

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780001531.0

[43] 公开日 2009年2月4日

[11] 公开号 CN 101360457A

[22] 申请日 2007.1.5

[21] 申请号 200780001531.0

[30] 优先权

[32] 2006.5.1 [33] US [31] 11/415,587

[86] 国际申请 PCT/US2007/000367 2007.1.5

[87] 国际公布 WO2007/133296 英 2007.11.22

[85] 进入国家阶段日期 2008.6.6

[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 L·隋 A·蒂鲁马莱

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 卢江 刘春元

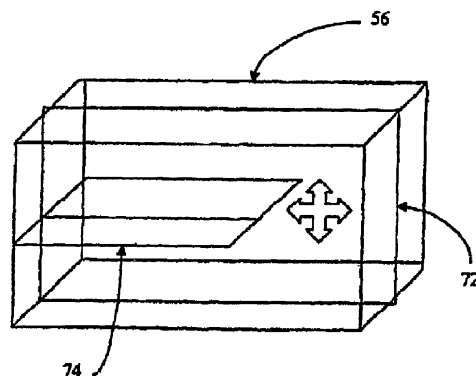
权利要求书3页 说明书15页 附图2页

[54] 发明名称

扩展体积超声数据显示和测量

[57] 摘要

为扩展视野成像或处理提供三维超声数据采集。利用二维处理确定两个或多个三维体积(40, 42)的相对位置。例如,沿着两个不平行平面(72, 74)的位置之差被确定。通过组合两个差的矢量,三维体积(40, 42)的相对位置被确定。其他特征包括根据两个或多个体积的相对位置计算值,例如体积或距离,在不必要形成三维扩展视野的情况下根据相对位置产生(38)二维扩展视野或多平面重构,并且考虑生理阶段用于确定(34)相对位置或组合(36)表示不同体积的数据。



1. 一种用于三维超声数据采集的方法，所述方法包括：

利用体积成像换能器（14）获取（34）患者的分别表示第一和第二三维体积（40，42）的第一和第二超声数据集，第一三维体积（40）与第二三维体积（42）交叠但是不同于第二三维体积（42）；

确定（34）第一和第二三维体积（40，42）的相对位置，并根据相对位置计算值。

2. 权利要求 1 的方法，进一步包括：

根据相对位置将来自第一集的超声数据与来自第二集的超声数据组合（36），和

响应于所组合的超声数据产生（38）三维表示图像，其中三维表示图像表示第一和第二三维体积（40，42）两者，包括第一三维体积（40）的处于第二三维体积（42）之外的至少第一部分和第二三维体积（42）的处于第一三维体积（40）之外的至少第二部分。

3. 权利要求 1 的方法，其中获取（32）包括：无约束地在与第一三维体积（40）相关联的第一位置和与第二三维体积（42）相关联的第二位置之间移动体积成像换能器（14）。

4. 权利要求 1 的方法，其中计算值包括：为不完全处于第一或第二三维体积（40，42）内的区域计算体积值。

5. 权利要求 1 的方法，其中计算值包括：根据从不处于第二三维体积（42）内的第一点至不处于第一三维体积（40）内的第二点的距离来计算。

6. 权利要求 1 的方法，其中确定（34）相对位置包括：根据第一和第二集的超声数据部分或与第一和第二集分离的超声数据部分来确定（34）。

7. 权利要求 6 的方法，其中确定（34）包括：根据沿着两个非平行的两维平面（72，74）的跟踪来确定（34）第一和第二三维体积（40，42）的相对位置。

8. 权利要求 1 的方法，其中确定（34）相对位置包括：相对于生理周期来确定（34）。

9. 权利要求 1 的方法，进一步包括：根据相对位置从第一和第二集的超声数据中产生（38）两维扩展视野图像。

10.一种用于三维超声数据采集的方法，所述方法包括：

利用体积成像换能器（14）获取（32）患者的分别表示第一和第二三维体积（40，42）的第一和第二超声数据集，第一三维体积（40）与第二三维体积（42）交叠但是不同于第二三维体积（42）；

