



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02812519.3

[43] 公开日 2004 年 8 月 4 日

[11] 公开号 CN 1518670A

[22] 申请日 2002.6.20 [21] 申请号 02812519.3

[30] 优先权

[32] 2001. 6. 21 [33] US [31] 09/886,291

[86] 国际申请 PCT/IB2002/002413 2002. 6. 20

[87] 国际公布 WO2003/001240 英 2003. 1. 3

[85] 进入国家阶段日期 2003. 12. 22

[71] 申请人 皇家飞利浦电子有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 J·L·弗里斯塔 M·J·波兰德

B·J·萨沃尔德 I·S·萨尔戈

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

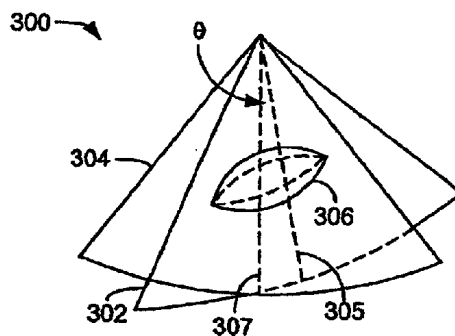
代理人 崔幼平 黄力行

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 7 页

[54] 发明名称 用于选择性地生成超声诊断数据的  
超声诊断系统

[57] 摘要

一种超声成像系统(100)，在该系统中使用者确定要观察的所期望的超声图像(306)，并将该所期望的视图传送给超声成像系统(100)。该超声成像系统(100)分析需求，并且确定合适的扫描切片(302, 304)，以投影获得所期望的图像(306)。该所期望的图像(306)近似为三维视图，并且该所期望的图像没有必要通过获得三维空间的数据组来生成。



1. 一种用于在显示器 (130) 上呈现所期望的超声图像的系统 (100), 其包括:
  - 二维的矩阵探头 (200);
  - 5 系统控制器 (132), 其用于对应于该所期望的超声图像 (306) 来确定至少两个超声扫描切片 (302, 304);
  - 扫描转换器 (128), 其用于从由所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 获得的数据中生成该所期望的超声图像 (306); 以及
  - 显示器 (130), 其用于显示该所期望的超声图像 (306)。
- 10 2. 如权利要求 1 所述的系统 (100), 其特征在于: 该显示的超声图像 (306) 包括定向成适应于所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 中的每个扫描切片的相应图像。
3. 如权利要求 1 所述的系统 (100), 其特征在于: 所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 可彼此任意地定位。
- 15 4. 如权利要求 1 所述的系统 (100), 其特征在于: 所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 提供彩色流速信息。
5. 如权利要求 1 所述的系统 (100), 其特征在于: 所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 形成角视图 (500)。
6. 一种用于在显示器 (130) 上显示所期望的超声图像 (306) 的方法, 其包括:
  - 20 用矩阵换能器探头 (200) 产生至少两个超声扫描切片 (302, 304), 所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 对应于所期望的图像 (306); 以及
  - 从所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 中生成该所期望的图像 (306), 该所期望的图像 (306) 作为多个视图被显示出, 每个视图对应于所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 中的一个扫描切片。
- 25 7. 如权利要求 6 所述的方法, 其特征在于: 其还包括彼此任意地定位所述至少两个超声扫描切片 (302, 304)。
8. 如权利要求 6 所述的方法, 其特征在于: 其还包括对于每个超声图像 (306) 将第一超声扫描切片 (302) 定位在相协调的位置。
- 30 9. 如权利要求 6 所述的方法, 其特征在于: 其还包括使用所述至少两个超声扫描切片 (302, 304) 来形成角视图 (500)。

10. 如权利要求 6 所述的方法，其特征在于：其还包括显示出图形基准（604），该图形基准用于相对于该对应的图像来表示该矩阵探头（200）的位置，该对应的图像定向成适应于所述至少两个超声扫描切片（302，304）中的每一个扫描切片。

## 用于选择性地生成超声诊断数据的超声诊断系统

5 本发明通常涉及超声诊断系统，尤其涉及一种超声诊断系统，该超声诊断系统可以相对于所期望的具体图像来接收使用者的输入，并且可以自动产生只与所期望图像有关的超声波数据。

10 超声换能器和成像系统已经使用了有相当的一段时间了，且在无创医疗诊断成像领域尤其有用。超声换能器通常由压电元件或者微加工的超声换能器元件形成。当用于发射模式时，该换能器元件由电脉冲激励，且相应地发射超声能量。当用于接收模式时，撞击到换能器元件上的声能转换为接收信号，且传送到和换能器相关的处理电路。该换能器通常连接到超声成像系统，该超声成像系统包括处理电子设备、一个或多个输入设备、以及合适的显示器，超声图像可以在该显  
15 示器上观察。该处理电子设备通常包括发射波束形成器，以及接收波束形成器，该发射波束形成器用来为每个换能器元件产生合适的发射脉冲，该接收波束形成器用来处理从每个换能器元件接收到的接收信号。

20 超声换能器通常与在一外壳中的相关的电子设备进行组合。该组件通常称为超声探头。通常，超声探头可以分为具有单一元件宽度的元件阵列的一维（1D）探头或具有多个元件宽度的阵列的二维（2D）探头。此外，被称为“双平面”探头的探头包括两个正交设置的1D阵列，其可以交叉也可以不交叉。被称为“矩阵探头”的相对新的2D探头包括设置成二维的换能器元件，其中每个元件是独立可控的，其结果  
25 是超声探头的扫描线可以在二维上以电子方式操纵。矩阵探头的每一维可以被认为是线性阵列的连续堆叠。

30 超声数据通常在多个帧中获得，其中每帧代表从换能器表面发出的超声束的一次扫描。这样的一次扫描通常由沿着一个扫描平面产生的大量独立的扫描线形成。当扫描线在一起显示时，这组扫描线形成了通常被称为“切片”。一个切片通常对应于一帧。例如，在双平面成像中，两个切片构成一帧，而在体积扫描中，很多切片构成一帧。

通常，1D探头产生二维的矩形、盘形、梯形或其它形状的切片，

而 2D 矩阵探头形成几组切片（帧），形成三维形状。这样的三维帧有时称为“体积扫描”。当传统超声成像系统进行这样的体积扫描时，它们通常在至少二维上产生多个切片。这些多个切片为切片所占有的空间产生超声数据。为了产生三维图像，然后由超声成像系统处理该体数据，以产生在二维表面上显示的图像（例如 CRT 型显示器的表面），其具有三维的外观。这样的处理通常称为构图（rendering）。

