

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510091732.7

A61B 8/00 (2006.01)

G06T 17/00 (2006.01)

G06T 11/00 (2006.01)

G06T 13/00 (2006.01)

[43] 公开日 2006 年 3 月 22 日

[11] 公开号 CN 1748650A

[22] 申请日 2005.8.15

[21] 申请号 200510091732.7

[30] 优先权

[32] 2004. 8. 13 [33] US [31] 10/917749

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 R·Y·乔 S·C·米勒

[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

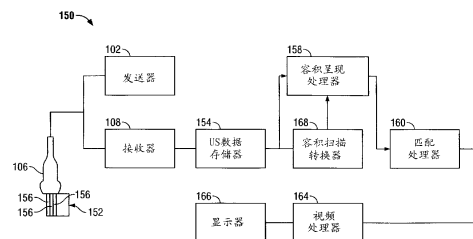
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 3 页

[54] 发明名称

用于扩展超声图像视域的方法和装置

[57] 摘要

提供了一种用于扩展医学成像系统(100)视域的方法和装置。该方法包括使用超声换能器(106)扫描目标物(200)的表面(402),以获得多个3-D容积数据集(408、410、414、418),该多个数据集中至少一个数据集具有该多个数据集中另一数据集重叠的部分(412、416、420),并且使用该重叠部分进行相邻3-D容积数据集的空间记录,生成全景的3-D容积图像。



1. 一种用于扩展医学成像系统(100)视域的方法,所述方法包括:

使用超声换能器(106)扫描目标物(200)的表面(402);

5 获得多个 3-D 容积数据集(408、410、414、418),该多个数据集中至少一个数据集具有与该多个数据集中另一数据集重叠的部分(412、416、420);并且

使用该重叠部分空间记录相邻 3-D 容积数据集,生成全景的 3-D 容积图像。

10 2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中扫描目标物表面包括扫描该目标物表面以获得目标物的多个 2-D 扫描平面。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中扫描目标物表面包括使用 2-D 阵列换能器扫描该目标物表面。

15 4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中扫描目标物表面包括跨过该目标物表面扫过超声换能器。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中扫描目标物表面包括手动跨过该目标物表面扫过超声换能器。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中扫描目标物表面包括在相对于初始的换能器位置进行扫描时,检测该超声换能器的移动。

20 7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中扫描目标物表面包括:

在显示器上视觉监测该扫描的质量;

如果该扫描至少一部分的质量低于如用户确定的阈值质量,则停止扫描;

对该扫描部分进行重新扫描;

25 重新记录该重叠的 3-D 数据集。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括使用每个 3-D 容积数据集的重叠部分的至少两个识别特征,对该多个 3-D 容积数据集邻近的数据集进行组合。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括使用由该多个 3-D 容积数据集中相邻的数据集的共同容积生成的至少一个 2-D 片层,对该多个 3-D 容积数据集中相邻的数据集进行组合。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,进一步包括从该多个 3-D 容积

数据集中相邻数据集的共同容积生成倾斜片层、恒定深度片层和 B-模式片层中的至少一个。

用于扩展超声图像视域的方法和装置

技术领域

- 5 本发明总体涉及超声系统，并且特别涉及在超声系统中用于获取和组合图像的方法和装置。

背景技术

- 传统的 2-D 超声扫描每次对目标物的单个图像片层进行捕获和显示。在扫描时超声探头的位置和定向决定了所成像的片层。例如，至少在一些已知的超声系统中，超声装置或者扫描器能够获取 2-D 图像并将其组合成一个全景图像。当前的超声系统也能够获取图像数据以创建 3-D 容积图像。3-D 成像可以便于显像 3-D 结构，3-D 中的显像比 2-D 片层更清晰，并且便于显像在体内不能由直接扫描得到的重定向片层，便于引导和/或计划侵入程序，例如，活组织切片检查、外科手术，以及和同事或患者之间对改进扫描信息进行的交流。

- 在给定容积内 3-D 超声图像可作为 2-D 图像的叠层获取。获取这样一叠 2-D 图像的示例方法是手动地将扫描探针扫过身体，以在该探针的每个位置获取 2-D 图像。该手动扫描可能持续几秒，所以该方法生成“静态”3-D 图像。因此，虽然 3-D 扫描成像体内的一个容积图像，但该容积是个有限容积，并且该图像是该容积的静态 3-D 表示。