利用至少两个两维相对位置确定（34）第一和第二三维体积（40，42）的第一相对位置。

11.权利要求10的方法，其中确定（34）包括：

沿着第一两维平面确定第一和第二三维体积（40，42）的第二相对位置；

沿着第二两维平面确定第一和第二三维体积（40，42）的第三相对位置，第二两维平面不平行于第一两维平面；和

根据第一和第二相对位置确定第一和第二三维体积（40，42）的第一相对位置。

12.权利要求11的方法，其中确定第二和第三相对位置包括：利用垂直于第二两维平面的第一两维平面来确定，第一和第二两维平面（72，74）中的至少一个延伸到第一和第二体积中。

13.权利要求12的方法，其中第一两维平面（72）沿着仰角方向并且第二两维平面（74）沿着相对于体积成像换能器（14）的横向。

14.权利要求11的方法，其中第一和第二两维平面（72，74）基本上通过第一体积（40）中的中心深度轴。

15.权利要求10的方法，其中确定（34）第一相对位置包括：根据第一和第二集的超声数据部分或与第一和第二集分离的超声数据部分来确定（34）。

16.权利要求10的方法，进一步包括：

根据第一相对位置计算值。

17.权利要求10的方法，进一步包括：

根据第一相对位置将来自第一集的超声数据与来自第二集的超声数据组合（36）；和

响应于所组合的超声数据产生（38）三维表示图像，其中三维表示图像表示第一和第二三维图像（40，42）两者，包括第一三维体积（40）的处于第二三维体积（42）之外的至少第一部分和第二三维体积（42）的处于第一三维体积（40）之外的至少第二部分。

18.权利要求 10 的方法，其中确定 (34) 第一相对位置包括：相对于生理周期来确定 (34)。

19.权利要求 10 的方法，进一步包括：根据第一相对位置从第一和第二集的超声数据中产生 (38) 两维扩展视野图像。

20.一种用于扩展视野处理的三维超声数据采集系统，所述系统包括：

体积成像换能器 (14)，其可操作用以获取患者的分别表示第一和第二三维体积 (40, 42) 的第一和第二超声数据集，第一三维体积 (40) 与第二三维体积 (42) 交叠但不同于第二三维体积 (42)；和处理器 (20)，其可操作用以分别沿着第一和第二三维平面 (72, 74) 确定第一和第二三维体积 (40, 42) 的第一和第二相对位置。

21.权利要求 20 的系统，其中体积成像换能器 (14) 包括可操作用以利用在两个维度上可导引的扫描线来扫描的多维阵列或者可操作用以利用在两个维度上可导引的扫描线来扫描的摆动器换能器。

22.一种用于三维超声数据采集的方法，所述方法包括：

利用体积成像换能器 (14) 获取 (32) 患者的分别表示第一和第二三维体积 (40, 42) 的第一和第二超声数据集，第一三维体积 (40) 与第二三维体积 (42) 交叠但不同于第二三维体积 (42)；和

相对于生理周期确定 (34) 第一和第二三维体积 (40, 42) 的相对位置。

23.一种用于三维超声数据采集的方法，所述方法包括：

利用体积成像换能器 (14) 获取 (32) 患者的分别表示第一和第二三维体积 (40, 42) 的第一和第二超声数据集，第一三维体积 (40) 与第二三维体积 (42) 交叠但不同于第二三维体积 (42)；和

确定 (34) 第一和第二三维体积 (40, 42) 的相对位置；和

根据相对位置从第一和第二集的超声数据中产生 (38) 两个或多个两维扩展视野图像。

24.权利要求 23 的方法，其中产生 (38) 包括：产生 (38) 多平面重构视图。

扩展体积超声数据显示和测量

背景技术

本实施例涉及三维成像。尤其，提供患者的大的或细长的区域的三维超声成像。

商业可用的超声系统执行三维（3D）和四维（4D）体积成像。一些3D和4D超声系统使用一维换能器来在给定的平面中扫描。换能器无约束地被平移或移动到不同的位置，从而产生一堆具有不同相对空间关系的平面来表示患者的体积区域。然而，相对位置信息和相关联的数据对准与使用多维或摆动器换能器（wobbler transducer）的扫描相比可能不精确。

利用诸如多维阵列或摆动器换能器的体积成像换能器，超声能量在体积区域内或在患者内的多过两维平面的区域内沿着扫描线被发射和接收。对于某些应用，换能器几何形状将扫描仅局限于所期望体积的一部分。对于扩展的对象，例如肝脏或胎儿，换能器仅仅扫描解剖特征的一部分。

