



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102068275 A

(43) 申请公布日 2011. 05. 25

(21) 申请号 201010559632. 3

(22) 申请日 2010. 11. 25

(30) 优先权数据

12/625888 2009. 11. 25 US

(71) 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 R. 拉泽布尼克

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张涛 李家麟

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

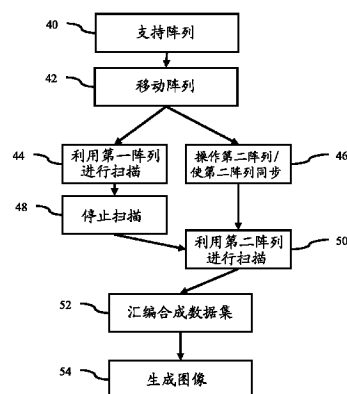
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 2 页

(54) 发明名称

多向超声扫描的同步

(57) 摘要

使多向超声扫描(44、50)同步(46)。顺序地使用多个摆动阵列(12、16)。为了限制由运行引起的伪影,使顺序操作同步(46)。在第一摆动阵列进行扫描(44)时,第二摆动阵列进行运动或者是活跃的。一旦第一摆动阵列完成扫描或者扫描的一部分,第二摆动阵列就开始扫描(50),而无需等待摆动的初始化。替代地或者附加地,可以使第二阵列的位置与第一阵列或者第一阵列的扫描结束同步。来自不同扫描的数据表示重叠的体积,因此可以进行组合(52)以形成扩展的视场。



1. 一种用于使多向超声扫描同步的系统(10),所述系统(10)包括:

框架(30);

至少第一和第二摆动换能器(12、16),所述摆动换能器(12、16)与所述框架(30)连接,所述框架(30)配置用于允许所述第一摆动换能器(12)相对于所述第二摆动换能器(16)的独立运动,所述独立运动是沿至少第一维度的平移、绕至少第二维度的旋转或者二者的组合,所述第一维度和第二维度是不同的或者相同的;

超声成像系统(18),配置用于利用所述第一摆动换能器(12)以及然后利用第二摆动换能器(16)顺序地扫描患者的体内区域,所述顺序扫描具有重叠的视场,从而由所述第一摆动换能器(12)扫描的第一体积与由所述第二摆动换能器(16)扫描的第二体积重叠,所述超声成像系统(18)配置用于根据来自利用所述第一摆动换能器(12)扫描的数据、来自利用第二摆动换能器(16)扫描的数据以及所述第一和第二体积的相对位置来生成图像;

处理器(20),配置用于使所述第二摆动换能器(16)的阵列与所述第一摆动换能器(12)的扫描同步,从而在扫描从第一摆动换能器(12)转移到第二摆动换能器(16)时第二摆动装置准备好进行扫描;和

显示器(24),能操作显示所述图像。

2. 根据权利要求1所述的系统(10),其中所述至少第一和第二摆动换能器(12、16)包括第一、第二、第三和第四摆动换能器(12、16)。

3. 根据权利要求1所述的系统(10),其中所述框架(30)包括与所述第一和第二摆动换能器(12、16)连接的支持臂(32),所述第一摆动换能器(12)具有与所述第二摆动换能器(16)分离的至所述支持臂(32)的连接,所述支持臂(32)具有抵抗装置、发动机或者这两者,以用于在扫描期间使所述支持臂(32)保持在相对于患者的位置处。

4. 根据权利要求1所述的系统(10),其中所述第一和第二摆动换能器(12、16)包括配置用于确定阵列位置的各自的传感器(14)、配置用于根据阵列位置进行同步的处理器(20)。

5. 根据权利要求1所述的系统(10),其中所述处理器(20)配置用于使所述第二摆动换能器(16)的阵列与所述第一摆动换能器(12)的扫描同步,所通过的方式是,在扫描从所述第一摆动换能器(12)转移到第二摆动换能器(16)之前激活所述第二摆动换能器(16)。

6. 根据权利要求1所述的系统(10),其中所述处理器(20)配置用于使所述第二摆动换能器(16)的阵列与所述第一摆动换能器(12)的扫描同步,所通过的方式是,在扫描从所述第一摆动换能器(12)转移到第二摆动换能器(16)时将所述阵列定位在阵列扫描中的特定位置处。

7. 根据权利要求6所述的系统(10),其中所述特定位置包括扫描边界处的位置。

8. 根据权利要求1所述的系统(10),其中所述处理器(20)配置用于使所述第二摆动换能器(16)的阵列与所述第一摆动换能器(12)的扫描同步,所通过的方式是,增大或者减小所述阵列的速度。

9. 根据权利要求1所述的系统(10),其中至少第一和第二摆动换能器(12、16)包括第一、第二和第三摆动换能器(12、16),并且其中所述处理器(20)配置用于在所述图像是来自第一和第二摆动换能器(12、16)的数据的函数而不是来自第三摆动换能器的数据的函数的情况下避免激活第三摆动换能器。

10. 根据权利要求 1 所述的系统(10),其中所述图像包括三维区域的绘制,所述三维区域包括第一和第二体积。

11. 一种用于使多向超声扫描同步的方法,所述方法包括:

利用第一机械运动阵列声学地扫描(44)患者,所述扫描涉及所述第一机械运动阵列的至少第一视场;

在利用所述第一机械运动阵列进行声学扫描期间以活跃模式在不进行声学扫描的情况下操作(46)第二机械运动阵列;

停止(48)利用所述第一机械运动阵列的声学扫描;

在停止(48)之后并且在仍然处于活跃模式时利用所述第二机械运动阵列声学地扫描(50)患者,利用第二机械运动阵列的扫描涉及所述第二机械运动阵列的至少第二视场,所述第二视场与所述第一视场不同但与所述第一视场重叠;

根据所述第一和第二机械运动阵列的相对位置,组合(52)来自利用第一机械运动阵列的扫描和来自利用第二机械运动阵列的扫描的数据;以及

根据所述组合(52)生成(54)图像。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中操作(46)包括在不进行扫描时摆动所述第二机械运动阵列。

13. 根据权利要求 11 所述的方法,其中操作(46)包括使所述第二机械运动阵列的起始位置与利用所述第一机械运动阵列的扫描的结束时间同步。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中同步包括操作(46)所述第二机械运行阵列,使得所述第二机械运动阵列在结束时间位于平移的最大程度。

15. 根据权利要求 11 所述的方法,还包括:

单独地支持(40)共同的支持臂(32)上的第一和第二机械运动阵列;和

相对于所述第二机械运动阵列独立地运动(42)所述第一机械运动阵列,所述运动使所述第一和第二机械运动阵列定位在患者附近;

其中所述共同的支持臂(32)配置用于使所述第一和第二机械运动阵列保持在患者附近。

16. 根据权利要求 11 所述的方法,其中所述第一和第二视场是第一和第二体积,所述第一和第二体积重叠,并且其中生成(54)图像包括绘制三维区域,所述三维区域包括所述第一和第二体积。

17. 一种计算机可读存储介质(22)中,存储有表示能由编程处理器(20)执行的指令的数据,所述指令用于使多向超声扫描同步,所述存储介质(22)包括用于以下操作的指令:

利用两个不同的换能器阵列顺序地扫描(44,50);

