[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
G01S 15/00

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02812882.6

[43] 公开日 2005 年 7 月 6 日

[11] 公开号 CN 1636150A

[22] 申请日 2002.6.26 [21] 申请号 02812882.6

[30] 优先权

[32] 2001. 6.27 [33] US [31] 60/301,282

[32] 2001. 7.31 [33] US [31] 09/919,232

[86] 国际申请 PCT/IB2002/002674 2002.6.26

[87] 国际公布 WO2003/003045 英 2003.1.9

[85] 进入国家阶段日期 2003.12.26

[71] 申请人 皇家菲利浦电子有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 W·J·奥斯曼

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 温大鹏

权利要求书 2 页 说明书 18 页 附图 12 页

[54] 发明名称 超声波换能器

[57] 摘要

本发明描述一种声学成像系统。一个优选的系统包括构造成与换能器主体匹配的保护盖。该换能器包括由多个可控的个体换能器单元组成的一个两维换能器单元矩阵阵列。保护盖叠置在两维换能器单元矩阵阵列上面及可透过入射的声能。最好保护盖构型成可减小病人的不舒适及对超声仪操作者重复移动的伤害。另一实施例包括成型的两维换能器单元矩阵阵列。本发明还提供了改善声学成像的方法。

ISSN 1008-4274

知识产权出版社出版

1.声学成像系统，其包括:

包括两维换能器单元矩阵阵列的换能器，该换能器具有构造成与换能器主体配合的保护盖，该保护盖叠置在两维换能器单元矩阵阵列上面，以使得入射到保护盖的声能被保护盖机械地引导及其中换能器单元矩阵阵列被保护盖及换能器主体包围；及

图象处理系统，它与换能器连接及设计成用于随时间对多个换能器单元提供多个互不等同的激励信号，以使得两维换能器单元矩阵阵列随时间产生声能及穿过保护盖发送声能，由此使穿过保护盖传送的声能被电子聚焦。

2.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中保护盖包括声学材料，该声学材料具有的声阻抗相应于待成像的客体的声阻抗。

3.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中两维换能器单元矩阵阵列中的至少一维是弯曲的。

4.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中保护盖被构造成具有不同厚度。

5.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中保护盖具有的声阻抗在约 1.3Mrayl 与 1.7Mrayl 之间。

6.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中保护盖具有带组织接合面的换能器配合部分，该换能器配合端部被设计成与换能器主体接合，该组织接合面构成为基本圆柱面的一部分。

7.根据权利要求 6 的声学成像系统，其中该组织接合面构成为基本球面的一部分。

8.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中换能器主体在人体工程学上适于被操作者的手抓住。

9.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中该保护盖具有一种形状，该形状可减小超声仪操作者产生重复移动伤害的可能性。

10.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中该图象处理系统通过补偿由保护盖引起的非均匀声波延时将发送的声能电子聚焦在一个目标上。

11.根据权利要求 10 的声学成像系统，其中电子补偿是目标点位置的函数。

12.根据权利要求 1 的声学成像系统，其中该图象处理系统接收来

自多个换能器单元的多个互不等同的接收模式信号，这些接收模式信号代表穿过保护盖的两维换能器单元矩阵阵列的多个换能器单元上的入射声能。

13.根据权利要求 12 的声学成像系统，其中该图象处理系统电子聚焦通过该保护盖接收的声能。

14.根据权利要求 13 的声学成像系统，其中电子聚焦包括对由保护盖引起的非均匀声波延时的补偿。

15.根据权利要求 13 的声学成像系统，其中电子补偿是目标点位置的函数。

16.根据权利要求 15 的声学成像系统，还包括：用于进入待成像客体的声窗的装置。

17.根据权利要求 16 的声学成像系统，其中该进入装置包括将换能器放置在一个病人身体的相邻排列的肋骨之间。

18.用于对病人声学成像的方法，其包括以下步骤：

设置具有两维换能器单元矩阵阵列的换能器，该换能器具有构造成与换能器主体配合的保护盖，该保护盖叠置在两维换能器单元矩阵阵列上面，以使得从保护盖发出并进入客体的声能被保护盖机械地引导及其中两维换能器单元矩阵阵列及保护盖被成型以减小病人的不舒适；

产生多个延时发送信号来分开控制两维换能器单元矩阵阵列的各个换能器单元，以便对穿过保护盖的发送声波电子聚焦；及

在两维换能器单元矩阵阵列的各个分开控制的换能器单元上接收多个延时响应的回波，及对穿过保护盖的接收声回波电子聚焦。

19.根据权利要求 18 的方法，还包括对反射声回波处理以产生图象的步骤。

20.根据权利要求 18 的方法，还包括以下步骤：

接近病人的声窗；及

通过保护盖发送声能及通过声窗使声能进入病人体内。

21.根据权利要求 18 的方法，其中产生及接收的步骤还包括：

在竖直方向上电子聚焦声能；及

在横向方向上电子聚焦声能。

22.根据权利要求 20 的方法，其中接近声窗的步骤包括在病人的相邻排列的肋骨之间形成声窗。

超声波换能器

相关申请的相互参考

本申请要求申请日为2001年6月27日、申请系列号为60/301,282的、审查未决的名称为“改进的超声波换能器”的美国专利申请的优先权，它的全部内容结合于此作为参考。

技术领域

本申请总地涉及声学成像。更具体地，本申请涉及使用具有两维换能器单元阵列的换能器的超声波成像系统及方法。

背景技术

超声波成像系统已在许多医学科目中成为重要的诊断工具。超声波成像系统的一个很大优点是实时扫描。例如，一个超声波成像系统能如此快地产生图象，以致超声仪操作者可实时地、交互地及视觉反馈地扫描出内部器官或识别出体内的运动，例如血流。这允许超声仪操作者检查所感兴趣的组织和实时地修改检查，由此改善诊断质量及受检病人数量。

除实时、交互及视觉反馈的优点外，超声仪操作者还关心系统的分辨率。在一个超声波成像系统中，系统的分辨率依赖于系统的聚焦能力。该聚焦能力又依赖于与超声波成像系统相连接的探头中的换能器单元阵列的有效孔径。当前对于实时超声波成像系统使用两种类型的换能器阵列单元的布置。

一种布置包括单个换能器单元或换能器单元的环形阵列。使用该换能器阵列单元布置的超声波成像系统依赖于探头的机械运动，以使声波束在感兴趣的区域上扫描。

第二种换能器阵列单元的布置包括由电子电路激励的换能器单元阵列，电子电路在换能器单元的声波输出中产生电子感生的延时。这些延时引起适当的相延迟，该相延迟将使换能器单元阵列产生的声波束被控制和/或被聚焦。

产生用于换能器阵列单元的发送脉冲的电子电路与接收发送脉冲的换能器阵列单元之间的连接被称为波束形成通道。换能器单元阵列产生的声波束的电子控制和/或聚焦是基于一个波束形成通道接一个

波束形成通道地由电子延时发送脉冲获得的，以形成一个具有可变厚度的有效保护盖。

由于一些限制：（a）连接超声波探头与处理系统的电缆的尺寸及复杂性，及（b）在价格合理的超声波系统中可获得的波束形成通道的数目，电子聚焦被限制在横向（平行于成像面的方向）上。在竖直方向（垂直于成像面的方向）上的聚焦是由在探头面上放置固定曲度的机械透镜来实现的。

传统的竖直聚焦的改进是通过改变探头孔径和/或机械透镜的性能来实现的。虽然改变频率可改变聚焦深度（高频率产生比低频率深的聚焦）是已知的，但改变频率来改变聚焦深度不被视为是有利的，因为频率愈高相对低频来说在组织中的衰减愈快。

因此，为了改变换能器单元阵列的竖直聚焦，已知的是，必需改变竖直孔径和/或改变与换能器单元阵列相关的透镜的有效曲率。例如，在成像一个深处的器官时，透镜必需具有大的孔径及适度的曲率，在成像一个转浅的器官时，透镜必需具有较小的孔径及较小曲率。

众知，在超声波探头中的换能器阵列单元可被布置成一维（1-D）阵列，一个半维（1.5-D）阵列或两维（2-D）阵列（1-D 换能器阵列单元的典型尺寸在横向上为 0.5 波长的量级及在竖直方向上为 50 波长的量级）。在 1-D 阵列中，换能器单元通常布置在横向上，在竖直方向上为单个单元排。传统的相线性阵列及弯曲阵列通常被视为 1-D 换能器单元阵列。

在 1.5D 阵列中，换能器单元被安装在横向及竖向上，但控制及数据电连接围绕竖直中心对称地连接，以致由 1.5D 阵列产生的声波束仅可在横向上控制。在 2-D 阵列中，换能器单元被布置在横向及竖向上，并具有给布置在这两个方向上的换能器单元提供发送/接收控制及激励信号的电连接。由 2-D 阵列产生的声波束可在两维上控制及聚焦。2-D 阵列超声波探头的例子可在美国专利 US 5,186,175 中看到。

2-D 阵列成像的优点是众所周知的。例如，这样的优点包括在两（2）维上（即在横向及竖向上）电子控制的能力，由于竖直聚焦的改善提高了分辨率，及通过传播速度的精细比较改善了相位偏差的校正。与 2-D 换能器相关的灵活性及改进分辨率取消了机械地聚焦声波束的成型声学透镜的需要。但是，换能器单元仍需要被保护。因此，

2-D 换能器的面由相对平的透声材料层构成。

超声仪操作者可通过将超声波换能器正确定位在身体上来获得体内一个区域的图象。为了获得具有诊断价值的图象，超声仪操作者必需通过相对病人滑动、转动和/或倾斜探头来操作探头的位置。

