



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02819999.5

[43] 公开日 2005 年 1 月 19 日

[11] 公开号 CN 1568230A

[22] 申请日 2002.7.31 [21] 申请号 02819999.5

[30] 优先权

[32] 2001.9.17 [33] US [31] 09/954,563

[86] 国际申请 PCT/US2002/024299 2002.7.31

[87] 国际公布 WO2003/024625 英 2003.3.27

[85] 进入国家阶段日期 2004.4.9

[71] 申请人 GE 帕拉莱尔设计公司

地址 美国亚利桑那州

[72] 发明人 拉姆·哈坦加迪 帕特里克·佩斯克  
桑杰伊·钱德兰

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

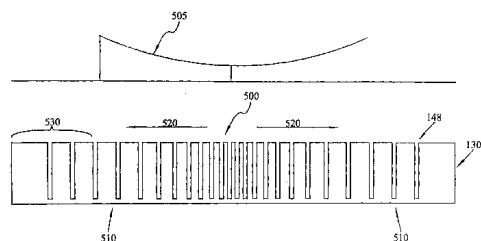
代理人 邱万奎 黄小临

权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 13 页

[54] 发明名称 换能器的频率和振幅旁瓣缩减

[57] 摘要

在例如医学应用中使用的超声波换能器中例示了旁瓣缩减的方法和装置。本发明的方法和装置为超声波换能器提供了频率和振幅旁瓣缩减，从而改善信号质量并产生改善的超声波图像。通过根据预定图案做出压电材料(130)中的复合切口(148)而改善该装置的制造，所述预定图案一般改变穿过该换能器表面的压电材料(130)的密集度。可通过改变该压电材料中的切口(148)之间的间距而改变穿过该压电换能器表面的压电材料的密集度。



1. 一种制造超声波换能器的方法，包括步骤：

提供压电材料；

5 确定多个截口和节距尺寸，所述多个截口和节距尺寸的每一个对应于多个复合切口之一，其中确定所述多个截口和节距尺寸以及所述多个复合切口，使得所述压电材料的可变密集度存在于所述超声波换能器上；和

根据所述多个截口和所述节距尺寸而在所述压电材料中做出所述多个复合切口，使得保持在所述复合切口之间的所述压电材料形成多个柱。

10 2. 根据权利要求 1 的方法，其中：

通过改变所述多个节距尺寸并保持所述多个截口尺寸基本恒定，而获得所述压电材料的所述可变密集度。

3. 根据权利要求 2 的方法，其中：

15 确定所述多个节距尺寸中的所述变化，使得所述压电材料的所述可变密集度根据高斯分布而改变。

4. 根据权利要求 3 的方法，其中：

由下列等式定义所述高斯分布中的所述改变：

$$pitch(\text{节距}) = p_i = \frac{y_i}{\sum y_i} AW;$$

其中，  

$$y_i = 1 - \frac{a}{\sigma \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2} \left( \frac{x_i - \mu}{\sigma^2} \right)^2};$$

$a$ =加权常数； $\sigma$ =标准离差； $\mu$ =平均值；且  $AW$ =晶体的孔径宽度。

25 5. 根据权利要求 2 的方法，其中：

确定所述多个节距尺寸中的所述改变，使得所述压电材料的所述可变密集度根据罕宁(Hanning)分布而改变。

6. 根据权利要求 5 的方法，其中：

30 由下列等式定义所述罕宁分布：  

$$pitch(\text{节距}) = p_i = \frac{y_i}{\sum y_i} AW;$$

其中，  

$$y_i = 1 - (\alpha + (1 - \alpha) \cos(\frac{2\pi x_i}{a})); \frac{-AW}{2} \leq x_i \leq \frac{AW}{2};$$

$\alpha$ =罕宁系数； $a$ =加权常数；且  $AW$ =晶体的孔径宽度。

7. 根据权利要求 1 的方法，其中：

通过改变所述多个截口尺寸并保持所述多个节距尺寸恒定，而获得所述压电材料的所述可变密集度。

8. 根据权利要求 1 的方法，其中：

5 通过改变所述多个截口尺寸并改变所述多个节距尺寸，而获得所述压电材料的所述可变密集度。

9. 根据权利要求 2 的方法，还包括步骤：

用环氧树脂填充所述多个复合切口。

10. 根据权利要求 9 的方法，其中挑选所述环氧树脂以降低箱位。

11. 一种超声波换能器装置，包括：

压电材料；

所述压电材料中的多个复合切口，其中所述复合切口的每一个对应于多个截口尺寸之一和多个节距尺寸之一，并且其中所述复合切口形成所述超声波换能器上的所述压电材料的可变密集度；和

15 由所述复合切口之间余留的所述压电材料形成的多个柱。

12. 根据权利要求 11 的装置，其中：

所述多个节距尺寸改变；和

所述多个截口尺寸恒定。

13. 根据权利要求 12 的装置，还包括：

20 由所述多个截口和节距尺寸限定并与所述多个柱关联的多个柱宽度尺寸；

等于所述多个柱宽度尺寸之一的第一柱宽度尺寸；

等于所述多个柱宽度尺寸的另一个的第二柱宽度尺寸；并且

其中所述第一柱宽度尺寸不等于所述第二柱宽度尺寸。

25 14. 根据权利要求 12 的装置，还包括：

位于所述压电材料上的中部，其中所述多个柱的可变柱宽度在靠近所述中部处最宽，并且其中所述可变柱宽度在距所述中部较大的距离处变得越来越窄。

15. 根据权利要求 12 的装置，还包括：

30 位于所述压电材料上的中部；

所述压电材料的边缘；并且

其中所述压电材料中的所述复合切口分开，使得所述压电材料的密集度在接近所述中心处比接近所述压电材料的边缘处更集中。

16. 根据权利要求 12 的装置，其中：

5 确定所述多个节距尺寸中的所述变化，使得所述压电材料的所述可变密集度根据高斯分布而改变。

17. 根据权利要求 16 的装置，其中：

由下列等式定义所述高斯分布：

$$pitch(\text{节距}) = p_i = \frac{y_i}{\sum y_i} AW;$$

其中，

$$y_i = 1 - \frac{a}{\sigma \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x_i - \mu}{\sigma^2}\right)};$$

$a$ =加权常数； $\sigma$ =标准离差； $\mu$ =平均值；且  $AW$ =晶体的孔径宽度。

18. 根据权利要求 12 的装置，其中：

20 确定所述多个节距尺寸中的所述变化，使得所述压电材料的所述可变密集度根据罕宁分布而改变。

19. 根据权利要求 18 的装置，其中：

由下列等式定义所述罕宁分布：  $pitch(\text{节距}) = p_i = \frac{y_i}{\sum y_i} AW;$

其中，  $y_i = 1 - (\alpha + (1 - \alpha) \cos(\frac{2\pi x_i}{a})) ; \frac{-AW}{2} \leq x_i \leq \frac{AW}{2};$

$\alpha$ =罕宁系数； $a$ =加权常数；且  $AW$ =晶体的孔径宽度。

30 20. 根据权利要求 11 的装置，其中：

所述多个截口尺寸改变；和

所述多个节距尺寸恒定。

21. 根据权利要求 11 的装置，其中：

所述多个截口尺寸改变；和

35 所述多个节距尺寸改变。

22. 根据权利要求 12 的装置，还包括：

合并在所述多个柱的每一个之间的环氧树脂。

23. 根据权利要求 22 的装置，其中挑选所述环氧树脂以最小化箱位。

24. 根据权利要求 12 的装置，还包括：

位于所述压电材料上的中部，其中所述多个柱的可变柱宽度在靠近所述中部处最窄，并且其中所述可变柱宽度在距所述中部较大的距离处变得越来越宽。

5 25. 根据权利要求 12 的装置，还包括：

位于所述压电材料上的中部；

所述压电材料的边缘；并且

其中所述压电材料中的所述复合切口分开，使得所述压电材料的密集度在接近所述中心处比接近所述压电材料的边缘处较不集中。

10 26. 一种换能器，包括：

压电衬底，声学匹配层，

与基本穿过该压电衬底的阵列轴基本垂直的一系列复合切口，形成沿该阵列轴排列的多个单独换能器元件；

其中根据以下至少之一做出所述复合切口：

15 多个截口尺寸，和多个节距尺寸；

其中所述复合切口引起多个柱和所述压电材料在所述超声波换能器中的可变密集度。

20

## 换能器的频率和振幅旁瓣缩减

### 5 技术领域

本发明一般涉及换能器(transducer)和换能器阵列，并特别涉及例如医学成像中使用的超声波换能器阵列。本发明的各种方面也涉及一种制造旁瓣缩减(apodized)换能器的方法。

### 10 背景技术

换能器将能量从一种形式转换为另一种形式（例如，从机械能到电能，或反之亦然）。例如，音频扬声器中的换能器将电信号转换为依次创建听得见的声波的机械振动。类似地，换能器常常用于产生各种应用的高频超声波，例如医学成像、非破坏评估 (NDE)、流体流动感测、非入侵手术、牙科等。15 换能器广泛用于研究目的的医学领域。例如，超声波换能器使得观察母亲子宫内的婴儿的成长成为可能。该非插入过程帮助医生评估孩子将出生的日期，并通过记录例如象心脏的四个心室和肺的成长一样细微的细节而检验该婴儿的适当成长。通过由换能器发送并由身体内组织的各种类型而可变反映的超声波而推动该医学进展。该换能器接收这些反射的超声波信号并将这些超声20 波信号转换为电信号，这些电信号可用于产生例如人体内的婴儿或器官的二维画面。

超声波技术在最近几年已取得了很大的技术进展。例如，一种已经历技术进展的换能器是亮度模式换能器 (B - 模式)。在 B - 模式换能器中，由一点的亮度表示反射脉冲的振幅 (即反射超声波信号的强度)。通过扫描所关心的整体区域，可结合多个点以制订用于显示的图像。可例如通过线性移动或弧形移动换能器而扫描所关心的区域。直至 20 世纪 70 年代，事实上所有 B - 模式成像系统都需要几秒以产生图像。结果，这些系统限于成像不移动的目标。从那时开始，称为“实时扫描”的快速二维 B - 模式成像已使得身体内的移动目标能可视化。为了创建身体内的移动目标的有用显示，开发了几30 种方法以快速移动遍及身体内所关心区域的声束(acoustic beam)。已开发了三种主要方法来快速移动声束：机械扇形扫描仪(mechanical sector scanner)、连

续线阵(sequential liner array)、和定相线阵(phased liner array)。机械扇形扫描仪利用由例如电动机围绕一固定轴摇动或转动的一个或多个活塞换能器而快速移动该声束。线阵一般包括在单一组件中并排安排的多个小的单独换能器。

