



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102599930 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201110429375. 6

US 7175598 B2, 2007. 02. 13,

(22) 申请日 2011. 12. 09

审查员 薛艳华

(30) 优先权数据

12/965179 2010. 12. 10 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 D·巴克顿 C·佩里

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 柯广华 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101331406 A, 2008. 12. 24,

CN 101080202 A, 2007. 11. 28,

US 6638225 B2, 2003. 10. 28,

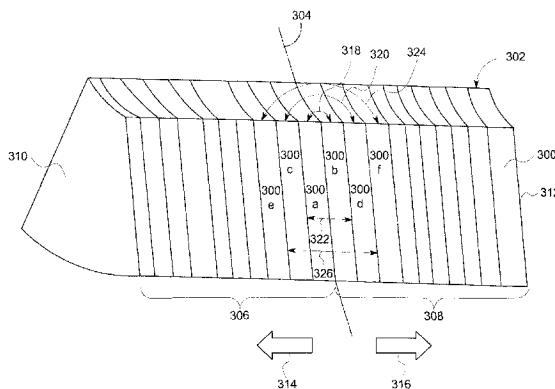
权利要求书2页 说明书12页 附图8页

(54) 发明名称

用于超声成像三维体积的超声成像系统和方
法

(57) 摘要

本发明名称为“用于超声成像三维体积的超
声成像系统和方法”。一种超声成像方法,包括:获
取至少部分包含对象的成像体积中的超声数据集
的多个组。超声数据集的组包括通过从一个或多
个换能器元件传送一个或多个超声脉冲到成像体
积的不同区域获得的超声图像数据。方法还包括
基于获取超声数据集的时间将超声数据集安排到
一个或多个时间组中。每个时间组中的超声数据
集在共同时间间隔期间获取。方法进一步包括基
于至少一个时间组中的超声数据集来构建对象的
三维图像。



1. 一种超声成像方法 (900), 所述方法 (900) 包括:

获取至少部分包含对象 (202) (202) 的成像体积 (200、302、402) 中的超声数据集 (300、400) 的多个组 (318、320、324、418、422、426), 数据集 (300、400) 的所述组 (318、320、324、418、422、426) 包括通过从一个或多个换能器元件 (104) 传送一个或多个超声脉冲到所述成像体积 (200、302、402) 的不同区域 (306、308、406、408) 中获得的超声图像数据;

基于获取所述超声数据集 (300、400) 的时间将所述超声数据集 (300、400) 安排到一个或多个时间组 (502、504、506、508) 中, 每个时间组 (502、504、506、508) 中的所述超声数据集 (300、400) 包括在共同时间间隔期间获取的来自所述成像体积的多个不同平面的超声图像数据; 以及

基于至少一个所述时间组 (502、504、506、508) 中的所述超声数据集 (300、400) 来构建所述对象 (202) 的三维图像。

2. 如权利要求 1 所述的方法 (900), 其中, 每个超声数据集 (300、400) 表示来自所述成像体积 (200、302、402) 的单个图像平面的所述超声图像数据。

3. 如权利要求 1 所述的方法 (900), 其中, 获取超声数据集 (300、400) 的所述组包括获取周期性运动主体的所述超声数据集 (300、400), 并且安排所述超声数据集 (300、400) 包括将所述超声数据集 (300、400) 安排到与所述主体的周期性运动的不同相位相关联的所述时间组 (502、504、506、508) 中。

4. 如权利要求 1 所述的方法 (900), 其中, 所述成像体积 (200、302、402) 包括多个非重叠区域 (306、308、406、408) 或部分重叠区域 (306、308、406、408) 中的至少一个, 并且获取超声数据集 (300、400) 的所述组包括获取所述超声数据集 (300、400) 以使得每个所述组包括来自每个所述区域 (306、308、406、408) 的分离的超声数据集。

5. 如权利要求 1 所述的方法 (900), 其中, 所述成像体积 (200、302、402) 包括由分划平面分离的多个区域 (306、308、406、408), 并且获取超声数据集 (300、400) 的所述组包括顺序获取所述分划平面的相对侧上的每个所述组中的所述超声数据集 (300、400)。

6. 一种超声成像系统 (100), 包括:

超声探头 (106), 包括配置成发射超声脉冲到包含对象 (202) 的成像体积 (200、302、402) 中并接收从所述对象 (202) 反射的超声回波的换能器元件 (104);

与所述超声探头 (106) 通信耦合的波束形成模块 (110) (110), 所述波束形成模块 (110) (110) 配置成操纵一个或多个的所述超声脉冲以获取超声数据集 (300、400) 的多个组 (318、320、324、418、422、426), 所述组 (318、320、324、418、422、426) 包括来自所述成像体积 (200、302、402) 的不同区域 (306、308、406、408) 的超声数据集 (300、400);

与所述波束形成模块 (110) (110) 通信耦合以接收所述超声数据集 (300、400) 的定时模块 (212), 所述定时模块 (212) 基于获取所述超声数据集 (300、400) 的时间将所述超声数据集 (300、400) 与不同时间组 (502、504、506、508) 相关联; 以及

与所述定时模块 (212) 通信耦合以接收所述超声数据集 (300、400) 的所述时间组 (502、504、506、508) 的时空关联成像 (STIC) 模块 (214), 所述 STIC 模块 (214) 配置成基于至少一个所述时间组 (502、504、506、508) 中的所述超声数据集 (300、400) 来构建所述对象 (202) 的三维图像。

7. 如权利要求 6 所述的系统 (100), 其中, 所述超声数据集 (300、400) 包括图像平面。

8. 如权利要求 6 所述的系统 (100), 其中, 所述成像体积 (200、302、402) 包括多个非重叠区域 (306、308、406、408), 并且所述波束形成模块 (110) 配置成获取所述超声数据集 (300、400), 以使得每个所述组 (318、320、324、418、422、426) 包括来自每个所述非重叠区域 (306、308、406、408) 的超声数据集 (300、400)。

9. 如权利要求 6 所述的系统 (100), 其中, 所述波束形成模块 (110) 配置成在第一方向中电操纵所述一个或多个超声脉冲, 以获取所述成像体积 (200、302、402) 的第一区域 (306、308、406、408) 中的第一超声数据集 (300、400), 以及在不同的第二方向中电操纵所述超声脉冲的一个或多个以获取所述成像体积 (200、302、402) 的第二区域 (306、308、406、408) 中的第二超声数据集 (300、400)。

10. 如权利要求 6 所述的系统 (100), 其中, 所述成像体积 (200、302、402) 包括由分划平面 (304、404) 分离的多个区域 (306、308、406、408), 并且所述波束形成模块 (110) 配置成顺序获取所述分划平面 (304、404) 的相对侧上的每个所述组 (318、320、324、418、422、426) 中的所述超声数据集 (300、400)。

用于超声成像三维体积的超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 本文公开的主题涉及超声成像系统和方法。

背景技术

[0002] 一些已知的超声成像系统用于获取周期性运动的主体（例如，跳动的心脏）的三维图像。这些系统可采用时空关联成像（STIC）来生成在心脏的周期性运动的多个相位处的一组三维图像。为了获取足够的图像数据以创建三维图像，以机械方式缓慢地操纵超声探头中的换能器元件横跨整个心脏。例如，可以机械方式将换能器元件扫过心脏，以使得在多种仰角向心脏传送许多超声脉冲并接收离开主体的脉冲的结果回波。基于接收的回波生成超声图像数据。

[0003] 换能器元件可在某个仰角范围（例如，0 度到 20 度）上缓慢扫动，同时以较快帧速率获取超声图像数据。由此，获取数量可观的超声图像数据。快的帧速率允许系统在心脏周期性运动的若干相位期间获取超声图像数据。基于获取超声图像数据的时间和位置，将超声图像数据重构到三维图像中。例如，可将心脏周期性运动的共同相位期间在不同的空间位置获取的超声图像数据结合到三维图像中。

[0004] 但是，对于某些运动较快的主体（例如，胎儿心脏），在三维图像中可能会生成图像伪像。例如，在母亲子宫中的胎儿可四处移动，由此使得难以在心脏的周期性运动的一个或多个相位期间获取空间上一致的超声图像数据。在换能器元件扫过心脏期间心脏的位置可能会相对地快速变更，导致在心脏的周期性运动的共同相位期间获取空间上不一致或不相干的超声图像数据。

[0005] 需要改进周期性运动主体的超声图像数据的获取，以生成一个或多个超声图像。

发明内容

[0006] 在一个实施例中，提供一种超声成像方法。该方法包括在至少部分包含主体的成像体积中获取多组超声数据集。超声数据集的组包括通过从一个或多个换能器元件传送一个或多个超声脉冲到成像体积的不同区域获得的超声图像数据。该方法还包括基于获取超声数据集的时间将超声数据集安排到一个或多个时间组中。每个时间组中的超声数据集在共同时间间隔期间获取。该方法进一步包括基于至少一个时间组中的超声数据集构建对象的三维图像。在一个方面，该方法还包括获取周期性运动主体的超声数据集，并且安排超声数据集包括将超声数据集安排到与主体的周期性运动的不同相位相关联的时间组中。

[0007] 在另一个实施例中，提供一种超声成像系统。该超声系统包括超声探头、波束形成模块、定时模块以及时空关联成像（STIC）模块。超声探头包括配置成发射超声脉冲到包含主体的成像体积中并接收从主体反射的超声回波的换能器元件。波束形成模块与超声探头通信耦合并配置成操纵一个或多个超声脉冲以获取多组超声数据集，超声数据集的组来自成像体积的不同区域。定时模块与波束形成模块通信耦合以接收超声数据集。定时模块基于获取超声数据集的时间将超声数据集与不同时间组相关联。STIC 与定时模块通信耦合以

