



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02812390.5

[43] 公开日 2004 年 8 月 4 日

[11] 公开号 CN 1518668A

[22] 申请日 2002.6.20 [21] 申请号 02812390.5

[30] 优先权

[32] 2001. 6.22 [33] US [31] 09/888,185

[86] 国际申请 PCT/IB2002/002376 2002.6.20

[87] 国际公布 WO2003/001238 英 2003.1.3

[85] 进入国家阶段日期 2003.12.19

[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 M·J·波兰德

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

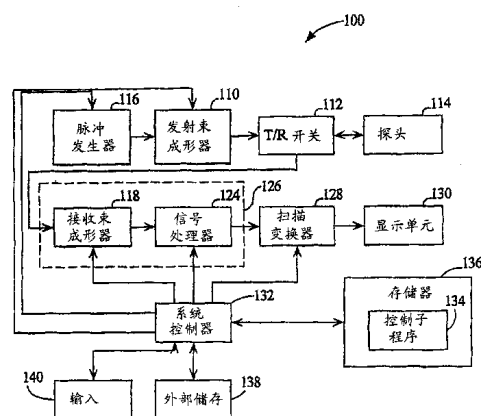
代理人 吴立明 陈 霁

权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 6 页

[54] 发明名称 产生 3-D 图像的超声系统

[57] 摘要

一种使用探头而很少或不需要专门的 3-D 软件/硬件以产生有着深度信息图像的超声系统。控制单元用探头产生多个数据层,其中每个层有着多条数据点线。该控制单元监视来自扫描层匹配线以产生在显示中有着深度感觉的图像的数据点的组合。



1. 一种包括探头；显示和控制单元的超声系统，控制单元使用该探头产生多个数据层，其中每个层包括多条数据点的线，将来自各个层的相匹配的线的数据点组合以在显示屏上产生具有深度感觉的图像。
2. 权利要求 1 的超声系统，其中多个层数据是 x 个层数据， x 的选择范围为 $3 \leq x \leq 15$ 和 $6 \leq x \leq 12$ 。
3. 权利要求 1 或 2 之一的超声系统，其中控制单元借助于选自如下的一种技术将数据点加以组合：
- a) 依据所希望的视点将匹配的数据点加权并将该加权的匹配数据点累加在一起；
- b) 依据所希望的视点将匹配的数据点加权并将该加权的匹配数据点累加在一起，其中离所希望的视点较近的层内的数据点比起离所希望的视点较远的层内的数据点得到较高的加权以产生视觉的模糊效应；
- c) 在来自多个层的线上累加匹配的数据点；
- d) 在每个层内将线标记，依据所希望的旋转在至少一个层内调整线的标记，将来自层内具有匹配标记的线上的类似深度处的数据点累加。
4. 权利要求 1 的超声系统，其中每个层包括多条线，而控制单元调整这些线的布局以在图像中产生所希望的效应。
5. 权利要求 4 的超声系统，其中控制单元通过控制线的空间间距来调整线的布局使之具有非均匀间距，从而在图像中产生有着深度感觉的表现透视性。
6. 权利要求 1 至 5 之一的超声系统，其中控制单元根据如下形状之一使每个层成形：
- a) 成为扇形扫描，其中每个层共享一个共同的顶点，或每个层具有不同的顶点；
- b) 长方形扫描，其中每个长方形扫描共有一个公共侧面；或没有长方形扫描共有一个公共侧面。
- c) 不规则四边形扫描，其中每个四边形共有一个共同侧面，或没有四边形的扫描共有一个公共侧面。

7. 权利要求 1 至 6 之一的超声系统, 其中控制单元使用余辉子程序将层组合。

8. 权利要求 1 至 7 之一的超声系统, 其中控制单元使用探头捕获多条数据点线从而得到大量的数据点。

5 9. 权利要求 1 至 8 之一的超声系统, 它包括:

信号处理器, 它将大量的数据点加以过滤使之选择在某种深度范围内的数据点, 并将在该深度范围内的数据点的每条线上的数据点加以组合以在显示屏上产生有着深度感觉的图像。

10 10. 权利要求 1 至 9 之一的超声系统, 其中控制单元使用数字过滤器将数据点加以组合。

11. 权利要求 10 的超声系统, 其中控制单元在对数据点组合之前对每个数据点进行加权。

12. 权利要求 10 或 11 的超声系统, 其中所说的数字过滤器选自于:

15 FIR 型过滤器;

IIR 型过滤器;

适配型过滤器。

13. 权利要求 1 至 12 之一的超声系统, 其中图像的深度和旋转是用户能控制的。

20 14. 权利要求 1 至 13 之一的超声系统, 其中数据点的线是相互平行或不平行的。

15. 权利要求 9 至 14 之一的超声系统, 其中控制单元通过依所希望的视点在每个数据点加权和将加权后的数据点累加在一起而使该数据点组合。

25 16. 权利要求 15 的超声系统, 其中在比较接近所希望的视点的层内的数据点较之于离所希望的视点较远的层内的数据点得到更大的加权, 使之产生视觉的模糊效应。

17. 一种用于产生超声成像的方法, 它包括:

30 使用探头产生多个数据层, 其中每个层包括多条数据线; 然后将来自这些层的匹配线的数据加以组合以在显示屏上产生具有浓度感觉的图像。

18. 如权利要求 17 的方法, 其中将数据点组合的步骤包括如下分

步骤的至少一种：

a) 根据所希望的视点对每个数据点加权并将加权后的数据点累加在一起；

5 b) 在每个层内对线加以标记，依据所希望的旋转对至少一个层内的线的标记加以调整，将来自多个层内具有匹配标记的线上的类似深度的数据点加以累加；

10 c) 用于产生超声成像的一种分步骤，使用探头产生多个数据层，每个数据层有着多条数据点的线；在某一深度范围从每条线的数据选择数据点；在所选定的深度范围内将每条数据线上的数据点加以组合从而在显示屏上产生有着深度感觉的图像。

19. 如在权利要求 18 的分步骤 c) 中所陈述方法，其中所述某一深度是为了提供倾斜而对每条数据线单个选定的。

产生 3-D 图像的超声系统

通常，超声系统向多条路径发射脉冲然后将从多条路径上物体接收到的回波转换成电信号用于发生显示超声图像的超声数据。获取产生超声数据的原始数据的过程典型的被称之为“扫描”或“操纵线束”。在多数超声系统中，使用超声传感器装置快速重复扫描使之在 1 秒钟内可以采集到许多图像。

