

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03810944.1

[51] Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

G01N 29/00 (2006.01)

G01S 15/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009 年 12 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 100569186C

[22] 申请日 2003.3.13 [21] 申请号 03810944.1

[30] 优先权

[32] 2002. 3. 15 [33] US [31] 60/364,747

[86] 国际申请 PCT/NO2003/000089 2003.3.13

[87] 国际公布 WO2003/077766 英 2003.9.25

[85] 进入国家阶段日期 2004.11.15

[73] 专利权人 比约恩·A·J·安杰尔森

地址 挪威特隆赫姆

共同专利权人 通尼·F·约翰森

[72] 发明人 比约恩·A·J·安杰尔森

通尼·F·约翰森

[56] 参考文献

US5724976A 1998.3.10

US5817019A 1998.10.6

US5295486A 1994.3.22

US4817616A 1989.4.4

EP0754957A2 1997.1.22

审查员 李 燕

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 韩 宏

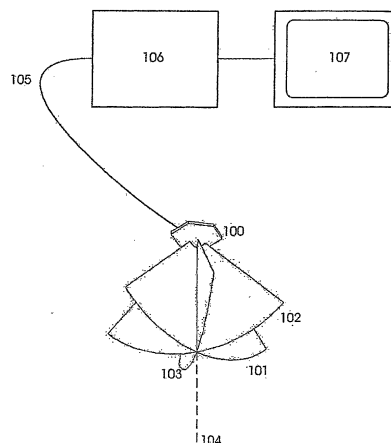
权利要求书 7 页 说明书 16 页 附图 21 页

[54] 发明名称

超声成像方法及系统、超声换能器阵列及探针

[57] 摘要

提供了一种在至少 3 个围绕某一公共轴旋转的二维扫描平面对物体实时超声成像的方法，以及允许如此成像的超声换能器阵列的设计。并且将该方法引入对心脏功能情况的监视，其中，例如，将其与其它测量结果相组合，计算 LV 压力、诸如射血分数与肌肉纤维应力等生理参数。



1. 一种用于在至少 3 个不同 2D 图像平面中一物体几乎实时超声成像的方法，该方法包括下列步骤：

使用一个超声换能器阵列，电子地扫描一个脉冲超声波束，其中脉冲超声波束具有至少可在 3 个不同扇形扫描平面中电子地和自由地加以选择的波束方向，围绕一个公共轴以不同的角度方向对这些扇形扫描平面加以定位，可以在 2D 扫描平面之中和 2D 扫描平面之间，逐脉冲地转换波束方向，以及

使用来自每一波束方向中的脉冲的反向散射信号，形成图像数据，作为沿图像取样波束方向的深度的一个函数，

把来自每一所述图像取样波束方向的图像数据组合在一起，以形成来自每一扫描平面的该物体的 2D 图像，

以使针对与物体运动相关的实际目的，把来自所述至少 3 个不同 2D 扫描平面的实时 2D 图像显示在一个显示屏幕上。

2. 一种根据权利要求 1 所述的方法，其中，超声换能器阵列允许在至少 3 个不同 2D 扫描平面内的超声波束的扇形扫描，针对每一所传输的脉冲，电子地选择所述至少 3 个不同 2D 扫描平面的一个具体的 2D 扫描平面。

3. 一种用于在至少 3 个不同 2D 图像扫描平面中一物体的超声成像的系统，该系统包括：

一个超声换能器阵列，用于电子地扫描一个脉冲化超声波束，其中该超声波束具有至少在 3 个不同扇形扫描平面中电子地和自由地加以选择的波束方向，围绕一个公共轴以不同的角度方向对这些扇形扫描平面加以定位，以允许在至少 3 个不同 2D 扫描平面中进行该超声波

束的扇形扫描，其中，该波束方向自由地在每个 2D 扫描平面之中和 2D 扫描平面之间，逐脉冲地、电子地选择，

该换能器阵列连接于一个超声成像装置，该超声成像装置包括：

分析形成装置，用于分析来自波束方向的反向散射信号，形成图像数据，作为沿波束方向的深度的一个函数，

组合形成装置，用于对来自所述波束方向的图像数据进行组合，以形成来自所述至少 3 个 2D 扫描平面的该物体的 2D 图像，

显示装置，用于把物体的所述 2D 图像实时地显示在一个公共显示屏幕上；

选择与 2D 扫描平面的个数和该物体的运动相关的所述波束的一个扫描模式，以使以高帧速率显现超声图像，

为与物体运动相关的实际目的，获得所述 2D 扫描平面中的运动物体的实时成像。

4. 一种根据权利要求 3 所述的超声成像系统，其中，在用于每一个 2D 波束取样的一个圆周中改变 2D 扫描平面，以使在一个螺旋锥体中获得该物体的一个 3D 扫描，以由超声脉冲发送之间的时间给定的邻近 2D 扫描平面中的取样波束之间的一延迟观察该物体。

5. 一种根据权利要求 3 所述的超声成像系统，其中该超声成像装置还提供了电子选择信号以通过以下方式之一来控制用于 2D 成像的超声扫描平面的电子选择：

从该超声成像装置的控制面板的手工控制，

扫描平面的自动、顺序的选择，及

由生理信号所导出的一个信号加以触发。

6. 一种用于心脏功能的超声监视系统，包括一种根据权利要求 3 所述的超声成像系统，以及多个附加的心脏生理测量装置。

7. 一种根据权利要求 6 所述的用于心脏功能的超声监视系统，其中，在超声图像中进行自动边缘检测，以自动计算心脏窝洞体积，与 / 或计算心肌纤维中的相对应变。

8. 一种根据权利要求 7 所述的用于心脏功能的超声监视系统，其中，把心室维度或容积与心室压力测量相组合，以计算窝洞壁中的纤维应力。

9. 一种根据权利要求 7 或 8 所述的用于心脏功能的超声监视系统，其中，在该显示屏幕的一个部分上或在一个独立的显示屏幕上同时显像心脏的多个扫描平面，与此同时，把根据超声图像和其它生理测量所导出的参数的时间上的变化作为时间的一个函数，显示在该屏幕的其它部分上或一个独立的显示屏幕上。

10. 一种根据权利要求 9 所述的用于心脏功能的超声监视系统，其中，按慢速时间标度把用于每一心搏周期的时间轨迹的最小和最大值显示在同一显示器上或一个独立的显示器上。

11. 一种用于在一组电子地选择的 2D 扫描平面中进行超声波束的相控阵列导向和聚焦的超声换能器阵列，其中，2D 扫描平面的个数至少为 3 个，其特征在于，

该换能器阵列由至少两个压电阵列层构成，这两个压电阵列层面对面地安装在一个具有前和后方向的夹层结构中，

把压电夹层的后面安装在一种衬底材料上，压电夹层的前面适合于通过至少一个用于压电阵列夹层结构和声负载材料之间的声阻抗接合的弹性层，连接于该声负载材料，

在压电阵列层的每一个面上附接一组平行的指状电极，其中，把这些电极互相电气地加以隔离，每一压电阵列层的前面和后面上的指状电极的方向互相呈非零角度，

每一组指状电极适合于作为热元件电极有选择地连接于一个相控阵列波束形成装置，或连接于波束形成装置信号地，

以使在至少一个压电阵列层的一侧上，有选择地把整组指状电极作为热元件电极连接于波束形成装置，并且把这些压电阵列层的其它面上的其它组指状电极接地，从而获得一个线性相控阵列换能器，其中，由被选择为该换能器阵列的热电极的那一组指状电极确定围绕一个公共轴的 2D 扫描平面的角度方向。

12. 一种根据权利要求 11 所述的超声换能器阵列，其中，将压电阵列层制成为铁电陶瓷和聚合物的组合物，其中，

夹层中所有压电阵列层的组合物结构是相同的，使用一些线性凹槽把这一组合物的陶瓷柱互相分离，其中至少一线性凹槽填充有聚合物，及其中

这些压电阵列层的每一面上的所述指状电极之间的每一间隔与所述线性凹槽之一相重合。

13. 一种根据权利要求 12 所述的超声换能器阵列，其中，

所述组合物结构中的陶瓷柱具有一个三角形的横截面，对这些三角形进行排列，以使对陶瓷的切割形成线性凹槽，且其中

每一压电阵列层的一个面的指状电极具有相同的第一方向，而其

它面的指状电极的方向互不相同，并且与所述第一方向不同。

14.一种根据权利要求 13 所述的超声换能器阵列，其中，
所述组合物结构中的陶瓷柱具有一个等边三角形的横截面。

15. 一种根据权利要求 13 所述的超声换能器阵列，用于在与所述第一方向正交的一个 2D 扫描平面中的第一频带和第二频带中的操作，所述第二频带的频率高于所述第一频带的频率，其中，

压电阵列层具有相反的极化方向，其中

在所述第一频带中的操作期间，把两组具有相同的第一方向的指状电极互相连接，以形成一个相控阵列的热电极，同时把其它电极组耦合于信号地，以使针对所述第一频带中的操作获得这些压电阵列层的电平行操作，及其中

在所述第二频带中的操作期间，仅把具有所述第一方向的前及后层之一的电极用作相控阵列的热电极，同时把所有其它指状电极组连接于信号地。

16. 一种根据权利要求 11 所述的超声换能器阵列，其中，每一压电阵列层的前和后面指状电极的方向互相形成一个角度，而且前压电阵列层的后指状电极和后压电阵列层的前指状电极的方向互相形成一个角度，以使这些压电阵列层的所有 4 组指状电极互相形成非零角度。

17. 一种根据权利要求 16 所述的超声换能器阵列，其中，每一压电阵列层的前和后面指状电极的方向互相形成 90 度的角度，而且前压电阵列层的后指状电极和后压电阵列层的前指状电极的方向互相形成 45 度的角度。

18. 一种根据权利要求 17 所述的超声换能器阵列，其中，

夹层中所有压电阵列层的组合物结构是相同的，使用一些线性凹槽把这一组合物的陶瓷柱互相分离，其中至少一线性凹槽填充有聚合物，及其中

这些压电阵列层的每一面上的所述指状电极之间的每一间隔与所述线性凹槽之一相重合，及其中

该组合物结构中的陶瓷柱具有一个等腰三角形的横截面，等腰三角形的顶角为 90 度，把这些三角形配置为沿互相倾斜呈 45 度的直线对陶瓷进行切割。

19. 一种包括权利要求 11 所述的超声换能器阵列的装置，其中，该装置还包括：

靠近换能器阵列安装的一个电子转换电路，

电气地连接于该转换电路的每一压电阵列层面的电极组的各指状电极，

该转换电路能够把压电阵列层的一个可自由选择的面的电极组连接于该超声波束形成装置的热线，同时把压电阵列层的其它面的电极组连接于信号地。

20. 一种超声换能器阵列探针，由内窥镜以及根据权利要求 11 所述的超声换能器阵列构成，该超声换能器阵列安装在将插入一个物体的该内窥镜的顶部，用于物体中内部结构的超声成像。

21. 一种根据权利要求 20 所述的超声换能器阵列探针，其中，内窥镜的顶部是柔性的，而且其中通过在内窥镜的外端进行控制，操纵

顶部的弯曲。

22. 一种根据权利要求 20 所述的超声换能器阵列探针，其中，能够在通过内窥镜外端或者该超声换能器阵列探针连接至的成像装置所控制的内窥镜的顶部中旋转该换能器阵列。

超声成像方法及系统、超声换能器阵列及探针

技术领域

本发明针对多扫描平面中物体，例如生物结构的实时超声成像。提供了具有多个可电子选择的二维（2D）扫描平面的、用于二维超声成像的有效的超声相控阵列体波换能器的设计。2D 扫描平面方向的电子选择允许方向的迅速转换，从而可同时在多个扫描平面中几乎实时地观察诸如心脏等运动物体。本发明还解决了对心脏功能的实时超声监视问题。

背景技术

在医学超声成像过程中，通常通过一系列二维（2D）扫描平面方向检查一个物体，以观察物体的形态、局部变化以及体积。具体地讲，人们使用心脏的这样的多扫描平面成像，以估计壁运动和心肌的收缩 / 舒张方面的局部变化，以及计算改变心脏体积的时间，或心脏中纤维应力和应变的时间变化。其它情况包括对胎儿、肿瘤等的观察，特别是，计算胎儿、肿瘤的体积，以研究胎儿、肿瘤的增长。

在实际的临床检查中，通常通过 2D 超声探针的手工运动获得这样的多 2D 扫描平面，例如其中使用 2D 相控阵列探针对心脏的经食道测量，设计了通过远程控制旋转超声阵列的具体机构。[1] 中介绍了一种用于沿两个角度方向电子选择超声扫描平面的相控阵列换能器（transducer）受到限制，主要原因在于，要想在个以上平面中观察物体，通常需要 2D 扫描平面的至少三个或四个角度方向。