一个平的换能器表面 - 如在 2-D 换能器中所使用的 - 将使图象质量变差，因为它与病人身体组织的接触比具有曲面的换能器差。尤其是，平的换能器表面引起寄生反射及阻挡部分声波孔径。与平表面构型的换能器有关的另一缺点是，这样的换能器具有锐利边缘，它将使病人感到不舒适，或换能器具有过宽的覆盖面以允许形成圆角边缘。

具有过宽覆盖面构型的换能器还削弱了换能器表面与病人身体之间的接触，这将引起超声仪操作者沿换能器纵轴施加更大的压力，以图改善换能器表面与病人身体之间的接触。超声仪操作者施加的压力的增加将产生病人的不适，及重复地移动会伤及超声仪操作者。在换能器表面与病人身体之间保持适当接触特别有问题的区域是肋间心脏及胸部成像。通常，对于这类应用，换能器壳体包含的 2-D 换能器单元阵列选择用改善竖直聚焦来预期地增强分辨率。

因此，需要一种改善的换能器，它能克服与传统换能器相关的这些和/或其它的缺点。

发明内容

改善的超声波换能器的实施例可作为提供声学成像的系统。在一个优选实施例中，该系统包括一个设计用于与换能器主体匹配的成型保护盖。保护盖至少部分地由具有这样声学特性的材料构成：它使通过该材料到待成像客体中的超声波能量改变方向。该成型保护盖使病人感到舒适、增大了声窗及减小重复移动伤及超声仪操作者的发生率。由改善的换能器构成的超声波成像系统对穿过保护盖的声能进行电子聚焦。

本发明的其它实施例可作为提供譬如对病人声学成像的方法。一个优选的方法包括以下步骤：（1）设置一个换能器，该换能器具有至少部分地由声学聚焦材料作成的成型保护盖；（2）从保护盖传播声波；（3）接收从待成像体内组织反射回的声波；（4）将所述接收声波转换成电信号；及（5）处理所述电信号以产生图象。

本领域的普通技术人员基于对以下附图及详细说明的考察将会明白改善的超声波换能器的其它系统、方法及特征。因此力图使所有这些附加系统、方法及特征被包括在本说明内，在该改善的超声波换能器的范围内及受附设的权利要求书的保护。

附图说明

参考以下附图可更好地理解该改进的超声波换能器。附图中的部件不必要按比例给出；而需强调的是它能对换能器的原理给出清楚的描绘。此外，在多个附图中相似的标号表示相应的部分。

图 1 是表示将声能发送到相应客体中的传统 1 维换能器的概示图。

图 2 是表示改进的超声波换能器及图象处理系统的概示图。

图 3 是表示图象处理系统细节的图 2 中的改进的超声波换能器的概示图。

图 4 是表示图 2 中改进的超声波换能器的换能器单元控制的概示图。

图 5A 是表示图 2 中改进的超声波换能器的一个实施例的部分横截面侧视图。

图 5B 是表示图 2 中改进的超声波换能器的另一实施例的侧视图。

图 6 是描述图 2 中成像系统的优选功能的流程图。

图 7A 是本发明另一实施例的平面图。

图 7B 是表示图 7A 中保护盖的细节的概示图。

图 8A 是改进的超声波换能器的另一实施例的平面图。

图 8B 是表示图 8A 中保护盖的细节的概示图。

图 9 表示代表性的胸部成像过程期间改进的超声波换能器示范放置的概示图。

图 10 表示用于成像一个目标物的工作在发送及接收方式的一个声束的概示图。

图 11 表示用于成像多个目标物的工作在发送及接收方式的多个声束的概示图。

图 12 表示图 2 的改进的换能器的保护盖与两维换能器单元阵列之间的空间关系的概示图。

具体实施方式

用于超声波成像的传统 1 维（1-D）相控阵列换能器通常包括将由换能器发送来的声波束聚焦的透镜。尤其是，这种透镜的机械构型通常是被选择来将来自换能器的声波束在一个竖直线度中聚焦。也可通过诸如在换能器阵列上作成凹面形状来机械地聚焦该竖直线度（方向）。横向线度（方向）典型地被电子聚焦。

作为例子，传统 1 维（1-D）相控阵列换能器使用一种透镜，该透镜能促使传送来的声能聚焦在一个客体、例如人体中。通常，该透镜材料具有的声波速度小于人体的声波速度（近似 1.5mm/μsec（微秒））。因此假定，由超声波换能器通过声波透镜传播到客体中的声能趋于覆盖或聚焦在客体内。图 1 中概要地表示出由传统 1-D 换能器发送的声能聚焦在一个客体中。

在图 1 中表示出示范的声波 12，14，16，18 及 20 通过一个聚焦透镜 24 从换能器 22 发送。如该图中所示，至少部分地由于透镜 24 的材料，当声波向客体 30 内愈深地传播时声波趋向聚焦。

众所周知，依赖于例如声能通过其中传播的材料的声波速度及声阻抗，声能以各种速度及以各种波前形状传播。例如，透镜材料的声速愈接近客体的声速，由换能器发送的能量和进入客体中的能量在入射角上愈接近。此外，透镜材料的声阻抗愈接近客体的声阻抗，更多的超声波能量可从换能器发送到客体中。

如图 2 中所示，该成像系统的一个优选实施例 200 包括一个换能器探头（“换能器”）202。作为例子，换能器 202 可为两维（2-D）相控阵列换能器。换能器 202 被电连接到一个图象处理系统 204。图象处理系统 204 对换能器 202 提供各种信号，以使得换能器 202 可通过以 2-D 阵列方式布置在换能器面 207 外围的多个换能器单元发送声能。发送的声能及被反射的回波可穿过由能透过声波的材料制成的保护盖 206。换能器 202 将反射回的声回波转换成电信号并返回到图象处理系统。

保护盖 206 相对换能器主体 208 由换能器主体 208 的前端部分 210 保持就位。尤其是，保护盖 206 适于至少部分地坐落在由前端部分 210 限定的孔隙（未示出）中。但其它各种构型也可被使用。

在现有技术的换能器中，保护盖 206 被设计成一个非聚焦声波的透镜。更具体地，保护盖 206 由选择出的材料构成和/或呈专门的形状，

它允许声能传播到客体，如人体中，而基本上不会机械地聚焦声能。作为例子，超声波换能器 200 的现有技术实施例中可包括一个保护盖 206，它至少部分地由声匹配材料构成。这种声匹配材料最好具有基本上适配典型客体的声速及声阻抗的声速及声阻抗。

在另外的现有技术实施例中，非聚焦是通过将换能器表面 207 作成平的或凸曲度的及在位于声波的路径中的部分保护盖 206 中保持均匀厚度来实现的。例如，一种具有声速在约 1.4mm/μsec 至约 1.6mm/μsec 范围中的材料可考虑作为用于医学诊断应用的声匹配材料。声匹配材料最好也具有在约 1.3Mrayl（兆瑞利）至约 1.7Mrayl 范围内的声阻抗。

在一些实施例中，非聚焦声波的保护盖 206 可由丁二烯、苯乙烯丁二烯和/或相关的各类橡胶和/或聚合物构成。这些材料对声能的衰减典型地在 2MHz 上为约 3dB/cm 及在 5MHz 上为约 8dB/cm。众知，传统的透镜材料如硅对声能的衰减在 2MHz 上为约 9dB/cm 及在 5MHz 上为约 33dB/cm。

应该指出，本领域中的普通技术人员可选择设置一个保护盖 206，它由单个地不被考虑为声匹配材料的材料组成。但是，这些材料组合在一起可呈现声匹配特性，例如声速在约 1.4mm/μsec 至约 1.6mm/μsec 范围中及声阻抗在约 1.3Mrayl 至约 1.7Mrayl 范围内，这些材料的组合则可考虑用于改进的超声波换能器。

通过设置非聚焦声波的保护盖 206，成像系统 200 可将适于在横向及竖直线度上电子聚焦的声能发送到病人体中。实际上，成像系统 200 可提供有助于相对灵敏电聚焦的声波束。与使用机械聚焦透镜的其它超声波成像系统相比，这将有助于改善变焦成像功能。还可推测，使用非聚焦声波的保护盖 206 的成像系统可提供特别适于对比成像应用的声波束。如下将详细描述的，改进的成像系统可包括各种形状的保护盖 206，它至少部分地由声匹配材料构成。

现有技术的一个缺点在于，非聚焦声波的保护盖 206 的使用可能不理想。能满足换能器其它要求如耐久性、耐化学性及生物兼容性的合适声匹配材料还不能获得或需要继续努力开发。此外，需保持换能器 202 与病人之间的接触可能规定保护盖表面的形状，该形状将使声能实质上聚焦。改进的超声波换能器 202 通过保护盖 206 聚焦特性的

电子补偿使超声波成像技术改进。

现在参照图 3，将详细描述图象处理系统 204 的优选实施例。可以理解，图 3 无需表示该优选系统的每个组成部分，而是将重点放在与这里所公开的系统和/或方法最相关的组成部分上。

如图 3 中所示，图象处理系统 204 包括改进的换能器 202，它与图象处理系统 204 的 T/R 开关 302 电连接。T/R 开关 302 将换能器 202 置于发送或接收方式。为了便于在发送方式操作期间通过换能器 202 发送声能，图象处理系统 204 包括发送波束形成器 304，它设置各种发送信号的发送频率 f_0 及幅值。发送波束形成器 304 与发送波形调制器 306 相连接，后者产生各个发送信号线。如图 3 所示，发送波束形成器 304 及发送波形调制器 306 在中央控制器 310 的控制下操作。

为了在接收方式操作期间有利于通过换能器 202 接收声能，图象处理系统 204 包括一个 A/D 转换器 312，它将由换能器 202 接收的模拟信号转化成数字信号。数字滤波器 314 例如 RF 滤波器从接收数据中滤去所需的接收带以外的信号。接着接收波束形成器 316 接收代表接收超声波回波的滤波数字信号。