超声传感器装置包括传感器元件，典型地具有阻尼和匹配材料，在被电脉冲激发时发射超声脉冲并接收回波。传感器装置和相关的电子学部分以及接头被一起封装在外壳内以便于医学检查。作为一个整体，这样一种组合（传感器装置，电子学部分，接头以及外壳）典型地被称之为超声探头（或简单地称为探头）。通常，将现代探头划分为一维（1-D）探头（只具有单一元件的宽阵列）或二维（2-D）探头（具有多维元件阵列）。还有其他类型的探头，如双平面探头（具有 2 个 1-D 阵列，用于扫描不同的平面）。

超声数据典型的是按帧采集，每一帧代表从传感器面部发射的超声束的一次扫描。1-D 传感器产生 2-D 长方形或饼状扫描，每次扫描由一系列数据点的“线”所表示。实际上，每个数据点是代表沿给定线上一定深度上超声反射强度值。较新的 2-D 传感器的扫描能够产生形成描述预先定义的 3-D 形状的一组数据点（典型地称之为“体积扫描”）。

实时超声图指的是扫描进行时以一种快速顺序格式显示超声图像。扫描既可以用机械方式（用物理方法将一个或多个传感元件振荡），也可以用电子方式完成。至今，现代超声系统中最常用的扫描形式是电子学的，它是用一组电脉冲激发排成一线的一组传感器元件（称为“阵列”），每个元件一个脉冲，定时激发以构建扫描动作。

在线性顺序阵列中，通过顺序激发重叠的分组传感器元件对该阵列的一个张角进行横扫。在线性相阵中，所有（或几乎所有）的元件都由单一脉冲激发，但相邻元件之间有着一个小的（典型地为小于 1 微秒）的时间差（“相差”），使之最后的超声脉冲沿特定的方向堆积（称之“操纵”）。除了对线束进行操纵之外，这种相阵列通过在

相延迟模式中设置曲度可以沿深度方向将线束聚焦。曲度越大其焦点离传感器阵列越近，曲度超小，焦点就越深。也可以对线性顺序阵列使用延迟以提供聚焦。相反，根据对回波的接收，也可以使用延迟对来自产生超声图像数据的原始数据点的采样进行定时。

5 产生各种延迟的装置叫做束成形器。已知的束成形器按传统的模拟方式工作，它采用昂贵的电路可以在每一毫微秒内传送一个新的数据点。最近，已经研发出数字型束成形器，它通过将 A/D 变换后的输出在一个数字存储器内的缓存然后变化其读出时间而产生延迟。已知的数字式束成形器能够在至少每 25 毫微秒内传送一个新的数据点。

10 为了产生 3-D 图像，必须用扫描或扫描加内插产生大量的超声数据（3-D 扫描数据组）。然后对这种大量数据进行处理以产生在 2-D 表面上显示但有着 3-D 特征的图像。这种处理典型地被称之为再现。

产生实时 3-D 扫描数据组的一种方法是进行多次扫描，每次扫描对准不同的扫描面。每次扫描的扫描线典型地是沿探头的“侧”方向排列。在一帧内的连续扫描面彼此之间相对旋转，例如在“垂直”方向移位，该垂直方向典型地是同侧向正交。另一种办法是连续扫描可以沿该侧向的中心线旋转。通常，每次扫描帧包括有许多线，这样容许对代表某些预定形状，如立方体，截头锥体，或圆柱体的扫描体积的 3-D 扫描数据组加以询问。

20 尽管一些 3-D 优化的超声系统可供采用，但当今多数商业超声系统只是从一维阵列探头采集扫描数据然后显示平面的 2-D 图像。由 AGILENT TECHNOLOGIES, Inc 销售的 SONOS 5500 系统就是这种系统的一个实例。某些商业系统，包括 SONOS 5500 可以借助于离机的“后处理”产生 3-D 超声图像。为此，当探头的位置在扫描帧之间以某种方式平移或转动时，采集有着规则间距的平面 2-D 扫描序列。利用对每个 2-D 扫描平面所采集到的位置信息通过后处理操作重建 3-D 数据组。利用各种熟知的计算增强再现技术的任何一种将最终 3-D 数据组显示成再现图像，典型地是在分开的工作站上加以显示。而且，这种实时再现和显示工作站可以在一个系统内同超声扫描仪一块集成，例如 25
30 如 VoluMETRICS, Inc 就生产这种系统。

实时 3-D 的一种可行技术是对探头的开发，这种探头具有包括元件方阵（例如 3,136 个元件的 56×56 方阵）的传感器装置，有时称

之为 2-D 探头。因为这种 2-D 探头允许在 2 个方向上对线束加以操纵以及下面要提到的深度聚焦，所以就没有必要从物理上移动探头去平移聚焦以获取用于建造 3-D 图像的大量超声数据。

在一系列扫描帧被采集之后，每帧都包含有多个扫描面，最后的 3-D 数据组可以包括另一个维度，即时间，它是由相关时间或帧号标记的。这种时间或帧标记数据组称之为“4-D 数据组”，可以用来在离机的工作站上产生 3-D 运动图像。如果对给定的一组观察参数（视角，暗度，透视度等）预先计算从该 4-D 数据组导出的 3-D 图像的完整时间序列，则这种运动 3-D 图像的显示可以按“活”帧率再现，即是说，可以按扫描帧采集时的速率显示。假定一个探头的扫描束可以从电子学上在 3 维内加以操纵/聚焦（例如，采用 2-D 元件阵列）并且有着足够强的再现系统，则 4-D 数据组的采集和再现不仅仅可以“活”帧率也可以实时进行，此时采集，再现和显示是同时完成的。

当前，3-D 系统所占有的市场位置是相对小的。已经证明难以使用户信服去更换他们现有的 2-D 系统，主要原因是相当昂贵，而对于更为昂贵的以 3-D 为基础的系统为了换取深度的感觉有时要牺牲分辨率和清晰度。因此，本发明者已经认识到有必要根据当前的商用超声系统研制一种能 3-D 成像的超声系统，这种系统不要求明显增加如 3-D 工作站的硬件。这种方案可以为用户的现行 2-D 系统提供一种低成本的更新换代。

附图简述

结合附图，从以下对本发明的详细说明可以理解本发明：

图 1 是根据本发明的优选实施方案的超声成像系统 100 的简化方框图。

图 2 是根据本发明的第一种优选实施方案得到的 1 帧数据的扫描图。

图 3 是使用图 2 中所示方法得到的超声数据层（slice）的图形表示。

图 4A 至 4D 表示根据本发明的第一种优选实施方案得到和产生的超声数据层。

图 5 是根据本发明的第 2 种优选实施方案得到的一帧数据的扫描图。

详述

以下将对本发明进行详细说明，它的实例示于附图，其中对相同的元件采用相同的参考号码。

在本案例内，所介绍的方法是采用机器操作结合人工操作。完成
5 本发明这种操作的合适机器包括 Agilent Technologies SONCS 5500 和其它类似的设备。总的来说，本发明涉及方法步骤，软件以及包括计算机可读介质的相关硬件，将它们配置成能储存和/或处理电的或其他物理信号以发生其他所要求的物理信号。