发明内容

- 在一个实施例中，提供了一种用于扩展医学成像系统视域的方法和装置。该方法包括用超声换能器扫描目标物的表面，获得多个 3-D 容积数据集，该多个数据集中至少一个数据集含有与该多个数据集中另一数据集的重叠部分，并使用该重叠部分进行相邻 3-D 容积数据集的空间配准，生成全景的 3-D 容积图像。

- 在另一实施例中，提供一种超声系统。该超声系统包括容积渲染处理器，其配置成接收作为多个扫描平面、多条扫描线、以及容积数据集中至少之一获取的图像数据，和匹配处理器，其配置成实时组合投影容积以形成组合容积图像。

附图说明

图 1 为根据本发明一个示范实施例的超声系统的框图；

图 2 为根据本发明另一个示范实施例的超声系统的框图；

图 3 为根据本发明的一个示范实施例，由图 1 和图 2 系统获得的目标物的图像的透视图；以及

图 4 为根据本发明的各种实施例，采用阵列换能器生成全景 3-D 图像的示例扫描的透视图。

具体实施方式

在这里所用的术语“实时”定义为包括使用者可察觉的时间间隔，其有很少或者基本没有与其相关的延迟。例如，当使用获取的超声数据集进行的容积渲染被描绘成实时执行时，获取超声数据集和基于其显示该容积渲染之间的时间间隔可在短于大约一秒的范围内。这样减少了进行调节和示出该调节的显示之间的时间滞后。例如，一些系统典型的操作时间间隔大约为 0.10 秒。多于一秒的时间间隔也可以采用。

图 1 为根据本发明一个示范实施例的超声系统的框图。该超声系统 100 包括发送器 102，其驱动在换能器 106 内或者作为换能器一部分形成的元件 104（例如，压电晶体）的阵列，向身体或容积部分发射经过脉冲调制的超声信号。可以采用多种几何结构，以及提供一个或多个换能器 106 作为探针的一部分（未示出）。该脉冲调制的超声信号经过诸如血细胞或肌肉组织的密度界面和/或结构反向散射，产生回波返回到元件 104。该回波由接收器 108 接收并被提供给射束形成器 110。该射束形成器在所接收的回波上完成射束的形成，并输出射频信号。然后射频处理器 112 对该射频信号进行处理。该射频处理器 112 可包括复合解调器（未示出），其对射频信号进行解调以形成表示回波信号的 IQ 数据对。然后该射频或 IQ 信号数据可直接传送到用于储存的 RF/IQ 缓冲器 114（例如，暂存器）。

该超声系统 100 也包括信号处理器 116，以处理获取的超声信息（即，射频信号数据或者 IQ 数据对），并准备帧结构的超声信息在显示系统 118 上进行显示。该信号处理器 116 适合根据所获取的超声信息的多种可选择的超声模态进行一种或多种处理操作。获取的超声信息可以在扫描期间随着回波信号的接收进行实时处理。另外地或者替换地，该超声信息可在扫描期间暂存在 RF/IQ 缓冲器 114 中，并在达不到实时在线或离线操作中进行处理。

该超声系统 100 可以以超出每秒 20 帧的帧速连续地获取超声信息，该帧速近似于人眼的感知速率。所获取的超声信息可以以更慢的帧速在显示系统 118 上进行显示。可以包括图像缓冲器 122，用以储存所获超声信息经过处理但未立刻安排显示的帧。在一个示范实施例中，图像缓冲器 122 具有足够容量以储存至少数秒时间的超声信息帧。该超声信息帧可根据其顺序或者获取时间进行储存，以便于对其进行检索。该图像缓冲器 122 可包括任何一种已知的数据存储介质。

用户输入设备 120 可以用于控制超声系统 100 的操作。该用户输入设备 120 可以是任何一种适当的设备和/或用户界面，用于接收用户输入，以控制诸如在扫描中所采用的扫描类型或者换能器类型。

