

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

G01S 15/89

G10K 11/34

G01N 29/26



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03814785.8

[43] 公开日 2005 年 8 月 31 日

[11] 公开号 CN 1662827A

[22] 申请日 2003.6.10 [21] 申请号 03814785.8

[30] 优先权

[32] 2002.6.25 [33] US [31] 10/179,349

[86] 国际申请 PCT/IB2003/002608 2003.6.10

[87] 国际公布 WO2004/001447 英 2003.12.31

[85] 进入国家阶段日期 2004.12.24

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 M·波兰德

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

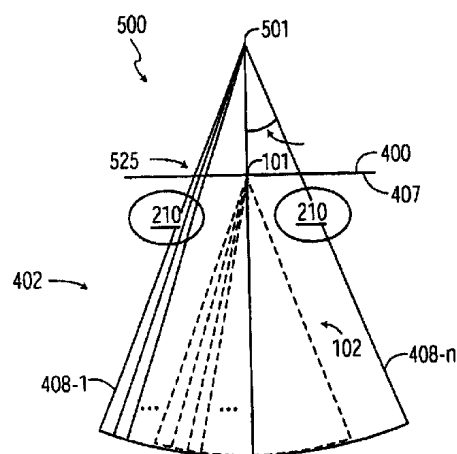
代理人 杨生平 陈景峻

权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 5 页

[54] 发明名称 用于电子调节三维超声系统的超声扫描线原点的系统和方法

[57] 摘要

公开了在超声扫描中用于在至少二维上单独改变扫描线方向的系统和方法。在一个实施例中,本发明包括用于生成三维超声容积扫描的系统,该系统包括具有多维排列单元的传感器探头和能够生成表面看来从传感器探头的非地理中心的位置发出的扫描线的系统控制器。



1. 用于生成三维超声扫描的系统，包括：  
具有多维排列的单元的传感器探头；
- 5        用于生成表面看来是从传感器探头的非地理中心的位置发出的扫描线的系统控制器。
2. 权利要求 1 的系统，其中多个扫描线包括超声扫描切片，并且该系统进一步包括用于指示系统控制器生成至少在二维上彼此之间有移位的多个扫描线的逻辑线路，其中每个扫描线表面看来是从传感器
- 10        探头上的不同点发出。
3. 权利要求 2 的系统，其中与每一个扫描线相连的原点形成共有的虚拟顶点。
4. 权利要求 3 的系统，其中每一个扫描线从传感器探头的表面上的唯一一点发出。
- 15        5. 权利要求 4 的系统，其中每一个扫描线具有一个唯一的转向角 ( $\theta$ )。
6. 权利要求 4 的系统，其中每一个扫描线具有一个唯一的仰角 ( $\zeta$ )。
7. 权利要求 3 的系统，其中至少二维中的第一维与转向角 ( $\theta$ )
- 20        有关并且中至少二维中的第二维与仰角 ( $\zeta$ ) 有关。
8. 权利要求 8 的系统，其中多个扫描线之间的转向角和仰角的差别通过规则度改变。
9. 权利要求 2 的系统，其中每个扫描线的原点是唯一的并且扫描线之间的仰角通过规则度改变。
- 25        10. 权利要求 3 的系统，其中该虚拟顶点位于传感器探头表面的后面。
11. 权利要求 3 的系统，其中该虚拟顶点位于传感器探头表面的前面。
12. 权利要求 1 的系统，其中该传感器探头是矩阵传感器探头。
- 30        13. 权利要求 12 的系统，其中该矩阵传感器探头包括一个完全采样阵列。
14. 权利要求 12 的系统，其中该矩阵传感器探头包括一个稀疏阵

列。

15. 权利要求 1 的系统，其中该单元可以在三维空间中单独转换。

16. 用于利用超声查询体积的方法，包括：

提供具有多维排列单元的传感器探头；并

5 生成表面看来从传感器探头的非地理中心的位置发出的扫描线。

17. 权利要求 16 的方法，其中多个扫描线包括超声扫描切片，并且该方法进一步包括生成至少在二维上彼此之间有移位的多个扫描线，其中每个扫描线表面看来是从传感器探头上的不同点发出。

