



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102462508 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 23

(21) 申请号 201110365515. 8

(22) 申请日 2011. 11. 08

(30) 优先权数据

12/941367 2010. 11. 08 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 G·U·豪根 K·克里斯托弗森

(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)

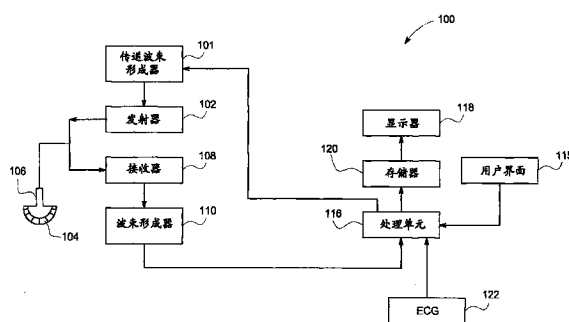
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 4 页

(54) 发明名称

用于超声成像的系统和方法

(57) 摘要

本发明名称为“用于超声成像的系统和方法”。一种超声成像系统(100),包括:适于扫描感兴趣体积的探头(106)、显示器(118)以及与所述探头(106)和显示器(118)电子通信的处理单元(116)。处理单元(116)配置成控制探头(106)以获取感兴趣体积的体积数据。处理单元(116)配置成控制探头(106)以在获取体积数据的过程期间获取平面数据。处理单元(116)配置成在获取体积数据的过程期间在显示器(118)上显示参考图像(404),参考图像(404)基于平面数据。处理单元(116)还配置成在显示器(118)上显示图像(402),图像(402)基于体积数据。



1. 一种超声成像系统 (100), 包括:
适于扫描感兴趣体积的探头 (106);
显示器 (118); 以及
与所述探头 (106) 和所述显示器 (118) 电子通信的处理单元 (116), 其中, 所述处理单元 (116) 配置成:
控制所述探头 (106) 以获取感兴趣体积的体积数据;
控制所述探头 (106) 以在获取所述体积数据的过程期间获取平面数据, 所述平面数据包括贯穿所述感兴趣体积的平面的数据;
在获取所述体积数据的所述过程期间在所述显示器 (118) 上显示参考图像 (404), 所述参考图像 (404) 基于所述平面数据; 以及
在所述显示器 (118) 上显示图像 (402), 所述图像 (402) 基于所述体积数据。
2. 如权利要求 1 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述参考图像 (404) 包括所述平面的图像。
3. 如权利要求 1 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述处理单元 (116) 还配置成: 控制所述探头 (106) 以在获取所述体积数据的所述过程期间获取第二平面数据, 所述第二平面数据包括贯穿所述感兴趣体积的第二平面的数据, 所述第二平面与所述平面不同。
4. 如权利要求 3 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述第二平面相对所述平面成角度定位。
5. 如权利要求 3 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述处理单元 (116) 还配置成在与所述参考图像 (404) 大致相同的时间处、在所述显示器 (118) 上显示第二参考图像 (406), 所述第二参考图像 (406) 基于所述第二平面数据。
6. 如权利要求 1 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述处理单元 (116) 还配置成控制所述探头 (106) 以通过迭代地获取包括所述平面的数据块来获取所述平面数据。
7. 如权利要求 1 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述处理单元 (116) 还配置成控制所述探头 (106) 以交错所述平面数据的所述获取与所述体积数据的所述获取。
8. 一种超声成像系统 (100), 包括:
适于扫描感兴趣体积的探头 (106);
显示器 (118); 以及
与所述探头 (106) 和所述显示器 (118) 电子通信的处理单元 (116), 其中, 所述处理单元 (116) 配置成:
控制所述探头 (106) 以获取感兴趣体积的多个体积数据集;
控制所述探头 (106) 以在获取所述多个体积数据集之间迭代地获取平面数据, 所述平面数据包括贯穿所述感兴趣体积的平面的数据; 以及
在获取所述多个体积数据集的过程期间在所述显示器 (118) 上显示参考图像 (404), 所述参考图像 (404) 基于所述平面数据。
9. 如权利要求 8 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述多个体积数据集中的每一个门控成生理信号。
10. 如权利要求 8 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述处理单元 (116) 还配置成控制所述探头 (106) 以通过迭代地获取包括所述平面的数据块来获取所述平面数据。

11. 如权利要求 8 所述的超声成像系统 (100), 还包括在与所述参考图像 (404) 大致相同的时间处显示基于所述多个体积数据集的图像 (402)。

12. 如权利要求 8 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述处理单元 (116) 还配置成在获取所述平面数据的每个迭代之间获取所述多个体积数据集中的两个或多个。

13. 如权利要求 8 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述处理单元 (116) 还配置成控制所述探头 (106) 以获取延伸到所述感兴趣体积之外的平面数据。

用于超声成像的系统和方法

技术领域

[0001] 一般来说,本公开涉及用于超声成像的系统和方法。该系统和方法包括在获取体积数据的过程期间基于平面数据显示参考图像。

背景技术

[0002] 常规超声成像系统包括用于传送超声束并且接收来自被研究对象的反射束的超声换能器元件的阵列。通过选择施加的电压的时延(或相位)和幅度,各个换能器元件可被控制以产生超声波,它们组合以形成净超声波,净超声波沿优选向量方向传播并聚焦在沿波束的选择的点处。常规超声成像系统还可使用其它聚焦策略。例如,超声成像系统可控制换能器元件发射平面波。可使用多次发射以获取表示相同解剖信息的数据。每次发射的波束形成参数可以有所不同,以提供最大聚焦的变化,或者例如通过传送连续波束(其中,各波束的焦点相对前一个波束的焦点移位)来改变每次发射的接收数据的内容。通过改变施加的脉冲的时延(或相位),可移动具有其焦点的波束以扫描对象。

[0003] 当换能器阵列用于接收反射声能时,相同原理适用。在接收元件处产生的电压经过求和,使得净信号指示从对象的单个焦点反射的超声。如同传送模式一样,通过将分离的延迟和增益赋予来自各接收元件的信号,实现了超声能量的这种聚焦接收。对于接收波束形成,这以动态方式完成,以便为所讨论的深度范围适当聚焦。