5 连续线阵通过发送阵列元件(或小组元件)的每一个和接收具有相同元件的回声信息而典型产生矩形格式的二维图像。定相阵列扫描仪是最复杂的实时系统。定相阵列系统通过用电子而不是机械部件快速操纵声束贯穿该目标以产生图像。该定相阵列扫描仪产生在医学超声波应用中常见并公知为“扇形扫描”的圆形分格(pie)形状图像。已由 Somer 和 Von Ramm 一般描述了这三种系统。

10 很明显，具有高质量分辨率的能力对于产生精确和易读的图像是重要的。与超声波成像相关的分辨率的三个方面有：空间分辨率、对比分辨率、和暂时分辨率。空间分辨率一般指辨别靠近在一起的目标的显示图像的配准(registration)。对比分辨率一般指产生具有轻微不同的回声基因特性(echogenicities)的两种不同材料的亮度的可区别差别的能力。例如，腱可反射与肌不同的亮度。暂时分辨率指当成像目标移动时显示图像的能力。

15 妨碍在这些区域获得高分辨率的因素之一是超声波信号在更深进入组织时经受了衰减和扩散的事实。由 Kramer-Kronig 关系控制该降级。见 M.O'Donnell, E.T. Jaynes, and J.G. Miller, Kramer-Kronig, Relationship Between Ultrasonic Attenuation And Phase Velocity(超声波衰减和相位速度之间的关系),  
20 J. Acoust. Soc. Am. 69(3), March, 1981, pp. 696-701。改善分辨率的一种方法是频率旁瓣缩减该换能器孔径。美国专利第 5902242 号描述了获得频率旁瓣缩减的先前尝试。在该专利中，阵列元件的中心地区薄(上升方向)，并在接近孔径的边缘处逐渐变厚。利用第一相对高的超声波成像带宽发送脉冲和第二较窄的带宽发送脉冲而创建两种超声波图像。该第一脉冲激活全部孔径，并  
25 创建具有相对高的轴向分辨率和相对低的上升分辨率的图像。该第二脉冲激活该孔径的较窄宽度部分，并在与该几何焦点分开的范围上创建具有相对低的轴向分辨率和相对高的上升分辨率的图像。结合这两种设计可产出具有增强空间和对比分辨率的图像。然而，该方法提供一些显著的制造挑战。通过引用而在这里合并美国专利号 5902242 和 5479926 中公开的一般功能。

30 妨碍获得更高分辨率的另一因素是超声波束中“旁瓣”的存在。当超声波束经过人体或其他介质时，当该波束不规则(defract)(即弯曲)创建伴随该

超声波束的理想主瓣的旁边部分（即“旁瓣”）时，发生“模糊”。该旁瓣作为干扰并趋向于降级获得高分辨率的能力。过去已做出尝试以抑制旁瓣。抑制旁瓣的一种传统方法是向电信号施加振幅旁瓣缩减函数(amplitude apodization function)，通常是 Gaussian(高斯)或 Hanning(罕宁)函数，以整形由该阵列接收的电信号（见例如通过引用而合并于此的美国专利 4841492 号中的超声波发送的旁瓣缩减）。将旁瓣缩减函数应用到将信号的采样区域的边缘平滑逐渐变细到零。该电信号旁瓣缩减具有一些不理想的方面。例如，虽然在一维阵列中平面内（方位方向）电信号旁瓣缩减有可能，但平面外（上升方向）电信号旁瓣缩减不可能，因为一个信号与整个上升孔径相连。尽管可能在二维阵列中实现平面外电信号旁瓣缩减，其中该上升孔径被离散并可被单独电子寻址，但是由于电子复杂性、混乱等，仍很难实现。

实现振幅旁瓣缩减的另一种方法是将一薄片声学阻挡层放置在换能器的前表面上，以基本阻挡来自该前表面区域的部分的超声波发射，从而限定了不活动区域。（见一般通过引用而合并于此的美国专利 5285789 号中的利用声学阻挡层的超声波换能器旁瓣缩减），该方案一般从操作中去除该换能器的边缘并具有抑制该旁瓣的作用。该方案存在至少两个问题：第一个是额外层被典型添加到该换能器堆栈使得制造更困难，第二个是由于孔径的堵塞造成灵敏度的损失（降低可转换为电信号的信号强度）。

实现旁瓣抑制的另一种方法是施加换能器上升的不同的极化电平。以这种方式，靠近中心的换能器的部分比靠近换能器边缘的其他换能器元件被更强地极化。这具有抑制外缘旁瓣和发送稍微放大的主瓣信号的效果。该方法的缺点在于典型地难于制造。极化一般需要对每一单独的换能器元件施加电压的困难的处理。因为该处理典型地很敏感，所以容易发生破坏，导致该换能器被毁掉。

抑制旁瓣的另一种方法包括根据各压电陶瓷柱而构造换能器，从而创建机械旁瓣缩减。典型地通过将更多的陶瓷柱放置在换能器中心附近而不是换能器边缘附近而实现这些。所以，更多声波靠近中心发射，并因此主瓣被发送而旁瓣被抑制（见通过引用而合并于此的美国专利 4518889 号中的压电旁瓣缩减超声波换能器）。该方法的主要缺点在于制造这样的换能器典型地非常困难。很难将陶瓷柱单独放置在惰性粘合剂中，而且一般很难对每一单独的陶瓷柱的背部进行电连接。这戏剧性地增加了折断一根或多根柱并破坏该换

能器的机会。

抑制旁瓣的另一种方法包括选择从压电材料的每一元件的外缘去除该金属化电极。结果，在平滑图案中存在压电柱，但有些压电柱没连接或仅虚连接。这创建了修改上升面中的超声波束的旁瓣缩减衰减函数（见通过引用而合并且此的美国专利 5511550 号中的具有旁瓣缩减上升焦点的超声波换能器阵列）。该方法的缺点在于从换能器中选择性去除金属化电极，留下了金属化和非金属化区域之间的周到的边界，导致电场强度的不期望的边缘效应。

所以，不管通过频率和振幅旁瓣缩减而创建改善的超声波分辨率的所有尝试如何，仍保留一种需要，即制造具有频率和 / 或振幅旁瓣缩减能力的超声波换能器，但是不具有上述的制造难度。

### 发明内容

在例如医学应用中使用的超声波换能器中例示了一种旁瓣缩减的新方法和装置。该方法和装置的各种实施例使得该超声波换能器装置能调制穿过该孔径的共振频率或抑制旁瓣；从而改善信号质量并可能产生改善的图像。通过根据特定图案在压电材料中做出复合切口可改善该装置的制造，该特定图案一般在靠近换能器中部提供压电材料的较小 / 较大密集度(concentration)，在靠近换能器边缘提供更多 / 更少材料或反之亦然。通过改变压电材料中切口之间的间距、或通过改变压电材料中切口的宽度、或两者结合，可改变穿过该压电换能器的表面的压电材料的密集度。增加与中心相比靠近边缘的压电材料的密集度可有效调频穿过该孔径的超声波信号。在该实施例中，也可实现一些振幅旁瓣缩减。可替换地，降低与中心相比靠近边缘的压电材料的密集度可有效减轻旁瓣信号的影响。所以，通过改变复合切口的尺寸、和 / 或切口之间的间距，可实现频率和 / 或振幅旁瓣缩减，改善信号质量，同时维持简单的制造方法。

### 附图说明

图 1 是示例超声波设备的等体积视图。

图 2 是示例超声波设备的等体积视图。

图 2A 是示例超声波设备的一部分的等体积视图。

图 2B 是示例超声波设备的一部分的等体积视图。

图 3 是示例压电衬底的横截面端视图。

图 4 是具有一系列复合切口的示例压电衬底的横截面端视图。

图 5A 是超声波换能器的示例实施例的侧视图。

图 5B 是超声波换能器的示例实施例的侧视图。

5 图 6 是图 5A 所示示例复合切口的特写图。

图 7 是示出了示例改变节距轮廓的俯视图。

图 8 是频率旁瓣缩减单元和正常(非频率旁瓣缩减)单元的 -6dB 和-12dB 波束的宽深比的示例曲线图。

图 9 是阵列(正常和振幅旁瓣缩减)的 -6dB 波束宽深比的示例曲线图。

10 图 10 是阵列(正常和振幅旁瓣缩减)的 -12dB 波束宽深比的示例曲线图。

### 具体实施方式

这里根据功能块组成部分和各处理步骤而描述本发明的各方面。应理解 15 可由配置为执行指定功能的任意数目的硬件和 / 或软件部件或计算机系统实现这样的功能块。例如，本发明可采用各种计算机系统，例如个人计算机、工作站等，它们可在-一个或多个微处理器或其他控制设备的控制下执行各种功能。类似地，可用实现为数据结构、对象、处理、例程或其他编程元件的任何组合的各种算法，通过任何编程或脚本语言，例如 C、C++、Java、汇编 20 语言、PERL 等或其组合而实现本发明的软件元件。而且，应注意本发明可采用任意数目的数据发送、发信号、数据处理等的技术。

应理解这里示出和描述的具体技术实现是本发明示例实施例的图示，而不意欲以任何方式限制本发明的范围。事实上，为了简明的目的，不再详细 25 描述传统超声波设备和系统的其他功能方面(和系统的单独操作部件的部件)。而且，在这里包含的各图中示出的连接线意欲代表各元件之间的示例功能关系和 / 或物理或逻辑耦合。应注意在实际超声波系统中可出现很多替换或附加功能关系、物理连接或逻辑连接。

图 1 中示出了示例传统超声波换能器 10 的方框图。换能器一般通过使用 30 例如某些形式的晶体(例如石英)或陶瓷聚合体的压电材料而创建超声波振动。压电材料响应于施加于该材料的某些频率的交流电压而振动。例如，通过引用而合并于此的美国专利 5637800 号的超声波换能器阵列及其制造方法

公开了包括压电元件的阵列的适于医学应用的换能器。在一个示例实施例中，适于将换能器 10 与孕妇的腹部接触放置，用于成像她体内的胎儿。这样的换能器典型与通过同轴电缆 30 等驱动该换能器的电子器件 20 相连。电子器件 20 典型与显示器 40 相连，用于直观显示根据从超声波换能器 10 接收的信号而创建的图像。