已经提议了扩展视野3D和4D成像。参见美国专利申请号2005/0033173，其公开在此通过引用被纳入。表示不同体积的两个或多个数据集被组合在一起用于成像。体积的相对位置从感测换能器位置或数据处理中来确定。

发明内容

通过介绍，下面所述的优选实施例包括三维超声数据采集的方法和系统用于扩展视野三维处理或成像。两个或多个三维体积的相对位置利用两维处理来确定。例如，沿着两个不平行平面的位置的差被确定。通过组合两个差的矢量，三维体积的相对位置被确定。其他特征包括：根据两个或多个体积的相对位置计算值，例如体积或距离，在不形成三维扩展视野的情况下根据相对位置来产生两维扩展视野或多平面重构，并且考虑生理阶段用于确定相对位置或组合表示不同体积的数据。所述特征中的任何一个或所述特征中的两个或多个的组合可以被使用。

在第一方面，提供一种用于三维超声数据采集的方法。患者的分

别表示第一和第二三维体积的第一和第二超声数据集利用体积成像换能器来获取。第一三维体积与第二三维体积交叠但不同于第二三维体积。确定第一和第二三维体积的相对位置。根据相对位置来计算值。

在第二方面，提供一种用于三维超声数据采集的方法。患者的分别表示第一和第二三维体积的第一和第二超声数据集利用体积成像换能器获得。第一三维体积与第二三维体积交叠但是不同于第二三维体积。第一和第二三维体积的第一相对位置利用至少两个一维和/或两维相对位置来确定。

在第三方面，提供三维超声数据采集系统用于扩展视野处理。体积成像换能器可操作用以获得患者的分别表示第一和第二三维体积的第一和第二超声数据集。第一三维体积与第二三维体积交叠但是不同于第二三维体积。处理器可操作用以分别沿着第一和第二两维平面确定第一和第二三维体积的第一和第二相对位置。

在第四方面，提供一种用于三维超声数据采集的方法。患者的分别表示第一和第二三维体积的第一和第二超声数据集利用体积成像换能器来获得。第一三维体积与第二三维体积交叠但是不同于第二三维体积。第一和第二三维体积的与生理周期有关的相对位置被确定。

在第五方面，提供一种用于三维超声数据采集的方法。患者的分别表示第一和第二三维体积的第一和第二超声数据集利用体积成像换能器来获得。第一三维体积与第二三维体积交叠但是不同于第二三维体积。来自第一和第二集的超声数据的一个或多个两维扩展视野图像根据相对位置来产生。

本发明通过下面的权利要求来限定并且该部分中没有什么应被看作是对所述权利要求的限制。下面结合优选实施例来论述本发明的其他方面和优点。

附图说明

附图中的组件不必要按比例，而是将重点放在说明本发明的原理。而且，在附图中，同样的附图标记在不同的视图中标识相应的部分。

图1是用于三维成像的超声系统的一个实施例的框图；

图2是表示扩展视野三维成像的一个实施例的流程图；

图3是示出在平移换能器时获取两个体积的一个实施例的的图形表示；

图4是在一个实施例中扩展视野体积的图形表示；

图5是与三维体积有关的两维平面的图形表示。

具体实施方式

一维或两维相关、跟踪或其他位置确定过程确定三维体积的相对位置。两维处理可能比三维相关或跟踪在计算上更有效。通过沿着不同的轴或两维平面执行一维或两维相关，可以决定两个或多个自由度。两个两维平面可被用于决定六个自由度：三维平移和旋转。

一维或两维位置处理的精确性可以导致三维的扩展视野，从而提供精确的计算。确定与生理周期的相同部分相关联的数据的相对位置可以提供更大的精确性。相对位置被用于形成三维扩展视野和/或用于从两个或多个体积中形成两个或多个两维扩展视野。三维扩展视野可允许对体积的更长、更复杂、更完善和/或更彻底的飞越(fly-through)成像。

图1示出用于三维或四维处理的医疗诊断超声成像系统10的框图。三维处理包括：确定相对位置，计算值，或产生图像。三维成像在给定时间提供与患者的平面区域相对的体积区域的表示。四维成像根据时间提供三维体积的表示，例如用以显示在体积内特征的运动。系统10包括用于三维处理或成像的现在公知的或以后开发的超声系统或工作站中的任何一个。