不利的是，生成该体数据既要加重控制发射波束形成器的超声电子设备的负担，又需要接收信号的计算加强处理。这样的三维构图系统一个缺点是，当在显示器上绘制采集的数据时，由于采集数据的时间延迟和所遇到的处理延迟，所以为了显示具有相当分辨率的体积数据，采集数据的帧频必须下降。

因此，期望提供这样一种超声成像系统，其能够显示三维数据，并且不需要对于给定空间来处理所有采集的数据。

本发明包括一种用于在显示器上显示所期望的超声图像的系统，该系统包括二维矩阵探头、用于确定相应于该所期望的超声图像的至少两个超声扫描切片的电路、用于从由该超声扫描切片获得的数据中产生该所期望的超声图像的电路、以及用于显示该所期望的超声图像的显示器。

本领域中的普通技术人员通过参照附图和详细描述会理解或将会理解本发明的其它系统、方法、特征和优点。所有这样的附加系统、方法、特征和优点都旨在被包括到本说明书中、属于本发明的范围，以及由后附的权利要求书保护。

如权利要求书所限定的，通过参考下面的附图可以更好地理解本发明。图中的元件的彼此相对比例不是很重要，而重点放在了清楚说明本发明的原理上。

图 1 是说明根据本发明的一个实施例的超声成像系统的框图。

图 2 是使用图 1 的矩阵探头获得的一系列扫描切片的示意图。

图 3A 到 3C 是共同说明本发明的一个实施例的示意图。

图 4 是根据本发明另一个实施例获得单帧扫描的数据的图。

图 5 是使用如图 4 所示的扫描几何图形而获得的图像的示意图。

图 6 是说明本发明的另一个实施例的示意图。

图 7 是显示由图 1 的图形发生器产生的另一实施方式的示意图。

图 8 是说明本发明的特定实施例的操作的流程图。

5 接下来描述的本发明可以应用到任何的超声成像系统，该超声成像系统使用具有可独立控制元件的二维阵列的探头。下面的描述是根据在内存、相关的处理器、以及可能的网络或者网络设备中的数据位的例行程序和符号表示来进行的。本技术领域中的普通技术人员使用这些描述和表征来有效地将他们工作的主旨传达给本技术领域中的其他普通技术人员。这里的例行程序通常指导致一个期望的结果的步骤或者行动的独立的序列。因此，术语“例行程序”通常用来指储存在内存中且由处理器执行的一系列操作。该处理器可以是超声成像系统的中央处理器，或者可以是超声成像系统的二级处理器。术语“例行程序”也包含这样的术语“程序”、“对象”、“函数”、“子程序”和“过程”。

通常，在例行程序中步骤的顺序需要物理量的物理操作。通常，虽然这些量不是必要的，这些量还是可以采取被存储、传送、组合、对比或者被操作的电信号或者磁信号的形式。本技术领域那些普通技术人员称这些信号为“位”、“值”、“单元”、“字符”、“图像”、“术语”、“数字”等。应当理解，这些与相似的术语与合适的物理量相关，且只是是应用到这些量的方便标记。

在本申请中，例行程序和操作是与操作员一起执行的机器操作。本发明总体上涉及方法步骤、软件和相关的硬件，其包括计算机可读的媒介，该媒介设置成存储和执行电信号或者其它物理信号，以产生其它所需的物理信号。

本发明的装置最好是构造成用于超声成像。然而，本发明的方法可以由通用的计算机或者其它网络装置执行，该计算机或者其它网络装置由存储在计算机中的例行程序选择性地启动或重构，且连接到超声成像设备。这里提出的过程不是本质上涉及任何超声成像系统、计算机或者设备。具体的是，不同的机器可以使用依据本发明的例行程序，或者可更方便地构建更特殊设备来执行该方法的步骤。在某些情况下，当希望一块硬件拥有某些特征时，这些特征会在下面更全面的

描述。

相对于下面描述的例行程序，本领域中的普通技术人员应该认识到，存在多种平台和语言来产生执行下面描述的例行程序的指令组。本领域中的普通技术人员也应该认识到准确的平台和语言的选择通常由实际构建的系统来确定，这样对于一种类型系统有效的可能对另一种系统无效。

图 1 是说明一种根据本发明的实施例的超声成像系统 100 的框图。对于本技术领域中的普通技术人员来说应该理解，如图 1 所示的超声成像系统 100 和如下描述的其操作是这种系统的通常代表，而任何特殊系统可以与如图 1 所示的系统有很大不同。该超声成像系统 100 包括发射波束形成器 110，其通过发射/接收开关 112 连接到矩阵探头 200。该矩阵探头 200 包括具有在二维方向上设置的多个换能器元件的矩阵换能器阵列。该矩阵探头 200 可以被用来随机地选择在阵列上的任何点作为超声能量从其发射的点，且其称为全采样阵列。在全采样阵列中，每个元件是独立寻址的。

该发射/接收 (T/R) 开关 112 通常包括用于每个换能器元件的一个开关元件，或者该矩阵探头 200 可能具有多路电路或类似物，以减少发射/接收开关 112 和矩阵探头 200 之间的导线数量，从而减少所需开关的数量。该发射波束形成器 110 从脉冲发生器 116 接收脉冲序列。该矩阵探头 200 由发射波束形成器 110 激励，其发射超声能量到病人身体的感兴趣区域，且接收从人体中的不同结构和器官反射的超声能量，其一般称为回波。本领域的普通技术人员知道，通过使用发射波束形成器 110 来适当延迟施加到每个换能器元件的波形，可以从矩阵探头 200 发射聚焦的超声束。

该矩阵探头 200 通过发射/接收开关 112 也连接到接收波束形成器 118。来自病人身体中的给定点的超声能量由换能器元件在不同时期接收。该换能器元件将接收的超声能量转化为换能器信号，其可以被放大、单独地延迟、并且随后由接收波束形成器 118 来求总和，以提供代表沿着所期望的接收线（“束”）接收到的超声波等级的波束形成信号。该接收波束形成器 118 可以是包括模拟-数字转换器的数字波束形成器，以将换能器信号转化为数字值，或者可以是模拟波束形成器。本领域中的普通技术人员已知，在超声能量接收期间，施加到换