10 18. 权利要求 17 的方法，其中与每个扫描线相连的原点形成一个共有的虚拟顶点。

19. 权利要求 17 的方法，进一步包括从传感器探头表面上的唯一点发出每个扫描线。

20. 权利要求 19 的方法，其中每个扫描线具有唯一的转向角 ( $\theta$ )。

21. 权利要求 19 的方法，其中每个扫描线具有唯一的仰角 ( $\zeta$ )。

15 22. 权利要求 18 的方法，其中与第一维与转向角 ( $\theta$ ) 有关并且第二维与仰角 ( $\zeta$ ) 有关。

23. 权利要求 22 的方法，进一步包括通过规则度在多个扫描线之间改变转向角和仰角。

20 24. 权利要求 17 的方法，其中每个扫描线的原点是唯一的并且多个扫描线之间的仰角通过规则度改变。

25. 权利要求 18 的方法，进一步包括生成多个扫描线从而该虚拟顶点位于该传感器探头表面的后面。

26. 权利要求 18 的方法，进一步包括生成多个扫描线从而该虚拟顶点位于该传感器探头表面的前面。

25 27. 权利要求 17 的方法，进一步包括根据相互之间的超声扫描线强制定位至少两个超声扫描线。

28. 具有用于利用超声查询体积的程序的一种计算机可读介质，该程序包括逻辑线路用于：

30 利用矩阵传感器探头生成至少两个超声扫描切片，该至少两个超声扫描切片中的每一个都包括多个扫描线；

其中该多个扫描线在第一维上彼此之间有移位，并且

其中该至少两个扫描切片在第二维上彼此之间有移位；并且

其中每一个扫描线表面看来是从矩阵传感器探头上的不同点发出。

29. 用于生成三维超声容积扫描的系统，包括  
一个二维矩阵传感器探头；

5 用于生成至少两个超声扫描线的系统控制器；和  
用于指示系统控制器根据转向角和矩阵传感器探头上的原点生成  
彼此之间强制移位的至少两个扫描线的逻辑线路。

## 用于电子调节三维超声系统的超声扫描线原点的系统和方法

5 本发明一般地涉及超声诊断系统，并且更具体地，涉及能够电子调节来自传感器的超声扫描线的表现原点的超声诊断系统。

超声传感器和成像系统的应用已经有相当长的时间并且对于非介入医学诊断成像特别有用。超声传感器通常由压电单元或者微机械加工的超声传感器（MUT）单元组成。当被用于发射模式时，传感器单元被电子脉冲激发并相应发射超声能量。当被用于接收模式时，撞击到  
10 传感器单元上的声学能量被转换成接收信号并被提供给与该传感器有关的处理电路。

该传感器通常与包括处理电子设备、一个和多个输入设备和用于浏览超声图像的合适的显示器的超声成像系统相连。该处理电子设备通常包括用于为每个传感器单元产生合适的发射脉冲的发射波束形成器，和用于处理从每个传感器单元接收到的接收信号的接收波束形成器。  
15

超声传感器通常与有关的电子设备组合在盒中。该组件通常被称为超声探头。通常，超声探头分为具有一个单元宽度的单元阵列的一维（1D）探头和具有多个单元宽度的阵列的二维（2D）探头。进一步地，  
20 被称为“双面”探头的探头包括两个正交排列的相交或者不相交的 1D 阵列。被称为“矩阵探头”的相对新型的 2D 探头包括二维排列的传感器单元，其中每个单元都可以被独立控制，从而得到扫描线可以二维电子调节的超声探头。矩阵探头的每一维可以被看作是多许多相连的线性阵列。

25 矩阵探头可以包括“完全采样”或者“稀疏采样”孔径。在完全采样孔径中，每个传感器单元都可以被单独访问和控制，并且所有的单元都是相连的。在稀疏采样孔径中，传感器单元的物理集合的一个子集可以被访问和控制，或者等效地，在一些单元之间有物理间隙结构从而使得这些单元没有完全连接。稀疏采样 2D 阵列允许更少的系统连接（更少的信道）而仍然得到声学单元的二维分布。然而，稀疏 2D 阵列的一个显著缺点是无法控制扫描波束形状。  
30

2D 矩阵探头可以被用于生成三维（3D）超声图像。图 1 是表示现

有的超声探头查询体积的方式的示意图。超声数据通常按帧获取，其中每帧表示从探头 100 表面发出的超声波束的一个或多个扫描。探头 100 包括传感器单元的一个二维阵列，该阵列的一个示例用参考数字 103 表示。这样的扫描通常通过沿着一个扫描平面生成大量单个的扫描线而形成。参考数字 102 表示一个扫描平面，或称为“切片”，的一个示例，并且该扫描平面包括从 108-1 到 108-n 的单个的扫描线。在这种情况下，每个切片都在扇形内，并且每个扫描线的“原点” 101 都位于探头 100 的物理正面的表面的中心。

在扫描过程中扫描线通常被二维控制而创建一组光栅扫描切片，其示例如切片 102、104、106 所示，其中每个切片查询一个视图区域的二维扇形区域。因此，每个切片 102、104 和 106 表示一个常规的二维扫描，并且每个扫描相对相邻的扫描有仰角移位。那些对本领域熟悉的技术人员将理解到，可以为每个切片而不是扇形生成梯形或平行四边形的波形。进一步地，在仰角上稍有移位的大量这种切片可以被用于查询体积。

对来自扇形切片的数据进行组合可以生成被称为扫描体的三维数据集。由于所有的扫描线都源自同一点，因此所绘制的 3D 体看起来象个金字塔或圆锥，其中 3D 体的顶点是传感器探头表面的扫描原点，位于患者的皮肤表面。

当常规超声成像系统形成该容积扫描时，这些系统通常在至少二维上生成多个切片。这些多个切片为该切片所占用的体积生成超声数据。为了生成三维图像，数据体随后被超声成像系统处理以创建用于显示在二维表面上（例如 CRT 显示器表面）的具有三维外观的图像。这样的处理通常被称为绘制。

不幸的是，现有的“金字塔”或“圆锥形状”的扇形扫描形状限制了靠近皮肤表面的区域的观察。这种情况如图 2 所示，图 2 表示图 1 中一个超声切片的图示。切片 102 包括从传感器 100 的原点 101 发出的扫描线 108-1 至 108-n。通常，传感器探头置于患者皮肤上，因此提供了临近传感器探头的有限视图区域。这一“近场”如图 2 所示用 210 区域表示。该近场 210 超出了利用扫描线 108-1 到 108-n 所能达到的最大转向角 ( $\theta$ ) 202。在心动扫描中当探头处于临近心跳的最大值时，例如顶端 4 心室视图，就会有这样的问题，在这样的视图中，

通常希望扫描和显示比该扫描形状所允许的更宽的靠近顶点（原点 101）的视图区域。同样希望得到靠近探头表面的更宽视图区域用于某些腹部和周围血管成像，但是当扇形切片形状被用于生成 3D 图像时，这是不可行的。