本发明提出了解决这一问题的一种方案，该方案设计了一个相控阵列换能器，其允许对两个以上的角度方向，例如 3 或 4 个角度方向

中的 2D 扫描平面的自由的电子选择。

发明内容

本发明提出了在 3 或 3 个以上 2D 超声扫描平面中的物体几乎实时超声成像的方法，其中，围绕一个公共轴旋转 2D 扫描平面。此处，几乎实时意味着沿所述 2D 扫描平面中的一组样本波束收集图像数据，而且频繁地进行物体的样本波束数据收集，以使能够在相对物体运动的非常短的时间周期内收集定义图像的所有样本波束数据，所收集的数据捕获了一个针对实际目的运动物体的冻结的（frozen）帧。另外，还可以把图像数据以慢速延迟的方式显示在一个图像屏幕上，以使能够针对实际目的在物体运动时对其进行观察。

这样的多 2D 实时成像可用于研究心脏壁运动的局部变化。例如，把图像分析用于对心脏窝洞或肿瘤的边缘的自动选择，则可以研究物体的维度和体积变化，从而可以研究肿瘤的增长或心室容积以及射血分数。根据心室维度，可以计算心肌应变，使用多普勒分析，可以用数量来表示沿每一波束方向的心肌的局部壁速度和应变速度。也可以使用叫做弹性图的方法，把多普勒分析与组织的受力变形一起用于研究组织弹性的局部变化。通过左心室压力的附加输入，例如，在麻醉或关键护理监控期间，本发明还提出了用于实时计算左心室纤维应力的方法，以精确观察心肌的生理机能。因此，本发明设计了对用于例如在麻醉或其它关键护理监控期间，监视心脏行为的这样的成像的使用。

本发明还提出了对超声换能器阵列的详细的设计，这些超声换能器阵列允许在围绕一个公共轴旋转的 3 个或 4 个 2D 扫描平面中的超声波束的扇形扫描。这一设计包括至少两个面对面安装在一个夹层结构中的有源压电、相控阵列换能器层，其中夹层结构结构安装在一种衬

底材料上。通过一组弹性阻抗界面层把压电夹层正面连接于负荷材料，用于改进压电层和负荷材料之间的声功率耦合。在一个具体的宽带设计中，最靠近压电层的阻抗界面层具有与压电层相同的特性阻抗，如[5]中所描述的。

形成每一阵列层的前和后侧电极作为一组连接于一个转换电路的隔离的、平行的指状 / 元件电极。每一层的前和后侧上的指状电极 / 元件方向互相形成角度。对不同压电层的指状电极 / 元件方向进行排列，以使一个层的至少一组电极的指方向与其它层的至少一组电极的指方向形成一个角度。

对转换电路电子地加以控制，以使可以有选择地把每一压电层表面的全组指状电极连接于一个相控阵列超声成像装置的热线，或连接于信号地。这允许针对每一所传输的脉冲，对一组 2D 扫描平面方向中的一个方向进行电子选择。使用每一 2D 图像中的有限数量的波束，可以获得相当高的帧速率，以使当顺序地转换扫描平面时，不同扫描平面中的图像能够几乎实时地显示物体。因此，该成像装置能够实时地显示 3 个或 4 个扫描平面方向，例如，以观察心肌的局部收缩异常。

并行地传输一个宽波束，并使用多个窄接收波束覆盖这一宽波束，可以把帧速率增加到 2~6 个数量级。在扫描平面相交以及波束具有有限的关于物体（例如左心室的内部）的信息，同时心室壁覆盖有高密度的波束用于心室壁运动分析的情况下，通过减小波束密度，也可以使帧速率增加。对于在不同的扫描平面中对心脏的高帧速率的观察，可以在整个心搏周期保持相同的扫描平面方向，并且可以在心肌收缩开始之前，改变扫描平面的方向，例如由来自心脏的 ECG 信号触发。

本发明还描述了一个具体的实施例，其中，把多扫描平面相控阵列安装在内窥镜的顶部，用于从身体的内部对物体成像。具体地讲，这样的一种方法可用于多扫描平面中心脏的经食道的成像，例如用于

在外科手术期间有助于麻醉监视。在内窥镜中可以进一步机械地旋转经食道的阵列，以把扫描平面与感兴趣的区域精细地对准，或者用于增加将加以成像的扫描平面的数量。

超声对比剂可用于观察心室血液灌流的局部变化。为了有效地确定心室容积，也可以对这样的对比剂加以管理。给出了阵列实施例的一个示例，其允许多频带中的成像。这一实施例特别适用于在一个频带中进行超声脉冲的传输，以及在传输带的子、二次、三次、或四次谐波分量中接收。这样的谐波成像特别有益于超声对比剂的检测，有助于心室血液灌流方面的局部变化，谐波成像既有益于对心室窝洞体积的自动检测，也有益于对血管增多的肿瘤区域的检测。

附图说明

图 1，在图 1a 中描述了允许在 3 个 2D 扫描平面中同时对一个物体实时成像

的一个成像系统的示例，在图 1b 中描述了显示 3 个实时 2D 图像的一个示例，及在图 1c 中说明了用于观察心肌的超声波束的一个螺旋扫描，具有跨心肌的波束之间的最小的延迟。

图 2 描述了根据本发明的换能器阵列的一个典型层结构的厚度方向的截面图。

图 3 描述了具有允许对如图 1a 中所示的 3 个 2D 扫描平面进行电子选择的指状电极结构的一个两层的阵列。

图 4 描述了可以使用图 3 中的换能器结构获得的传输转换功能。

图 5 描述了具有允许对 4 个扫描平面进行电子选择的根据本发明的两个压电层的另一换能器阵列结构。

图 6 描述了可以使用图 5 中的换能器阵列结构加以选择的示例扫描平面。

图 7 描述了如何使用一个位于靠近该阵列的超声探针中的电子转换电路选择扫描平面，以最小化把探针连接于成像装置的电缆的条数。

图 8 描述了根据本发明的具有安装在胃窥镜的顶部的一个超声阵列和电子转换电路的经食道的探针。

图 9 描述了使用一个 2D 矩阵阵列，围绕一个公共轴旋转的 3 个可选 2D 扫描平面中超声波束的传输。

图 10 以举例的方式描述了图像数据的显示，其中图 10a 描述了 4 个同时、实时 2D 图像的显示；以及图 10b 描述了 3 个 2D 图像中心肌应变数据的一个核心显示。

图 11 描述了使用根据本发明的心脏监视装置获得的心脏生理变量的时间显示，既描述了显示一次心搏中变化的快速时间帧，也描述了显示从搏动到搏动的参数变化的一个慢速时间帧。

具体实施方式

以下给出了根据本发明的几个示例实施例，这一介绍仅为说明性的，决不表示对本发明的限制，其最宽泛的方面，由此处所附的权利要求加以定义。

作为本发明的一个示例实施例，图 1a 描述了一个能够传输脉冲超声波束的换能器阵列 100，其中脉冲超声波束具有可在诸如 3 个 2D 扇形扫描平面 101、102 以及 103 中自由地和电子地引导的方向，可以围绕一个公共轴 104 以不同的角的方向旋转这 3 个 2D 扇形扫描平面 101、102 以及 103。经由一条电缆 105 把换能器阵列连接于一个超声成像装置 106，超声成像装置 106 具有给至一个显示屏幕 107 的图像输出。

在典型的成像情况中，超声成像装置 106 把信号导向换能器，换能器在 2D 扫描平面 101~103 中按所选择的方向传输超声波束。反向散射信号是用于该装置中所分析的每一波束方向，为沿该波束方向的

一组范围取样生成一组图像参数。典型的图像参数可以是用于对组织结构进行成像的反向散射幅度的一个压缩版本；或者是用于对血流速度、组织运动的速度、或组织区域的应变（例如心肌应变）、或用于弹性图成像的肿瘤上的受力应变的多普勒频率参数，所有这些参数均基于已知的方法。

能够以多种方式进行波束扫描，例如，针对每一 2D 扫描平面依次顺序地进行波束扫描，或按如下所描述的螺旋模式进行波束扫描。然后，对属于每一扫描平面的波束方向的图像参数集中在一起，以形成用于这些扫描平面的图像参数的 2D 图像。接下来，把这些 2D 图像实时地显示在一个显示屏幕上，例如，作为图 1b 中的图像 111、112、113。该图还说明了将用作计时参照的一个心脏 ECG 的一个时间轨迹 114，具有一个用于显示从这些图像或其它测量结果所抽取的字母数字数据的区域 115。

对于每个具有 15cm 的图像范围的 2D 图像使用 64 个波束，通常每秒可获得 72 个 2D 图像。因此，使用 3 个顺序的 2D 扫描平面，可获得每秒对 3 个 2D 扫描平面的 24 个完全更新。增加到 4 个顺序的扫描平面，可获得 4 个 2D 扫描平面的每秒 18 个完全更新。具有一个 16mm 孔阵列的 64 个波束，在 3MHz 时给出大约 60 度的 2D 图像的一个全开度角，具有 2D 图像的完整角取样。

传输一个宽传输波束，并且用多个（例如 2~6 个）窄接收波束并行地覆盖这一宽传输波束，允许图像速率增加到 2~6 倍。这还给予了扩展每一 2D 扫描平面的扫描角，例如扩展到 90 度的时间。也可以通过减小波束密度增加 2D 扫描的图像速率与 / 或宽度，特别是在接近轴 104 的平面的重叠区域中，以及在具有很少关于物体的信息的区域中，例如具有心脏的尖端长轴成像的心室的中间部分。如果需要更快的 2D 图像速率，例如，为了研究心脏收缩和舒张的开始细节，可以为每

一个扫描平面形成一个全心搏周期图像，并且在心搏周期结束时改变扫描平面，例如通过 ECG 信号加以触发。

为了评估心脏的局部壁运动异常，对不同区域中的壁进行取样的波束之间的时间延迟的最小化是十分重要的。然后，通过心室的顶端成像，沿左心室长轴对阵列中心轴 104 进行定位，在图 1c 中把其描述为在中心处与该图正交获得一个有用的心脏扫描。在这一图像中，把一个典型的心肌横截面描述为区域 125。把扫描平面 101、102、103 的横截面描述为 121、122、123。在这一具体的波束扫描模式中，在针对每一相继波束方向的圆 (circule) 中转换扫描平面方向，以能够通过稳定增加 / 减小波束相对轴 104 的角度，以锥形螺旋方式进行波束扫描。叉号表示某些询问波束，其中，选择 126、127、128 表示沿方向 129 按某一顺序相接的波束的一个子集。在具有相对轴 104 的这一波束角的最后波束 130 处，增加波束角度，以使下一个波束横截面为与波束 126 相同的扫描平面 121 中的 131，但具有相对中心轴 104 的较大的（或者可能较小的）波束角度。在这一例子中，在 2D 扫描平面 122 中，波束方向 132 跟随有波束方向 130，余此类推，如箭头所指示的。由于使用接近于波束和轴 104 之间的相同的开度角的波束对具有这一扫描模式的心肌 125 加以成像，所以能够在有限的时间间隔内覆盖整个心肌。通常，使用以每秒大约 80 个帧的帧速率可以在 10~15 毫秒的时间间隔内收集的大约 $10 \times 6 \sim 60$ 个连续的波束，覆盖心肌。这为研究心肌的收缩、舒张模式方面的局部变化提供了非常适度的体积帧速率。

为了加以显示，可以把来自属于每一 2D 扫描平面的波束方向的图像数据集中在一起，以形成实时显示的 2D 图像，如图 1b 中示范性加以描述的。然后，可以把多个扫描平面用于对心脏的局部壁运动的实时观察以及对心脏窝洞的体积的计算，两者均用于诊断与邻近手术和

术后监视、以及其它关键护理情况中的监视，以下所讨论的。

以下将介绍提供根据本发明的波束扫描的换能器阵列的两个实施例。

图 2 描述了根据本发明的相控阵列的厚度方向的一个横截面，其中 201 和 202 描述了安装在衬垫结构 203 上的两个压电阵列层，衬垫结构 203 具有相当高的声能吸收能力，以使可以忽略衬底材料中所反射的波。使用相控阵列的指状 / 元件电极 208、209、210 以及 211 覆盖这些压电层。使用薄层 212 把后层的前电极 209 和前层的后电极 210 互相电气地加以隔离，例如使用一种胶膜。在压电层和声负载材料 204 之间，该结构包含一组弹性层 205，以把压电层的特性阻抗（210、202）接合于负荷材料 204 的特性阻抗。

[5] 中描述了一种给出了一个具体宽带宽的用于这种阻抗接合的方法，其中，与压电层相接触的结构 205 的第一层包含一个弹性层，该弹性层具有几乎与压电层相同的特性阻抗，接下来是多个层，这些层具有朝负载方向逐渐下降的特性阻抗。当使用两个并行电耦合的压电层传输一个低频脉冲，然后，例如在后层 201 上接收这一脉冲的较高的谐波分量（2 次~4 次）时，这样的阻抗接合是特别有用的，如以下所描述的。还可以在后层 201 上传输一个脉冲，并且在电平行层 201 和 202 上接收一个次谐波脉冲，如以下所描述的。根据标准的方法，在其它情况下，可以使用更多的窄带阻抗接合层 205。