使所述两个不同的换能器阵列中的第一个的运动与所述两个换能器阵列中的第二个的扫描时间的结束同步;以及

根据来自利用所述两个不同换能器阵列的顺序扫描的数据生成(54)图像。

18. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质(22),其中使运动同步(46)包括在不进行扫描时摆动所述第一换能器阵列。

19. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质(22),其中同步(46)包括使所述第一换能器阵列的起始位置与所述第二换能器阵列的扫描时间的结束同步。

20. 根据权利要求 19 所述的计算机可读存储介质(22),其中同步(46)包括操作所述第一换能器阵列,使得所述第一换能器阵列在所述第二换能器阵列的扫描时间结束时位于平移的最大程度。

21. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质(22),其中所述指令还包括利用框架或者框架交错的组重复地执行利用所述两个不同换能器阵列的扫描的同步(46)。

## 多向超声扫描的同步

### 技术领域

[0001] 本实施例涉及超声扫描。尤其是,这些实施例涉及不同方向的扫描。

### 背景技术

[0002] 传统的超声检查是使用单个的手持式换能器来执行的。换能器获取受换能器设计限制的视场(FOV)内的平面信息。存在许多临床应用,包括胎儿成像,对此该方法无法实现整个感兴趣的解剖学结构的可视化。相反,多个独立的观察通常要求使感兴趣的解剖学结构完全可视化。超声检验人员移动手持式换能器至不同的位置,并且在每个位置处独立地获取数据。从在每个位置处获取的数据中生成单独的图像。

[0003] 可以借助手持式换能器获取体积信息。例如,摆动换能器机械地移动阵列,以用于不同平面中的电子扫描。然而,FOV 也受换能器设计限制,所以不能观察到感兴趣的整个解剖学结构。换能器可以定位在其他位置处以用于扫描其他区域,但是胎儿的运动或者在区域内的运动可能导致难以比较来自不同扫描的图像。

### 发明内容

[0004] 通过介绍,下面描述的优选实施例包括用于使多向超声扫描同步的方法、系统、指令和计算机可读介质。顺序地使用多个摆动阵列。为了限制由运动引起的伪影,使顺序操作同步。当第一摆动阵列进行扫描时,第二摆动阵列正在移动或者是活跃的。一旦第一摆动阵列结束扫描或扫描的一部分,第二摆动阵列就开始扫描,而无需等待摆动的初始化。替代地或者附加地,第二阵列的位置可以与第一阵列或者第一个阵列的扫描结束同步。来自不同扫描的数据表示重叠的体积,因此可以被组合以形成扩展的视场。

[0005] 在第一方面中,系统被提供用于使多向超声扫描同步。至少第一和第二摆动换能器与框架连接。框架配置用于允许第一摆动换能器相对于第二摆动换能器的独立运动。独立运动是沿至少第一维度的平移、绕至少第二维度的旋转或者二者的组合,其中第一和第二维度是不同的或者相同的。超声成像系统配置用于利用第一摆动换能器然后利用第二摆动换能器顺序地扫描患者的体内区域。顺序扫描具有重叠的视场,从而由第一摆动换能器扫描的第一体积与由第二摆动换能器扫描的第二体积重叠。超声成像系统配置用于根据来自利用第一摆动换能器的扫描的数据、来自利用第二摆动换能器的扫描的数据以及第一和第二体积的相对位置生成图像。处理器配置用于使第二摆动换能器的阵列与第一个摆动换能器的扫描同步,从而在扫描从第一摆动换能器转移到第二摆动换能器时第二摆动装置准备好进行扫描。显示器可操作用于显示图像。

[0006] 在第二方面中,提供一种用于使多向超声扫描同步的方法。利用第一机械运动阵列以声学方式扫描患者。扫描涉及第一机械运动阵列的至少第一视场。在利用第一机械运动阵列进行声学扫描期间,第二机械运动阵列以活跃模式运行,而不进行声学扫描。利用第一机械运动阵列的声学扫描停止。在停止之后并且仍在活跃模式下,利用第二机械运动阵列对患者进行声学扫描。利用第二机械运动阵列的扫描涉及第二机械运动阵列的至少第二

视场,其中第二视场与第一视场不同但与第一视场重叠。根据第一和第二机械运动阵列的相对位置对来自利用第一机械运动阵列的扫描和来自利用第二机械运动阵列的扫描的数据进行组合。根据该组合生成图像。

[0007] 在第三方面中,计算机可读存储介质在其中存储有表示可由编程处理器执行以用于使多向超声扫描同步的指令的数据。存储介质包含用于以下操作的指令:利用两个不同的换能器阵列进行顺序的扫描;使两个不同的换能器阵列中的第一个的运动与两个不同换能器阵列中的第二个的扫描结束时间同步;以及根据来自利用两个不同换能器阵列的顺序扫描的数据生成图像。

[0008] 通过下列权利要求定义本发明,这部分中的任何内容都不应当视为对这些权利要求的限制。以下结合优选的实施例对本发明的其他方面和优点进行讨论。

## 附图说明

[0009] 部件和图不一定是成比例的,相反重点应放在说明本发明原理。此外,在图中,相同的附图标记在不同的视图中表示相应的部分。

[0010] 图 1 是用于使多向超声扫描同步的超声系统的一个实施例的框图。

[0011] 图 2 是用于保持图 1 的超声系统的换能器的示例性框架的图形表示。

[0012] 图 3 是用于使多向超声扫描同步的方法的一个实施例的流程图。

## 具体实施方式

[0013] 两个或更多个机械摆动换能器的同步可以允许更快速的获取。使用来自每个换能器的空间编码信息可以合成大的 FOV。具有重叠视场的多个换能器用于复合表示扩大的视场的体积或者平面。

[0014] 复合信息可以用于量化和/或成像。例如,提供产科成像。可以提供整个胎儿扫描。使用换能器阵列可以提供其他大型解剖学结构的超声可视化。换能器阵列由具有重叠视场(FOV)的独立设置的换能器组成。每个换能器可以在换能器阵列中连续地或者同时地寻址,从而可以组合成合成的大的 FOV 体积。利用对各换能器的几何结构和方位的知识和/或利用图像处理技术进行结果得到的体积的合成。

[0015] 换能器阵列的扫描重叠区域可以用于减少斑点。虽然合成体积中的给定子体积可以包含在若干单个换能器 FOV 中,但是每个换能器可以从不同的方位询问这个子体积。在换能器之间,斑点图案以及与询问波束相关联的衰减可以不同。通过合成来自若干换能器的给定子空间的信息,可以改进对比度和空间分辨率。

[0016] 换能器所使用的不同扫描方向可以减少阴影伪影。在深层结构由于反射表面结构或者更多浅层结构而被遮蔽的地方形成阴影。给定的换能器可能不足以使换能器视场内的子体积可视化。不同方位处的另一换能器可以使相同的结构更有效地可视化。

[0017] 通过使换能器之间的扫描同步,可以在尽管存在运动的情况下获取多个视野。运动可以导致伪影或者难以调整来自不同扫描(例如,不同方位或者位置处的换能器)的数据。没有关于每个换能器的位置和方位的精确空间信息,可能难以高质量地记录子体积。利用换能器上的传感器、定位设备(例如,机器人)上的传感器和/或数据相关来确定相对空间位置。在运动改变正被扫描的组织的情况下,用于确定相对位置的数据相关可能是困难的。