[0004] 许多能够获取 4D 超声数据的常规超声成像系统已经包括二维换能器阵列(以下称作 2D 换能器阵列)。对于本公开而言,2D 换能器阵列定义成包括换能器元件的中心点形成二维模式的换能器阵列。根据一些实施例,二维模式可沿曲面延伸。在尺寸上,2D 换能器阵列中的换能器元件的长度和宽度可大体相似,或具有其它纵横比。另外,2D 换能器阵列具有电子聚焦和电子转向。2D 换能器阵列典型地包括以网格排列的多个换能器元件;网格可具有方形、矩形、六角形或其它基础。通过控制 2D 换能器阵列中的元件的定时和幅度,可能在方位角方向(azimuth direction)和垂直方向同时对发射的超声波束进行操纵。当然,波束控制可得自任何选择的坐标系。2D 换能器阵列的使用允许超声换能器或探头具有更大灵活性,并且它在获取体积数据中实现更大准确度。

[0005] 在获取体积超声数据期间,同时获取需要的感兴趣体积的足够帧速率和横向分辨率通常是一个难题。提高帧速率和/或横向分辨率的常见方法是作为子体积的集合来获取整个体积。对于生理信号(例如,ECG 信号),子体积的获取可实施门控(gate)。获取患者心脏的门控体积超声数据具有两个关键难题。第一个难题在于,由于需要多个心搏周期才能获取完整的体积的数据,因此在操作员移动探头以搜索正确视图和良好通道时,显示器可能显示不一致的数据。在操作员移动探头时,显示器上显示的图像可从先前探头位置获取的子体积生成。换言之,显示器上的图像可能无法准确反映探头的实时位置。这可让操作员难以得知新的探头位置是否优于一个或多个较旧的探头位置。第二个难题在于,如果探头和/或心脏在若干心动周期内相对彼此移动,超声数据可变成倾向于膺象。

[0006] 由于这些和其它原因,需要改进的体积超声成像的系统和方法。

发明内容

[0007] 本文处理上述缺陷、缺点和问题,通过阅读和理解以下说明书将会理解。

[0008] 在一实施例中,超声成像方法包括通过超声成像系统获取感兴趣体积的体积数据。该方法包括在获取体积数据的过程期间通过超声成像系统获取平面数据,该平面数据包括贯穿感兴趣体积的平面的数据。该方法包括在获取体积数据的过程期间显示基于平面数据的参考图像。该方法还包括显示基于体积数据的图像。

[0009] 在另一个实施例中,超声成像方法包括通过超声成像系统获取感兴趣体积的多个体积数据集。该方法包括在获取多个体积数据集之间通过超声成像系统迭代地获取平面数据,该平面数据包括贯穿感兴趣体积的平面的数据。该方法包括在获取多个体积数据集的过程期间显示基于平面数据的参考图像。

[0010] 在另一个实施例中,超声成像系统包括:适于扫描感兴趣体积的探头、显示器以及与探头和显示器电子通信的处理单元,其中处理单元配置成控制探头以获取感兴趣体积的体积数据。处理单元配置成控制探头以在获取体积数据的过程期间获取平面数据,该平面数据包括贯穿体积的平面的数据。处理单元还配置成在获取体积数据的过程期间在显示器上显示参考图像,该参考图像基于平面数据。

[0011] 通过附图及其详细描述,本领域技术人员将会清楚地知道本发明的多种其它特征、目的和优点。

附图说明

[0012] 图 1 是根据一实施例的超声成像系统的示意图;

[0013] 图 2 是根据一实施例的体积数据和平面数据的获取的时间线的示意表示;

[0014] 图 3 是根据一实施例的显示器的屏幕截图的示意表示;以及

[0015] 图 4 是根据一实施例的体积数据和平面数据的获取的时间线的示意表示。

具体实施方式

[0016] 在以下详细描述中,参照构成其部分的附图,并且其中通过举例说明的方式示出可实践的特定实施例。对这些实施例进行充分详细地描述,以使本领域技术人员能够实践实施例,并且要理解,可利用其它实施例以及可进行逻辑改变、机械改变、电改变和其它改变,而没有背离实施例的范围。因此,以下详细描述不是要理解为限制本发明的范围。

[0017] 图 1 是超声成像系统 100 的示意图。超声成像系统 100 包括驱动探头 106 内的换能器元件 104 以将脉冲超声信号发射到人体(未示出)内的传送波束形成器 101 和发射器 102。可使用多种几何形状的探头和换能器元件。脉冲超声信号从人体的结构(例如,血细胞或肌肉组织)中后向散射,以产生返回到换能器元件 104 的回波。回波由换能器元件 104 转换成电信号或超声数据,并且电信号由接收器 108 接收。根据一些实施例,探头 106 可包含电子电路以完成全部或部分发射波束形成和/或接收波束形成。例如,传送波束形成器 101、发射器 102、接收器 108 及波束形成器 110 中的全部或部分可设置在探头 106 内。本公开中的术语“扫描”还可用于表示通过发射和接收超声信号的过程获取数据。本公开中的术语“数据”可用于表示通过超声成像系统获取的一个或多个数据集。表示接收的回波的

电信号经过输出超声数据的波束形成器 110。用户接口 115 可用于控制超声成像系统 100 的操作,包括控制患者数据的输入、改变扫描或显示参数等等。

[0018] 超声成像系统 100 还包括处理单元 116,以控制传送波束形成器 101、发射器 102、接收器 108 及波束形成器 110。处理单元 116 与探头电子通信。处理单元 116 控制哪些换能器元件活跃以及从探头 106 发射的波束的形状。处理单元还与显示器 118 电子通信,并且处理单元 116 可将数据处理到用于在显示器 118 上显示的图像中。根据一实施例,处理单元 116 可包含中央处理器 (CPU)。根据其它实施例,处理单元 116 可包含能够执行处理功能的其它电子组件,例如数字信号处理器、现场可编程门阵列 (FPGA) 或图形卡。根据其它实施例,处理单元 116 可包含能够执行处理功能的多个电子组件。例如,处理单元 116 可包含从下列电子组件列表中选择的一个或多个电子组件:中央处理器、数据信号处理器、现场可编程门阵列、及图形卡。根据另一个实施例,处理单元 116 还可包含解调 RF 数据并生成原始数据的复杂解调器(未示出)。在另一个实施例中,解调可在处理链中更早执行。处理单元 116 适于按照数据上的多个可选的超声形态来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超声数据。对本公开而言,术语“实时”定义成包括没有任何有意延迟而执行的过程。例如,一实施例可按照 7-20 帧/秒的实时帧速率来获取和显示图像。但是,应当理解,实时帧速率可取决于获取用于显示的每帧超声数据的时间长度。相应地,在获取较大的数据量时,实现帧速率可能会较低。因此,一些实施例可具有远快于 20 帧/秒的实时帧速率,而其它实施例可具有慢于 7 帧/秒的实时帧速率。超声波信息可在扫描会话期间临时存储在缓冲器(未示出)中,并在即时或离线操作中以低于实时的方式进行处理。本发明的一些实施例可包含多个处理单元(未示出)以操纵处理任务。例如,第一处理单元可用于对 RF 信号进行解调和抽选,而第二处理单元可用于在显示图像之前进一步处理数据。应当意识到,其它实施例可使用处理单元的不同布置。

