 1

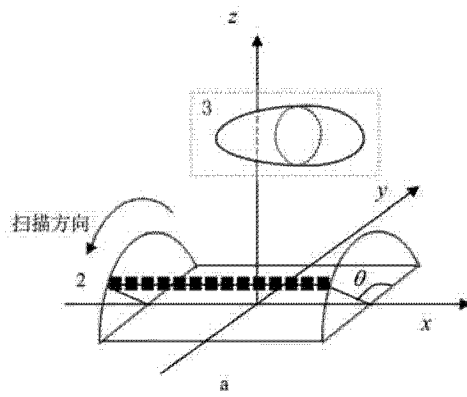


图 2

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN103948399A | 公开(公告)日 | 2014-07-30 |
| 申请号 | CN201310314826.0 | 申请日 | 2013-07-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 合肥工业大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 合肥工业大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 合肥工业大学 | | |
| [标]发明人 | 韩志会 于成龙 李新锐 彭虎 郑驰超 | | |
| 发明人 | 韩志会 于成龙 李新锐 彭虎 郑驰超 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| 其他公开文献 | CN103948399B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了扇形扫描方式下基于非衍射波的三维超声成像方法，在数据处理单元控制下，超声发射电路驱动超声传感器阵列发射非衍射超声波或平面超声波声场，并进行扇形旋转完成对成像目标扫描；数据处理单元对所有接收数据 $r(\theta, z, t)$ 综合处理得到目标的图像 $f(x, y, z)$ ，这里， t 为时间， (ϵ, θ, z) 为柱坐标， (x, y, z) 为空间直角坐标。本发明的成像方式对柱形扫描面的外侧和内侧均可成像，在目前所有3D超声成像方法中具有成像速度快，成像质量高的特点，具有很好的应用前景。