接收波束形成器 316 可被设计用来从 A/D 转换器 314 接收多个数字回波信号波形（相应于换能器单元的 2-D 阵列的多组换能器单元）。接收波束形成器 316 可组合多个数字化回波波形以形成单个声波线。为了完成该任务，在接收波束形成器 316 中的多个并列处理通道将使各个回波波形延迟不同量的时间及将这些延时波形叠加起来，以产生一个复合的数字声波线。此外，接收波束形成器 316 可在时间上相继接收各个声波线的一系列数据集及以流水线处理方式处理数据。

图象处理器 318 可包含适当类型的随机存取存储器（RAM）及可设计用于从接收波束形成器 316 接收一系列的复合数字声波线。声波线可被限定在一个三维坐标空间中。图象处理器 318 可被设计来数学地处理接收及滤波数字声波线中的图象信息。此外，图象处理器 318 可被设计来在信号处理时间上收集数据的声波线。在这方面，图象处理器 318 还可包括一个扫描转换器，以转换存储在 RAM 中的数据，以便产生用于显示的象素。一旦整个数据帧（即在单个图象或待显示的图象/画面中的一组所有声波线）被 RAM 收集，每个扫描转换器将处理 RAM 中的数据。

例如，如果使用极坐标来限定回波信息的相对位置地将数据存储在 RAM 中，扫描转换器将极坐标数据转换成垂直（正交）数据，以便能由可扫描光栅的处理器进行光栅扫描。超声波成像系统 204 完成接收、回波恢复及图象处理功能，以形成与多个超声波图象平面相关的多个图象帧后将回波图象数据信息传送到图 3 所示的视频处理器 320。

视频处理器 320 可被设计用于接收回波图象数据信息及可设计成对图象信息光栅扫描。视频处理器 320 产生图象单元（即象素），它将被传送到显示装置 322。此外，图象单元可被传送到视频存储器装置（未示出）。视频存储器装置可包括数字视频盘（DVD）播放器/记录器，高密度盘（CD）播放器/记录器，盒式录象机（VCR）或其它信息存储装置。正如现有技术中公知的，这些视频存储装置允许使用者/操作者非实时地观看图象或后续数据收集图象处理。

还如图 3 中所示，显示装置 322 可设计成从视频处理器 320 接收图象单元（即象素数据）及驱动合适的显示屏或其它的成像装置（如打印机/绘图仪），以便观察超声波图象。

图 3 中所示的图象处理系统 204 的许多变型可与改进的超声波换能器 202 一起工作。例如，接收波束形成器 316 可分成两部分，一个模拟部分（未示出）被设置在图 3 所示的 T/R 开关 302 及 A/D 转换器 312 之间及一个数字部分被设置在数字滤波器 314 的后面。

现在参照图 4，它表示换能器控制系统 400 的概示图。该换能器控制系统 400 控制两维换能器单元阵列 402。两维换能器单元阵列 402 包括多个超声波换能器单元，例如它们中一些用标号 408，412 及 414 表示。这些超声换能器单元 408，412 及 414 被布置成行及列，它们中的一些例如分别用标号 404 及 406 表示。这种构型有时被称为矩阵阵列。但是，其它的换能器单元的布置也是可能的。

虽然在图 4 上概要地表示了一个 8×14 的平面超声波换能器单元阵列，但应指出，本发明的构思可用于任何两维超声波换能器单元阵列构型，包括其中超声波换能器单元在两个线度的一个或二个上被弯曲的构型。例如，两维超声波换能器单元阵列可具有圆柱形、球面形、环形曲面形或其它的曲面形状，并也可使用对与图 4 中所示的平面两维超声波换能器单元阵列 402 相关的波束形成稍微改变的波束形成。

两维换能器单元阵列 400 的每个单元 408，412 及 414 可被个别地控制。尤其是，每个换能器单元 408，412 及 414 可作为发送单元及作为接收单元工作，及每个单元接收被个别控制的信号。例如，超声波换能器单元 408 通过连接线 416 电连接到发送/接收（T/R）开关 418。该 T/R 开关 418 由来自中央控制器 310 的信号（未示出）控制，以允许换能器单元 408 以发送方式及接收方式工作。

当换能器单元 408 用于发送方式时，换能器单元 408 通过连接线 426、可调放大器 422 及连接线 424 接收来自发送波束形成器 304 的发送脉冲。可调放大器 422 用于限定施加给换能器单元 408 的发送脉冲的特性及通过连接线 430 被幅值控制器 420 控制。虽然为简明起见作了省略，在两维换能器单元阵列 402 中的每个单元包括一个类似的受控的可调放大器。

当换能器单元 408 用于接收方式时，入射到换能器单元 408 表面上的超声波能量被转化成电信号。该电信号通过连接线 416、T/R 开关 418（它现在通过来自中央控制器 310 的控制信号的操作连接到连接线 444），由此接收信号被供给可调增益放大器 446。可调增益放大器 446 将接收的电信号放大及将该信号通过连接线 448 提供给延时单元 484。

类似地，换能器单元 412 通过连接线 436 接收发送脉冲及通过连接线 438 将接收信号供给可调增益放大器 442。可调增益放大器 442 将接收的电信号通过连接线 458 提供给延时单元 482。类似地，换能器单元 414 通过连接线 458、开关 456 及连接线 454 接收发送信号，而通过连接线 454、开关 456 及连接线 462 将接收信号供给可调增益放大器 464。可调增益放大器 464 通过连接线 466 将放大的接收信号提供给延时单元 478。两维换能器单元阵列 402 中的每个单元被这样地控制，由此允许对两维换能器单元阵列 402 中的每个单元全面地控制。

可调增益放大器 462，442 及 446 及延时单元 478，482 及 484 均被包括在接收波束形成器 316 中。虽然图中所示的仅是三个可调增益放大器及三个延时单元，接收波束形成器 316 包括足够多的用于两维换能器单元阵列 402 的每个换能器单元的放大器及延时电路（及其它的处理电路）。此外，可由接收波束形成器 316 执行各种多路转换、子波束形成及其它信号处理技术。但是，为了简化图示，图 2 中的接

收波束形成器 316 仅包括三个延时单元。接收波束形成器 316 中的每个放大器通过连接线 480 由来自中央控制器 310 的信号控制。连接线 480 上的信号确定由每个可调增益放大器 464，442 及 446 提供的接收增益。由每个放大器提供的增益是可变的。类似地，每个延时单元 478，482 及 484 由通过连接线 474 来自中央控制器 310 的信号操作。该控制信号确定每个延时单元 478，482 及 484 施加给相应接收信号的延时量。类似地，以此方式，可用高精确度控制接收孔径，因为在两维换能器单元阵列 402 的每个换能器单元包括各自的可调增益放大器 442，446 及 564 及控制电路。

延时单元 478，482 及 484 的输出各通过连接线 486，488 及 492 提供给求和单元 494。求和单元 494 将每个延时单元的输出组合及将波束形成信号通过连接线 496 提供给另外的处理单元，如图象处理器 318（未示出）。在另一构型中，可调增益放大器 464，442 及 446 可分别位于延时单元 478，482 及 484 的后面。此外，延时单元 478，482 及 484 的输出可组合成子阵列，及可在求和单元 494 前面，在子阵列信号通过各自的延时单元前或后对每个子阵列施加可调增益。

重要的是，具有各个可控换能器单元 408，412 及 414 的两维换能器单元阵列 402 使得发送出的超声波脉冲模式可在两维中变化。尤其是，两维换能器单元阵列 402 可在阵列内相对于每个单元的位置被控制。通过在整个孔径上的完全控制，两维换能器单元阵列控制系统 400 允许孔径的波束区域以高精确度被控制。

在发送波束形成器 304 及接收波束形成器 316 中应用的延时计算可参考图 10 来理解，在该图中希望在目标 1002 上聚焦图象，该目标例如是被成像客体 30 中的某个结构组织。在此情况下，从两维换能器单元阵列 402 发送的声能被聚焦在目标 1002 上及接收波束形成器 316 将接收的声能聚焦以最大限度地增大目标 1002 上的接收灵敏度。为了发送在目标 1002 上聚焦的声能，中央控制器 310 可通过连接线 468 对两维换能器单元阵列 402 的每个单元的发送波束形成器 304 提供延时控制信号及提供同步信号，以用于延时的时间参考。在同步脉冲后，发送波束形成器 304 引起发送信号以波束形成延时 T_{BF} 通过例如连接线 426、可调增益放大器 422、连接线 424、T/R 开关 418 及连接线 416 提供给两维换能器单元阵列 402 的每个单元。发送波束形成延时 T_{BF} 通

常对于两维换能器单元阵列 402 的每个单元是不同的及可如下所述地计算。发送声能在时间 T_p 中传播到目标，该时间由下式给出：

$$T_p=\frac{1}{v_b}\sqrt{(x-x_0)^2+(y-y_0)^2+(z-z_0)^2},$$

式 1

式中 v_b 是客体中的声波传播速度，两维阵列单元在坐标（x_0，y_0，z_0）上，及目标 1002 在坐标（x，y，z）上。从同步脉冲至发送的声能到达目标 1002 的总时间可如下地计算：

$$T=T_{BF}+T_p$$

式 2

为了将声能聚焦在目标 1002 上，发送波束形成延时 T_{BF} 必需被这样选择，以使得总延时 T 对于每个单元是相同的，由此使来自所有两维阵列单元的声能同时到达目标 1002。能满足从同步脉冲至由各个单元发送的声能到达目标 1002 的总时间 T 相同的条件的任何一组发送波束形成延时 T_{BF} 是充分的。由上述讨论可清楚看出，为获得在目标 1002 上的聚焦，发送波束形成延时 T_{BF} 的不同完全由几何布置来规定。