[0019] 超声成像系统 100 可按照例如 10Hz 至 30Hz 的帧速率连续获取数据。从数据生成的图像可按照相似帧速率刷新。其它实施例可按照不同速率来获取和显示数据。例如,一些实施例可按照取决于体积大小和预计应用的、低于 10Hz 或高于 30Hz 的帧速率来获取数据。包含存储器 120 以用于存储获取的数据的已处理帧。在一示范实施例中,存储器 120 具有充分容量来存储至少相当于数秒的超声数据帧。数据帧存储的方式促进按照其获取顺序或时间对其进行检索。存储器 120 可包括任何已知的数据存储介质。ECG 122 附连到图 1 中示出的超声成像系统 100 的处理单元 116。ECG 可连接到患者并向处理单元 116 提供来自患者的心脏数据,以便在门控数据获取期间使用。

[0020] 可选地,本发明的实施例可利用对比剂来实现。当使用包含微泡的超声对比剂时,对比成像生成体内的解剖结构和血流的增强图像。在使用对比剂的同时获取数据之后,图像分析包括分离谐波分量和线性分量,增强谐波分量,以及通过利用增强谐波分量来生成超声图像。使用适当滤波器来执行谐波分量从接收信号的分离。对比剂用于超声成像是本领域技术人员众所周知的,因此不作更详细描述。

[0021] 在本发明的多种实施例中,可由处理单元 116 的其它或不同的模式相关联的模块(例如,B 模式、彩色多普勒、M 模式、彩色 M 模式、谱多普勒、TVI、应变、应变速率等等)来处理数据,以形成 2D 数据或 3D 数据。例如,一个或多个模块可生成 B 模式、彩色多普勒、M 模式、彩色 M 模式、谱多普勒、TVI、应变、应变速率及其组合等等。存储图像波束和/或帧,并

且可记录指示在存储器中获取数据的时间的定时信息。例如,模块可包括执行扫描转换操作以将图像帧从坐标波束空间转换到显示空间坐标的扫描转换模块。可提供视频处理器模块,它从存储器读取图像帧,并且在对患者执行程序时实时显示图像帧。视频处理器模块可将图像帧存储在图像存储器中,从其中读取和显示图像。

[0022] 图 2 是根据一实施例的体积数据和平面的获取的时间线的示意表示。图 3 中的时间线表示的方法可通过超声成像系统(例如,图 1 中示出的超声成像系统 100)来执行。平面数据可包括感兴趣体积中的平面的数据块或二维数据。平面数据包含关于感兴趣体积内或贯穿感兴趣体积延伸的平面的信息。例如,根据一实施例,平面数据可包含关于感兴趣体积之外区域的信息。换言之,平面的图像可从平面数据生成,该平面数据显示贯穿感兴趣体积的截面和延伸出感兴趣体积边界之外的区域中的结构。图 2 的时间线中示出的方法的技术效果是在获取体积数据的过程期间显示参考图像。

[0023] 参照图 2,时间线 300 显示根据一示范实施例的体积数据和平面数据获取的顺序。根据一实施例,体积数据可包括多个体积数据集而平面数据可包括多个平面数据集。另外,根据示范实施例,感兴趣体积的体积数据可作为四个分离的子体积获取。这在成像大体积时特别有用,因为可获取对应于每个子体积的体积数据的时间远少于获取整个体积的体积数据的时间。通过“V”标记的每个矩形表示体积数据集,而通过“P”标记的每个矩形表示平面数据集。在时间线 300 中,通过“V”后面的数字“1”、“2”、“3”或“4”进一步标记了体积数据集。数字“1”、“2”、“3”或“4”指示从中获取体积数据集的特定子体积。例如,通过“1”标记的体积数据集对应于第一子体积;通过“2”标记的体积数据集对应于第二子体积;通过“3”标记的体积数据集对应于第三子体积;以及,通过“4”标记的体积数据集对应于第四子体积。还通过“P”或“V”下方的数字来标记所有数据集。“P”或“V”下方的数字指示获取的迭代。例如,体积数据集 302 标记为 V1;1。“V”指示该数据集是体积数据集。V 后面的“1”指示该数据集包含关于第一子体积的信息。“V1”下方的“1”指示体积数据集 202 是获取第一子体积的体积数据集的第一迭代。下面将提供关于时间线 300 中的事件的额外描述。

[0024] 第一子体积的体积数据集 302 在患者第一心动周期的第一部分期间获取。在获取体积数据集 302 之后获取平面数据集 304。在平面数据集 304 之后获取第一子体积的体积数据集 306。接着获取平面数据集 308,随后获取第一子体积的体积数据集 310 和平面数据集 312。根据一实施例,处理单元 116(图 1 中示出)在整个第一心动周期控制探头,以在获取体积数据集和平面数据集之间交替。根据图 2 中示出的实施例,处理单元 116 控制探头 106(图 1 中示出),以在第一心动周期期间获取涵盖第一子体积的 20 个体积数据集和 20 个平面数据集。在第一心动周期期间,在心动周期期间的 20 个不同时间获取第一子体积的体积数据集。另外,根据一实施例,在每个体积数据集之后获取更新的平面数据集。

[0025] 仍参照图 2,在第二心动周期期间,获取第二子体积的 20 个额外的体积数据集。也在 20 个体积数据集的每一个之后获取更新的平面数据集。根据一实施例,在第二心动周期期间获取的平面数据集可包括与第一心动周期期间获取平面数据集相同平面的数据。处理单元 116(图 1 中示出)在第二心动周期期间控制探头,以在获取第二子体积的体积数据集和获取平面数据集之间交替。例如,获取第二子体积的体积数据集 318,再获取平面数据集 320。接着,获取第二子体积的体积数据集 322,再获取平面数据集 324。然后,获取第二子

体积的体积数据集 326,再获取平面数据集 328。继续在获取第二子体积的体积数据集与获取平面数据集之间交替的这种模式,直到在第二心动周期期间已获取体积数据集 330 和平面数据集 332。