系统10包括发射波束成形器12、体积成像换能器14、接收波束成形器16、图像处理器18、3D处理器20、存储器22和显示器24。另外，不同的或较少的组件可以被提供。例如，在无发射波束成形器12、换能器14、接收波束成形器16和/或图像处理器18的情况下，从存储装置获取超声数据用于在3D处理器20中处理。作为另一例子，在无波束成形器12、14的情况下可以使用平面波成像。

发射波束成形器12包括存储器、延迟、放大器、波形发生器、振荡器、滤波器、调制器、模拟设备、数字设备和用于在不同的信道中产生多个波形的其组合。波形分别为一维或两维电子导引(steering)

(例如在平面内的导引或在体积或多个平面内的导引)相对彼此被变迹(apodized)并且被延迟。全采样或稀少的采样可以被提供，从而导致为任何给定的扫描线产生较大或较少数量的波形。发射波束成形器12将发射波形施加给体积成像换能器14。

体积成像换能器14是多维阵列，例如二维阵列或 $N \times M$ 元素的其他阵列，其中 N 和 M 均大于1。通过具有元素的多维阵列，体积成像换能器14可操作用于利用在两个维度上可电子导引的扫描线来扫描，例如扫描沿着三个维度中的任何一个延伸的体积。由于在两个维度上沿着扫描线扫描，多个体素沿着任何给定的方位(azimuth)、仰角(elevation)和量程(range)维度被提供，从而产生体积表示或扫描。

在另一实施例中，体积成像换能器14是摆动器换能器。任何现在公知的或以后开发的线性一维阵列或单个元素被提供。摆动器以一维或二维方式在机械方面被导引并且以无维度或一维方式在电气方面被导引。在一个实施例中，扫描线以一维方式在机械方面被导引、例如沿着仰角维度，并且由于波形的延迟和变迹而在电子方面在另一维度(例如方位维度)上被导引。具有二维电子导引的摆动器阵列也可以被提供。

可操作用以获取表示具有比患者的平面切片更大广度的体积的超声数据的现在公知的或以后开发的其他体积成像换能器可被使用。

体积成像换能器14可操作用以获取表示患者的三维体积的超声数据集。通过在两个维度内在不同的位置引导扫描线，并且根据表示深度维度的时间来接收，可以在不移动换能器14的情况下利用换能器14扫描三维体积。给定声音穿过组织的速度，即使在换能器14移动的情况下通过在平移期间沿着方位和仰角维度以不同的角度引导扫描线来扫描体积。因此，体积成像换能器14被用于在静止时或者在移动时获取表示不同三维体积的多个超声数据集。三维体积交叠但是表示不同的全面区域。在一个实施例中，交叠正好沿着仰角维度，但是换能器14可以沿着多于一个的轴被移动和/或被旋转，导致沿着三个维度中的任何一个交叠。

可选地，换能器14包括位置传感器26，例如用于确定在体积、面积内的或相邻于患者的换能器14的位置的专用传感器。传感器26是任何现在公知的或以后开发的磁性的、光学的回转仪或其他物理位置测量设备。例如，位于传感器中的电磁线圈被用于确定换能器14在空间内的位置和取向。在可替代的实施例中，换能器14在位置传感器26之外。

接收波束成形器16接收由换能器14所产生的电信号。接收波束成形器16具有一个或多个延迟、放大器、滤波器、解调器、模拟组件、数

字组件和具有用于使来自每个信道的信息相加的加法器的被分离成多个信道的其组合。加法器或随后的滤波器输出同相和正交或射频数据。任何公知的或以后开发的接收波束成形器可被使用。接收波束成形器16将表示一个或多个扫描线的超声数据输出到图像处理器18。

图像处理器18是数字信号处理器、控制处理器、通用处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、模拟电路、数字电路或其组合。图像处理器18检测强度或B模式信息，估计流或多普勒（Doppler）信息或者检测超声数据的任何其他特性。图像处理器也可以实现时间、空间或频率滤波。在一个实施例中，图像处理器18包括扫描转换器，但是扫描转换器可被设置在3D处理器20之后或者作为3D处理器20的部分。一个或多个存储器或缓冲器（例如CINE存储器）可选地被设置在图像处理器18中。图像处理器18以极坐标、笛卡尔（Cartesian）坐标或其他格式将所检测的超声数据输出给3D处理器20。可替代地，超声数据直接地被输出到存储器22。