5 进一步地，线密度 - 定义为切片中每角度步长的扫描线的数量 - 受到扫描形状的不利约束。为了在远场（远离探头正面）获得足够的空间采样，线密度要增大：每角度步长有更多的扫描线。这就使得近场的采样过密而有些浪费，其中原点附近扫描线非常密集。

10 常规超声扫描系统的另一缺点出现在超声扫描中使用造影剂的情况下。这一限制给扫描一组扇形切片造成了一些问题。这些问题有一个共同的根源，即被扫描体中声功率的不均匀分布。例如，在近场，由于扫描线更密，其造影剂微气泡破裂和远场的微气泡破裂相比不成比例。由于微气泡破裂的非均匀模式，造影剂的应用（通过测量组织中造影剂的浓度评价人体机能）能够产生失真的结果。

15 进一步地，组织回波中谐波共振的生成和测量（当今广泛应用以改善成像质量的一种技术）受到扇形扫描形状的不良约束。谐波共振的生成依赖于超声扫描器中的许多因素，包括发射频率、输出脉冲功率、以及介质本身的因素。这些因素中很多已经受到硬件限制、FDA 功率限制和人体组织可变性的约束。对扫描线间距和方向的控制可以补偿其中一些因素。然而，扇形形状通常不允许这样的控制。

因此，希望有一种同时能够显示近场和远场三维数据，同时又克服了常规的扇形扫描形状的上述缺点的超声成像系统。

25 本发明的实施例包括用于在至少两维上单独调节扫描线的方向的系统和方法。在其中一个实施例中，本发明包括用于生成三维超声容积扫描的系统，该系统包括具有多维排列单元的二维传感器探头，和能够生成表面看来从传感器探头的非图形中心位置表面发出的扫描线的系统控制器。

30 在查看了后面的附图和详细描述后，本发明的其它系统、方法、计算机可读介质、特征和优点对那些熟悉本领域的技术人员来说将是显而易见的。所有这些附加系统、方法、特征和优点都被包含在这一描述中，都在本发明的范围之内，并受到附加权利要求的保护。

本发明，如权利要求中所定义，可以根据后续附图被更好地理解。

附图中的组成部分无需互相之间相对缩放，而是重点在于清楚示出本发明的原理。

图 1 示出现有超声探头查询体积的方式的示意图。

图 2 是图 1 的其中一个超声切片的图示。

5 图 3 是根据本发明的实施例示出超声成像系统的框图。

图 4 是利用图 3 的超声成像系统得到的表示扫描切片序列和组成扫描线的图示。

图 5 是表示定位图 4 所示的扫描线原点的效果的图示。

10 图 6 是理论上表示发射和接收延迟如何被控制用来重新定位图 4 和图 5 所示的扫描线的原点的图示。

图 7 是表示本发明的可选实施例的图示。

图 8 是表示本发明的另外一个可选实施例的图示。

下面对本专利的描述可以应用于使用具有二维阵列可单独控制单元的探头的任何超声成像系统，这些单元可被用于查询三维体。下文的描述以程序和内存中数据位的符号表示、协同处理器和可能的网络或者网络设备的形式给出。本领域的技术人员利用这些描述和表示来向其他本领域的技术人员表达其工作的实质。此处软件中实施的程序通常是指产生所期望结果的独立的步骤或行为的序列。因此，“程序”这一术语通常是指存储在内存中并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该超声成像系统的二级处理器。“程序”这一术语也包含例如“计算机程序”、“对象”、“函数”、“子程序”、“过程”这样的术语。

25 通常，程序中的执行步骤序列需要对物理量进行物理操作。一般地，虽然不是必须地，这些物理量表示为能够被存储、传输、合并、比较或者其它操作的电或者磁信号。那些对本领域熟悉的人员将这些信号称为“位”、“值”、“单元”、“字符”、“图像”、“项”、“数字”或类似名称。应被理解为，这些和其它类似的术语与适当的物理量有关并且仅仅是应用于这些物理量的方便的符号。

30 在本申请中，该程序、软件和操作是结合操作者（人）所执行的机器操作。通常，本发明涉及方法步骤、软件和有关硬件包括用于存储和执行电信号或其它物理信号以生成其它所期望的物理信号的计算机可读介质。



本发明的装置优选用于超声成像这一目的。然而，通用计算机可以实现本发明的方法或其它网络设备，该网络设备被存储在该计算机中的程序有选择地触发或重新配置并与超声成像设备耦合。此处介绍的程序在本质上并非与任何特定的超声成像系统、计算机或装置有关。

5 特别地，根据本发明所述，各种机械可以与程序结合应用，或者利用更专门的装置来实现该方法的步骤被证明更加方便。在某种情况下，当希望一个硬件具有某种特征时，这些特征在下文中会被充分地加以介绍。

10 根据如下所述软件程序，那些对本领域熟悉的技术人员将会理解到，有各种平台和语言可以创建用于执行下述程序的指令集。那些对本领域熟悉的技术人员同样会理解到，正确的平台和语言的选择通常取决于所创建的实际系统的具体情况，从而在一种类型的系统中使用的平台和语言在另外一个系统中不一定有效。

15 图3是根据本发明的实施例示出超声成像系统300的框图。对本领域熟悉的技术人员将理解到，图3所示的超声成像系统和下文所述的操作是用来一般性地表示这种系统，并且任何特定的系统都可能与图3中所示有显著的不同。超声成像系统300包括一个通过发射接收(T/R)开关312与探头350耦合的发射波束形成器310。虽然探头350可以是任何传感器探头，为简单起见将介绍矩阵传感器探头。矩阵探头350包括具有沿二维排列的多个传感器单元的矩阵传感器阵列。系统300在探头350上随机选择任意一点作为超声能量被投影的起始点。虽然矩阵探头350将被称为完全采样阵列，但是稀疏阵列的配置也可以被采用。如上所述，完全采样阵列是其中的每个单元都可以被单独访问。无论完全采样或稀疏采样阵列的配置都可以受益于下述本  
25 发明的各种实施例。