[0026] 在第三心动周期期间,以与之前针对第一心动周期和第二心动周期所述相似的模式交替地获取第三子体积的 20 个体积数据集和 20 个平面数据集。也就是说,处理单元 116(图 1 中示出)在第三心动周期期间控制探头 106,以在获取第三子体积的体积数据集和获取平面数据集之间交替。根据图 2 中示出的实施例,第三心动周期中显示的所有体积数据集包含第三子体积的体积超声数据。同样,在第四心动周期期间,以与之前针对前三个心动周期所述相似的模式交替地获取第四子体积的 20 个体积数据集和 20 个平面数据集。

[0027] 根据一示范实施例,在 4 个心动周期后,对于全部四个子体积,在心动周期的 20 个不同阶段收集了体积超声数据。根据一实施例,在数据集获取期间可将心脏监测装置(例如,ECG)附连到患者。处理单元 116(图 1 中示出)可使用来自 ECG 的信号对每个体积数据集的获取进行门控。通过使用心脏监测装置,处理单元 116 可确保在多个心动周期期间以大体一致的阶段获取体积数据集。本领域技术人员应当意识到,其它实施例可要求不同数量的子体积以完全涵盖诸如心脏的感兴趣体积。本领域技术人员应当意识到,在四个心动周期后,根据图 2 中示出的实施例,可能生成和显示包含全部四个子体积的心脏图像。另外,由于对每个子体积的 20 个不同阶段获取体积数据,因此通过基于心动阶段将体积数据缝合在一起,可能生成整个心脏的“即时”图像或动态图像。该动态图像可包括一个循环,显示整个心动周期期间不同阶段的心脏。

[0028] 根据图 2 中示出的实施例,处理单元 116 可控制体积数据集的获取,以便在整个获取中重复前四个心动周期的模式。例如,时间线 300 显示,在第五个心动周期期间,处理单元 116 控制获取以使得获取第一子体积的体积数据集(图 2 中示出)。根据一实施例,第五心动周期期间的数据获取与第一心动周期中的数据获取完全相同。如上所述,在前四个心动周期后,有足够的数据来显示整个心脏在完整心动周期内的动态图像。在第五心动周期期间,获取第一子体积的额外体积数据集。虽然在第五心动周期期间获取的体积数据集全部表示相同的子体积(即,第一心动周期期间获取的第一子体积),但它们处于稍后的时间点处。因此,根据一实施例,心脏的动态图像可随着额外体积数据集的获取而持续更新。例如,在第五心动周期期间获取的体积数据集可取代第一心动周期期间获取的体积数据集。这样,只要在获取额外的体积超声数据,心脏的动态图像就可持续更新。本领域技术人员应当意识到,如果需要以连续的方式更新动态图像,则根据图 2 中示出的实施例,更新的数据一次仅将影响一个子体积。虽然图 2 中仅示出前五个心动周期,但是应当意识到根据一实施例,获取体积数据和平面数据的模式可持续许多个额外心动周期。

[0029] 根据图 2 中示出的实施例,在每个体积数据集之后获取平面数据集。与体积数据集相比,获取平面数据集花费的时间少得多,这是因为平面数据集包含二维数据集否则数据块,而体积数据集通常包含感兴趣体积的三维数据。对于诊断上有用大小的体积或子体积,获取二维数据和数据块花费的时间远少于获取体积数据集。由于这些原因,通过时间线 300 示出的方法可花费大部分时间获取体积超声数据,即使在体积超声数据的获取之间定期获取平面数据集。根据其它实施例,在平面数据集的每个获取之间获取多个体积数据集可能是合乎需要的。

[0030] 图 2 中示出的实施例包括迭代地获取平面数据。如上所讨论的,平面的超声数据可在整个获取中为相同平面获取。对本公开而言,平面针对用于获取超声数据的探头的换能器元件(例如,图 1 中示出的换能器元件 104)来定义。也就是说,针对在给定时间由探头获取的总的感兴趣体积空间地定义平面。换言之,如果探头相对于患者移动或者如果患者的内部器官移位,平面在不同的时间点将包括不同的解剖区域。

[0031] 由于用于生成参考图像的平面数据可在获取每个体积数据集后重新获取,因此处理单元 116(图 1 中示出)能够以快速刷新速率生成平面的参考图像,即参考图像可以是动态图像。对本公开而言,术语“动态图像”定义成包括由依次显示的许多单独图像或帧组成的图像。根据不同的实施例,动态图像可按照不同速率刷新或更新。可在基于更新的数据生成新帧时刷新动态图像的每个图像或帧。根据一示范实施例,可基于平面的每个超声数据集生成新帧。因此,动态图像对于显示一段时间发生的任何运动可能是有用的。图 2 中呈现的示例可产生刷新速率高达每个心动周期 20 次的平面参考图像。使用更新如此快速的平面参考图像允许用户在获取若干心动周期内的完整感兴趣体积的同时,获得关于探头 106(图 1 中示出)的位置的实时反馈。在另一个实施例中,参考平面可在每个第二子体积之间获取以花费更少的时间获取参考平面。通过在更耗时的体积超声数据获取期间按规则间隔重新获取平面,可能生成和显示实时更新的平面参考图像。声谱仪技师和系统的其他用户可使用平面的动态参考图像来验证探头位置并确认在获取体积超声数据的过程中是否正在获取需要的体积数据集。

[0032] 根据其它实施例,可获取和显示一个以上平面的参考图像。例如,取代如图 2 中示出的在每个心动周期期间只为一个平面获取平面数据,可在获取体积数据的过程期间获取对应于多个平面的平面数据。例如,一实施例可获取第一平面的第一平面数据和第二平面的第二平面数据。这允许用户查看第一平面的第一参考图像和第二平面的第二参考图像,以便在体积超声数据的获取期间获得额外信息。一个实施例可将第一平面的第一动态图像和第二平面的第二动态图像显示为双平面视图的组成部分。第一平面和第二平面可彼此成角度部署。或者,根据特定实施例,第一平面和第二平面可大体互相垂直。但是,处理单元 116(图 1 中示出)可控制探头,以在一个心动周期获取第一平面的平面数据与在另一个心动周期获取第二平面的平面数据之间交替。

[0033] 另外,其它实施例的方法可获取显示为三个或更多参考图像的三个或更多平面的平面数据。本领域技术人员应该意识到,本领域技术人员可预见交错体积数据获取和平面数据获取的额外方法。例如,与其它平面相比,超声成像系统可按照比其它平面更快的速率为一些平面获取平面数据。另外,虽然示范实施例已针对患者的心动周期描述了数据的获取,但是应当意识到根据其它实施例,可为其它生理周期对体积数据和平面数据的获取进行门控。