同步可以减少顺序扫描之间的时间,由此导致更少的运动伪影。

[0018] 每个换能器的波束所经历的不同声波路径可以导致改变衰减级别、相位畸变和其他图像影响参数。为了考虑该变化,可以对每个换能器对合成体积的重叠区域的贡献进行加权。

[0019] 换能器可能在物理上大并且重。机器人、支持臂、带状物或者其他设备可以帮助用户定位或者保持换能器。

[0020] 顺序地或者同时地驱动多个个体换能器利用超声成像系统来执行。为了避免频率分离或者其他编码以区分同时来自多个阵列的扫描,可以使用顺序扫描。可替换地,频率分离或者其他编码对传输进行区分。

[0021] 图 1 示出用于使多向超声扫描同步的系统 10。系统 10 包括两个或更多个换能器 12、16、定位设备 14、超声成像系统 18、处理器 20、存储器 22 和显示器 24。附加地,可以提供不同的或者更少的部件。例如,系统 10 不包含定位设备 14。作为另一示例,系统 10 包含用户界面。在一个实施例中,系统 10 是医学诊断超声成像系统。在另一实施例中,处理器 20 和 / 或存储器 22 是不同于或者独立于超声成像系统 18 的工作站或者计算机的一部分。该工作站邻近或者远离超声成像系统 18。

[0022] 换能器 12、16 是单个元件换能器、线性阵列、曲线阵列、相控阵列、1.5 维阵列、二维阵列、辐射状阵列、环形阵列、多维阵列或者其他现在已知或者以后开发的元件阵列。这些元件是压电的或者电容性的材料或者结构。换能器 12 适于在患者体外使用,诸如包括手持式壳体或者用于安装到外部结构上的壳体。示出两个换能器 12、16,但可以提供三个、四个或者更多个换能器 12、16。换能器 12、16 中的不同个体可以具有相同的或者不同的结构,诸如一个换能器是线性阵列而另一换能器是曲线阵列。这些换能器可以配置用于扫描相同或不同尺寸的 FOV。每个换能器的成像参数(频率、深度和其他)也可以与其他换能器相同或者不同。

[0023] 在一个实施例中,换能器 12、16 中的一个或更多个—诸如全部—是摆动阵列。每个摆动阵列包括换能器元件阵列。元件阵列可以用于扫描区域,诸如平面的电子扫描。带状物、齿轮、滑轮、凸轮和 / 或其他设备与阵列连接。发动机—诸如电动机—驱动这些设备以移动阵列。阵列沿着平面或者曲面平移和 / 或旋转。由于发动机运行和 / 或设备,可以在探测器壳体内在两个边界之间来回移动阵列,即摆动阵列。可以以机械或电的方式确定这些边界。

[0024] 每个换能器 12、16 在电信号和声能之间进行转化以扫描患者身体区域。所扫描的身体区域是换能器阵列类型和换能器 12 相对于患者的位置的函数。例如,摆动装置中的线性换能器阵列可以扫描身体的多个矩形的或者正方形的平面区域。作为另一示例,摆动装置中的曲线阵列可以扫描身体的多个扇形区域。可以使用符合身体内的其他几何区域或者形状的扫描,诸如 Vector® 扫描。

[0025] 由于阵列的运动,这些平面是隔开的。这些平面表示患者的体积。可以通过移动阵列—诸如通过旋转、振动和 / 或平移—来扫描不同的平面。可替换地,仅仅通过电子转向来扫描体积(例如,利用二维阵列的体积扫描)。

[0026] 摆动装置可以包括配置用于确定阵列位置的各传感器,从而提供相应的扫描平面位置。每个平面扫描的位置是已测量的或者已知的。例如,编码器或者其他传感器确定阵

列在其运动范围内的位置,以确定给定的扫描平面的位置。可替换地,提供发动机的电流消耗或者其他反馈,以确定位置。数据去相关或者其他技术可以用于确定利用相同阵列获取的扫描平面的位置。在另一替代方案中,触发每个扫描平面的获取。在设定的相对位置上获取平面。在其他实施例中,可以知道或者确定超过运动范围的阵列或发动机速度。速度特性、扫描数量和扫描定时可以用于确定每个扫描的位置。

[0027] 可选地,换能器 12、16 包括定位设备 14。定位设备 14 在超声换能器 12、16 中或者超声换能器 12、16 上。例如,定位设备 14 安装在换能器 12、16 的壳体上、设置在换能器 12、16 的壳体内或者成形为换能器 12、16 的一部分。利用换能器电缆中的导线或者无线地从定位设备 14 中提供信号或数据,或者将信号或数据提供给定位设备 14。

[0028] 定位设备 14 是传感器或者感测到的对象。例如,定位设备 14 包括磁位置传感器的线圈。提供三个正交的线圈。通过确定通过远程发射器线圈的传输的顺序和测量传感器线圈中每一个上的信号,传感器线圈的位置和方位被确定。线圈感测由传感器外部的另一设备生成的磁场。可替换地,磁场由定位设备 14 生成,并且与定位设备 14 间隔开的线圈感测发射器的位置信息。

[0029] 定位设备 14 确定探测器或者换能器 12、16 的位置,诸如相对于房间空间或者其他换能器 12、16 的位置。定位设备 14 指示所扫描的体积或者利用不同换能器 12、16 获取的平面的相对位置。

[0030] 可以使用其他定位设备 14。例如,引力传感器指示换能器相对于地心的方位。在其他示例中,定位设备 14 是加速度计或者陀螺仪。可以使用光学传感器,诸如定位设备 14 是图案、光发射器或者换能器 12、16 的壳体。摄像机使换能器 12 成像。处理器根据定位设备 14 在视场中的定位、畸变和 / 或尺寸确定方位和 / 或位置。

[0031] 其他的方位传感器可以用于感测相对于基准的一个、两个或者三个方位度。其他的位置传感器可以用于以一个、两个或者三个位置度来进行感测。在其他实施例中,位置和方位传感器提供直到 6 个位置度和方位度信息。提供 6 个位置度信息的磁位置传感器的示例是 Ascension 的跟踪器和 Biosense Webster 的位置感测导管。

[0032] 在另一实施例中,定位设备 14 是光纤位置传感器,诸如由 Measurand 公司提供的 ShapeTape 传感器。通过测量光纤束中的光来确定光纤位置传感器的一端或者一部分相对于另一端或者另一部分的方位和 / 或位置。光纤位置传感器的一端或者另一部分保持在已知位置附近。测量光纤位置传感器的弯曲、扭转和旋转,诸如在换能器定位在声学窗附近之后的时间进行测量。可以确定换能器在不同的声学窗处的相对位置。

[0033] 为了辅助用户定位和 / 或保持换能器 12、16,可以提供如在图 2 中示出的框架 30。框架 30 是滑轮、带状物或者其他用于主动地或者被动地减小用户保持换能器 12、16 所要求的重量的设备。在一个实施例中,框架 30 包括振动装置、发动机、限速器、泵或者其他设备。框架 30 可以阻碍运动,锁定、解锁或者便于运动。

