



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02801897.4

[43] 公开日 2005 年 10 月 5 日

[11] 公开号 CN 1678242A

[22] 申请日 2002.4.3 [21] 申请号 02801897.4

[30] 优先权

[32] 2001.4.4 [33] US [31] 09/825,720

[86] 国际申请 PCT/US2002/010469 2002.4.3

[87] 国际公布 WO2002/093548 英 2002.11.21

[85] 进入国家阶段日期 2003.1.28

[71] 申请人 飞利浦电子北美公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 M·D·波兰 B·J·萨沃尔德

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

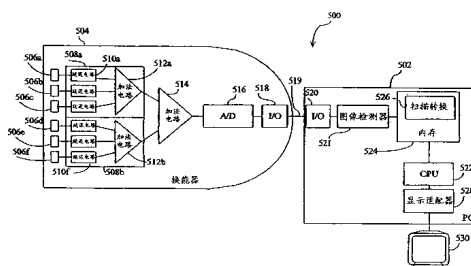
代理人 温大鹏 章社杲

权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 6 页

[54] 发明名称 静态聚焦超声设备及方法

[57] 摘要

一种应用具有两维分布的单元的换能器装置和波束生成器的超声系统，该波束生成器对于形成的每个波束来说，按照用以形成波束的每个单元选定的预设延迟值采样各使用单元的输出，形成用于形成类似数据集的 C 扫描的波束。



1. 一种超声系统, 包括:

具有二维分布的多个单元的换能器装置; 以及

波束生成器, 对于每帧形成的每个波束来说, 该波束生成器采样

5 每个使用单元的输出, 以产生每个波束选择点中央的薄片内的数据, 薄片的厚度基本上小于换能器的可用深度。

2. 如权利要求 1 所述的超声系统, 其特征在于, 波束生成器采样每个使用单元的输出, 以产生每个波束选择点的数据。

3. 如权利要求 1 所述的超声系统, 其特征在于, 波束生成器在每
10 一帧内的任意几何形状上产生多点数据, 每个波束对应一点。

4. 如权利要求 1 所述的超声系统, 还包括:

接收来自波束生成器的数据并产生适于显示的数据的处理器。

5. 如权利要求 4 所述的超声系统, 还包括:

集成了换能器和波束生成器的第一机架; 以及

15 支撑处理器的第二机架。

6. 如权利要求 4 所述的超声系统, 其特征在于, 配置用于处理器向波束生成器提供延时值。

7. 如权利要求 4 所述的超声系统, 其特征在于, 配置处理器用于执行波束生成器数据的扫描转换处理。

20 8. 如权利要求 4 所述的超声系统, 其特征在于, 处理器是个人计算机的一部分。

9. 如权利要求 4 所述的超声系统, 还包括:

连接波束生成器和处理器的串行接口。

10. 如权利要求 9 所述的超声系统, 其特征在于, 串行接口是 USB
25 接口。

11. 如权利要求 10 所述的超声系统, 其特征在于, USB 接口符合 USB1.0, 1.1, 或 2.0 规范。

12. 如权利要求 10 所述的超声系统, 其特征在于, 换能器装置和波束生成器通过 USB 接口供电。

30 13. 如权利要求 10 所述的超声系统, 其特征在于, 换能器装置和波束生成器使用 USB 接口提供的时钟信号。

14. 如权利要求 9 所述的超声系统, 其特征在于, 串行接口是基于

IEEE 1394 的接口。

15. 一种超声系统，包括：

具有单元矩阵的换能器装置；

波束生成器，该波束生成器利用帧中每个焦点的每个单元的静态

5 延迟形成波束；以及

接收来自波束生成器的数据并产生适于显示的数据的处理器。

16. 如权利要求 15 所述的超声系统，其特征在于，波束生成器有
多个组以及将各组输出累加的总加法电路，每组包括多个单元、一个
根据从处理器信息获取的值延迟每个单元输出的延迟电路，和一个累
10 加该组中每个延迟电路输出的加法电路。

17. 如权利要求 15 所述的超声系统，还包括：

集成了换能器和波束生成器的第一机架；以及
支撑处理器的第二机架。

18. 一种超声系统，包括：

15 具有单元矩阵的换能器装置；以及

波束生成器装置，其在接收过程中利用静态延迟产生描述厚片的
回波数据。

19. 一种得到超声数据的方法，包括：

用至少二维分布的多个单元声穿透一区域；

20 用静态焦距接收回波；以及

基于接收到的回波显示图像。

20. 如权利要求 19 所述的方法，还包括：

基于接收到的回波形成数据厚片；以及

其中，所述显示步骤包括显示部分厚片数据表示。

25 21. 如权利要求 19 所述的方法，其特征在于，接收的步骤包括：

通过累加信号和每个单元的固定延迟从单元矩阵中波束生成信
号；

22. 如权利要求 19 所述的方法，还包括：

通过串行接口把数据从用于声穿透该区域和接收回波的换能器传
30 给处理单元。

23. 一种超声系统，包括：

多维分布的多个单元，该单元输出代表接收到的回波的信号；

多个采样器，每个单元至少与一个采样器相连，对于多个声音事件的每一个事件，定时每个采样器从一相关联单元获得信号，该单元描述任意几何形状上的单点位置。

24. 如权利要求 23 所述的超声系统，其特征在于，每个单元至少
5 和两个采样器相连。

25. 如权利要求 23 所述的超声系统，其特征在于，每个采样器包括一个开关，该开关响应控制信号，在预定的延迟后闭合预定的一段时间。

26. 如权利要求 23 所述的超声系统，其特征在于，每个采样器包
10 括一个开关，该开关响应控制信号，在预定的延迟后在预定时间内顺序打开和关闭预定的次数。

27. 如权利要求 23 所述的超声系统，还包括：

接收来自多路采样器的数据并产生适于显示的数据的处理器。

28. 如权利要求 27 所述的超声系统，还包括：

15 连接采样器和处理器的适配卡，该处理器接收来自采样器的数据，处理所述的数据以产生代表接收到的回波的数据，并将该数字数据提供给与处理器相连的存储器。

29. 如权利要求 27 所述的超声系统，其特征在于，适配卡是 PC 卡。

30. 如权利要求 27 所述的超声系统，其特征在于，采样器采集来
20 自任意几何形状的数据，该几何形状利用多个单元相对侧上的虚顶点形成任意形状。

31. 如权利要求 27 所述的超声系统，其特征在于，采样器采集来自任意几何形状的数据，该几何形状利用多个单元同侧上的虚顶点形成任意形状。

25 32. 如权利要求 27 所述的超声系统，还包括：

连接来自多帧的数据以生成数据超集的图像处理单元，该数据超集描述的区域大于任一帧数据描述的区域。

静态聚焦超声设备及方法

发明背景

5 超声换能器装置发射超声脉冲并接收回波。通常超声装置通过多路发射脉冲，并利用接收到的多路回波产生截面或立体图像。该操作典型地被称为“扫描”、“扫掠”或“转向”波束。大多数超声系统中，扫描被快速重复以便在一秒内得到多个图像（“帧”）。