在本应用中所陈述的装置是对所要求的目的，即超声成像优选的
10 特定结构，但是此处所引用的方法可以在通用目的计算机或其他网络设备上运行，只要这些计算机或网络设备是由储存在带有必要的超声成像仪器的计算机和界面上的常规程序选择性激活或重新配置的。此处所介绍的工序并不涉及任何特殊的超声系统，计算机或其他装置。特别是，按照此处所教授的方法，有多种机器可以使用这些常规程序，
15 或者可以更方便地建造更为特殊化的装置以完成所要求的方法步骤。在某些情形下，当希望有具有某种特性的一种硬件时，下文对这些特性将有更为详细的描述。对各种不同的机器所要求的结构在本文下面的说明中可以找到。可以执行本发明各种功能的机器包括由下列公司生产的机器：AGILENT TECHNOLOGIES，PHILIPS MEDICAL SYSTEMS
20 INTERNATIONAL，GEMEDICAL SYSTEMS，和 SIEMANS MEDICAL SYSTEMS 以及其他的超声仪器生产厂家。

就如此文所使用的那样，层一词包括一组扫描线，它典型地但并非一定是共平面的，它取自于超声束的单次扫描。扫描帧包括 1 个或多个层，其中扫描帧率典型地同显示更新率相同。

25 图 1 是根据本发明的优选实施方案的超声成像系统 100 的简化方框图。相关领域内的普通技术人员将懂得如图 1 所示的超声成像系统 100，以及下面所说明的它的操作都只是想用作对这种系统的一般性代表，而任何特殊的系统可以同图 1 所示的系统有着明显的差别，特别是在这种系统的结构和操作的细节方面。因此，该超声成像系统 100
30 只作为一种展示性实例，而不应当视为对此如所描述的本发明以及随后对它提出的权利要求的限制。

发射束成形器 110 经收/发 (T/R) 开关 112 连接到探头 114，该

探头具有，但非一定，2-D 传感器阵列，该阵列有着在 2 维上排列的许多传感器元件。在任何情况下，借助该超声成像系统 100 的合适支持该探头 114 都优选扫描一体积。T/R 开关 112 典型的是每个传感器元件具有 1 个开关元件，或该探头 114 具有多路电路，分阵列成形等以
5 减少 T/R 开关 112 和探头 114 之间的接线数，从而减少开关数。发射束成形器 110 接收来自脉冲发生器 116 的脉冲序列。探头 114，受发射束成形器 110 激励，向病人体内的感兴趣区（ROI）发射超声能量，然后接收来自该病人体内不同结构和器官的反射超声能量或回波。如本领域中所知的那样，借助于发射束成形器 110，适当延迟加到每个传
10 感器元件上的波形，可以发射聚焦的超声束。

探头 114 还经 T/R 开关 112 连接到接收束成形器 118。来自病人体内给定点的超声能量被传感器元件在不同时间所接收。该传感器元件将所接收的超声能量转换成传感器信号，该传感器信号可以被放大，单个延迟，然后由接收成形器 118 加以累加以提供成形器信号，
15 该信号代表沿 1 根所希望的接收线（“扫描线”或“束”）所接收到的超声水平。接收束成形器 118 可以是数字式的束成形器，它包括用于将传感器信号变换成数字值的模-数变换器。就如在本领域所知的那样，加到传感器信号上的延迟可以在超声能量接收期间加以改变以影响动态聚焦。将该过程对多条扫描线加以重复以产生用于发生病人体
20 内感兴趣区图像的 1 帧数据。例如，接收束成形器 118 是采用在 Agilent Technologies 生产的 Agilent SONOS 5500 超声系统中使用的那种类型的束成形器。

在另一种系统配置中，对发射和接收采用不同的传感器元件。在这种配置中，不要求 T/R 开关 112，而将发射成形器 110 和接收成形
25 器 118 直接同相应的发射和接收传感器元件相连。将束成形器信号加到信号处理器 124 上，该处理器 124 将束成形器信号处理以改善图像质量，而这种处理可以是诸如探测，过滤，透视和谐波处理的子程序。该接收束成形器 118 和该信号处理器 124 组成超声接收器 126。信号处理器 124 的输出供给扫描转换器 128，该转换器将扇形扫描或其他
30 的扫描模式信号转换成常规的光栅扫描显示信号。扫描转换器 128 的输出供给显示单元 130，它将扫描转换信号加以处理使之显示病人体内感兴趣区的图像。

系统控制器 132 对该系统提供总的控制。该系统控制器 132 进行调频和执行控制功能，典型地包括微处理机，该处理机的运行由储存在存储器 138 内的控制子程序 134 控制。如以下将详细地讨论的那样，该控制子程序 134 包括多个修改超声接收器 126 操作的子程序以产生 3-D 图像而无需专门的硬件。系统控制器 132 还利用存储器 136 储存中间数据，这些中间数据包括描述该超声成像系统 100 操作的系统变量。也可以使用外部存储器 138 作为更长久和/或可运输的数据储存。适合于这种外部储存 138 的存储设备包括软盘，CD-ROM，录相带等。利用输入设备，如键盘，滑杆，开关，触摸屏和轨迹球的组合，输入单元 140 提供操作员界面。

本发明已经发现对标准超声成像系统的 2 种低成本改进，装上探头之后允许显示深度信息。一种改进提供有着深度信息的类似扇形的标准 2-D 视觉，第 2 种改进提供有着深度信息的类似 C-扫描的视觉。

图 2 是根据本发明的第 1 种优选实施方案得到的一帧数据的扫描图。图 2 示出一种采集 3 个层 202、204 和 206 的 2-D 探头 200。总的来说，每个层 202、204 和 206 分别包括一系列线 208n, 210n 和 212n。为了便于解释，将示例性的线标识为 208a, 210a 和 212a。在本例中，每个层是一个扇形的形状，而该扇形的顶点处于 2-D 探头 200 的中心。事实上，每个层 202、204 和 206 代表一传统的 2-D 扫描，而每次扫描同邻近的扫描在垂直方向上被移位。本领域内的普通技术人员将认识到虽然示出的探头 200 是 2-D 探头，但可以采用其它的探头。例如，为了获取必要的层，可以使用多维阵列探头（诸如弧形的 2D 阵列），机械的摇动器或者甚至是一种手动或机械的平移线性阵列。