在接收周期中，两维换能器单元阵列 402 的每个单元在传播延时 T_p 后接收由目标 1002 反射的声能，该延时 T_p 与发送时单元的传播延时相同。为了使目标位于焦点上，接收波束形成器 316 使来自每个单元的接收信号延迟一个接收波束形成延时 T_{BF}，它与发送波束形成延时相同。与发送波束形成相同，任何一组波束形成延时可被使用，只要任何两个单元之间的波束形成延时差是合适的。

此外，随着同步脉冲后的时间的增加，因声能的有限传播速度，到达两维换能器单元阵列 402 的声波信号在逐渐深入的深度上由目标上的反射引起。接收波束形成延时 T_{BF} 可作为深度的函数改变以提供在各种目标深度上提供接收聚焦。这被称为动态接收聚焦。

在两维换能器单元阵列 402 及待成像的客体 30 之间插放一个保护盖 206 可将传播延时改变一个量值，该量值与保护盖 206 及待成像的客体 30 中的声速、及保护盖 206 的厚度相关。尤其是，保护盖 206 附加了保护盖的延时 T_c，该延时由下式近似给出：

$$T_c = h \times \left(\frac{1}{v_c} - \frac{1}{v_b} \right),$$ 式 3

式中 h 表示保护盖 206 的厚度及 v_c 为保护盖 206 中的声速。如果保护盖 206 由声匹配材料作成，则 v_c 近似等于 v_b 及保护盖的延时 T_c 近似等于零，及不需要改变波束形成延时 T_{BF}。此外，如果保护盖 206 的厚度 h 对于所有单元是相同的，则保护盖延时 T_c 对于所有换能器单元是相同的，而不管速度 v_c 如何。由于仅有波束形成延时的差别是重要的，可容易地看出，均匀厚度的保护盖 206 不改变所需的波束形成延时 T_{BF}。

但是如果在两维换能器单元阵列 402 上厚度 h 不均匀及速度 v_c 不同于速度 v_b，则对于图 12 所示的每个单元延时 T_c 将是不同的。这将引起发送周期中从保护盖 206 射出的波前畸变及接收周期中进入保护盖 206 的波前畸变，其结果是聚焦的损失及图象的模糊。发送波束形成器 304 及接收波束形成器 316 中使用的延时可相对由距离计算获得的标称值改变，由此来消除由保护盖 206 的非均匀厚度引起的延时变化，这样就保持聚焦及图象质量。换言之，新的波束形成器延时等于原波束形成器延时减去保护盖延时或：

$$T_{new} = T_{BF} - T_c$$ 式 4

在最终的任何新的波束形成器延时为负的情况下，对所有波束形成器通道可附加恒定的延时，以使所有延时为正。例如，在图 12 中两维换能器单元阵列 402 被一个保护盖 206 覆盖，该保护盖具有非均匀厚度，由此在一个代表单元 1204 上的厚度为 h_{1204}，及在另一代表单元 1206 上的厚度为 h_{1206}。从代表单元 1204 到参考面 1202 的总传播延时为：

$$T_{1204} = \frac{h_{ref}}{v_b} + h_{1204} \times \left(\frac{1}{v_c} - \frac{1}{v_b} \right)$$ 式 5

及从代表单元 1206 到参考面 1202 的总传播延时为：

$$T_{1206}=\frac{h_{ref}}{v_b}+h_{1206}\times\left(\frac{1}{v_c}-\frac{1}{v_h}\right)$$ 式 6

在最通常遇到的操作条件下，上述用于计算波束形成器延时的程序能足以产生良好的聚焦。但是，在该程序中包含着近似，即在由保护盖 206 产生的延时中孔径的变化对所有转向角度及聚焦深度都相同。

如果相对换能器表面的波束转向角大于 45 度、或换能器 202 的有效孔径大于到所需聚焦点的距离、或保护盖 206 的厚度大于入射超声波能量的大约三倍波长、或保护盖 206 具有一个曲率半径小于它覆盖区域宽度的大约三倍的区域，该近似将不能足够精确。

图 11 表示该作用的一个例子。在这里，声能从单元 1102 沿射线 1103 传播到目标 1120，及从单元 1112 沿射线 1113 及折射线 1114 传播到目标 1120。声能还从单元 1102 沿射线 1104 及折射线 1105 传播到目标 1140，及从单元 1112 沿射线 1115 及折射线 1116 传播到目标 1140。虽然图示未按比例，但显然看出，通过保护盖 206 及透过待成像客体 30 的传播路径长度对于两个不同目标是不同的，及这些不同对于两个换能器单元 1102 及 1112 也是有区别的。因此，通过保护盖 206 的延时 Tc 不仅是单元位置而且也是目标位置的函数。本领域的普通技术人员将理解，图 11 中所示的图形仅提供简要的解释。个别换能器单元不能由它们自己聚焦。多个有效换能器单元在图象处理系统 204 控制下一起作用才可使穿过孔径的声波束聚焦。

现在再将注意力回到图 4 所示的可控换能器单元的两维矩阵。图 4 中的布置允许将全采样、可控、任意（指不受限制）的两维延时分布施加给两维换能器单元阵列 402。全采样的术语是指每个换能器单元 402，412 及 414 被个别地控制。在这种布置的一个优选实施例中，两维换能器单元阵列 402 的每个个别的换能器单元接收来自中央控制器 310 的某些方式的控制信号。

两维换能器单元阵列孔径的延时分布是孔径的一个任意、全采样、可控的孔径的两维函数。因此该延时分布可被调整来补偿任何形状的保护盖 206，以允许保护盖 206 的形状被确定成可提供与待成像客

体 30 的最佳接触、理想的人体工程学品质或上述其它的特性，如前所述，而不会降低图象质量。

现在参考图 5A 及 5B 来更详细描述换能器 202 的某些优选实施例。如图 5A 中所示，换能器 202 包括一个主体 208 及一个成型的两维换能器单元阵列 502。如图所示，该两维换能器单元阵列 502 可包括多个换能器单元 408，412(为便于图示仅示出两个)。主体 208 最好被设计成容纳一个或多个所需部件，以便于通过两维换能器单元阵列 502 发送和/或接收声能。应指出，在该图中，前端部分 210 及保护盖 206 被移去以露出两维换能器单元阵列 502。如图 5A 的部分横截面侧视图所示，该两维换能器单元阵列 502 为圆柱体形状。应当理解，球面形两维换能器单元阵列 502 可根据要求被选择用在换能器 202 需要与人体各表面保持紧密接触的场合。

此外，主体 208 可为人体工程学的设计，以便正确定位换能器 202 来执行成像过程。主体 208 包括一个中间部分 504，它适于被操作者的手抓住。此外，主体 208 可被一种材料覆盖，它不仅保护换能器的电子部分，而且具有使换能器 202 易于被超声仪操作者抓住的功能。

在图 5A 所示实施例中，主体 208 包括一个保护盖安装部分 506，它最好从中间部分 504 向外径向地张大以适合与保护盖 206（未示出）配合。在换能器 202 的接近端部、即端部背面部分 506 上设有一个锥形部分或颈部 512。颈部 512 限定了用于接受电缆 520 的孔径。电缆 520 用于换能器 202 及图象处理系统 204(未示出)之间方便的电连接。

可使用各种形状的保护盖 206 来保护及屏蔽下面的成型两维换能器单元阵列 502。最好其形状与下面的两维换能器单元阵列 502 紧密地配合，以提供适合的声波耦合。对于各种考虑，例如在保护盖 206 及病人之间形成良好的接触、为了图象质量及病人舒适性及易于使用超声仪，可作成特殊形状以便更适合特殊的超声波检查。例如，在一些实施例中，保护盖 206 可实际设计成能方便地使换能器 202 与病人的声波接收窗对准。尤其是，这种保护盖 206 最好包括从换能器 202 向外延伸的曲面。该构型趋向使保护盖 206 相对声波接收窗的方便定位，该声波接收窗例如由病人相邻的肋骨来确定。更具体地，通常是曲面与肋骨间配合及趋向使组织接合面与声波窗对准。如下所述，组织接合面可设有各种构型。

如图 5B 所示，换能器 202 包括一个主体 208 及一个成型两维换能器单元阵列 552。如该图所示，两维换能器单元阵列 552 可包括包括多个换能器单元 408，412(为便于图示仅示出两个)。这里也如上图那样，前端部分 210 及保护盖 206 被移去以露出两维换能器单元阵列 552。如图 5B 的侧视图所示，该两维换能器单元阵列 552 实质上为球面形状。球形两维换能器单元阵列 552 可根据要求被选择用在换能器 202 需要与人体各表面保持紧密接触的场合。应当理解，具有环形曲面或其它曲面（如鞍形面）的两维换能器单元阵列 402 是可能的，且可以使用相对图 4 所示的平面状两维换能器单元阵列 402 中的波束形成稍微修改的波束形成。

现在参照图 6，它表示使用两维换能器单元阵列的一个改进的超声波成像方法。在这里，该超声波成像方法 600 开始于步骤 602，这里标为“开始”。该超声波成像方法 600 对成型的换能器提供一系列时间延时发送信号，如步骤 604 所示，以便将声波照射到病人体内所需区域上。延时将基于图 10 中所示的聚焦几何布置及由保护盖 206 中传播引起的延时分布的任何变化来计算。

根据该改进的超声波成像方法 600，所产生的声能通过保护盖 206 传播，该保护盖可设计成接近两维换能器单元阵列 502，552 等形状的镜象，如步骤 606 中所示。在另一实施例中，两维换能器单元阵列可实质上为平面状及带有叠置的非均匀厚度的保护盖 206。