能器信号的延迟可以改变，以实现动态聚焦。对于多个扫描线，该过程被重复，以产生一帧数据，以便用来产生病人身体中感兴趣区域的图像。

5 虽然使用矩阵探头的已知系统集中在整个空间体积扫描上，但是该矩阵探头 200 也可以提供多种扫描模式，诸如扇形扫描、线性扫描、曲线扫描和其它扫描模式，其中扇形扫描的扫描线通常源自于矩阵探头 200 的中心，且指向不同的角度。

该接收波束形成的信号然后供给到信号处理器 124，其处理波束形成的信号，以改进图像的质量。该接收波束形成器 118 和信号处理器 10 124 构造成超声接收器 126。信号处理器 124 的输出施加到扫描转换器 128，其将扇形扫描和其它扫描模式的信号转化为传统的光栅扫描显示信号。该扫描转换器 128 的输出供给到显示单元 130，其显示病人身体中感兴趣的区域的图像。

系统控制器 132 对系统进行整体控制。该系统控制器 132 执行计 15 时和控制功能，且通常包括在图形发生器 136 和控制例行程序 142 控制下工作的微处理器，该图形发生器 136 和控制例行程序 142 都包含在存储器 140 中。如接下来要进一步详细描述，该控制例行程序 142 和图形发生器 136 与系统控制器 132 和通过输入元件 138 从使用者提供的输入配合使用，以便使超声成像系统 100 仅发射那些显示所期望 20 的图像所需要的扫描线。以这种方式，超声成像系统 100 可以通过只扫描那些相应于要被显示的图像的切片来产生近似的三维图像，而不需要扫描整个三维空间。在这样的系统中，如接下来要描述的，使用较少系统资源通常可以获得较好的图像质量，这样使用可与二维扫描相比的帧频来显示近似的三维图像。该系统控制器 132 也使用存储器 25 140 来存储中间值，该中间值包括描述超声成像系统 100 工作的系统变量。尽管没有显示出，可以使用外部存储设备来持久地和/或可传送地存储数据。适合使用外部存储单元的例子和设备包括软盘驱动器、只读光盘驱动器、录像磁带单元等。

30 根据本发明的一个实施例的一方面，相应于提供所期望的超声图像并且被设计成以便提供所期望的超声图像的扫描模式可以通过矩阵探头 200 来产生。超声成像系统 100 的使用者可以通过输入单元 138 来传送这样的所期望的超声图像。该扫描模式可以包括一对交叉扫描

切片，其允许系统对近似的三维图像进行构图，而不需要询问三维空间。该输入单元 138 可以包括鼠标、键盘、输入笔或者可以包括组合的输入装置，例如多个键、多个滑动块、多个开关、多个触摸屏、轨迹球或者其它输入设备，其使超声成像系统 100 的使用者可以向系统

5 控制器 132 传送所期望的超声图像。当通过输入单元 138 使所期望的超声图像传送到了系统控制器 132，该系统控制器 132 与存储器 140 中的控制例行程序 142 和图形发生器 136 配合使用，以确定合适的扫描线，该扫描线应该由矩阵探头 200 发射，以获得传送给系统控制器 132 的所期望的超声图像。该系统控制器 132 然后与脉冲发生器 116

10 和发射波束形成器 110 进行通信，以便产生这样的合适扫描线。

在另一种系统结构中，使用不同的换能器元件来发射和接收。在这样的结构中，可能不需要该发射/接收开关 112，且该发射波束形成器 110 和接收波束形成器 118 可以直接连接到各发射和接收换能器元件上。

15 图 2 是使用图 1 的矩阵探头 200 获得的一系列扫描切片的示意图。图 2 所示的矩阵探头 200 获得三个切片 202、204 和 206。通常，每个切片 202、204 和 206 分别包括一系列独立的扫描线 208-1 到 208-n、210-1 到 210-n 和 212-1 到 212-n。在这种情况下，每个切片都是扇形的，且扇形的顶点位于矩阵探头 200 的中间。实际上，每个切片

20 202、204 和 206 代表传统的二维扫描，每次扫描都是从邻近的扫描以仰角形式位移离开。本技术领域中的普通技术人员知道，对于每个切片可以产生梯形或者平行四边形来代替扇形。此外，大量的以仰角形式中稍微位移的这样的切片可以用来询问一空间体积。不利的是，由于询问一空间体积需要大量的扫描切片，因此询问一个空间体积需要

25 大量的处理资源，且通常产生比显示所期望的图像所需要的数据多得多的数据。根据本发明的实施例，且在下面要详细描述，该超声成像系统 100 使得使用者输入可确定所期望的图像，然后指示该矩阵探头 200 只发射显示所期望的图像所必需的单独的扫描切片。

在图 2 所示的例子中，只有三个切片 202、204 和 206 在一个顶点

30 结合，但是以仰角形式分开。在每个切片 202、204 和 206 中的每根扫描线 208-n、210-n 和 212-n 分别在其它切片中有匹配的（或者“相对应的”）扫描线。例如，在切片 204 中的扫描线 210-1 和切片 206

中的扫描线 212-1 相匹配。最好每根匹配的扫描线位于相同的横向位置。为了绘制近似的三维图像，该系统控制器确定合适的匹配扫描线组，且仅使显示所期望的图像所必需的扫描线发射。根据本发明的实施例，该系统控制器 132 连同图形发生器 136 和控制例程序 142 一起来指示该矩阵探头 200 仅发射显示所期望的图像所需的扫描线。

图 3A 到 3C 是共同地示出了本发明的一个实施例的示意图。图 3A 包括两个扇形扫描切片 302 和 304。所示的扇形扫描切片 302 和 304 相互垂直，但是这种情况不是必需的，因为扇形扫描切片 302 和 304 可以分开任何角度，这里称为  $\theta$ 。该角度  $\theta$  代表扇形扫描切片 304 和扇形扫描切片 302 之间倾斜的角度。该扇形扫描切片 302 包括中心线 305，而扇形扫描切片 304 包括中心线 307。图像 306 是大致为梨形的中空图像，意味着代表简化的左心室。

如图 3A 所示，系统控制器 132 只产生两个扇形扫描切片 302 和 304，而不是询问整个空间。该两个扇形切片 302 和 304 根据传送到超声成像系统 100 的使用者输入而形成。该使用者的输入确定了所期望的超声图像，而系统控制器确定了相应于所期望的图像的扇形扫描切片（在本例子中为扇形扫描切片 302 和 304）。