本领域内的普通技术人员也将认识到对于每个层除了扇形之外也可以产生不规则的四边形或平行四边形。每个层的线数也可以变化。而且，每条线的顶点或源点可以从线到线变化，从层到层变化，或随两者同时变化。但是，为简单起见，将层 202、204 和 206 表示成扇形，所有层具有相同的顶点，所有的线具有共同的源点，从层至层的旋转沿通过探头面中心的侧轴进行。

在图 2 所示的实例中，有 3 条线 202、204、206 在一个顶点聚合，然后在垂直方向分开。分别在每个层 202、204 和 206 的每根扫描线 208 《, 210/2 和 212 《在其他层有着 1 根匹配（或“被标记”）的扫

描线。优选地，具有相同侧位置的扫描线在该组层上相匹配。例如，在层 202 内的扫描线 208a 同层 204 内的扫描线 210a 以及层 206 内的扫描线 212a 相匹配。实现这一点的一种方式是通过按顺序对扫描线编号使在一个层内的每条扫描线加以标记。然后具有相同标记值的扫描线可以容易地匹配。

根据本发明的优选实施方案将最邻近的扫描线，例如位移在 6 条扫描线以内的那些线加以匹配是最优选的。这样一种移位可以通过将一种补偿值加到扫描线的标记上来实现。因此，术语“被匹配的线”指的是 1 组线，首先是来自用于产生复合图像每个层之一的 1 组线，这些线有着某种预定的邻近关系，如共享一个标记值（有或没有补偿）。

为了再现 3-D 图像，利用相加子程序将匹配扫描线的每组上的数据点加以线性组合。换言之，将该组层中的每个层在垂直方向上加予以累加以产生一个集合层用于随后的显示。优选地但并非一定，对每个层内的数据点进行加权，例如利用乘法和累加子程序（亦称之为“MAC”）按一线一线地加权。例如，对每组被匹配的扫描线的最前面的线的数据点可使用最重的加权以强调下面要讨论的图像视点。而且，这种加权在被匹配的组之间无需采用常数。例如，对中间区域的被匹配组内的数据点的加权可以比对外周区内被匹配组中的数据点的加权更加均匀以补偿该探头 200 的声音性能中的某些象差。所有被加权和累加的匹配组的该组产生一集合层，它是原始层 202、204 和 206 的组合物。

图 3 是利用图 2 中所示方法得到的超声数据层的图形表示。图 3 是一种概念图示以表明 3 个被成像的层 302、304 和 306 以及它们的大致空间关系。此处画出了三条被匹配的数据线 308、310 和 312。根据本发明，在 3 个被成像的层 302、304 和 306 内可以累加（或加权和累加）不同的值以产生对观察者提供深度信息的图像。说得更确地点，每组最好是按深度被标记在一起的被匹配线（例如线 308、310 和 312）上的数据点的值加以累加（或加权和累加）并用于产生一新的线作为显示图像之用。

图 4A 至图 4C 是根据本发明的第一种优选实施方案得到的超声数据的层表示。图 4A、4B 和 4C 代表 2 个三维物体的 3 个层 402、404 和

406。图 4D 是代表 1 个层 408，它是根据本发明通过在图 4A、4B 和 4C 中所指示的层 402-406 的同一标记层的线上被匹配的数据点的声音强度采样的加权累加产生的。当组合至一个层时，例如图 4D 中的层 408，可以感觉到深度。

- 5 所得到用于产生最终图像的层数很大程度上依赖于所希望的帧率，但是优选地为 3 至 15。更好地，所采集的层数为 6 至 12。用 3 个层作为例子，可以在垂直方向以 5° 的补偿采集层，并且每个层处于单个扫描帧之内。这样最终的层率应高于 30Hz，有着好的时间特性。

- 10 根据本发明的第 1 种优选实施方案，在每一扫描帧内取多个扫描层，其中每个层的 3-D 位置不一定要像在标准的 3D/4D 成像那样选择成对 1 个体积形状产生有规则分隔的平面。相反，可以将扫描层的定向加以优化以产生所希望视角上的 3-D 图像。按照一帧一帧的方式加以再现使之简化为相继层上相同标记的线的声音强度采样的加权相加。其结果是一种如因 4D 中所示图形的一种视觉，却没有再现工作站的
15 的复杂性。

- 最终 3-D 图像的表观视角，如图 4D 中所示，主要取决于该扫描序列中层（和这些层内的线）的取向。再现处理是静态的，因而简单：匹配线的累加，例如相继扫描层内有着相同标记值的线的加权累加（例如用 MAC）。为了改变该图像的视角，将该扫描层重新定向（和潜在地
20 这些层内的扫描线）。扫描线和扫描层的重新定向要求重新计算束成形器（图 1 中的束成形器 118）内的聚焦和操纵系数。因此，束成形的计算时间以再现矩阵的计算时间作为交换。

- 在采集之后修改扫描线的标记（例如增加一补偿值）可以实现图像的旋转，例如按层顺序号从一个层到一个层增加或减少扫描线的标记值可以实现图像的旋转。组合图像可以显示出绕该层组中心轴的朝前或向后的转动。换言之，通过将每个相继层上的线标记值朝前步进，则累加到投影面上的线横过扫描层侧向位移，从而产生图像的旋转。另一种办法是可以保持线标记不变（没有横向扫描层的线标记位移），而是可以对线本身的声音位置加以调整以产生有着更佳角分辨率的同样旋转。
30 旋转。

 本发明的一个好处是可以容易地对现有的硬件和软件加以修改以产生所要求的图像。例如，利用已经出现在 SONOS 5500 系统中的余辉，

可以产生按照本发明现在的优选实施方案的图像而无需对硬件做任何改变。余辉在各个帧之间对图像产生一种时间平滑作用，从而将声音噪声（如回响），系统电子学的热噪声以及运动杂乱回波的影响加以隐蔽。

- 5 本发明已经发现可以将余辉用于不同的目的：产生具有深度成分的图像。余辉的工作原理是对来自相继帧内的相同扫描线的加权线数据加以平均，通过在平均中使用较重的加权而有利于最近采集的扫描线。因此，利用扫描层的标记扫描线的余辉可以实现本发明。

参照图 1，对余辉的平均方法通常是在扫描转换器 128 内进行扫描
10 转换之前由信号处理器 124 完成的。将信号处理器 124 进行简单的重新编程可以产生按本发明的余辉的子程序。另一种办法是可以将系统控制器 132 编程以完成线性组合或利用根据本发明的信号处理器 124 中的余辉子程序。还有一种办法是可以将来自束成形器 118 的数据传送给一台标准的 PC（未示出）以用于按本发明的处理。尽管较为昂贵，
15 但 PC 方案易于更新并且避免了需要花费的再现软件和/或专门的再现硬件。

