



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102824190 B

(45) 授权公告日 2015. 02. 04

(21) 申请号 201210355889. 6

CN 101692072 A, 2010. 04. 07,

(22) 申请日 2012. 09. 24

CN 201969218 U, 2011. 09. 14,

(73) 专利权人 深圳大学

审查员 薛艳华

地址 518060 广东省深圳市南山区深圳大学
南校区医学院 516 室

(72) 发明人 彭珏 陈思平 汪天富 唐许
崔阳 胡振华

(74) 专利代理机构 深圳市千纳专利代理有限公司
44218

代理人 胡坚

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

DE 3635364 A1, 1988. 04. 28,

CN 101108268 A, 2008. 01. 23,

CN 101712027 A, 2010. 05. 26,

CN 1775327 A, 2006. 05. 24,

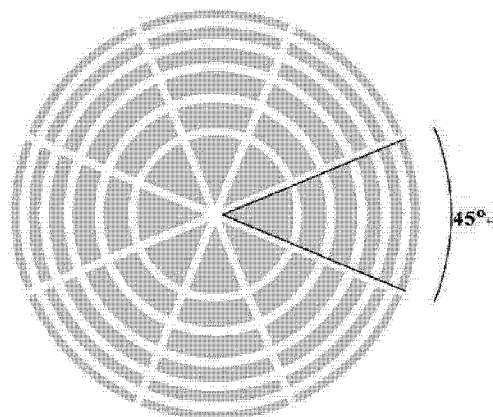
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

一种二维环型相控阵超声换能器结构

(57) 摘要

本发明公开一种用于三维超声成像的二维环型相控阵超声换能器结构, 换能器结构包括一个以上按照同心圆呈环形分布的阵元环, 每个阵元环包括两个以上的阵元, 各个阵元的面积相同。本发明既避免二维面阵换能器技术工艺难度大、阵元尺寸太小导致信噪比较低的缺点, 同时克服一维线阵和相控阵几何聚焦固定, 波束无法有效收窄的限制, 本发明综合提高侧向分辨率, 有效提高信噪比, 通过电子相控扫描实现实时三维超声成像。



1. 一种二维环型相控阵超声换能器结构,其特征是:所述的换能器结构包括 5~8 个按照同心圆呈环形分布的阵元环,每个阵元环包括两个以上扇形或扇面形的阵元,最内层阵元环的阵元呈扇形,其他阵元环中的阵元呈扇面形,各个阵元的面积相同,所述的换能器结构为通过分割线分割成的 N 等分同心圆环形成的相控阵,N 等于 8,分隔处为 2° 扇形角,阵元采用压电材料,所述的各独立阵元施加不同延时的激励信号,采用不同的延时时间的激励信号,根据实际聚焦范围来调整不同圆环上各阵元的电脉冲时延量,从而使各环先后发出的声脉冲,在声场中形成会聚的波阵面,使得换能器能够在空间中指定点处实现声束聚焦,阵元之间的间隙采用具有声学特性的声学材料填充。

2. 根据权利要求 1 所述的二维环型相控阵超声换能器结构,其特征是:所述的具有声学特性的声学材料为环氧树脂。

一种二维环型相控阵超声换能器结构

技术领域

[0001] 本发明公开一种医疗诊断超声系统,特别是一种用于三维超声成像的二维环型相控阵超声换能器结构。

背景技术

[0002] 随着超声波成像技术的不断发展,超声波成像系统在医疗诊断中的应用也越来越多,人们最常见的为B超。通常的超声成像系统包括一个超声换能器阵列,该换能器阵列用于发射超声波束,然后接收反射的超声波、进行波束合成、显示处理进而得到B超图像。

[0003] 目前广泛应用于临床的超声换能器大部分是一维线阵或一维相控阵超声换能器,各阵元延一个方向线性排列,通过电子或机械扫描方式获得二维超声图像。请参看附图1,如图1所示的一维线阵换能器,在短轴方向(Y方向)采用几何聚焦方式,长轴方向(X方向)采用电子聚焦方式,由于几何聚焦的焦距是固定的,在测量一定深度的组织时,短轴方向的侧向分辨率会比长轴方向的低很多,从而导致超声波束无法尽可能地收窄,这势必会影响成像的质量。而通过一维阵列探头仅能获得二维图像,必须经过后续三维重建,方可获得三维图像。

[0004] 二维面阵换能器是能够实现实时三维超声成像的基础,它能够提供声束的三维动态聚焦和偏转,从而能够实现三维数据的实时采集。该换能器是在一个平面或曲面上分布大量阵元,比如 128×128 阵元的二维面阵,二维面阵换能器的阵元多、密度大、制作难度很高,并且成本高,因而面阵换能器的研制挑战性很高。与一维线阵换能器类似,二维面阵换能器同样是采用脉冲回波相控阵电子扫描来完成声束的发射和接收,不同的是二维面阵换能器可以在仰角方向和方位角两个方向上进行相控电子扫描,请参看附图2,如图2所示,在一定激励角度范围内,二维面阵换能器可以形成金字塔形扫描区域,该区域在X和Y方向有相同的侧向分辨率,从而提高成像质量。

[0005] 但是就目前的探头制作工艺水平而言,二维面阵超声换能器的阵元面积小、阵元数量多,其制作工艺难度很高,成品率较低。在设计和制作过程中,主要面临以下几个难题:

[0006] (1)阵元引线难:二维面阵超声换能器通常有上千个或者几千个阵元组成,每个阵元与系统的发射/接收通道的有效连接和屏蔽是二维面阵设计的难点。

[0007] (2)阵元数目与系统的发射/接收通道的电路匹配难,电路发热严重。例如,当前128个阵元的一维线阵能够获得较好的成像质量,而在实时三维成像系统中,如果要得相同质量的B超图像,二维面阵必须包括 $128 \times 128 = 16384$ 个阵元,以及与这16384个阵元相匹配的独立的发射/接收通道。以现有技术来说,含有如此庞大数量的阵元的和通道数的换能器制造,困难大、成本高。

[0008] (3)阵元信噪比低:由于二维面阵的阵元很小,具有很高的电阻抗,信噪比低。

发明内容

[0009] 针对上述提到的现有技术中的医疗诊断超声系统中二维面阵阵元引线难、阵元信噪比低,一维线阵几何聚焦固定等缺点,本发明提供一种新的二维环型相控阵超声换能器结构,其将环型相控阵按一定的角度沿径向分割,形成一种二维环型相控阵列,既保留了一维环型相控阵孔径可调、轴线方向上景深可调、聚焦区域侧向分辨率一致的特点,又克服了一维环型相控阵无法在非轴向方向聚焦,获得波束偏转的缺点,对比二维矩形面阵,二维环型相控阵超声换能器所需阵元数较少,阵元面积较大,而且阵元的间距不受 $\lambda/2$ 的尺寸限制。

[0010] 本发明解决其技术问题采用的技术方案是:一种二维环型相控阵超声换能器结构,换能器结构包括一个以上按照同心圆呈环形分布的阵元环,每个阵元环包括两个以上的阵元,各个阵元的面积相同。

[0011] 本发明解决其技术问题采用的技术方案进一步还包括:

[0012] 进一步的,所述的每个阵元环包括两个以上扇形或扇面形的阵元,最内层阵元环的阵元呈扇形,其他阵元环中的阵元呈扇面形。

[0013] 进一步的,所述的阵元环包括 5~8 个。

[0014] 进一步的,所述各独立阵元施加不同延时的激励信号,采用不同的延时时间的激励信号,根据实际聚焦范围来调整不同圆环上各阵元的电脉冲时延量,从而使各环先后发出的声脉冲,在声场中形成会聚的波阵面,使得换能器能够在空间中指定点处实现声束聚焦。

[0015] 进一步的,所述的换能器结构为通过分割线分割成的 N 等分同心圆环形成相控阵, N 为大于 2 的整数。

[0016] 进一步的,所述的阵元采用压电材料,阵元之间的间隙采用具有声学特性的声学材料填充。

[0017] 进一步的,所述的具有声学特性的声学材料为环氧树脂。

[0018] 进一步的,所述的 N 等于 8,分隔处为 2° 扇形角。

[0019] 本发明的有益效果是:本发明既避免二维面阵换能器技术工艺难度大、阵元尺寸太小导致信噪比较低的缺点,同时克服一维线阵和相控阵几何聚焦固定,波束无法有效收窄的限制,本发明综合提高侧向分辨率,有效提高信噪比,通过电子相控扫描实现实时三维超声成像。

[0020] 下面将结合附图和具体实施方式对本发明做进一步说明。

附图说明

[0021] 图 1 为一维线阵波束图。

[0022] 图 2 为二维面阵金字塔形扫描声束示意图。

[0023] 图 3 为本发明中二维环型相控阵结构示意图。

[0024] 图 4 为本发明中二维环型相控阵仿真结构设计示意图。

[0025] 图 5 为本发明中待观察的焦点以及两个平面(B 面和 C 面)的示意图。

[0026] 图 6 为图 5 中 B 平面观察到的声场分布结果示意图。

[0027] 图 7 为图 5 中 C 平面观察到的声场分布结果示意图。

[0028] 图 8 为一维环形相控阵的基本工作原理图。

- [0029] 图 9 为一维环形相控阵中路径差计算示意图。
- [0030] 图 10 为一维环形相控阵中路径差计算原理示意图。
- [0031] 图 11 为一维环形相控阵成像聚焦原理图。
- [0032] 图 12 为本发明中有限元仿真流程图。