[0034] 图 2 中示出的实施例示出导致显示心脏图像的体积数据的 ECG 门控获取的方法。通过在获取每个体积数据集之间获取平面数据集,可能显示比总的感兴趣体积更新更迅速的平面参考图像。如上所述,根据一实施例,平面可针对超声探头来定义。因此,获取期间探头和需要的感兴趣体积之间的任何相对移动对用户将容易地显而易见。平面的参考图像可用于在体积数据的获取期间准确定位探头。参考图像的每帧对应于相对探头贯穿感兴趣体积的特定截面。用户可定位平面,使得它穿过正在获取的子体积以检查是否存在移动或

膺象。由于平面的参考图像在感兴趣体积的获取期间多次更新,因此平面的参考图像向超声成像系统的操作员提供了有用的实时反馈。操作员可使用平面参考图像在体积数据的获取期间验证探头 106(图 1 中示出)的探头位置。操作员还可使用参考图像在体积数据的获取期间检查体积数据的质量。例如,如果参考图像显示出某种类型的障碍物或解剖结构的错误视图,则操作员会知道正在获取的体积数据可能不再有效。在另一个实施例中,处理单元 116 可通过将从体积数据生成的图像与参考图像进行对比来检查体积数据的质量。例如,操作员可将平面的参考图像与从体积数据生成的相同平面的图像进行对比。两个图像之间的任何重大差异可指示体积数据的潜在问题。另外,由于参考图像远快于等待获取并然后显示整个体积地为操作员提供此反馈,因此操作员可在远远更少的总时间内做出适当的校正。因此,这项技术的一个优势可包括减少操作员成功完成检查需要的时间,这进而可导致患者舒适度的提高。

[0035] 图 3 是根据一实施例的显示器的屏幕截图 400 的示意表示。该显示器可以是超声成像系统(例如,图 1 中示出的超声成像系统 100)的组成部分。屏幕截图 400 包括图像 402。图像 402 从体积超声数据生成。按照一实施例,图像 402 可包括动态图像。当在扫描中使用,图像 402 占据的区域可显示随着额外体积数据集的获取而变化的动态图像。或者,根据其它实施例,图像 402 可显示先前获取并存储在存储器中的帧的静态循环。屏幕截图 400 还包括第一参考图像 404 和第二参考图像 406。按照一实施例,第一参考图像 404 可包括感兴趣体积内的第一平面的第一动态图像。第二参考图像 406 可包括感兴趣体积内的第二平面的第二动态图像。第一参考图像 404 和第二参考图像 406 均可随第一平面和第二平面的额外数据集的获取而刷新。根据图 3 中示出的实施例,第一参考图像 404 可显示通常与第二平面 412 垂直的第一平面 410。参考图标 408 可针对体积显示第一平面 410 和第二平面 412 的相对定位。在其它实施例中,图像和一个或多个参考图像可按照不同方式布置在显示器上。另外,在获取足够的体积数据以显示从体积数据生成的图像之前的时间段期间,显示器可仅显示参考图像。

[0036] 图 4 是根据一实施例的体积数据和平面数据的获取的时间线的示意表示。超声成像系统(例如,超声成像系统 100)可用于(图 1 中示出)按照时间线 500 中描绘的方法获取数据。时间线 500 中示出的方法的技术效果是在获取体积数据的过程中获取平面数据。

[0037] 参照图 4,时间线 500 中的矩形以与图 2 的时间线 300 中的矩形相同的方式编码。但是,除了图 2 中所使用的符号以外,图 4 中的矩形还在每个矩形的底部具有“B”或“C”。“B”代表 B 模式数据集,而“C”代表彩色流数据集。B 模式和彩色流模式都是超声成像模式的示例。在下文中,术语“彩色流”和“B 模式”可用于帮助阐明时间线 300 中示出的数据集类型。但是,应当意识到,其它实施例可通过额外的超声成像模式来获取数据。

[0038] 根据一实施例,先获取体积数据集 502。体积数据集 502 由包含整个心脏的体积的 B 模式数据组成。在获取体积数据集 502 之后,获取平面数据集 504。平面数据集 504 由平面的彩色流数据组成。在第一心动周期期间,交替获取 B 模式体积数据集(例如,体积数据集 502)和彩色流平面数据集(例如,平面数据集 504)。根据时间线 500 中示出的实施例,在第一心动周期期间获取 20 个 B 模式体积数据集和 20 个彩色流平面数据集。因此,在第一心动周期结束时,已在 20 个不同心动阶段为心脏获取了 B 模式数据。同样地,在 20 个不同心动阶段获取了彩色流平面数据。虽然图 4 中的实施例示出 20 个体积数据集和 20 个平面

数据集的获取,但是应当意识到其它实施例可在心动周期期间获取不同数量的数据集。获取每个彩色流体积数据集需要的时间也可影响单个心动周期期间获取的数据集的总数。例如,如果获取体积在大小上更大,则每个体积数据集可花费更长的时间获取。因此,可能只在第一心动周期期间获取更少的体积数据集。相反,如果获取体积在大小上更小,则可能在第一心动周期期间获取充分大于 20 个的体积数据集。

[0039] 在第二心动周期期间,获取体积数据集 506。体积数据集 506 由感兴趣体积的第一子体积的彩色流数据组成。在获取体积数据集 506 之后,获取平面数据集 508。平面数据集 508 由关于包含在平面数据集 504 中的相同平面的 B 模式数据组成。接着,可获取平面数据集 510。平面数据集 510 由关于包含在平面数据集 504 和 508 中的相同平面的彩色流数据组成。根据图 4 中示出的实施例,在第二心动周期的剩余期间、按照相同模式获取额外数据集。也就是说,按照这样的模式获取数据:第一子体积的彩色流体积数据集(例如,体积数据集 506),接着是 B 模式平面数据集(例如,平面数据集 508),接着是彩色流平面数据集(例如,平面数据集 510)。根据时间线 500 中描绘的实施例,此模式在第二心动周期期间重复 20 次。在第二心动周期结束时,已为第一子体积获取了第一子体积的 20 个彩色流体积数据集,例如体积数据集 506。另外,已获取了 20 个 B 模式平面数据集(例如,平面数据集 508)和 20 个额外的彩色流平面数据集(例如,平面数据集 510)。在第二心动周期期间,在获取体积数据的过程期间获取 B 模式平面数据和彩色流平面数据。应当注意,图 4 只示出将第一平面数据和第二平面数据的获取与体积数据的获取交错的一种方式。