T/R开关312通常包括用于每个传感器单元的一个开关单元。可选地，矩阵探头350可以具有多路复用电路或类似装置，以减少T/R开关312和矩阵探头350之间的引线数量，从而减少所需开关的数量。发射波束形成器330从脉冲生成器316接收脉冲序列。由发射波束形成器310供电的矩阵探头350发射超声能量到患者体内感兴趣的区域中，并从体内各种结构和组织接收反射的超声能量，通常被称为回波。  
30 如那些对本领域熟悉的技术人员所知，通过利用发射波束形成器310

对施加到每个传感器单元的波形适当延时，可以从矩阵探头 350 发射出聚焦的超声波束。

5 矩阵探头 350 同样通过 T/R 开关 312 与接收波束形成器 318 耦合。传感器单元在不同时刻接收来自患者体内给定点的超声能量。传感器单元将所接收的超声能量转换成超声信号，该超声信号可以被放大、单独延时并随后被接收波束形成器 318 累加来提供表示沿着期望接收线（波束）的所接收的超声水平。接收波束形成器 318 可以是包含模拟/数字转换器用于将传感器信号转换成数字值的数字波束形成器，或者可以是模拟波束形成器。如那些熟悉本领域的技术人员所知，  
10 施加给传感器的延时可以在超声能量的接收过程中改变而实现动态聚焦。这一过程重复用于多个扫描线以创建一帧数据来生成患者体内感兴趣区域的图像。

虽然应用矩阵探头的现有系统集中于扫描全部体积，矩阵探头 350 可以提供各种扫描模式，例如扇形扫描（其中扫描线看上去产生于  
15 探头 350 上的任意点并分布于不同角度方向）、线性扫描、曲线扫描和其它扫描模式。

该接收波束形成信号随后被应用于信号处理器 324，该信号处理器 324 处理该波束形成信号用于改善图像质量。接收波束形成器 318 和信号处理器 324 包含超声接收器 326。信号处理器 324 的输出被提  
20 供给扫描转换器 328，扫描转换器 328 将扇形扫描和其它扫描模式信号转换为常规光栅扫描形状。扫描转换器 328 的输出被提供给显示单元 330，显示单元 330 显示患者体内感兴趣区域的图像。

系统控制器 332 提供了系统的总体控制。系统控制器 332 完成同步和控制功能并且通常包括在图形发生器 336 和控制程序 342 的控制下运行的微处理器，图形发生器 336 和控制程序 342 都被包含在内存 340 中。控制程序 342 还包括扫描线控制软件 370。如下的进一步  
25 详细描述，控制程序 342、扫描线控制软件 370 和图形发生器 336 与系统控制器 332 相结合使得超声成像系统 300 发射出扫描线，该扫描线可以在多维上被单独控制，具有一个非传感器表面的原点，并且能够以任意角度调整。  
30

例如，包括一个或多个扫描切片的扫描线可以在二维上被单独调节（即转向角（通常是指 $\theta$ ）和仰角（通常是指 $\zeta$ ）），实质上允许扇

形扫描切片的顶点（或原点）出现在传感器非物理中心的位置上。扫描线可以用这种方式被控制从而这些扫描线看上去是从传感器表面的不同点发出。用这种方法，可以为超声成像系统 300 查询三维体并提供允许优质的近场和远场成像的灵活观察区域。

5       系统控制器 332 也利用内存 340 存储中间值，包括描述超声成像系统 300 运行的系统变量。虽然并未示出，但是外部存储设备可以用于数据的永久存储和/或移动存储。适于用作外部存储单元的设备包括软盘驱动器、CD-ROM 驱动器、录像带单元等。

10       根据本发明一个实施例的一个方面，有关并用于提供所期望超声图像的扫描模式可以在从扫描线控制软件 370 输入时通过系统控制器 332 生成。该扫描模式随后被发射波束形成器 310 和接收波束形成器 318 执行，从而矩阵探头 350 可以发射和接收该选定的扫描线。

15       用户通过输入单元 338 将命令传送到超声成像系统 300，位于其它设备中的输入单元 338 可以包括鼠标、键盘、记录笔，或者可以包括输入设备的组合，例如按键、滑块、触摸屏、跟踪球或者其它能够使超声成像系统 300 的用户给系统控制器 332 传送所期望超声图像的输入设备。当所期望的超声图像被传送给系统控制器 332 时，根据控制程序 342，扫描控制软件 370 和图形发生器 336 确定应该被矩阵探头 350 发射的合适的扫描线，以得到通过输入单元 338 传送给系统控  
20       制器 332 的所需超声图像。系统控制器 332 随后与脉冲发生器 316 和发射波束形成器 310 通信以生成这样的合适的扫描线。

      在一个可选系统配置中，不同的传感器单元被用于发射和接收。在这一配置中，可以不需要 T/R 开关 312，并且发射波束形成器 310 和接收波束形成器 318 可以分别与发射和接收传感器单元直接相连。

25       图 4 是表示用图 3 的超声成像系统 300 生成的一系列扫描切片和组成扫描线的图示。每个扫描切片 402、404 和 406 分别包括多个独立的扫描线 408-1 到 408-n、410-1 到 410-n、和 412-1 到 412-n。虽然为了简单起见图 4 中仅示出了三个扫描切片 402、404 和 406，但是在超声扫描过程中通常可以生成许多其它的扫描切片。图 4 中所示的扫描线是由矩阵传感器探头 400 生成，该矩阵传感器探头 400 包括多个  
30       独立的传感器单元，其中一个示例用参考数字 403 表示。