尽管根据医学成像换能器的压电组件而初步讨论了这里公开的发明，但任意数目的其他实施例都落入本发明的范围。例如，这里描述的设备和技术可与其他类型的换能器系统结合使用，例如音频扬声器、非破坏评估 (NDE)、非入侵手术、牙科、声纳、无线电波发送和接收、磁发送和接收、磁共振成像 (MRI)、谐波成像、微波发送和接收、以及不规则光栅。例如，在谐波成像中，在比接收返回信号低的频率处发生发送，并典型需要旁瓣缩减以在该处理中获得可用的图像。而且，这里描述的空间关系和附图仅为了说明的目的，而且在本发明的范围内可阐明许多空间排列。而且，例如压电材料的所述材料实际上仅是例子，可用在例如上述领域的换能器相关领域中典型使用的任意数目的等同材料代替这里描述的材料。

参考图 2，超声波换能器阵列 110 适当包括装在框架 114 内的一个或多个单独超声波换能器元件 112。所述单独元件可电连接到柔韧的印刷电路板的引线 (leads) 116 和由聚合体背部材料 180 固定在适当位置的地箔 (ground foil) 118。在换能器元件阵列和框架周围形成辨证基层 120。

参考图 2A，每一单独超声波换能器元件 112 包括压电层 122、第一声学匹配层 124 和第二声学匹配层 126。在所示 X 方向提供阵列轴。如图所示，Y 轴与 X 轴垂直，并与限定该换能器框架的前表面的面垂直。所述各元件可由压电和相邻声学匹配层的凹面形状而机械集中在期望成像面 (由 x-y 轴限定) 中。各匹配元件也可沿位于该成像面 (由每一换能器元件端部之间延伸的线的中点定义) 内的阵列轴 A 而彼此机械分离。压电层 122 和声学匹配层 124、126 的表面可沿与阵列轴 A 垂直的轴 B 的方向而下凹，以帮助声学能量的集中。在一个实施例中，该阵列轴 A 具有突起形状以进行扇形扫描。然而，该阵列轴可为线形或曲线形或具有线性部分和曲线部分的结合。

可根据任何技术制作单独超声波换能器元件的阵列。参考图 3 作出换能器元件的示例技术，将一片压电陶瓷材料磨平，并切割成矩形形状，以形成具有前表面 132 和后表面 134 的衬底 130。衬底 130 可成形为大致矩形，尽

管在替换实施例中可使用其他几何配置的衬底。示例衬底 130 具有大约 13 毫米×38 毫米×0.175 毫米的尺寸，尽管在替换实施例中可使用任何尺寸的衬底。

合适的压电陶瓷材料的一个例子是 Motorola Ceramic Products of Albuquerque, New Mexico 生产的型号 3203HD 的材料，它展示了允许进行切割步骤（下述）而不会打碎单独元件的高密度和强度特性。将进一步理解可使用多种压电材料，包括陶瓷（例如锌酸铅(lead zirconate)、钛酸钡(barium titanate)、偏铌酸铅(lead metaniobate)、和钛酸铅(lead titanate)）、压电塑胶（例如基于 PVDF 的聚合体和 PVDF-TrFe 共聚合体）、复合材料（例如 1-3PZT/复合聚合体、聚合体矩阵基底中分散的 PZT 粉末(0 - 3 基复合)、PZT 和 PVDF 或 PVDF-TrFe 基和化合物）、或铁电张弛振荡器(relaxor ferroelectrics)（例如 PMN:PT）。

还可通过应用金属化层 136 而准备压电衬底 130，例如通过用 5% 氟硼酸或多硼酸溶液蚀刻表面，并然后通过利用通常可得的商业金属镀层材料和技术进行无电镀镍。其他方法可替换镀或涂该压电衬底，例如这些和其他金属的真空沉积、喷涂、或其他类似方法。

该导电涂层适当地覆盖衬底 130 的至少一部分，以为压电材料提供电激励。可由任何种类的金属或其他电导体形成该金属化层 136。合适的涂层可包括铬、金、银、镍、铜、铝、锡、各种焊料等。可替换地，可在衬底 130 的表面的结合中结合或形成各种导电或不导电材料，以创建金属化层 136。如图 3 所示，涂层材料可完全延伸至压电衬底的全部表面。在一个未示出的实施例中，随后的铜层（大约 2 微米厚）被电镀在由一薄层电镀金(>0.1 微米厚)跟随的第一镍层（大约 1 微米厚）上以避免腐蚀。

通过在金属化层 136 上做出至少两个缝隙或隔离切口 138 而将金属化层 136 隔离，以在压电衬底的后表面 134 上形成两个电极。晶片钻石轮划片机可用于此目的。其他方法也可用于隔离该金属化层，例如可通过将任何合适材料的胶带或掩模放置在衬底 130 上期望缝隙 138 的位置而创建缝隙 138，从而在镀层后可容易地去除该导电材料，或从而在其他实施例中导电材料不附着在衬底 130 的某些位置。

这两个隔离切口 138 形成后表面电极 140 和前表面电极 142。该前表面电极包括从前表面 132 环绕延伸到该压电衬底的后表面 134 的抱合端 144。在一个实施例中的所述抱合端 144 可沿该后表面的每一侧延伸大约 1 毫米。

后电极 140 和前电极 142 从而被具有例如在 1kHz 的大约 400pF 的电容的压电衬底 130 电分离。当对于具体衬底材料在适当的频率横过电极 140 和 142 施加电势时，压电衬底材料 130 振动，从而产生相应频率的声波。例如，利用 3203 HD 陶瓷的示例实施例产生中心频率为 3.5MHz 的超声波。

5 在替换实施例中，(未示出)，该换能器可由用粘合剂或其他结合方法合适结合的多个压电组件组成，以形成压电组件堆栈。在该实施例中，该压电组件的各层具有电极，安排所述电极使得遍布该压电组件堆栈建立公用负的和正的电极。图 3 和 4 示出了示例正和负极。

参考图 4，通过将金属化和隔离的压电衬底 130 反转并将后表面电极 140 10 安装到载体膜 146，例如绝缘聚酯薄膜，而使其准备切割。可使用热塑性胶粘剂或其他合适的附着以将该压电衬底 130 粘贴到载体膜 146 上。利用晶片钻石轮划片机或其他切割工具、或其他切割工具，可以多种方式在该压电衬底 130 上做出一连串复合切口 148，仅留下少量，例如该复合切口的内端 149 15 和该衬底的后表面 134 之间的 50 微米的衬底材料。因为这些切口一般随后被填充例如环氧树脂的材料，所以这些锯切口被认为是复合切口 148，从而创建复合陶瓷 / 环氧树脂结构。

可替换地，可穿过该衬底 130，包括进入，但不是一直穿过，该后表面电极 140 而做出这些复合切口。提供穿过衬底 130 的多个复合切口允许压电衬底 130 如期望的一样弯曲或凹陷形成。可替换地，该压电衬底可保留平坦。20 下面将进一步描述复合切口 148 的安排和布局。复合切口 148 也可执行降低完整设备中侧向共振模式的功能。在这点上，切口可填充例如环氧树脂的低硬度计、损耗材料。可选择环氧树脂以最小化柱之间的箱位，从而允许材料的每一压电指状物的最大自由和独立。例如环氧树脂可具有衰减声音能量和降低柱间 (inter-post) 串扰的特性。

25 还应理解不仅可沿阵列轴 X 的方向，而且可沿图 2B 所示的 Z 方向做出这些复合切口，从而创建具有各换能器元件的超声波换能器，所述各换能器元件通过基本穿过该压电衬底的切割以及匹配层而沿该阵列轴彼此声学隔离，并彼此分离，以形成独立压电元件。在一些实施例中，通过利用具有各换能器元件的超声波换能器阵列可避免声透镜的使用，所述各换能器元件与 30 相邻的、近似凹陷的、均匀厚度的、声学匹配层一起被机械集中。

通过频率和振幅旁瓣缩减可改善上述超声波图像分辨率。例如，一种频

率旁瓣缩减该换能器孔径的方法使得该中心孔径在比孔径边缘更高的频率共振。这可改善近区域(菲涅耳(fresnel)域)和远区域(franhoffer域)的分辨率。该振动的共振频率与该压电陶瓷柱的宽/高比成反比。见 J. Sato, M. Kawabuchi, A. Fukumoto; Dependence Of The Electromechanical Coupling Coefficient On The Width To Thickness Ratio Of Plank Shaped Piezoelectric Transducers Used For Electronically Scanned Ultrasound Diagnostic System's(机电耦合系数对用于电子扫描超声波诊断系统的板条形压电换能器的宽厚比的依赖); Journal of Acoustics Society of America (JASA) 66(6); December, 1979。根据该引用, 随着该复合柱的宽/高比的增加, 波数(与中心共振频率有关)10 减少。

在一个示例实施例中, 可利用中心较窄的柱和边缘较宽的柱来制造该复合压电衬底。在该实施例中, 每一复合柱的宽/高比从中心到边缘增加。换言之, 中心的宽度小, 从而宽/高比小, 并随着到边缘的宽度增加, 宽/高比也增加。所以, 在该实施例中, 在上升孔径的中心的柱比孔径边缘的柱在15 更高频率共振。这提供了可由合适的系统激励协议利用的频率旁瓣缩减效应, 以获得更高空间和对比分辨率超声波图像。

该“窄柱中心到较宽柱边缘”实施例也可提供振幅旁瓣缩减效应。该振幅旁瓣缩减效应是由于横过该上升孔径的声学阻抗的改变。因为该复合切口节距在中心小于在边缘, 所以该声学阻抗在中心小于在孔径的边缘。在中心的20 较低的声学阻抗提供更有效的阻抗匹配和比孔径边缘更低的中心的反射系数。这提供了振幅旁瓣缩减效应, 并可由合适的系统激励协议利用, 以获得更高分辨率超声波图像。

然而, 在该示例实施例中, 该振幅旁瓣缩减效应有些令人沮丧, 因为从孔径中心到边缘的机电(electro-mechanical)耦合系数有一点增加。因为随着宽25 /高比的增加, 机电耦合系数( $K_t$ )增加, 所以发生该降低。见 Sato。应注意机电耦合系数与宽/高系数的关系在 Sato 对比文件中指定的宽/高系数的某些范围内是正确的。在另一个示例实施例中, 当复合切口节距的图案翻转时, 可获得振幅旁瓣缩减, 即中部较宽的复合柱和靠近边缘的较窄的柱。在该实施例中可获得振幅旁瓣缩减, 因为该陶瓷填充率在中部大于边缘, 并且30 振幅灵敏度追随陶瓷填充率。

现在详细描述在压电衬底 130 中形成切口的方法。如上所述, 期望设计

制造简单和耐用并机械执行频率和 / 或振幅调制的换能器。参考图 5A 和 5B，在压电衬底 130 中形成复合切口 148。图 5A 和 5B 中的曲线 505 象征性地代表横过该压电衬底 130 的节距的变化。曲线 505 可为例如 Gausian 或 Hanning 类型分布，并也可代表压电衬底中复合材料的密集度。