10 实时超声波扫描技术是指扫描的同时超声图像以快速连续的方式呈现。扫描可通过机械方式（通过物理上振荡一个或多个换能器单元）或电气方式进行。到目前为止，现代超声系统中最常见的扫描方式是电气方式，其中，一组换能器单元（称为一个“阵列”）线性排列并由一系列电脉冲激励，每个单元一个脉冲，脉冲定时发生，构成一个扫描动作。

15 在线性时序阵列中，通过激励换能器单元的连续（和交叠）子群，越过整个阵列扫描孔径。在线性相位阵列中，所有（或几乎所有）单元由单脉冲激励，但相邻单元间有一个小的（通常小于 1 微秒）时差（“相位”），以便产生的声音脉冲沿某一特定方向累积（称为“转向”）。除转向波束外，相位阵列还可以通过以相位延迟的方式产生曲度，沿深度方向聚焦波束。曲度大可使焦点靠近换能器阵列，曲度小则焦点加深。延迟也可和线性时序阵列一起使用来提供聚焦。

20 当阵列收到回波时，单元的电输出被延迟，以便阵列在特定方向上敏感，在特定深度具有监听焦点（listening focus）。当传输脉冲通过被成像的对象组织沿波束的整个深度聚焦时，接收焦点深度可持续增加。该持续变化的接收焦点称为动态聚焦。传输焦点和动态接收焦点相结合极大地提高了图像大深度范围内的细节分辨率。

25 产生各种延迟的设备称为波束生成器。已知的波束生成器传统上工作在模拟领域，其采用每纳秒可传输一个新数据点（动态延迟）的昂贵的波束生成电路。最近开发出了通过改变数字内存的读取次数来提供延迟的数字波束生成器。虽然数字波束生成器需要昂贵的内存、精确的时钟设备和大的定时表，但与它们相应的模拟器件相比，这些器件便宜且体积小。这些数字波束生成器对制作价格可取、可便携且

与固定式同类设备功能接近的超声设备给予了希望。

已知的便携式超声设备探头采用一维换能器装置（已知的可用设备采用线性时序阵列），产生从探头表面延伸的平面上的图像。目前，有两类便携式超声设备：超声专用设备和 PC 附加设备。

- 5 超声专用设备是简单的小型化超声设备，典型地带有数字波束生成器，该设备是大型独立设备的复制。这种设备的一个例子是 SONOSITE 公司销售的 SONOSITE 设备。不象笔记本计算机，大部分大型先进的（top-of-the-line）超声系统的电路和软件不适于小型化。大型传统器件，如波束生成器，小型化时会失去作用。PC 附加设备试图将换能器装置和波束生成器集成在探头架上。探头被连到 PC，典型地为配置好的笔记本计算机，根据波束生成器数据生成图像。这种设备的一个例子是 TERASON 的 TERSON2000。
- 10

- 超声技术中引起明显注意的另一区域是带有包括单元矩阵（如由 3136 个单元组成的 56x56 阵列）的换能器装置的探头，有时称为二维或矩阵探头。因为矩阵探头允许波束二维转向以及前述的深度方向聚焦，目前的工作涉及应用矩阵换能器装置来捕获用于再现三维图像的大量超声数据。遗憾的是，由于缺乏可实时处理矩阵换能器产生的大量数据的价格合适的图像处理资源，大型实时全带宽的三维图像的商业化可能还要好几年。目前没有已知的可买到的便携式超声设备使用
- 15
- 20 矩阵换能器装置，可能是因为实现传统的动态聚焦波束生成器的费用随抽取的矩阵探头单元的个数增加而成倍增加。

- 超声成像总是需要在图像质量和处理换能器的数据以得到用户期望结果所需的图像处理资源之间的折衷。获得数据的速率是受物理限制的（声音在人体中传输只能那么快），而处理这些数据的图像处理类型是受处理数据的图像处理资源的数量和质量限制的。如果期望得到实时成像，通常，另一个限制因素是处理系统获得数据的速率。
- 25

- 超声数据典型地是按帧获得的，每帧代表从换能器表面发出的超声波束的一个扫掠。一维换能器产生二维矩形或饼形的扫掠。二维换能器可以产生预定的三维形状或立体扫掠。据估计，要完全实时处理一个相当大容量（60°×60°）的超声数据，需要一个 16x 并行度的波束生成器。这样的波束生成器会非常昂贵，尤其是在超声系统的可接收价格迅速降低的市场。目前的努力集中在无需全部处理而仍可销售的
- 30

三维超声系统的途径上，该超声系统能产生可接收的图像而价格可与当前的二维系统竞争。目前没有已知的便携式的三维解决方案。

图 1 是已转让给本申请受让人的待审未结的美国专利申请 09/633,480 中描述的已知的三维超声成像系统 100 的模块图。

5 09/633,480 申请中描述的设备利用交错扫描再现三维图像，显示由矩阵换能器装置产生的数据生成的实时图像。当提供技术状态显示时，其允许使用相对标准的单元来减少费用。图 1 所示的系统目前还没有出现在便携包中。

超声系统 100 利用标准个人计算机（“PC”）102 作为三维图像处理器，优选采用插值数据产生图像。超声系统 100 有一个矩阵换能器装置 104，并利用了子群波束生成的概念。在图 1 所示例子中，只例示了单元 106a 到 106f，但本领域的普通技术人员明白可以使用任何数量的单元。换能器 104 优选使用 ASICs 108n 系列配置成用于子群波束生成。波束生成中子群的使用在美国专利 No. 5,997,479 和美国专利
15 No. 6,126,602 中描述过，这两项专利均被转让给了本申请的受让人，在此引用两者的主题作为参考。

图中显示了两个 ASICs 108a 和 108b，对应于单元 106a-f。示例中每个 ASIC 108n 与 3 个单元连接，虽然其他设计也可以，如每个 ASIC 108n 可连接 5 个，15 个或 25 个单元。每个 ASIC 108n 都具有多路延迟
20 电路 110n（连到 ASIC 108n 的每个单元的一个延迟电路），该电路以众所周知的方式将连接单元 106n 的输出延迟一个可编程量，从而聚焦和转向声束。每个 ASIC 108n 中加法电路 112n 累加延迟电路 110n 的输出。