      根据本发明的这一实施例，在扫描切片 402、404 和 406 中所有

扫描线的原点 401 位于传感器探头 400 的表面 407 的后面。通过将扫描线的表观原点从传感器探头 400 移开, 每个扫描线看上去都有一个出现在传感器探头 400 的表面 407 上不同位置的虚拟发射点 (VPE)。例如, 扫描线 412-n 的 VPE 看上去位于表面 407 上的一个位置而不是位于传感器探头 400 的地理中心。进一步地, 在每个传感器单元 403 都发射并接收超声能量的情况下, 每个扫描线也具有一个虚拟接收点 (VPR)。VPE 和 VPR 将被合称为 VPE。与扫描线 412-n 有关的 VPE 405 如图 4 所示, 然而每个扫描线具有一个与传感器探头 400 的表面 407 有关的唯一的虚拟发射点。

进一步地, 根据本发明的这一方面, 转向角 ( $\theta$ ) 和仰角 ( $\zeta$ ) 都可以通过对扫描线控制软件 370 (图 1) 的操作逐个扫描线地进行调整。如下根据图 5 和图 6 的进一步详细描述, 根据从扫描线控制软件 370 接收的指令, 通过改变发射波束形成器 310 和接收波束形成器 318 中的适当延时, 可以使单个的扫描线发生变化, 从而由传感器探头 400 所生成的每个扫描线可以在二维上被独立控制。例如, 扫描线可以单独改变转向角 ( $\theta$ ) 和仰角 ( $\zeta$ )。

扫描线控制软件 370 (图 1) 作用于发射脉冲和接收回波以有效改变图 4 中所示扫描线的原点 401 的位置。当所有的扫描线具有同一原点时, 如图 4 所示, 该原点可被称为“虚拟顶点”。根据本发明的这一实施例, 该虚拟顶点位于非传感器探头 400 的表面 (或由该表面定义的传感器探头的平面) 的某个位置。通过这种方式, 表观发射点和与传感器探头 400 的表面 407 有关的每个扫描线不同。实质上, 为与传感器探头 400 的表面有关的每个扫描线生成唯一的 VPE。

如上所述, 每个扫描线可以在二维上 (例如转向角 ( $\theta$ ) 和仰角 ( $\zeta$ )) 被单独控制。例如, 扫描线 408-1 和扫描线 408-2 的转向角 ( $\theta$ ) 不同, 而扫描线 410-n 和扫描线 412-n 的仰角 ( $\zeta$ ) 不同。进一步地, 扫描线之间转向角 ( $\theta$ ) 和仰角 ( $\zeta$ ) 的不同可以是规则的或不规则的, 这取决于超声扫描对象。相应地, 扫描线之间转向角 ( $\theta$ ) 和仰角 ( $\zeta$ ) 的变化无需相同, 并且实际上可以每个扫描线都不同。

图 5 是表示定位如图 4 中扫描线的原点的结果的图示。为便于比较, 图 2 中利用原有技术得到的扫描切片 102 在图 5 中用短划线表示。根据本发明的一个方面, 将扫描线 408-1 到 408-n 的原点 401 移至非

传感器探头 400 的表面 407 的一点, 改善了近场视图中的超声图像。由此可以看出在扫描线 408-1 到 408-n 之间扫描区域视图中, 图 5 区域 210 部分显示良好。通过这种方式, 区域中用参考数字 210 表示的任何结构对传感器探头 400 来说都是可见的。

5       如图 5 所示, 扫描线 408-1 的虚拟发射点 (VPE) 出现在传感器探头 400 的表面上传感器探头 400 的非物理中心的位置。扫描线 408-1 到 408-n 的原点 501 出现在传感器探头 400 的表面 407 的后面。以这种方式, 通过改变每个扫描线 408-1 到 408-n 之间的转向角 ( $\theta$ ), 每个扫描线都将有一个与传感器探头 400 的表面不同的 VPE。进一步地, 10       虽然在图 5 中未示出, 每个扫描线 408-1 到 408-n 的仰角 ( $\zeta$ ) 也可以被单独改变, 因此允许每个扫描线看上去是从传感器探头 400 的二维表面的不同位置发射出来。

图 6 表示理论上发射和接收延时如何被控制用于重新定位图 4 和图 5 中所示扫描线的原点。在图 6 中, 为简化起见, 所示传感器探头 400 包括多个 1D 排列的独立传感器单元  $e_1$  到  $e_n$ , 用参考数字 403-1 15       到 403-n 表示。但是, 发射和接收延时控制也可以用于多维传感器阵列, 其中该单元可以在其它维数上和曲面阵列上排列。进一步地, 该传感器单元可以包括被称为“机械摇摆”的探头。机械摇摆探头可以包括能够被独立地机械转换到三维空间并查询三维体的一维阵列单元。根据本发明的一个方面, 原点 601 位于非传感器探头 400 的表面 407 的一点。为了移动所示扫描线的表观原点, 被应用于 403-1 到 403-n 20       的每个传感器单元的发射延时和接收延时被改变从而目标原点 610 上的适当焦点可以获得所需表观原点 601。