3D处理器20是通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、计算机、现场可编程门阵列、视频卡、图形处理单元、数字处理器、模拟处理器、其组合或用于处理和/或用于从表示体积区域的数据中产生三维表示的现在公知的或以后开发的其他处理器。在一个实施例中，3D处理器20是用于或具有系统10的其他组件的处理器，例如用于控制图像处理器18的控制处理器。单独的或专用的3D处理器20可被使用。

处理器22是RMA、缓冲器、便携式的、硬驱动器或现在公知的或以后开发的其他存储器。在一个实施例中，存储器22是系统10的另一组件的部分，例如CINE存储器、图像处理器18的存储器、或显示器平面存储器，但是可以提供用于三维处理的单独的处理器。

3D处理器20可操作用以确定三维体积的相对位置。相对位置通过参照绝对位置被确定为绝对位置或体积的位置之间的差。在一个实施例中，3D处理器20从传感器26接收位置信息。在另一实施例中，3D处理器20从超声数据中确定相对位置信息。一个集的数据基于换能器14的相对位置在位置上与另一集的数据有关。使表示一个体积的数据在空间上与表示另一体积的数据配准（register）用以形成扩展体积。3D处理器20可以确定三维体积的相对位置用于3D或4D处理或成像。

在一个实施例中，三维相关或跟踪被执行。在另一实施例中，相对位置通过一维或二维处理来确定、例如分别沿着两个或多个二维平面。一个体积中的二维区域与另一体积的二维区域的最佳或充分匹配提供相对于平面（例如平移的两个轴和旋转的一个轴）在两个体积之间的平移和/或旋转。通过确定沿着两个非平行平面的平移和/或旋转，不同的平移和/或旋转分量被确定。相对位置包括任何数量的平移和/或旋转分量。

为每一平面确定二维平移矢量。可替代地，确定单独的一维矢量。两个这种一维矢量定义平面。

两个非平行的平面均至少部分地延伸到两个体积内。不同的平面可被用于确定不同的体积对或较大的体积组的相对位置。在一个实施例中，诸如利用三维相关确定换能器的运动方向。在其他实施例中，方向被假设。两个非平行的平面分别与运动方向平行地延伸，但是可以与运动方向不平行。两个平面的角度关系确定不同方向和旋转矢量的几何关系。在其他实施例中，仅仅一个平面延伸到两个体积中。

二维平面相对于换能器14和体积可以具有任何位置。在一个实施例中，二维平面彼此垂直，例如一个平面是深度方位平面(depth-azimuth plane)，而另一平面是方位仰角平面(azimuth-elevation plane)。作为另一例子，两个平面是方位深度平面和仰角深度平面。平面在中心、边缘或与体积相对的其他地方。在一个实施例中，多于一个的平面被用于确定运动的特定分量，例如使用沿着体积中心的平面和平行的相邻平面。

用于确定位置的超声数据是一个或多个所组合的体积的全部或子集。例如，将表示可能交叠的区的数据（诸如与在一个体积的换能器14的平移方向中相邻于体积边缘的数据相关联的）与可能交叠另一体积的数据相比较。所使用的数据可以进一步局限于表示二维平面的部分或区的数据。例如，在表示两个非平行平面的交叠区中的数据被用于确定位置。在可替代的实施例中，将来自体积数据集之一的数据与不用于三维成像的数据相比较用以确定换能器14的平移和相关联的位置。不用于三维成像的数据的任意组合、用于三维成像的数据和其组合可被使用。

可以根据时间来选择数据。例如，表示体积的数据集随着时间被获

取。由于生理周期（例如心脏或呼吸周期），所扫描的体积可能根据体积何时被扫描而不同。通过选通（gating）或选择与在生理周期中基本相同的时间相关联的超声数据，相对位置和得出的扩展体积更可能正确。呼吸监视器、ECG、其他设备或超声数据的分析可被用于识别周期中的时间定位（temporal location）。

3D处理器20使用相对位置信息用于计算与不同体积相关联的值。例如，没有完全表现在分量体积中但是完全表现在扩展体积中的区域的体积基于分量体积的相对位置来计算。类似地，距离、圆周或其他值根据相对位置来计算。使用扫描线密度、像素标度和/或每个体素的已知的空间距离和体积的相对位置，可以在扩展体积上进行精确测量。