5 在图 6 中可更详细看出衬底 130 中的示例复合切口 148。该复合切口 148 的宽度 604 也被认为是截口 604，被典型定义为从复合切口 148 的前缘 606 到后缘 607 的最短距离。柱 601 的宽度 608 被定义为从复合切口 148 的后缘 605 到下一个复合切口 148 的前缘 606 的最短距离。从第一个复合切口 148 的后缘 605 到下一个复合切口 148 的后缘 607 的最短距离被定义为节距 609。

10 关于截口、柱和节距的尺寸而在本申请中使用的词“中部”被定义为基于其发生对称改变的衬底表面上的点或线。例如中部可为提供超声波信号的最大发送的点或线。中部一般（尽管不必须）与该压电衬底的边缘大致等距离。也就是说，应理解陶瓷中复合切口的图案可以是或可以不是对称的，并可以或可以不被基于“中部”参考点或线。

15 在衬底的给定部分中的压电材料的密集度被定义为每单位数量的未切割衬底部分的切割衬底部分中的材料量。如上所述，在一个实施例中，与边缘相比降低孔径中部的宽高比的减少导致频率旁瓣缩减。在另一个实施例中，增加中部压电材料的密集度增加了通过该中心发送的信号强度，并导致振幅旁瓣缩减。可以几种方式改变该密集度或宽高比。例如可在该压电衬底 130 20 中做出多个恒定宽度的切口，这些恒定宽度切口之间具有可变的间隔 608。这创建了具有可变宽度 608 的压电材料的柱 601（或指状物）。

如上所述，改变压电材料密集度的另一个示例方法是保持恒定宽度截口 604，并改变柱宽度 608（其结合相当于改变节距 609）。改变压电衬底 130 中压电材料密集度的另一个方法是保持恒定柱宽度 608 的同时，改变截口 604 25 的宽度。在该方法中，节距 609 也适当改变。第三示例方法是改变截口宽度 604 和柱 601 的宽度 608。可通过改变用于做出压电衬底 130 中的复合切口的锯子尺寸的类型和尺寸，或通过利用本领域技术人员公知的、能创建可变的切口尺寸的激光或其他切割工具，而使截口 604 的宽度改变。还存在其他改变压电材料密集度的方法。

30 在示例实施例中，再次参考图 5A 和 5B，示出示例压电衬底 130 具有与该衬底层的表面基本垂直的多个复合切口 148。在已做出复合切口 148 后，

压电材料的柱 601 继续存在。在一个示例实施例中，如图 5A 的例子所示，可通过复合切口获得频率和振幅旁瓣缩减，其中柱 601 的宽度在衬底的中部 500 附近最窄，并且随着沿任一方向 520 从中部 500 靠近衬底 130 的任一边缘 510 的距离增大，柱宽度 608 变得越来越宽。在另一个示例实施例中，如图 5B 的例子所示，可通过复合切口获得振幅旁瓣缩减，其中示出了柱 601 的宽度在衬底的中部 500 附近最宽，并且随着沿任一方向 521 从中部 500 靠近衬底 130 的任一边缘 510 的距离增大，柱宽度 608 变得越来越窄。复合切口的尺寸和位置不需要限于创建增加或减小的柱宽度的图案。也可以其他图案改变柱宽度和截口宽度以获得期望的旁瓣缩减。

图 7 示出了压电衬底表面的示例图，其如上所述具有恒定截口复合切口的复合切口，使得沿图 7 所示附图标记 720 表示的方向远离中部 700 和朝向边缘 710 时，柱宽度 608 变得越来越宽。在另一个实施例中，除了图 7 所示的复合切口之外，可在压电衬底 130 中与图 7 所示复合切口成直角而形成复合切口，以创建与图 2B 所示元件的阵列类似的压电元件阵列，其中该阵列如下所述被旁瓣缩减。在另一个实施例中，做出复合切口，使得沿附图标记 720 表示的方向远离中部 700 和朝向边缘 710 时，柱宽度 608 变得越来越窄。

示例实施例的典型截口尺寸从 25 到 30 微米。例如对应节距尺寸可从 50 到 100 微米。对应柱宽度尺寸可从 25 到 70 微米。当然其他实施例中可使用截口、节距和柱宽度的广泛可变尺寸。

可变截口宽度 604 和 / 或柱宽度 608 的许多配置是可用的，其中提供压电衬底中压电材料的可变密集度，并提供频率和 / 或振幅旁瓣缩减。例如可采用定制截口和柱宽度。而且，在替换实施例中可使用例如 Bartlett、Blackman、Connes、余弦(Cosine)、均匀(Uniform)、Welch、和加重平均(Hamming)函数的各种函数或其结合。而且，在一个示例实施例中，压电材料的密集度可根据高斯(Gaussian)或 Hanning 分布而改变。对于振幅旁瓣缩减，通过根据以下等式改变节距可获得根据 Gaussian 分布的变化：

$$30 \quad \text{pitch(节距)} = p_i = \frac{y_i}{\sum y_i} AW;$$

$$y_i = \frac{a}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x_i-\mu}{\sigma}\right)^2}$$

40 其中：a=加权常数；σ=标准离差；μ=平均数；且 AW=晶体的孔径宽

度。在一个示例实施例中,  $a=1$ ;  $\sigma=4$ ;  $\mu=0$ ; 且  $AW=14$  毫米; 然而, 可关于这些公式使用其他值。

对于振幅旁瓣缩减, 通过根据以下等式改变节距可获得根据 Hanning 分布的变化:

$$pitch = p_i = \frac{y_i}{\sum y_i} AW;$$

10

$$y_i = \alpha + (1-\alpha) \cos\left(\frac{2\pi x_i}{a}\right); \frac{-AW}{2} \leq x_i \leq \frac{AW}{2}$$

15

其中:  $\alpha$  = Hanning 系数;  $a$  = 加权常数; 且  $AW$  = 晶体的孔径宽度。在一个示例实施例中,  $\alpha=0.5$ ;  $a=1$ ; 且  $AW=14$  毫米; 然而, 可关于这些公式使用其他值。作为参考,  $y$  是复合切口节距,  $x$  与上升孔径相关。例如, 可挑选  $x$  使得最小节距比最大节距小 40%。关于频率旁瓣缩减, 用如下修改的等式来代表根据 Gaussian 或 Hanning 分布的变化:

20

对于 Gaussian  $y_i = 1 - \frac{a}{\sigma \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x_i-\mu}{\sigma^2}\right)}$

并且对于 Hanning  $y_i = 1 - (\alpha + (1-\alpha) \cos(\frac{2\pi x_i}{a}))$

30

参考图 8, 提供了示例上升波束曲线图 (频率旁瓣缩减对比非频率旁瓣缩减)。在该图中, 对于频率旁瓣缩减的换能器对比无旁瓣缩减的换能器而绘制了 -6dB 和 -12dB 的上升波束曲线。从图 8 可看出, 对于频率旁瓣缩减单元已大大改善了近和远区域以及焦点域内的分辨率 (大约 50%)。很明显焦点域或近区 - 远区转换域本质上在相同的位置。

35

参考图 9 和 10, 提供了示例上升波束曲线图 (振幅旁瓣缩减对比非振幅旁瓣缩减)。在这些图中, 对于振幅旁瓣缩减的换能器对比无旁瓣缩减的换能器而绘制了 -6dB 和 -12dB 的上升波束曲线。从图 9 和 10 可看出, 对于具有示出了更显著改善的近区的旁瓣缩减换能器, 而改善了近和远区域内的分辨率。也很明显对于该旁瓣缩减单元, 该近区 - 远区转换已移动至靠近该换能器。这可能因为从孔径中心移动到孔径边缘的陶瓷填充率的降低, 而导致降低了有效机械上升孔径。

除了示例实施例中描述的技术，还可结合其他技术。例如，可能执行已利用本发明形成的压电元件的全部和部分极性还原(poling)。也可能结合其他技术，例如应用信号整形函数以修改和改善从该换能器接收的信号质量，利用声学阻挡层，从一个换能器元件到另一个的极化改变，和从选择的压电元件中选择去除金属化的电极。

应明白，一旦完成该复合切口，则期望准备声学匹配层。见图 2A, 124 和 126。可用美国专利 5637800 号（先前已通过引用而合并）所述的聚合体或复合聚合体材料形成声学匹配层。该相同的引用文件还描述了示例方法，用于给压电组件附着该声学匹配层，将该压电组件形成为期望的形状，准备将形成的压电和声学匹配层组件配置在框架内，并为该压电组件提供合适的电连接。

尽管已根据医学成像应用中使用的超声波换能器而主要描述了本发明，但各个方面在许多其他应用中也是有用的。例如，其他医学换能器、材料和设备的非破坏性检查、无线电发送、声纳、磁共振成像、光学应用、谐波成像、射频阵列、不规则光栅(optical defraction gradings)、微波、和其他应用等需要高分辨率准直射束耗(collimated beam)的场合。

下面权利要求中的对应结构、材料、动作、和所有元件的等同意欲包括执行这些功能的任何结构、材料或动作，以及结合具体权利要求所限定的其他元件。应由所附权利要求及其合法等同物，而不是上面给出的例子确定本发明的范围。另外，在落入本发明的范围的情况下，可以任何顺序采取或以任何方式结合任何方法权利要求中包括的各种步骤。