如上所述，两维换能器单元阵列 502，552 的形状可基于一系列因素选择，这些因素包括病人舒适度、对超声仪操作者符合人体工程学、可获得的病人声窗及其它一些因素。

接着在步骤 608 中，获取接收的超声波回波，及最好使用与步骤 604 及 606 中所述的执行发送功能的同一两维换能器 202 来处理。一旦接收的超声波回波被换能器 202 转换成一个电压波形，接收的回波可被延时以使图象处理系统 204 聚焦并显示所期望的病人组织，如步骤 610 中所示。在步骤 604 中，基于图 10 中所示的聚焦几何布置及由保护盖 206 中传播引起的延时分布的任何变化来计算该延时。应当理解，方法步骤 604 至 610 可根据需要被重复进行以执行超声波诊断检查。超声仪操作员产生的任何数目输入可被用来结束该超声波成像方法 600，如步骤 612 所示，这里标为“结束”。

如图 7A 中所示，换能器 700 包括一个主体 702 及一个保护盖 706。该保护盖 706 包括基本为球面形的组织接合面 712，例如组织接合面通常构成球体的一部分。

如图 7A 中所示，组织接合面 712 或保护盖 206 的外表面被成型以使病人及超声仪操作员均感到舒适。应当理解，可根据检查类型、病人的组织尺寸和/或其它因素选择专门的形状。该实施例这样的构型，可使得声能从换能器 702 发出及沿通常与换能器 702 的纵轴 716 共同延伸或以某个角度延伸的路径传播该声能。最好，组织接合面 712 以长度 X_7 接触，以提供与客体 30 配合的适当横截面区域，以使得适当量的声能可从换能器 702 传播到客体 30。

如图 7B 所示，它表示图 7A 中所述实施例的一个变型的复合几何结构。更具体地，如图 7B 所示，保护盖 706 包括主要由半径 R_1 限定的组织接合面 712（在平面图中）。由曲率半径 R_1 限定的表面在其各端部过渡到由曲率半径 R_2 限定的面。最好，半径 R_2 由允许与病人良好声波耦合并保持高舒适度的长度来确定。虽然半径 R_2 表示成比 R_1 的长度仅稍短些，但还具有一些可能的关系，这些关系包括如图 7A 所示的由保护盖 706 的外表面构成的基本球面形的组织接合面。

图 8A 表示另一实施例的换能器 800。该换能器 800 具有一个主体 802 及一个保护盖 806。保护盖 806 被设计成一种非聚焦声波的保护盖 806，它基本上跟随下面两维换能器单元阵列（未示出）的形状。最好，保护盖 806 具有类似于圆柱体一部分的成型组织接合面 812。

如图 8A 中所示，换能器 802 可被设计成构成一个组织接合面 812，它具有的宽度 X_8 被选择得有利于声能的传播。但是，如图所示，也可选择该宽度以使用一个适当选择的声窗。更具体地，如果保护盖 806 将在一个胸部成像过程期间使用，则例如可选择宽度 X_8，以便力图改善换能器在待成像身体 30 中相邻排列的肋骨如肋骨 832 及 834 之间的定位。这样定位时，将有利于来自换能器 802 的声能在肋骨中间高效地传播并深入到体内。如图 8A 中所示，保护盖 806 可基本上为圆柱形，以便使声能有效地通过由肋骨 832 及 834 构成的声窗。

如上对于图 7B 中换能器 702 的基本球形实施例所描述的，当从（图 8B）侧面看时，形成在保护盖 806 外表面上的组织接合面 812 可由曲率半径 R_3 限定。该组织接合面每端的过渡可由曲率半径 R_4 限定，后者

在长度上相对半径 R_3 有所改变。图 8B 中所示的保护盖 806 表示的情况是 R_4 小于 R_3。这样的设置使组织接合面 812 具有在组织接合区域上相对平的面。因此，组织接合面 812 可被视为提供了接近最佳的传播媒介，因为它主要有利地利用了几何限定的肋骨之间的进入点。

预期形成组织接合面 712 及 812 的保护盖 706 及 806 的外表面通常被弯曲及可便于组织接合面与声窗的对准。更具体地，当组织接合面被适当定尺寸时，保护盖 706，806 的外表面趋于接合在肋骨上、如肋骨 832 及 834 上，由此能使组织接合面嵌入在肋骨之间。因此，这些表面趋向使组织接合面与声窗对准。这些曲面可在成像过程期间增加病人的舒适性，因为非弯曲面会引起局部的不舒适。

应当理解，保护盖 706（图 7B）及 806（图 8B）仅是例子。某些改进的换能器的实施例需要设置复杂的保护盖及在 X，Y，Z 坐标方向上变化的两维换能器单元阵列 502、522（见图 5A，5B 及 10）。所有这些变化均在考虑之中并在本改进的超声波换能器的范围中。

操作

如图 9 中所示，它表示换能器 202 的一个优选实施例被操作地接合在一个代表性的声窗上。作为例子，该换能器被适当地定位在一个声窗 902 或一个代表性的胸部 904 的肋间进入点上，由此能对心脏 906 超声波成像。例如由图 9 中所示，肋间的进入点趋于是几何限定的结构，即肋间进入点提供了可传播声能的边界区域（声能不能透过骨头，由此将对成像有用）。由于保护盖 706，806 的形状，使用肋间进入点提供胸骨内部组织成像的能力大为增加。此外，具有与客体很相似的声阻抗的保护盖 706，806 的材料趋于增加通过肋间进入点传播的声能总量。如上所述，声能可在发送及接收两个方式中在横向及竖向两个线度上被电聚焦，以便适当地使心脏组织成像。

应当强调，上述改进的超声波换能器的实施例，尤其是任何“优选”的实施例仅作为可能的实施例及仅用于说明以清楚地理解换能器的原理。在实质上不偏离本发明的精神及原理的情况下对上述改进的超声波换能器的实施例可作出许多变化及修改。

例如，虽然这里描述的换能器 202 涉及用于医学应用、如用于病人的超声波成像系统 204，但该系统也可用于各种其它的应用。此外，这里描述了与保护盖 206 相关的各种表面，以便能将换能器 202 方便

地相对声窗定位。在其它实施例中，一个或多个这些面可形成为换能器主体的一部分、如在换能器前端上，以提供类似功能。这里所有这些变化及修改意在包括在本公开及本发明的范围中及通过所附权利要求书来保护。

