

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480034182.9

[51] Int. Cl.

G01S 15/89 (2006.01)

G10K 11/34 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

[43] 公开日 2006 年 12 月 20 日

[11] 公开号 CN 1882850A

[22] 申请日 2004.11.17

[21] 申请号 200480034182.9

[30] 优先权

[32] 2003.11.20 [33] US [31] 60/523,815

[86] 国际申请 PCT/IB2004/052466 2004.11.17

[87] 国际公布 WO2005/050252 英 2005.6.2

[85] 进入国家阶段日期 2006.5.19

[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·D·波伦

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 张雪梅 陈景峻

权利要求书 5 页 说明书 14 页 附图 4 页

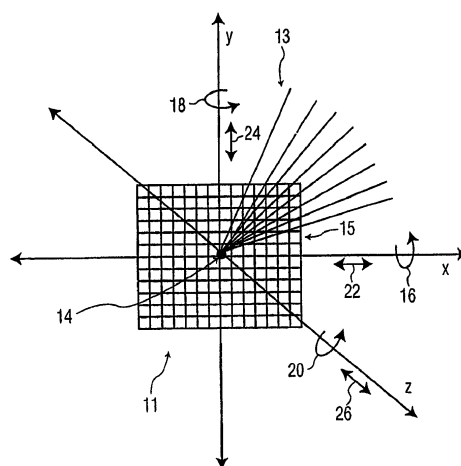
[54] 发明名称

自动调整波束形成参数的超声诊断成像

[57] 摘要

提供一种用于采集一系列图像的超声成像系统和方法。超声系统包括：换能器(11)，其用于发射和接收超声能量；波束形成器组件(402)，其用于根据至少一个波束形成参数对所发射和接收的超声能量进行波束形成以产生多条扫描线和采集一系列图像；和至少一个用户输入装置(460)，其用于使用户能够选择至少一个自动调节参数，该自动调节参数包括可从空间中的线选择的轴和调节因数，对于所述空间中的线，在围绕其旋转和沿其平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线位于所述换能器的声视野内。超声系统还包括控制单元(412)，其用于在采集图像系列期间控制波束形成器组件(402)，以用于根据所述至少一个自动调节参数相对于采集的先前图像为正被采集的图像调节所述至少一个波束形成器参数，用于正被采集的图像相对

于该先前的图像围绕所述轴旋转和沿所述轴平移所述调节因数所定义的量的情况中的至少一种。



1. 一种用于采集一系列图像的超声成像系统(400), 该超声系统(400)包括:

换能器(11), 其用于发射和接收超声能量;

波束形成器组件(402), 其用于根据至少一个波束形成参数对所发射和接收的超声能量进行波束形成, 以产生多条扫描线和采集一系列图像;

至少一个用户输入装置(460), 其用于使用户能够选择至少一个自动调节参数, 该至少一个自动调节参数包括可从空间中的线选择的轴和调节因数, 对于所述空间中的线, 在围绕该空间中的线旋转和沿该空间中的线平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线位于所述换能器(11)的声视野内; 以及

控制单元(412), 其用于在采集该图像系列期间控制波束形成器组件(402), 以用于根据所述至少一个自动调节参数相对于采集的先前图像为正被采集的图像调节所述至少一个波束形成器参数, 用于正被采集的图像相对于该先前的图像围绕所述轴旋转和沿所述轴平移所述调节因数所定义的量的情况中的至少一种。

2. 根据权利要求1的超声成像系统,

其中超声成像系统(400)进一步包括用于接收由事件的发生驱动的多个触发信号(472)的电路, 所述触发信号包括至少一个至少由异步事件驱动的触发信号; 以及

其中控制单元(412)响应于所述至少一个触发信号中的相应至少一个触发信号的接收采集该图像系列的各个图像。

3. 根据权利要求1的超声成像系统(400),

其中换能器(11)包括换能器元件阵列; 以及

其中还可通过该至少一个用户输入装置(460)选择顶点位置, 其中顶点位置可从除了换能器元件阵列的几何中心之外的至少一点选择, 且其中所选择的顶点位置确定对应该图像系列的第一图像的多条扫描线的至少一部分的顶点。

4. 根据权利要求1的超声成像系统(400), 其中该图像系列的每个图像是2-D图像。

5. 根据权利要求4的超声成像系统(400), 其中还可通过用户输

入装置(460)选择至少一个平面方向参数,其中该平面方向参数可选自位于换能器(11)的声视野内的任何平面,并且其中该平面方向参数确定该图像系列的第一图像的平面方向。

6. 根据权利要求1的超声成像系统(400),其中该图像系列的每个图像是3-D图像。

7. 根据权利要求1的超声成像系统(400),其中所述至少一个自动调节参数包括增益调节因数、功率调节因数、图像配置调节因数、接收孔调节因数、接收变迹调节因数、发射变迹调节因数和发射孔调节因数中的至少一个,调节所述至少一个波束形成器参数包括为正被采集的图像相对于先前图像采集的采集,分别调节以下参数中的至少一个:接收增益;发射功率;至少一个图像配置参数,其包括正被采集的图像的 shape 类型和限定正被采集图像的 shape 的至少一个维度中的至少一个;接收孔配置;接收变迹增益分布;发射变迹增益分布;和根据增益调节因数的发射孔配置;功率调节因数;图像配置调节因数;接收孔调节因数;接收变迹调节因数;发射变迹调节因数和发射孔调节因数。

8. 根据权利要求2的超声成像系统(400),其中该至少一个触发信号包括由用户操作的致动器产生的至少一个致动器信号、由心电图发生器产生的至少一个心动周期信号和由呼吸门控设备产生的至少一个呼吸周期信号中的至少一个。

9. 根据权利要求1的超声成像系统(400),其中使用显示持久处理该图像系列以显示在显示装置(450)上。

10. 根据权利要求1的超声成像系统(400),其中换能器(11)包括具有多维分布的元件的阵列。

11. 一种用于采集一系列图像的超声成像系统(400),该超声系统(400)包括:

换能器(11),其用于发射和接收超声能量;

波束形成器组件(402),其用于根据至少一个波束形成参数对所发射和接收的超声能量进行波束形成以采集一系列图像;

电路,其用于接收由事件发生来驱动的多触发信号(472),包括至少由异步事件驱动的至少一个触发信号;以及

控制单元(412),其用于在该图像系列采集期间控制波束形成器

组件(402),从而根据所述至少一个触发信号中的相应至少一个触发信号的接收来采集该图像系列的各个图像,其中所述控制包括根据至少一个预定自动调节参数为相对于先前图像采集的图像采集调节该至少一个波束形成器参数,其中调节包括为正被采集的图像提供相对于先前图像采集的移动定位。

12. 根据权利要求11的超声成像系统(400),其中该至少一个触发信号包括由用户操作的致动器产生的至少一个致动器信号、由心电图发生器产生的至少一个心动周期信号和由呼吸门控设备产生的至少一个呼吸周期信号中的至少一个。