图 2 为根据本发明另一个示范实施例的超声系统的结构图。该系统包括连接于发送器 102 和接收器 108 上的换能器 106。换能器 106 发送超声脉冲，并接收来自于被扫描的超声容积的 410 内部结构的回波（如图 4 所示）。存储器 154 储存来自接收器 108 得自被扫描超声容积 410 的超声数据。容积 410 可由多种技术获得（例如，3-D 扫描、实时 3-D 成像、容积扫描、具有定位传感器的元件阵列的 2-D 扫描、使用 Voxel 相关技术的徒手扫描、和/或 2-D 或矩阵阵列换能器）。

当扫描一容积时，换能器 106 可以线性或弓形移动，以获得全景的 3-D 图像。随着换能器 106 的移动，在每一线性或弓形位置该换能器 106 获得多个扫描平面 156。扫描平面 156 可储存在存储器 154 中，然后传送到容积渲染处理器 158。容积渲染处理器 158 可以直接接收 3-D 图像数据集。可替换地，扫描平面 156 从存储器 154 传送到容积扫描转换器 168 用于处理例如进行几何变换，然后再传送到容积渲染处理器 158。由容积渲染处理器 158 对 3-D 图像数据集和/或扫描平面 156 进行处理后，该数据集和/或扫描平面 156 可被传送到匹配处理器 160，并组合生成组合的全景容积，该组合全景容积被传送到视频处理器 164。应该理解的是，该容积扫描转换器 168 可合并并在容积渲染处理器 158 中。在一些实施例中，换能器 106 可获得扫描线，以替代扫描平面 156，并且存储器 154 可储存由换能器 106 所得的扫描线，而非扫描平面 156。容积扫描转换器 168 可处理由换能器 106 所得的扫描线，而非扫描平面 156，并且也可以创建传送到容积渲染处理器 158 中的数据片层。容积渲染处理器 158 的输出被传送到匹配处理器

160、视频处理器 164 以及显示器 166。容积渲染处理器 158 可以直接接收扫描平面、扫描线，和/或容积图像数据，或可通过容积扫描转换器 168 接收扫描平面、扫描线，和/或容积图像数据。匹配处理器 160 处理该扫描平面、扫描线，和/或容积数据，以确定共同的数据特征，
5 并将基于该共同的数据特征的 3-D 容积组合成实时全景图像数据集，其可被显示和/或被进一步处理，以利于识别目标物 200 内的结构（如图 3 所示），更多细节在此描述。

每一回波信号采样（Voxel）的位置根据几何精确度（也就是，从一个 Voxel 到下一个的距离）和超声响应（和由超声响应得到的导出值）进行定义。适当的超声响应包括灰度值、色流值，以及血管
10 （angio）或身体机能（power）多普勒信息。

系统 150 可以在不同的、重叠的位置获得两个或更多静态容积，然后将其组合成组合容积。例如，在第一位置获得第一静态容积，然后换能器 106 被移至第二位置，并获得第二静态容积。可替换地，该
15 扫描可以由每秒可获取多于二十个容积的机械或电子装置自动执行。该方法生成“实时”3-D 图像。一般地，实时 3-D 图像其用途多于静态 3-D 图像，因为可以对移动中的结构进行成像，并且可正确记录其空间维数。

图 3 为根据本发明的一个示范实施例的图 1 和图 2 系统获得的目标物的图像的透视图。目标物 200 包括由多个扇区所确定的容积 202，
20 其扇区形状为带有相互以角度 208 分开的径向边界 204 和 206 的横截面。换能器 106（如图 1 和 2 所示）电子聚焦，且指示超声纵向发射，在每个扫描平面 156 沿邻近的扫描线进行扫描（如图 2 所示），以及电子或机械聚焦，且指示超声横向发射，以扫描相邻的扫描平面 156。
25 扫描平面 156 由换能器 106 获得，如图 1 所示，并被储存在存储器 154 中，并且是通过容积扫描转换器 168 由球形坐标变为直角坐标的扫描。包括多个扫描平面 156 的容积从容积扫描转换器 168 中输出，并作为渲染区域 210 储存在片层存储器中（未示出）。在片层存储器中的渲染区域 210 由多个邻近的扫描平面 156 形成。