每个 ASIC 108n 的输出被输入到扫描器 114 以完成波束生成，扫描器 114 优选位于超声系统 100 的主机架。每个 ASIC 108n 的每个加法电路 112n 的输出首先由相应的 A/D 换能器 116n 进行 A/D 转换。每个加法电路 112n 转换后的输出被相应的延时电路 118n 延迟，然后再由加法电路 120 与其它各路的转换延迟输出相累加。提供执行图像检测的电路（未示出），也许是作为加法电路 120 的一部分，该电路通
30 过对累加信号执行图像检测过程来产生回波数据。扫描控制电路 124 利用存储在内存 122 中的延迟系数来控制扫描器 114 和换能器 104 的定时和动作。在图 1 所示的情况下，每个延迟电路 110n 的延迟在单束

波接收过程中是不变的,但延迟电路 118n 的延迟在接收过程中是动态变化的以实现动态聚焦。

5 扫描器 114 的输出通过 I/O128 被送到主机架中的后台 126 做随后的信号处理。后台 126 执行二维信号处理,而 PC 102 执行三维信号处理。后台 126 设有一个扫描换能器 130,该换能器将二维扫描数据转换成 X-Y 空间数据。扫描转换后,输入图像处理单元 131,该单元可配置成执行多种二维图像增强处理,如颜色流,多普勒等等,以产生在显示器 104 上显示的图像数据。

10 通道型链路发送器 132 将后台 126 接收到的回波传给 PC 102,PC 102 通过一个通道型链路接收器 134 接收回波数据。通道型链路可由符合低压差分信号标准的芯片对构成,这些芯片组可从很多厂家买到。如图所示,传到 PC 102 的数据在扫描转换前由后台 126 的数据总线获得。

15 CPU 136 执行计算任务,包括在内存 138 中所存储程序的控制下进行三维扫描转换(转换成 X-Y-Z 空间量)。CPU 136 生成显示数据,这些数据构成了到监视器 140(例如,通过 AGP 视频卡(未示出))的随后输出的基础。PC 102 借助于扩展卡,如东芝提供的 VOLUMEPRO 系列卡,执行三维再现和三维数据操作。本领域普通技术人员已知的三维再现,将三维数据转换成适于在二维屏幕上显示的数据。再现过程
20 的第一步是识别与视景一起成像的平面。之后数据集从所选视景中被切片(slice)和再现。有时,平面被立体再现,也就是使用所选平面“背后”的平行平面中的数据增强该平面。总之,三维系统产生的图像(下文称为“三维图像”)与传统二维系统产生的图像的区别是:
a)三维图像相对于探头表面可以任意旋转;以及 b)三维图像可立体再
25 现,包括提供深度感觉的切片附近的图像数据。

图 1 所示装置是当前三维超声系统的代表,其中产生再现图像需要大量的处理资源及复杂的信号处理设备。虽然最后通常产生的主要仍是二维图像。三维超声系统的设计者主要考虑的一点是如何从大量的数据中产生显示图像。如上所述,大部分方法是围绕识别重要的平
30 面和显示来自该平面,可能还有稍微在该平面后面的数据。

本发明者认识到,事实上,矩阵探头的一个重要贡献是具有用大量数据成像任意平面的能力。由此,他们发现了使用矩阵探头直接在

探头视野内成像任意几何形状的设备和方法。其不需要大量的处理资源或复杂的信号处理设备，而使二维图像的呈现基本类似于传统三维超声系统产生的一种图像。本发明者还进一步发现了用于制造应用矩阵探头的便携式超声设备的装置和方法。

5 附图简述

结合附图，从详细描述中可获得对本发明的理解。这些附图是：

图 1 是已知的超声成像系统的模块图。

图 2 是根据本发明优选实施例使用超声成像系统的方法的示意图。

10 图 3 是根据本发明优选实施例使用超声成像系统的方法的示意图。

图 4 是根据本发明优选实施例使用超声成像系统的方法的示意图。

图 5 是根据本发明第一个优选实施例的超声成像系统的模块图。

15 图 6 是根据本发明第二个优选实施例的超声成像系统的模块图。

优选实施例描述

现在详细参考本发明的优选实施例，其中的例子示于附图中，其中类似的附图标记始终是指类似的单元。

20 本发明者发现，与常识相反，通过前述的动态聚焦和使用矩阵探头，可用最少的硬件和处理资源产生可接受的二维 C 扫描型图像。本发明者发明了一种新的成像方法，利用矩阵换能器装置产生品质极好的二维图像，这种图像与由传统一维探头产生的二维图像相比有很多优点。重要的是，利用这种方法构造的设备避免了使用昂贵本领域指定的波束生成器，从而使其适用于便携系统。这种系统也可通过获得
25 厚片数据来呈现可接受的三维图像。

本申请中所述的设备优选为根据所需的用途即超声成像而专门构造，但这里所述方法可在通用计算机或其他网络设备上操作并与所述的超声成像设备交互，这些机器或设备由计算机存储的例程选择性地激活或重新配置。这里所示的过程并不局限于某种特殊的超声系统、
30 计算机或其他设备。具体而言，各种机器均可使用这里所示的程序，或者构造更加专业的设备来实施所需的方法步骤可证明会更方便。在某种情况下，期望硬件具有某些特性，这些特性将在下文充分讲述。

这些硬件的必要结构会在下文描述中出现。可实施本发明功能的机器包括下述公司生产的机器，如 AGILENT TECHNOLOGIES, ADVANCED TECHNOLOGY LABORATORIES, INC 以及超声设备的其他生产厂家。

关于这里所述的方法，本领域的普通技术人员明白，存在实施这些方法的大量平台和软件编程语言。本领域的普通技术人员也明白具体平台和语言的选择通常服从于实际构建系统的特性，以致于可工作于一种系统的平台和语言未必对另一种系统有效。

图 2 是根据本发明优选实施例使用超声成像系统的方法的示意图。图 2 显示了一个 6×6 矩阵换能器装置 204 和根据本发明形成的代表性波束（也称为“扫描线”）。每条扫描线由一系列从每个单元 206n（为便于解释，只标注了单元 206a 到 206f）到特定焦点 242a 至 242i 的单个声路线形成。

本领域普通技术人员明白，图 2 只是换能器装置 204 工作的概念表示，其中每个单元的输出输入信号并不完全沿图示的线条前进，而是用线条和焦点表示，根据传递到每个单元 206n 的驱动信号的延迟，由每个单元 206n 输出的信号的效果。通常，每个焦点 242n 代表从单个扫描线，或“波束”得到的数据，而焦点 242a-242i 的集合代表一帧。

为使附图可以理解，只画出了焦点 242a-242i。然而，本领域普通技术人员明白，每帧扫描线的数量是基于分辨率和帧速率之间折衷的一个设计选择。优选地，与相应的装备一维探头的系统相比每帧要产生更多的扫描线。通常，每帧扫描线的数量应按传统的三维成像系统的选择标准进行选择。