具体实施方式

[0033] 本实施例为本发明优选实施方式,其他凡其原理和基本结构与本实施例相同或近似的,均在本发明保护范围之内。

[0034] 本发明主要包括一个以上同心分布的阵元环,每个阵元环包括两个以上的阵元,各个阵元的面积相同,每个阵元环包括两个以上扇形或扇面形的阵元,最内层阵元环的阵元呈扇形,其他阵元环中的阵元呈扇面形。即换能器结构为通过分割线分割成的 N 等分同心圆环形成相控阵,N 为大于 2 的整数。分割线为本发明中的定义概念,实际分割线为相邻阵元之间的间距。阵元采用压电材料(通常是压电陶瓷,压电复合材料,压电单晶或是其它压电材料),阵元之间的间隙采用具有声学特性的声学材料,优选为具有声学特性的环氧树脂。从形式上看,本发明类似于将现有的一维环型相控阵按一定的角度沿径向分割,即沿着一维环型相控阵的直径方向将其等分为若干份,每一份即为一个独立阵元,从而形成一种二维环型相控阵列,本发明中通过对各独立阵元施加不同延时的激励信号,使得换能器能够在空间中某点处实现声束聚焦。本实施例中,采用不同的延时时间的激励信号,使加载到外圆环上的电脉冲时延量最少,内圆环上的电脉冲时延逐级增加,其聚焦在换能器轴线上,具体实施时,可根据实际聚焦范围来调整不同圆环上各阵元的电脉冲时延量,从而使各环先后发出的声脉冲,在声场中形成会聚的波阵面,达到电子控制声学聚焦的效果。改变延时的时间量,可以使焦点位置移动,因此可做到在整个观察距离内(不同时段)的波束狭窄。这种设计思路既保留了一维环型相控阵孔径可调、轴线方向上景深可调、聚焦区域侧向分辨率一致的特点,又克服了一维环型相控阵无法在非轴向方向聚焦,获得波束偏转的缺点,对比二维矩形面阵,二维环型相控阵超声换能器所需阵元数较少,阵元面积较大,而且阵元的间距不受 $\lambda/2$ (即 $1/2$ 超声波波长) 的尺寸限制。

[0035] 本发明中,可以设计成任意数量的阵元环,阵元环的数目,参照下述一维环形相控阵中的求解公式。从环型相控阵的辐射场特性来看,当不考虑横向耦合的影响时,阵元数越多越能获得理想的球凹面聚焦效果,但是环形阵元由于采用的是等面积法,阵元数越多,外环的宽度即越窄,对制作工艺的精密程度及外部导线的连接方式要求越高,加工越困难,因此需要选取一个合理的阵元数,通常优选为 5 ~ 8 个或以上的阵元环。下述实施例和附图中,为了方便说明,举了 3 个环的例子。

[0036] 请参看附图 3,图 3 中以 8 等分为例对本发明的结构进行具体说明,即每个阵元环中包括有 8 个阵元,具体实施时,每个阵元环中的阵元可以多分,也可以少分。当然每个阵元环内的阵元份数越多,横向分辨率越好,但实际分割的份数会受到加工难度和成本的限制。

[0037] 请参看附图 4,本实施例中,以三环 8 等分为例,进行具体说明。本实施例中,二维环型相控阵是将一维环型相控阵按照一定的角度(45°)沿径向切割成 8 等份。其中一维环型相控阵的设计采用的是等面积阵元结构,工作频率、阵元数目、焦距、各阵元的半径等

参数均可采用一维环型相控阵设计规范。在一维环型相控阵中的电子聚焦探头,是由一系列同心的圆环形晶元体组成,并通过适当调整、控制圆环形晶元体的激励信号和接收信号的相位延迟或者时间延迟,使声束聚焦的焦距做连续或步进式移动,是一种能实现连续或分段动态电子聚焦的超声换能器阵列探头。其工作原理,如图 8 所示。采用不同的延时时间,使加载到外圆环上的电脉冲时延量最少,内圆环上的电脉冲时延逐级增加,从而使各环先后发出的声脉冲,在声场中形成会聚的波阵面,达到电子控制声学聚焦的效果。改变延时的时间量,可以使焦点位置移动,因此可做到在整个观察距离内(不同时段)的波束狭窄,全程的横向分辨率都好,显像质量显著提高。

[0038] 一维环形阵换能器是由若干个同心圆环阵元组成,中心圆及外面各同心环的尺寸选择多采用等面积法。使中心圆及外面各同心环的面积均相等,故环形阵的结构表现为各阵元圆环的宽度愈外愈窄。由于面积相等,各阵元的电阻抗相当,因此与收发电路间的匹配性能和灵敏度趋于一致;在采用电子聚焦时,相同的阵元面积可以获得相等的相邻阵元间的延时量,有效地改善了聚焦效果。

[0039] 根据 Brown 等人由脉冲响应函数推导出的等面积环型阵列路径差公式,可以确定各阵元的尺寸。具体方法可参看文献:[J. A. Brown, C. E. M. Demore, G. R. Lockwood, Design and fabrication of annular arrays for high-frequency ultrasound, Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on, 51 (2004) 1010-1017.]

[0040] 因此要保证各阵元能通过不同的时间延迟来实现电子聚焦的功能,就需要保持各阵列具有相同的路径差。路径差是指阵元的外边缘和其中心到聚焦点的差值。如图 9 所示,

[0041] 路径差 γ 可以由下式求得:

[0042]
$$\gamma = (R^2 + a^2)^{\frac{1}{2}} - R = R(1 + a^2/R^2)^{\frac{1}{2}} - R$$

[0043] 其中, R 是阵元的轴线上的焦距, a 是圆的半径。

[0044]
$$\gamma = \frac{1}{2} \frac{a^2}{R}$$
 当 $R > a$ 时,取或者经验值 $\gamma = 0.5 \times \lambda$

[0045] 可以证明,当圆环的面积相等时,各阵元间的路径差相等。因此,请参看附图 10,各环型阵列的路径差分别为:

[0046]

$$\gamma = \frac{1}{2} \frac{d^2}{RN} = \frac{D^2}{8RN}$$

[0047] 其中, D 是阵元的直径, γ 是阵元间的路径差, R 是焦距, N 为阵元的数目。再根据等面积原则,可以求出各个阵元的半径。

[0048] 阵元数目的确定公式为:

[0049]

$$\text{No. of elements} = \text{round} \left[\frac{\pi a^2}{2.33\lambda} \left(\frac{1}{z} - \frac{1}{R_f} \right) \right]$$

[0050] 其中, a 是环形换能器的半径, λ 是波长, z 是所有阵元聚焦后的最小成像深度, R_f 是理论焦距。(详见图 11 说明)

[0051] 波长是由超声在人体组织中的传播速度除以换能器的工作频率决定, 根据环形换能器的工作频率、孔径大小、焦距比数就能根据上式求出阵元的个数。

[0052] 对每一个独立阵元采用特定的时间延时激励, 即可获得声束的任意角度偏转。本发明中, 对该发明的二维环型相控阵换能器, 运用有限元仿真软件, 进行了结构建模和声场仿真。建模设计的二维环型相控阵结构如图 4 所示, 本实施例中, 共有三个环, 每个环又被平分 8 份, 在建模时切割间距定义为 2° 弧度, 即相邻的阵元之间间距为 2° 弧度的距离。本实施例中, 由圆心向外的三个环, 分别被命名为 1# 环, 2# 环, 3# 环, 各环的尺寸及设计参数如表 1 所示。各圆环被分割的二维环型相控阵的阵元依次命名为 11, 12, 13……18 ; 21, 22, 23……28 ; 31, 32, 33……38, 如图 4 中标识所示。

[0053] 表 1. 环阵各阵元结构参数

N	1#	2#	3#
内径(m)	0.00	1.83e-3	2.56e-3
外径(m)	1.78e-3	2.51e-3	3.08e-3

[0054] 焦点 : 3mm

[0055] 建模尺寸 : 6.2*6.2*6.167mm³

[0056] PZT 厚度 : 0.667mm

[0057] 谐振频率 : 3MHz

[0058] 激励电压 : 100V, 1 μ s, 正向脉冲

[0059] 当分别为各独立阵元施加如表 2 所列的激励时间延迟, 通过有限元仿真软件, 观察阵元 21 的所在的径向方向上的焦点处的声场分布。

[0060] PZFlex 是专门用于压电传感器件的有限元仿真软件, 主要流程请参看附图 12 :

[0061] 在声场仿真中, 首先要将换能器的结构、工作参数变量以及边界条件等交代清楚, 如换能器的工作频率、聚焦深度, 建模的大体框架节点描述清楚等, 方便直接建模的可行性。在这个换能器建模过程中, 由于本实施例中设定的焦点不在换能器表面的中轴线上, 各个阵元的激励方式不同(存在时间差异), 所以不能使用轴对称或旋转等简便建模方法。本实施例中, 进行模型的三维创建; 整个模型使用直角坐标系 $x-y-z$ 进行建模标定, 根据换能器各个部分的材料和结构的不同, 分别定义相关大小和位置, 这里包括换能器每个阵元, 阵元之间的间隙, 前方的匹配层、后方的背衬以及整个换能器所处的环境等。三维模型的建立之后会对成个模型进行节点划分, 节点的划分也会使用直角坐标系 $i-j-k$ 与 $x-y-z$ 相对应。节点的疏密根据换能器的结构而定, 比如主要工作部分的压电晶体的网格划分是要比后方背衬要密一些等, 但大体上相差不大。之后会对划分的每个部分附上材料及相应的材料属性。经过模型的审查后将会对整个换能器部分进行边界条件的设定和每个阵元激励设定。定义仿真时间, 运行之后将会得到声场各处的声压值即声场分布。

[0062] 为了更形象地显示仿真结果, 图 5 给出了焦点位置以及待观察的两个平面, B 平面和 C 平面。B 面和 C 面分别是与 y 轴, x 轴相垂直的平面, 且包含焦点所在的 z 轴。

[0063] 表 2. 环型相控阵各阵元的延时激励时间举例

阵元编号	各阵元的激励时间与阵元 21 激励的时间差(单位 : 秒)
11	-1.00E-07

12	-2.50E-07
13	-5.70E-07
14	-8.60E-07
15	-9.70E-07
16	-8.60E-07
17	-3.20E-07
18	-2.50E-07
21	-0.00E+00
22	-2.80E-07
23	-8.30E-07
24	-1.30E-06
25	-1.48E-06
26	-1.30E-06
27	-8.30E-07
28	-2.80E-07
31	-4E-08
32	-3.90E-07
33	-1.06E-06
34	-1.62E-06
35	-1.82E-06
36	-1.62E-06
37	-1.06E-06
38	-7.20E-07

[0064] 仿真结果图 6 和图 7 分别显示了从 B 面和 C 面可以获得二维相控阵波束的声场分布情况,该结果说明本发明涉及的二维环型相控阵超声换能器结构可以实现空间任意点的波束偏转和波束聚焦。

[0065] 本发明既避免二维面阵换能器技术工艺难度大、阵元尺寸太小导致信噪比较低的缺点,同时克服一维线阵和相控阵几何聚焦固定,波束无法有效收窄的限制,本发明综合提高侧向分辨率,有效提高信噪比,通过电子相控扫描实现实时三维超声成像。