[0034] 在一个实施例中,框架 30 包括一个或多个支持臂 32。支持臂 32 具有任意形状和尺寸,诸如是金属的或者塑料的管、梁或者板。支持臂 32 与换能器 12、16 直接地或者间接地连接。在一个示例性的实施例中,支持臂 32 是机器人或者机器人辅助系统的一部分,所述机器人或者机器人辅助系统诸如是 Siemens Medical Solutions USA 公司的 ACUSON S2000 自动乳房体积扫描仪。换能器 12、16 安装在相同的支持臂或者不同的支持臂 32 上,从而操



作人员在成像期间不需要保持换能器 12、16 的任何部分。支持臂 32 可以是铰接的、可扩展的、可压缩的、可弯曲的、可旋转的或者以其他方式可移动的,以便支持相对于患者 28 的大范围变化的换能器位置。在图 2 中示出的实施例中,支持臂 32 由升降机或者可移动柱来支持。可以使用天花板、地板或者墙壁底座。可以使用有轨的、固定的、可旋转的或者其他底座。在图 2 的示例中,示出适合于患者 28 的经腹胎儿扫描的四个机械摆动换能器 12、16。

[0035] 框架 30 配置用于允许摆动换能器 12、16 相对于彼此的独立运动。机械联动允许至少一个换能器 12、16 相对于换能器 12、16 中的另一个运动。可以以一个、两个或者三个平移和 / 或旋转度来提供独立性。例如,一个换能器 12 可以移动,以便有限制地或者无限制地绕两个轴旋转,而不要求换能器 16 中的另一个旋转。不同的换能器 12、16 可以关于相同的或者不同的维度平移和 / 或旋转。

[0036] 可以通过具有至少一个与支持臂 32 的独立连接来提供运动的独立性。例如,每个换能器 12、16 利用独立的关节或者臂与框架 30 和 / 或支持臂 32 连接。不同组的换能器 12、16 可以与共同的支持臂 32 连接,该共同的支持臂 32 不同于用于另一组换能器 12、16 的支持臂 32。在一个实施例中,四个或者其他数量的换能器 12、16 与共同的板或者其他支持臂 32 连接。连接的相对位置将换能器 12、16 分隔开以便于在患者 28 上定位,诸如在怀孕的患者腹部周围定位。

[0037] 可以手动地或者自动地操纵每个换能器 12、16,从而彼此之间的相对位置是可定制的。用户使用手柄和 / 或壳体来手动地移动换能器 12、16。支持臂 32、连接、关节或者框架 30 可以阻碍、辅助或者自由地允许手动定位。例如,换能器 12、16 可以相对于支持臂 32 锁定和未锁定,从而在未锁定时允许自由的运动而在锁定状态中阻止运动,除非施加超过特定大小的力。可以利用用户的引导和 / 或基于传感器反馈通过发动机或者泵来提供自动的运动。

[0038] 使用定位设备 14—诸如机器人定位传感器或者用于检测在所允许方向上的平移和 / 或旋转的传感器—确定每个换能器 12、16 的空间位置和 / 或方位。可以使用相对位置、绝对位置和 / 或位置变化。替代地或者附加地,对扫描数据进行相关,以确定相对位置。为了确定空间位置和 / 或方位,可以使用对换能器 12、16 相对于彼此的运动的任何限制。

[0039] 支持臂 32 是可运动的,以将换能器 12、16 定位在患者 28 附近。例如,使用阻力设备、发动机或者二者将换能器 12、16 定位在患者 28 的腹部附近。随后,支持臂 32 被锁定或者保持位置。例如,振动装置或者其他阻力设备可以抵抗由重力引起的力的一部分,并且其他方向上的运动是锁定的。如果换能器 12、16 需要被移开,则与剩余的重力相反地提升支持臂 32。在扫描期间,剩余的重力使换能器 12、16 抵住患者。一旦支持臂 32 被定位为使换能器 12、16 位于所期望的患者区域附近,则换能器 12、16 可以移动到所期望的声学窗。

[0040] 参照图 1,超声成像系统 18 是医疗诊断超声系统。例如,超声成像系统 18 包括发射波束形成装置、接收波束形成装置、探测器(例如,B 型和 / 或多普勒)、扫描转换器和显示器 24 或者不同的显示器。超声成像系统 18 诸如通过一个或多个可拆连接器与换能器 12、16 连接。发射信号被生成并且被提供给选定的换能器 12、16。多路复用器或者连接器插座选择选择在任意给定时刻用于扫描的换能器 12、16。响应电信号从所选择的换能器 12、16 接收并且由超声成像系统 18 处理。超声成像系统 18 引起利用换能器 12、16 对患者体内区域的扫描并且根据扫描生成表示该区域的数据。该数据是波束形成装置信道数据、波束形

成数据、探测数据、扫描转换数据和 / 或图像数据。该数据表示区域的解剖学结构,诸如心脏、肝脏、胎儿、肌肉、组织、体液或者其他解剖学结构。

[0041] 在另一实施例中,超声成像系统 18 是用于处理超声数据的工作站或者计算机。使用与换能器 12 连接的成像系统或者使用集成的换能器 12 和成像系统来获取超声数据。输出或者存储任意处理等级的数据(例如,射频数据(例如, I/Q 数据)、波束形成数据、探测数据和 / 或扫描转换数据)。例如,数据被输出到数据存储系统或者在网络上被输出到邻近的或者远程的工作站。超声成像系统 18 处理数据,以进一步用于分析、诊断和 / 或显示。

[0042] 使用多路复用器或者其他结构和编程,成像系统 18 配置用于利用不同的换能器 12、16 顺序扫描患者的体内区域。信号在给定时刻传输到换能器 12、16 中的一个或者从换能器 12、16 中的一个接收。例如,一个换能器 12 用于扫描体积。随后,另一换能器 16 用于扫描另一体积。发射和接收信号被波束形成为适合于利用换能器 12、16 的类型进行扫描。可替换地,可以选择多于一个换能器 12、16 并且在同一时刻进行扫描。

[0043] 这些顺序扫描具有重叠的视场。定位换能器 12、16 并且选择扫描格式以使得换能器 12、16 的视场至少部分重叠。由一个换能器 12 扫描的体积与由另一换能器 16 扫描的体积重叠。换能器 12、16 由成像系统 18 连续地或者以任意顺序寻址,从而换能器 12、16 中的一个或者若干个在给定时刻成像。例如,在四个机械摆动换能器 12、16 的情况下,所有换能器 12、16 可以在其扫描配置期间在内部摆动,但每次仅仅一个换能器被用于成像。可替换地,使用非重叠视场和 / 或同时扫描。

[0044] 成像系统 18 从扫描数据中生成图像。使用波束形成、探测、扫描转换和 / 或绘制来生成每个图像。对于来自单独的换能器 12、16 的数据,可以生成单独的图像。数据可以组合,诸如在探测前或者探测后组合成表示扫描体积、子体积、平面、扩展视场平面或者扩展视场体积的数据集合。扩展视场是比通过使用单个换能器 12、16 在一个位置进行完全扫描可获得的视场更大的视场。

[0045] 在一个实施例中,在绘制表示三维区域的数据时生成图像。通过组合来自两个或者更多个换能器的数据形成数据集合。数据集合仅仅表示重叠部分或者扩展视场。一旦体积数据由所有参与的换能器 12、16 独立地获取,则对合成的体积进行汇编。