接收超声数据集的时间组。STIC 模块配置成基于至少一个时间组中的超声数据集来构建对象的三维图像。在一个方面中,成像体积包括由分划平面分隔的多个区域,并且波束形成模块配置成在分划平面的相对侧上顺序获取每个组中的超声数据集。

[0008] 在另一个实施例中,提供具有处理器的超声成像系统的计算机可读存储介质。该介质包括其上存储的一个或多个指令集,用于指导处理器在至少部分包含周期性运动的主体的成像体积中获取多组超声数据集。超声数据集的组包括从成像体积的不同区域获得的数据。指令还指导处理器基于获取超声数据集的时间将超声数据集安排到一个或多个时间组中。每个时间组中的超声数据集在共同时间间隔期间获取。指令还指导处理器基于至少一个时间组中的超声数据集构建对象的三维图像。

附图说明

[0009] 通过参照附图阅读以下非限制实施例的描述将更好地理解当前公开的主题,其中在下文中:

[0010] 图 1 是超声系统的一个实施例的框图;

[0011] 图 2 是图 1 所示超声系统的另一个框图,在一个实施例中实现以获得对象的三维成像体积;

[0012] 图 3 示出根据一个实施例的成像体积的一系列图像平面;

[0013] 图 4 示出根据另一个实施例的成像体积的一系列图像平面;

[0014] 图 5 示出若干图像平面的时间序列;

[0015] 图 6 示出对应于图 5 所示时间组的若干体积;

[0016] 图 7 示出用于获取在超声检查期间获取的图像平面的图像获取方案的一个示例;

[0017] 图 8 示出用于获取在超声检查期间获取的图像平面的图像获取方案的另一个示例;以及

[0018] 图 9 是用于超声成像的方法的一个实施例的流程图。

具体实施方式

[0019] 如本文所使用的、以单数形式引述且跟随不定冠词“一”的元件或步骤应当被理解为不排除多个所述元件或步骤,除非明确说明了这种排除。此外,对本发明的“一个实施例”的引用并不排除同样结合了引用特征的额外实施例的存在。除非另加相反的明确说明,否则,“包括”或“具有”带特定性质的元件或多个元件的实施例可包括没有那种性质的附加元件。

[0020] 本文描述的主题涉及用于超声成像三维体积的方法和超声成像系统。本文描述的一个或多个实施例可用于在主体的周期性运动的多个时间相位获取周期性运动的主体(例如,胎儿心脏)的若干三维图像。通过以接近同时的方式从包含主体的成像体积的不同区域获得超声数据集的组,该系统和方法可以较快的方式获取超声数据集,例如二维图像平面。超声数据集基于获取图像平面的时间组织到时间组中。每个时间组中的超声数据集可在空间上缝合到一起、交织或以其它方式结合,从而形成运动主体在不同时间相位的不同三维图像。

[0021] 图 1 是超声系统 100 的一个实施例的框图。超声系统 100 包括由波束形成模块

110 控制的传送器 102。波束形成模块 110 使换能器 102 驱动超声探头 106 的换能器元件 104 的阵列 120。波束形成模块 110 控制由换能器元件 104 发射的超声脉冲的传送,例如发射脉冲的定时和发射脉冲的方向。在一个实施例中,阵列 120 是换能器元件 104 的二维阵列。如详细视图 124 中所示,阵列 120 可包括沿第一和第二正交方向 126、128 互相并排或邻近安置的多个换能器元件 104。换能器元件 104 将脉冲超声信号发射到至少部分包含待成像对象的图像体积中。虽然示出换能器 104 的弯曲几何形状,但可使用一个或多个其它几何形状。至少一些由换能器元件 104 发射的超声信号可从对象中的结构反向散射以产生由换能器元件 104 接收的多种强度的回波。

[0022] 由换能器元件 104 接收回波,并且由一个或多个换能器元件 104 基于多种强度生成电信号。电信号传递到由波束形成模块 110 控制的接收器 108。波束形成模块 110 对信号执行波束形成处理以形成表示获取的超声图像数据的波束形成射频 (RF) 信号。例如,波束形成模块 110 可将通过单独换能器元件 104 获取的超声数据在空间上结合到超声图像中。

[0023] 在一个实施例中,波束形成模块 110 表示存储在有形且非暂时计算机可读介质(例如,计算机硬盘驱动器、RAM、ROM、EEPROM、闪速存储器等)上的一个或多个指令集,例如软件应用程序。波束形成模块 110 电操纵由换能器元件 104(或换能器元件 104 的子集)沿一个或多个方向或图像平面发射的超声脉冲。“电操纵”表示波束形成模块 110 指导换能器元件 104 在多个方向发射超声信号,而无需相对超声系统 100 成像的对象移动换能器元件 104 或探头 106。备选地,波束形成模块 110 可指导换能器元件 104 相对成像对象机械操纵。例如,波束形成模块 110 可指导一个或多个电动机或其它致动器以相对成像对象移动换能器元件 104 和 / 或探头 106,以便沿不同方向和 / 或图像平面传送超声信号。

[0024] 沿不同方向和 / 或图像平面获取的超声图像数据传递到处理器 112。在另一个实施例中,处理器 112 可包含解调 RF 信号以形成表示获取的超声图像数据的 IQ 数据对的复杂解调器。获取的超声图像数据可路由到 RF/IQ 存储缓冲器 114,用于临时或长期存储和 / 或检索。

[0025] 超声系统 100 还包括信号处理器 116,用于处理获取的超声图像数据并预备图像平面以便在显示系统 118 上向一个或多个操作员进行可视呈现。可提供图像缓冲器 122 用于存储未立即显示的获取的超声图像数据的已处理图像平面。图像缓冲器 122 可在有形且非暂时计算机可读介质中实现,例如计算机硬盘驱动器、闪存驱动器、RAM、ROM、EEPROM 等。

[0026] 在一个实施例中,信号处理器 116 对获取的超声图像数据执行一个或多个处理操作。可当接收到回波信号时在扫描会话期间实时处理获取的超声图像数据。作为补充或替代,超声图像数据可在扫描会话期间临时存储在缓冲器 114 中,并在即时或离线操作中以低于实时的方式来处理。

[0027] 图 2 是图 1 所示超声系统 100 的另一个框图,其在一个实施例中实现以获得表示对象 202 的三维体积 200 的超声数据。成像体积 200 至少部分包含对象 202。例如,对象 202 可完全安置在成像体积 200 内或部分处于成像体积 200 外。在一个实施例中,对象 202 是运动对象,例如周期性运动的对象,或按照时间相位反复运动的对象。例如,对象 202 可以是按照重复的相位(例如,胎儿心脏的舒张相位和收缩相位)运动的跳动的胎儿心脏。备选地,对象 202 可以是另一运动主体,例如成人心脏或非周期性运动的对象。成像体积 200

可由二维分划平面 204 和位于分划平面 204 相对侧的二维端平面 206、208 空间定义。如图 2 所示,分划平面 204 位于距各端平面 206、208 接近等距的位置。

[0028] 波束形成模块 110 指导传送器 102 操纵由超声探头 106 中的一个或多个换能器元件 104 沿贯穿成像体积 200 的若干二维图像平面 210 发射的超声脉冲。在一个实施例中,沿方向 126 (例如高度方向、方位方向或横向方向) 操纵由换能器元件 104 发射的超声脉冲,以获得端平面 206、208 和 / 或分划平面 204 之间的若干空间上不同的超声数据集,例如图像平面 210。虽然本文中的描述集中于作为图像平面获取的超声数据集,但备选地,超声数据集可包括少于整个图像平面。一个或多个超声数据集可包括通过从单独换能器元件或多个换能器元件传送超声脉冲获取的、不足以获取整个图像平面的超声数据。例如,一个超声数据集可包括通过传送单个超声波束或多个超声波束获取的、不足以生成整个图像平面的数据。因此,对图像平面的引用可同样应用于通过传送一个或多个超声波束获取的超声数据。

[0029] 如下所述,图像平面 210 可互相结合,例如通过交织图像 210,以形成三维成像体积 200。图 2 所示的图像平面 210 的数量仅用作示例提供,而不是要限制本文所述的所有实施例。

[0030] 波束形成模块 110 操纵超声脉冲以沿图像平面 210 接收超声回波。从沿图像平面 210 定向的脉冲接收的超声回波被作为获取的超声图像数据传递到接收器 108 和波束形成模块 110,然后传递到处理器 112、缓冲器 114 及信号处理器 116,如上所述。超声回波用于形成由图像平面 210 表示的二维图像。图像平面 210 的空间位置可被存储或与为每个图像平面 210 获取的超声图像数据关联。空间位置可用于确定在成像体积 200 中获取每个图像平面 210 的位置。

[0031] 在操作中,波束形成模块 110 可电操纵超声脉冲并沿若干图像平面 210 在获取时间间隔上接收结果回波。获取时间间隔可足够长,以使得对象 202 (例如,周期性运动的对象) 完成周期性运动的一个或多个周期。例如,如果对象 202 是跳动的胎儿心脏,获取时间间隔可足够长 (例如,0.4 到 6 秒),以使得心脏通过多个心动周期。成像体积 200 的不同图像平面 210 在不同空间位置和 / 或获取时间间隔内的不同时间获取。

[0032] 图 3 示出根据一个实施例的、类似于图 2 的成像体积 200 的图像平面 210 的成像体积 302 的一系列图像平面 300。波束形成模块 110 (图 1 中示出) 操纵超声脉冲以在获取时间间隔上获取成像对象 (例如,胎儿心脏) 的若干图像平面 300。如上所述,获取时间间隔可持续对象的若干周期性运动,例如持续胎儿心脏的若干心动周期。不同图像平面 300 在不同时间获取,并因此可在周期性运动对象的不同时间相位期间获取。另外,不同图像平面 300 安置在成像体积 302 内的不同位置中,如图 3 所示。