13. 根据权利要求11的超声成像系统(400),其中波束形成器组件(402)进一步产生多个用于采集该图像系列的扫描线,并且其中自动调节参数包括可从空间中的线选择的轴和调节因数,对于所述空间中的线,在围绕其旋转和沿其平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线位于所述换能器(11)的声视野内,并且调节所述至少一个波束形成器参数包括相对于先前的图像围绕所述轴旋转和沿所述轴平移正被采集的图像所述调节因数所定义的量中的至少一种。

14. 根据权利要求11的超声成像系统(400),其中该图像系列的每个图像是2-D图像。

15. 根据权利要求14的超声成像系统(400),其中根据可选自位于换能器(11)的声视野内的任何平面的预定平面方向参数确定该图像系列的第一图像的平面方向。

16. 根据权利要求11的超声成像系统(400),其中该图像系列的每个图像是3-D图像。

17. 根据权利要求11的超声成像系统(400),其中该至少一个自动调节参数包括增益调节因数、功率调节因数、图像配置调节因数、接收孔调节因数、接收变迹调节因数、发射变迹调节因数和发射孔调节因数中的至少一个,且调节所述至少一个波束形成器参数包括为正被采集的图像相对于先前图像采集的采集,分别调节以下参数中的至少一个:接收增益;发射功率;至少一个图像配置参数,其包括正被采集的图像的形状类型和限定正被采集图像的形状的至少一个维度中的至少一个;接收孔配置;接收变迹增益分布;发射变迹增益分布;和根据增益调节因数的发射孔配置;功率调节因数;图像配置调节因

数；接收孔调节因数；接收变迹调节因数；发射变迹调节因数和发射孔调节因数。

18. 根据权利要求11的超声成像系统（400），其中提供移动定位包括提供正被采集的图像相对于先前图像采集的平移、旋转和形状变化中的至少一个。

19. 根据权利要求11的超声成像系统（400），其中换能器（11）包括具有多维分布的元件的阵列。

20. 一种使用为成像身体的感兴趣区域产生多条扫描线的换能器阵列的超声成像方法，包括如下步骤：

接收至少一个自动调节参数，该至少一个自动调节参数包括可从空间中的线选择的轴和调节因数，对于所述空间中的线，在围绕其旋转或沿其平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线位于所述换能器阵列的声视野内；以及

根据至少一个波束形成参数，控制由换能器阵列发射的超声能量和由换能器阵列接收的超声能量中的至少一个的波束形成，以通过根据所述至少一个自动调节参数相对于采集的先前图像为正被采集的图像调节所述至少一个波束形成器参数来采集一系列超声图像，用于相对于先前的图像围绕所述轴旋转和沿所述轴平移正被采集的图像所述调节因数所定义的量中的至少一种情况。

21. 根据权利要求20的方法，还包括接收多个触发信号的步骤，所述触发信号包括至少一个至少由异步事件驱动的触发信号，其中控制步骤还包括响应所述多个触发信号中的相应至少一个触发信号的接收采集该图像系列的各个图像。

22. 一种使用换能器阵列对身体的感兴趣区域进行超声成像的方法，包括如下步骤：

接收至少一个自动调节参数；

接收多个由事件驱动的触发信号，所述触发信号包括至少一个至少由异步事件驱动的触发信号；以及

根据至少一个波束形成参数控制由换能器阵列发射的超声能量和由换能器阵列接收的超声能量的至少一个的波束形成，以采集一系列图像，其中响应于所述至少一个触发信号中的相应至少一个触发信号的接收采集该图像系列的各个图像，包括根据所述至少一个自动调节

参数为相对于先前的图像采集的图像采集调节该至少一个波束形成器参数，其中该调节包括提供正被采集的图像相对于先前图像采集的移动定位。

23. 根据权利要求22的方法，其中该至少一个触发信号包括由用户操作的致动器产生的至少一个致动器信号、由心电图发生器产生的至少一个心动周期信号和由呼吸门控设备产生的至少一个呼吸周期信号中的至少一个。

24. 根据权利要求22的方法，其中提供移动定位包括提供正被采集的图像相对于先前图像采集的平移、旋转和形状变化中的至少一个。

## 自动调整波束形成参数的超声诊断成像

本发明涉及超声诊断成像，更具体地说，涉及能够自动调整波束形成参数的超声系统。

通常，超声系统在多个路径上发射脉冲，并将在多个路径上从对象接收的回波转换成用于产生超声数据的电信号，超声图像可以根据该超声数据显示。

超声换能器组件包括通常具有阻尼和匹配材料的换能器元件，当被电脉冲激发时换能器元件发射超声脉冲并接收回波。换能器组件与相关电子电路和连接一起封装在便于检查的外壳内。作为一个整体看来，这种组合（换能器组件、电子电路、连接和外壳）通常称为超声探头（或仅简单称为“探头”）。探头可分为 1-D 探头（具有元件的一维阵列）或 2-D 探头（具有元件的二维阵列）。

在线性相控阵列中，所有（或几乎所有）的元件由一个脉冲激励，但是在相邻元件之间存在微小（通常小于 1 微秒）时间差（“定相（phasing）”），从而得到的声脉冲沿特定方向积累（被称为“导向（steering）”），以产生多个束或扫描线。除了导向扫描线，通过以相位延迟模式设定曲率，相控阵列能够将扫描线沿着深度方向聚焦。曲率越大焦点越靠近换能器阵列，而曲率越小则焦点越深。在接收回波时，延时被用于定时原始数据点的采样，根据原始数据点产生超声图像数据。每次脉冲产生的多个扫描线的焦点位于预定几何形状上，例如平面、曲面或截头圆锥（frusto-conical）面。几何形状的方向和形状由扫描线的导向和聚焦确定。

产生各种延时的装置被称为波束形成器。已知的波束形成器通常在模拟领域中工作，使用能够每纳秒传递一个新数据点（动态延时的）的昂贵电路。近来，已经研制了数字波束形成器，其通过缓冲数字存储器中的经 A/D 转换的换能器输出并改变从该存储器的读取时间来提供延时。此外，分割数据以减少处理负荷并使至少一部分波束成形处理在探头内执行的微型波束形成的出现，减少了用于传输和处理波束形成的信号的时间和电路，这可以将资源用于更复杂的导向处理。

可商业购买的超声系统可以采集第一和第二图像，其中第二图像在正交于第一图像的平面的选定扫描平面中采集，或相对第一图像的平面旋转一选定量。然而，扫描平面的可选择性通常是有限的，并与第一图像的平面有关。而且，为了能够选择所需的扫描平面，用户需要重复几次对扫描平面的选择。而且，每次重复取决于用户选择和启动。