3D处理器从表示体积的超声数据中产生图像。根据相对位置来产生图像。在一个实施例中，产生两维图像。图像对应于用于确定相对位置的平面之一或对应于不同的平面。从表示两个体积或扩展体积的数据中产生图像。例如，来自一个体积的图像与来自另一体积的图像组合用以在不具有用于三维扩展视野的组合数据的情况下形成扩展视野两维图像。

为了产生两维图像或三维表示，可以将表示一个体积的超声数据与表示不同的体积的超声数据相组合，例如将第一集与第二集组合。可替代地，一个、两个或多个表示不同体积的超声数据集的子集被组合。

根据体积的相对位置执行组合。3D处理器20使用所组合的数据来产生三维表示。所组合的数据在极坐标、笛卡尔或3D栅格中被格式化。数据被内插或否则被选择用于再现。表面、投影、体积或其他现在公知的或以后开发的用于产生表示三维体积的图像的技术中的任何一个可被使用。

在一个实施例中，产生多平面重构图像。在具有或不具有三维表示的情况下产生两个或多个两维图像（例如表示正交平面的三个图像）。作为扩展视野产生一个或多个两维图像和/或三维表示。扩展视野在可由单个扫描体积可用的视野之外。

显示器24是CRT、监视器、等离子屏、LCD、投影机或用于产生表示3D体积的图像的其他显示设备。使用3D处理器20和显示器24，用户可以使图像旋转或分割用于从不同角度或观点在三维体积内检查信息。在一个实施例中，3D处理器20和显示器24是与系统10的剩余部分独立

的工作站，例如系统10内的或远离系统10的工作站。

图2示出三维超声采集和处理的方法的流程图。图2的方法利用图1的系统10或不同的系统来实施。另外，不同的或较少的动作可被提供。例如，在无随后的动作36的组合和/或动作38的形成扩展视野图像的情况下在动作34中确定间隔或相对位置。可以在具有用于计算值的附加动作的情况下提供相对位置动作34。

在动作30中，在相对于患者的两个不同的位置之间平移或移动遮蔽(housing)换能器14的换能器探头。在一个实施例中，在获取不同的表示体积的数据集时，缓慢地移动换能器探头。例如，使换能器以每秒约一英寸移动，使得对于给定的体积获取在100个不同的切片中的128行的超声信号。由于声音的速度，即使假定换能器探头连续移动，体积也在换能器14的基本相同的位置处被获取。因此，在不停止换能器探头的移动的情况下在不同的换能器位置获取多个体积。每秒可获取30个或其他数量的体积，例如以约每秒23个体积来获取3秒(总共有约70个要组合的体积)。可以使用更快速或更慢的平移和对更大或更少体积的相关联的扫描。可以向用户提供声音或图形用于指示所期望的平移速度。在可替代实施例中，使换能器探头从一个位置移动到第二位置并且在每个位置维持一个时间段，例如与通过两个不同的离散声窗口为两个不同的体积获取超声数据相关联的时间段。无约束地(free-hand)平移换能器14。用户平移和/或旋转换能器。可替代地，电机、机械装置、引导器或机器人移动换能器14。

运动沿着特定轴、例如沿着仰角或方位维度。例如，用户沿着仰角维度无约束地平移换能器14。仰角维度通过换能器阵列来定义。可以标记换能器探头用以指示仰角方向或阵列对准。可替代地，在任何方向上移动换能器。

在动作32中，获取表示三维体积的多个超声数据集。例如，利用体积成像换能器14当在患者上方平移时来获取数据集。如在图3A中所示，与从或通过位置44向或越过位置46平移换能器14相关联地获取两个体积40和42。因此，表示体积40的超声数据与表示体积42的超声数据交叠。虽然换能器位置44和46不交叠，但是某一交叠可能被提供或者位置可能进一步被分离。

对于4D成像或处理，获取三维体积集的多个集。三维动作可被应用

于四维处理。

以相对于换能器14的两个或多个不同角度从换能器14导引声能量用来扫描每个体积40、42。如通过扫描线48和50所示，所使用的不同角度中的两个沿着基本上平行于平移方向的维度。任何数量的扫描线和相关联的角度可以被使用。作为沿着平移方向以及沿着另一维度的不同角度的结果，表示体积的数据被获取。可替代地，线性的或正交的扫描线被使用。