[0033] 在一个实施例中,波束形成模块 110 (图 1 中示出) 操纵超声脉冲以在交替或非线性的序列中获取图像平面 300。交替序列可包括以接近同时的方式顺序获得成像体积的不同非重叠区域中的图像平面。例如,波束形成模块 110 可在较短时间间隔内 (例如,在 10 毫秒或更短时间内,在 20 毫秒或更短时间内,在 30 毫秒或更短时间内) 沿间隔开并安置在成像体积 302 的分划平面 304 的相对侧上的两个不同图像平面 300 操纵超声脉冲。

[0034] 在所示实施例中,成像体积 302 可包括两个非重叠体积区域 306、308。备选地,体积 302 可包括数量更多的区域 306、308。区域 306 从分划平面 304 延伸到成像体积 302 的

第一端平面 310, 而区域 308 从分划平面 304 延伸到成像体积 302 的相对端平面 312。波束形成模块 110(图 1 中示出)可操纵发射的超声脉冲以获取图像平面 300 的组, 每一组图像平面 300 包括顺序获取的图像平面 300, 其中至少一个图像平面 300 位于不同区域 306、308 中。在另一个实施例中, 每一组图像平面 300 可包括在分划平面 304 的至少一侧上获取的多个图像平面 300。备选地, 区域 306、308 可至少部分重叠, 以使得一个或多个图像平面 300 由多个区域 306、308 共享。

[0035] 波束形成模块 110(图 1 中示出)可操纵超声脉冲以获取图像平面 300a、300b 的第一组 318。如图 3 所示, 图像平面 300a 位于区域 306 中, 而图像平面 300b 位于区域 308 中。图像平面 300a 可在图像平面 300b 之前获取, 或反之亦然。第一组 318 中的图像平面 300a、300b 可以接近同时的方式获取, 例如通过在波束形成模块 110 以某个帧速率获取图像帧 300 时在时间邻近或接续的帧中获取图像平面 300a、300b。在一个实施例中, 如果波束形成模块 110 操纵超声脉冲以 120 到 150Hz 或更高的速率获取图像平面 300, 则例如可在彼此 10 毫秒或更短时间内, 彼此 20 毫秒或更短时间内, 彼此 30 毫秒或更短时间内获取图像平面 300a、300b。

[0036] 在获取图像平面 300a、300b 的第一组 318 后, 波束形成模块 110(图 1 中示出)获取图像平面 300c、300d 的第二组 320。如图 3 所示, 第二组 320 的图像平面 300c、300d 位于不同区域 306、308 中。图像平面 300c 可在图像平面 300d 之前获取, 或反之亦然。类似于图像平面 300a、300b 的第一组 318, 图像平面 300c、300d 可以接近同时的方式顺序获取。在所实施例中, 图像平面 300c、300d 互相间隔开。例如, 图像平面 300c、300d 可由间隔距离 322 间隔。间隔距离 322 可表示图像平面 300c、300d 之间的角距离。备选地, 间隔距离 322 可表示成像对象 202(图 2 中示出)的平面内的图像平面 300c、300d 之间的直线距离。在所实施例中, 第一组 318 的图像平面 300a、300b 互相邻近或间隔比第二组 320 的图像平面 300c、300d 更近。

[0037] 在获取第二组 320 图像平面 300c、300d 后, 波束形成模块 110(图 1 中示出)获取图像平面 300e、300f 的第三组 324。如图 3 所示, 第三组 324 的图像平面 300e、300f 位于不同区域 306、308 中。图像平面 300e 可在图像平面 300f 之前获取, 或反之亦然。类似于第一组和第二组 318、320, 图像平面 300e、300f 可以接近同时的方式顺序获取。图像平面 300e、300f 互相间隔开间隔距离 326。在所实施例中, 第三组 324 的图像平面 300e、300f 间隔比第二组 320 的图像平面 300c、300d 更远, 而第二组 320 的图像平面 300c、300d 间隔比第一组 318 的图像平面 300a、300b 更远。

[0038] 波束形成模块 110(图 1 中示出)可继续获取额外的图像平面 300 的组, 每一组中的图像平面 300 从不同区域 306、308 获取和 / 或以接近同时的方式获取。超声脉冲的电操纵可允许波束形成模块 110 以接近同时的方式获取每一组中的间隔开的图像平面 300。在所实施例中, 波束形成模块 110 在外向进展中获取额外的图像平面 300 的组。“外向进展”表示顺序获取的组中的图像平面 300 比一个或多个先前获取的图像平面组的间隔距离(例如, 间隔距离 322、326)更大。如图 3 所示, 在区域 306 中获取的图像平面 300 沿箭头 314 表示的方向顺序获取, 而在区域 308 中获取的图像平面 300 沿箭头 316 表示的方向顺序获取。箭头 314、316 表示从分划平面 304 向不同端平面 310、312 延伸的方向。在所示的外向进展中, 顺序获取的组中的图像帧 300 之间的间隔距离增大。例如, 第一获取组中的间隔

距离可小于第二获取组的间隔距离,而第二获取组的间隔距离可小于第三获取组的间隔距离,等等。

[0039] 各组中的图像平面 300 可以是非相交平面。“非相交”表示沿每一组中的图像平面 300 操纵超声脉冲的路径在超声探头或换能器元件外互相不相交。例如,波束形成模块 110 可在导致互相离散的分散路径中操纵来自超声探头的超声脉冲到体积 302 中。

[0040] 图 4 示出根据另一个实施例获取的一系列图像平面 400。图 4 示出另一个序列,其中波束形成模块 110(图 1 中示出)可操纵超声脉冲以在成像体积 402 中获取图像平面 400。类似于成像体积 302(图 3 中示出),成像体积 402 具有分划平面 404、相对端平面 410、412 以及体积区域 406、408。

[0041] 波束形成模块 110(图 1 中示出)可操纵超声脉冲以获取非相交图像平面 400a、400b 的第一组 418。如图 4 所示,图像平面 400a 位于区域 406 中,而图像平面 400b 位于区域 408 中。图像平面 400a 可在图像平面 400b 之前获取,或反之亦然。第一组 418 中的图像平面 400a、400b 可以接近同时的方式获取。图像平面 400a、400b 可由间隔距离 420 间隔。在获取图像平面 400a、400b 的第一组 418 后,波束形成模块 110 获取图像平面 400c、400d 的第二组 422。如图 4 所示,第二组 422 的图像平面 400c、400d 位于不同区域 406、408 中。类似于第一组 418,图像平面 400c、400d 可以接近同时的方式顺序获取。图像平面 400c、400d 可互相间隔小于第一组 418 的间隔距离 420 的间隔距离 424。

[0042] 在获取图像平面 400c、400d 的第二组 422 后,波束形成模块 110(图 1 中示出)获取图像平面 400e、400f 的第三组 426。第三组 426 的图像平面 400e、400f 可位于不同区域 406、408 中。图像平面 400e、400f 可互相间隔小于第二组 422 的间隔距离 424 的间隔距离 428,第二组 422 的间隔距离 424 小于第一组 418 的间隔距离 420。

[0043] 波束形成模块 110(图 1 中示出)可继续获取额外的图像平面 400 的组,每一组中的图像平面 400 从不同区域 406、408 获取和/或以接近同时的方式获取。超声脉冲的电操纵可允许波束形成模块 110 以接近同时的方式获取每一组中的间隔开的图像平面 400。在所示实施例中,波束形成模块 110 在内向进展中获取额外的图像平面 400 的组。“内向进展”表示顺序获取的组中的图像平面 400 比一个或多个先前获取的图像平面组的间隔距离(例如,间隔距离 420、424、428)更小。如图 4 所示,在区域 406 中获取的图像平面 400 沿箭头 414 表示的方向顺序获取,而在区域 408 中获取的图像平面 400 沿箭头 416 表示的方向顺序获取。箭头 414、416 表示从相应端平面 410、412 向分划平面 404 延伸的方向。

[0044] 在所示的内向进展中,顺序获取的组中的图像平面 400 之间的间隔距离减小。例如,第一获取组中的间隔距离可大于第二获取组的间隔距离,而第二获取组的间隔距离可大于第三获取组的间隔距离,等等。

[0045] 虽然图 3 和图 4 中的获取图像平面组的内向进展和外向进展提供了可获取图像的顺序的一些示例,但所示示例并非意在包括所公开主题的所有实施例。可使用其它进展。例如,一个或多个进展可在对立于一针对图 3 和图 4 描述的相反方向的同一方向中、在不同体积区域中获取图像平面。在另一个示例中,进展可在一个体积区域中开始并在另一个体积区域中终止。例如,进展可从第一体积区域中心的图像平面开始,并通过在延伸到成像体积的分划平面的方向中获取图像平面继续,接着线性地继续通过第二体积区域。

[0046] 返回讨论图 2 中示出的超声系统 100,波束形成模块 110 可在彼此间隔较短的时间

间隔内获取每一组图像平面中的图像平面 210。超声系统 100 的帧速率表示超声系统 100 获取图像平面 210 的速度。例如,如果超声系统 100 的帧速率为 120Hz,则超声系统 100 可以约每秒 120 个图像平面的速率获取图像平面 210。备选地,超声系统 100 可具有不同的帧速率,例如 60Hz 至 150Hz,尽管可使用更慢或更快的速率。