根据本发明的优选实施例，扫描线集合（如，一帧）中每条扫描线的接收延迟设定为等于沿每个单元相应的线条往返于焦点的时间。每个单元 206n 扫描线条的延迟是不变的。换句话说，虽然每个单元的接收延迟在不同波束间是变化的，但对于给定的波束，在该波束的整个接收过程中是不变的。而优选为如下文所述，每个单元的接收延迟不一定必须与传输焦点的往返时间一致。

每个焦点 242n 按预定的任意几何形状排列，如平面、曲面或其他形状如截头圆锥形（称为“任意几何形状”）。在某种意义上，连续接收焦点可通过使用矩阵探头和静态焦点取代，其通过在探头表面延

伸平面上的一维探头而得到。为了代替从探头延伸面上的多个接收点上聚焦，本发明的每条扫描线聚焦在一点，其中焦点按任意几何形状排列，实际上是在成像形状的表面给出动态焦点。优选为这些焦点共面，虽然本领域普通技术人员明白其他形状，如凹或凸状弯曲，根据被成像的对象也是有用的。

扫描线可能具有金字塔或平截头体形状，或者是平行的（对于“线”形）。如果用平行形状，扫描视域与探头孔径大小相同。如果用平截头体形状，扫描视域可能大于探头孔径，然而，根据焦点深度，要得到与平行形状相似的分辨率会需要更多的扫描线。

当用于成像任意平面时，根据本发明产生的扫描类似于称为“C扫描”的扫描类型。通常，术语“C扫描”是指不与换能器相交的任意平面的扫描。本发明产生类似于C扫描的扫描，因为不一定与换能器相交（虽然选择合适的成像平面延迟可能与探头表面相交）。请注意，本发明不限于平面，而是可以成像任意几何形状。而且，根据本发明，与C扫描的传统概念不同的是，本发明产生的C扫描会有厚度。根据本发明的扫描产生的数据可代表与通过传输和接收波束的交叠成像的厚度相同的厚度。这样，本发明产生的数据集可代表厚度大致等于或小于扫描线域深度的一个“厚片（slab）”。静态传输和接收焦点可在短距离内相互取代，以增加合成波束的有效域深，从而增加厚片深度。

显示产生的厚片数据至少可用两种技术。第一种技术，可把它看作是切片并按全矩阵再现的数据矩阵。换句话说，厚片可用已知的方法再现成三维图像，包括厚片切片的二维显示。可在超声系统上提供控制以允许用户调节厚片的厚度和/或切片成像的深度。第二种技术，厚片中的数据可以在每个波束的深度上累加（或平均）。

总之，调换预选的视平面，可用有限的数据集产生可接受的三维图像，如下文所述，该数据集可用非常简化的波束发生器获得。本发明的一条思路是不从整个体积得到数据而后切片得到视景，而是直接从切片表面得到数据。

成像平面、外形或厚片的形状和方向可根据成像的结构选择。对薄的外围脉管扫描来说，可采用浅焦点选择与皮肤平行的扫描面。因为厚片的深度大约是常数，用户可简单扫描病人来观察皮下层。利用

已知的技术，如图像关联，一系列图像可被接合在一起向用户提供一幅大图。另一个例子，通过倾斜厚片 45 度，标准心脏视图可在胸廓探头内复制。图 3 和图 4 显示了有效扫描平面定向的其他例子。

图 3 是根据本发明优选实施例使用超声成像系统的方法的示意图。图 3 显示了一个 6×6 的矩阵换能器装置 304 和根据本发明产生的代表性的扫描线。具体而言，图 3 显示扫描线从换能器装置 304 表面上方的一个虚扫描起点发出，并在焦点 342 n 聚焦。为清楚起见，删除了到每个单元的声路。这样扫描平面 344 基本平行于换能器装置 304 的表面。这种配置通过提供显著大于物理孔径的视域，便于皮肤表面附近的结构成像。本领域普通技术人员明白，多帧数据可以接合起来形成一个具有大于其中任何一帧的图像区的区域的图像。

也可以构造扫描线，从而产生换能器装置 304 表面下方的虚顶点。这称为“锁眼”扫描，其对于穿过固体结构如肋骨或其他障碍物周围的扫描非常有用。

图 4 是根据本发明优选实施例使用超声成像系统的方法的示意图。图 4 显示了一个 6×6 的矩阵换能器装置 404 和根据本发明产生的代表性的扫描线。具体而言，图 4 显示扫描线从换能器装置 404 表面的一个虚扫描起点发出，并在焦点 442 n 聚焦。形成的扫描平面 544 偏斜于换能器装置 404 的平面。通过调整平面的偏斜程度，可以复制与一维换能器产生的视景类似的甚至更好的视景。例如，可能产生显示其精确截面的左心室瓣膜“真正”的短轴视景。

本发明，正如图 2-4 所描述的，可在多种超声系统上实施。图 5 和图 6 是本发明的两种优选结构。然而，本领域普通技术人员明白，本发明可在使用了传统动态延迟的波束生成器的现有体系结构上实施，虽然在这样的系统中将严格地使用最昂贵的硬件。

图 5 是依据本发明实施例的超声成像系统 500 的简化模块图。超声系统 500 是本发明基于现有技术进行优化的。相关领域的普通技术人员明白，如图 5 所示，超声成像系统 500 和随后描述的该系统的运行试图广泛地代表这类系统，任何具体的系统可以有别于图 5 所示，尤其是这类系统的构造和运行的细节方面。图 5 是举例说明本发明的发明特性的简化图。本领域普通技术人员会明白为增强对本发明的理解，略去了某些单元，包括如接收过滤器。这样，超声成像系统 500

被看作是示例性的而不仅限于这里所述的发明或所附的权利要求书。

超声系统 500 利用一个处理单元 502 作为图像显像单元，优选但不是必须的，用标准个人计算机（“PC502”）实现。超声系统 500 设有一个矩阵换能器装置 504。图 5 所示例子中，只例示了单元 506a-506f，但本领域普通技术人员会明白可用任何数量的单元，如 48×60 的单元阵列就是一个选择。

换能器装置 504 优选应用一系列 ASICs 508n 配置以进行子群波束生成。ASICs 508n 优选基于 ASICs 108n。图示了两个 ASICs 508a 和 508b，对应于单元 506a-506f。示例中，每个 ASIC 508n 与三个单元相连。根据集成程度，任何数量的单元，如 25，75，120，150 个等等都可连到每个 ASIC 508n。然而，根据优选实施例每个 ASIC 508n 有 20 个单元。每个 ASIC 508n 设有多路延迟电路 510n（连到 ASIC 508n 的每个单元的一个延迟电路），延迟相连的单元 506n 的输出以聚焦和转向声束。