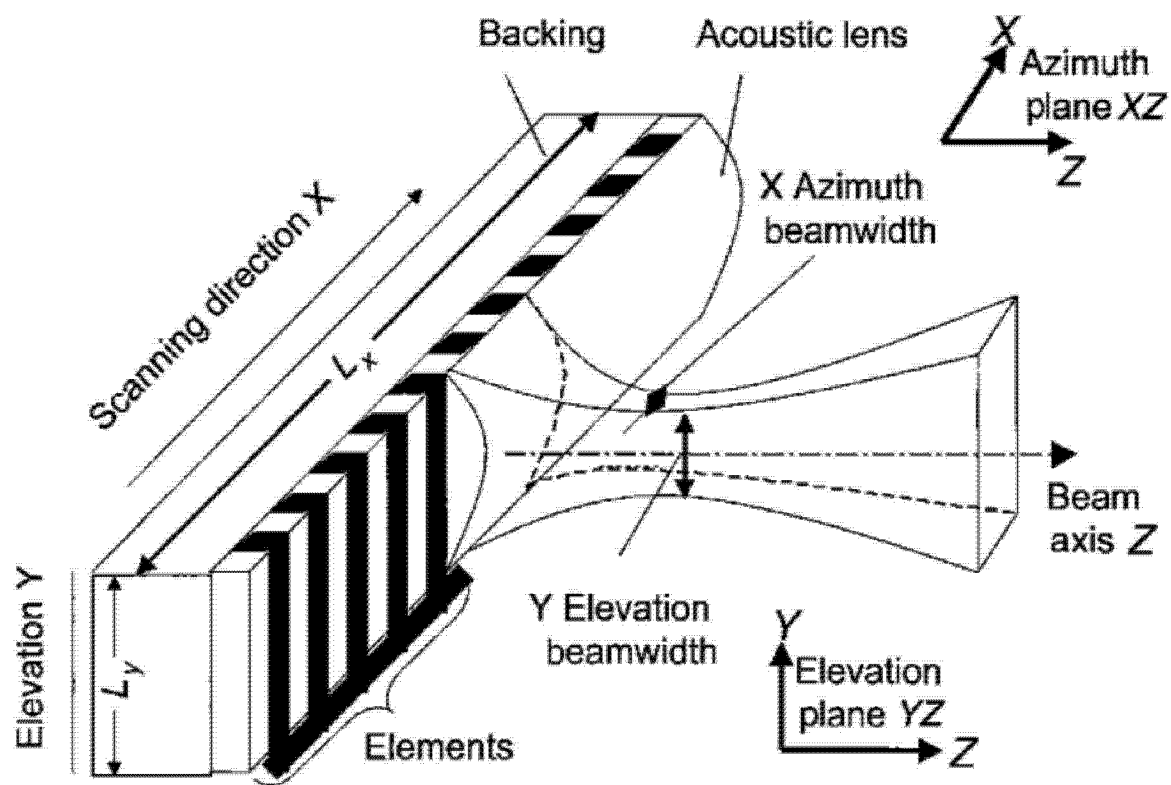


图 1

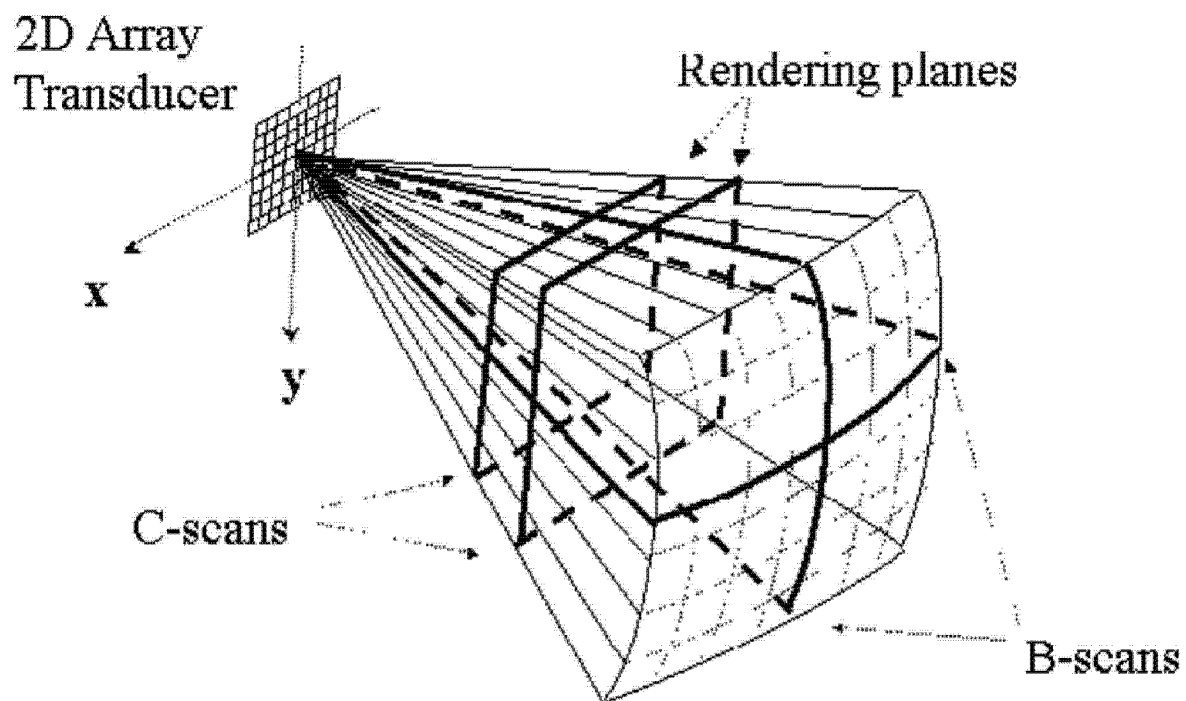


图 2

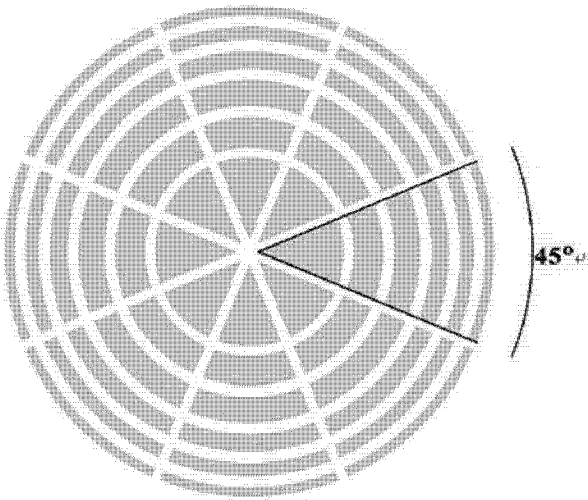


图 3

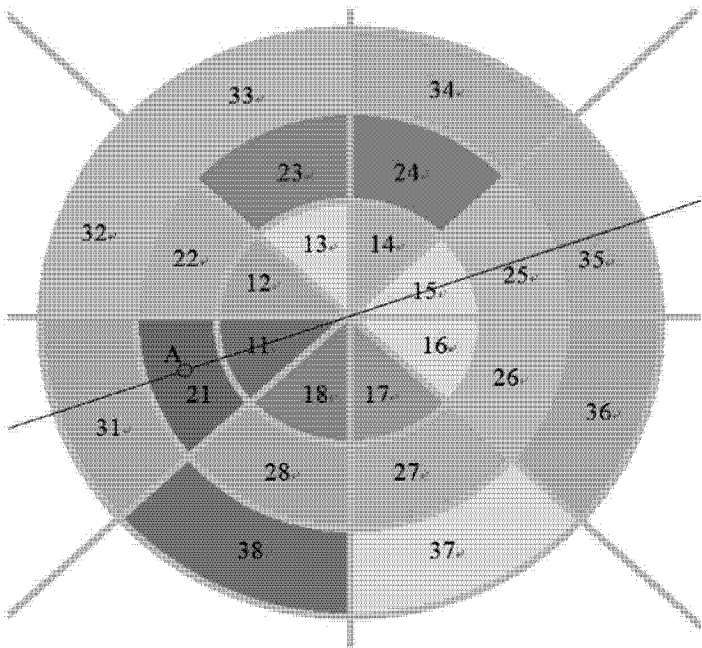


图 4

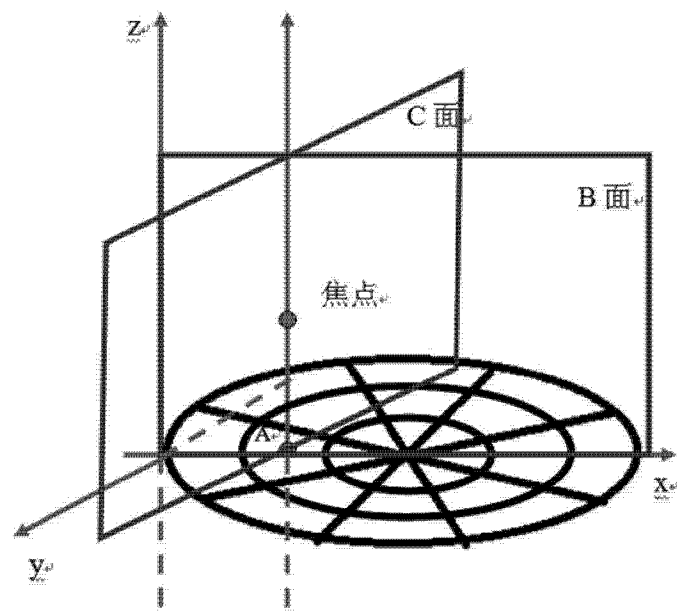


图 5

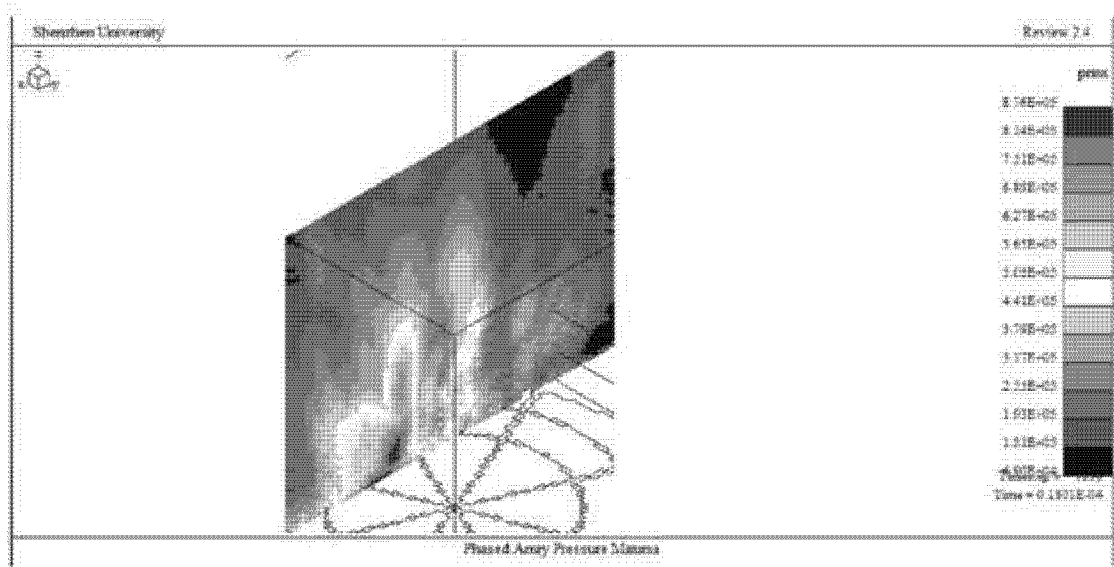