图 3 中描述了切割这些压电板以获得减小的特性阻抗陶瓷 / 聚合物合成物的一个示例，其中对电极加以排列，以允许对 3 个 2D 平面中的超声波束进行定相引导，其自这些面示出了压电层和电极。在图 3a 中，301 描述了陶瓷压电层的切割凹槽，两个层相同，余留陶瓷柱(post) / 岛 (island)。切割凹槽 301 填充有聚合物，以产生一个特性阻抗减少了的陶瓷 / 聚合物合成物，即其特性阻抗从大块陶瓷材料的特性阻

抗减小了大约 0.5 倍，取决于陶瓷的相对容积填充。

在根据本发明的一个具体的实施例中，使用一组分隔的指状 / 元件电极 303 覆盖压电层 201 的背面，如图 3b 中所示，同时用具有相同形状和方向的分隔的指状电极 304 和 305 覆盖后层 201 的正面层 202 的背面，如图 3c 中所示。用图 3d 中所示的分隔的指状电极 306 覆压电层 202 的正面。电极组 303~306 相应于图 2 中的电极 208~211，其中通过如图 2 中所说明的层 212，把指状电极 304 和 305 互相电气地加以隔离。

图 1a 中描述了可以使用图 3 中的阵列获得的 2D 扫描平面的一个原理图，其中把该阵列说明为 100。把接地电极设置为 304 / 209、305 / 210 以及 306 / 211，并且把后电极 303 / 208 作为一个线性相控阵列换能器的元件的热电极加以操作，可获得如图 1a 中 102 所示的一个 2D 图像扫描平面。把接地电极设置为 303 / 208、304 / 209 以及 305 / 210，并且把前电极 306 / 211 作为一个相控阵列的热元件加以操作，可获得如图 1a 中 103 所示的一个 2D 图像扫描平面。

按互相为 60 度的角度，选择切割和电极方向，如图 3a~3d 中所示，可以得到陶瓷岛的一个等边三角形，图 1a 中的 2d 扫描平面之间呈 60 度角度，这得到了对物体的一个均匀的角度取样。具有这样的角度，可以得到相等维度的合成物的陶瓷岛，从而允许相等的宽度的阵列的电极 / 元件。阵列/电极的其它的角度划分也是可行的，例如，对与其它所希望的图像平面更为接近的左心室进行取样。

通过阵列元件的传输转移函数 $H_{tt}(\omega)$ ，能够很方便地描述阵列的换能能力，定义为从电极上的传输电压到元件前表面上的振动速度的转移函数。图 4 中分别把后层 201 和前层 202（具有另一个电气短路的层）的典型的传输转移函数示为 401 和 402。图 1a 中的扫描平面 101 和 102 均使用了图 2 的后压电层 201，并且具有接近 1.5~4.2MHz 宽频

率范围内的平坦响应的转移函数 401。图 1a 的扫描平面 103 使用了图 2 的前压电层 202，并且具有图 4 的转移函数 402。可以看出，两个层具有 2.8~4.2MHz 频率范围内的类似的转移函数（401 和 402）。因此，在这一频带内，可以使针对使用前层所获得的第三扫描平面 103 的脉冲类似于针对使用后层所获得的扫描平面 101 和 102 的脉冲。

在图 2 中，把压电层的极化示为 P1（206）和 P2（207）。使用与这一例子中所示的极化的相反的方向，通过把前（211 / 306）和后（208 / 303）电极接地，并且把中间电极（209 / 304 和 210 / 305）作为相控阵列的热电极加以操作，可以获得这些层的电平行耦合。图 4 中把针对压电层的这样的电平行耦合操作的传输转移函数示为 403。应该加以注意的是，这一转移函数覆盖了 0.8~2.2MHz 的一个低频带。

因此，除了电子地选择 3 个扫描平面的能力外，该结构还允许在扫描平面 102 中在多个频带中进行操作，既考虑到多频带中的规则的一次谐波成像，也允许谐波成像。例如，通过如以上所描述的各层的电平行耦合，可以在一个低频带 403 中进行传输。把电极 208 / 303、210 / 305 以及 211 / 306 接地，同时把 209 / 304 作为相控阵列的热元件电极加以操作，可以使用后层接收传输带 401 的二次、三次或四次谐波分量。相类似，使用接地的电极 208 / 303、210 / 305、211 / 306 及操作电极 209 / 304 作为相控阵列的热元件电极，可以在一个高频带中进行操作，而且通过把电极 208 / 303 和 211 / 306 接地，以及连接电极 209 / 304 和 210 / 305，接收传输带的子谐波，以针对一个低频带电气地并行操作这两个层。

图 5 中描述了一个提供了对 4 个扫描平面进行自由选择的双压电层结构，其自如图 3 中所示的面示出了各压电层和电极。沿厚度方向，该结构包括两个压电层，具有一个与负载的弹性层的阻抗接合，如图 2 中所示。图 5a 中示出了对陶瓷压电层进行切割的一个示例，其中，501

表示切割凹槽，502 表示陶瓷柱 / 岛。与图 3 中的结构的差别在于，形成陶瓷 / 聚合物合成物的陶瓷切割，以及指状 / 元件电极的方向。具体地讲，对于图 5 中的结构，层 201 和 202 之间的两组中间电极 504 / 209 和 505 / 210 具有与图 5c 和 5d 中所示的不同的方向。层 201 的后侧配备有图 5b 中所示的一组指状电极 503 / 208，层 202 的前侧配备有一组图 5e 中所示的一组指状电极 506 / 211。

可以看出，通过把电极 504 / 209、505 / 210 以及 506 / 211 接地，并且把后电极 503 / 208 作为线性相控阵列的热元件电极加以操作，可以获得如图 6 中描述为 601 的一个 2D 扫描平面。通过把电极 503 / 208、505 / 210 以及 506 / 211 接地，并且把电极 504 / 209 作为相控阵列的热元件电极加以操作，可以获得图 6 中的 2D 扫描平面 602。通过把电极 503 / 208、504 / 209 以及 505 / 210 接地，并且把电极 506 / 211 作为相控阵列的热元件电极加以操作，可以获得图 6 中的一个 2D 扫描平面 603。通过把电极 506 / 211、503 / 208 以及 504 / 209 接地，并且把电极 505 / 210 作为相控阵列的热元件电极加以操作，可以获得图 6 中的一个 2D 扫描平面 604。针对后和前层的转移函数将与图 4 中所示的 401 和 402 相同，然而，这一结构将不允许使用低频带 403 中的各层的电平行耦合进行相控阵列扫描。

例如，可以使用一个如图 7 中所说明的集成电路，对所说明的扫描平面进行电子选择。该图以举例的方式，把图 3 的多层 / 多电极换能器阵列示为 701。导线组 703、704、705 以及 706 把电极组 303、304、305 以及 306 连接于电子转换电路 702，电子转换电路 702 通过控制信号 707，选择将连接于馈送给成像装置 710 的同轴电缆组 708 的热线的电极组，以及选择将连接于信号地电平 709 的电极组。可以把这样的一个电子电路靠近阵列加以安装，以使能够仅把用于扫描平面选择的电缆 708 和控制信号 707 连接于成像装置。

接下来, 通常情况下, 把换能器阵列和扫描平面选择电路安装在手持探针的顶部, 用于从体表面成像, 或安装在诸如胃窥镜等的内窥镜的顶部, 用于从体内对物体成像, 例如心脏的经食道的成像或肿瘤的内窥镜成像。

图 8 以举例的方式示出了一个根据本发明的插入人体的具有阵列 801 的经食道的探针 800, 阵列 801 安装在胃窥镜的顶部 802。根据用于内窥镜顶部的线控的标准方法, 通过旋转柄 803 和 804、经由导线控制探针的可引导顶部 802 的角度方向。这一具体的实施例包括一个用于旋转的附加控制 805, 如胃窥镜顶部 802 中的阵列 801 的箭头 806 所指示的, 例如用以调整扫描平面之一以跟随心脏的长轴。然后, 根据该阵列的设计, 围绕这一长轴对其它扫描平面加以分组。可以把这一调整用于标准化对心脏的局部壁运动的观察, 或心脏窝洞或其它诸如肿瘤等物体的体积的精确计算。通过电缆 807 把内窥镜探针连接于成像装置。

也可以使用图 9 中示为 900 的二维矩阵阵列, 对在所选定的一组 2D 扫描平面中的波束进行电子引导。该阵列包括一组位于 2D 矩阵中的小元件 905, 其中, 可以分别地延迟针对每一元件的信号。通过延迟各元件的信号, 可以引导波束, 并且可以根据已知的原理沿一个所选择的方向将其在一个锥形体 906 中加以聚焦。具体讲, 可以在一组 2D 扫描平面 901、902、903 中选择允许以上所描述的超声波束的扫描的波束方向。然而, 与图 3 和 5 中的阵列相比, 该 2D 矩阵阵列明显增加了超声扫描系统的复杂度。

使用以上所描述的阵列, 从一组 2D 扫描平面中电子选择这些 2D 扫描平面, 允许 3 个或 4 个扫描平面中的心脏的几乎同时成像, 如针对图 1 所讨论的。此处, 图 1b 以举例的方式描述了使用 3 个 2D 扫描平面实时成像的一个显示, 例如, 可以使用图 3 中的阵列获得这些 2D

扫描平面。相类似，例如，图 10a 示出了对使用图 5 中的阵列获得的 4 个实时扫描平面的显示。在这一例子中，2D 图像显示 1001~1004 可以相应于图 6 中的 2D 图像数据 601~604。把一个示出用于计时参照的 EGC 的时间轨迹 1005 与一个区域 1006 一起包括在这一显示中，其中区域 1006 用于显示字母数字数据，例如最终心脏舒张和最终心脏收缩的心室容积、射血分数等。通常，把图 1a 和 10 中的图像用于壁运动评价，其中根据人们所熟悉的原理，可以把评价数据提供于一个核心图像中。

通过对 2D 图像中的心室窝洞的体积的自动检测，可以实时计算心脏窝洞的体积，特别是左心室的窝洞体积，如 [6] 中所示出的，以研究填充和射出模式，而且还可以研究左心室的射血分数。可以把超声对比剂用于研究心肌中的局部灌注变化，其中对比剂的谐波成像提高了组织功率比（power ratio）的对比度。在困难的情况下，也可把超声对比剂用于对病人成像，以改善对窝洞区域的确定。

在许多进行监视的情况中，所测量的左心室压力 $P_{LV}(t)$ 可用于整个心室周期。在某些关键的情况中，例如，邻近手术、术后，可以通过左心室中的一个导管获得 $P_{LV}(t)$ 。在其它一些情况中，当主动脉瓣打开时，可以根据整个心脏收缩的主动脉压力得到 $P_{LV}(t)$ 。可以通过一个中央血管中的导管或通过锁骨下或颈动脉血管的直径的测量，获得主动脉压力。把左心室直径的 $D(t)$ 和壁厚 $H(t)$ 的超声测量加以组合，可以根据已知的方法 [7] 计算心肌中的纤维应力 $\sigma_f(t)$ ，例如，根据

$$\sigma_f(t) = \frac{H(t)}{(D(t) + H(t)) \left(3 - \left(\frac{D(t) + H(t)}{2L(t)} \right)^2 \right)} P_{LV}(t) \quad (1)$$

其中， $L(t)$ 为左心室窝洞的长度。在大多数情况中，可以使用

一个常数平均值近似表示 $L(t)$ 。当心肌肌肉体积为恒定时，也可以根据 $D(t)$ 和 $L(t)$ 获得壁厚 $H(t)$ 在时间上的变化。然后，可以通过斜截的椭圆体近似表示左心室容积 V_{LV} 并根据 $D(t)$ 与 $L(t)$ 进行计算。

还存在着根据左心室窝洞体积 V_{LV} 和心肌壁体积 V_w [8] 计算纤维应力的一个公式，例如

$$\sigma_f(t) = \frac{3}{\ln\left(1 - \frac{V_w}{V_{LV}(t)}\right)} P_{LV}(t) \quad (2)$$

因此，根据本发明，这样的计算允许对心肌的先前的生理收缩 / 舒张参数的实时显示。参数波形的时间差，包括容积轨迹，增强了关于收缩开始和结束时迅速变化期间的生理机能的信息。