根据现有技术，对于任何给定的波束，任何给定的延迟电路 510n 的接收延迟是不变的。因此，延迟单元 510n 不必有动态接收聚焦的能力。其允许用相对便宜且小型的电路作延迟电路 510n。虽然这样的波束生成电路是已知的，目前的常识要求在几乎任何应用中都要应用具有动态接收聚焦能力的动态延迟波束生成电路。本发明不用这么复杂的电路而仍有所述的优点。注意根据本发明的方法也可采用使用了传统动态延迟波束生成器的超声设备，例如通过禁止动态接收聚焦。注意动态接收聚焦不需要被“禁止”，而是系统只采样任意几何形状的数据。

虽然动态接收聚焦的缺乏严重限制了探头 104 可达到的域深，但是用这种配置可得到可接受的二维图像，并且如上所述可提供与传统一维探头得到的二维图像相比显著的优点。图 5 所示配置特别适用于便携式超声设备，因为它在其中使用尽可能少的空间和电力。

加法电路 512n 合并每个 ASIC 508n 中延迟电路 510n 的输出。加法电路 514 合并每个 ASIC 508n 的加法电路 512n 的输出。优选为，2880 个单元 506n 分组成 144 个子群，每个子群 20 个单元。优选为，144 子群中 128 个用于成像，需要 128 个 ASICs 508n，其输出由加法电路 514 累加。

加法电路 514 的输出由 A/D 换能器 516 进行 A/D 转换, 并由包括 I/O 控制器 518 和 520 以及传输介质 519 的通信链路送到 PC 502。根据优选实施例, 通信链路是通用串行总线 (“USB”) 链路。USB 是连接外围设备和 PC 的工业标准接口, 向所连外设提供 5V 2.5W 的功率。

5 目前使用的 USB1.1 标准的数据传输速率可达 12M 比特/秒。利用 USB 同步传输协议, 60M 比特/秒的周期性突发数据是可能的。这样的速率对超声探头的 RF 捕获是足够的。将来的 USB2.0 标准将提供 480M 比特/秒的传输速率。本领域普通技术人员会明白其他接口如 IEEE 1394(所谓的 “FIREWIRE”) 也可应用。此外, 根据本发明的实施, 直接连到
10 PCI 总线或并行口也是可行的。可通过 PCI 卡或甚至 PC 卡连到 PCI 总线。如果数据传输前被压缩, 还存在其他选择, 如低速串行连接。

每个 I/O 控制器 518 和 520 可包括例如, CYPRESS SEMICONDUCTOR 的低功率 USB 集成芯片。这种集成芯片典型地包括足够的 RAM 以存储波束生成数据的一条线路, 以及一个 8051 微控器以协调到 PC 的同步
15 传输。这种设计的主要优点是 ASICs 508n 和线路定时的时钟可来自 USB 传输本身: 当传输发生时, 在 RAM 中利用该时钟进行下一条线路的获取和存储。

加法电路 514 的输出被图像检测器 521 转换成代表组织亮度相对于时间变化的振幅 “包络” 信号 (称为 “回波数据”)。包络信号随后在 CPU 522 的指令下被存储在 PC 502 的内存 524 中。扫描转换处理
20 526 作用于这些数字数据, 以产生通过显示适配卡 528 最终显示在显示器 530 上的数据。CPU 522 通过计算出的和/或存储在内存 524 的延迟系数控制换能器 504 的定时和运行。

图 6 是根据本发明第二个优选实施例的超声成像系统 600 的模块
25 图。图 6 所示设备表示了与传统波束生成器设计的不同, 并且为了高度优化使用本发明, 摒弃了所有不必要的硬件。相关领域的普通技术人员明白, 如图 6 所示, 超声成像系统 600 和随后描述的其运行试图广泛地代表这类系统, 任何具体的系统可以有别于图 6 所示, 特别是这类系统的构造和运行的细节方面。图 6 是举例说明本发明的发明特
30 性的简化图。本领域普通技术人员会明白为增强对本发明的理解, 略去了某些单元, 包括: 如接收过滤器和检测器。这样, 超声系统 600 被看作是示例性的而不局限于这里所述的发明或所附的权利要求书。

超声系统 600 利用一个处理单元 602 作为图像显像单元, 优选但不是必须的, 用标准个人计算机 (“PC602”) 实现。超声系统 600 设有一个具有单元矩阵 606n 的矩阵换能器装置 604。图 5 所示例子中, 只例示了几个单元, 但本领域普通技术人员会明白可用任何数量的单元 (如 48×60 的单元阵列)。

超声系统 600 利用积分电路来帮助回波数据检测, 减少了对专用图像检测器的需要。每个单元 606n 连到两个开关 608n1 和 608n2。如果不必使用积分电路, 每个单元只须用一个开关。开关的操作由随后所述的控制器控制。每个开关主要是作为采样器, 通过在指定的时间
10 闭合允许信号从描述任意几何形状单点位置的相关联单元被收集。该位置可认为是焦点, 虽然不一定就是焦点。开关 608 构造成可保持远端提供的时间值或被控制信号激活。每对开关 608n1 和 608n2 按顺序闭合, 开关 608n2 定时在 608n1 闭合后等于 $1/4\lambda$ 的时间闭合一次, 这里 λ 是超声波基频的周期。特别地, 每个第一开关 608n1 被编程或
15 控制为根据相关联单元的静态焦点值闭合, 每个第二开关 608n2 被编程为在与其相连的第一开关闭合后 $1/4\lambda$ 时闭合。

要得到厚片数据, 配置或控制开关 608 使之打开和闭合预定次数以得到 “突发” 采样。事实上, 这种 “突发操作” 可用于得到波束全部深度的采样。

20 第一开关 608n1 的输出被 I 加法电路 610a 累加, 而第二开关 608n2 的输出被 Q 加法电路 610b 累加。I 加法电路 610a 和 Q 加法电路 610b 的输出通过 A/D 换能器 622 (ADC622) 被转换成数字信号, 并由包括 I/O 控制器 612 和 614 以及传输介质 613 的通信链路送到处理单元 602。通信链路, 例如, 可以包括通用串行总线 (“USB”) 链路或 IEEE
25 1394 链路。然而, 根据第二个优选实施例, 通信链路是用直接连接到处理单元的主总线 626 来实现的, 更优选为, 用 PC 卡标准实现。

PC 卡标准是由个人计算机内存卡国际联盟 (PCMCIA) 设立的, 目前有三种指定的实施: 类型 I、类型 II 和类型 III。每种类型都提供 16 位总线, 每种类型都尽可能厚些 (容纳更多电路)。此外, PCMCIA 还
30 提出了 PC 卡标准的扩展, 称为卡总线, 该总线提供高速 32 位总线。本发明同样可用卡总线实现。实现通信的细节, 如使用 PC 卡标准还是卡总线标准, 与本发明关系不大, 但充分说明本领域普通技术人员能