扇形扫描切片中的一个（本例中为扇形扫描切片 302）是固定的基准切片（或者固定的基准平面），而扇形扫描切片 304 的位置可以以仰角形式变化，且可以相对于扇形扫描切片 302 旋转位置。根据使用者通过输入单元 138 施加到超声成像系统 100 的输入，扇形扫描切片 304 相对于扇形扫描切片 302 的位置可以以仰角形式调节，且可以旋转位置，这样所期望的图像对（如图 3B 和 3C 所示）由扇形扫描切片 302 和 304 产生。为了将所期望的图像传送到系统控制器 132（图 1），超声成像系统 100 的使用者可以使用（但不局限于）例如设置在输入单元 138 上的控制旋钮来相对于扇形扫描切片 302 旋转扇形扫描切片 304。该控制旋钮可以标记为，例如，“第 2 切片旋转角”。该所期望的图像是使用者在扫描时通过调节控制旋钮设置的图像。该图像切片（本例中为扇形切片 302 和 304）可以如图 3B 和 3C 所示的并行显示，或者如图 5 所示的重叠显示。

图 3B 和 3C 共同地示出了使用图 3A 中的扇形扫描切片 302 和 304 所获取的图像。如图 3B 和 3C 所示，超声图像 306 和每个扫描切片 302

和 304 相关显示。如图所示，该与扫描切片 302 相关的图像 306 和与扫描切片 304 相关的图像 306 看起来不同。图 3B 和 3C 中的图像 306 是大致为梨形的中空图像的两个垂直的截面，该中空图像意味着代表简化的左心室，且相应于图 3A 中的图像 306。图 3B 和 3C 中的该两个图像 306 看起来不同是因为扫描切片 302 和 304 是彼此垂直的，且形成元件 306 的不同截面。考虑到另一种方法，图 3B 中显示定向成适应于扇形扫描切片 302 的声学获取，而图 3C 中显示定向成适应于扇形扫描切片 304 的声学获取。这样，仅通过发射两个基于使用者输入的独立的扫描切片，就可以获得近似的三维构图。图 3B 和 3C 中的图像的分辨率表示了为了绘制三维图像而需要扫描三维空间的系统获得的图像分辨率的改进。例如，图 3B 和 3C 中的图像可以是 90 度宽的视图，其具有 50Hz 的帧频和  $\frac{3}{4}$  度的分辨率。由于不需要扫描整个空间，与高帧频相结合的宽视场是可实现的。

此外，根据本发明的另一个实施例，可以提供与该两个图像相关的图形基准。例如，图 3B 中标号为 312 的线指的是扇形扫描切片 304 的位置，且相应于扇形扫描切片 304 的中心线 307。同样，图 3C 中标号为 314 的线与图 3B 中的扇形扫描切片 302 相关，且相应于扇形扫描切片 302 的中心线 305。

相对于固定基准切片 302 和由用户输入决定的扇形扫描切片 304 的位置，通过移动图 3B 的线 312，在图 3C 中的图像可以产生一个不同的平面。这样的图形显示可以通过图 1 中的图形发生器 136 来提供，且可以控制扇形扫描切片 304 的取向。

此外，当对病人进行心脏压力回波测试时，有效地获取两幅图像是很有用。在这样的测试中，对病人应用这种测试，并且需要提供充分的诊断需要对心脏快速的采集和构图。由于仅需要通过投影两个扇形扫描切片可获得的增加的帧频，所以本发明的系统允许这样的成像。此外，图 3A 和 3B 中描述的图像可以提供自动的边界检测，且可以显示彩色的流速信息和超声 ANGIO 信息。自动边界检测指系统可以自动检测和显示组织和血液之间的边界的能力。术语“ANGIO(脉管)”指彩色流体成像的形式，其以流体方向信息交换流体敏感度信息。这种工作模式也被称为“彩色多普勒功率”成像。

图 4 是根据本发明另一个实施例获得的数据的单帧扫描的图。图 4

包括矩阵探头 400，其用来获得包括两个子切片 404 和 406 的切片 402。第一子切片 404 是平面上截取的，而第二子切片 406 垂直于第一子切片 404。这两个子切片 404 和 406 在中心线 408 处接合。这样的扫描序列绘制了称为“角视图”的视图。由于只扫描了单一的折叠的切片，而没有其它的切片或者平面被扫描，所以其帧频可以在 50Hz 范围内与标准的二维扫描一样高。如图 4 所示的扫描可以显示为目标的两个连接的半部分，揭示了实时相对移动的垂直组织结构。

图 5 是显示使用如图 4 所示的扫描几何图形而获得的图像的示意图。如何显示这样的几何图形的一个例子是通过显示 500 示出的，其中两个扫描半部 502 和 504 以两个并排且按照透视法缩短的扇形来显示，有时称为“半平面”图像。结构线框架 506 和 508 包围半切片的扫描平面。显示 500 与箱子拐角部的视角相似，其中半扇形图像画在侧壁上。

图 6 是说明本发明的另一个实施例的示意图。通过使用图形发生器 136 结合系统控制器 132，可以在显示 602 上产生显示图像 600。该显示 602 包括显示的超声图像 606，也说明了探头 604 的形状可以施加到显示 602 上。这样，超声成像系统 100 的使用者可以直接在显示 602 上观察探头 604 的位置，从而使探头 604 在正在成像的病人的身体上更精确地对准和定位。

图 7 是显示由图 1 的图形发生器 136 产生的另一个实现的示意图。图 7 的图像 700 包括第一扫描切片 702 和由虚线描述的第二扫描切片 704。该第二扫描切片 704 以相对于扫描切片 702 旋转显示。该扫描切片 704 围绕光标线 706 相对于扫描切片 702 旋转。虚线 704 是围绕光标线 706 旋转的旋转扇形的描绘。例如，如图 7 所示，在切片 702 和 704 之间有 78 度的旋转偏移量。当该角度为 90 度时，切片 704 会消失。此外，图像 700 可以显示扫描切片 704 相对于扫描切片 702 的倾斜。

图 8 是说明本发明的特定实施例的操作的流程图 800。在块 802 中，超声成像系统 100 的操作者选择所期望的图形来显示。为了确定会导致所期望的图像的合适的扇形扫描切片，系统控制器 132 执行合适的控制例行程序 142，以便相对于固定基准平面（图 3A 的 302）来选择新的旋转向量或者仰角，这样可以绘制所期望的超声图像。在块