另外的可商业购买的超声系统实际上同时采集一系列实时 2-D 图像，其中通过将成像平面围绕从 X、Y 和 Z 轴中选择一个轴旋转自动采集连续图像，其中 X 和 Y 轴限定了换能器面的平面。为了实现实时效果以低分辨率和高速采集这系列 2-D 图像，通常不能实现高分辨率。可以进一步在空闲时或在指定时间处理旋转图像，用以产生再现 3D 图像。然而，用户对如下方面的选择存在限制：旋转轴、图像采集速率、采集连续图像的启动的触发、旋转轴的顶点位置、旋转范围、扫描线密度、每次旋转的角度调节和待采集图像的分辨率。

本发明提供一种用于采集一系列图像的超声成像系统。该超声成像系统包括：换能器，其用于发射和接收超声能量；波束形成器组件，其用于根据至少一个波束形成参数对所发射和接收的超声能量进行波束形成以产生多条扫描线和采集一系列图像；和至少一个用户输入装置，其用于使用户能够选择至少一个自动调节参数，该至少一个自动调节参数包括可从空间中的线选择的轴和调节因数，对于空间中所述线，在围绕空间中所述线旋转或沿该线平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线位于所述换能器的声视野内。该超声成像系统还包括控制单元，其用于在采集图像系列期间控制波束形成器组件，以用于根据所述至少一个自动调节参数相对于采集的先前图像为正被采集的图像调节所述至少一个波束形成器参数，用于正被采集的图像相对于该先前的图像围绕所述轴旋转和沿所述轴平移所述调节因数所定义的量的情况中的至少一种。

在另一实施例中，该超声成像系统包括：换能器，其用于发射和接收超声能量；波束形成器组件，其用于根据至少一个波束形成参数对所发射和接收的超声能量进行波束形成以采集一系列图像；和电路，其用于接收由事件发生来驱动的多个触发信号，所述触发信号包



括由至少一个至少由异步事件驱动的触发信号。该超声成像系统还包括控制单元，其用于在图像系列采集期间控制波束形成器组件，从而提供根据所述至少一个触发信号中的相应至少一个触发信号的接收来采集该图像系列的各个图像，其中所述控制包括根据至少一个预定自动调节参数为相对于先前图像采集的图像采集调节该至少一个波束形成器参数，其中调节包括为正被采集的图像提供相对于先前图像采集的移动定位。

在本发明的另一实施例中，提供一种使用产生多条扫描线的换能器阵列成像身体的感兴趣区域的超声成像方法。该方法包括如下步骤：接收至少一个自动调节参数，该至少一个自动调节参数包括可从空间中的线选择的轴和调节因数，对于所述空间中的线，在围绕其旋转或沿其平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线位于所述换能器阵列的声视野内。该方法还提供如下步骤：根据至少一个波束形成参数，控制由换能器阵列发射的超声能量和由换能器阵列接收的超声能量中的至少一个的波束形成，以通过根据所述至少一个自动调节参数相对于采集的先前图像为正被采集的图像调节所述至少一个波束形成器参数，以用于采集一系列超声图像，用于相对于先前的图像围绕所述轴旋转和沿所述轴平移正被采集的图像所述调节因数所定义的量中的至少一种情况。

在本发明的又一实施例中，用于超声成像的方法包括如下步骤：接收至少一个自动调节参数；和接收多个由事件驱动的触发信号，所述触发信号包括至少一个至少由异步事件驱动的触发信号。该方法还包括如下步骤：根据至少一个波束形成参数控制由换能器阵列发射的超声能量和由换能器阵列接收的超声能量中的至少一个的波束形成，以用于采集一系列图像，其中响应于至少一个触发信号中的相应至少一个触发信号的接收采集该图像系列的各个图像，包括根据至少一个自动调节参数为相对于先前的图像采集的图像采集调节该至少一个波束形成器参数，其中调节包括提供正被采集的图像相对于先前的图像采集的移动定位。

下面将参考附图在此描述本发明的各种实施例，其中：

图 1 是根据本发明的 2-D 换能器阵列和参考轴的示意图；

图 2A - 2B 是由图 1 的 2-D 阵列产生的切片的示意图；

图 3A 是根据本发明的切片旋转的示意图；

图 3B 是根据本发明的切片平移的示意图；

图 4 是根据本发明的超声系统的框图。

提供一种使用至少一个可选择成像采集参数（例如至少一个自动调节参数）采集一系列图像的超声系统，以用于顺序地采集该图像系列中的图像，其中根据通过一系列调节步进的自动调节参数执行和调节顺序采集（或该系列采集中的所选采集）。该系列图像可以以低速被顺序采集，该速度可以被选择得足够低，低至该系列采集图像随时间展开，也就是基本不同时。

成像采集参数还可包括扫描线密度、帧频、扫描线的起始位置（顶点）、采集图像的触发、步进参数的范围（执行调节的外部限制）、选择将为其执行调节的采集的步进选择、色流盒（color flowbox）参数等中的至少一个。

自动调节参数可包括，但不限于旋转轴、旋转的旋转角调节因数、围绕旋转轴的扫描线分布、平移轴、平移调节因数、和图像配置参数的调节因数（例如，限定正被采集的图像或切片的形状的至少一个维度，以及可从预定的形状列表中选择正被采集的图像或切片的形状类型，例如扇形、梯形等）、接收增益、发射功率、接收孔配置、接收变迹（apodization）分布、发射孔配置、发射变迹分布等中的至少一个。

调节因数可以是增量、减量（其为负增量），从公式或其它映射得出和/或选自预定的选择集合或列表，并且在此可以被称为增量。触发可以与至少一个被定时（同步）的事件相关或依赖于诸如时钟脉冲或时间延迟的同步事件，或者至少一个不被定时（不同步）的事件，例如心动周期内的预定点，呼吸周期内的预定点，诸如触发器、脚踏板、按钮、开关等的致动器的手动启动。

参考图 1，示意性示出了超声探头的换能器 11 的可单独控制元件的示例性 2-D 阵列 12。虽然在下面的例子中将探头称为完全采样阵列（其中每个元件可被单独寻址），但是也可采用稀疏阵列（其中换能器元件的物理集合的子集可以被寻址和控制，或者等效地，存在在一

些元件之间有物理间隙的模式，使得它们不都相邻，或者可寻址和可控制的元件不全都相邻）配置。探头可以是具有在多维上分布的元件的任何阵列。而且，虽然下面提供的例子主要参考 2-D 探头，可以预见探头可以是 1-D 阵列。

换能器 11 响应于每个脉冲从超声发生器（未示出）接收通常为脉冲能量的超声能量并发射单个扫描线。一系列扫描线通常形成扇形，也称为扫描区域（sweep）。对于 2-D 阵列探头，扫描线的集合对应通常位于扫描平面中的切片 13。超声数据通常在帧中采集，其中每个帧表示一个或多个扫描区域。如在下面参考图 4 更详细描述的那样，扫描线由波束形成器组件（未示出）导向，从而扫描线以各种方向发射穿过探头前的体积区域（volumetric region）。当成像连续切片时，每个切片根据至少一个参数相对于先前成像切片的增量变化而变化，即重新定向、重新定位或重新整形。大量（一组）在所选方向上稍微移动或围绕所选轴旋转的连续切片可用于询问体积。由图像处理组件（未示出）处理对应每个切片的回波数据以产生 2-D 图像或再现 3D 图像。