根据这里的讲述有效实现其中的一种方案。

一旦 I 加法电路 610a 和 Q 加法电路 610b 的信号被 I/O 控制器 614 接收, 这些信号就会被平方电路 616a 和 616b 平方, 然后由加法器 618 合并成一个信号。加法器 618 的输出由积分器 620 积分。

- 5 I/O 控制器 614, 平方电路 616a 和 616b, 加法器 618, 积分器 620 优选集成在 PC 卡 636 中用于与 PC206 的总线 626 的接口。PC 卡 636 上还设有控制电路 624 以控制各器件的操作并作为与开关 608 的接口。开关控制信号可选择性地由 PC602 提供。

- 10 积分器 620 的输出供给 PC602 的主总线来进行随后的显示。PC602 设有内存 628, CPU 630 和显示适配器 632, 这在本领域是已知的。一旦 CPU 630 将来自矩阵换能器装置 604 的数据转换成可显示的数据, 该过程是本领域普通技术人员已知的, 图像就通过显示适配器 632 显示在显示器 634 上。

- 15 可以理解, 模拟通信链路可以是模拟的, 并且在模拟电路中可构造平方电路 616a 和 616b、加法器 618、积分器 620。然后在将结果数据存储在存储器 628 之前, 提供一个 ADC 将积分器 620 的输出数字化。

- 20 虽然图示和描述了本发明的几个例子, 本领域普通技术人员明白可以对所述例子加以改变而不偏离本发明的原理和要点, 其范围已在权利要求书及其等同物中定义。例如, 超声系统 600 可修改为通过更新开关 608n 的延迟值输入提供有限的动态聚焦。此外, 很多传统成像模式, 如多普勒和谐波等, 也可与本发明的设备和方法一起使用。还有, 也可能用机械摆动轮和单个单元阵列或线性阵列来仿真矩阵探头。