802 中，假设固定的基准平面 302 提供超声图像中的一个图像，且相应于操作者通过输入元件 138 输入的命令，该命令将所期望的特定超声图像传送给系统，系统控制器 132 与控制例行程序 142 和图形发生器 136（图 1）配合使用，以便确定扇形扫描切片 304 相对于固定扇形扫描切片 302（即，固定基准平面）的合适位置和定位。

在块 804 中，确定是否选择了上述相对于图 4 和 5 中描述的角视图选项。如果该角视图选项没有选择，然后在块 806 中，为了使用矩阵探头 200 产生所要求的全平面图像，系统控制器 132 改变扫描线序列。在这样的例子中，为了获得所期望的超声图像 306（图 3B 和 3C），将投影两个扇形扫描平面 302 和 304（图 3A）。

在块 804 中，如果确定激活了角视图选项，然后在块 808 中，系统控制器 132 将改变扫描线序列，以根据相对于图 4 和 5 中描述的流程，使用矩阵探头 200 产生半平面图像。

在块 810 中，扫描转换器 128 和系统控制器 132 将使用图形发生器 136 更新图形，以便相对于扇形扫描切片 302 的固定基准平面来显示第二扇形扫描切片（即，扇形扫描切片 304）的取向。如果角视图选项关闭，然后第三、第四、第五扇形扫描切片等的取向可以显示在显示器 130 上。在块 812 中，该超声成像系统 100 扫描并显示所期望的图像。

本领域的普通技术人员可以理解，在不背离本发明的原理的情况下，本发明可以进行很多修改和变化，如前所述。例如，本发明可以使用压电陶瓷和 MUT 换能器元件。此外，本发明应用到不同的超声成像系统和元件中。所有这样的修改和变化包括在本发明中。