切片 13 的形状显示为基本扇形。本领域普通技术人员可以认识到切片 13 可以是其它形状，例如梯形、平行四边形，并且在切片不是平面的情况下，可以具有分别具有半径的一个或多个曲线或角度。

相对于先前成像切片，每个连续切片在围绕所选轴旋转旋转角调节因数，或沿所选轴平移平移调节因数中的至少一个，并且优选仅一个中变化。优选一组连续切片的调节因数值是固定的，但不限于此。每个切片的各个扫描线和一系列切片的各个切片优选使用相同的调节因数值变化（例如旋转或平移），但是可以预见一个切片中的各个扫描线，或一系列切片中的切片可使用不同的调节因数值，例如通过对用于该切片的相应调节因数值执行函数或算法。

2-D 阵列 12 位于由 X 和 Y 轴限定的平面中，Z 轴垂直于 2-D 阵列 12 的平面。每条扫描线具有一个原点，其中与一个切片相关的一系列扫描线通常共用一个原点，但不限于此，其中共用的原点被称为顶点。通常顶点被指定位于 2-D 阵列 12 的几何中心，在此称为原点 14，然而众所周知并且常常有利的做法是在换能器声学限度内将顶点指定在不同位置，其中顶点可以位于换能器表面 15 的前面或后面（即，沿 Z 轴相对于原点 14 移动），和/或其中顶点位置可以沿着 X 和/或 Y 轴相对

原点 14 移动。

当扫描线的起始点与原点 14 不同时，扫描线看起来具有发射虚拟点（VPE）和/或接收虚拟点（VPR），在此统称为 VPE，其中扫描线由 2-D 阵列 12 分别发射和接收。共用一个与原点 14 位置不同的共用顶点的切片的扫描线具有唯一的 VPE。

在所述的例子中，一系列切片被成像，其中连续的切片围绕可选择的旋转轴旋转。围绕 X、Y 和 Z 轴的示例性旋转分别由箭头 16、18、20 表示。而且，如下面进一步描述的那样，可以选择其它的旋转轴。作为另一选择，一系列切片可以被成像，其中沿着可选平移轴移动连续平行切片，其中优选每个切片的平面垂直于所述轴，但不限于于此。关于 X、Y 和 Z 轴的示例性平移分别由箭头 22、24、26 表示。可以通过渐增地改变连续切片的顶点位置来实现沿所选轴的平移。

旋转轴和平移轴可以选自空间中的一条线，对于该线，在围绕所述线旋转和沿所述线平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线仍位于探头的声视野（AFOV）内，其中 AFOV 是在探头面前的空间中的区域，在该区域中声脉冲可以在发射和接收期间在探头几何形状和构造的实际限制内聚焦，所述实际限制包括例如元件间距、孔宽度、阵列频率等的限制。对于 1-D 阵列探头，AFOV 通常为顶点在探头表面后的三角形扇区。对于 2-D 阵列探头，AFOV 通常为顶点在探头表面后的圆锥截头体形状。旋转轴和平移轴因此可以从位于探头的 AFOV 内，或作为另一选择，位于探头的 AFOV 外的线选择，例如如果探头表面是平面或曲面该线位于探头表面上，或者如果探头表面为曲面时该线与探头表面相切。可以在换能器的声学限制内选择各个切片或该一系列切片的顶点，其中该顶点在 x、y 和 z 方向上从原点 14 移动选定的相应距离。

在图 1 中，切片 13 的扫描线从换能器表面 15 发射出，其中扫描线的顶点位于原点 14。图 2A 显示了具有从换能器表面 15 发射出的扫描线的切片 13A，其中扫描线的顶点 204a 直接位于原点 14 前。2B 显示了具有从换能器表面 15 发射出的扫描线的切片 13b，其中扫描线的顶点 204b（用虚线表示）位于原点 14 的左后方。可以进一步预见到可以为各扫描线选择不同的顶点。

图 3A 中显示了切片围绕所选的旋转轴 301 的旋转。初始（即，第

一) 切片 302 的顶点、形状和方向由用户选择或被预定, 其中切片方向选自位于探头的 AFOV 内的任一平面的方向。进一步选择旋转轴和旋转角度调节因数 306, 其中旋转轴优选是初始切片 302 的中心扫描线, 然而旋转轴可以选自初始切片 302 的任一扫描线, 或作为另一选择, 可以选自位于探头的 AFOV 内的任一扫描线, 或选自空间中的一条线, 对于该线, 在围绕该线旋转期间产生的扫描线集合中的扫描线仍位于探头的声视野内。例如, 如果探头表面为平面或曲面, 可以从探头表面内选择旋转轴, 或者如果探头表面是曲面, 旋转轴可以与探头表面相切, 这与曲面换能器阵列的情况相同。对初始切片 302 成像, 其后通过渐增地围绕旋转轴 301 旋转成像第二切片 304(由虚线表示), 其中旋转量由旋转角度调节因数 306 限定。通过围绕旋转轴 301 旋转成像随后的切片(未示出), 其中每个随后切片的旋转量优选由相同角度调节因数 306 限定, 然而, 可以预见角度调节因数可以变化并且可以根据函数或算法计算。

类似, 对于 1-D 阵列探头, 旋转轴选自位于探头的 AFOV 内的任何线, 或选自空间中的一条线, 对于该线, 在围绕该线旋转期间产生的扫描线集合中的扫描线仍位于所述探头的 AFOV 内。因此旋转轴可以选自探头表面内的或与该表面相切的线。选择初始扫描线的方向, 并且随后采集的扫描线根据所选的旋转角调节因数围绕所选的旋转轴旋转。

图 3B 中显示了沿平移轴 307 的平移。选择初始切片 308 的顶点、形状和方向, 其中所述方向选自位于探头视野内的任一平面的方向。进一步选择平移轴 307 和平移调节因数 312, 其中平移轴 307 优选垂直于初始切片(但不限于此)。

对初始切片 308 成像, 其后通过将初始切片 308 所在的平面沿平移轴 307 平移(同时保持该平面相对于平移轴的方向(垂直))对平行于初始切片的第二切片 310(以虚线表示)成像, 其中平移后的平面限定了第二切片所在的平面, 并且其中平移量由平移调节因数 312 限定。通过如上所述的平移对随后的平行切片(未示出)成像, 其中每个随后切片的平移量优选由相同平移调节因数 312 限定, 然而可以预见平移调节因数可以变化, 并且可以根据函数和算法计算。