[0046] 在空间上调整(记录)扫描体积。在一个实施例中,定位设备 14 用于调整由数据表示的区域。定位设备 14 指示相应扫描期间的换能器 12、16 的位置。可以使用绝对位置信息或者相对位置信息。

[0047] 对于基于数据的记录,使用互相关、最小绝对误差和或者其他类似的函数来标识区域的相对平移和 / 或方位。确定数据相互之间的最佳或者足够的匹配。与匹配相关联的平移和 / 或旋转指示由数据表示的区域的不同或相对位置。该匹配在空间上调整来自对于不同卤门的扫描的数据。

[0048] 可以使用多个调整信息源。例如,确定基于数据和基于传感器的相对位置和方位。使用平均位置和方位。可以使用一个源用于位置,可以使用另一个源用于方位。可以使用一个源来确保主要源是正确的。

[0049] 在一个实施例中,由与每个换能器 12、16 相关联的定位设备 14 提供初始相对位置估计。可以通过数据相关获得附加的精确性。初始位置用于限制搜索空间、提供用于搜索的初始位置或者更快速地确定最强的相关。相对彼此平移和 / 或旋转数据集合,以便以最

大相似度标识相对位置。

[0050] 一旦完成调整,就对数据进行组合。根据空间调整对来自不同扫描的数据进行复合。在来自多个集合或者不同扫描的数据表示相同的空间位置的情况下,对数据进行组合,诸如进行平均。由于不同的扫描格式和 / 或不同的声学窗,数据总体上可以表示相同的空间位置,但不是精确调整。来自一个或者多个扫描的数据可以转换或者格式化为与另一扫描或者参考网格相关联的网格。例如,表示不同体积的数据被插值成三维参考网格。在转换后,对来自多个体积的数据的值进行组合。可替换地,使用最近邻、插值或者其他方法来确定待组合的数据。

[0051] 因为所扫描的体积可能不是相同的,不同的空间位置可以与不同数量的待组合值相关联。例如,可以通过来自一个扫描的单个值表示一个空间位置。可以通过来自两个换能器 12、16 的两个值表示另一空间位置。可以通过三个值—每一个来自三个换能器 12、16 中的一个—表示另一空间位置。使用标准化的或者平均的组合。可以提供滤波以降低任何来自对不同空间位置的不同数量的值进行组合的伪影。

[0052] 可以通过平均对这些值进行组合。可以使用其他组合函数,诸如最大值或者最小值选择。在一个实施例中,使用加权平均。在平均之前对值进行加权。加权可以是预先确定的或者固定的。对于简单的平均,加权是基于贡献值的数目的集合。

[0053] 在一个实施例中,加权被修改为空间位置、数据质量或者二者组合的函数。例如,近场或者中场信息比远场或者很近场数据质量更好。扫描场中间的数据比与更大转向角相关联的数据质量更好。对质量更好的数据更重地进行加权。例如,对近场数据比对远场数据更重地进行加权。对于一个阵列方位而言,摆动换能器可以提供比另一阵列方位质量更好的信息,诸如由于阵列的运动速度。对质量更好的数据更重地进行加权。

[0054] 可以处理数据以确定质量或者质量因数。例如,确定与不同空间位置相关联的噪声等级。总体上同质的区域中的标准差可以指示扫描或者扫描的一部分的噪声等级。作为另一示例,高频变化的测量指示噪声等级。在另一示例中,无时间或深度增益补偿的返回幅度与阈值等级或者斜率进行比较以确定作为深度的函数的噪声等级。可以为不同的扫描部分确定噪声等级。对另一位置处的噪声进行差值。通过噪声等级来指示给定值的质量。

[0055] 可以使用加权的任意方差或者差值。加权是相对的,诸如所有权重的和是 1。可以确定这些值之间质量上的差异并且基于该差异确定相对加权集合。例如,如果两个值具有类似的质量,则提供相等的加权。如果两个值具有不同的质量,则提供不相等的加权。可以使用一个或多个因数来确定总体质量。可以根据重要性或者可靠性不同地对这些因数进行加权。

[0056] 可以根据产生回声性来选择贡献扫描的相对权重。对于更高的强度值提供更强的加权。可以使用其他的考虑来调整权重。对于加权,可以使用记录。更好的相关可以指示:更相等的加权是合适的。差的相关可以指示一个或多个数据集合—诸如与相应阵列最近的数据—的更强加权。对于给定位置给定两个贡献数据值,对来自更近阵列的扫描的数据值更重地进行加权。

[0057] 显示器 24 是 CRT、LCD、投影装置、等离子装置、打印机或者用于显示二维图像或者三维表示的其他显示器。显示器 20 根据输出图像数据显示超声图像。例如,提供表示正交平面的两个或更多个图像的多平面重构(MPR)。作为另一示例,提供表示体内区域中两个或

更多个平行平面的多个超声图像。可以替代地或者附加地使用体积或表面绘制。

[0058] 合成体积用于量化、成像和 / 或存档。可以分割合成体积的数据, 或者应用边界探测来确定体积值或者分离出与特定结构相关联的信息。表示合成体积的数据集合可以作为图像数据输出。图像数据可以是处于任意处理阶段的数据, 诸如探测前或者探测后的数据。图像数据可以特定地格式化, 以用于显示诸如红色、绿色、蓝色 (RGB) 数据。图像数据可以在任意映射之前或者之后, 所述映射诸如灰阶或者彩色映射。

[0059] 处理器 20 是一个或多个通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、控制器、模拟电路、数字电路、服务器、它们的组合、网络或者用于控制换能器 12、16 和 / 或相应扫描的其他逻辑设备。使用信号设备, 但可以使用并行或串行分布的处理。在一个实施例中, 处理器 20 是超声成像系统 18 的系统控制器。处理器 20 接收来自任意定位设备 14、换能器 12、16 和 / 或超声成像系统 18 的输入。

[0060] 处理器 20 使一个或多个摆动换能器 12、16 的阵列与另一摆动换能器 12、16 的扫描同步。在第一换能器 12 进行扫描期间, 使一个或多个其他换能器 16 同步以降低扫描之间的过渡。使其他换能器 16 与相同的或者不同的换能器 12、16 同步。使其他的换能器 16 同步, 从而在扫描从当前进行扫描的换能器 12 转移到等待的换能器 16 时换能器 16 已准备好扫描。使等待的换能器 16 与当前进行扫描的换能器 12、当前进行扫描的换能器 12 的阵列位置、当前进行扫描的换能器 12 的扫描结束时间、当前进行扫描的换能器 12 的结束扫描平面位置或者当前扫描或者换能器 12 的其他方面同步。

[0061] 为了最佳的获取速度或者为了提高获取速度, 使等待的换能器 16 同步。例如, 当第一换能器 12 正在成像 (活跃模式) 时, 三个其他的换能器 16 处于待机模式。当第一换能器 12 完成贯穿其整个 FOV 的成像扫描时, 第一换能器 12 置于待机模式, 而第二换能器 16 变得活跃并且立即或者以小的延迟开始成像。同步在所期望的位置、以所期望的运动速率或者以所期望的活动水平来提供后续换能器 16 的阵列。例如, 同步以相对于扫描范围的原始位置来提供阵列。连续地对每一个换能器进行寻址, 从而仅仅在给定的时刻从单个换能器获得成像信息, 但换能器处于待机模式中以允许降低过渡时间。可以扫描运动情况下的大的视场, 而具有较少伪影。