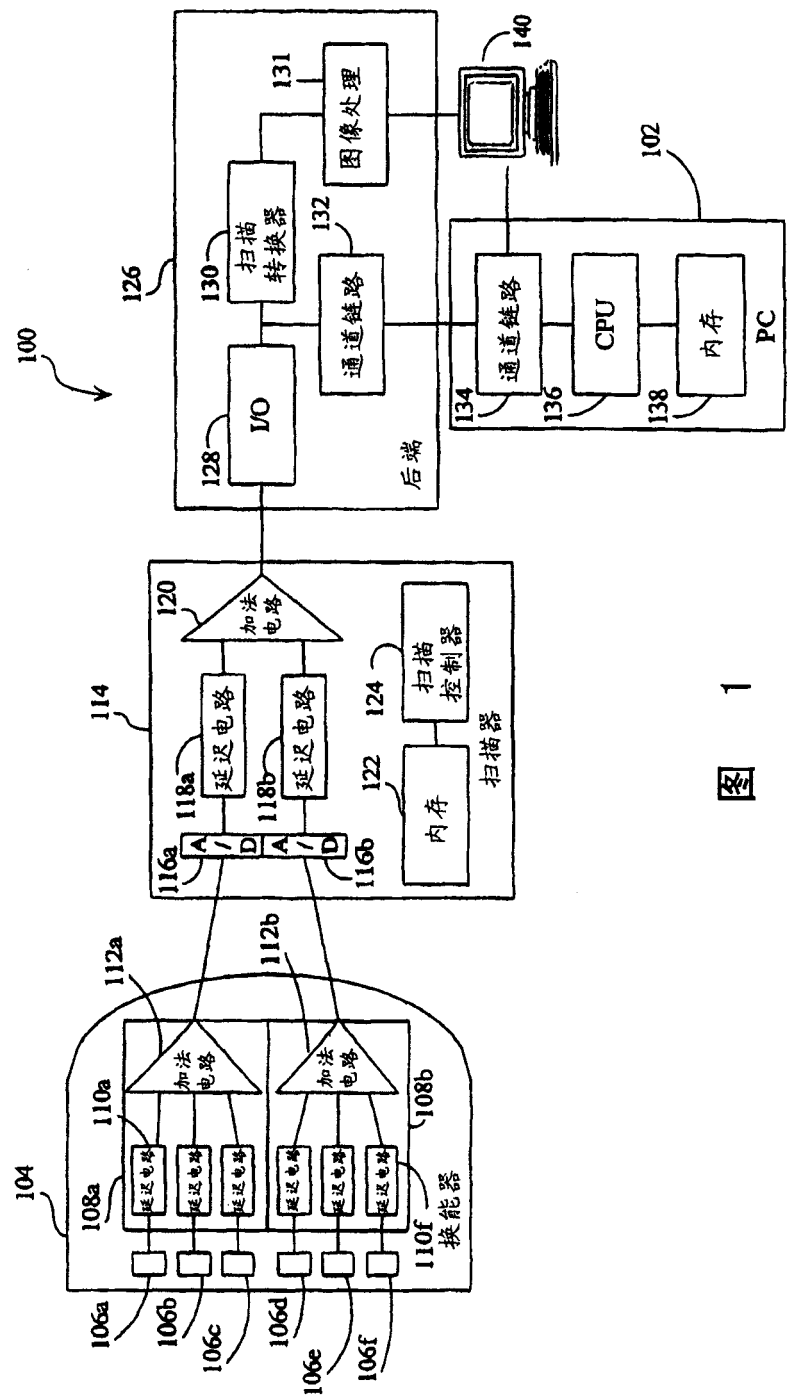


图 1

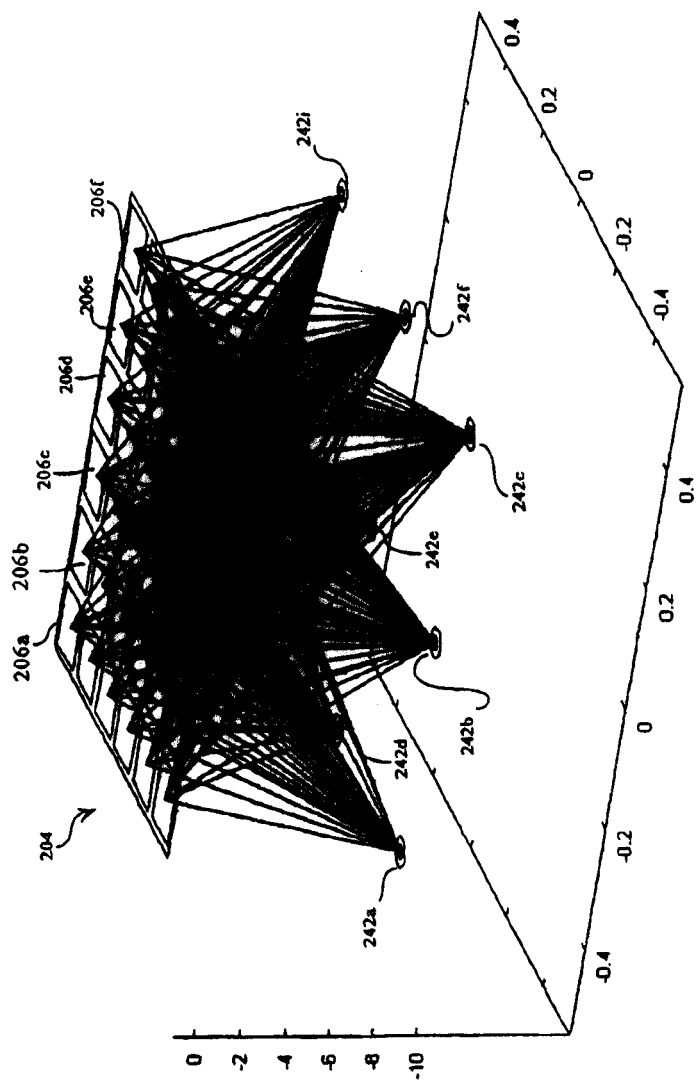


图 2

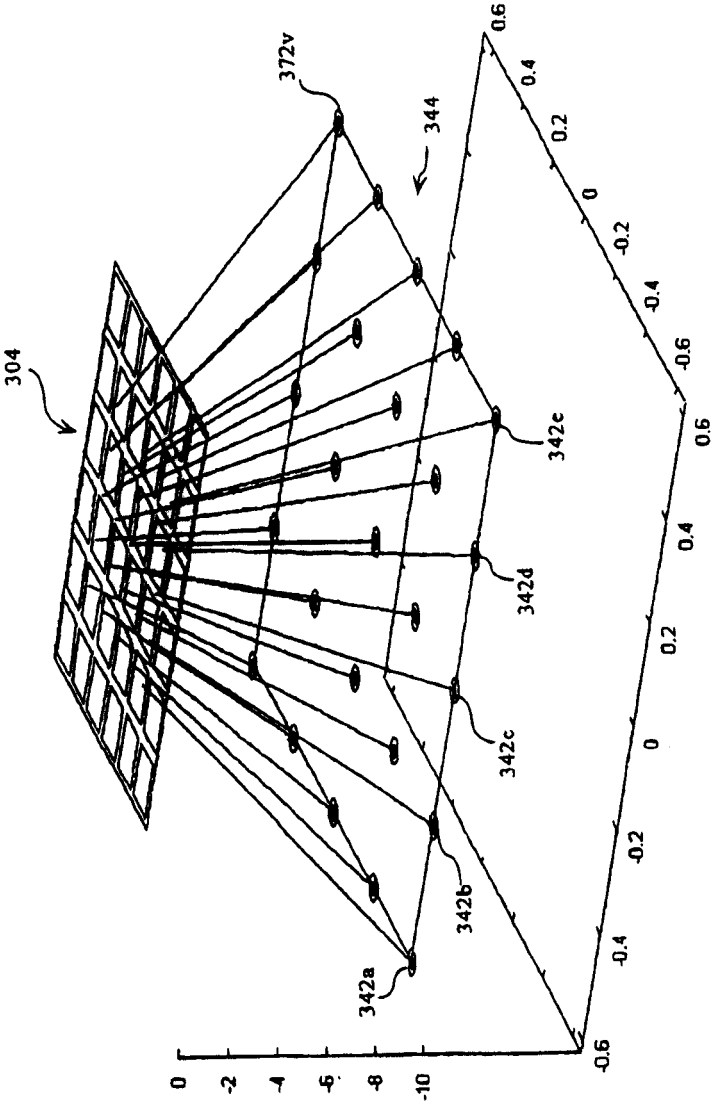


图 3

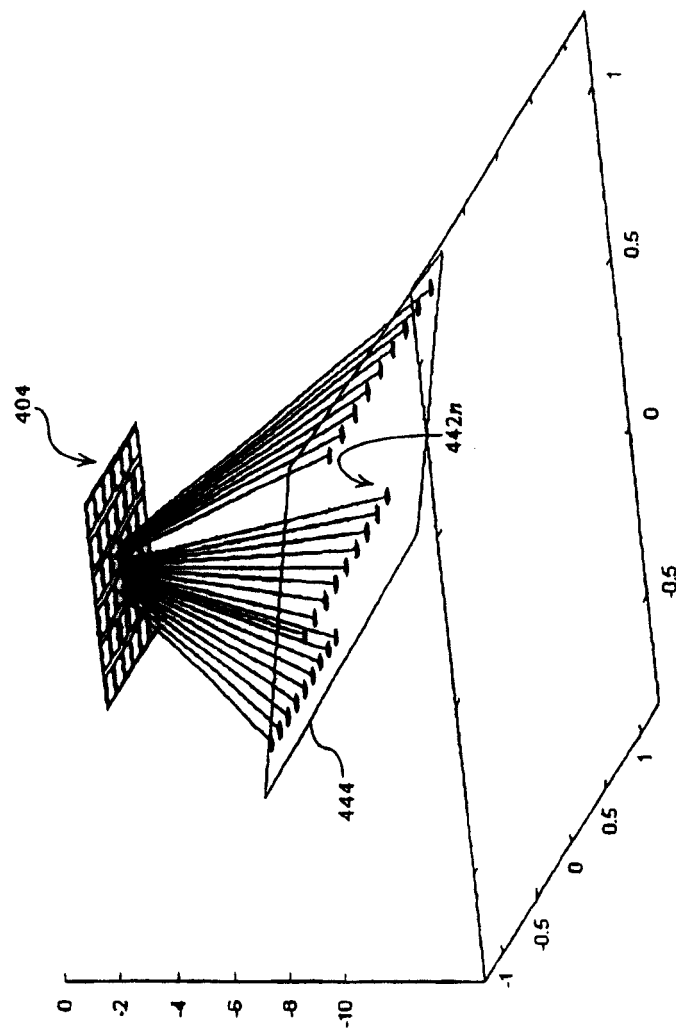


图 4

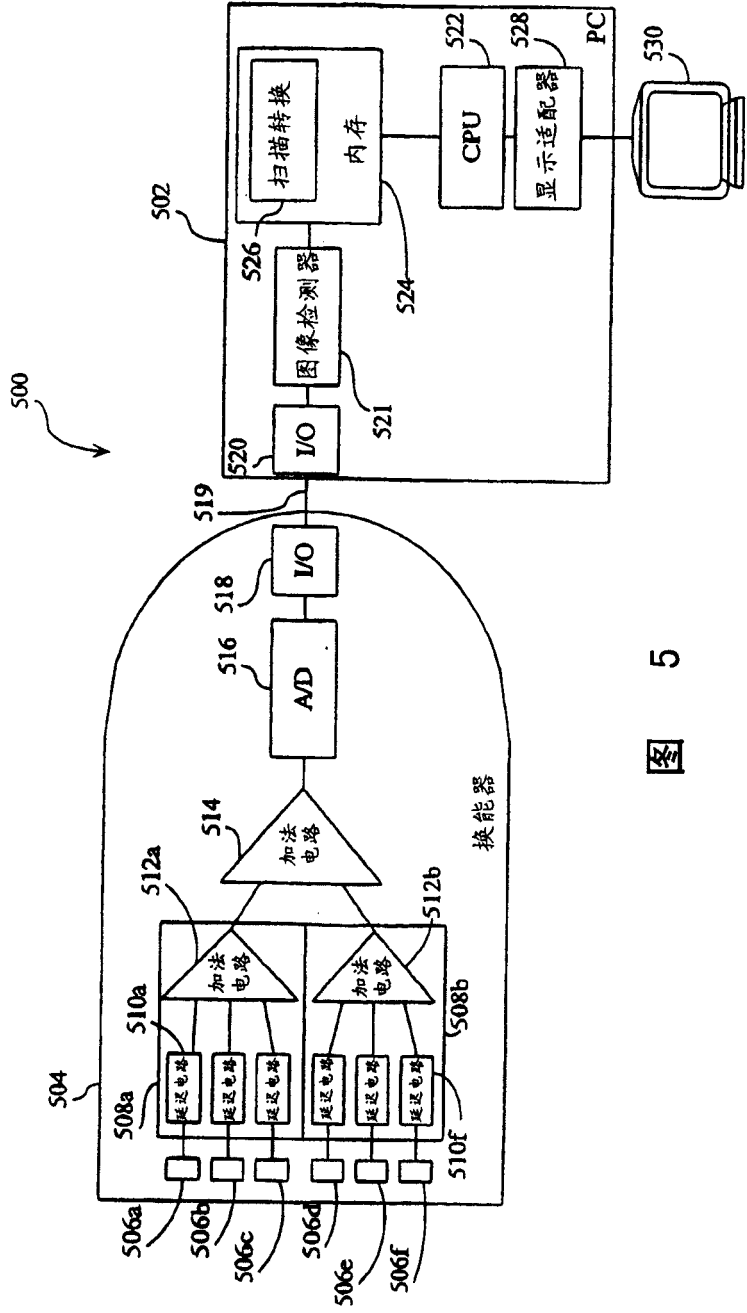


图 5

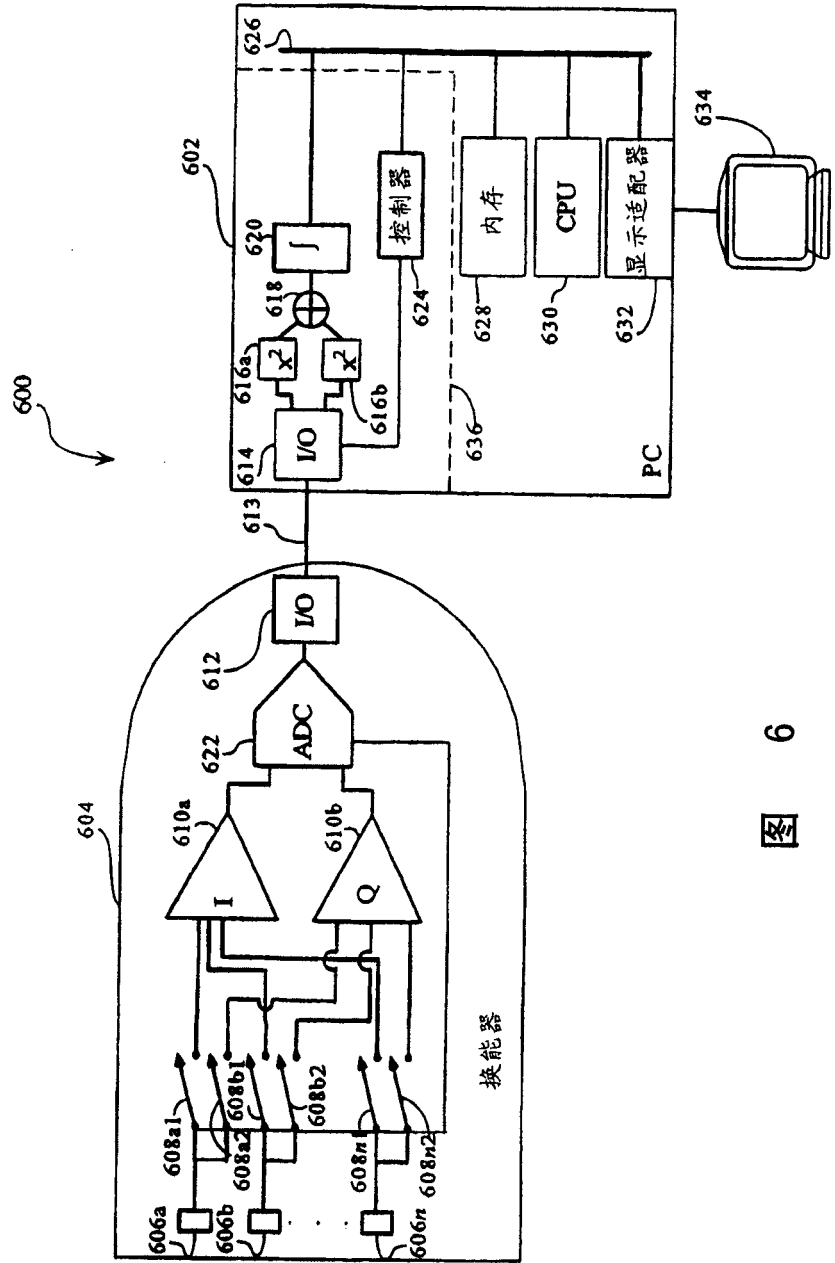


图 6

专利名称(译)	静态聚焦超声设备及方法		
公开(公告)号	CN1678242A	公开(公告)日	2005-10-05
申请号	CN02801897.4	申请日	2002-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	飞利浦电子北美公司		
申请(专利权)人(译)	飞利浦电子北美公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞利浦电子北美公司		
[标]发明人	MD波兰 BJ萨沃尔德		
发明人	M·D·波兰 B·J·萨沃尔德		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	G01S15/8927 G10K11/346 G01S7/52034 G01S7/5208 G01S15/8925		
代理人(译)	温大鹏		
优先权	09/825720 2001-04-04 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种应用具有两维分布的单元的换能器装置和波束生成器的超声系统，该波束生成器对于形成的每个波束来说，按照用以形成波束的每个单元选定的预设延迟值采样各使用单元的输出生成，形成用于形成类似数据集的C扫描的波束。