类似, 对于 1-D 阵列探头, 平移轴选自位于探头 AFOV 内的任何

线，或选自空间中的一条线，例如在空间中在探头表面内或与该表面相切的线，对于该线，在沿该线平移期间产生的扫描线集合中的扫描线仍位于所述探头的 AFOV 内。选择初始扫描线的方向，并且将随后采集的扫描线根据所选的平移调节因数沿所选平移轴平移。

在本发明的另一实施例中，该图像系列的图像都是 3-D 图像，例如从一个 2-D 图像集合获得的 3-D 再现，其中可以通过根据本发明的自动调节或其它方法来获得该 2-D 图像集合。因此采集一系列 2-D 图像集合。每个 2-D 图像集合根据可选择的自动调节参数通过自动调节（例如，增量、减量（是负增量）、从预定列表选择、和/或根据函数或其它映射）采集。例如，每个 2-D 图像的连续集合通过以下方式采集：相对先前采集的 2-D 图像集合，围绕所选轴旋转旋转角调节因数，或沿所选轴平移平移调节因数，例如通过根据调节因数相对于先前的 2-D 图像集合的采集的第一切片，旋转或平移旋转后或平移后的 2-D 图像集合的采集的第一切片。旋转轴和平移轴可选自探头的 AFOV 内的任何线，或选自空间中的一条线，例如在空间中在探头表面内或与该表面相切的一条线，对于该线，在围绕该线旋转或沿该线平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线仍位于所述探头的 AFOV 内。

图 4 以框图方式示出了根据本发明原理构造的示例性超声系统 400。在优选实施例中，探头 401 包括换能器元件 12 的 2-D 阵列和子阵列处理器或微型波束形成器 402。微型波束形成器 402 包含控制施加到 2-D 阵列 12 的元件（“小片（patch）”）组的信号和对由各组的元件接收的回波信号进行一些处理的电路。探头 401 中的微型波束形成器有利地减少了探头和超声系统 400 的其它组件之间的电缆 403 中的导线数目，其在美国专利 No.5,997,479（Savord 等人）和美国专利 No.6,436,048（Pesque）中有所描述。该超声系统不限于使用微型波束形成器，也可以使用其它波束形成系统替代。另外，波束形成系统可以被配置成对从 1-D 探头发射和/或由其接收信号进行波束形成。

探头 401 耦合于超声系统的示例性扫描器 410。扫描器 410 包括波束形成器控制器 412，该控制器对至少一个用户输入装置 460 作出响应，并将控制信号提供给微型波束形成器 402 和/或波束形成器 416，以控制包括所发射的超声束的定时、频率、方向和聚焦的波束形成器

参数，和对所接收回波信号进行波束形成，用于通过例如旋转或平移实现正被采集的切片相对于先前所采集的切片的增量变化。将所接收的回波信号提供给微型波束形成器 402，该微型波束形成器执行一部分接收波束形成处理并将处理的信号提供给扫描器 410。

在扫描器 410 内，经处理的信号由前置放大器和 TGC（时间增益控制）电路 414 处理，然后由 A/D 转换器 415 数字化。然后通过波束形成器 416 将数字化的回波信号形成为束。回波信号接着由图像处理器 418 处理，该图像处理器执行数字滤波、B 模式探测和多普勒（Doppler）处理，并且也可以执行其它信号处理，例如谐波分离、通过频率混和的斑纹减少和其它所需的图像处理。

由图像处理器 418 处理的回波信号由扫描器 410 输出并提供到示例性数字显示子系统 420，其处理回波信号以用于以所需的图像格式显示。通过图像线处理器 422 处理回波信号，该处理器能够对回波信号采样，将波束片断接合成完整的扫描线信号以及为信噪比改善或流持久（flow persistence）平均扫描线信号。图像线被扫描转换器 424 扫描转换成所需的图像格式，该转换器执行本领域公知的 R- $\theta$  变换。然后图像被储存在存储器 428 中，图像可以从该存储器显示在显示装置 450 上。

存储器中的图像也与将与该图像一起显示的图形重叠，图形由图形发生器 430 生成，该图形发生器对例如输入患者识别信息的用户控制或光标移动作出响应。在显示装置 450 上的超声图像也可以伴有一个或多个图标和所选的自动调节参数，所述图标示出了初始图像平面相对探头的位置。在获取图像环（image loop）期间，各个图像或图像序列可以被储存在电影存储器（cine memory）中。如本领域公知的，其它显示子系统可以用于处理回波信号。对于实时体积成像，显示子系统 420 也包括 3D 图像再现处理器（未示出），该处理器从图像线处理器 422 接收图像线以用来再现被显示在显示装置 450 上的实时三维图像。

根据本发明的原理，至少一个用户输入装置 460 包括允许用户进行用户选择的控制 462-466，所述用户选择包括初始化参数，例如顶点的位置（顶点位置参数）、初始切片的图像或切片配置（包括可从预定列表中选择的形状类型和限定所述形状的一个或多个维度）（初

始图像配置参数)、第一(初始)切片的平面方向(倾斜)(平面方向参数)、扫描线速率、扫描线密度、帧频、采集各图像的触发条件、初始增益和/或初始功率等,其中所述方向是指可从位于探头视野内的任何平面选择的初始切片的平面的方向。

可以进一步为至少一个自动调节参数作出用户选择,该至少一个自动调节参数为例如可从空间中的线选择的旋转轴和旋转角调节因数(即,各连续切片围绕旋转轴旋转的角度),对于所述线,在围绕该线旋转期间产生的扫描线集合中的扫描线仍位于探头的 AFOV 内;可从空间中的线选择的平移轴和平移调节因数(即,在保持相对于平移轴的预定角度的同时各连续切片沿平移轴的平移量),对于所述线,在沿所述线平移期间产生的扫描线集合中的扫描线仍位于所述探头的 AFOV 内,并且平移轴与第一切片平面成预定角度(优选垂直)。

另外的调节参数可以包括接收增益调节因数(即,对于各调节,增益增加或减少的量)、发射功率调节因数(即,对于各调节,发射功率增加或减少的量)、相应接收和发射孔配置调节因数(例如,为其启动指定的预定单个或成组元件)、相应接收和发射变迹增益分布调节因数(用于确定增益分布的布局,例如从形状列表中选择,例如为圆形 Hamming、圆柱形、矩形、立方体等;分布的平整度等)、调节范围(例如,增量或减量的外部限制),和/或图像配置参数调节因数,包括限定正被采集的切片的形状的一个或多个维度的增量或减量,和/或从预定形状类型列表对正采集的切片的形状类型的选择,例如扇形、梯形等。另外,用户选择可以包括诸如流盒参数的选择参数,所述流盒参数包括流盒在初始切片中的尺寸和位置。