[0040] 在第三心动周期期间,获取体积数据集 514。体积数据集 514 由感兴趣体积的第二子体积的彩色流数据组成。根据一实施例,第二子体积可包括患者心脏的大致一半,并且第一子体积和第二子体积的组合可涵盖整个患者心脏。在获取第一体积数据集 514 之后,获取平面数据集 516。平面数据集 516 可属于包含在第二心动周期期间获取的平面数据集中的相同平面。接着,获取平面数据集 518。平面数据集 518 由平面的彩色流数据集组成。根据图 4 中示出的实施例,在第三心动周期的剩余期间按照相同模式获取额外数据集。也就是说,按照这样的模式获取数据:第二子体积的彩色流体积数据集,(例如,体积数据集 514),接着是 B 模式平面数据集(例如,平面数据集 516),接着是彩色流平面数据集 518。根据时间线 500 中描绘的实施例,此模式在第三心动周期期间重复 20 次。因此,在第三心动周期期间,获取第一子体积的 20 个彩色流体积数据集,获取平面的 20 个 B 模式超声数据集,以及平面的 20 个彩色流超声数据集。

[0041] 根据一实施例,时间线 500 中示出的方法可在第三心动周期后重复多次第二心动周期和第三心动周期中示出的获取模式。例如,在第四心动周期期间,可按照与第二心动周期中相同的模式获取数据。然后,在第五心动周期期间,可按照与第三心动周期中相同的模式获取数据。因此,在多个心动周期后,该方法将在多个不同心动周期期间获取了第一子体积和第二子体积两者的多个彩色流体积数据集。另外,彩色流平面数据和 B 模式彩色流数据的获取将与彩色流体积数据的获取交错。

[0042] 仍参照图 4,处理单元 116(图 1 中示出)可基于第一心动周期期间获取的平面数据显示参考图像。参考图像可以是示出彩色流数据的平面的动态图像。在获取体积数据集的第一心动周期期间获取额外的平面数据集时,参考图像可实时更新。在第一心动周期期间,获取整个体积的 B 模式体积数据。在第一心动周期期间,可显示基于体积数据的动态 B

模式图像。本领域技术人员应当意识到,参考图像和基于体积数据的图像都可在获取额外的平面数据集和体积数据集时实时更新。用户可使用第一心动周期中从体积数据生成的图像和从平面数据生成的参考图像,以便确保探头适当放置以在后续心动周期期间捕捉需要的彩色流数据。如上所述,平面数据包含彩色流数据,这样用户能够将示出平面的彩色流数据的参考图像用作关于对感兴趣体积和探头的位置的进一步检查。

[0043] 第二心动周期期间获取的体积数据是第一子体积的彩色流数据。根据相对于图 4 描述的实施例,直到第三心动周期才获取第二子体积的体积数据。因此,至少需要两个心动周期才能获取整个心脏在全部二十个阶段的彩色流体积数据。为了改进流帧速率(容积率)或流质量,需要在显示彩色流图像之前的每个阶段获取 2 到 7 个彩色流体积数据集。但是,由于该方法在获取体积数据的过程期间获取彩色流平面数据和 B 模式平面数据,因此可显示 B 模式参考图像和彩色流参考图像。B 模式参考图像和彩色流参考图像均可以是实时更新的动态图像。操作员可使用参考图像在体积数据的获取期间验证探头位置,如上所述,这可能需要数个心动周期。如果探头不再正确定位,则操作员可通过检查参考图像获得实时反馈,而不是等待数个心动周期才发现获取的体积数据并不属于预计的成像目标。另外,操作员可拥有一般同时查看示出平面的 B 模式图像的参考图像和示出平面的彩色流图像的第二参考图像的优势。B 模式参考图像可更清晰地示出解剖结构,而彩色流图像可用于确保彩色流体积数据正在捕捉预计的流体移动。

[0044] 根据另一个实施例,可获取贯穿感兴趣体积的两个或更多不同平面的平面数据。例如,在获取体积数据的过程期间,可获取第一平面的第一平面数据和第二平面的第二平面数据。操作员可使用基于第一平面数据的第一参考图像和基于第二平面数据的第二参考图像,以便获得有关探头当前位置的额外观点。根据一实施例,第一平面可按照与第二平面一般垂直的角度部署。另外,第一参考图像和第二参考图像可在类似于常规双平面模式期间使用的双平面视图中显示。

[0045] 相对图 4 描述的方法包括分别作为第一超声成像模式和第二超声成像模式的 B 模式和彩色流。体积数据集和平面数据集均包括第一超声成像模式(即, B 模式),以及第二超声成像模式(即,彩色流)。其它实施例可包括 B 模式和彩色流之外的超声成像模式。

[0046] 应当意识到,其它实施例可使用与图 4 中所示不同的获取超声数据集的模式。例如,可按照较慢的速率或较快的速率获取平面数据集。只要参考图像以比从体积数据生成的图像更快的速率刷新,参考图像可有助于验证探头位置以便获取体积超声数据。另外,其它实施例可按照不同方式交错体积数据集和平面数据集的获取。

[0047] 本书面描述使用示例来公开本发明,其中包括最佳模式,并且还使本领域技术人员能够实践本发明,包括制作和使用任何装置或系统以及执行任何结合的方法。本发明可专利的范围由权利要求来定义,并且可包括本领域技术人员想到的其它示例。如果这类其它示例具有与权利要求的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的字面语言无实质差异的等效结构要素,则它们规定为在权利要求范围内。

[0048] 部件表

[0049] 图 1

[0050] 100 超声成像系统

[0051] 101 传送波束形成器

- [0052] 102 发射器
- [0053] 104 换能器元件
- [0054] 106 探头
- [0055] 108 接收器
- [0056] 110 波束形成器
- [0057] 115 用户界面
- [0058] 116 处理单元
- [0059] 118 显示器
- [0060] 120 存储器
- [0061] 122ECG
- [0062] 图 2
- [0063] 300 时间线
- [0064] 302 体积数据集
- [0065] 304 平面数据集
- [0066] 306 体积数据集
- [0067] 308 平面数据集
- [0068] 310 体积数据集
- [0069] 312 平面数据集
- [0070] 318 体积数据集
- [0071] 320 平面数据集
- [0072] 322 体积数据集
- [0073] 324 平面数据集
- [0074] 326 体积数据集
- [0075] 328 平面数据集
- [0076] 330 体积数据集
- [0077] 332 平面数据集
- [0078] 图 3
- [0079] 400 屏幕截图
- [0080] 402 图像
- [0081] 404 第一参考图像
- [0082] 406 第二参考图像
- [0083] 408 参考图标
- [0084] 410 第一平面
- [0085] 412 第二平面
- [0086] 图 4
- [0087] 500 时间线
- [0088] 502 体积数据集
- [0089] 504 平面数据集
- [0090] 506 体积数据集