[0047] 在近似相同时间获取每一组中的图像平面 210 可导致在周期性运动对象 202 的同一时间相位中获取图像平面 210。例如,在彼此 10 到 30 毫秒内获取同一组中的图像平面 210 可导致在共同相位(例如,胎儿心脏的同一舒张相位和收缩相位内)期间获取该组的图像平面 210。当波束形成器 110 操纵超声脉冲通过成像体积 200 时(例如,按照上述交替序列),可在成像体积 200 内的不同位置和相对彼此不同的时间获取图像平面 210 的多个组。因此,图像平面 210 的不同组可表示对象 202 在不同位置和 / 或对象 202 的周期性运动的不同时间相位期间的图像。波束形成器 110 可指导换能器元件 104,以在对象 202 移过周期性运动的若干相位的足够长的时间间隔上获取图像平面 210。例如,对于以每分钟 125 到 175 跳的速率跳动的胎儿心脏,可在 3 到 6 秒的获取时间间隔上获取图像平面 210,以便在胎儿心脏的 6 到 12 个心动周期期间获取图像平面 210。备选地,可使用更长或更短的获取时间间隔。在这种获取时间间隔上获取图像平面 210 可导致在对象 202 的不同位置获得图像平面 210 的若干组,但其中的图像平面 210 表示对象 202 的同一时间相位。

[0048] 在一个实施例中,超声系统 100 以足够快的速率获得图像平面 210 的组,以使得可缩短获得对象 202 的若干三维体积 200 所需的获取时间间隔。例如,约 120Hz 到 150Hz 或更高的帧速率和 / 或超声脉冲的电操纵可允许超声系统 100 在周期性运动对象 202 的同一时间间隔或时间相位内在成像体积的不同、非重叠区域中获取间隔开或非邻近的图像平面 210 的多个组。在一个实施例中,超声系统 100 在胎儿心脏的同一舒张相位或收缩相位内、在体积 200 的不同位置中获取图像平面 210 的多个组。增大较短时间间隔内的体积 200 的空间上不同的图像平面 210 的数量可缩短获得包含周期性运动对象 202 的不同时间相位的成像体积 200 所需的获取时间间隔。

[0049] 信号处理器 116 包括定时模块 212 和时空关联成像模块 214(“STIC 模块”)。定时模块 212 和 / 或 STIC 模块 214 可实现为存储在有形和 / 或非暂时计算机可读存储介质(例如,计算机硬盘驱动器、RAM、ROM、EEPROM、闪速驱动器或其它存储器装置)上的、指导信号处理器 116(例如,计算机处理器或控制器)执行一个或多个操作的一个或多个指令集。备选地,定时模块 212 和 / 或 STIC 模块 214 可实现为在信号处理器 116 中硬连线的指令。

[0050] 定时模块 212 识别图像平面 210 之间和 / 或图像平面 210 的组之间的时间关系。时间关系表示获取图像平面 210 的不同时间。如上所述,一些图像平面 210 可在近似同一时间(例如,在彼此 20 或 10 毫秒或更短时间内获取的共同组的图像平面 210)获取。其它图像平面 210 可在不同时间(例如,其它组中的图像平面 210 或以同图像平面 210 的获取之间的时间差超过 10 或 30 毫秒获取的图像平面 210)获取。定时模块 212 确定相对于一个或多个其它图像平面 210 获得每个图像平面 210 的时间。例如,定时模块 212 可在获取图像平面 210 时跟踪获得不同图像平面 210 的时间。定时模块 212 可将每个图像平面 210 与表示获取该图像平面 210 的时间的时间特征相关联。例如,定时模块 212 可将图像平面 210 与获得该图像平面 210 的时间相关联。

[0051] STIC 模块 214 接收来自定时模块 212 的图像平面 210 的时间特征和图像平面 210

的组。基于图像平面 210 的时间和空间特征,STIC 模块 214 将二维图像平面 210 结合到一个或多个三维成像体积 200 中。STIC 模块 214 可结合或交织在相同时间或近似相同时间、或周期性运动主体的相同相位或近似相同相位获取的图像平面 210,以形成成像体积 200。例如,如果成像对象 202 为周期性运动的主体,则 STIC 模块 214 可将在对象 202 的周期性运动的共同相位期间获得的图像平面 210 结合或交织到第一成像体积 200 中,将另一共同相位期间获得的图像平面 210 结合或交织到第二成像体积 200 中,等等。

[0052] 图 5 示出类似于图 2 的图像平面 210 的若干图像平面 500 的时间序列。图像平面 500 可在不同时间和 / 或周期性运动主体的不同时间相位期间的组中获取,如上所述。STIC 模块 214 可基于图像平面 500 的时间关系将图像平面 500 组织到时间组 502、504、506、508 中。在图 5 所示的实施例中,基于获取图像平面 500 的时间并且不一定按照获取图像平面 500 的位置安排图像平面 500。例如,第一时间组 502 包括在成像体积的不同位置中但在成像主体 202(图 2 中示出)的共同时间相位期间获取的图像平面 502a、502b、502c、502d。第二时间组 504 包括在不同位置中但在与第一时间组 502 不同的共同时间相位期间获取的图像平面 504a、504b、504c、504d。第三时间组 506 包括在不同位置中但在与第一时间组和第二时间组 502、504 不同的共同时间相位期间获取的图像平面 506a、506b、506c、506d。第四时间组 508 包括在不同位置中但在与第一时间组、第二时间组和第三时间组 502、504、506 不同的共同时间相位期间获取的图像平面 508a、508b、508c、508d。但是,在如前所述成像胎儿心脏或其它解剖结构时,可在每个时间组 502、504、506、508 内获取更多图像平面。

[0053] 一旦 STIC 模块 214 基于获取时间临时组织图像平面 500 或分组图像平面 500,STIC 模块 214 可基于获取图像平面 500 的位置在空间上安排图像平面 500。STIC 模块 214 可结合或交织每个时间组 502、504、506、508 中的图像平面 500,以形成不同的三维成像体积。例如,STIC 模块 214 可将在心动周期内的在相同相位或相同时间点但不同横向位置获取的图像平面 500 结合到体积中。在所示实施例中,第一时间组 502 的图像平面 502a、502b、502c、502d 可在心动周期的相同相位期间、但在不同位置中获取,而其它时间组 504、506、508 的图像平面可在与时间组 502 中的图像平面相同或相似的位置中但在心动周期的不同相位期间获取。

[0054] 在另一个实施例中,STIC 模块 214 可基于各个换能器元件 104 获得超声图像数据的时间将各个换能器元件 104 获得的所得超声图像数据组织到不同时间组中。例如,类似于图像平面的时间组织,STIC 模块 214 可基于每个换能器元件 104 获取超声图像数据的时间安排超声图像数据。然后,可基于获得每个超声图像数据的位置结合按时间组织的超声图像以形成三维成像体积。

[0055] 图 6 示出对应于图像平面 500 的时间组 502、504、506、508 的若干体积 602、604、606、608。体积 602、604、606、608 表示在不同时间相位获得的不同三维成像体积(例如如图 2 中示出的成像体积 200)。例如,体积 602、604、606、608 中的每一个可由不同时间组 502、504、506、508(图 5 中示出)中的二维图像平面 500 形成。因此,每一个体积 602、604、606、608 可包括在成像主体的周期性运动的不同时间(例如,胎儿心脏的心动周期期间的不同时间)获取的超声图像数据。

[0056] 为了形成体积 602、604、606、608,STIC 模块 214(图 2 中示出)将每个时间组 502、504、506、508(图 5 中示出)的图像平面 500(图 5 中示出)结合到不同体积中。例如,就

图 5 而言,第一时间组 502 的图像平面 502a-502d 结合到体积 602 中,第二时间组 504 的图像平面 504a-504d 结合到体积 604 中,第三时间组 506 的图像平面 506a-506d 结合到体积 606 中,以及第四时间组 508 的图像平面 508a-508d 结合到体积 608 中。在一个实施例中,每个体积 602、604、606、608 可提供胎儿心脏在心动周期的单次心跳期间的特定相位的三维图像或快照。虽然只显示四个体积 602、604、606、608,但备选地可获取更小或更大数量的体积 602、604、606、608。

[0057] 体积 602、604、606、608 可由显示系统 118(图 1 中示出)在一个循环的三个正交平面(例如,电影环(cineloop))中显示,允许操作员浏览体积 602、604、606、608 和/或查看单独体积 602、604、606、608。备选地,可通过其它方式处理和显示图像平面。例如,显示系统 118 可呈现图像数据以示出心脏的内部 3D 结构。例如,可计算和显示最大强度投射、最小强度投射,平均投射等。可选择单个体积 602、604、606、608 或体积 602、604、606、608 的一部分或一块以供显示。可在显示系统 118 上旋转或分离于其余体积数据进一步处理所选的部分。另外,可随时间显示表示体积 602、604、606、608 内的单个所选线条的解剖 M 模式图像。

[0058] 体积 602、604、606、608 可结合到时间序列中并存储到存储器(例如,缓冲器 122)或网络服务器上。体积 602、604、606、608 的序列和/或未处理的体积数据也可经由网络或便携式光盘传输以便在患者离开检查后在不同位置做进一步处理和审核。让数据可用于稍后审核和处理是有利的,特别是在怀孕早期胎儿与羊水之间的关系允许大量运动时。

[0059] 在超声检查期间获得预定数量的体积 602、604、606、608 所需的获取时间可基于为每个体积 602、604、606、608 获取的图像平面的数量和/或体积 602、604、606、608 所需的图像分辨率而有所不同。一般来说,相对较少的图像平面数量和/或较小的图像分辨率,每个体积 602、604、606、608 的较多图像平面数量和/或体积 602、604、606、608 的较大图像分辨率需要更长的获取时间。

[0060] 图 7 和图 8 示出用于获取在超声检查期间获取的图像平面的图像获取方案 700、800 的示例。获取方案 700、800 用于在周期性运动对象的多个时间相位获取图像平面的多个组,以便创建多个时间相位的对象的多个三维成像体积。

[0061] 获取方案 700、800 在表示时间的横轴 702、802 以及表示高度方向的纵轴 704、804 附近显示。获取方案 700、800 以虚线表示,包括表示在超声检查期间获取各高度图像平面的时间的标记 706、806。例如,获取方案 700、800 的每个标记 706、806 可表示在不同位置(例如,成像体积中的不同高度位置)的图像平面的获取。