可以令接近所有区域中心肌的均匀收缩的心室中的心肌纤维中的平均相对应变，近似地等于心脏直径的相对变化， $\varepsilon_a(t) = D(t)/D_{\max}$ 。对于应变中的局部变化，当发现缺血性心脏病时，平均应变依然是心脏性能的一个引人关注的测量，但在这一情况中，也可能会发现局部地可变化的应变 $\varepsilon(\underline{r}, t)$ ，其中， $\underline{r}$ 是心肌表面的应变的一个向量坐标。根据沿每一波束方向的多普勒测量，可以估计心肌中的局部应变率，能够以不同的方式加以显示，例如在图 10b 中的核心图像 1007 中将局部应变率显示为彩色或灰度级表示，其中，核心图像中的角度方向表示图 1 中的 101、102 以及 103 的扫描平面的角度方向，核心图像中的径向方向表示距心脏的顶点的距离。

为了进一步说明这一监视情况，图 11 描述了根据本发明的一个示例显示，其中，把使用根据本发明的阵列所获得的心脏的维度测量用于计算左心室的收缩参数。这一显示从顶至底示出了 ECG 轨迹 1101、左心室压力 1102、纤维应力 1103 与平均、相对纤维应变 1104、以及

左心室容积轨迹 1105。对于较长一时间周期上的倾向信息，可以按慢速时度把结束心脏收缩量 ESV (1106) 示成每一搏动 V_{LV} 的最小值，把结束心脏舒张量 EDV (1107) 描述为每一搏动 V_{LV} 的最大值，以及把搏出量 SV (1108)、心脏输出量 EF (1109) 以及射血分数 CO (1110) 计算为

$$SV = EDV - ESV \quad CO = SV * HR \quad EF = SV / EDV \quad (3)$$

其中， $HR = 60 / THR$ 为每分钟搏动的次数，这一次数是自很短的时间内每次搏动的心搏周期的时间长度 THR 计算得出的，例如根据 ECG 针对每一心脏搏动所测量的。可以很方便的把这些参数与 HR (1111) 以及其它参数，例如 $\max(dV/dt)$ 、 $\max(\sigma_f)$ 、 $\max(D\sigma_f)$ 、 $\max(d\sigma_f)$ 、 $\max(\epsilon_a)$ 、 $\max(d\epsilon_a/dt)$ 等一起作为沿每一轨迹或在一个字母数字区域 1112 中每一心脏搏动的数字加以显示。

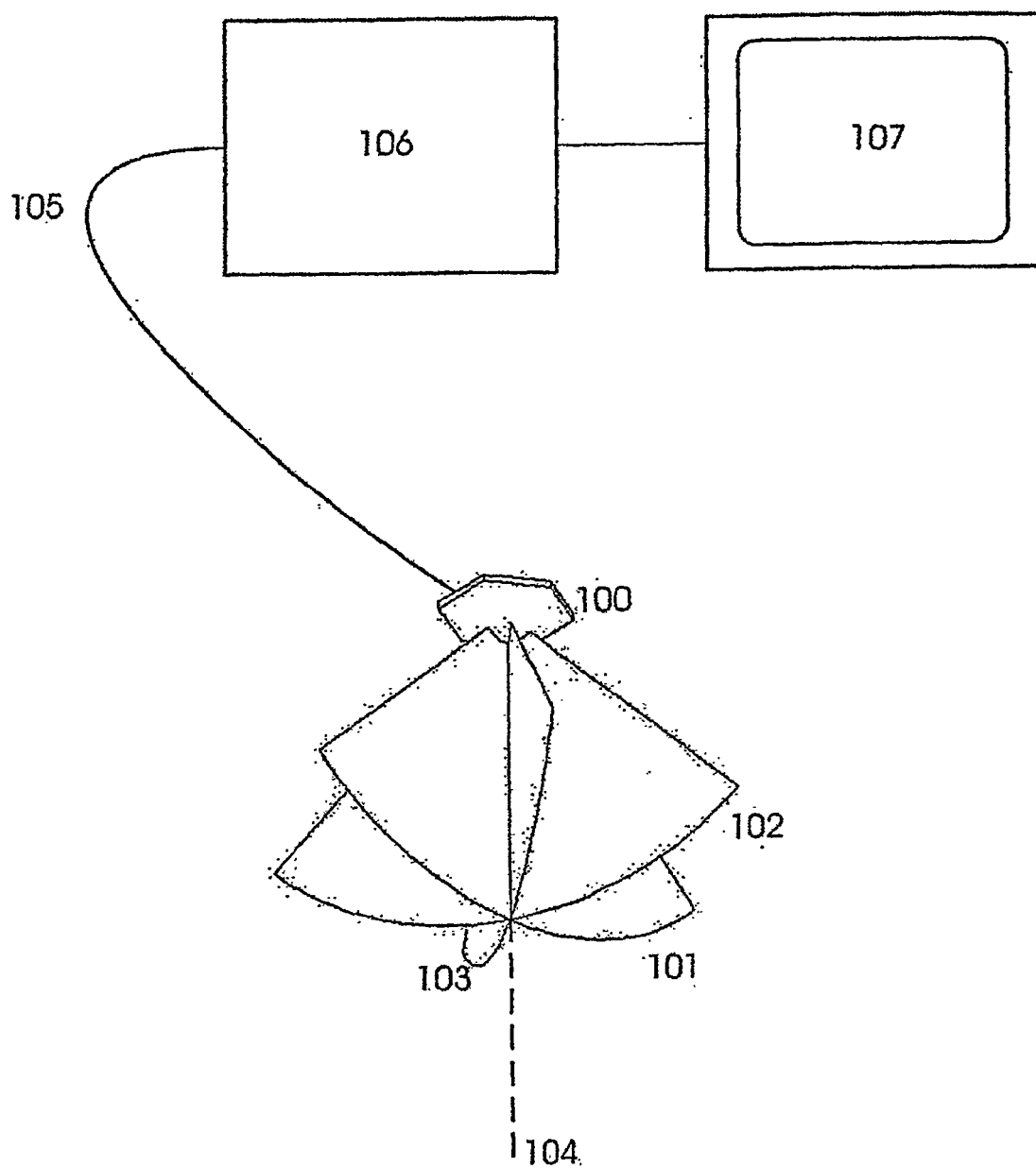
因此，尽管已说明、描述以及指出了施加于其一个优选实施例的本发明的基本的新型特性，但这一技术领域中的熟练技术人员将会意识到，在不背离本发明的构思的情况下，可以在所说明的设备的形式与细节方面，对本发明进行各种省略、替代以及修改。例如，为了达到相同的结果，那些以基本相同的方式执行基本相同的功能的元件与 / 或方法步骤的所有的组合，均落入本发明的范围。而且，还应该认识到，作为设计选择的一个通常情况，可以把与本发明的任何所公开的形式或实施例相关的所说明与 / 或所描述的结构与 / 或元件与 / 方法步骤，并入任何其它所公开、或所描述、或所建议的形式或实施例。因此，本发明旨在仅由此处所附权利要求的范围加以限制。

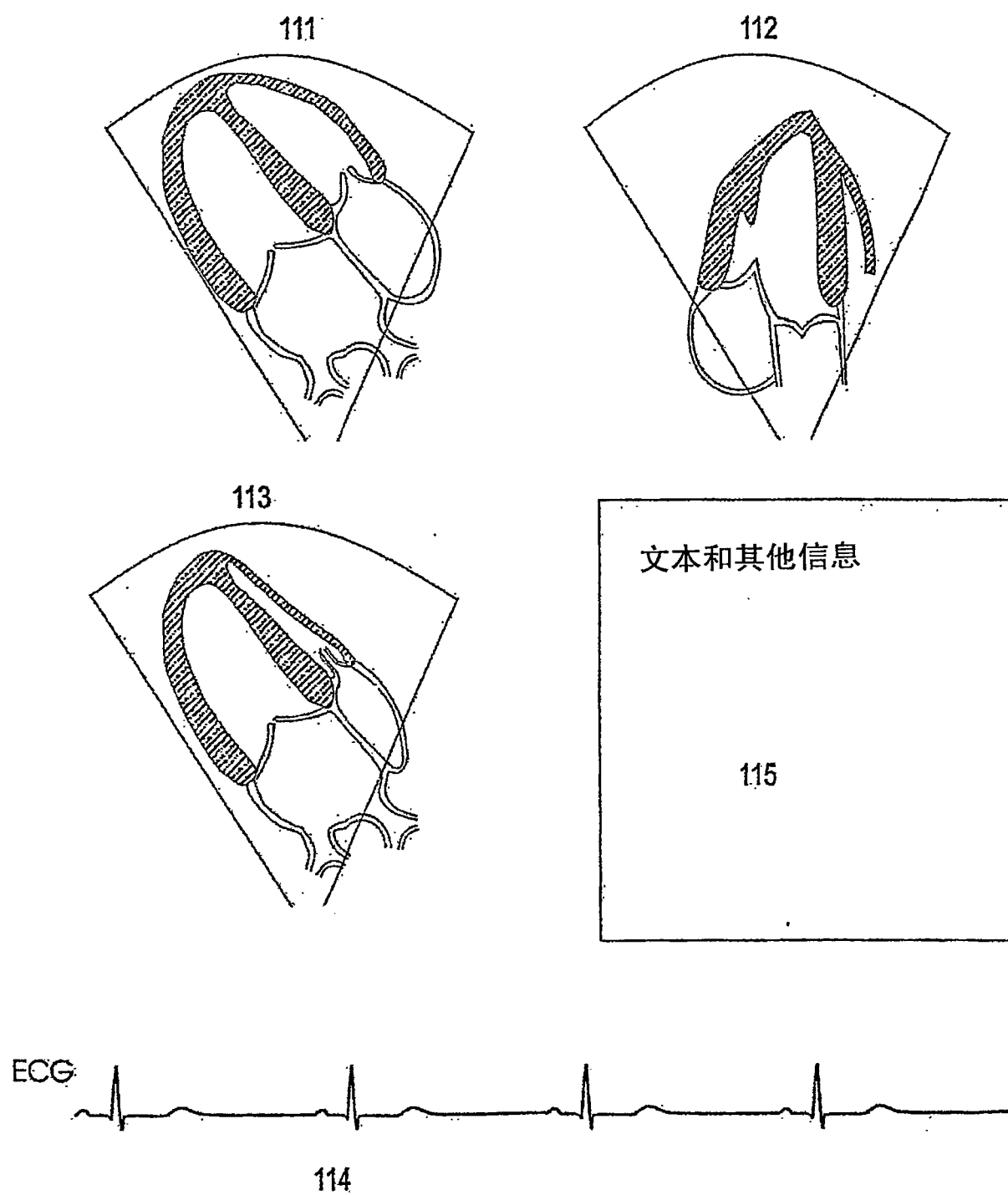
参考文献:

- [1] 1987 年 2 月 3 日申请的美国专利 4, 640, 291: “B- plane phased array for ultrasound medical imaging”, 发明人: Pieter't Hoen. 受

让人: North American Philips 公司。

- [2] 1998 年 5 月 10 日申请的美国专利 5,724,976:“Ultrasound Imaging Preferable to Ultrasound Contrast Echography”。发明人: Yoshitaka Mine、Matota Hirama、Hiroyuki Tsujino、Shiro Saito。受让人: 日本, 川崎, kabushiki kaisha Toshiba。
- [3] 1998 年 10 月 20 日申请的美国专利 5,825,117:“Second Harmonic Imaging Transducers”。发明人: William J.Ossmann、Larry Pendergass、Martin K. Mason。受让人: 加利福尼亚, palo Alto, Hewlett-Packar 公司。
- [4] 1999 年 9 月 28 日申请的美国专利 5,975,851:“Extended Bandwith Ultrasonic Transducer”。发明人: John Hossack。受让人: 加利福尼亚, Mountain View, Acuson 公司。
- [5] 2001 年 1 月 5 日申请的美国专利申请“Wide or Multiple Frequency Band Transduser and Transducer Arrays”。发明人: Bjørn A. J. Angelsen and Tonni F. Johansen。
- [6] Askhus S、Mæhle J.、Bjørnstan K.: “A new method for echocardiographic computerized tree-dimensional reconstruction of left ventricular endocardial surface: In vitro accuracy and clinical repeatability of volumes”。J Am Soc Echocard, 第 7 卷, 序号 6, 1994: 571-581。
- [7] Rabben S. I.、Irgens F.、Angelsen B.: “Equations for estimating muscle fiber stress in the left ventricular wall”, Heart and Vessels 1999, 14:189-196。
- [8] Arts T、Bovendeerd PHM、Prinzen FW、Reneman RS: “Relation between left ventricular cavity pressure and volume and systolic fiber stress and strain in the wall”。J Biophys 59, 1991:93-102。