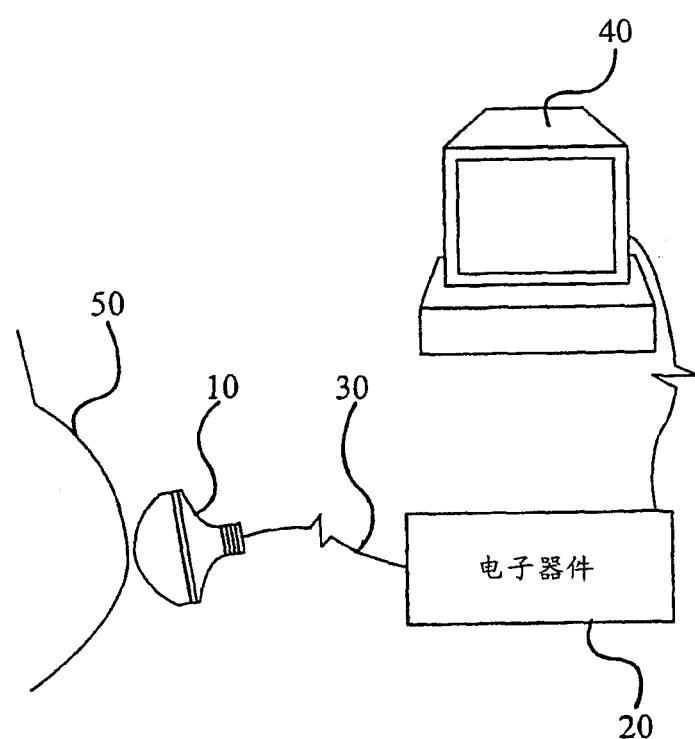


图 1

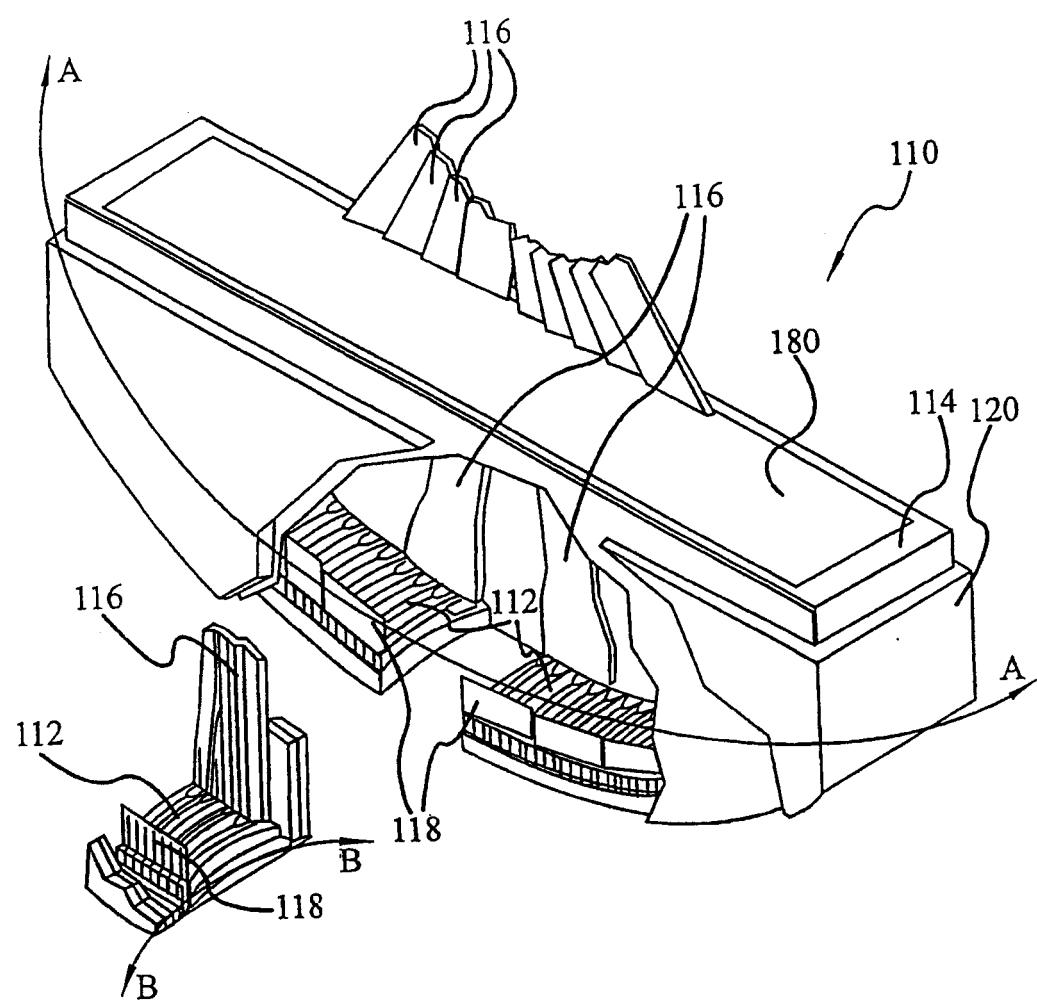


图 2

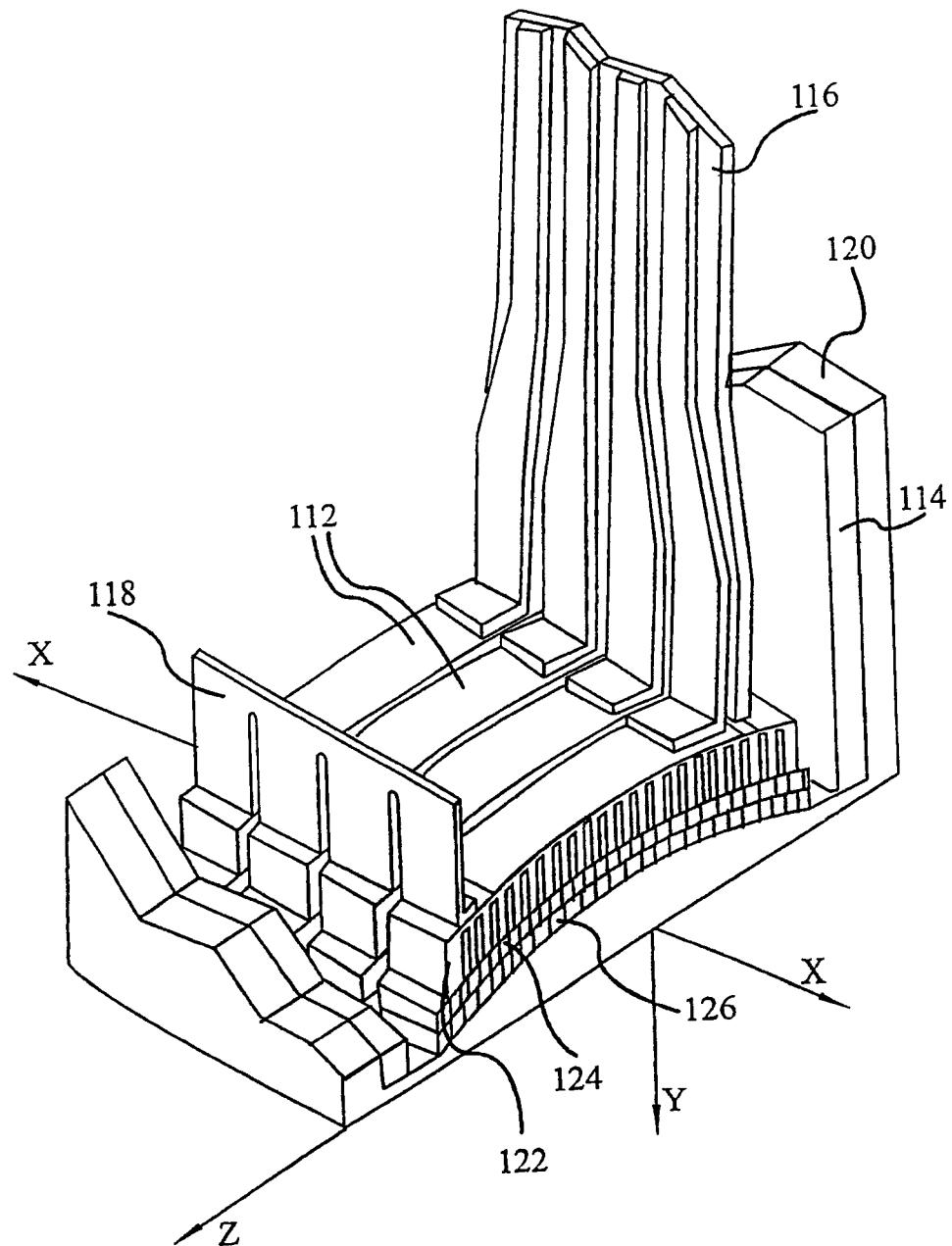


图 2A

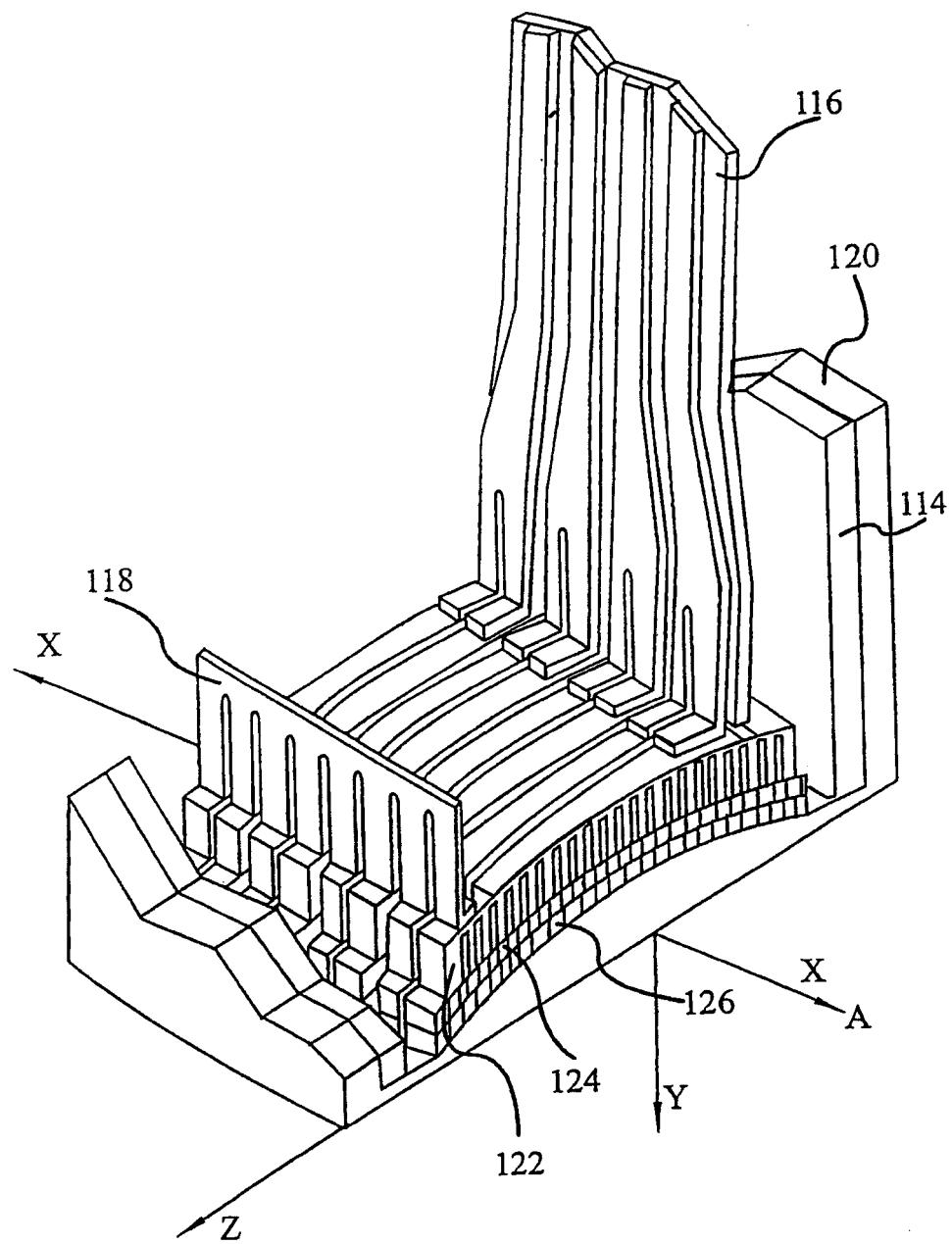


图 2B

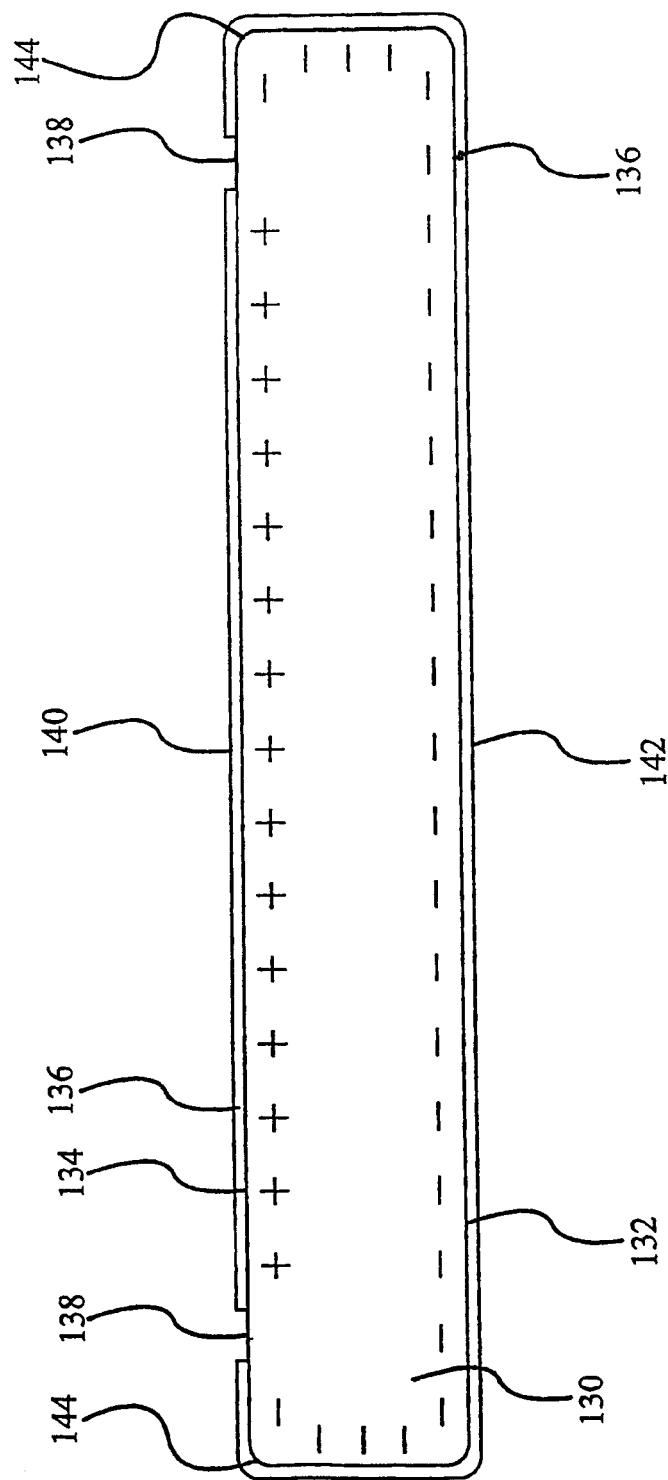


图 3

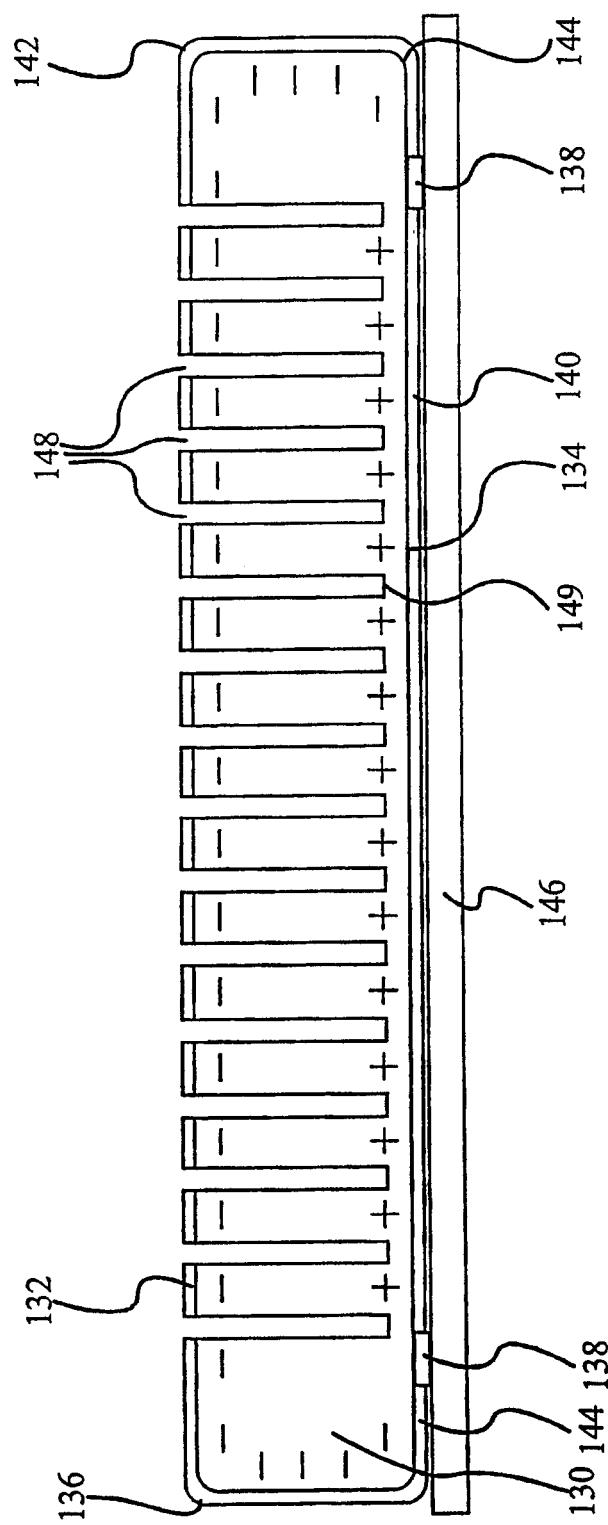


图 4

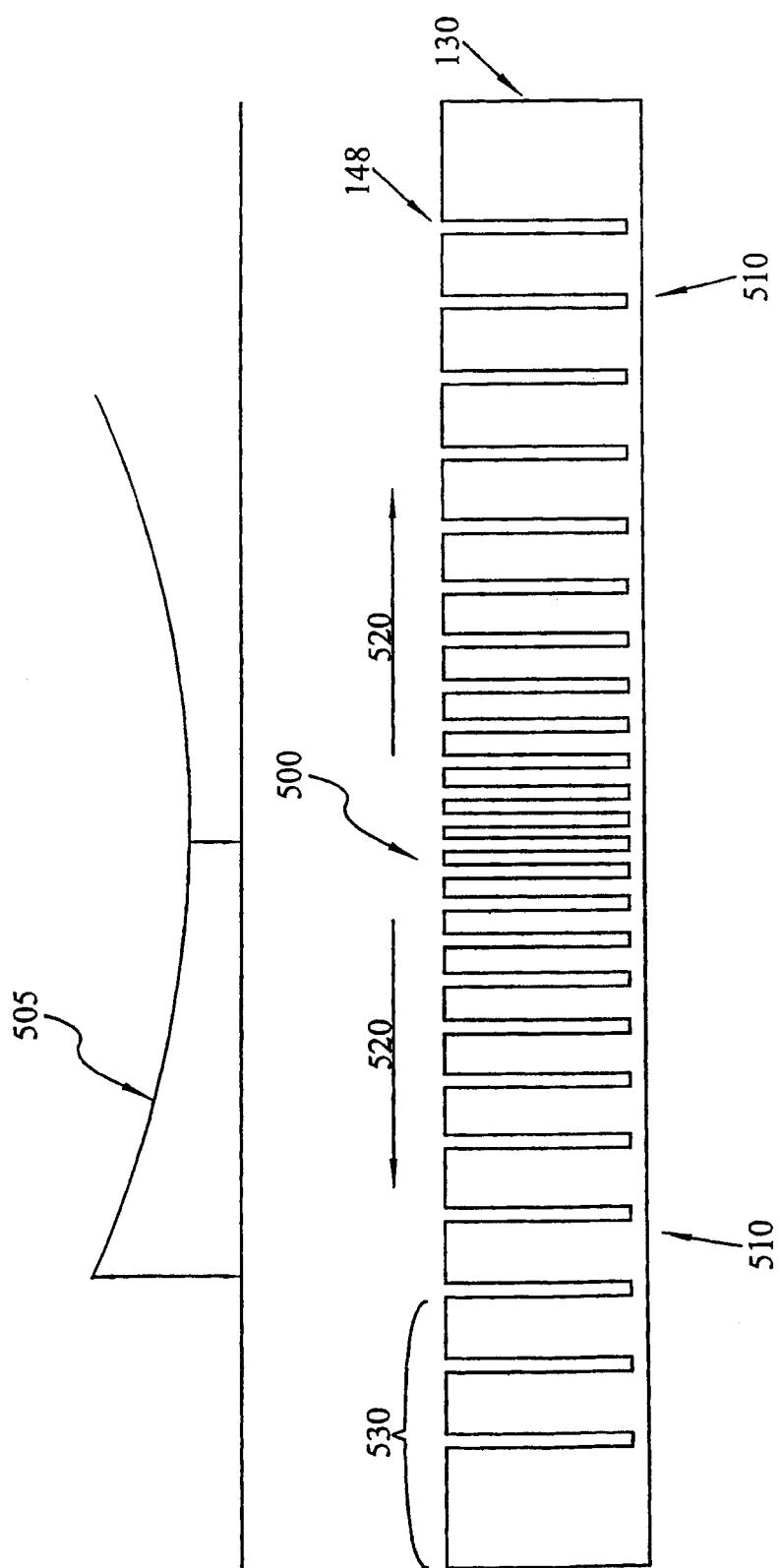


图 5A