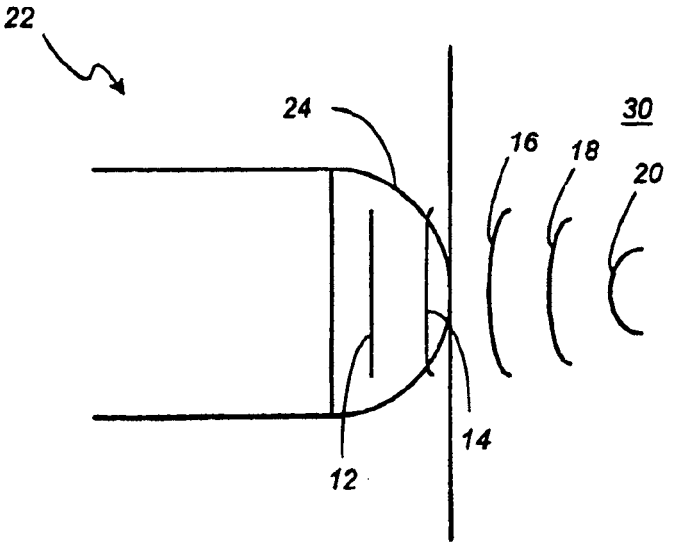

图 1

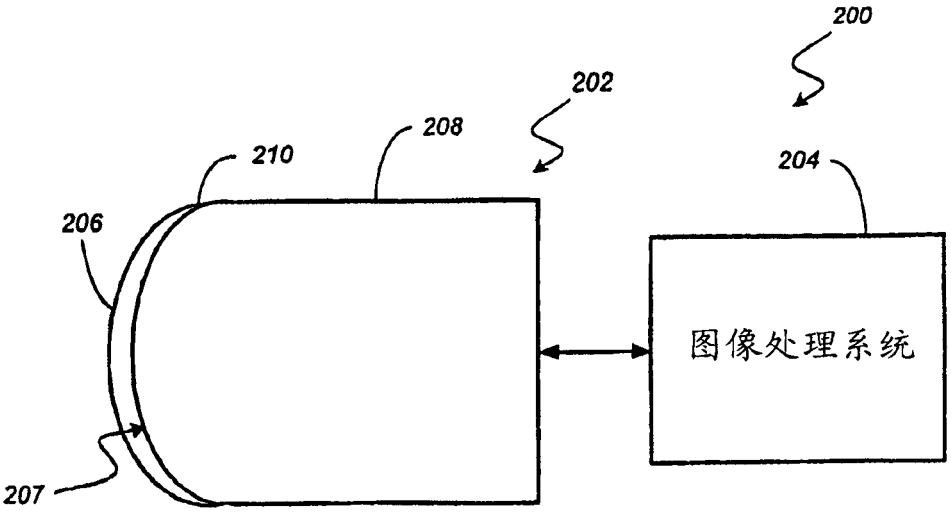

图 2

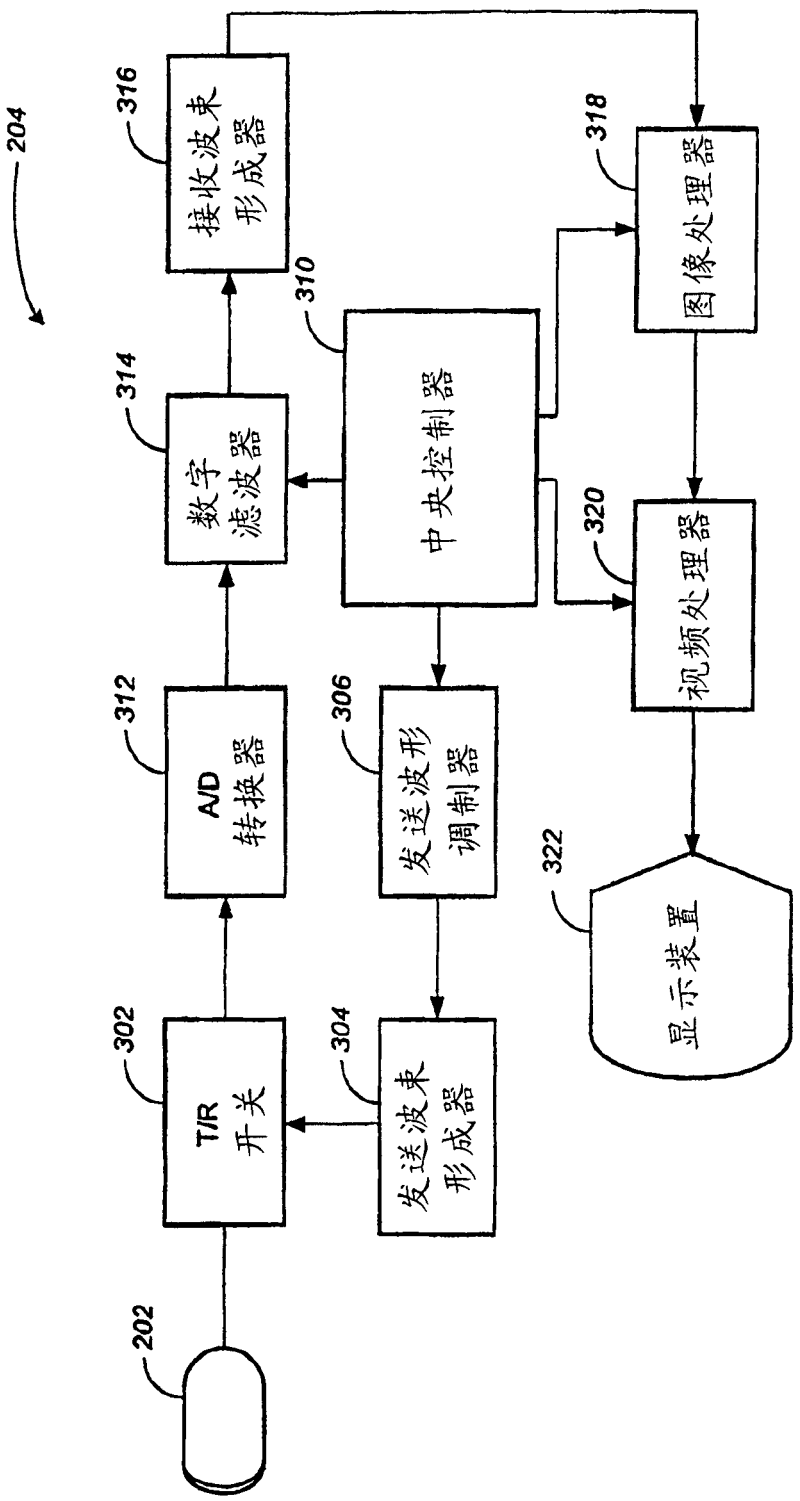
204
316
接收波束形成器
310
中央控制器
318
图像处理器
314
数字滤波器
320
视频处理器
312
A/D转换器
306
发送波形调制器
322
显示装置
302
T/R开关
304
发送波束形成器
202

图 3

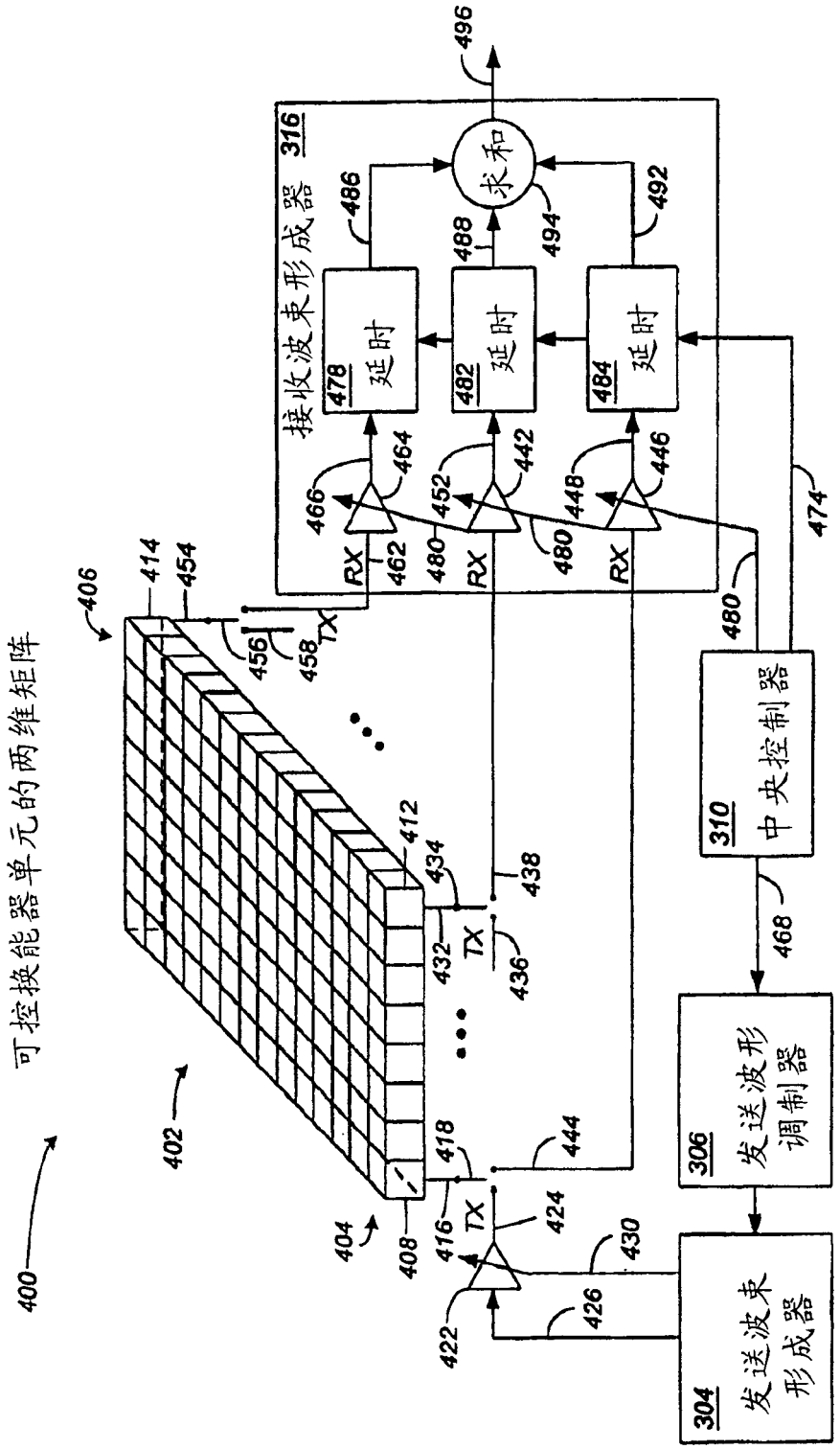
可控换能器单元的两维矩阵
400
402
404
406
408
412
414
416
418
422
424
426
430
432
434
436
438
444
454
456
458
TX
RX
462
464
466
442
446
448
452
480
474
468
486
488
492
494
496
接收波束形成器 316
478 延时
482 延时
484 延时
求和
310 中央控制器
306 发送波形调制器
304 发送波束形成器