30 换能器 106 在获取图像时可以以恒定速度平移，所以各个扫描平面 156 相对于早些所得扫描平面 156 未被横向伸展或压缩。最好换能器 106 在单个平面内移动，使得从每个扫描平面 156 到下个扫描平面

具有高的相关性。然而，在不规则体表面上进行手动扫描会导致背离这两个理想条件中的一个或两个。自动扫描和/或运动检测和 2-D 图像连接可以减少手动扫描的不理想的情况/效果。

渲染区域 210 可由操作者使用用户界面或输入限定其大小以具有片层厚度 212、宽度 214 和高度 216。容积扫描转换器 168（如图 2 所示）可由片层厚度设置控制（未示出）来控制，以调整片层 222 的厚度参数形成理想厚度的渲染区域 210。渲染区域 210 限定被扫描的超声容积 410 中容积被渲染的部分（如图 4 所示）。容积渲染处理器 158 访问片层存储器，并沿渲染区域 210 的片层厚度 212 进行渲染。容积渲染处理器 158 可配置成根据用户通过用户输入 120 所选的渲染参数对三维表示的图像数据进行渲染。

操作过程中，预定义的基本上恒定厚度的片层（也可称为渲染区域 210）由片层厚度设置控制来确定，并在容积扫描转换器 168 中进行处理。该表示渲染区域 210 的回波数据（如图 3 所示）可以储存在片层存储器中。预定义的厚度典型值在大约 2mm 至大约 20mm 之间，然而，少于约 2mm 或者大于约 20mm 的厚度依据应用和被扫描区域的大小也可能适合。该片层厚度设置控制可以包括控制构件，例如带分立或连续厚度设置的旋钮。

容积渲染处理器 158 将渲染区域 210 投射到片层 222 的图像部分 220 上（如图 3 所示）。在容积渲染处理器 158 完成处理后，图像部分 220 的像素数据可以由匹配处理器 160、视频处理器 164 处理，然后将其显示在显示器 166 上。渲染区域 210 可以定位在任何位置，或者朝容积 202 中的任何方向定向。在一些情形中，依据被扫描区域的大小，渲染区域 210 仅为容积 202 的一小部分更为有利。可以理解的是，这里公开的容积渲染可以是基于梯度的容积渲染，其例如使用 3-D 超声数据组的周围环境、扩散以及反射元件来渲染该容积。也可以使用其它元件。还可以理解的是，该容积渲染可以包括为器官外部一部分或器官的内部结构的一部分的表面。例如，对于心脏，被渲染的容积可以包括心脏的外表面或该心脏的内表面，其中例如，导管通过动脉导到该心脏的腔室。

图 4 为根据本发明的各种示范实施例，采用阵列换能器 106 生成全景 3-D 图像的示范扫描 400 的透视图。阵列换能器 106 包括元件 104

和示出为目标物 200 的表面 402 相接触。为扫描目标物 200，阵列换能器 106 以方向 404 扫过表面 402。随着阵列换能器 106 在方向 404 上移动（例如，X 方向），就获得连续片层 222，每个片层在方向 404 上相对在先片层 222 有少许位移（作为该阵列换能器 106 运动速度和该图像获取率的函数）。计算连续片层 222 之间的位移量，并对片层 222 进行记录，在该位移的基础上组合片层 222 生成 3-D 容积图像。

换能器 106 可以获得连续的容积，包括在深度方向 406（例如，z-方向）上的 3-D 容积数据。换能器 106 可以是带有摆动元件 104 或可以被电气控制的元件阵列 104 的机械换能器。虽然图 4 所示的扫描序列表示使用线性换能器 106 所获的扫描数据，也可以使用其它类型的换能器。例如，换能器 106 可以是 2-D 阵列换能器，由用户移动以获得上述连续的容积。换能器 106 也可以机械式扫描或者平移跨过表面 402。随着换能器 106 的平移，所收集数据的超声图像显示给用户，以便可以监测扫描过程和质量。如果该用户确定其扫描的一部分质量不够，该用户可以停止扫描，可选择地移除或擦除对应于所要替换的扫描部分的数据。当重新开始该扫描时，系统 100 可以以仍然保存在存储器中的容积自动检测和重新记录新获得的扫描容积数据。如果系统 100 不能重新记录该引入的图像数据，并将该数据储存在存储器中，例如如果该扫描没有重新开始，以至于存储器中的数据和新获得的数据之间有重叠，系统 100 可以在显示器 166 上识别该未记录部分，和/或启动可听和/或视觉警报。