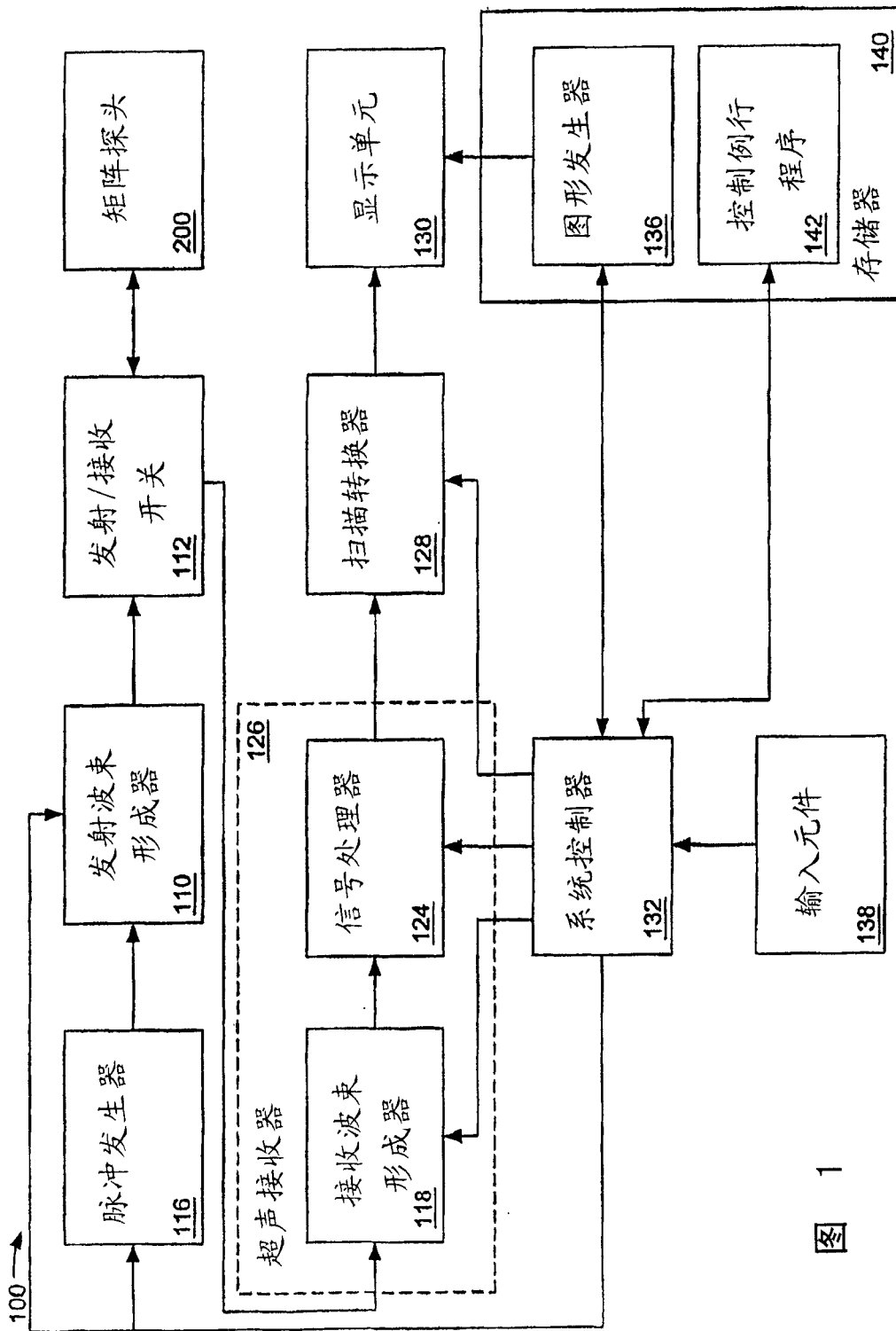


图 1

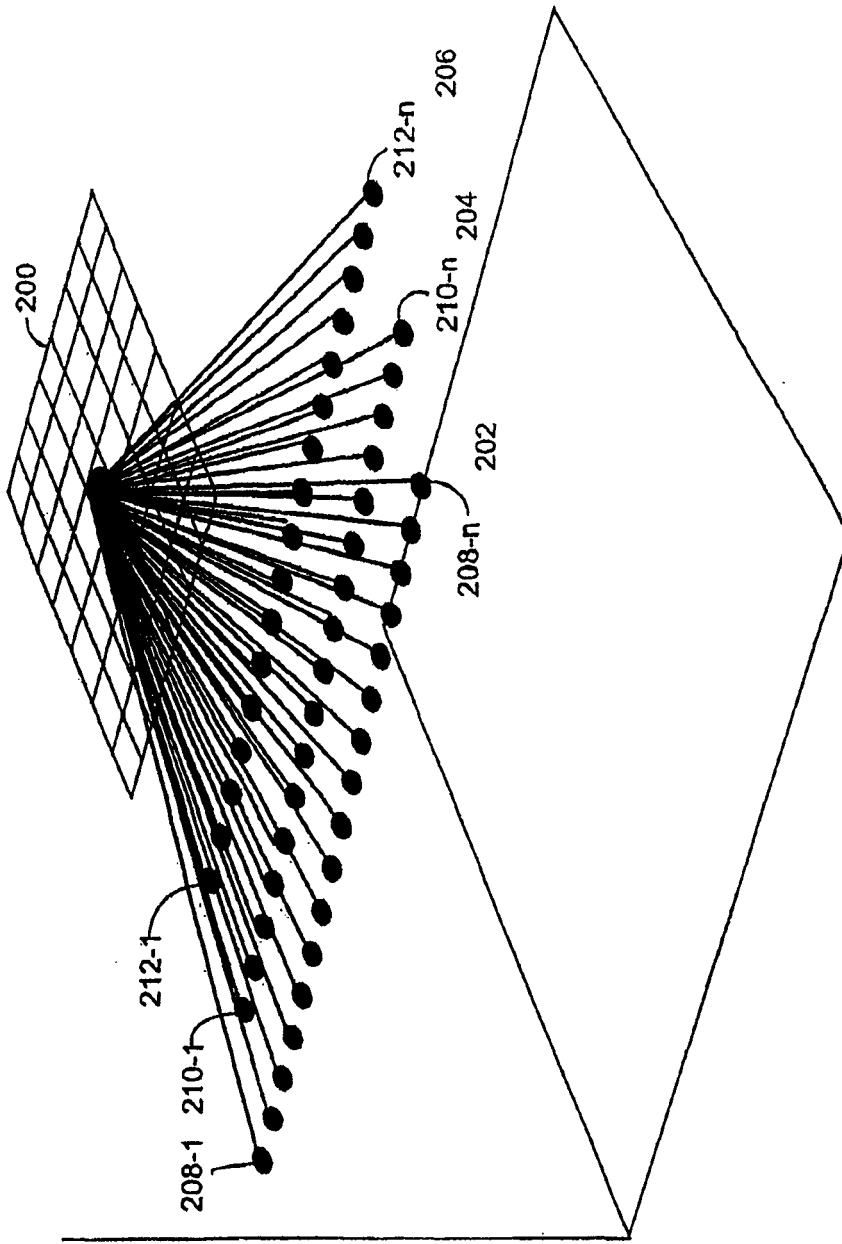


图 2

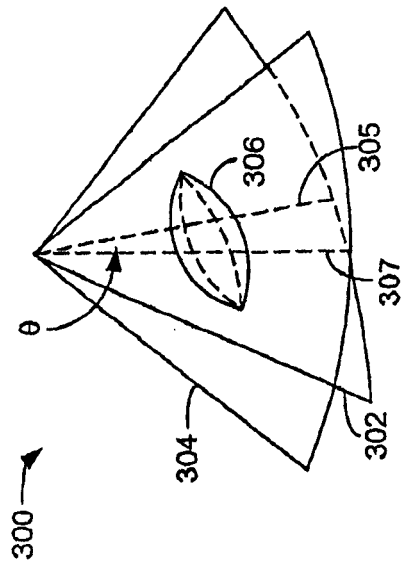


图 3A

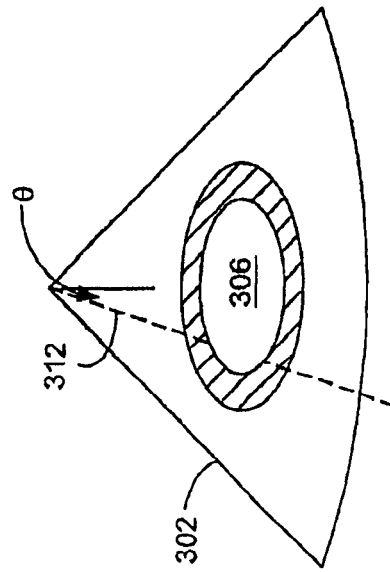


图 3B

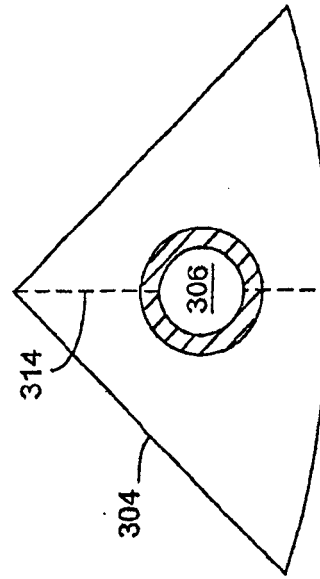


图 3C

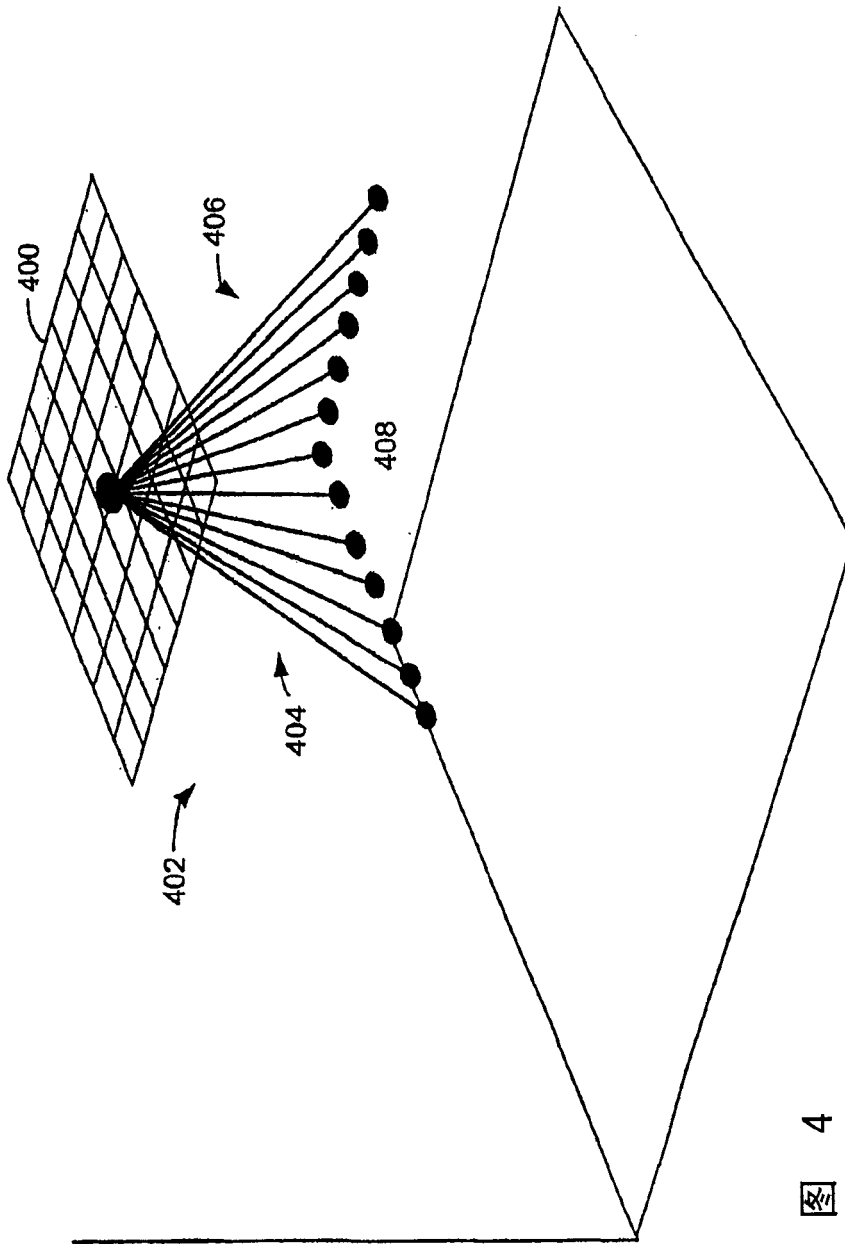


图 4

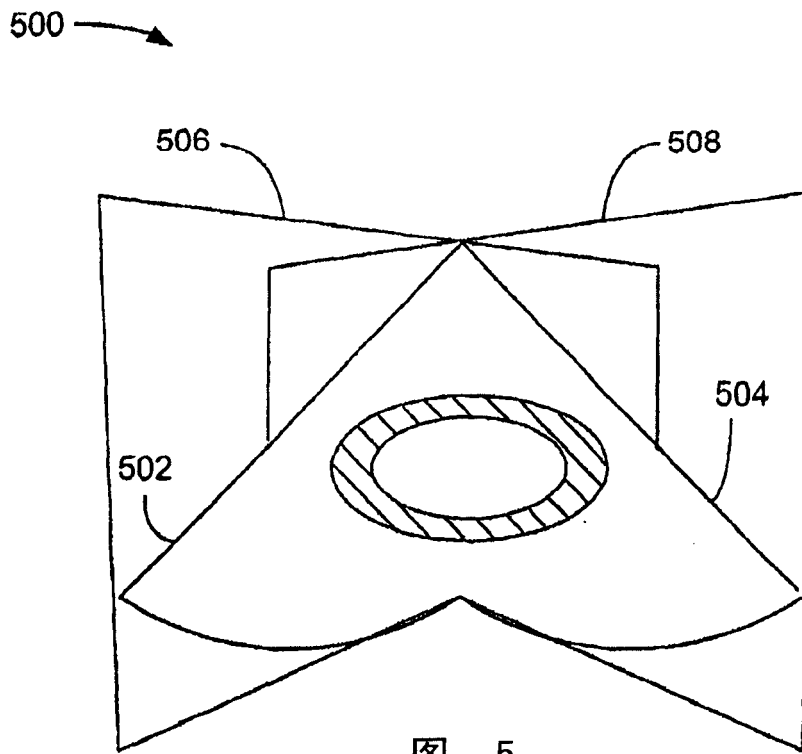


图 5

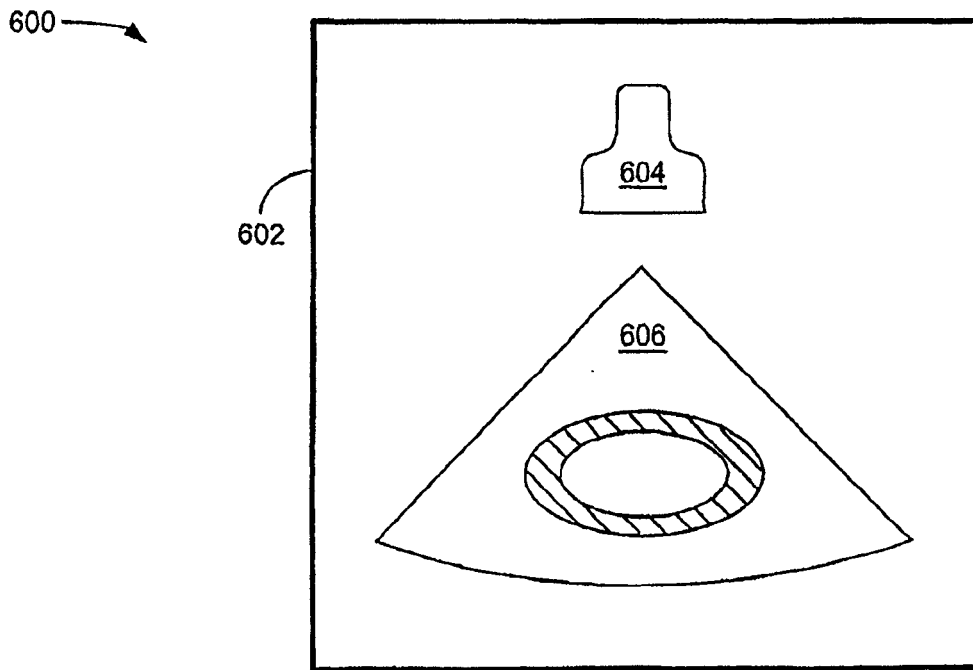


图 6