**图 1a**

**图 1b**

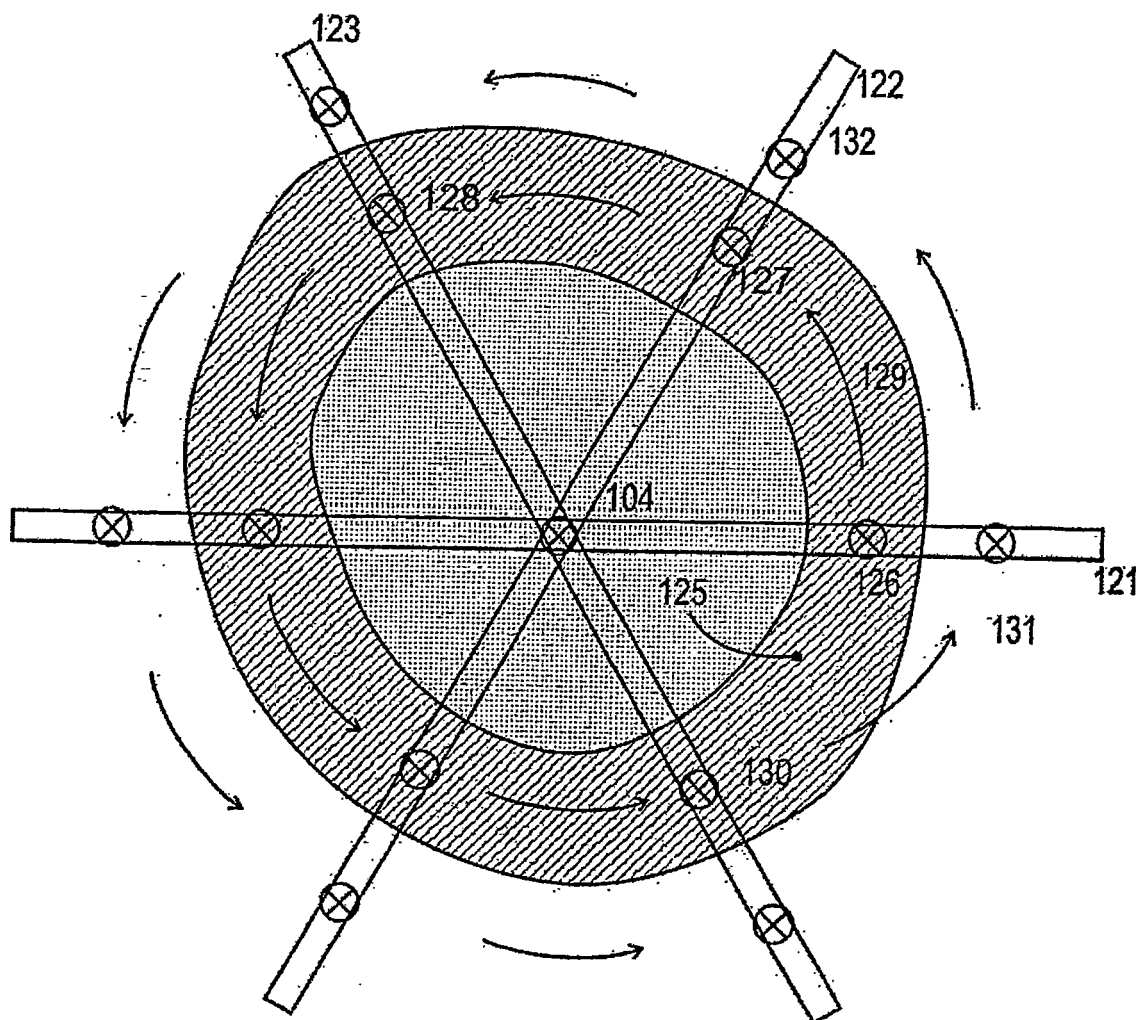


图 1c

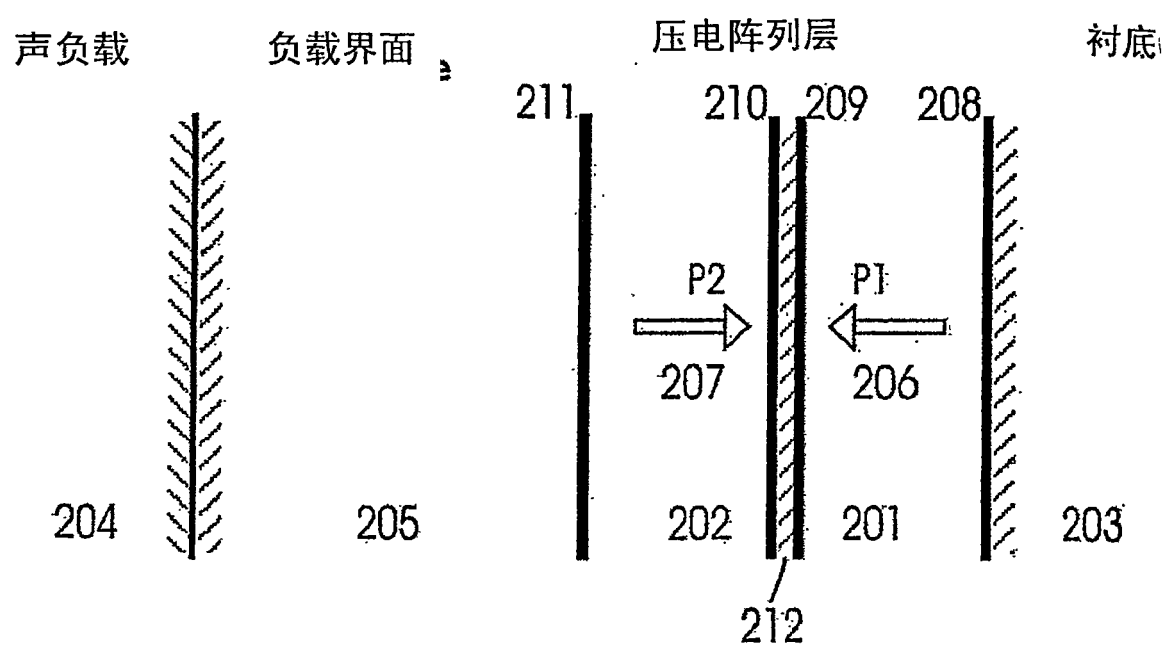


图 2

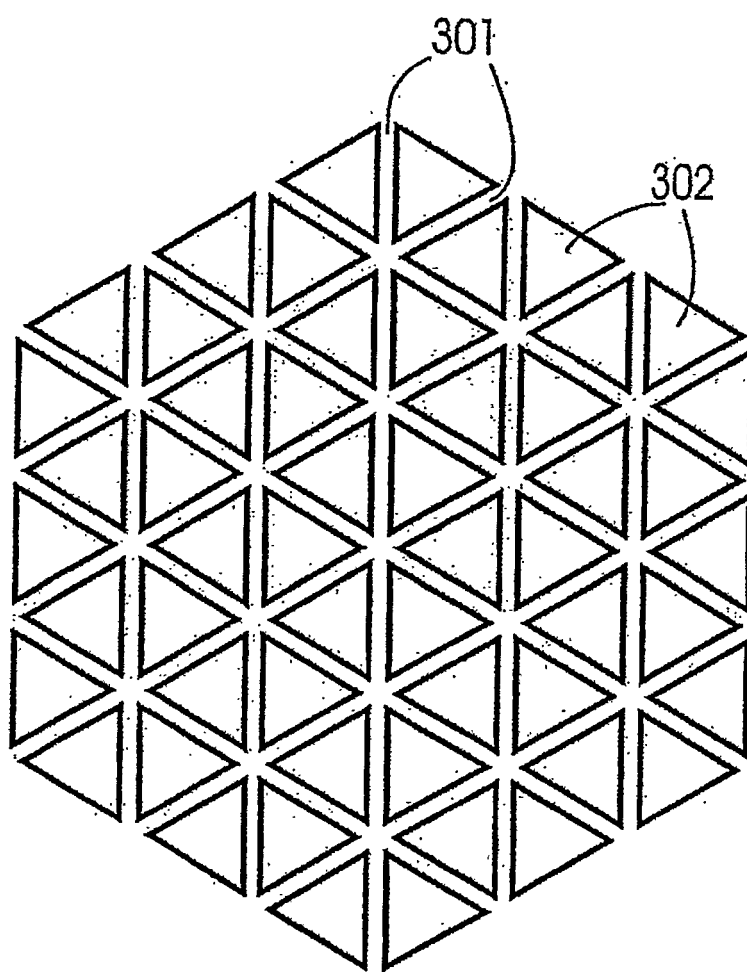


图 3a

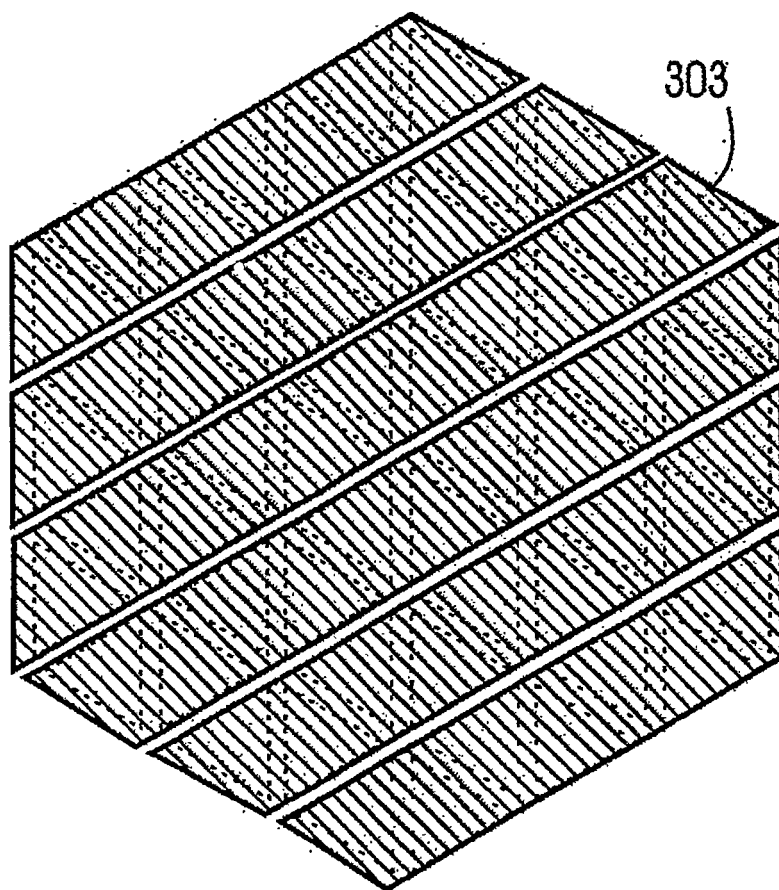


图 3b

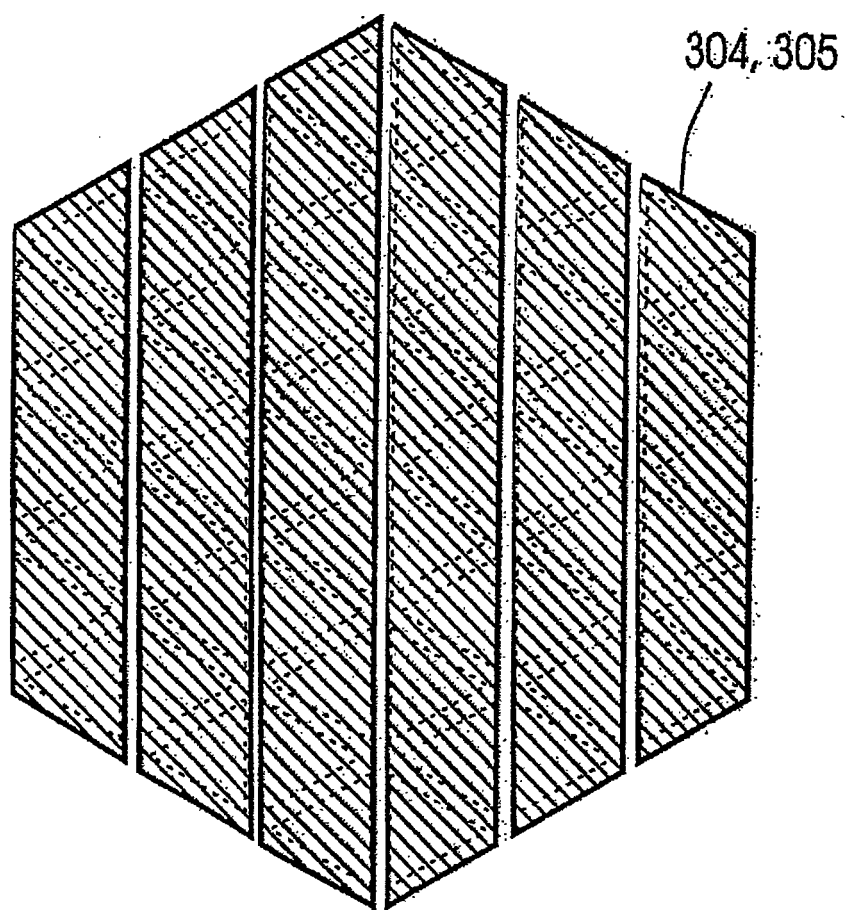


图 3c

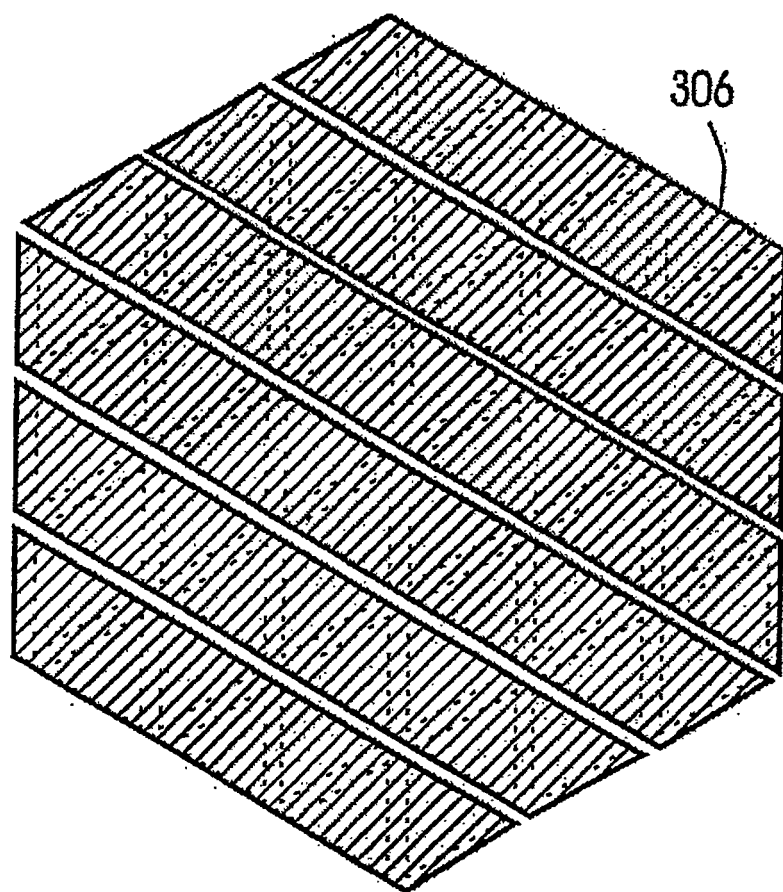


图 3d

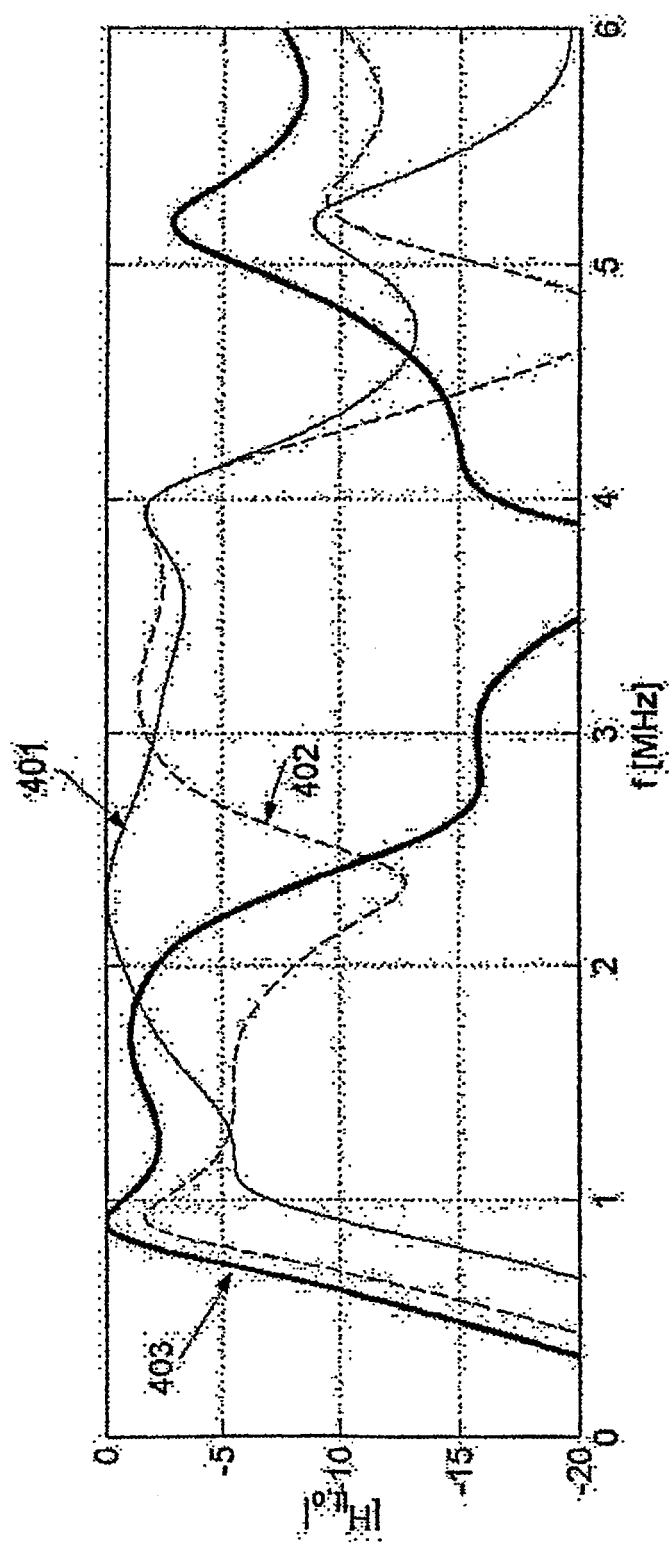


图 4

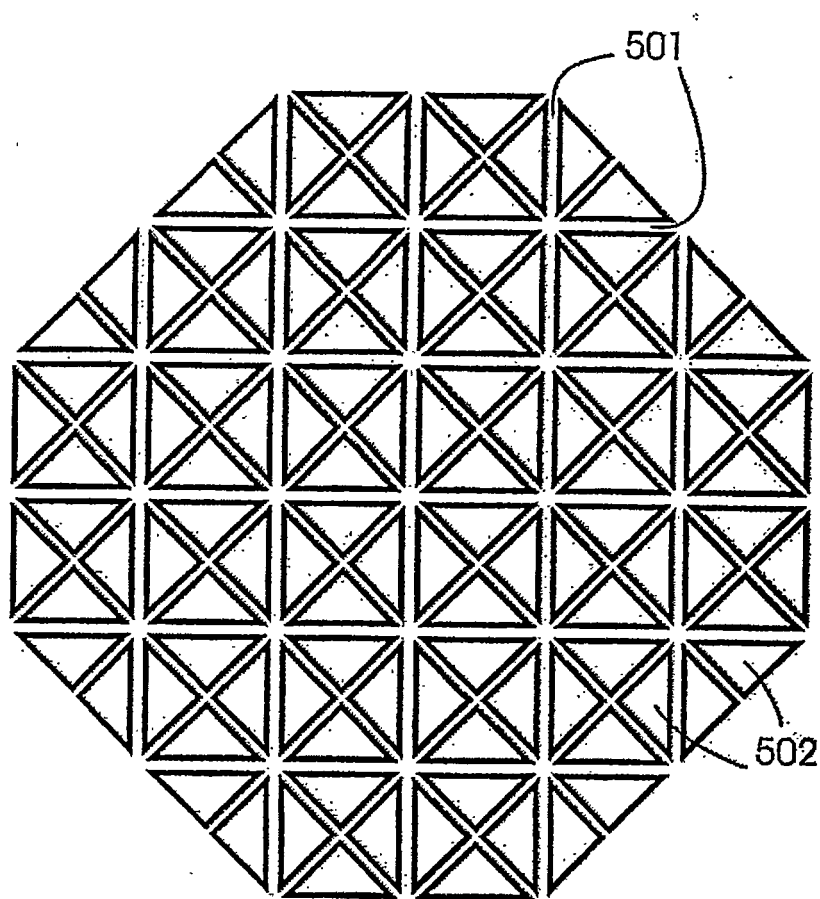


图 5a