换能器 106 获得第一容积 408。随着数据容积的获得，换能器 106 可以由用户以恒定或可变速度在方向 404 上沿表面 402 移动。获得下一容积的位置基于获取的帧速率和换能器 106 的物理移动而定。然后换能器 106 获得第二容积 410。容积 408 和 410 包括共同区域 412。共同区域 412 包括表示目标物 200 内相同范围的图像数据，然而，由于关于 x、y、z 方向以不同角度和不同位置对共同区域 412 进行扫描，所获的容积 410 的数据具有关于容积 408 数据不同的坐标。第三容积 414 可被获得，并包括与容积 410 共有的共同区域 416。第四容积 418 可被获得，并包括与容积 414 共有的共同区域 420。这些容积获取处理可以按要求或需要继续（例如，基于所感兴趣的视域）。

每一容积 408-418 都有外界，其相应于换能器 106 的扫描边界。

该外界可以描述为最大仰角、最大方位角和最大深度。该外界例如可以通过改变诸如传送频率、帧速率和聚焦地带的扫描参数，在预定限制内进行修正。

5 在一个可替换的实施例中，目标物 200 的一系列容积数据集可以在一系列的各自时间获取。例如，系统 150 每 0.05 秒可以获取一个容积数据集。随着实时所获得的容积数据集，可以将其储存用于以后的检查和/或查看。

10 超声系统 150 可以显示所获得的包括在 3-D 超声数据集中的图像数据的视图。该视图可为诸如目标物 200 中组织的片层。例如，系统 150 能够提供通过目标物 200 的一部分的片层视图。系统 150 能够通过从属于目标物 200 可选区域的 3-D 超声数据集中选择图像数据而提供视图。

15 需要注意的是，该片层可以是，例如任何取向的目标物 200 的倾斜片层、恒定深度片层、B-模式片层或其它横截面。例如，该片层可以在目标物 200 中以可选角度倾斜或翘起。

在超声图像系统中便于显示成像数据的装置和方法的示范实施例如上所详述。在扫描和连接 2-D 图像片层和 3-D 图像容积过程中检测运动的技术效果是允许容积显像大于可直接生成的容积图像。实时将 3-D 图像容积连接成全景 3-D 图像容积有利于管理用于显示被扫描目
20 标物所感兴趣区域的图像数据。

可以认识到，虽然所述实施例中的系统包括诸如由计算机或基于处理器的控制系统执行的软件的经过编程的硬件，但是可以采取其它形式，包括硬布线的硬件配置、以集成电路形式制造的硬件、固件。应该理解的是，所公开的匹配处理器可以体现在硬件设备中，或者体
25 现在可在超声系统内专用或共用处理器上执行的软件程序中或者可以耦合到超声系统。

上述方法和装置提供了经济而又可靠的装置，便于使用全景技术实时查看 2-D 和 3-D 的超声数据。更确切地，该方法和装置有利于改善多维数据的显像。因此，这里所描述的方法和装置便于以经济而有
30 可靠的方式操作多维超声系统。

超声成像系统的示范实施例如上所详述。然而，该系统并不限于这里所描述的具体实施例，并且，每个系统的元件可以独立利用，并

与这里所描述的其它元件分开利用。每个系统元件也能够与其它系统元件组合使用。

虽然根据各种具体实施例描述了本发明，本领域熟练技术人员可以认识到本发明在权利要求书的精神和范围内可进行修改。

零件目录表

	成像装置 100
	发送器 102
5	元件 104
	换能器 106
	接收器 108
	射束形成器 110
	射频处理器 112
10	RF/IQ 缓冲器 114
	信号处理器 116
	显示系统 118
	输入装置 120
	图像缓冲器 122
15	超声系统 150
	存储器 154
	扫描平面 156
	存储器 154
	容积渲染 (rendering) 处理器 158
20	处理器 160
	视频处理器 164
	显示器 166
	容积扫描转换器 168
	目标物 200
25	容积 202
	边缘 204
	边缘 206
	角度 208
	渲染 (rendering) 区域 210
30	片层厚度 212
	宽度 214
	高度 216