在最简单的实施中，一个扫描帧内的扫描层在垂直方向被有规则地分隔，使之从层到层没有侧向的线位移。在再现时，利用从该层序列的一个端面到另一个端面的降级加权对每层的线加权，然后将这些
20 线加到其他层中它们的标记线上。最后的 3-D 图像代表就如观察者处于该层的正前面和无限距离之外的一种视角。前面的层（定义为具有最高加权的一个层）是最重要的，而在该前面层后的层则暗淡，这样通过产生一种模糊效应而给观察者一种深度感觉。在被扫描介质内横过侧线边界和在垂直方向后延伸的结构将在远离前层较远的距离上显得暗淡。
25

因为根据本发明的简单再现图像是一种正交投影，它不包括对深度透视的任何定标。即是说，离前端层的结构将不会像在实际的 3-D 观察那样标尺缩小。因为这种畸变，总的深度，因而总的层数会受到限制，使之图像具有高的宽-长比。这种情况被称之为“哈壳” 3-D 图
30 像。在典型的 3-D 超声扫描中，即使是采用透视和任选观察视觉再现，被使用者头脑所能认识和处理的深度信息数量也是有限的。因此，根据本发明所提供的图像可以提供的可识别深度成分同完全再现的 3-D

图像相当。

重新产生的透视和视差效应改善了任意体积形状和视角的显示。通过改变扫描帧内的声音线和层的布局可容易地获得这种效果。例如，通过在侧向对每个相继层的简单补偿即可改变有效视角。可以修改再现处理以增加不仅在垂直方向向后延伸也可以向侧面延伸的加权线。侧层位移距离除以垂直层步进距离的反正切即是有效视角。

虽然只对本发明的第 1 优选实施方案做了几种重点的描述，但本领域内的技术人员将懂得也可以做出其他的改变而不会偏离本发明的原则和精神以及在其权利要求和它们的等同项中所规定的范围。例如，除了具有共同的顶点之外，扫描层也可以是平行的。利用将扫描线源点沿平行线（或接近平行线）布置的束成形系数算法可以产生平行层。对于平行层，再现的深度对整个图像是恒定的，而不是朝顶点变薄。在再现相加中改变扫描线的加权可以强调或忽视层的贡献，从而容许对特殊观察深度的放大或甚至分离。某些参数，如垂直步进，组合的层数以及层加权分布都可以由用户单个或通过预案或预设加以控制。层加权分布可以随深度改变以补偿在具有共同顶点的层扫描中垂直分隔距离的变化。而且，除了 MHC 之外，可以使用诸如 JUR 或适配过滤器的非线性过滤器。作为例子，一种可能性是使用包含有每种强度值的过滤器系数的查表方法。利用强度累加功能的非线性适配过滤器将对分布于该累加层的结构提供可控暗度，这种强度累加功能在用户规定的最大值处被截止。

图 5 是根据本发明的第 2 种优选实施方案得到的一帧数据的扫描图。根据本发明的第 2 种优选实施方案，探头 114（图 1）是一种 2-D 探头，数据点值在深度方向被加以累加以提供 3-D 深度的视觉感觉。采用 2-D 探头的现有系统集中于扫描和再现完整的体积，但是根据本发明尽管整个体积被扫描，而利用改变对第 1 种优选实施方案所描述的过程则只有感兴趣区被加以处理，摒弃了传统的再现处理。

在图 5 中所示的实例中，由 2-D 探头 500 产生一组扫描层 502、504 和 506。该扫描层最好但并非一定要比传统体积扫描系统更相互靠近，使之在侧向和深度上都有紧密的均匀的合质采样。本领域中的技术人员将理解图 5 中的层数的选取只是为了便于解释，实际上它可以是任意的数目。

在图像处理期间，信号处理器 124（图 1）仅处理被束成形和被探测的数据的预选窗，例如只处理来自每条扫描线端点附近的数据。对于预选窗之外的数据，例如借助于窗过滤器而被舍弃。在图 5 所示的例子中，每条线上的 3 个端数据点被选用进行处理，例如进行相加或加权相加。在 3 条示例性线上标出了 3 个示例性数据点，数据点 508a，508b 和 508c 在层 502 的一条线上，数据点 510a，510b 和 510c 在层 504 的 1 条线上，数据点 512a，512b 和 512c 在层 506 的一条线上。本领域内的技术人员将认识到每条线上使用 3 个数据点，例如 3 个深度水平，仅仅是为了举例，实际上可以使用任何数量的数据点来形成最后的图像。

系统的标准深度控制决定何处是该体积组织声音线的“终点”，即是说，深至回波被记录的深度。每条声音线上的数据的时间窗是由信号处理器 124 预先决定的以对应于在扫描深度之内的目标之中的所选的浅深度范围。信号处理器 124 采用随深度而下降的相加系数优选产生每条线的时间窗中的加权数据之和。其结果是代表一平的薄组织片的深度再现的长方形数据组。该数据组内的每个点被视为单条扫描线的输出，然后通过显示单元 130（见图 1）。该显示单元 130 被编程使之以长方形光栅的方式显示该线数据-在本例中为点数据，而在各个点之间加以溶合以平滑图像。

获取一个窗口内的数据点的加权之和的过程同上面对第 1 种优选实施方案所描述的过程十分相似，不同的是对深度再现的累加是在深度方向，或径向而不是在垂直方向完成的。其累加过程（MAC）可以由本领域内的技术人员利用系统内现有的过滤硬件和软件（例如，有限脉冲响应-“FIR”，无限脉冲响应-“OR”，或适配过滤器）加以实现，这些软件和硬件当今被用于标准的 2-D 成像以平滑或边缘增强扇形图像。尽管扫描线的位置和深度范围是再现显示的主要决定因素，但再现过程本身是固定的。

虽然只强调了本发明的第 2 种优选实施方案的几种情况，但本领域内的技术人员将懂得可以进行其他的改变而不会偏离本发明的原则和精神，以及在其权利要求或它们的等同项中所规定的范围。例如，将扫描线加以分散，则图像的大小增大但牺牲了空间分辨率。而且，调整扫描线的深度，则扫描的水平位置可以相对探头面升高或下降。

被观察的肌体组织片也可以借助于协同改变所有扫描线的角度加以调整，使之该组织片的平面可以相对于探头面倾斜。另一种办法是通过在从一条扫描线向下一条扫描的单次规则前进中调整预选时间窗使之由该组时间窗所形成的组织片相对探头面而倾斜也可以获得同样效果。最后，根据每条扫描线的位置改变时间窗的位置可以产生不同形状的组织片，例如球形表面或曲面形表面。