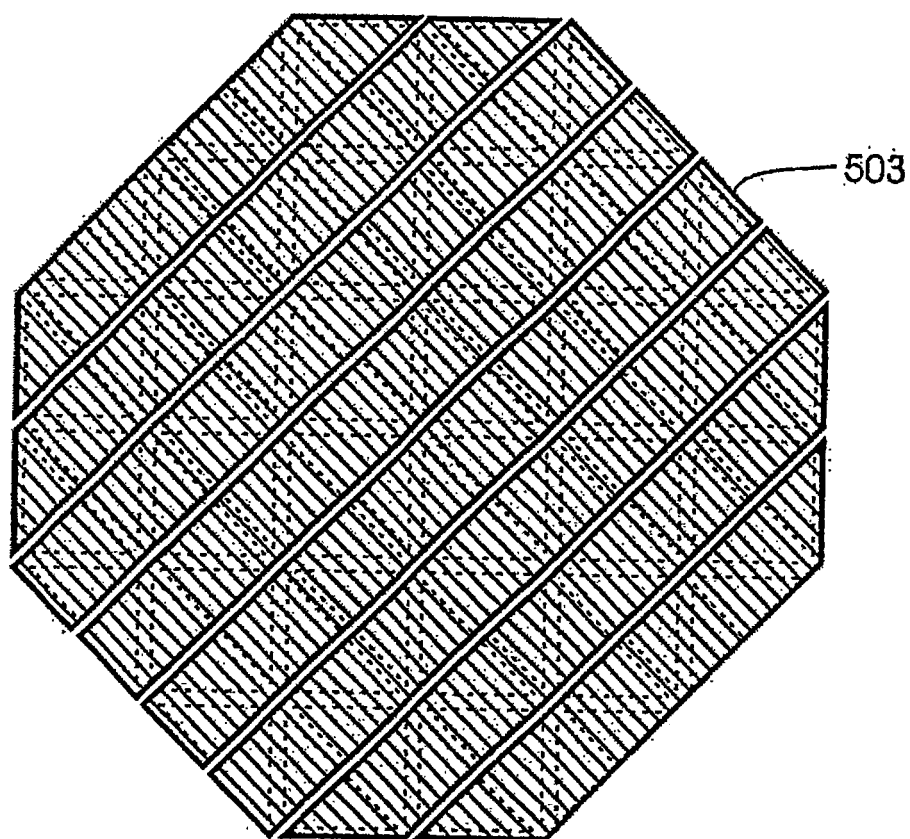


图 5b

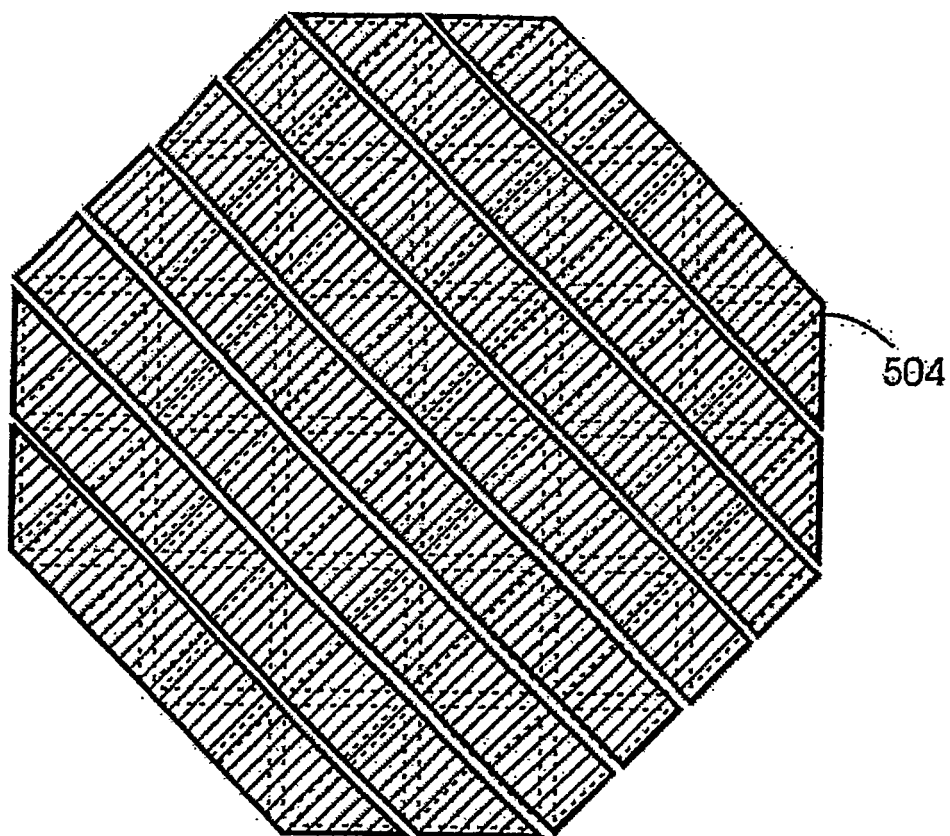


图 5c

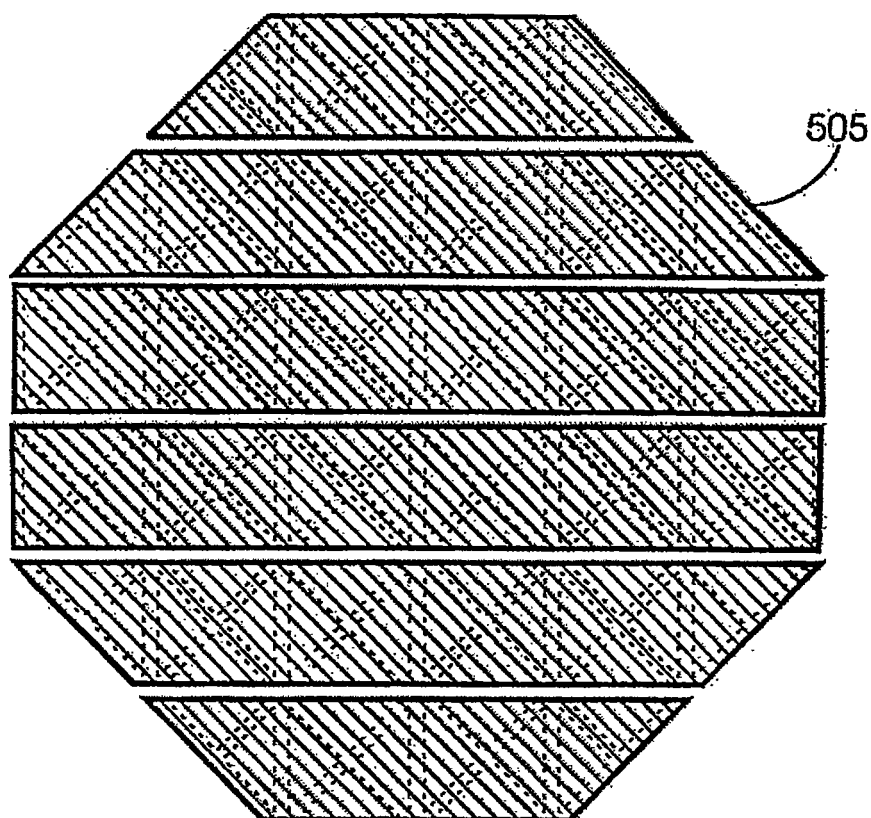


图 5d

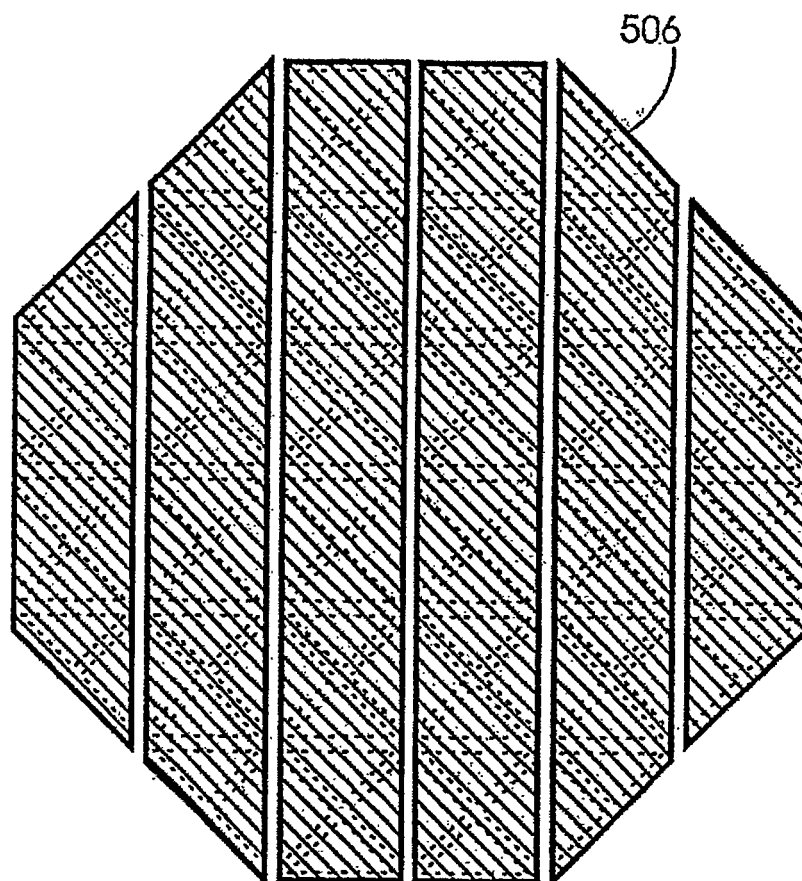


图 5e

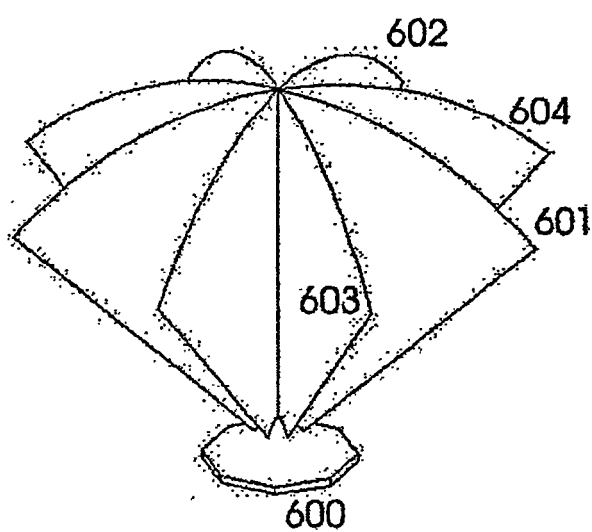


图 6

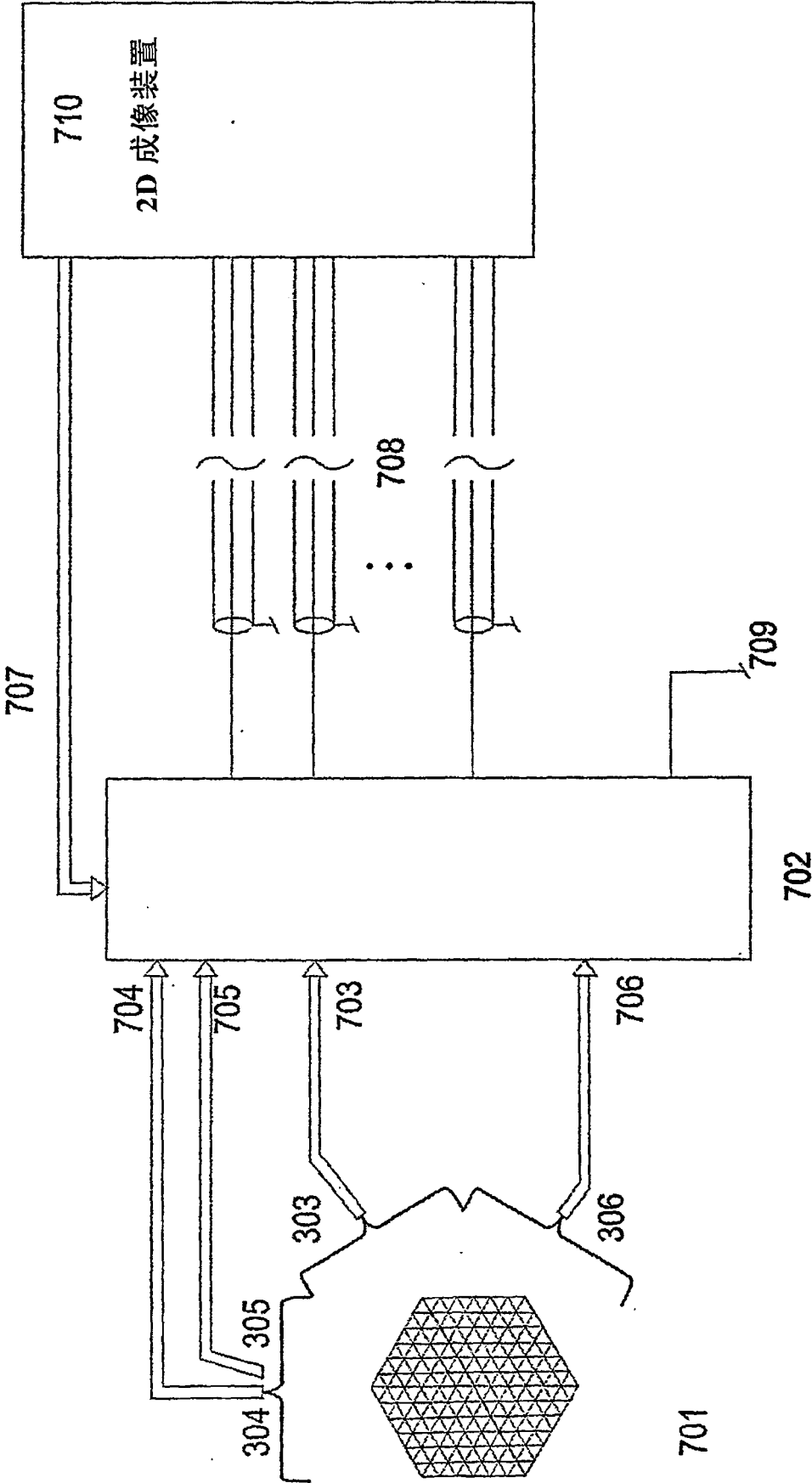


图 7

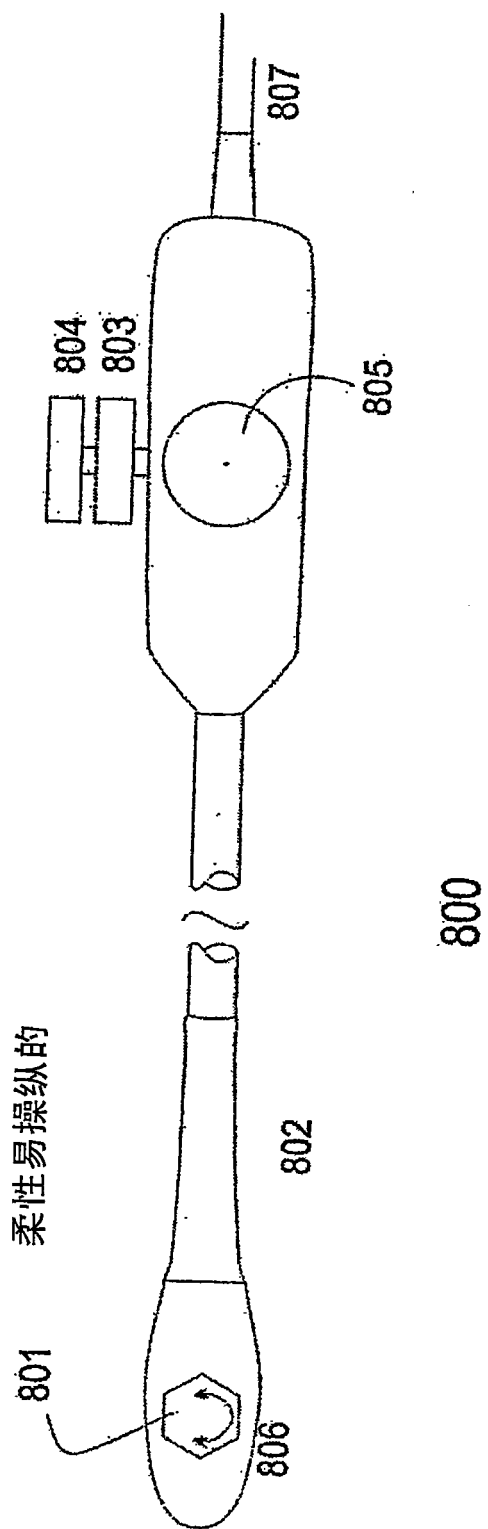


图 8

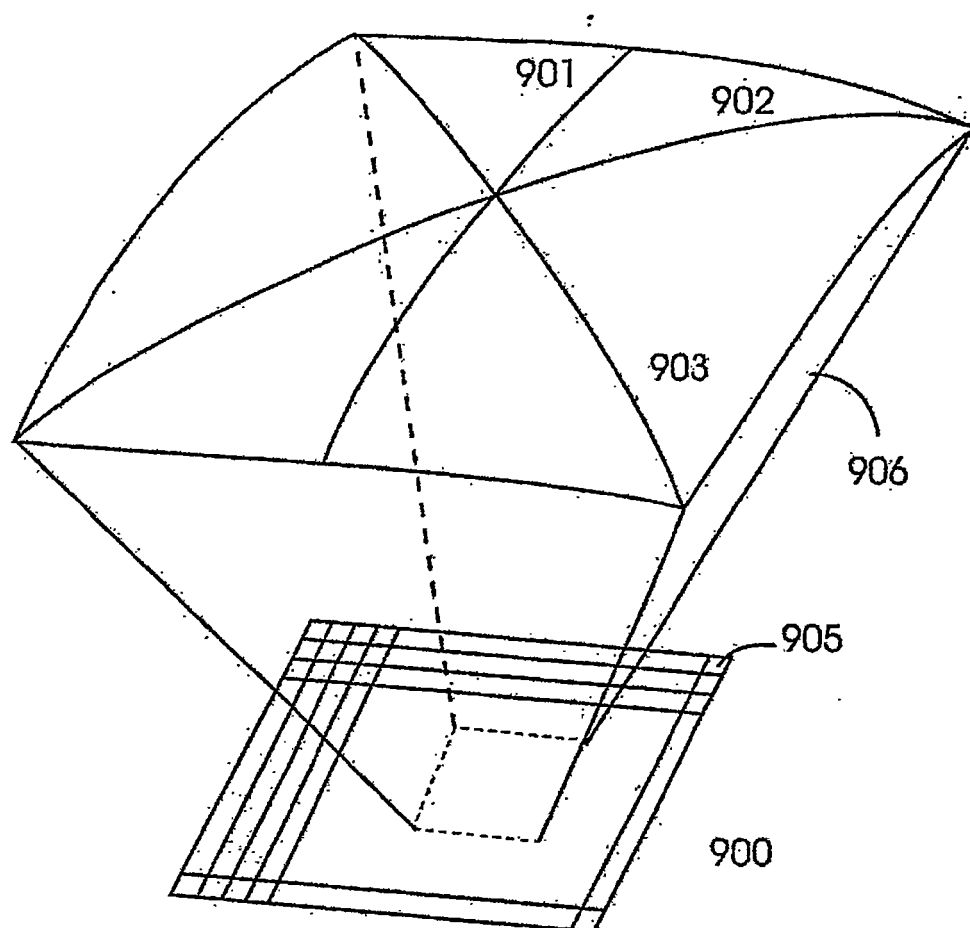


图 9

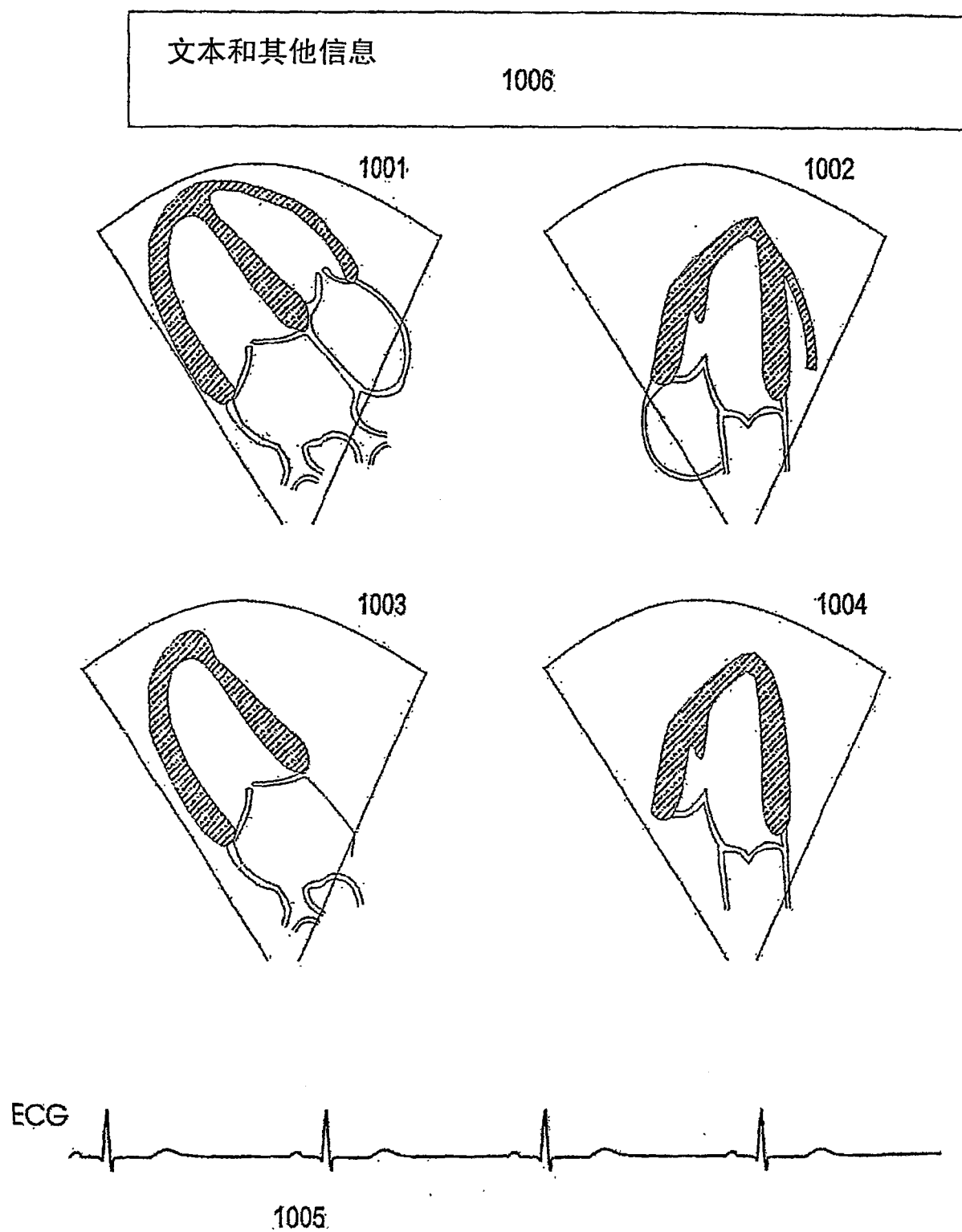