当用户操纵这些控制时,来自这些控制的信号被耦合到波束形成器控制器 412。波束形成器控制器 412 通过调节至少一个波束形成参数响应用户对初始切片的初始化参数选择,所述调节通过在框架表(frame table)中编程将由波束形成器 416 和/或微型波束形成器 402 发射和接受的波束的序列来实现。波束形成器控制器 412 通过重新计算或选择合适的聚焦系数序列为每个图像编排(program)框架表和/或为用于发射和接收波束形成的换能器元件组编排孔选择,以根据用户指定的初始化参数在扫描初始切片和连续切片所需的方向上聚焦和导向超声束。



发射波束在微型波束形成器 402 和/或波束形成器 416 中的发射波束形成器的控制下通过探头的 AFOV 在所需方向上发射、延时和聚焦。为了根据用户选择实现产生初始切片和随后切片所需的波束的发射和接收, 框架表优选被预先计算或在空闲时计算以包含用于控制微型波束形成器 402 和/或波束形成器 416 的数据。

当用户选择包括流盒时, 在每个连续获得的图像中的相应位置再造流盒。作为另一选择, 流盒的位置可以根据自动调节参数在连续获得的图像中改变。成组地重复产生位于流盒中的扫描线, 每个扫描线组包含朝相同方向导向的扫描线。如本领域所公知的, 所述组被称为多普勒包, 接收回波被记录为多普勒集合。来自流盒外和穿过流盒的每条接收扫描线的 B 模式回波在图像处理器 418 中被幅度检波处理。流盒内的扫描线的多普勒回波集合在图像线处理器 422 中受到多普勒处理, 用于产生描绘流或组织运动的显示信号。随后将经处理的 B 模式和/或多普勒信号耦合到显示子系统 420 用来显示。

优选将该至少一个用户输入装置 460 进一步耦合到显示子系统 420, 其中扫描转换器 424 和图形发生器 430 获知图像的设计。这使得扫描转换器能够预见多普勒信息并且随后沿特定的色盒区域的扫描线适当定位该信息, 并且如果需要的话, 使得图形发生器能够画出该色盒的轮廓或高亮显示该色盒。然后将最终的图像显示于显示装置 450 上。

波束形成器控制器 412 包括处理组件, 例如用于执行可编程的指令至少一个处理器、微处理器、CPU、集成电路、ASIC、FPGA、多分支电路和/或逻辑电路, 所述可编程指令用于处理用户输入参数和控制微型波束形成器 402 和/或波束形成器 416, 包括例如通过创建框架表来调节波束形成器参数。可执行指令可以作为至少一个可由处理组件执行的软件模块被提供, 其中该至少一个软件模块可以储存在可由该处理组件访问的计算机可读介质中, 和/或通过传输媒介传输到该处理组件。

从该至少一个用户输入装置 460 接收用户输入触发参数和至少一个触发信号 472 的触发控制器 470 耦合到波束形成器控制器 412, 以控制由波束形成器控制器 412 发送到微型波束形成器 402 和/或波束形成器 416 的控制信号的定时, 其中控制信号实现所需的自动调节参数的

调节。触发信号类型包括,例如,至少一个用户致动器信号、呼吸周期信号、心动周期信号和/或时钟信号。触发参数指示触发控制器 470 控制波束形成器控制器 412 处理所接收的触发信号,这些触发信号对应于所选触发信号类型或所选触发信号类型的组合。触发参数可以包括控制触发控制器 470 和波束形成器控制器 412 中至少一个以指定时间间隔执行调节的指令,其中时间间隔可以伴随每个触发信号发生或发生在指定触发信号,并且其中所述时间间隔可以是有规律的、无规律的、根据函数或根据特定条件等的。

根据触发参数处理所接收的触发信号 472 以确定何时执行调节。当确定将执行调节时,根据所述至少一个调节参数处理该调节,并采集图像系列的下一个图像。因此,通过旋转或平移将穿过体积的超声束自动增量地导向和在每个增量变化后采集图像,可以在相对短的时段或延长的时段询问所述体积,其中每个增量变化响应于选定事件的发生被执行,其中所述事件可以同步或异步发生。触发控制器 470 包括至少一个处理器和/或逻辑电路,例如多路复用器。该至少一个处理器包括用于执行可编程指令的至少一个处理器、微处理器、CPU、集成电路、ASIC 和/或多分支电路。可执行指令可以作为可由该至少一个处理器执行的至少一个软件模块被提供,其中该至少一个软件模块可以储存在可由该至少一个处理器访问的计算机可读介质中,和/或通过传输媒介传输到该至少一个处理器。

可以通过用户操作按钮、脚踏板、开关等产生致动器信号,以用于当和用户启动相结合时使调节被处理且图像被采集。时钟信号可以由包含在触发控制器 470、波束形成器控制器 412、探头 401 中的时钟、超声系统外部的时钟、与超声系统的其它处理器相关联的时钟等产生。

心动周期信号由心电图发生器根据 EKG 信号产生,以用于当心动周期到达特定阶段时触发超声系统处理调节和采集图像,从而 2-D 图像系列可以与心动周期的一个或多个特定阶段相关,并且从处理 2-D 图像系列获得的测量对应于所需的心动周期的阶段。呼吸周期信号由呼吸门控设备产生,以用于当呼吸周期到达特定阶段时触发超声系统处理调节和采集图像,从而 2-D 图像系列可以与呼吸周期的一个或多个特定阶段相关,并且从处理 2-D 图像系列获得的测量对应于所需的

呼吸周期的阶段。

可以进一步处理 2-D 图像系列以产生所成像体积的 3-D 再现，以用于现场观看或储存在电影存储器中以便之后以可变重放速度来放映。而且，可以处理 2-D 图像系列以使用已知的持久显示技术显示所成像的体积，其中随后 2-D 图像的对应像素数据（例如密度）被平均，并且得到的平均密度被显示在相应的像素位置，以使用最少的处理获得可显示的体积图像。

通过成像诸如心脏或其腔室的基本球形结构的一系列 2-D 图像（根据本发明自动旋转），其中旋转轴与所述结构的中心轴对准，使用显示持久，可以以最少的处理获得可显示的 3-D 体积投影的现场或储存的高质量近似。例如为了声学定量（AQ）、边界检测和/或获得体积测量，例如通过使用圆盘方法（method of disk），可进一步处理所显示的体积图像。所获得的数据可以进一步用于检查心效率，例如用于确定射血分数和获得应力测量。

在成像过程期间，超声系统的探头通常通过在患者皮肤上遍布的声耦合剂（一种凝胶）与患者身体耦合。当图像平面（即，正被成像的切片的平面）对体内成像而超声波未被阻碍或未大幅衰减时可建立良好的声窗。探头可以保持在适当位置，保持良好的声窗，同时根据用户输入的用户选择和所接收的触发信号自动旋转或平移图像平面。这样，图像平面的方向被调节，同时与身体保持良好的声窗。这样的优点在于用户在集中注意力保持良好声窗的同时不需要操作系统控制，这是因为系统自动调节用户选择的参数以步进穿过成像体积。