	图像部分	220
	片层	222
	扫描	400
	表面	402
5	方向	404
	方向	406
	容积	408
	容积	410
	共同区域	412
10	容积	414
	共同区域	416
	容积	418
	共同区域	420

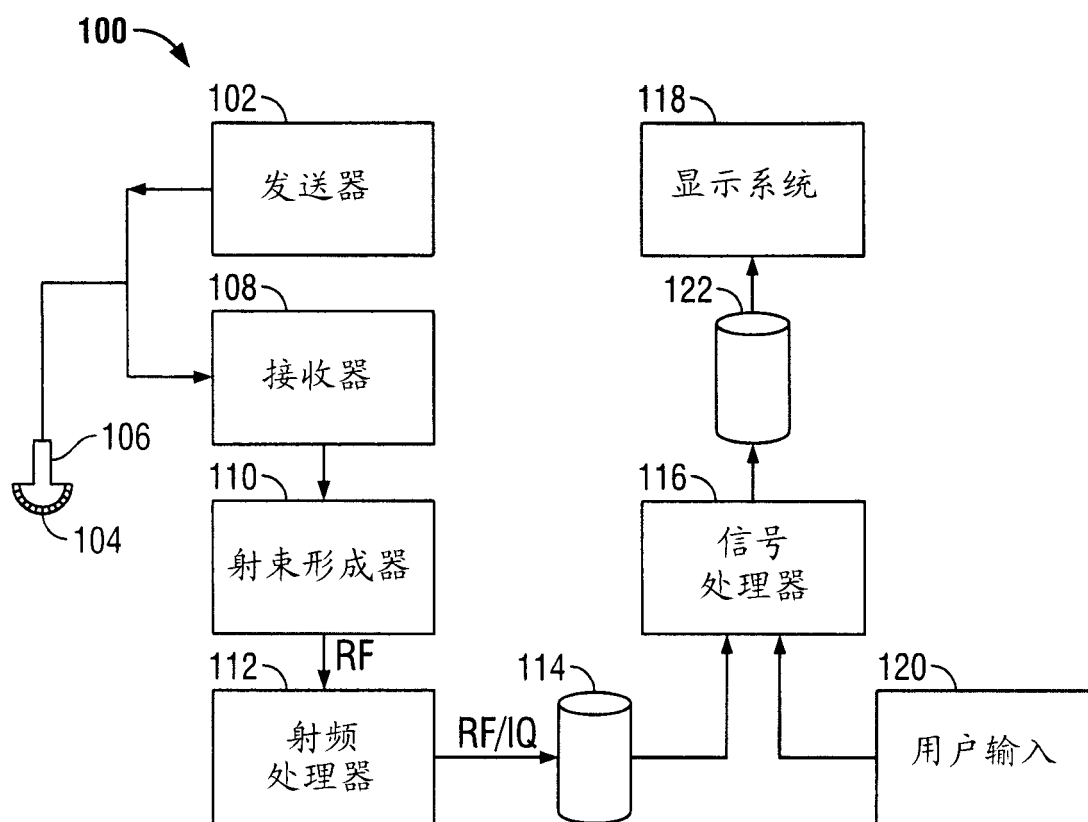


图 1

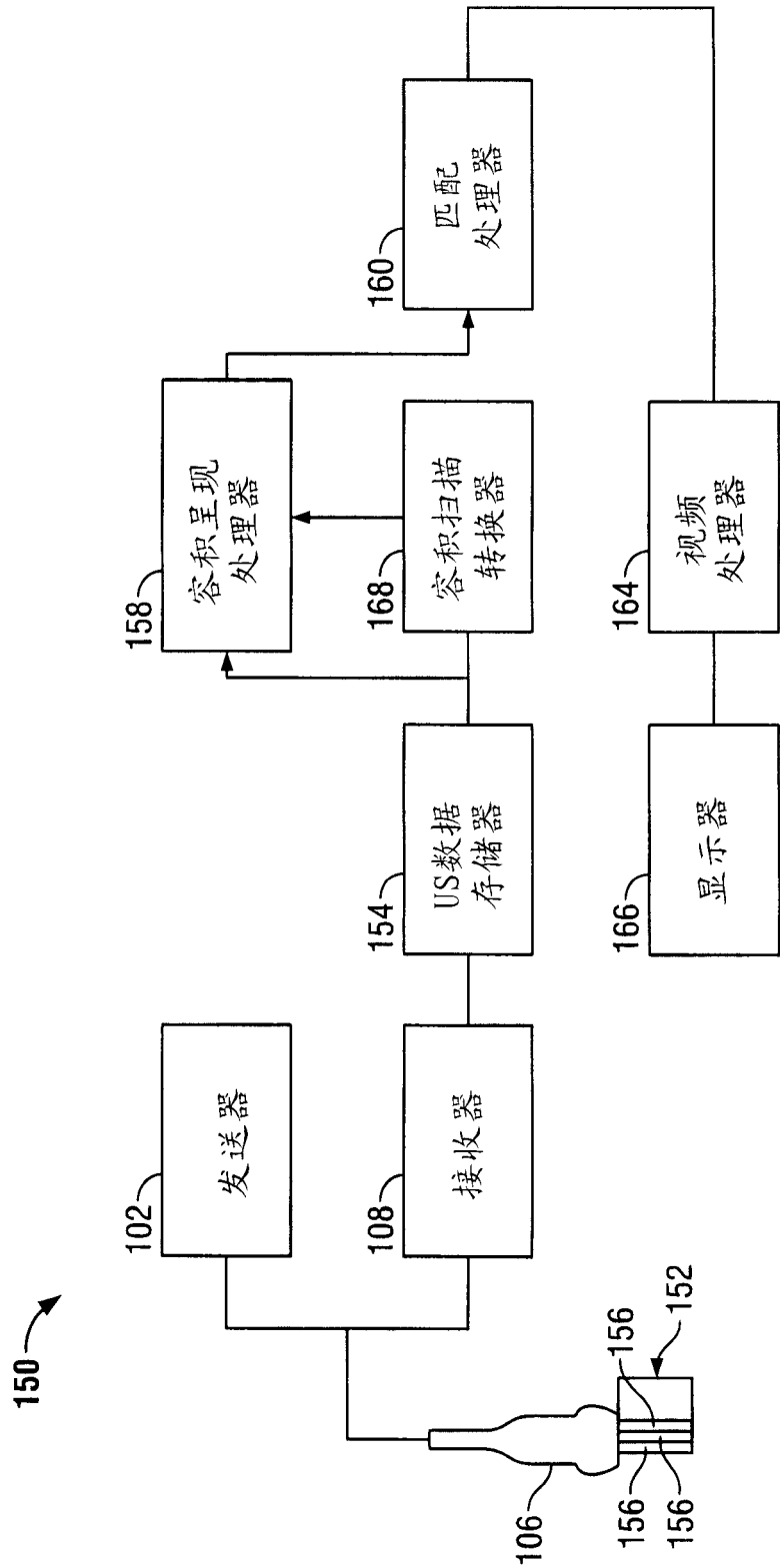


图 2

专利名称(译)	用于扩展超声图像视域的方法和装置		
公开(公告)号	CN1748650A	公开(公告)日	2006-03-22
申请号	CN200510091732.7	申请日	2005-08-15
[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	RY乔 SC米勒		
发明人	R·Y·乔 S·C·米勒		
IPC分类号	A61B8/00 G06T17/00 G06T11/00 G06T13/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/483		
代理人(译)	张雪梅		
优先权	10/917749 2004-08-13 US		
其他公开文献	CN1748650B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于扩展医学成像系统(100)视域的方法和装置。该方法包括使用超声换能器(106)扫描目标物(200)的表面(402)，以获得多个3 - D容积数据集(408、410、414、418)，该多个数据集中至少一个数据集具有该多个数据集中另一数据集重叠的部分(412、416、420)，并且使用该重叠部分进行相邻3 - D容积数据集的空间记录，生成全景的3 - D容积图像。