[0062] 通过对换能器 12、16 的控制来提供同步。例如, 开启摆动装置。通过在扫描从第一摆动换能器 12 转移到第二换能器 16 之前激活第二换能器 16 使第二摆动换能器 16 的阵列与第一摆动换能器 12 的扫描同步。在给定的时刻, 每个换能器 12、16 处于活跃的、待机的或者未激活状态。活跃模式是换能器 12 进行成像或者扫描从而声学内容由换能器 12 发射和 / 或接收并且实时地传输给成像系统 18 的模式。在换能器 16 不在发射或者接收声学内容但已准备好立即或者以小的延迟发射或者接收声学内容时使用待机模式。在机械摆动换能器 12、16 的情况下, 阵列已经起动或者正在运动 (“摆动”), 但不发射声学脉冲。通过同步减少或者消除用于加速的时间。

[0063] 作为另一示例, 同步基于阵列位置。在扫描从另一换能器 12 转移到等待的换能器 16 时, 等待的摆动装置阵列定位在扫描中的特定位置处。例如, 在开始扫描时, 阵列的运动定时在运动或者摆动的扫描边界或者中心。等待的阵列定时在过渡处的位置附近或者在过渡处的位置处, 而不在利用另一阵列的扫描完成之后等待阵列移动到所期望的位置处。可以使用任意所期望的阵列位置, 诸如根据之前扫描结束的位置。可以通过控制阵列的运动

速度和 / 或移动阵列的起始时间来实现定位。

[0064] 一个或多个换能器 12、16 可不被用于给定的情况。这些换能器 12、16 可以是未激活的或者是待机但不使用的。为了避免噪声和不期望的振动,对于阵列使用未激活模式。未激活的换能器的电部件(例如,发动机)是不工作的或者是未通电的。可替换地,可以在扫描顺序中在当前换能器 12、16 之前使用一个或多个换能器 12、16 的情况下使用未激活模式。一旦使用当前换能器 12、16 的时间临近,则换能器 12、16 从未激活模式移动到待机模式作为同步的一部分。

[0065] 存储器 22 是磁带驱动器、磁驱动器、光驱动器、硬盘驱动器、RAM、缓冲器或者其他存储器。存储器 22 存储来自不同扫描的数据和 / 或合成体积的数据。

[0066] 附加地或者替代地,存储器 14 是具有处理指令的计算机可读存储介质。为了使多向超声扫描同步,提供可由编程处理器 20 和 / 或成像系统 18 执行的表示指令的数据。在计算机可读存储介质或者存储器—诸如高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或者其他计算机可读存储介质—上提供本文所讨论的用于实现处理、方法和 / 或技术的指令。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。响应于存储在计算机可读存储介质中或者计算机可读存储介质上的一个或多个指令集,执行在图中示出的或者本文所讨论的功能、动作或者任务。功能、动作或者任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或者处理策略并且可以单独运行地或者组合地通过软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等来执行。类似地,处理策略可以包括多处理、多任务、平行处理等等。在一个实施例中,指令存储在可移动的介质设备上,以由本地的或者远程的系统读取。在其他实施例中,指令存储在远程位置中,以通过计算机网络或者通过电话线传输。在又一实施例中,指令存储在给定的计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0067] 图 3 示出用于使多向超声扫描同步的方法。图 3 的动作由图 1 的系统或者不同的系统实现。利用或者不利用图 2 的框架 30 的辅助来实现这些动作。以所示顺序或者不同顺序执行这些动作。此外,可以执行不同的或者更少的动作。例如,可以不使用动作 40、42、52 和 / 或 54。作为另一示例,对于其他换能器,提供附加的同步动作 48。每个换能器顺序地执行动作 44 和 46,而其他换能器执行动作 48。

[0068] 在动作 40 中,支持两个或更多个阵列。支持装置是带状物、机器人或者其他支持结构。支持装置直接或者间接地将阵列的两个探测器连接在一起。可以移动支持装置,以移动所有阵列。例如,由超声检验人员使用支持结构。这些阵列由用户一起定位在患者附近。用户向阵列探测器和 / 或支持结构施力。用户定位该支持结构。阵列定位在患者附近,诸如定位在患者的腹部上方或者抵住患者的腹部。在定位期间,支持结构利用重量在总体上保持平衡。用户施力以克服这种平衡或者其他摩擦。在替代实施例中,由发动机或者不是用户的其他源施加的力来定位支持结构。

[0069] 可以锁定超声换能器支持结构。施加制动,诸如设置用于阻止运动的机械限制器。用户激活开关。作为响应,控制器致使制动器激活。例如,伺服电机或者步进电机使制动板抵住表面、啮合齿轮保险装置、锁止关节发动机、调整保险销或者执行其他动作以锁定框架 30。可替换地,用户手动地锁定一个或多个制动器。在其他实施例中,不提供锁定。取而代之地,使用平衡。对重力或者其他运动的阻碍足以使支持结构保持其位置。

[0070] 在一个实施例中,从共同的支持臂分别支持两个或更多个不同的阵列。提供探测

器壳体与该共同支持臂的单独的连接。该共同的支持臂定位在患者附近,从而探测器壳体和相应的阵列在患者附近和 / 或抵住患者。

[0071] 在动作 42 中,进一步运动一个或多个阵列。使阵列的探测器壳体运动到患者附近。例如,关节或者扩展是未锁定的。然后,平移和 / 或旋转探测器,以使阵列的声学窗抵住患者皮肤或者患者皮肤上的凝胶。然后,关节或者扩展锁定或者提升到适当位置中。对于待使用但未适当地抵住患者的任意探测器壳体,重复所述过程。定位探测器壳体至少部分地定位阵列,以便扫描患者。

[0072] 这些阵列被彼此独立地定位。一个探测器的位置可以部分地取决于另一探测器的位置。例如,探测器与相同的框架或者支持臂连接,因此可以一起运动。探测器可以至少在连接允许的范围内沿至少一个自由度独立地运动。通过可以单独地运动或者在其他探测器和阵列不运动时运动,一个探测器和阵列独立于其他探测器和阵列。独立的运动允许阵列定位在不同大小或体型的患者的所期望的声学窗上。

[0073] 在一个实施例中,怀孕的患者仰卧地躺在床上。使共同的支持臂 32 上的阵列降低,从而换能器 12、16 中的一个或多个与患者的腹部接触。为了最大可实现的合成胎儿体积的最佳重叠和覆盖,独立地定位每个换能器 12、16。

[0074] 在动作 44 中,阵列中的一个用于扫描。对于摆动阵列,通过机械地振动阵列来启动阵列。发射和接收信号用于电子地操纵来自移动阵列的扫描。可以使用任意类型的扫描,诸如平面扫描或者体积扫描。对于平面扫描,顺序地扫描多个平面。换能器可被锁定、旋转、平移或者以其他方式运动,以从相同的声学窗扫描不同的平面。例如,通过旋转换能器或者孔来扫描垂直的平面。可替换地,扫描单个平面。