本发明对熟练诊断医生不在患者身边时的电视医疗具有特别的效用。例如，实习医生可以将超声探头抵靠在被怀疑有内部损伤或出血的意外伤者的身体上。图像数据可以被无线发射或以其它方式传送到一设备，该设备具有至少一个用户输入装置 460、波束形成器控制器 412、显示子系统 420 和显示装置 450，其中图像被显示给熟练诊断医生。

诊断医生可以在他所在的位置操作用户控制以输入初始化参数和自动调节参数，来自波束形成器控制器 412 的控制信号被传送回位于意外事故地点的超声系统的该部分的波束形成器 416 和/或微型波束形成器 402。由熟练诊断医生相应地调节初始切片和连续切片的方向。在

实习医生将探头静止抵靠意外伤者时，诊断医生可以远程操纵图像平面以自动获得一系列 2-D 图像，从而远程检查怀疑损伤区域和推荐治疗。美国专利 5,715,823 中描述了用于这种过程的可通过其远程操作用户控制的超声系统。

虽然当在经胸治疗和希望从体外使用的其它探头中实施时可以显示本发明的巨大效用，但是内部探头也可以受益于本发明。例如 TEE 探头可以被制造成具有如上所述的自动导向平面方向的能力。多平面（全向平面）TEE 探头通过在食道中上下移动探头、扭动食道中的插管、铰接（articulate）探头尖端和转动阵列换能器而提供重新定向图像平面的能力。然而，通过为本发明的一系列图像提供自动图像平面方向的自由度可获得甚至更大的多功能性，这也能够消除对 TEE 探头现在所需的一些机械平面调节的需要。虽然在图 4 的实施例中用户控制被显示成位于超声系统用户接口设备上，应当理解用户控制也可以位于探头上。这将使用户能够从探头操纵图像平面的方向，而不需要访问超声系统扫描器或推车（cart）。

应当理解可以对所公开的实施例作出各种变化。因而，上面的说明书不应当被解释为限制，而仅被理解为优选实施例的范例。本领域技术人员可以预见在后附权利要求书的范围和精神内的修改。