[0062] 获取方案 700、800 分别各包括发散腿 708、710 和发散腿 808、810。每个腿 708、710、808、810 表示从成像体积的不同非重叠区域获得的高度图像平面。例如,参照图 3 中示出的成像体积 302,获取方案 700 的发散腿 708 中的标记 706 可表示在区域 306 中获得的不同图像平面 300a、300c 等,而发散腿 710 中的标记 706 可表示在区域 308 中获得的不同图像平面 300b、300d 等。相似地,方案 800 的发散腿 808 中的标记 806 可表示在区域 306 中获得的不同图像平面 300a、300c 等,而发散腿 810 中的标记 806 可表示在区域 308 中获得的不同图像平面 300b、300d 等。

[0063] 图 7 和图 8 中示出的垂直组 712、812 表示同时或接近同时(例如在彼此 10 到 30 毫秒或更短时间内)获取的图像平面组。例如,就图 3 而言,垂直组 712 或 812 可表示接近

同时顺序获得的共同组的图像平面 300a、300b。如图 7 和 8 所示,若干垂直组 712、812 在发散腿 708、710 和 808、810 的每个中包括标记 706、806。

[0064] 发散腿 708、710 和 808、810 从纵轴 704、804 延伸到端点 714、814。端点 714、814 表示超声检查期间获取的最后一个图像平面。获取时间 716、816 表示发散腿 708、710 和 808、810 分别从纵轴 704、804 延伸到端点 714、814 的时间间隔。如通过对比方案 700、800 所示,则方案 700 的获取时间 716 比方案 800 的获取时间 816 更长。但是,方案 700 也提供比方案 800 更多的图像平面。例如,如果方案 700、800 以相同帧速率获取图像平面,方案 700 比方案 800 获取更多的图像平面,因为方案 700 具有更长的获取时间 716。获取更多图像平面可提供使用方案 700 创建的成像体积,其比使用方案 800 创建的成像体积分辨率更高。另一方面,方案 800 可在使用方案 800 创建的成像体积中提供足够的分辨率,同时具有大大缩短的获取时间 816。

[0065] 在所实施例中,发散腿 708、710 在分划平面 718 相交,发散腿 808、810 在分划平面 818 相交。分划平面 718、818 可表示体积 302(图 3 中示出)的分划平面 304(图 3 中示出)。备选地,发散腿 708、710 和 / 或发散腿 808、810 可在对应于沿横轴 702、802 的正或负获取时间的位置相交。

[0066] 图 9 是用于超声成像的方法 900 的一个实施例的流程图。方法 900 可与超声系统 100(图 1 中示出)结合使用以在较短的获取时间间隔内获取周期性运动对象(例如,胎儿心脏)的不同时间相位的多个三维成像体积,如上所述。

[0067] 在 902,确定要在对象的成像体积中获取的图像平面组的数量(N)。例如,要从成像体积 200(图 2 中示出)获得的图像平面 210(图 2 中示出)的组总数可由操作员输入。备选地,图像平面的组总数可以是与超声系统 100(图 1 中示出)相关联的预定或默认数量。在另一个实施例中,可基于成像对象 202(图 2 中示出)的类型自动确定图像平面的组总数。在所实施例中,字母“N”表示为成像体积获取的图像平面的组总数。

[0068] 在 904,初始化图像平面组计数器(i)。图像平面组计数器可用于确定已获取或计划获取哪些图像平面组。在所实施例中,字母“i”表示图像平面组计数器。可通过将图像平面组计数器的值设置为 1 来初始化图像平面组计数器。备选地,可使用不同的数字。

[0069] 在 906,操纵一个或多个超声脉冲朝向图像平面的第 i 组中的第一图像平面。例如,波束形成模块 110(图 1 中示出)可电操纵一个或多个超声脉冲朝向成像体积 200(图 2 中示出)中的第一图像平面 210(图 2 中示出)(例如,第一高度方向、方位方向或横向方向)。第一图像平面 210 可位于成像体积的分划平面处或其附近,成像体积的端平面处或其附近,或分划平面与端平面之间的另一个位置处。

[0070] 在 908,向第 i 组的第一图像平面传送超声波。例如,操纵朝向第 i 组的第一图像平面的一个或多个超声脉冲可被指引朝向第一图像平面。

[0071] 在 910,超声波的回波由一个或多个换能器元件接收,并基于回波创建超声图像数据。例如,一个或多个换能器元件 104(图 1 中示出)可接收向第 i 组的第一图像平面 210(图 1 中示出)传送并从成像对象 202(图 2 中示出)反射的超声波的回波。换能器元件 104 和超声探头 106(图 1 中示出)可将回波转换成表示所接收回波的变化强度的模拟信号和 / 或数字信号。这些信号可包括称作获取的超声图像数据的数据。

[0072] 在 912,操纵一个或多个超声脉冲朝向图像平面的第 i 组中的第二图像平面。例

如,波束形成模块 110(图 1 中示出)可电操纵一个或多个超声脉冲朝向成像体积 200(图 2 中示出)中的第二图像平面 210(图 2 中示出)(例如,第一高度方向、方位方向或横向方向)。第二图像平面 210 可位于成像体积的分划平面处或其附近,成像体积的端平面处或其附近,或分划平面与端平面之间的另一个位置处。如上所述,第 i 组中的第一图像平面和第二图像平面 210 可位于成像体积的不同区域中。例如,第一图像平面 210 可安置在成像体积的第一区域中,而第二图像平面 210 安置在成像体积的第二非重叠区域中。方法 900 可前后交替以在成像体积的不同区域中获取每个组的图像帧。

[0073] 在 914,向第 i 组的第二图像平面传送超声波。例如,可操纵一个或多个超声脉冲朝向第 i 组的第二图像平面。

[0074] 在 916,超声波的回波由一个或多个换能器元件接收,并基于回波创建超声图像数据。例如,一个或多个换能器元件 104(图 1 中示出)可接收向第 i 组的第二图像平面 210(图 2 中示出)传送并从成像对象 202(图 2 中示出)反射的超声波的回波。换能器元件 104 和超声探头 106(图 1 中示出)可将回波转换成表示接收的回波的变化强度的模拟信号和/或数字信号。

[0075] 如果第 i 图像组包括两个以上的图像平面,则方法 900 可继续操纵更多超声脉冲朝向第 i 组的第三、第四、第五等图像平面,以从第 i 图像组的每个图像平面获取超声图像数据。

[0076] 在 918,将图像平面组计数器 (i) 与从成像体积获取的图像平面的数量 (N) 进行比较。例如,可将计数器与图像平面的数量进行比较以确定是否已获取所有图像平面。如果图像平面组计数器 (i) 小于要从成像体积获取的图像平面的数量 (N),则图像平面组计数器 (i) 可指示并非待获取的所有图像平面均已获取。因此,方法 900 的流程继续到 920。

[0077] 在 920,图像平面组计数器的值逐步增大。例如, i 的值可根据以下等式增大 1:

[0078] $i = i+1$ (等式 1)

[0079] 方法 900 的流程返回 906,其中操纵一个或多个超声脉冲以获得第 i 图像帧组的第一图像平面。在方法 900 返回 906 时,在 920 增大图像帧组的值导致方法 900 获得下一个图像帧组的图像帧。通过逐步增大图像平面组计数器 (i) 的值并获取每个图像平面组的图像平面,方法 900 可以循环方式继续从 N 个总图像帧组获取图像帧。

[0080] 备选地,如果图像平面组计数器 (i) 的值等于待获取的图像平面的数量 (N),则图像平面组计数器 (i) 的值可指示已获得成像体积中待获取的所有图像平面。因此,方法 900 的流程可继续到 922。

[0081] 在 922,将从 N 个图像帧组获取的图像帧组织到时间组中。例如,如上所述,可基于获取图像帧的时间将图像帧安排到时间组中。在周期性运动对象的相同时间相位中或期间获取的图像帧可分组到相同时间组中。备选地,在互相的预定时间窗口中获取的图像帧可收集到相同时间组中。

[0082] 在 924,在空间上安排每个时间组中的图像帧,以形成每个时间组的三维成像体积。例如,在相同时间相位或彼此预定时间间隔内获取的图像帧可互相结合或交织,以重构获得图像帧的时间相位或时间间隔期间对象的三维图像。如果获得若干时间组,则可构建若干三维体积。

[0083] 在 926,成像体积在显示装置(例如,监视器)上向操作员可视呈现。成像体积可

用于可视化周期性运动主体在主体的周期性运动的不同相位期间的快照或图像。

[0084] 要理解,以上描述只是说明性而不是限制性的。例如,上述实施例(和/或其方面)可相互结合使用。另外,可对公开的主题的教导进行多种修改以适合具体情况或材料,而没有背离其范围。虽然本文所述材料的尺寸和类型意在定义主题的一个或多个实施例的参数,但是实施例决不是限制性的,而是示范实施例。通过阅读以上描述,本领域普通技术人员将会清楚地知道许多其它实施例。因此,本文描述的主题的范围应当参照所附权利要求连同这类权利要求涵盖的完整等效范围共同确定。在所附权利要求中,术语“包括”和“其中”用作相应术语“包含”和“其中”的普通英语等效体。此外,在所附权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等只用作标记,而不是意在对它们的对象施加数字要求。此外,所附权利要求的限制并不是按照部件加功能格式编写的,并且不是意在根据美国专利法第 112 条第六款来解释,除非这类要求权益的限制明确使用词语“用于...的部件”并跟随没有进一步结构的功能陈述。

[0085] 本书面描述使用示例来公开包括最佳模式的本发明,以及还使本领域技术人员能实践本发明,包括制作和使用任何装置或系统及执行任何结合的方法。本发明可取得专利的范围由权利要求确定,且可包括本领域技术人员想到的其它示例。如果此类其它示例具有与权利要求字面语言无不同的结构要素,或者如果它们包括与权利要求字面语言无实质不同的等效结构要素,则它们规定为在权利要求的范围之内。