[0075] 扫描可以是 B 模式、色流模式、组织谐波模式、造影剂模式或者其他现在已知或者今后开发的超声成像模式。可以使用模式的组合,诸如 B 模式和多普勒模式数据的扫描。可以使用任意超声扫描格式,诸如线性的、扇形的或者 Vector® 超声扫描格式。在使用波束形成或者其他处理时,获取表示扫描区域的数据。

[0076] 扫描涉及视场。声学地扫描患者,扫描程度由阵列提供和 / 或由发射和接收波束形成来限定。由波束形成设定并且由阵列的大小和形状来限制侧向(高度和方位角)和范围。对于摆动换能器,阵列机械运动的速度和 / 或对运动的物理限制可以限制所扫描的体积的大小。在扫描时,阵列在不同的位置处进行扫描。

[0077] 利用不同的换能器阵列顺序地扫描患者。每个阵列扫描不同的体积。这些体积可以是重叠的或者不重叠的。扫描来自不同的声学窗。可以使用任意两个或更多个不同的声学窗。

[0078] 在一个阵列在动作 44 中进行扫描时,在动作 46 中使一个或多个其他阵列与进行扫描的阵列同步。通过如下各项来提供同步:操作、探测装置中阵列的运动、阵列速度、阵列位置或者基于扫描定时、操作和 / 或当前进行扫描的阵列的位置对等待阵列进行的其他控制。为了同步可以使用其他操作。例如,可以向等待的 CMUT 阵列施加偏置电压。

[0079] 在一个实施例中,等待的机械运动阵列可以以待机模式运行。该阵列在当前阵列进行扫描时振动、旋转、平移或者以其他方式运动。例如,等待的阵列在等待期间摆动。可以在当前阵列进行扫描的全部时间期间进行操作,或者可以在当前阵列的扫描结束之前的任意时间开始操作。

[0080] 等待阵列在不进行声学扫描的情况下运行。例如,下一个或者其他等待阵列在不进行扫描时摆动。

[0081] 在另一实施例中,使运动同步。使等待阵列的运动与当前阵列或当前扫描同步。例如,使等待阵列的运动与当前阵列的扫描时间的结束同步。对等待阵列的起始位置进行标识。该起始位置可以是扫描的结束(例如,平移或者摆动的最远程度)、中央或者其他位置。操作等待阵列,使得该等待阵列在当前进行扫描的阵列结束扫描时(例如,在上次扫描结束时)处于或者接近起始位置。可以通过增大或减小等待阵列的速度和/或通过在利用等待阵列进行扫描之前对等待阵列的运动的起始时间进行选择来提供同步。

[0082] 在动作 48 中,当前进行扫描的阵列完成扫描。完成可以涉及当前阵列的扫描区域的子区域。例如,当前阵列能够扫描 100 个间隔开的平面。在扫描平面中的一个或多个但不是所有之后,扫描停止,直到再次轮到当前阵列。由于同步,在不同阵列之间可以使用框架或者多个框架交错的组。完成可以涉及一个或多个完整的扫描。例如,当前阵列在停止前一次或多次地扫描所有 100 个平面。

[0083] 在完成之后,当前阵列停止扫描。停止使用阵列进行声学的发射和接收操作。当前阵列可以继续运动,诸如与等待阵列或者之前等待而现在进行扫描的阵列同步。所有阵列的扫描可以循环通过每个阵列多次,诸如用于实时或者正在进行的扫描。可替换地,当前阵列在停止扫描之后被去激活。当前阵列可以用于再次扫描,诸如在调整与另一阵列同步时被置于待机。对于给定图像、成像期间和/或患者,当前阵列可以不用于再次扫描。

[0084] 在动作 50 中,等待的经同步的阵列在之前阵列扫描停止时进行声学扫描。等待阵列与之前阵列或者之前阵列的扫描同步,因此停止利用之前阵列的扫描和开始利用等待阵列的声学扫描之间的时间比如果需要启动等待阵列或者使等待阵列开始运动要短。因为等待阵列处于待机模式,所以该阵列已经在运动、已经具有所期望的速度、已经位于所期望的位置、在所期望的位置附近或者接近所期望的位置或者以上的组合。

[0085] 对于动作 44,如以上所述执行扫描。使用相同或者不同的扫描格式。因为使用不同的阵列,所以扫描区域或者视场不同。扫描区域是平面或者体积。扫描区域与之前和/或随后的扫描阵列的扫描区域完全分离或者重叠。例如,由随后的阵列扫描的体积与由当前和/或之前的阵列扫描的体积重叠。每一个视场可以与所有其他视场重叠。可替换地,一个或多个视场与其他视场中的一些但不是全部视场重叠。

[0086] 可以重复动作 46、48 和 50。可以在存在三个或更多个阵列的情况下重复这些动作。从第二阵列到第三阵列的过渡重复这些动作。在扫描由相同的阵列重复的情况下,可以重复这些动作。例如,扫描从第二阵列过渡回第一阵列。使第一阵列与第二阵列的扫描或者阵列位置同步。

[0087] 在动作 52 中,组合来自不同扫描的数据。来自不同阵列的视场的数据被组合成表示扩展视场的数据集合。在视场重叠情况下,由数据相关确定视场的相对位置。在扫描不重叠的情况下,使用不同阵列的感测位置。可以使用阵列位置和数据相关二者来调整数据。确定视场的相对位置。通过平均、加权平均或者其他函数来组合经调整的数据。在替代实施例中,数据不进行组合。形成和组合单独的图像。在其他实施例中,不进行组合。使用单独的图像和/或来自单独的数据集合的量化。

[0088] 在动作 54 中,生成图像。由组合的数据集合生成图像。可替换地,图像被生成为

来自不同数据集合所创建的图像的组合。从由不同阵列的顺序扫描中所获取的数据用于生成图像。例如，在无换能器的内部运动的情况下生成扩展的视场。扩展的视场可以在整个感兴趣的区域上扩展超过单个阵列的能力，诸如整个胎儿。在其他实施例中，图像不是扩展的视场，而是包括来自不同视向的合成、减少斑点和阴影。

[0089] 图像可以被生成为来自表示平面的数据的二维图像。可以从表示体积的合成数据中生成来自任意平面的图像，诸如多平面重构。可替换地，沿扫描平面生成一个或多个二维图像。图像可以被生成为绘制三维区域。可以使用表面或者投影绘制。从表示合成体积、子体积、重叠区域、单个扫描体积或者平面的数据中生成该绘制。

[0090] 虽然以上通过参照不同的实施例描述了本发明，但应当理解的是，可以进行许多改变和修改，而不脱离本发明的范围。因此，以上的详细描述应当视为说明性的，而不是限制性的，并且应当理解的是，以下权利要求—包括所有等同方案—旨在定义本发明的精神和范围。