图 10a

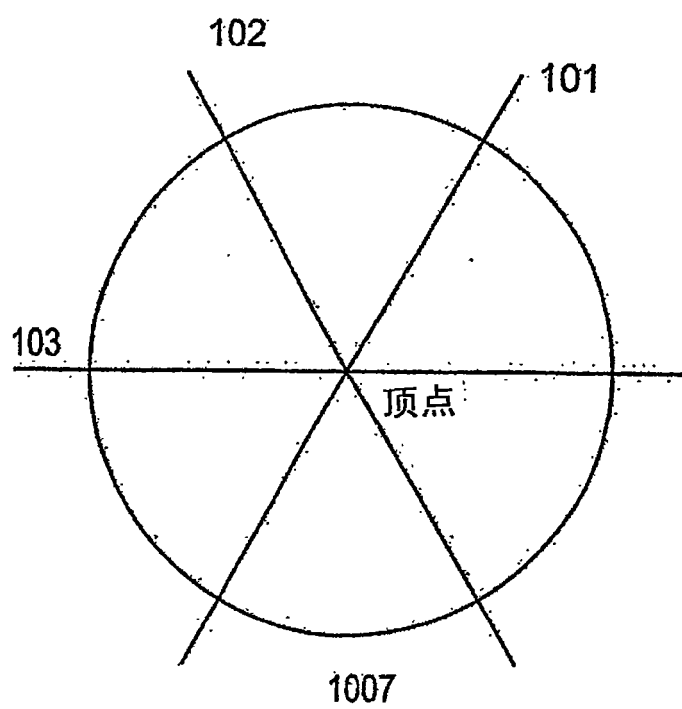


图 10b

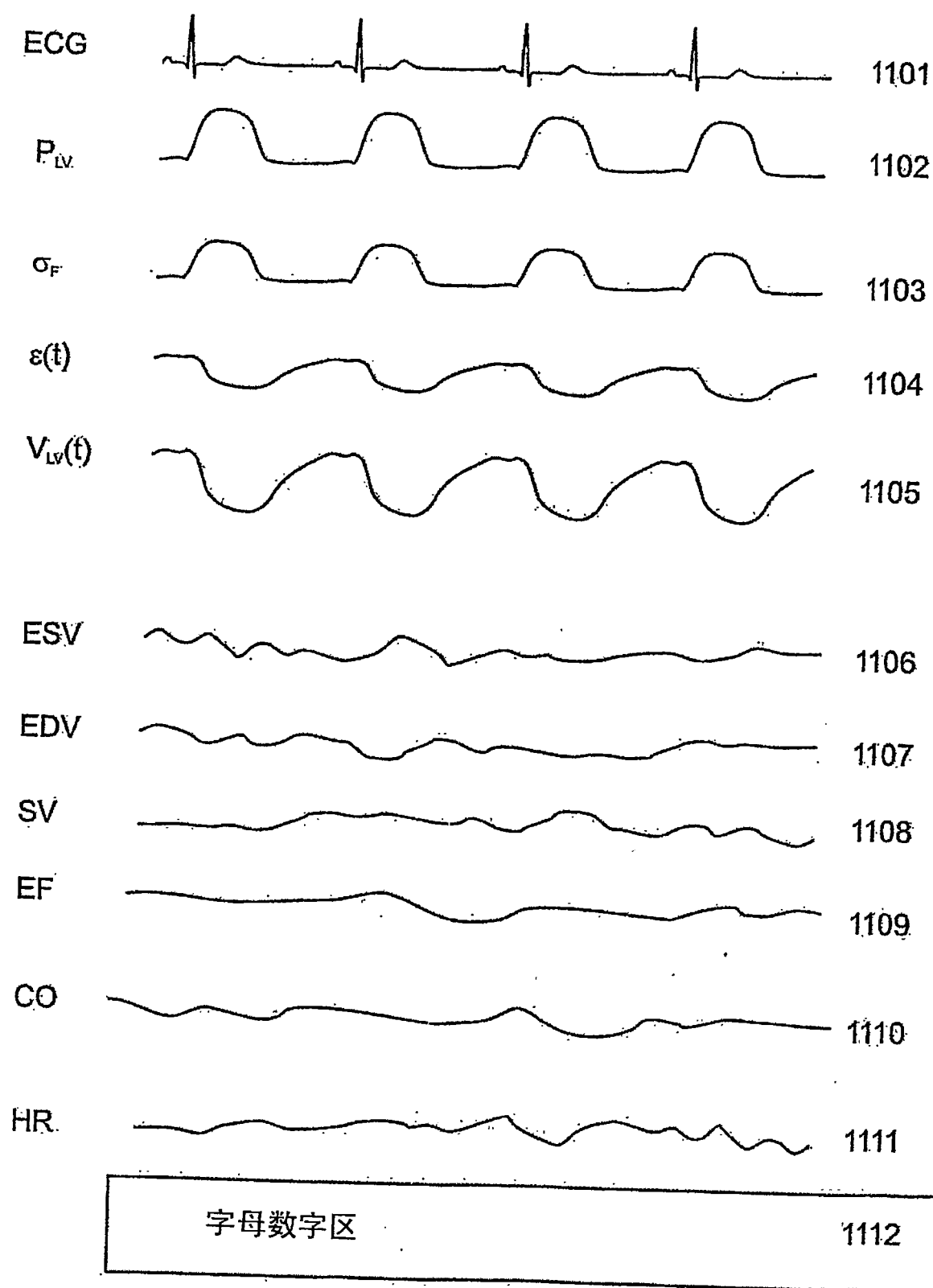


图 11

专利名称(译)	超声成像方法及系统、超声换能器阵列及探针		
公开(公告)号	CN100569186C	公开(公告)日	2009-12-16
申请号	CN03810944.1	申请日	2003-03-13
申请(专利权)人(译)	比约恩·A·J·安杰尔森		
当前申请(专利权)人(译)	比约恩·A·J·安杰尔森		
[标]发明人	比约恩AJ安杰尔森 通尼F约翰森		
发明人	比约恩·A·J·安杰尔森 通尼·F·约翰森		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 G01N29/00 G01S15/00 A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89 H01L41/08 H01L41/09 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/13 G01S15/8925 G01S15/8927 A61B8/145 A61B8/06 G01S7/52074		
代理人(译)	韩宏		
审查员(译)	李燕		
优先权	60/364747 2002-03-15 US		
其他公开文献	CN1652723A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种在至少3个围绕某一公共轴旋转的二维扫描平面中对物体实时超声成像的方法，以及允许如此成像的超声换能器阵列的设计。并且将该方法引入对心脏功能情况的监视，其中，例如，将其与其它测量结果相组合，计算LV压力、诸如射血分数与肌肉纤维应力等生理参数。