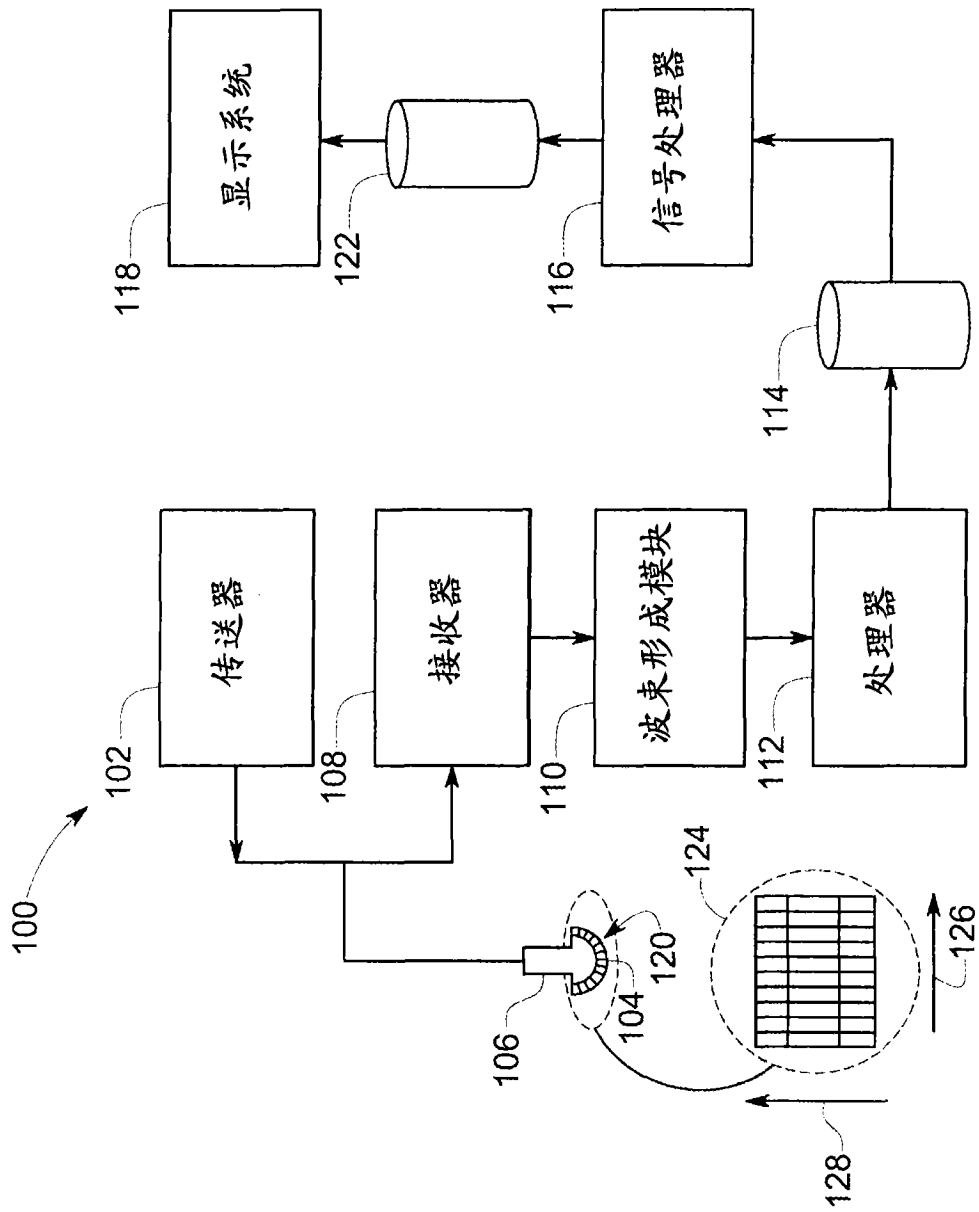


图 1

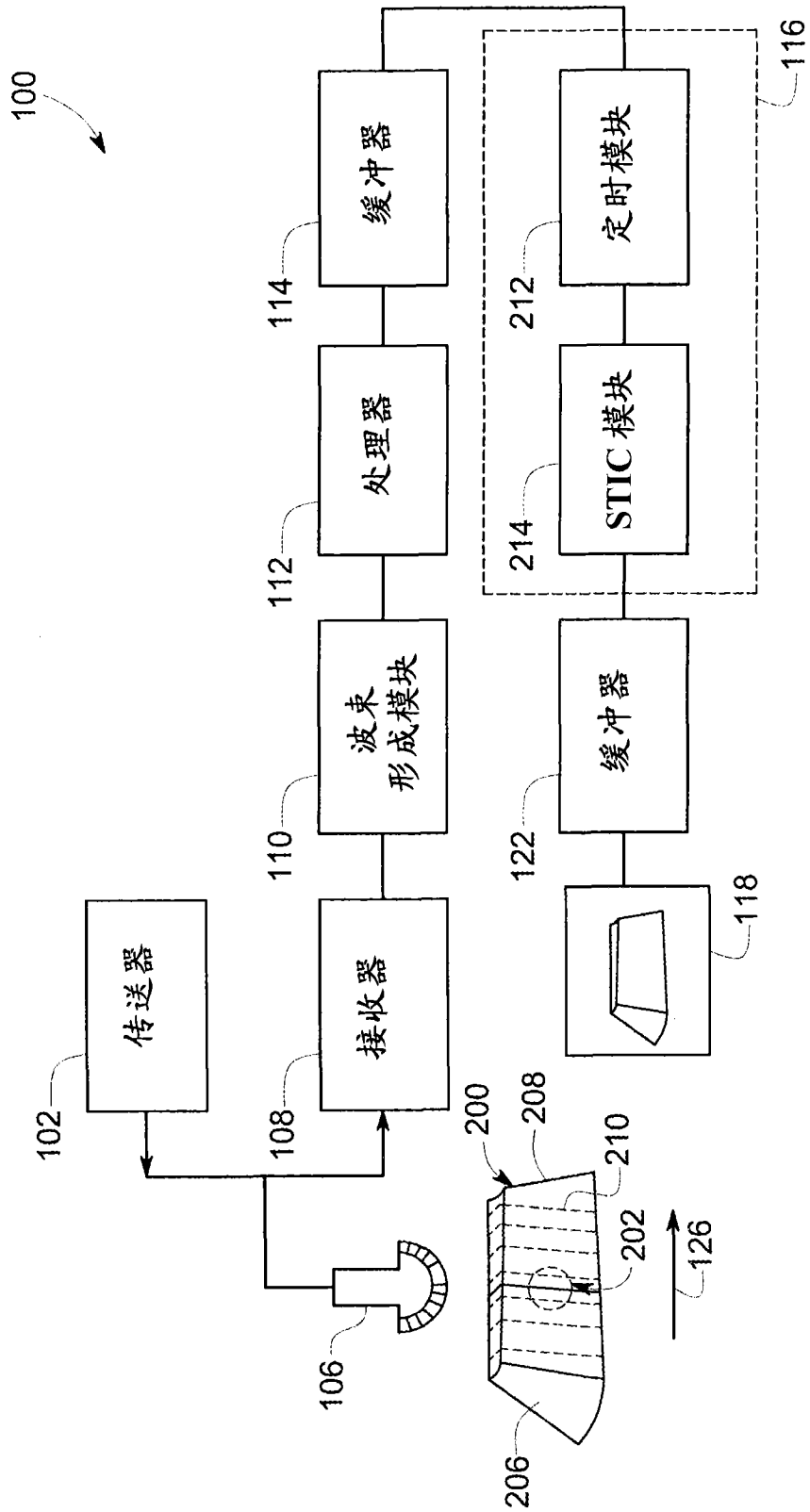


图 2

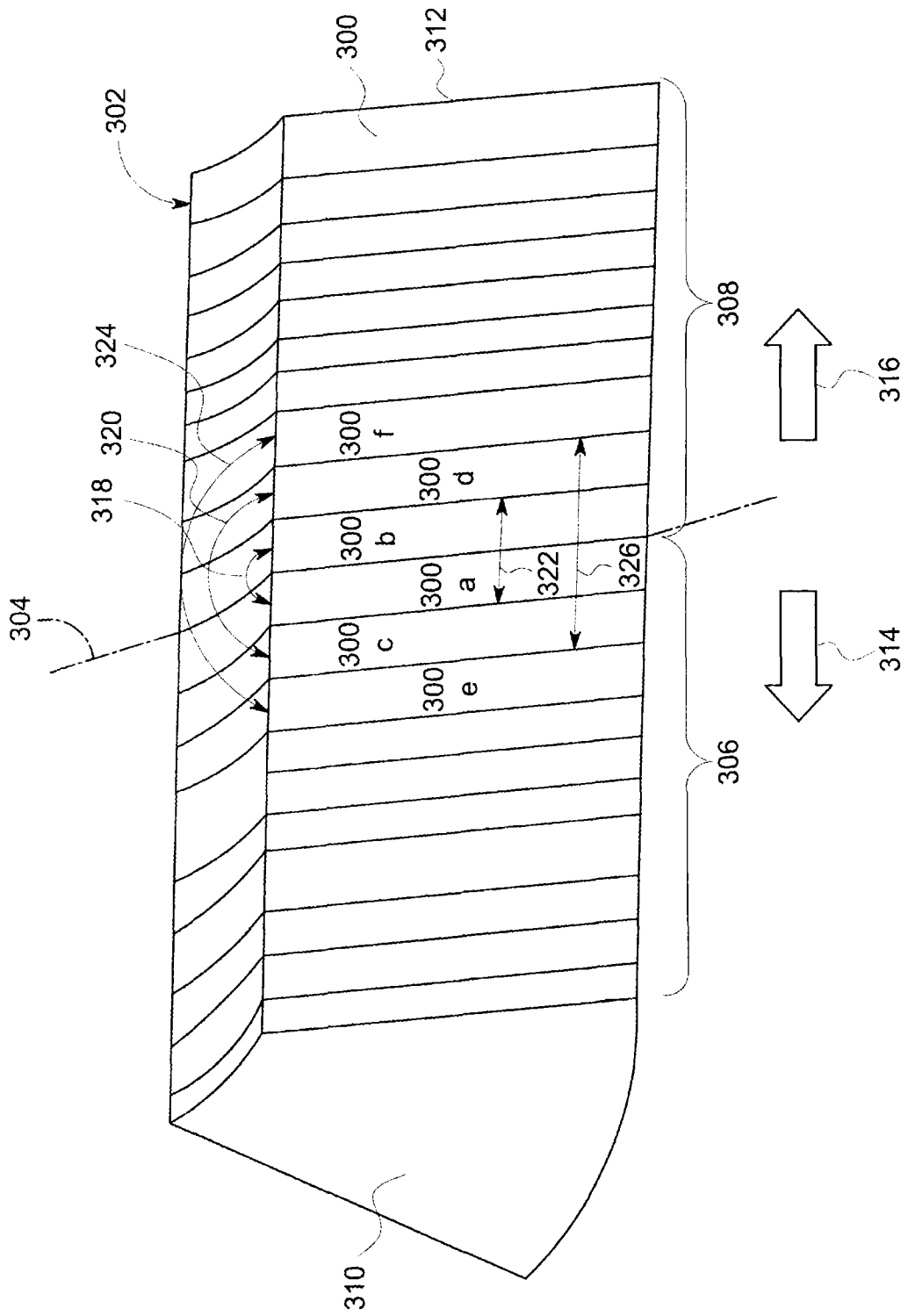


图 3

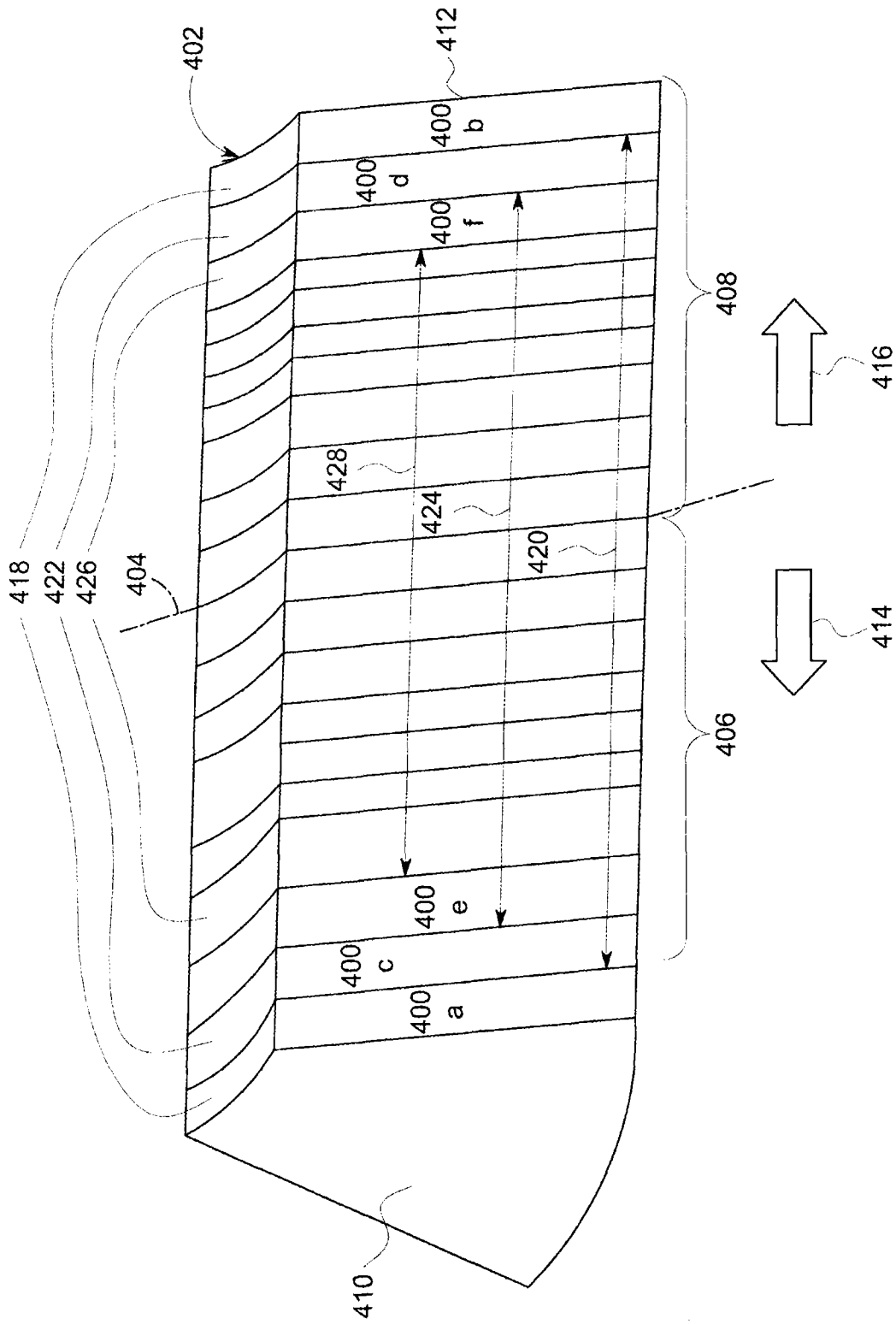


图 4

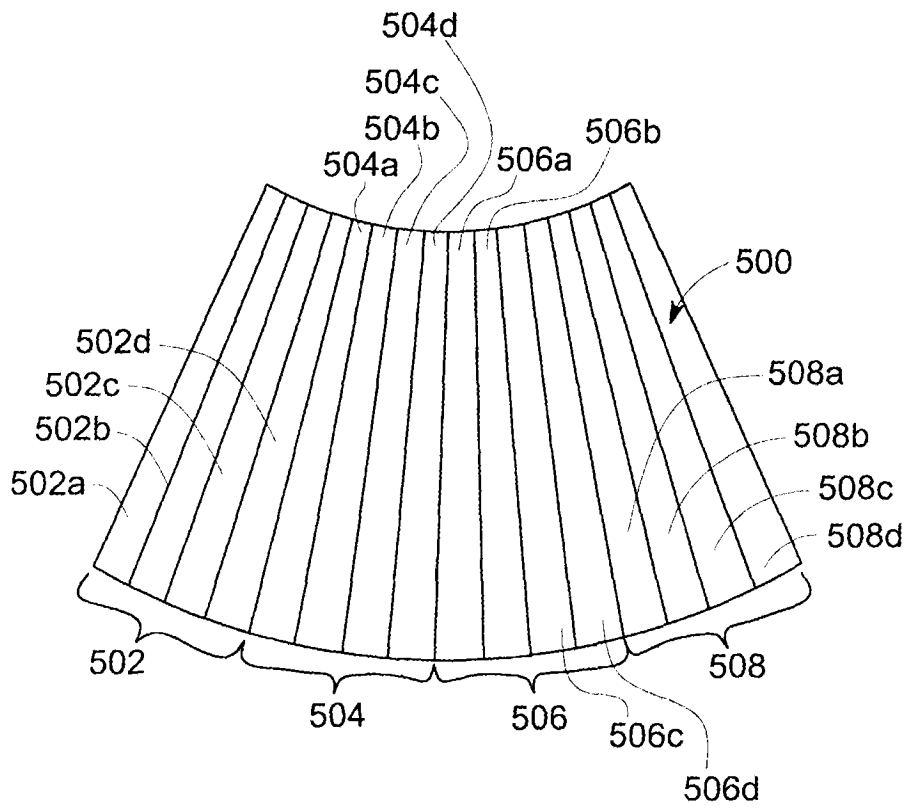


图 5

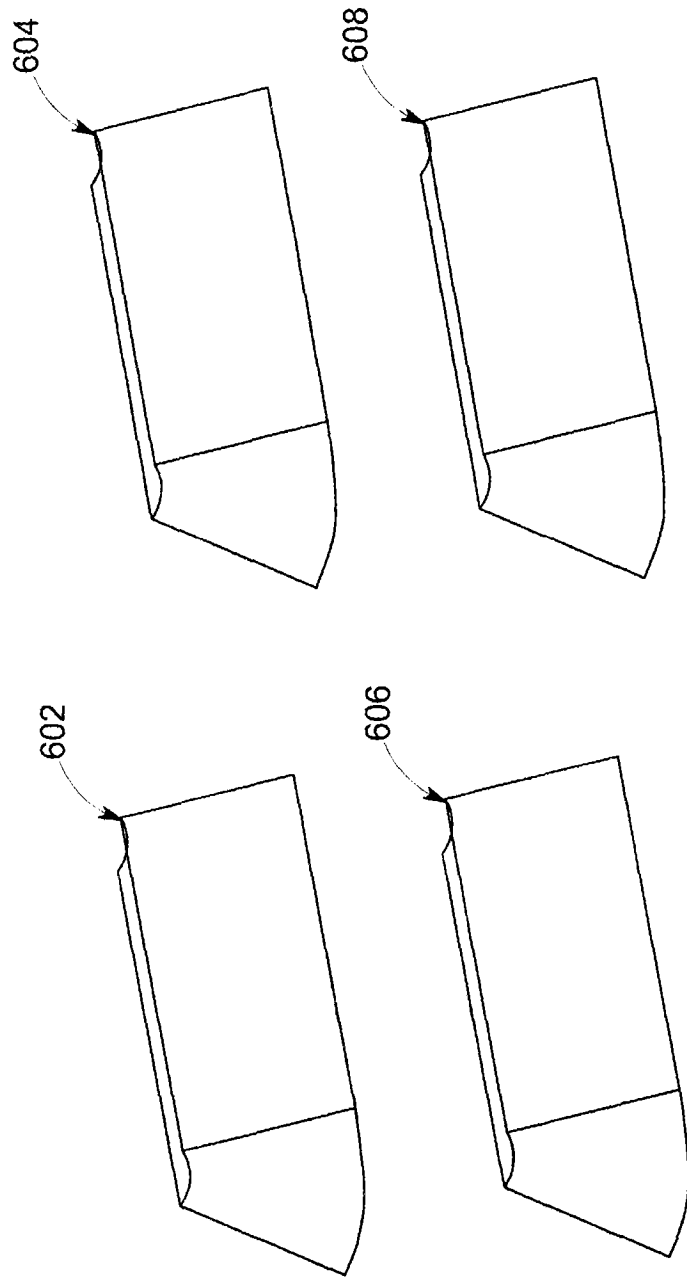


图 6

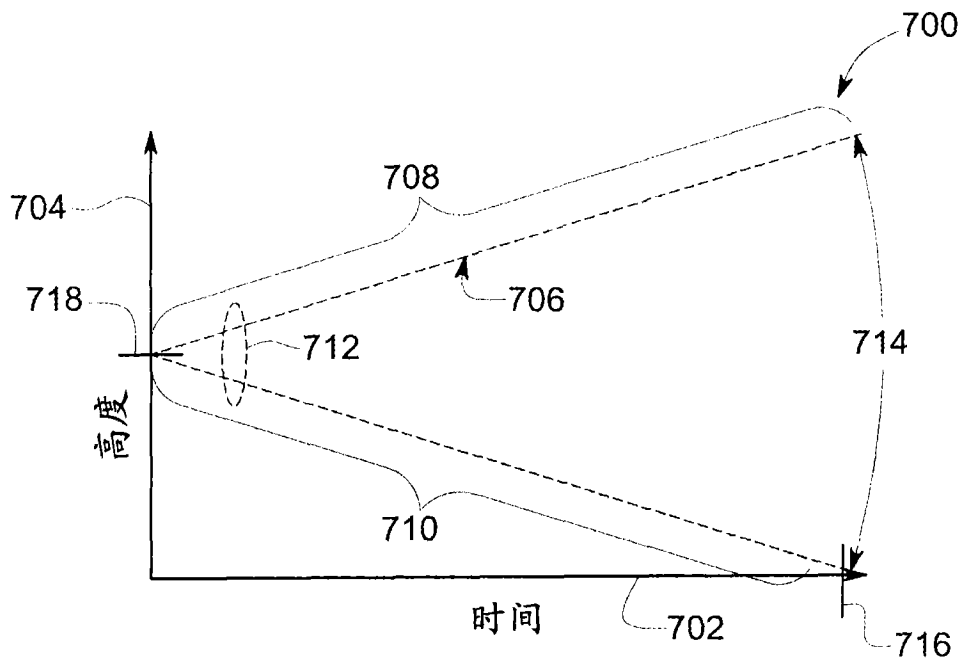


图 7

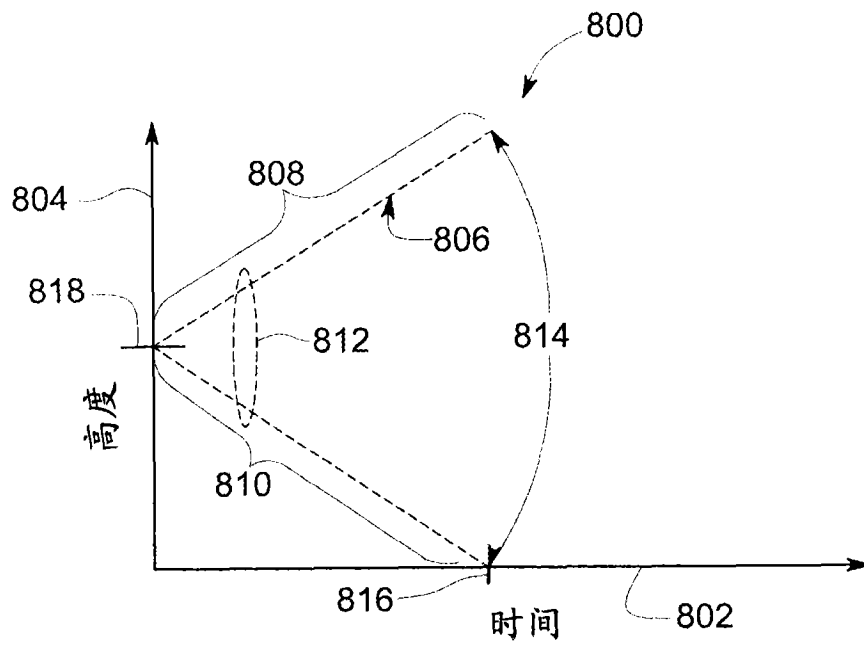