虽然只显示和讨论了本发明的几种实施方案，但本领域内的技术人员应当懂得在这些实施方案中可以进行变动而不会偏离本发明的原则和精神以及在其权利要求和它们的等同项中所规定的范围。

10 本超声系统使用标准的，或稍加修改的现有 2-D 显示硬件和软件以产生有着 3-D 深度信息的图像。在产生这种图像时不需要复杂的再现硬件或软件。因此可以提供具有 3-D 深度信息的图像而不会增大集成工作站的成本。而且，再现的视觉 3-D 特性受控于声音扫描线的布局，被加入的声音线的标记，在相加时所选择的加权系数以及在声音
15 线中时间窗的选择。

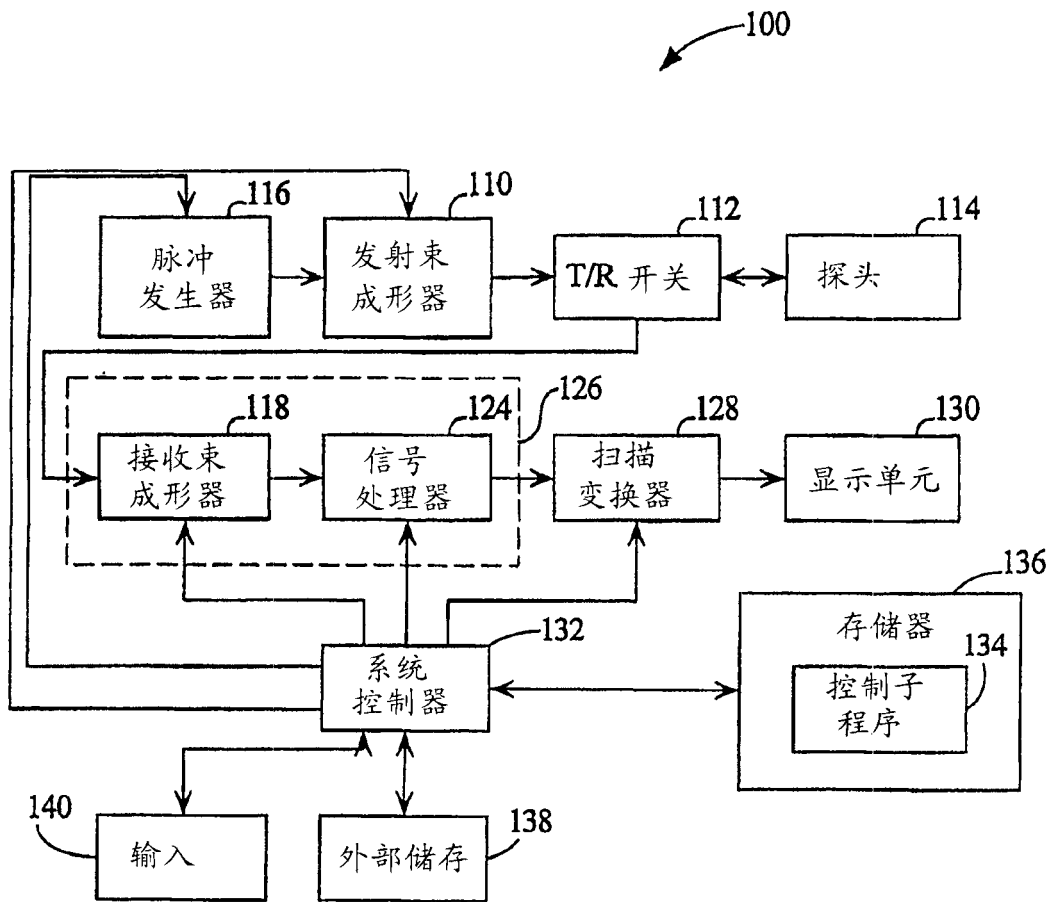


图 1

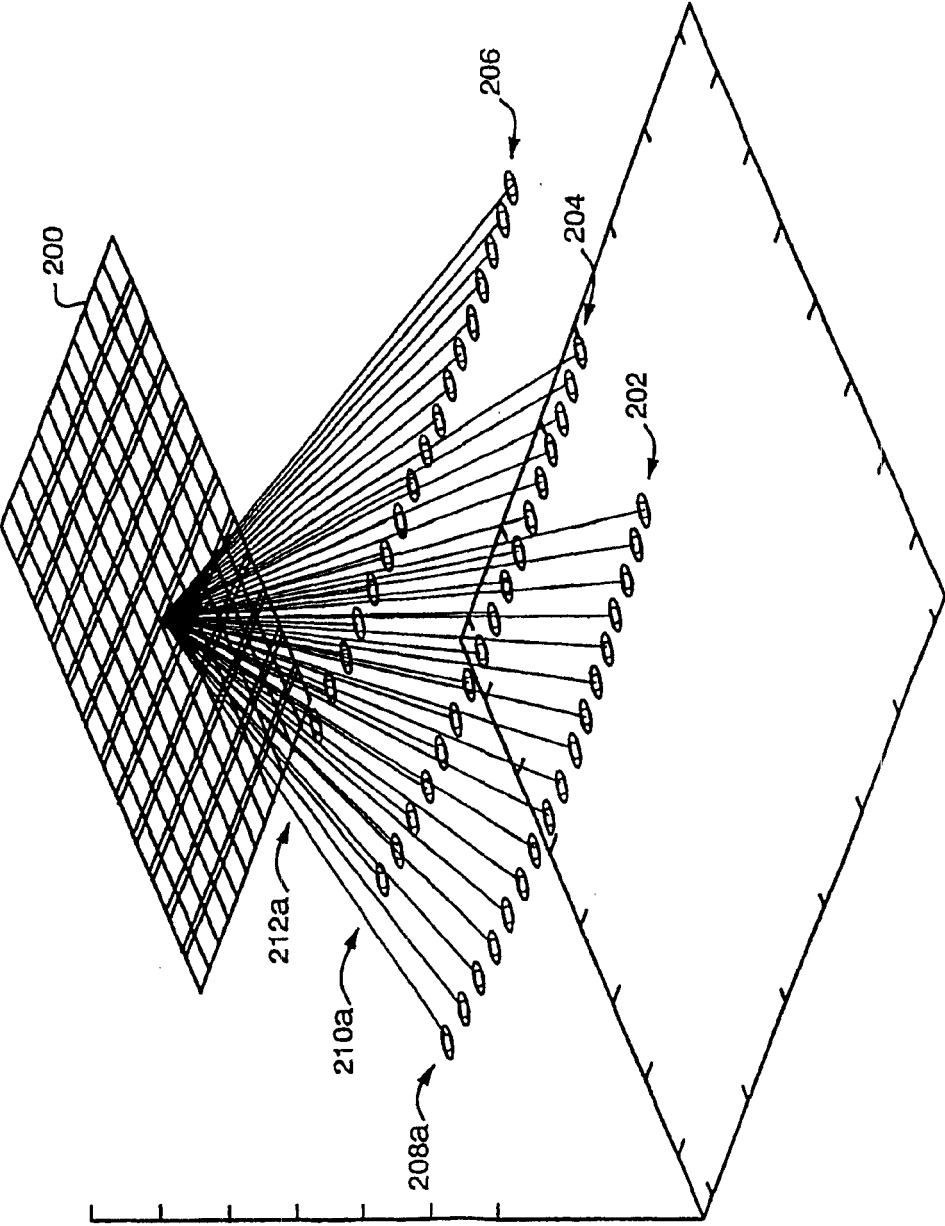


图 2