图 4

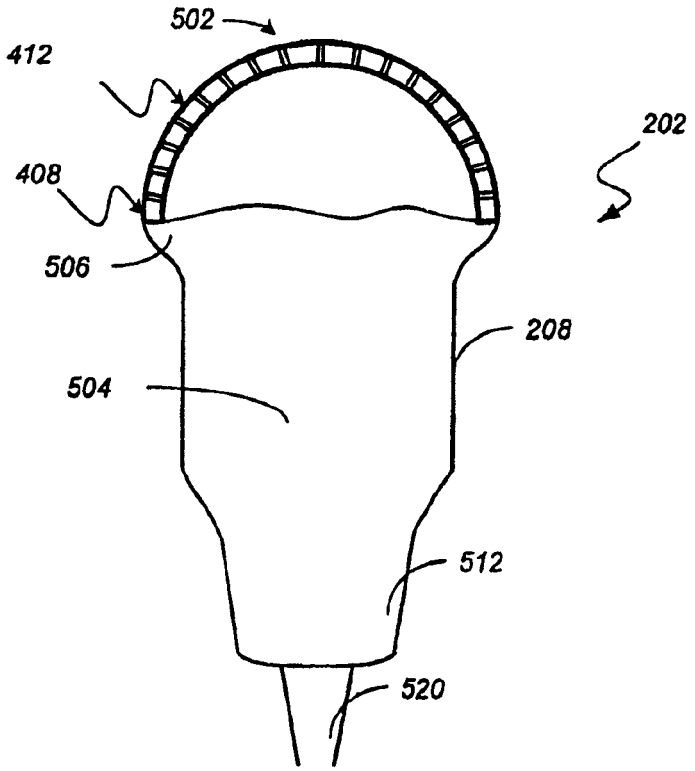

图 5a

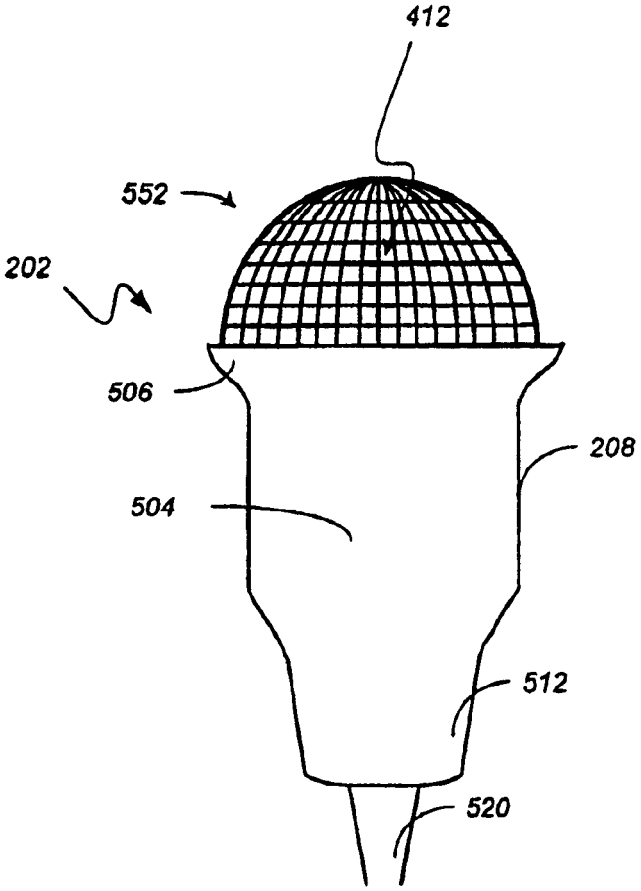

图 5b

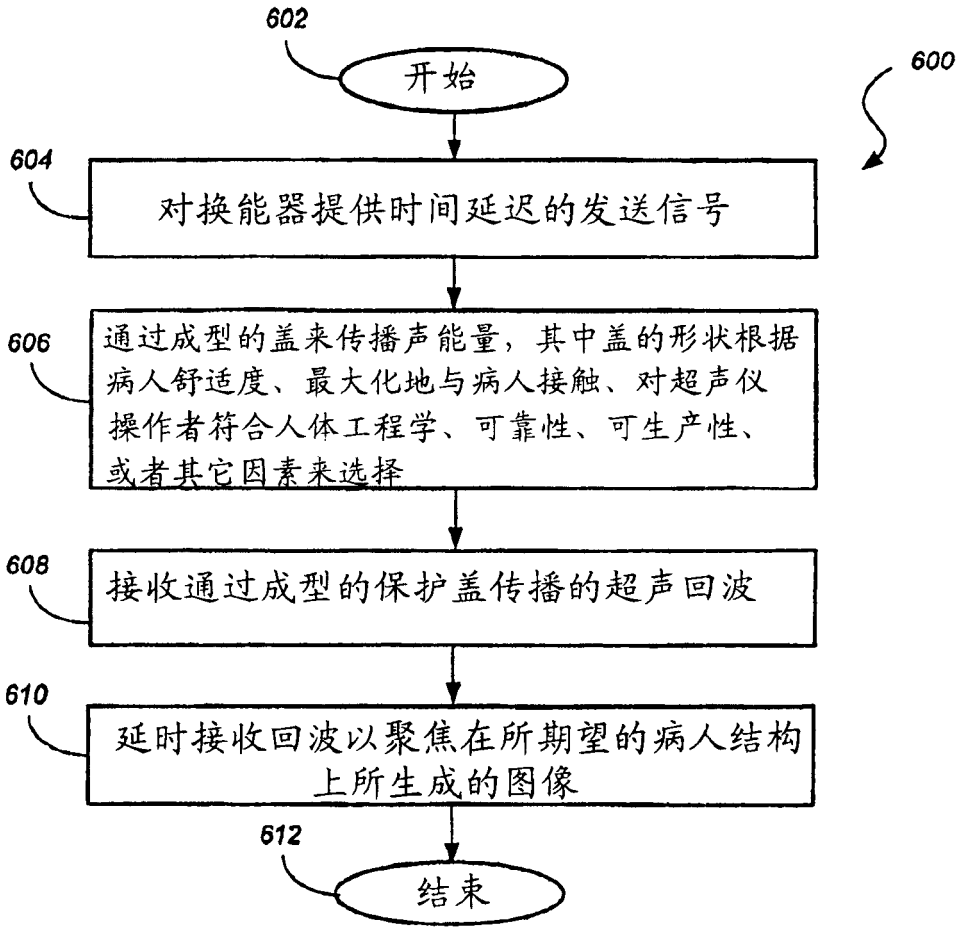
602
开始
600
604
对换能器提供时间延迟的发送信号
606
通过成型的盖来传播声能量，其中盖的形状根据病人舒适度、最大化地与病人接触、对超声仪操作者符合人体工程学、可靠性、可生产性、或者其它因素来选择
608
接收通过成型的保护盖传播的超声回波
610
延时接收回波以聚焦在所期望的病人结构上所生成的图像
612
结束