例如, 在发射脉冲过程中, 发射波束形成器 310 适当延迟来自传感器单元 403-1 到 403-n 的发射脉冲, 从而发射能量同时到达目标原点 610。这一过程用扫描线 408-1 表示, 该扫描线 408-1 理论上从原点 601 发出, 穿过传感器探头 400 的表面 407 上的 VPE605, 并穿过目标原点 610。随后, 假设同一传感器单元被用于发射和接收, 从目标原点 610 接收的回波撞击在每个传感器单元 403-1 到 403-n 上, 并且接收波束形成器 318 一接收到回波就调节传感器单元 403-1 到 403-n 的 25       延时, 使得表观接收能量沿扫描线 408-1 显示。由于接收延时在接收过程中被波束形成器 318 连续调节, 因此生成的接收焦点被称为动态 30

接收焦点。

所述另外一种方式，扫描线控制软件 370 控制发射波束形成器 310 施加的单一延时分布和波束形成器 318 施加给传感器单元 403-1 到 403-n 的多个动态接收延时分布，从而每个扫描线（即扫描线 408-1 到 408-n）的虚拟发射点出现在传感器探头 400 的表面 407 的不同位置上。在如图 6 所示例子中，转向角（ $\theta$ ）的角度非直角，该角度由扫描线 612 绘制，并且出现在传感器探头 400 的非地理中心的 VPE605。

应注意的是，图 6 中的示例假设传感器探头 400 上的每个单元 403-1 到 403-n 都是有效的。这被称为“完全采样孔径”传感器，如前所述。应用少于所有可用传感器单元数量的孔径是为人所熟知的并可以结合扫描线控制软件 370（图 3）一起应用。例如，应用少于传感器单元 403-1 到 403-n 总数的孔径，将得到不同的发射脉冲和接收回波，但是原点和虚拟发射点的重新定位仍然可用。

图 7 是表示本发明的可选实施例的图示。如图 7 所示，多个扫描线 708-1 到 708-n 中每一个都具有唯一的原点。例如，扫描线 708-1 的原点是 712，而扫描线 708-3 的原点是 716。进一步地，由于单个扫描线都可以被独立和唯一地控制，因此每个扫描线可以有唯一的转向角（ $\theta$ ）（即扫描线 708-2 的转向角是  $\theta_{a1}$ ，而扫描线 708-3 的转向角是  $\theta_{a2}$ ）。进一步地，虽然为简化起见图 7 仅示出二维调节，但是这一概念同样可应用于三维调节。例如，扫描线的原点和方向（用  $\theta$  和  $\zeta$  调节）可以三维分布。

图 8 是表示本发明的另外一个可选实施例的图示。图 8 绘制了具有原点 801 的扫描切片，该图示出扫描线 808-1 到 808-n 的原点根据传感器探头 800 的表面 807 向前移动。原点 801 也是扫描线 808-1 到 808-n 的虚拟顶点。扫描线 808-1 的虚拟发射点（VPE）位于传感器探头 800 上的点 820，并且扫描线 808-n 的虚拟发射点（VPE）位于传感器探头 800 上的点 805。根据本发明的这一方面，当虚拟顶点从传感器探头 800 的表面 807 向前移动时，VPE805 和 VPE820 都不在传感器探头 800 的地理中心。当通过障碍物成像时这样的扫描技术就特别有用，其示例用参考数字 810 表示。