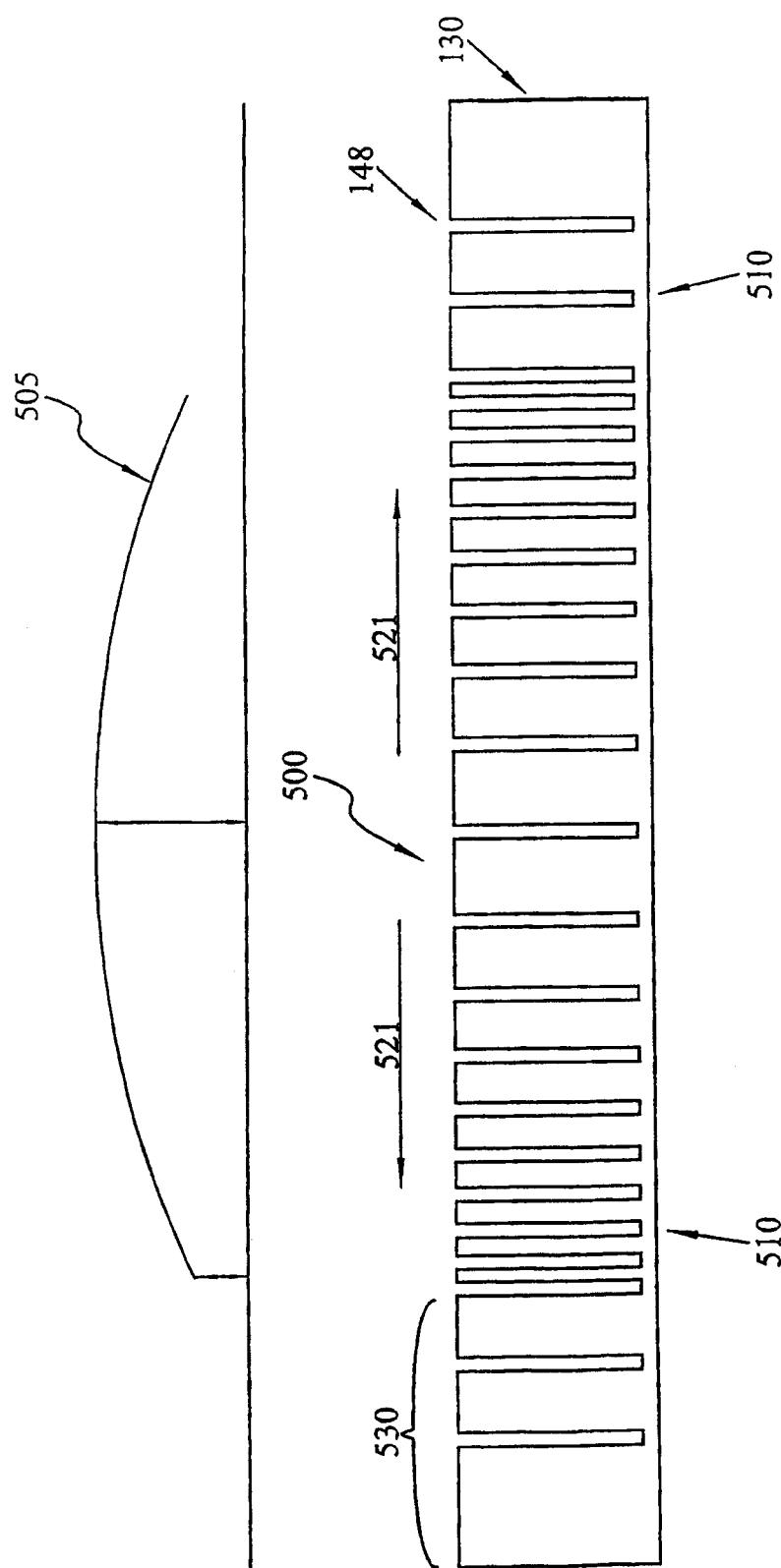


图 5B

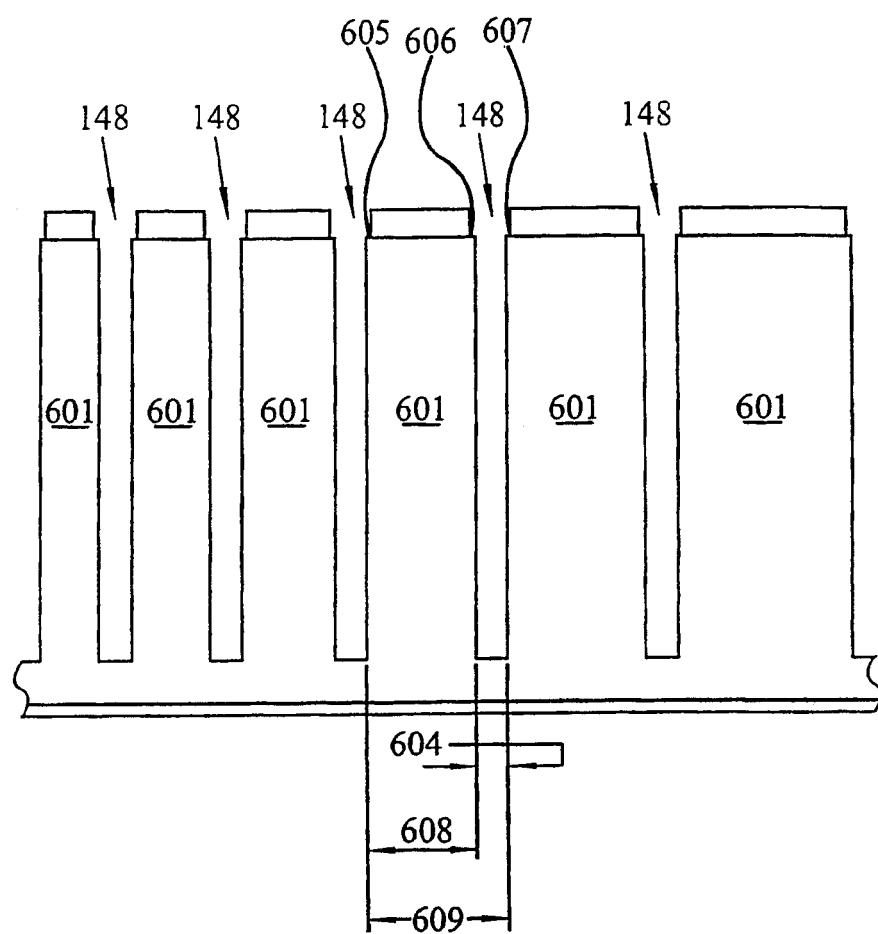


图 6

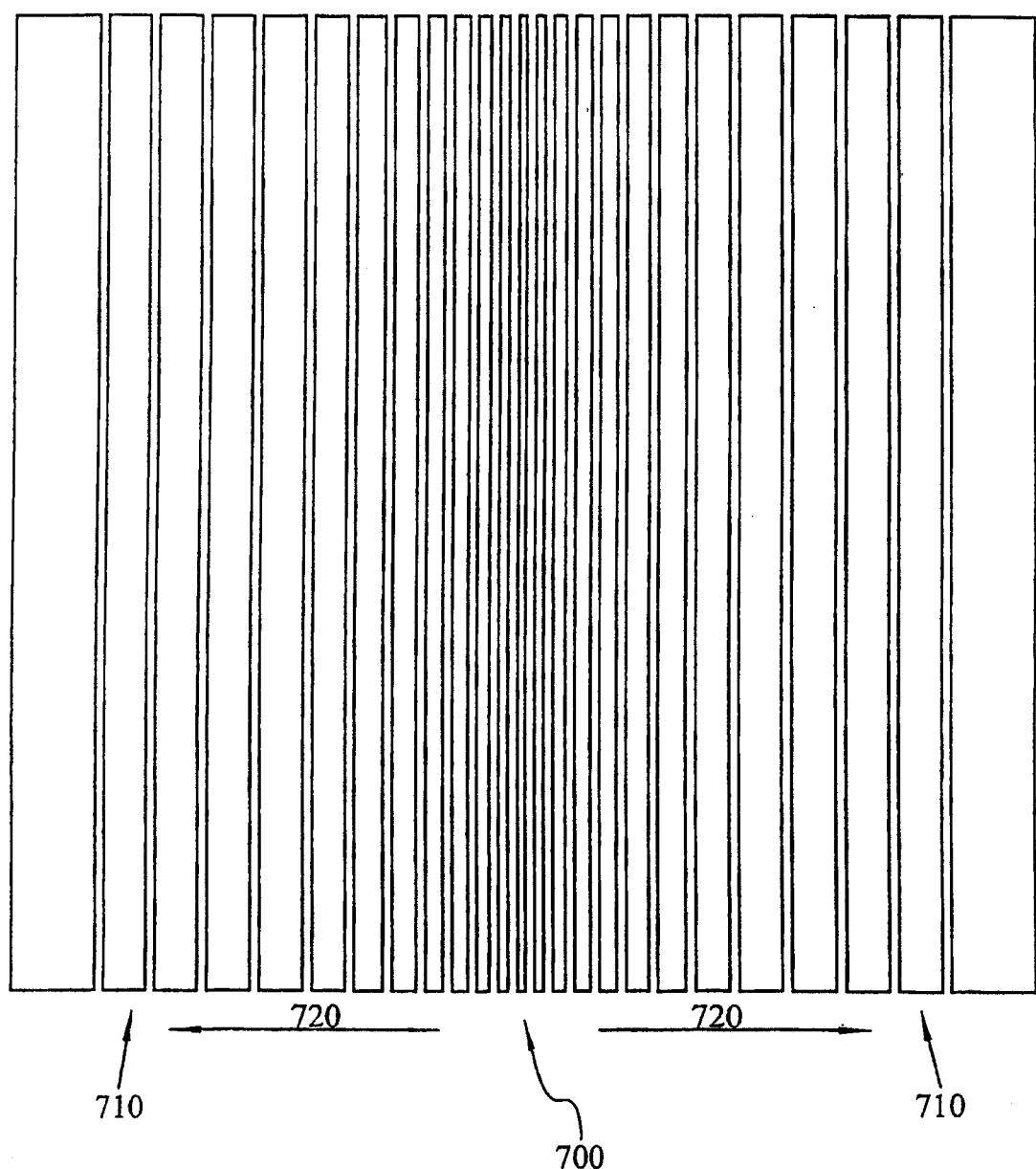


图 7

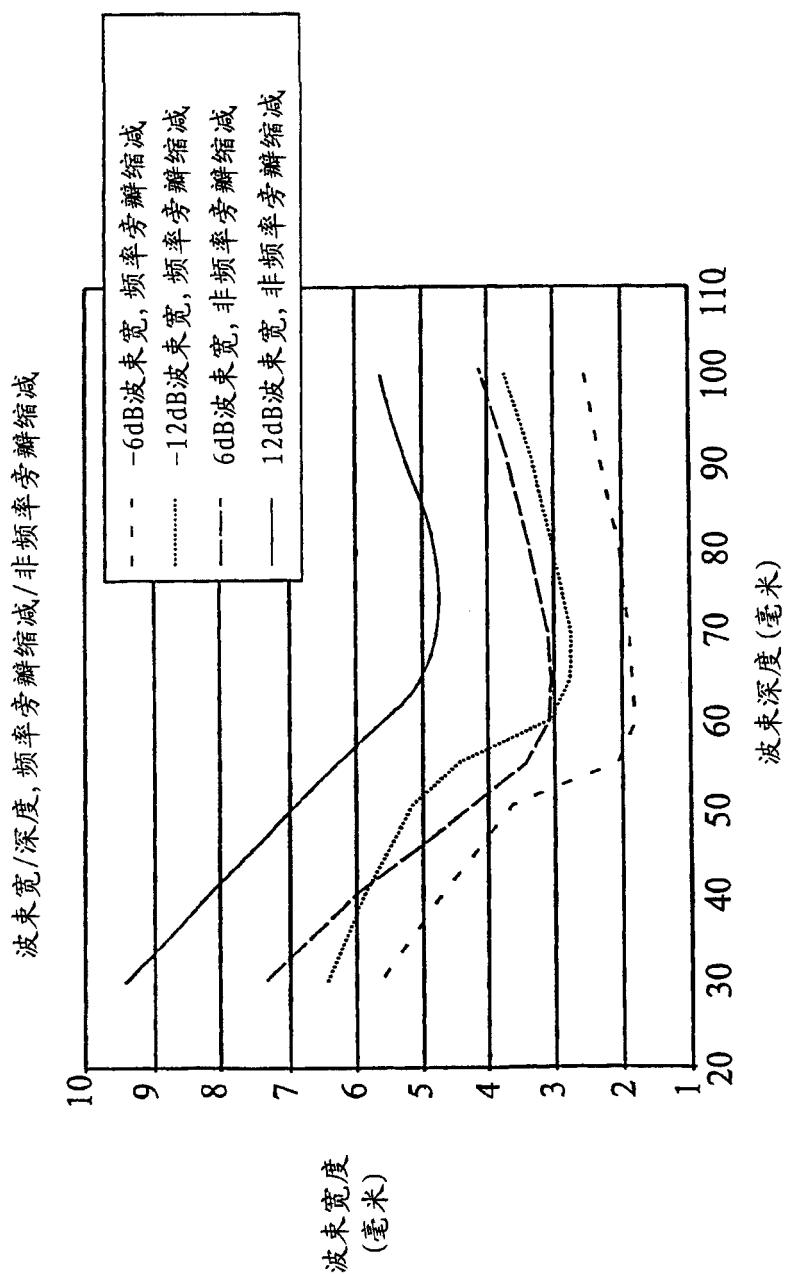


图 8

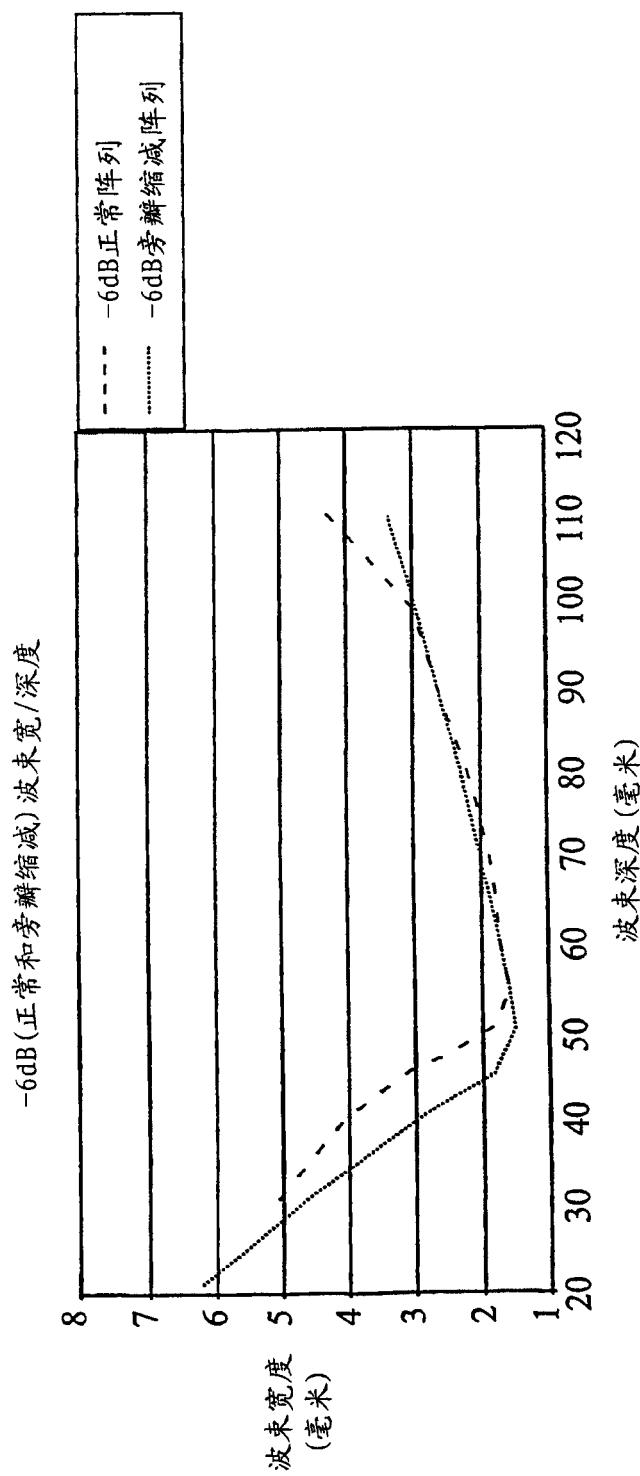


图 9

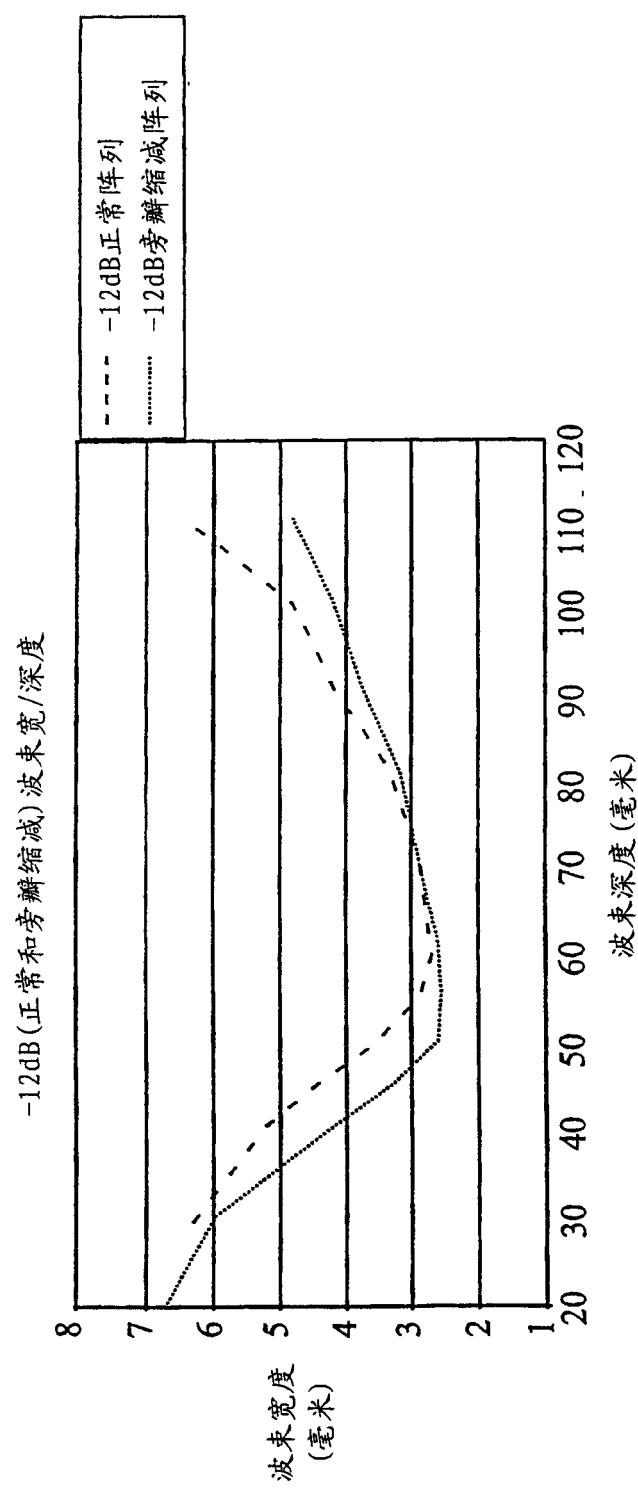


图 10

专利名称(译)	换能器的频率和振幅旁瓣缩减		
公开(公告)号	<a href="#">CN1568230A</a>	公开(公告)日	2005-01-19
申请号	CN02819999.5	申请日	2002-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	GE帕拉莱尔设计公司		
申请(专利权)人(译)	GE帕拉莱尔设计公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE帕拉莱尔设计公司		
[标]发明人	拉姆哈坦加迪 帕特里克佩斯克 桑杰伊钱德兰		
发明人	拉姆·哈坦加迪 帕特里克·佩斯克 桑杰伊·钱德兰		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 A61B8/14 B06B1/06 H04R1/44 H04R17/00		
CPC分类号	Y10T29/42 A61B8/14 B06B1/0622		
优先权	09/954563 2001-09-17 US		
其他公开文献	CN100398224C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

在例如医学应用中使用的超声波换能器中例示了旁瓣缩减的方法和装置。本发明的方法和装置为超声波换能器提供了频率和振幅旁瓣缩减，从而改善信号质量并产生改善的超声波图像。通过根据预定图案做出压电材料(130)中的复合切口(148)而改善该装置的制造，所述预定图案一般改变穿过该换能器表面的压电材料(130)的密集度。可通过改变该压电材料中的切口(148)之间的间距而改变穿过该压电换能器表面的压电材料的密集度。