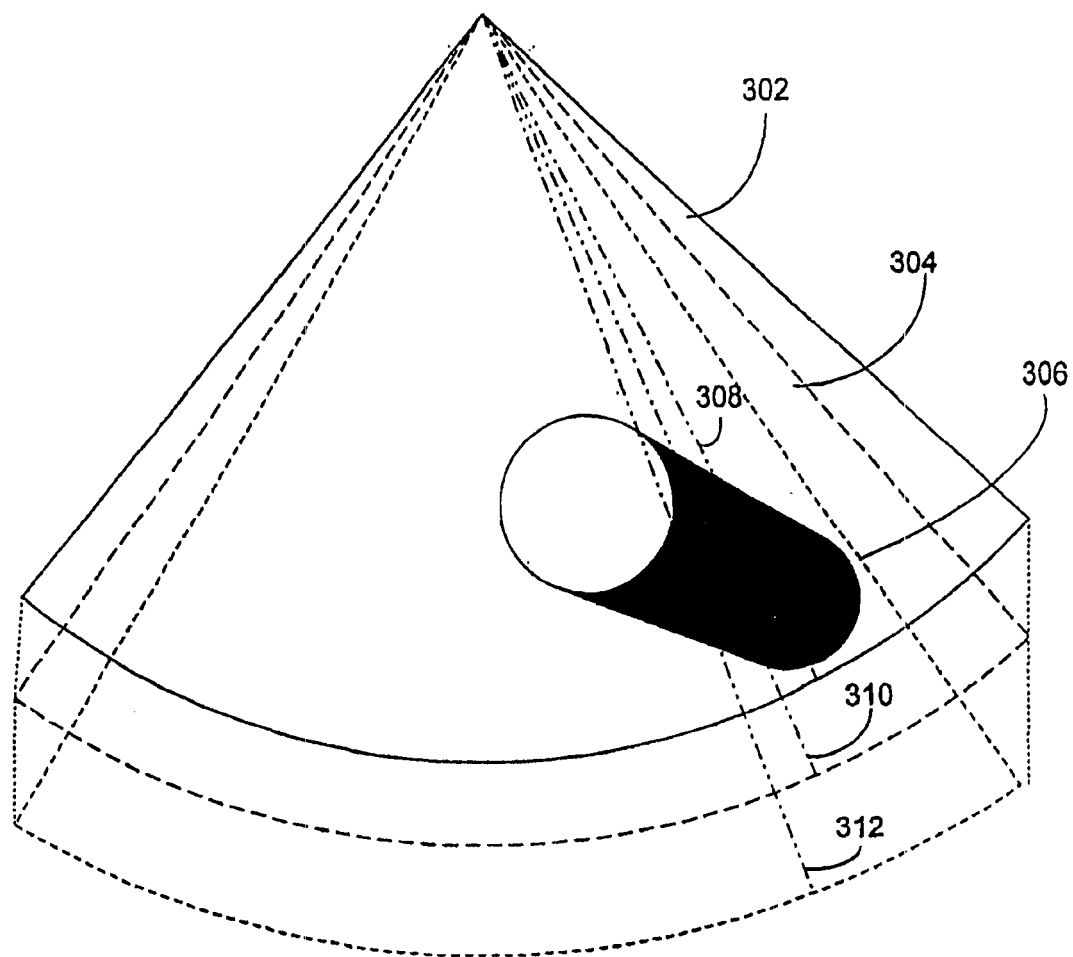


图 3

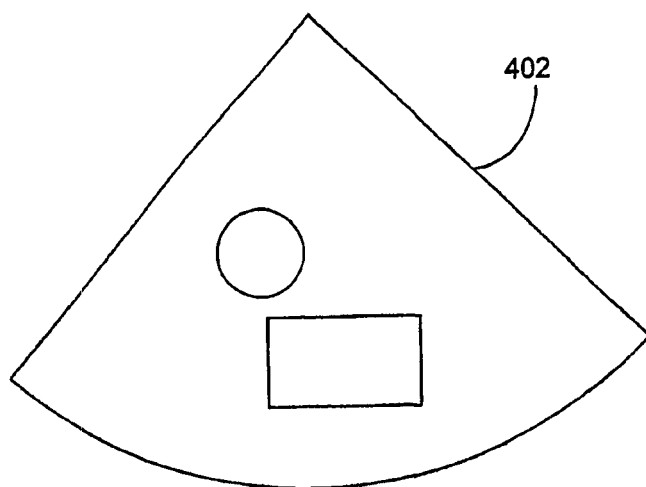


图 4A

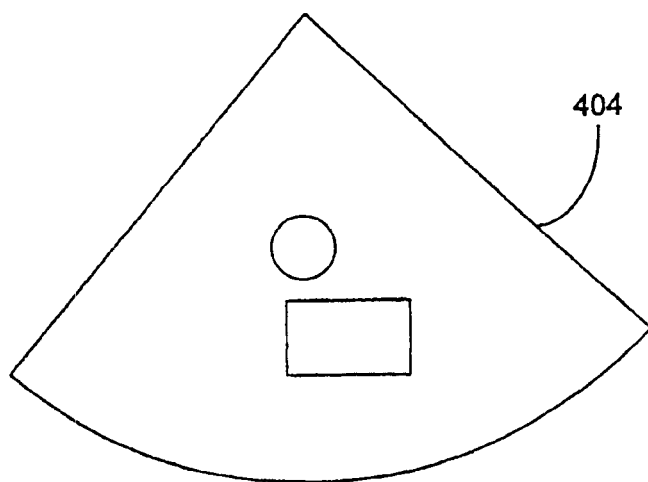


图 4B

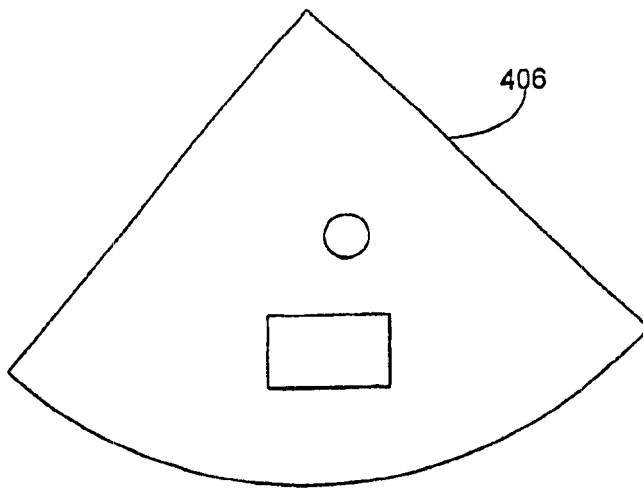


图 4C

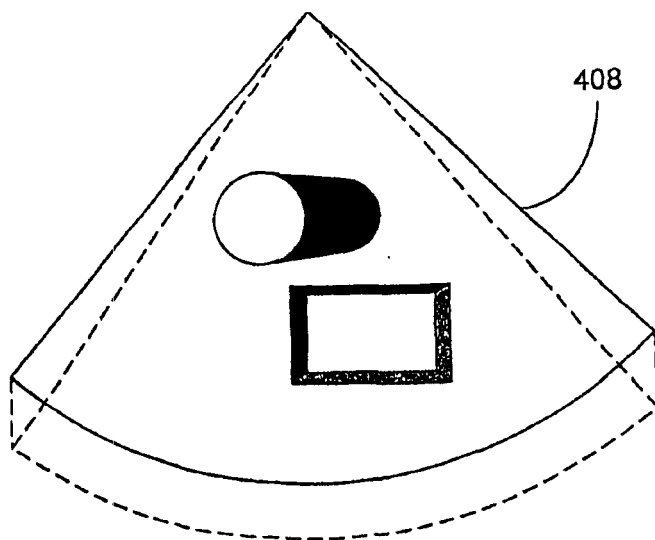


图 4D

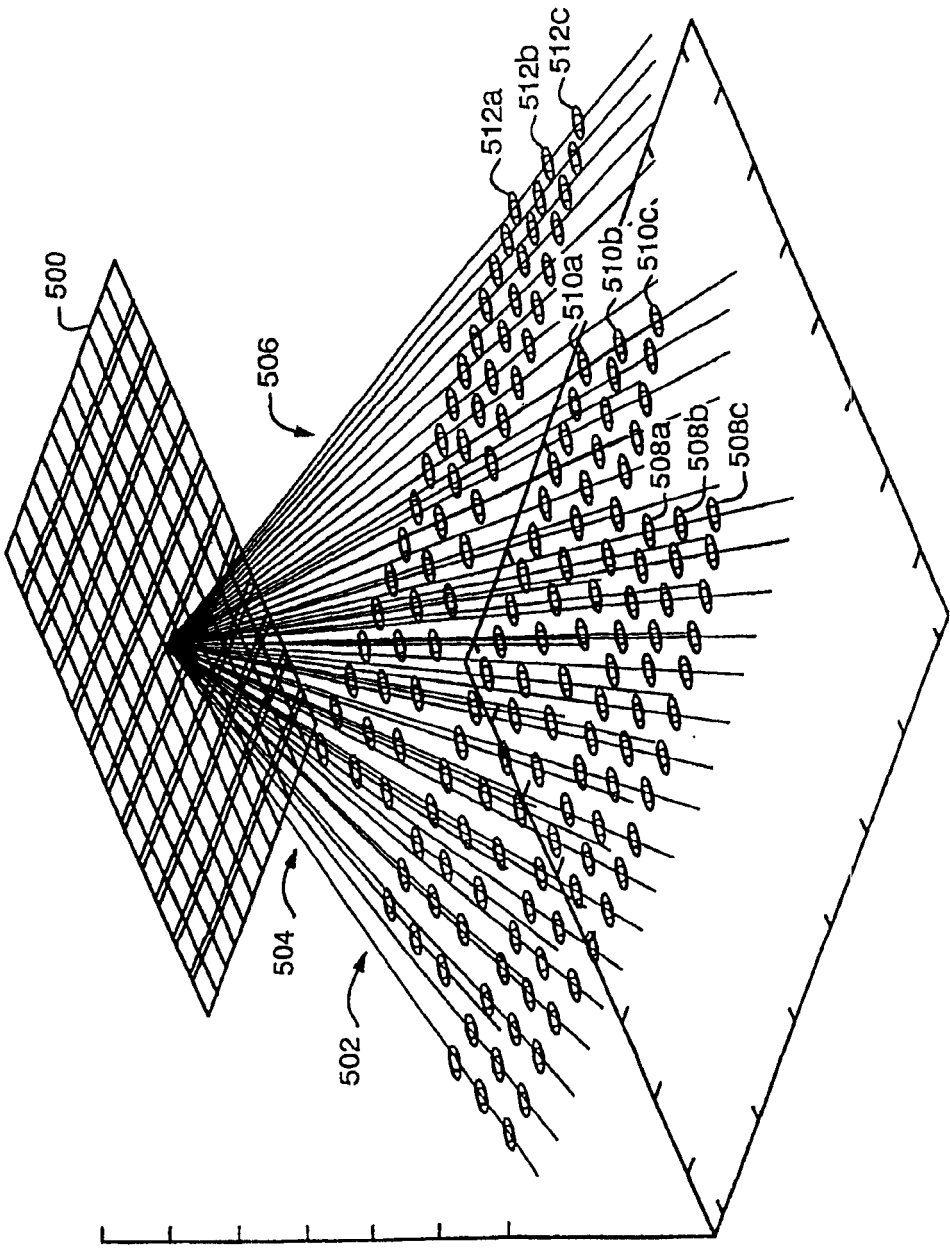


图 5

专利名称(译)	产生3 - D图像的超声系统		
公开(公告)号	CN1518668A	公开(公告)日	2004-08-04
申请号	CN02812390.5	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	MJ波兰德		
发明人	M·J·波兰德		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8993 G01S7/52069		
代理人(译)	吴立明 陈霁		
优先权	09/888185 2001-06-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种使用探头而很少或不需要专门的3 - D软件/硬件以产生有着深度信息图像的超声系统。控制单元用探头产生多个数据层，其中每个层有着多条数据点线。该控制单元监视来自扫描层匹配线以产生在显示中有着深度感觉的图像的数据点的组合。