- [0091] 508 平面数据集
- [0092] 510 平面数据集
- [0093] 512 体积数据集
- [0094] 514 平面数据集
- [0095] 516 平面数据集

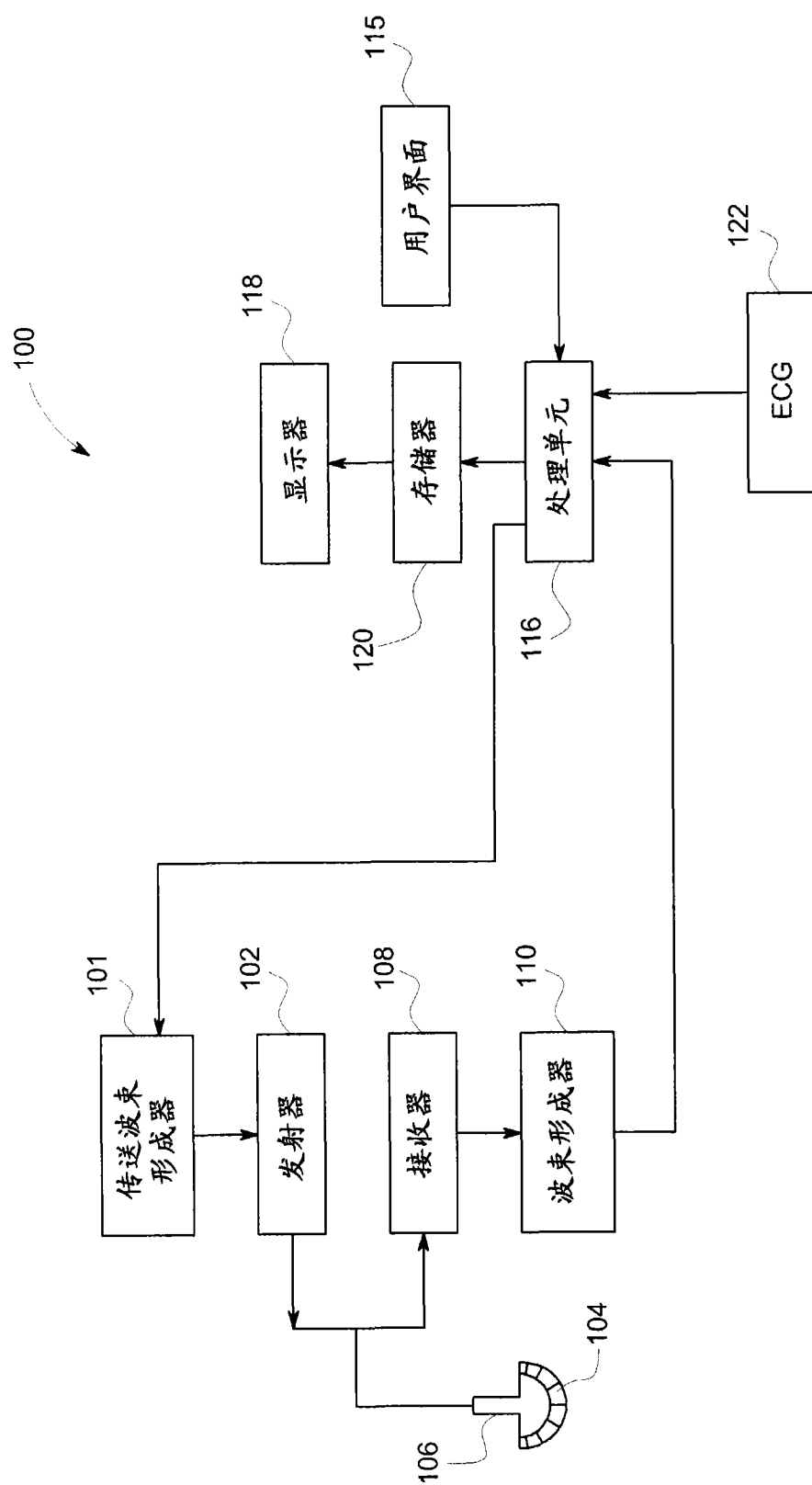


图 1

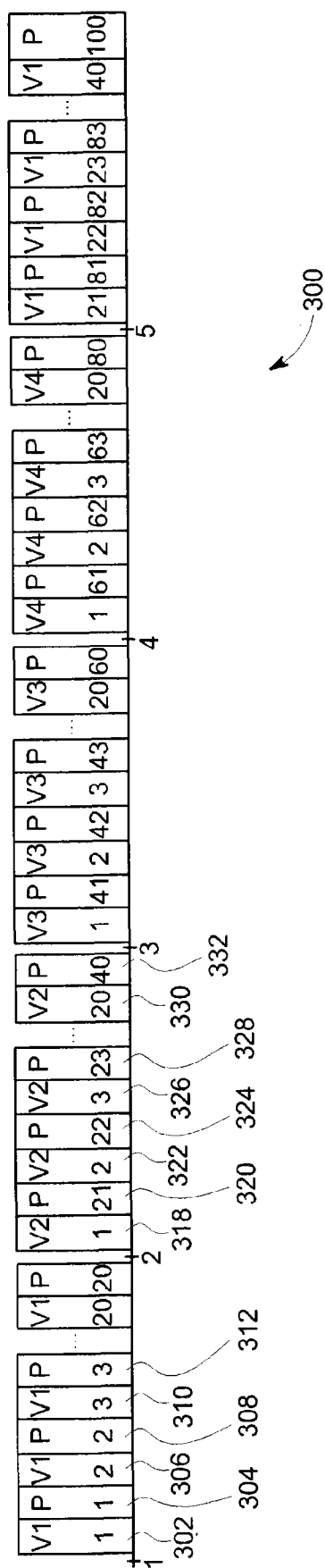


图 2

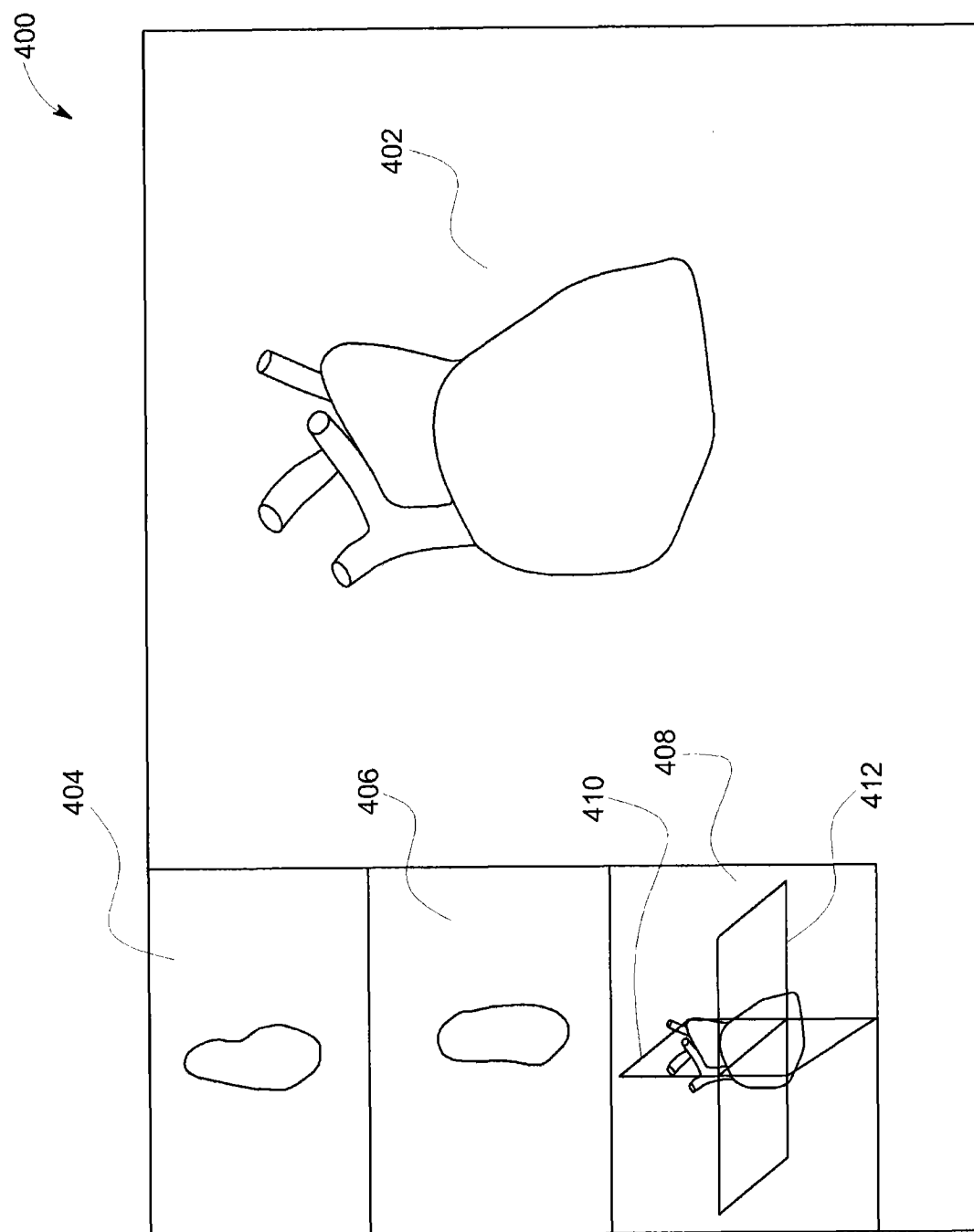


图 3

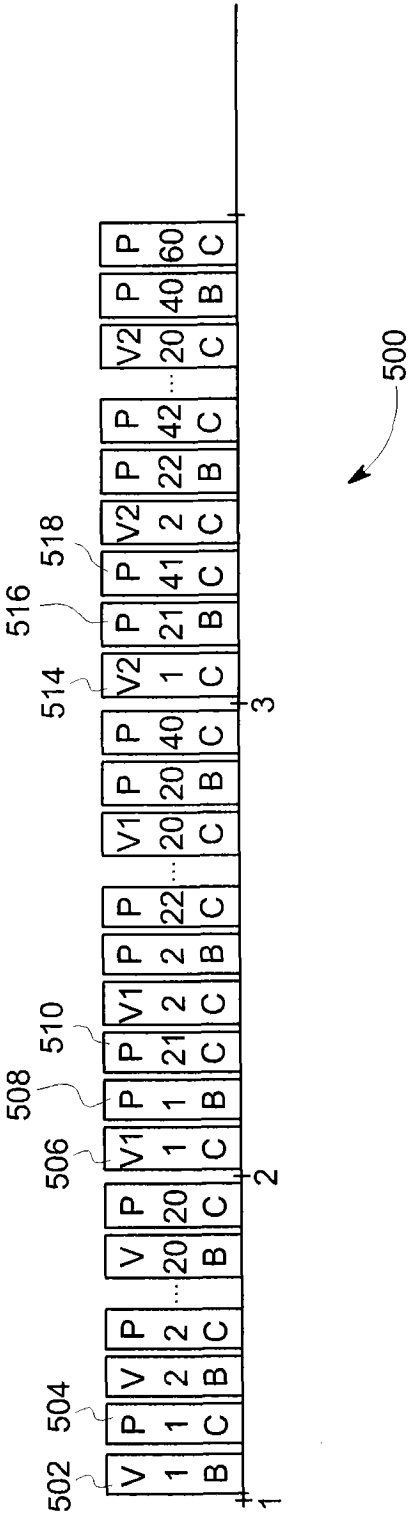


图 4

专利名称(译)	用于超声成像的系统和方法		
公开(公告)号	CN102462508A	公开(公告)日	2012-05-23
申请号	CN201110365515.8	申请日	2011-11-08
[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	GU豪根 K克里斯托弗森		
发明人	G· U· 豪根 K· 克里斯托弗森		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/145 A61B8/483		
优先权	12/941367 2010-11-08 US		
其他公开文献	CN102462508B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明名称为“用于超声成像的系统和方法”。一种超声成像系统(100)，包括：适于扫描感兴趣体积的探头(106)、显示器(118)以及与探头(106)和显示器(118)电子通信的处理单元(116)。处理单元(116)配置成控制探头(106)以获取感兴趣体积的体积数据。处理单元(116)配置成控制探头(106)以在获取体积数据的过程期间获取平面数据。处理单元(116)配置成在获取体积数据的过程期间在显示器(118)上显示参考图像(404)，参考图像(404)基于平面数据。处理单元(116)还配置成在显示器(118)上显示图像(402)，图像(402)基于体积数据。