图 8

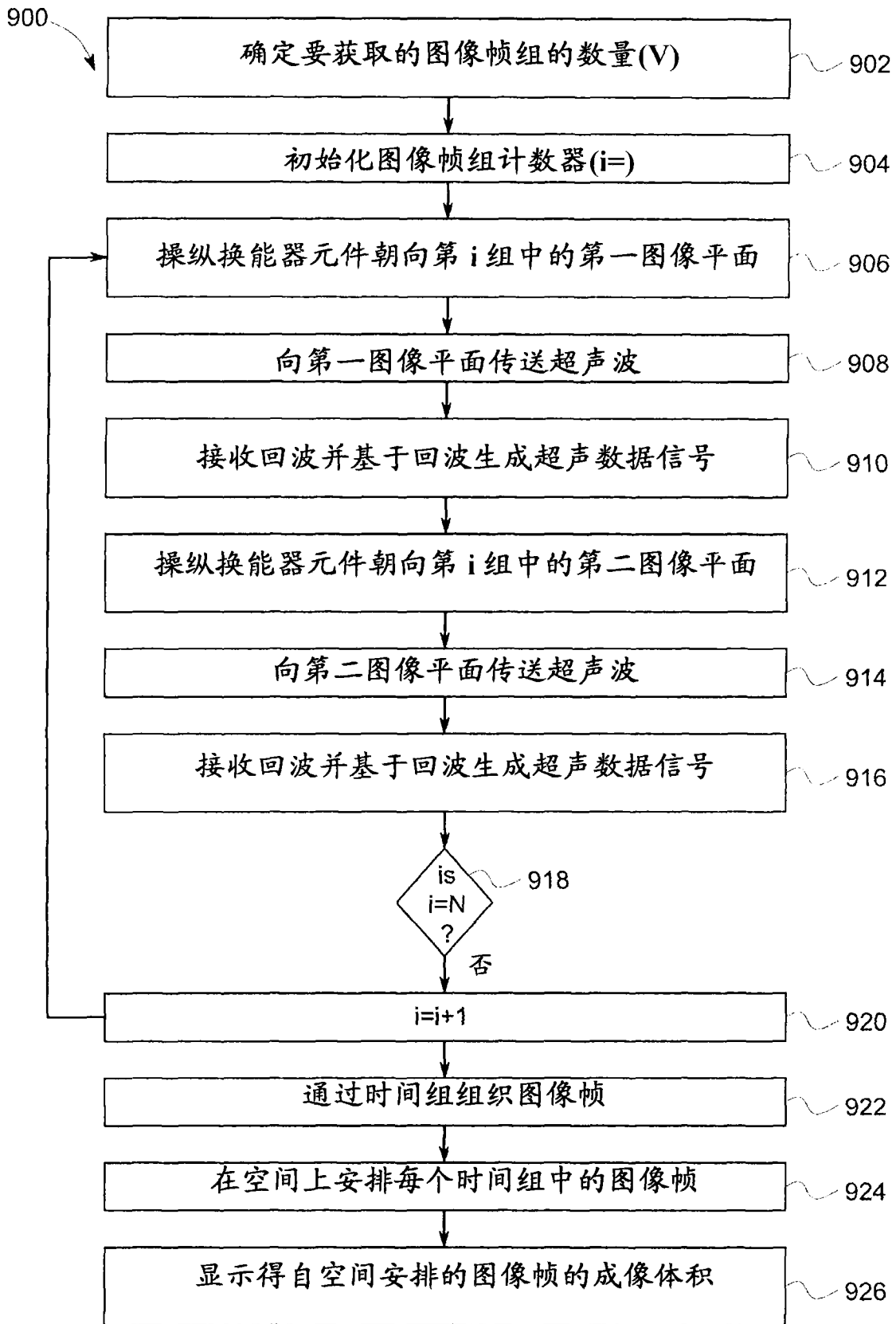


图 9

专利名称(译)	用于超声成像三维体积的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN102599930B	公开(公告)日	2016-05-04
申请号	CN201110429375.6	申请日	2011-12-09
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	D巴克顿 C佩里		
发明人	D·巴克顿 C·佩里		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/5253 A61B8/5284 G01S7/52087 G01S15/8993 G03B42/06 G06T7/0012 G06T7/20		
优先权	12/965179 2010-12-10 US		
其他公开文献	CN102599930A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明名称为“用于超声成像三维体积的超声成像系统和方法”。一种超声成像方法，包括：获取至少部分包含对象的成像体积中的超声数据集的多个组。超声数据集的组包括通过从一个或多个换能器元件传送一个或多个超声脉冲到成像体积的不同区域获得的超声图像数据。方法还包括基于获取超声数据集的时间将超声数据集安排到一个或多个时间组中。每个时间组中的超声数据集在共同时间间隔期间获取。方法进一步包括基于至少一个时间组中的超声数据集来构建对象的三维图像。