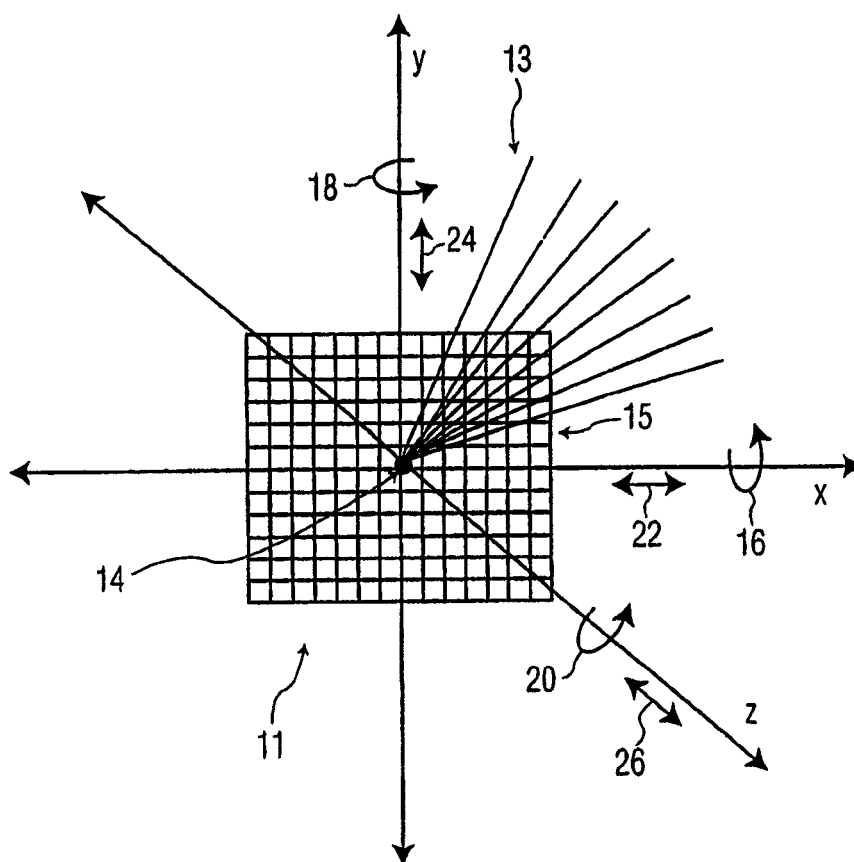


图 1



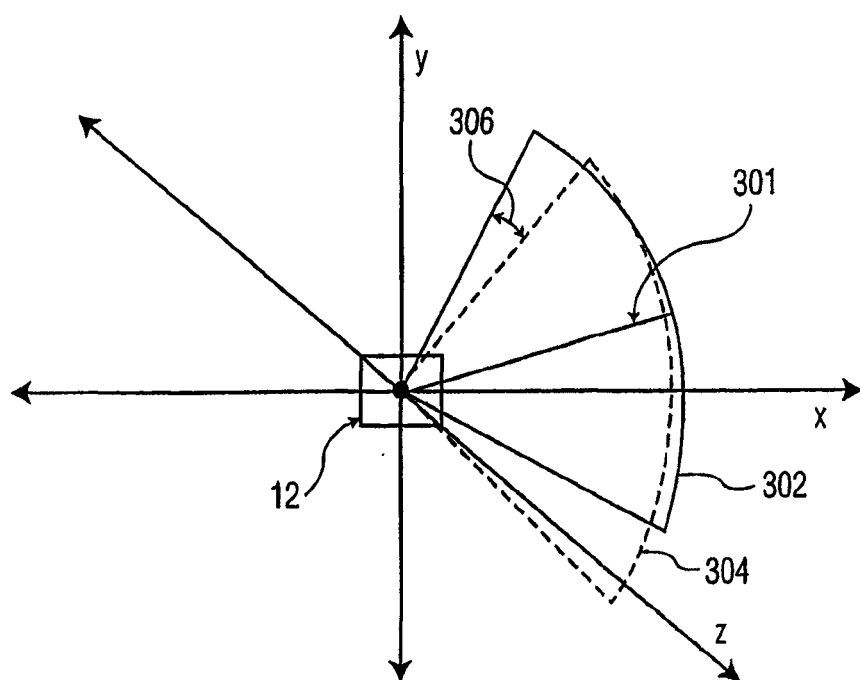


图 3A

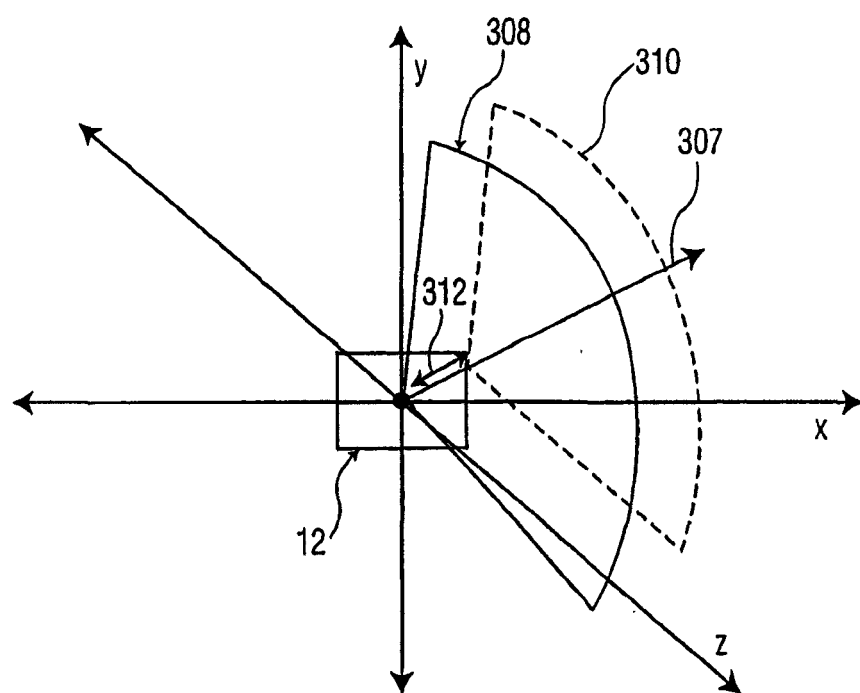


图 3B

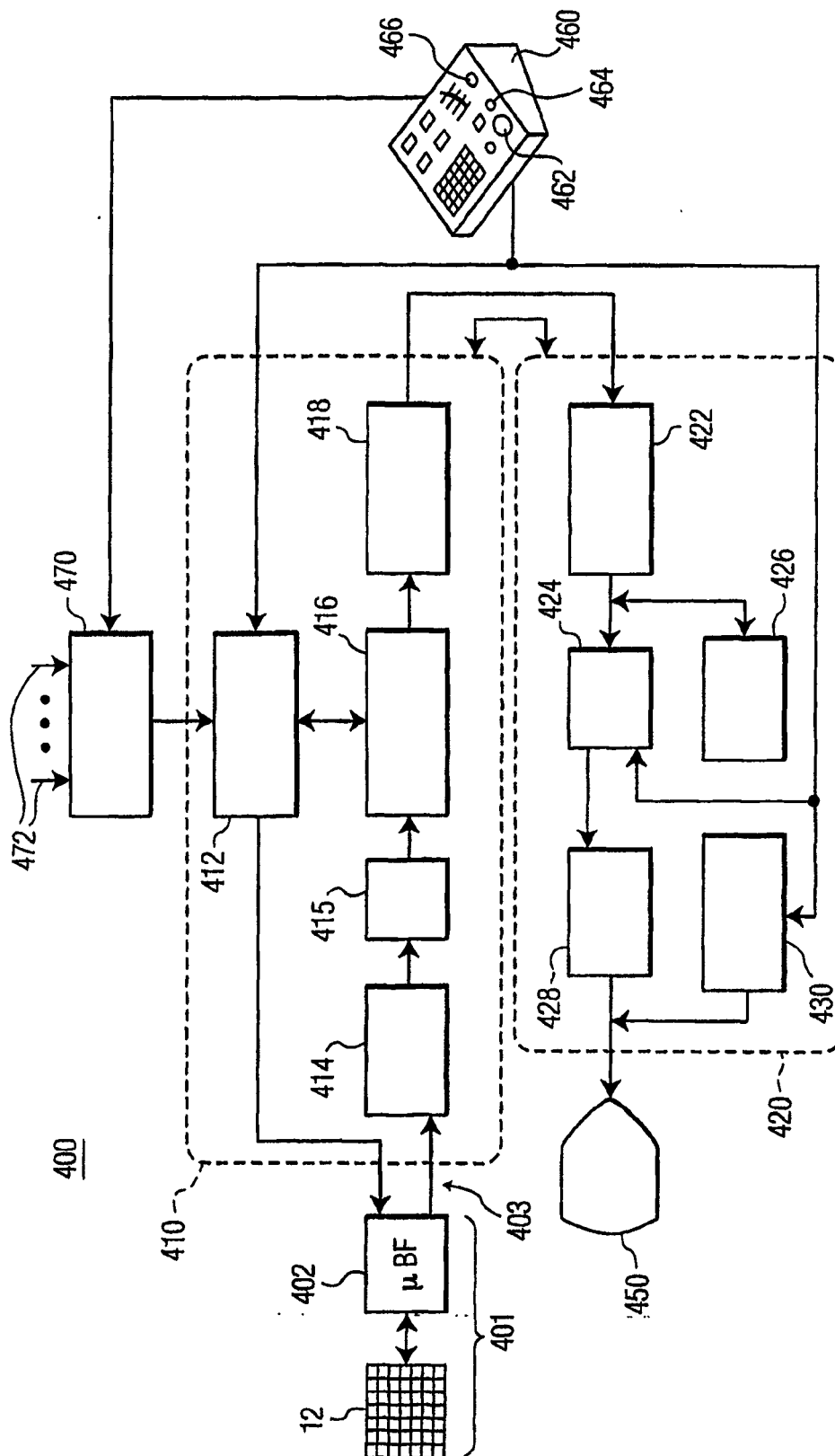


图 4



专利名称(译)	自动调整波束形成参数的超声诊断成像		
公开(公告)号	<a href="#">CN1882850A</a>	公开(公告)日	2006-12-20
申请号	CN200480034182.9	申请日	2004-11-17
[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	MD波伦		
发明人	M·D·波伦		
IPC分类号	G01S15/89 G10K11/34 A61B8/00		
CPC分类号	G10K11/341 G01S15/8925 A61B2560/0271 G01S7/52084 G10K11/34 G01S15/8993		
代理人(译)	张雪梅		
优先权	60/523815 2003-11-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

提供一种用于采集一系列图像的超声成像系统和方法。超声系统包括：换能器(11)，其用于发射和接收超声能量；波束形成器组件(402)，其用于根据至少一个波束形成参数对所发射和接收的超声能量进行波束形成以产生多条扫描线和采集一系列图像；和至少一个用户输入装置(460)，其用于使用户能够选择至少一个自动调节参数，该自动调节参数包括可从空间中的线选择的轴和调节因数，对于所述空间中的线，在围绕其旋转和沿其平移之一期间产生的扫描线集合中的扫描线位于所述换能器的声视野内。超声系统还包括控制单元(412)，其用于在采集图像系列期间控制波束形成器组件(402)，以用于根据所述至少一个自动调节参数相对于采集的先前图像为正被采集的图像调节所述至少一个波束形成器参数，用于正被采集的图像相对于该先前的图像围绕所述轴旋转和沿所述轴平移所述调节因数所定义的量的情况中的至少一种。