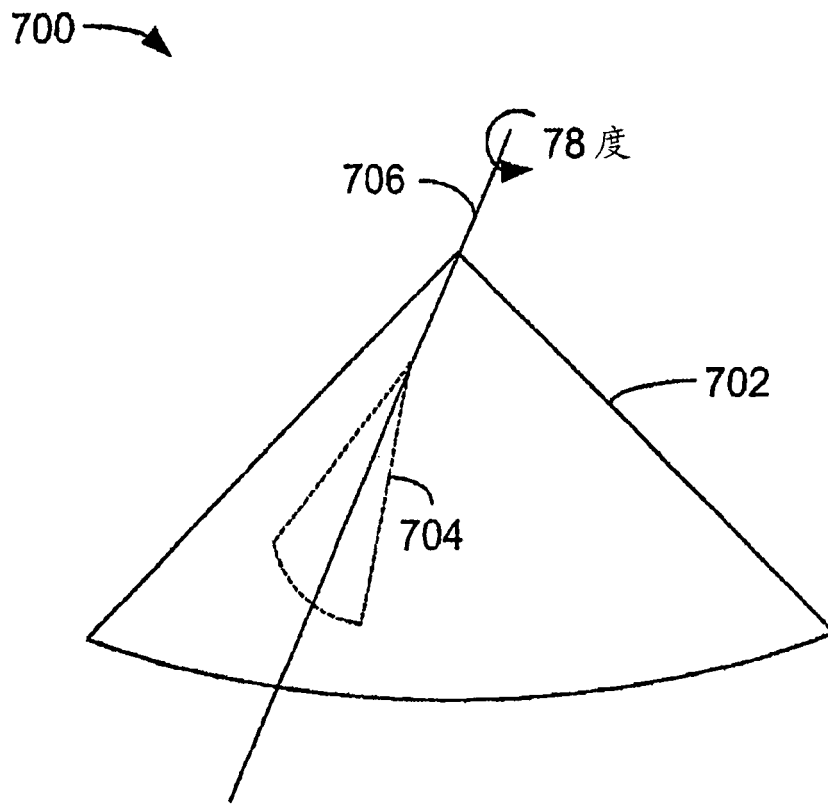


图 7

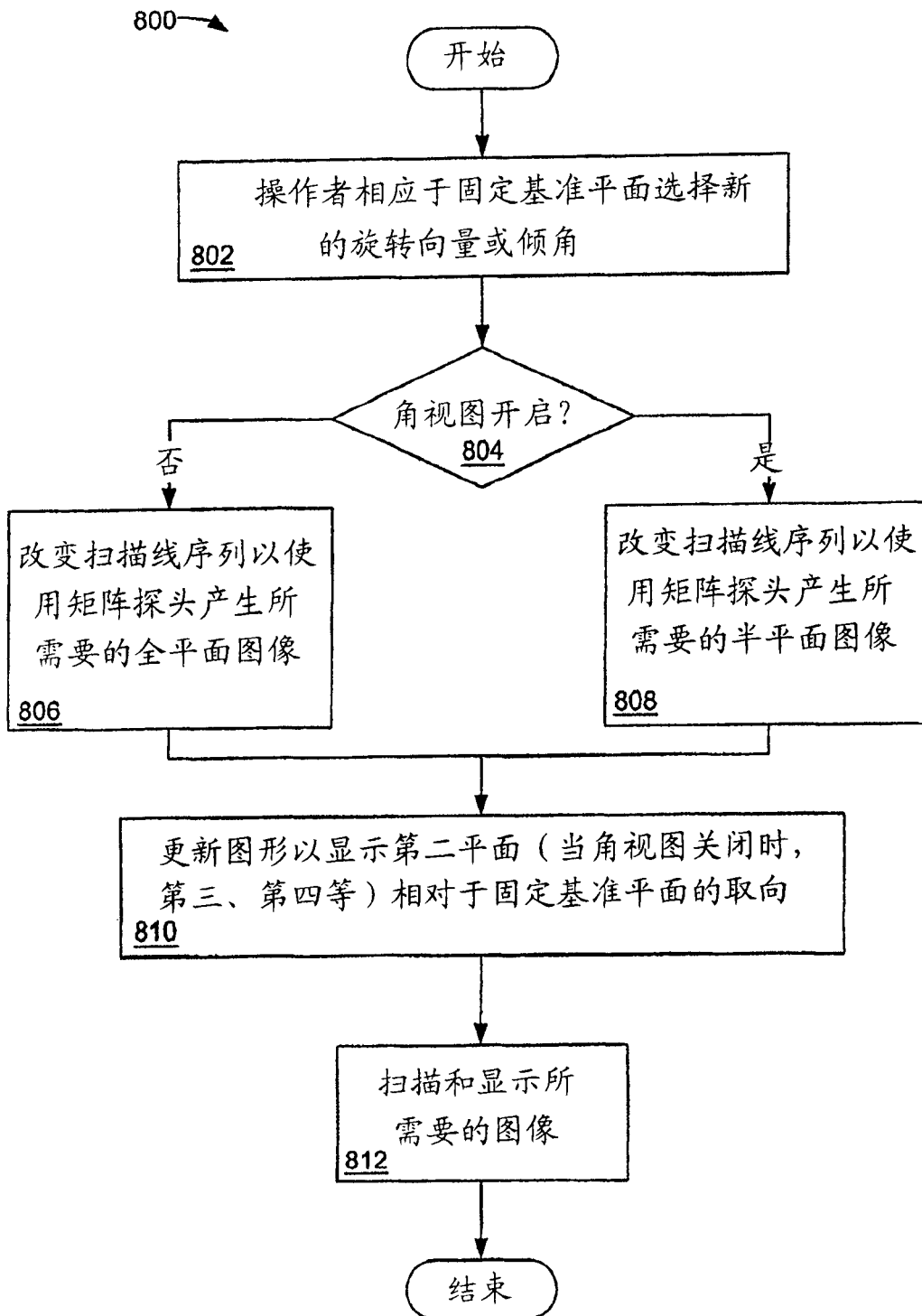


图 8

专利名称(译)	用于选择性地生成超声诊断数据的超声诊断系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN1518670A</a>	公开(公告)日	2004-08-04
申请号	CN02812519.3	申请日	2002-06-20
[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)	皇家飞利浦电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子有限公司		
[标]发明人	JL弗里斯塔 MJ波兰德 BJ萨沃尔德 IS萨尔戈		
发明人	J·L·弗里斯塔 M·J·波兰德 B·J·萨沃尔德 I·S·萨尔戈		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52073 G01S15/8979 G01S7/52074 G01S15/8993 G01S15/8925		
代理人(译)	黄力行		
优先权	09/886291 2001-06-21 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声成像系统(100)，在该系统中使用者确定要观察的所期望的超声图像(306)，并将该所期望的视图传送给超声成像系统(100)。该超声成像系统(100)分析需求，并且确定合适的扫描切片(302, 304)，以投影获得所期望的图像(306)。该所期望的图像(306)近似为三维视图，并且该所期望的图像没有必要通过获得三维空间的数据组来生成。