图 6

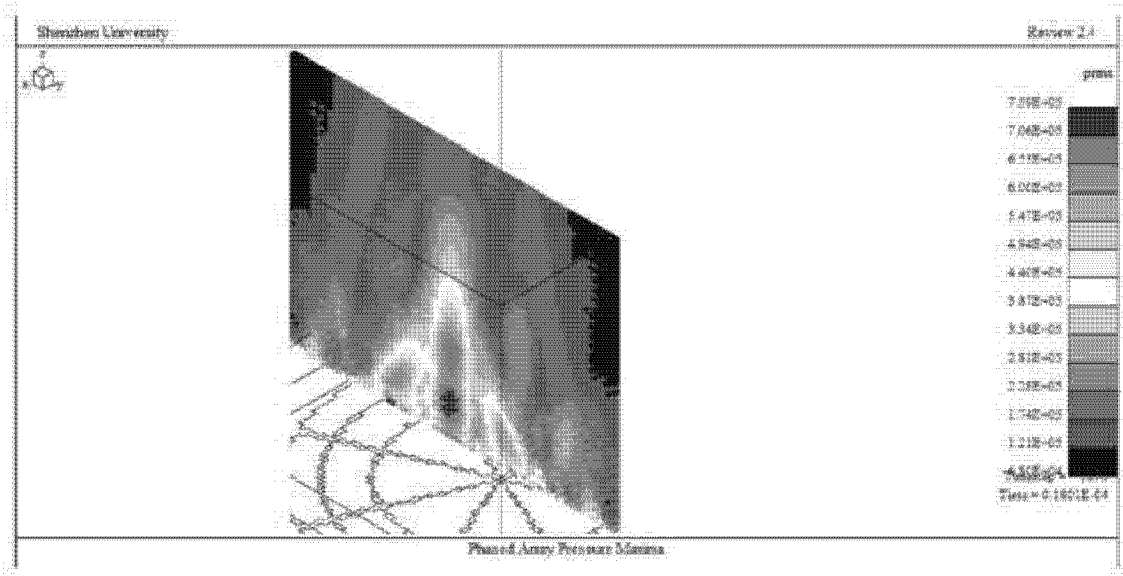


图 7

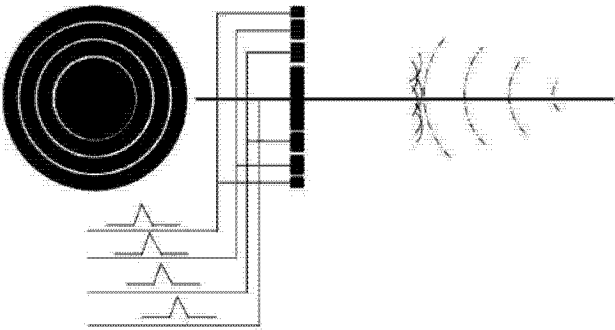


图 8

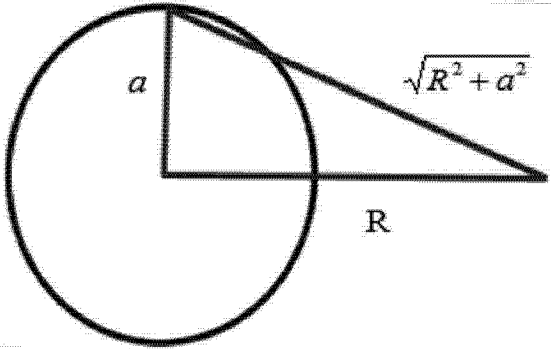


图 9

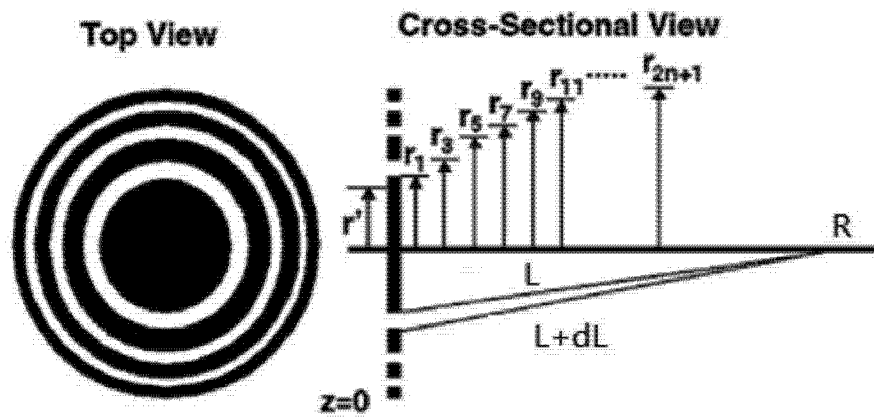


图 10

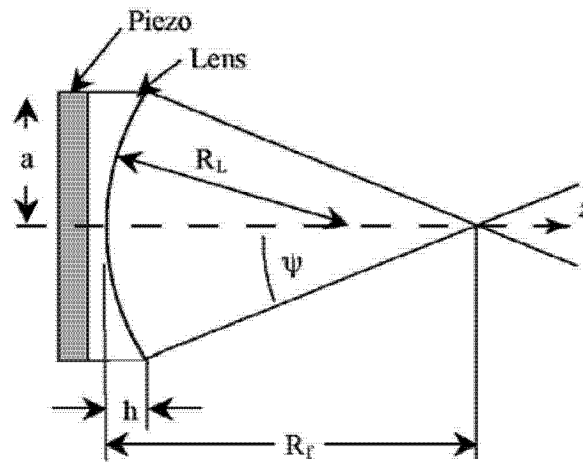


图 11