对于那些熟悉本领域的技术人员来说是显而易见的，即在不实质背离本发明的原理的情况下，可对本发明作出许多修改和变更，如上

---

所述。例如，本发明可以利用压电陶瓷材料和 MUT 传感器单元实现。进一步地，本发明可以应用于各种超声成像系统和元件。所有这些修改和变更都在此处被包含。

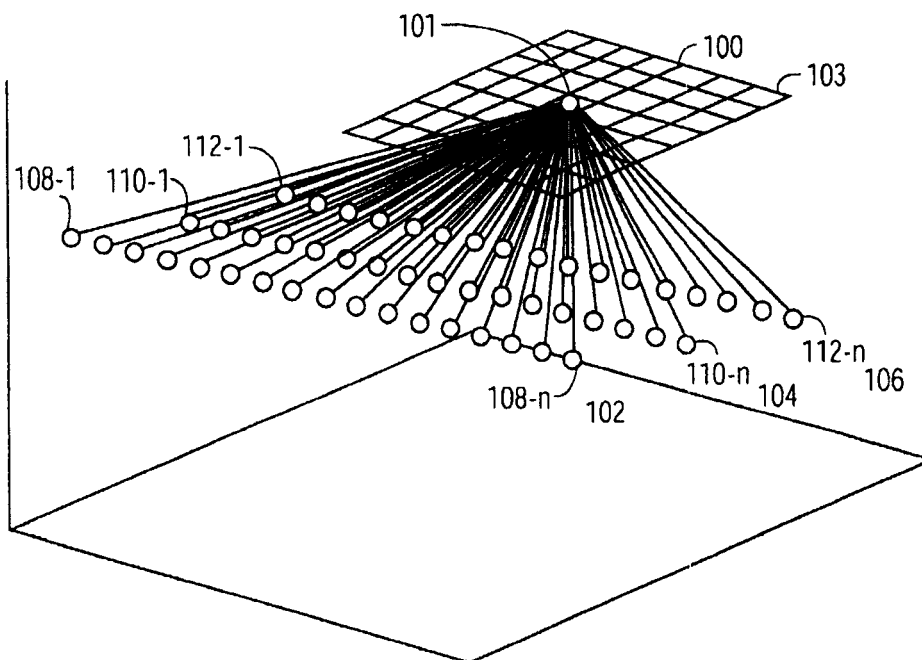


图 1

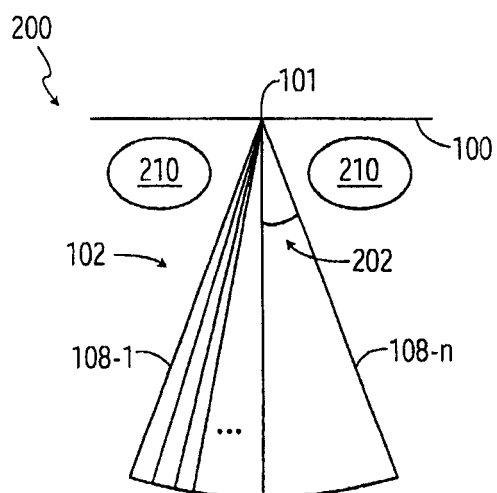


图 2



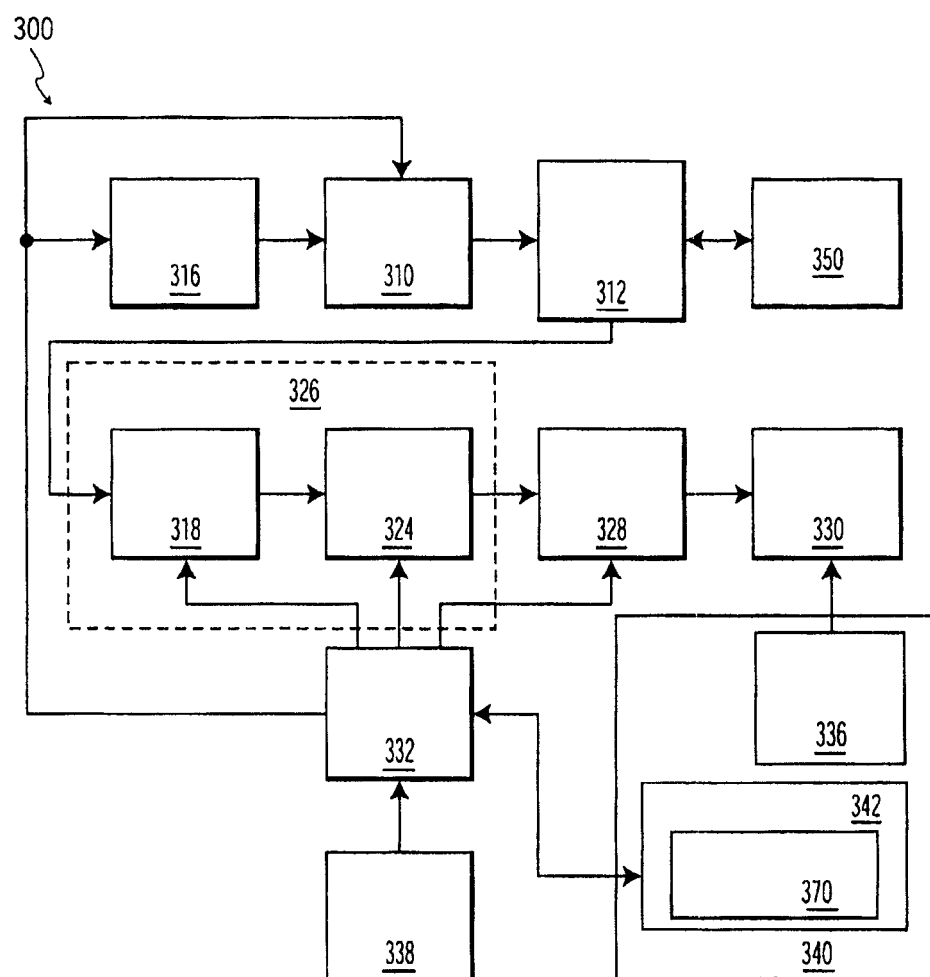


图 3

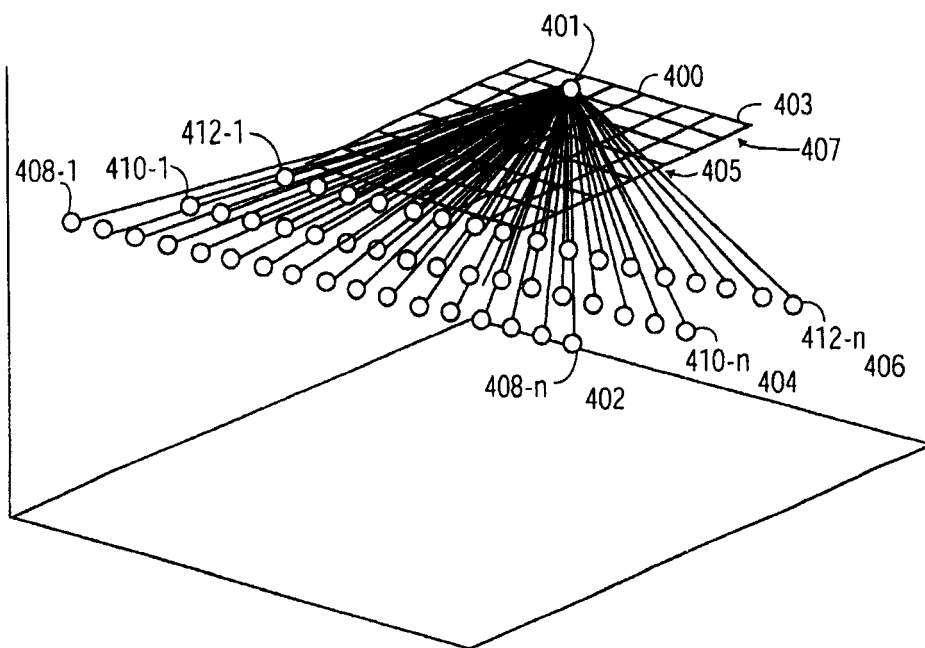


图 4

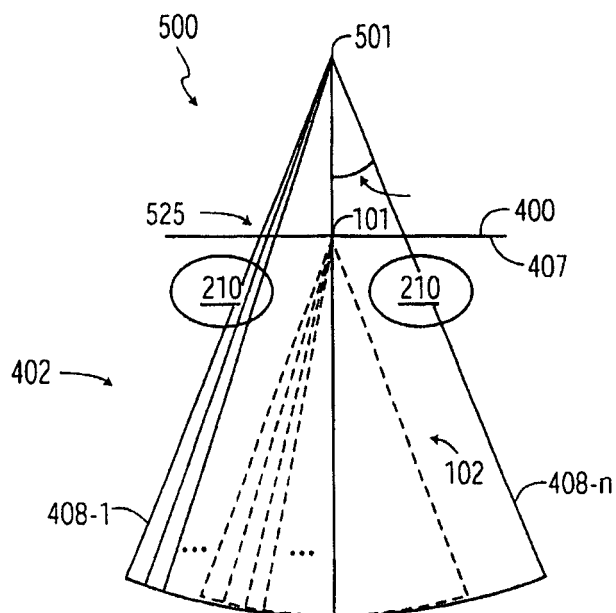


图 5

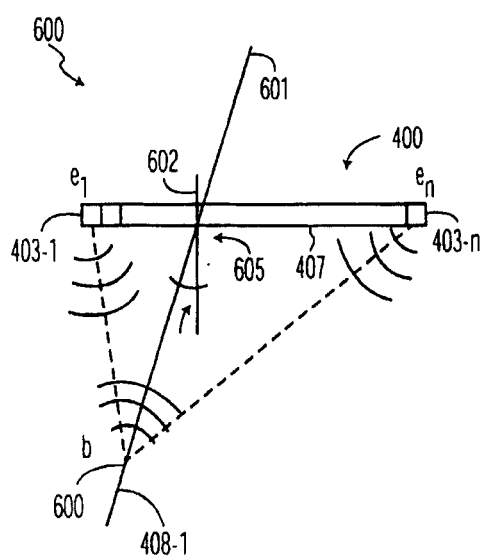


图 6

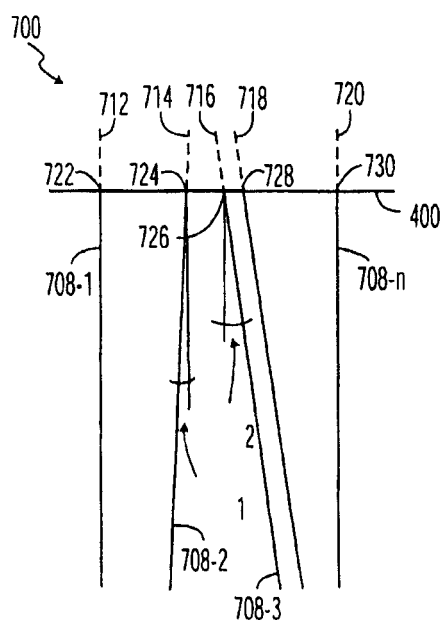


图 7

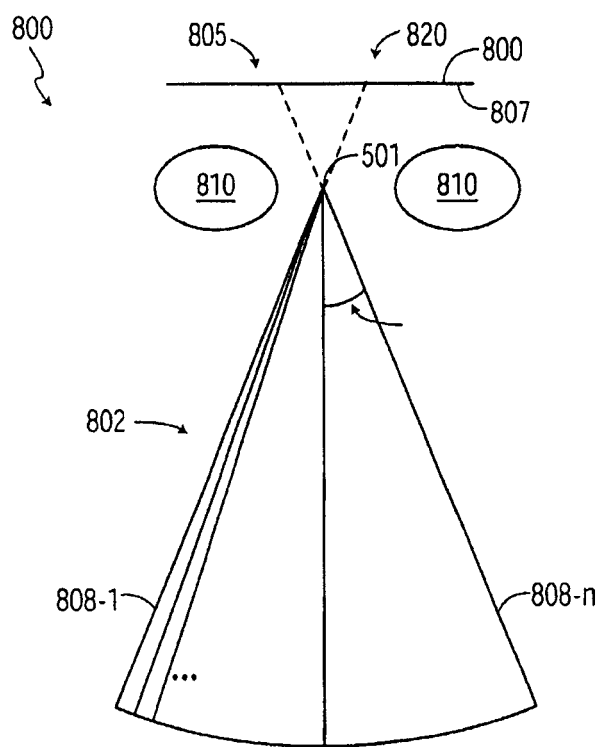


图 8

专利名称(译)	用于电子调节三维超声系统的超声扫描线原点的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN1662827A</a>	公开(公告)日	2005-08-31
申请号	CN03814785.8	申请日	2003-06-10
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	M波兰德		
发明人	M· 波兰德		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/06 G01N29/26 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	G01S15/8925 G01N29/0609 G01S15/8993 G10K11/34 G01S15/8945 G01S7/52085 G01N2291/106 G01N29/0618 G01N29/262		
代理人(译)	杨生平		
优先权	10/179349 2002-06-25 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

## 摘要(译)

公开了在超声扫描中用于在至少二维上单独改变扫描线方向的系统和方法。在一个实施例中，本发明包括用于生成三维超声容积扫描的系统，该系统包括具有多维排列单元的传感器探头和能够生成表面看来从传感器探头的非地理中心的位置发出的扫描线的系统控制器。