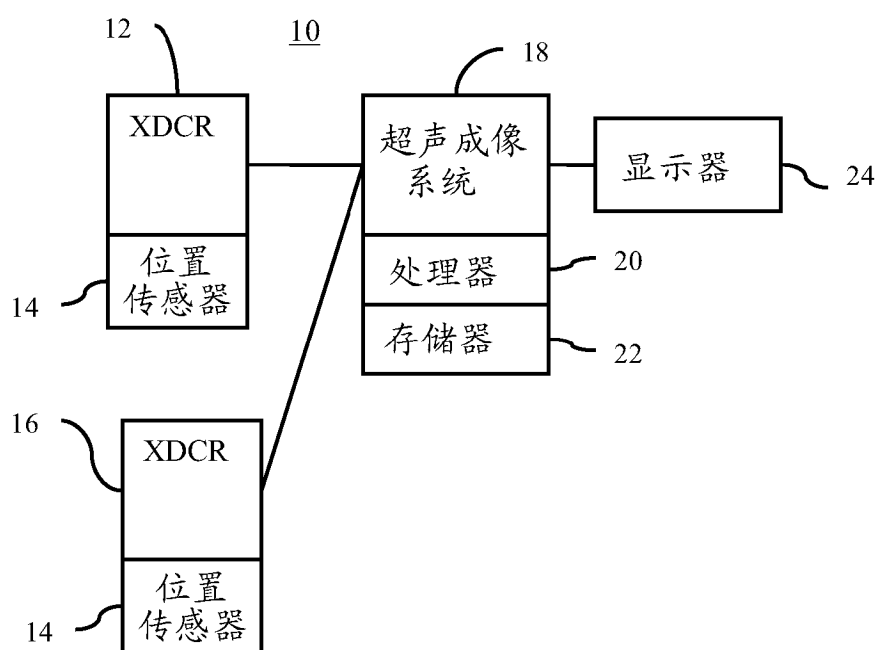


图 1

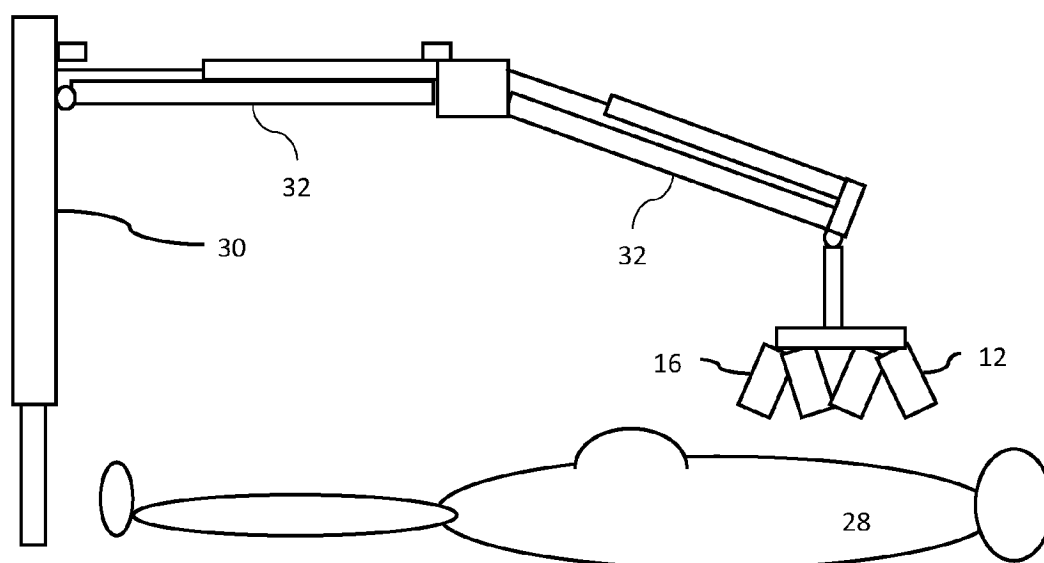


图 2

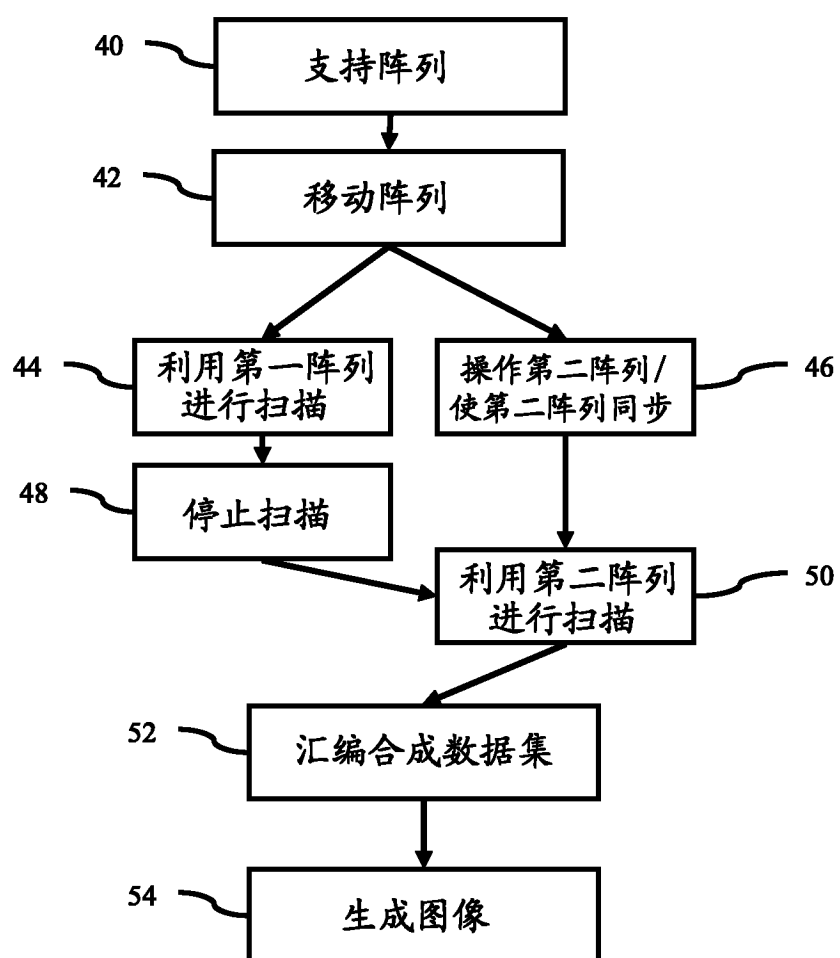


图 3

专利名称(译)	多向超声扫描的同步		
公开(公告)号	<a href="#">CN102068275A</a>	公开(公告)日	2011-05-25
申请号	CN201010559632.3	申请日	2010-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	R 拉泽布尼克		
发明人	R.拉泽布尼克		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/5215 A61B8/4461 A61B8/4477 A61B8/461 A61B8/4472 A61B8/523 A61B8/4218 A61B8/483 A61B8/5253 G16H50/20		
代理人(译)	张涛 李家麟		
优先权	12/625888 2009-11-25 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

使多向超声扫描 ( 44、50 ) 同步 ( 46 )。顺序地使用多个摆动阵列 ( 12、16 )。为了限制由运行引起的伪影,使顺序操作同步 ( 46 )。在第一摆动阵列进行扫描 ( 44 ) 时,第二摆动阵列进行运动或者是活跃的。一旦第一摆动阵列完成扫描或者扫描的一部分,第二摆动阵列就开始扫描 ( 50 ),而无需等待摆动的初始化。替代地或者附加地,可以使第二阵列的位置与第一阵列或者第一阵列的扫描结束同步。来自不同扫描的数据表示重叠的体积,因此可以进行组合 ( 52 ) 以形成扩展的视场。