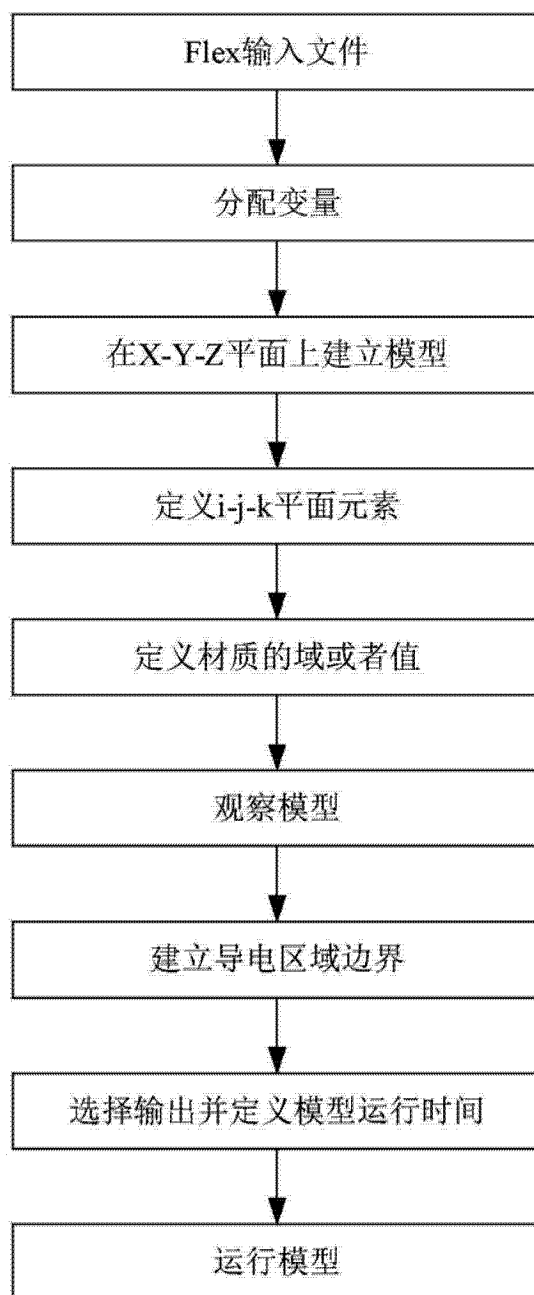


图 12

专利名称(译)	一种二维环型相控阵超声换能器结构		
公开(公告)号	CN102824190B	公开(公告)日	2015-02-04
申请号	CN201210355889.6	申请日	2012-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	彭珏 陈思平 汪天富 唐浒 崔阳 胡振华		
发明人	彭珏 陈思平 汪天富 唐浒 崔阳 胡振华		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	胡坚		
其他公开文献	CN102824190A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种用于三维超声成像的二维环型相控阵超声换能器结构，换能器结构包括一个以上按照同心圆呈环形分布的阵元环，每个阵元环包括两个以上的阵元，各个阵元的面积相同。本发明既避免二维面阵换能器技术工艺难度大、阵元尺寸太小导致信噪比较低的缺点，同时克服一维线阵和相控阵几何聚焦固定，波束无法有效收窄的限制，本发明综合提高侧向分辨率，有效提高信噪比，通过电子相控扫描实现实时三维超声成像。