图 6

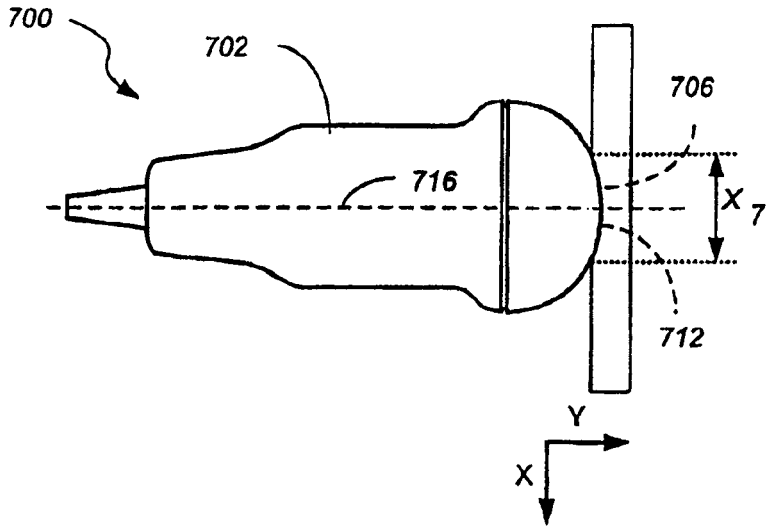

图 7a

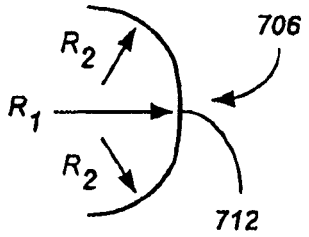

图 7b

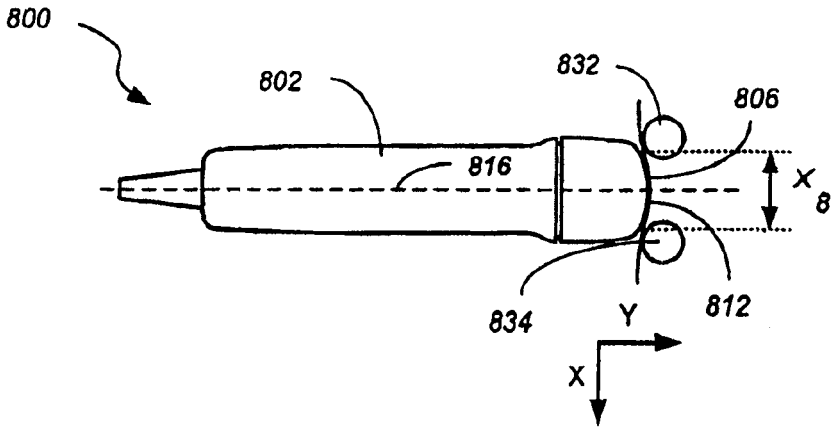

图 8a

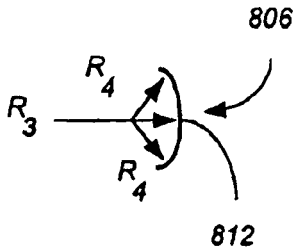

图 8b

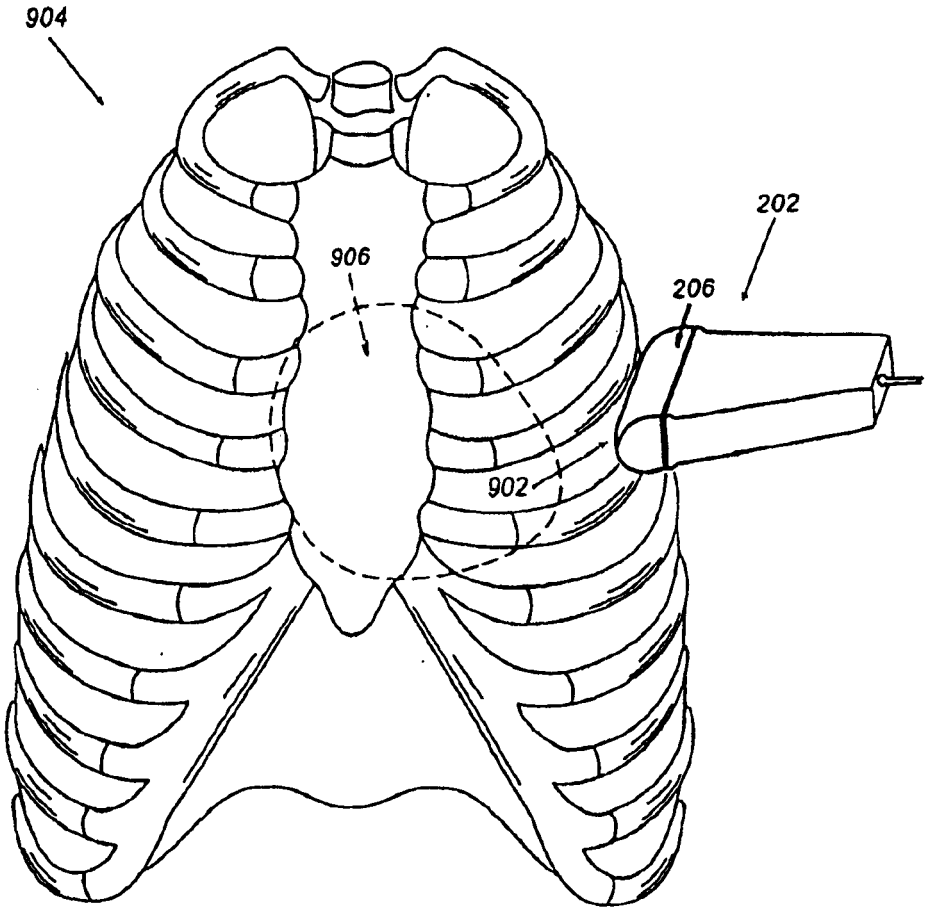

图 9

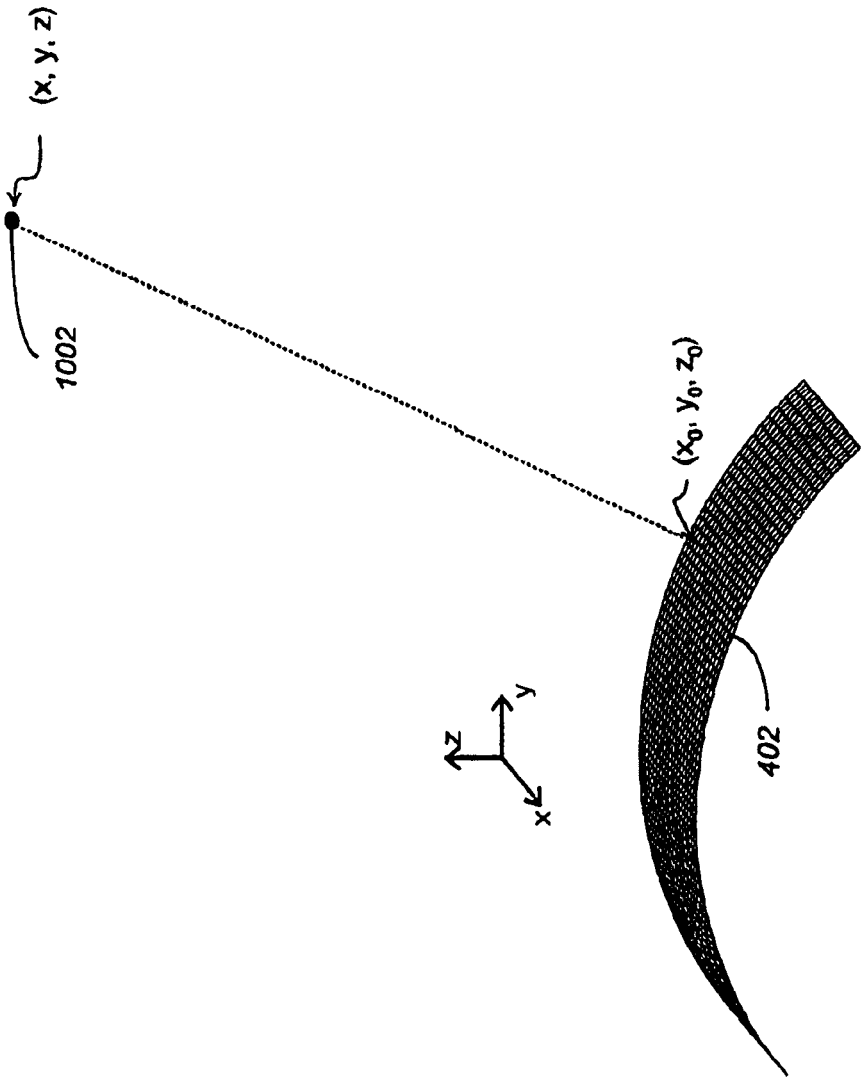

图 10

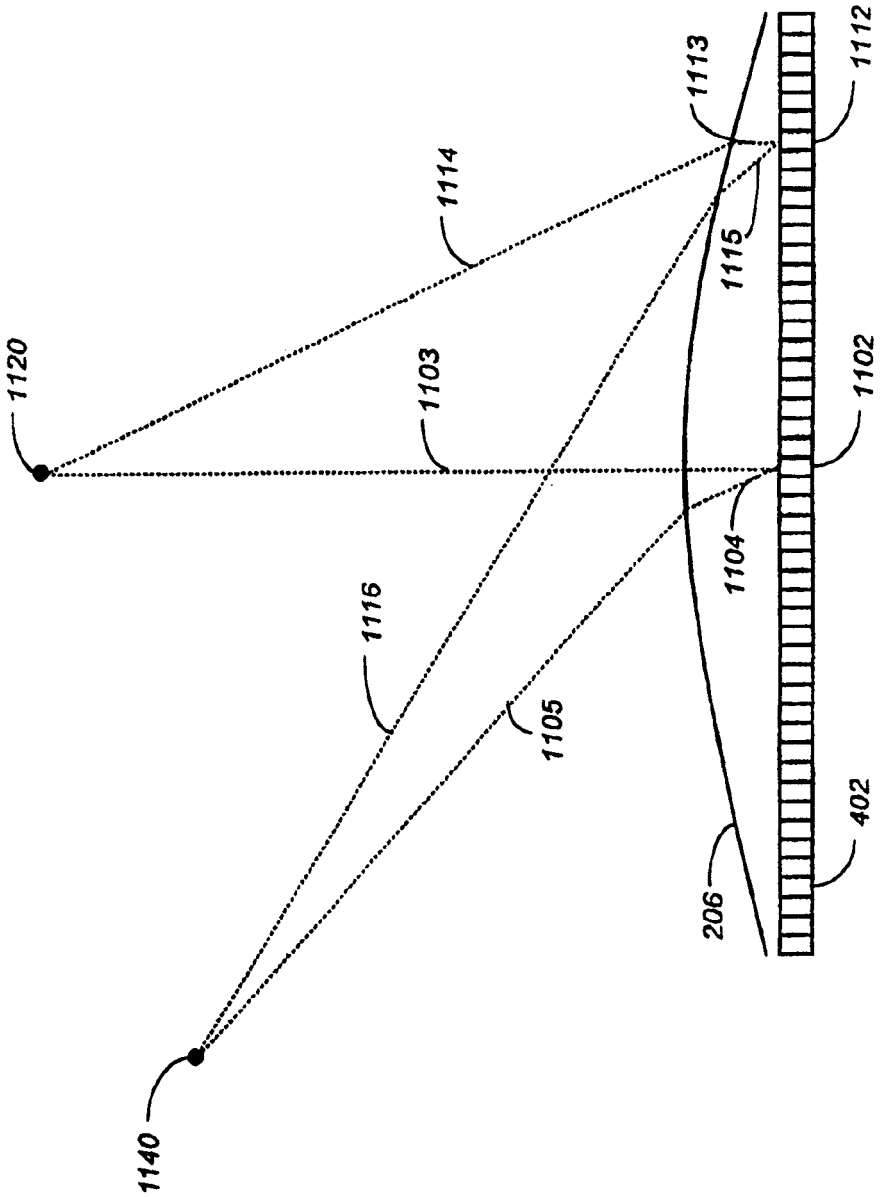
1120
1114
1103
1116
1140
1105
1113
1115
1104
206
1112
1102
402

图 11

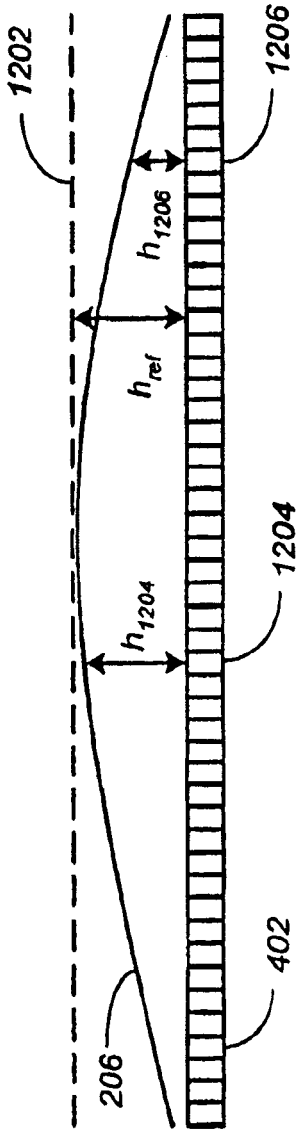

图 12

专利名称(译)	超声波换能器		
公开(公告)号	CN1636150A	公开(公告)日	2005-07-06
申请号	CN02812882.6	申请日	2002-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家菲利浦电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家菲利浦电子有限公司		
[标]发明人	WJ奥斯曼		
发明人	W·J·奥斯曼		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 A61B8/06 G01S7/521 G01S15/89 G10K11/02 G10K11/34 H04R17/00 G01S15/00		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/4494 A61B2562/0204 A61B2562/046 G01S7/52079 G01S15/892 G01S15/8925 G01S15/8927 G10K11/02 G10K11/34		
代理人(译)	温大鹏		
优先权	60/301282 2001-06-27 US 09/919232 2001-07-31 US		
其他公开文献	CN100354651C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明描述一种声学成像系统。一个优选的系统包括构造成与换能器主体匹配的保护盖。该换能器包括由多个可控的个体换能器单元组成的一个两维换能器单元矩阵阵列。保护盖叠置在两维换能器单元矩阵阵列上面及可透过入射的声能。最好保护盖构型成可减小病人的不舒适及对超声仪操作者重复移动的伤害。另一实施例包括成型的两维换能器单元矩阵阵列。本发明还提供了改善声学成像的方法。