如上所讨论的，表示第一体积40的超声数据利用保持在静止位置44的换能器14或者当换能器14无停止地通过位置44平移时来获得。同样，表示第二体积42的超声数据利用保持在位置46的换能器或者当换能器14通过位置46平移时来获得。在换能器基本保持静止的情况下，基本上规定考虑由于呼吸、心脏运动或声谱仪或患者的非故意移动所引起的移动。在当平移换能器14而不在每一位置停止时获取体积40、42的情况下，相比于允许获取体积的换能器平移速率，充分快速地获取数据集。在换能器14的平移引起可察觉的数据压缩的情况下，可以使用内插、渐变 (morphing) 或其他技术来考虑在遍及体积采集数据时换能器14的运动。

如在图3中所示，表示体积40和42中的每一个的超声数据的一部分对应于交叠区域52。来自体积40和42中的每一个的数据表示交叠区域52。在交叠区域52内在相同的空间定位处可能出现或者可能不出现数据。

虽然仅仅示出两个体积40和42，但可以提供具有或多或少交叠的附加体积，包括无交叠的初始体积和末端体积。在图3中所示的交叠与沿着一个维度 (例如仰角维度) 的换能器位置44和46相关联。沿着相对于换能器14阵列的其他或另外维度的旋转和平移可被提供。

使所获取的超声数据处于相同的极坐标或笛卡尔坐标格式。可替代地，表示体积的数据被重新格式化到3D栅格上，所述3D栅格对于所有体积是普通的。表示患者的不同三维体积的超声数据被存储。在一个实施例中，表示不同体积的每个数据集分别被存储。在可替代实施例中，超声数据被组合并且然后在组合之后被存储。

在动作34中，第一位置44至第二位置46的相对位置或间隔被确定。调位 (positioning) 在考虑平移和旋转的三维空间内被确定。可替代地，在无旋转的情况下沿着单一维度的位置或对应于任何数量的平移

和/或旋转自由度的位置被确定。

在一个实施例中，体积成像换能器14的位置利用超声数据被跟踪。在两个位置之间的相对间隔从超声数据中来确定。用于跟踪的超声数据是来自一个、两个表示三维体积的数据集的数据或不同于表示三维体积的数据集的数据。滤波、相关、绝对差的和、去相关或其他技术被用于在不同的数据集中识别和配准来自一个数据集的斑点 (speckle) 或特征。例如，斑点或特征被隔离并且被用于确定最类似于另一数据集的模式来自一个数据集的模式 (pattern)。最佳模式匹配的平移和旋转的量提供表示平移的矢量并且识别旋转。在一个实施例中，基于一个体积的超声数据子集的模式被用于与另一集相匹配。可替代地，表示空间不同的体积或沿着不同维度的平面的多个数据子集被用于模式匹配。可替代地，将一个数据集的所有数据与另一数据集的所有数据格式匹配。作为另一替代方案，对整个数据集或数据集的部分的子采样被用于相对于另一数据集的子采样或全采样来匹配。

任何不同的现在公知的或以后开发的用于从数据中确定位置的两维或三维技术可被使用，例如在美国专利号5,876,342、5,575,286、5,582,173、5,782,766、5,910,114、5,655,535、5,899,861、6,059,727、6,014,473、6,171,248、6,360,027、6,364,835、6,554,770、6,641,536和6,872,181中所公开的，其公开在此通过引用被纳入。在上述专利中所讨论的两维相关、去相关或运动跟踪技术中的任何一个或现在公知的或以后开发的可被使用或被扩展用于三维体积中的斑点或特征的相关和跟踪或使用三维数据集用于相关或其他计算。对于斑点跟踪，去相关或相关被确定。对于特征跟踪，绝对差的和被确定。在一个实施例中，斑点和特征信息都被跟踪，并且组合式平移和旋转信息（例如平均值）被使用。由于与平面图像相对比在三维体积中提供附加的斑点和结构信息，一个体积相对于另一体积的配准可能更精确并且达到更多的自由度而不依赖于两维图像中的仰角斑点去相关。

所确定的平移和旋转或配准信息提供在不同的换能器位置44和46之间的相对位置用于获取表示不同体积的超声数据。位置信息也为在交叠区域52内的不同体素提供关系信息。

在动作34的一个实施例中，相对位置根据沿着两个非平行两维平面或三个线或轴的跟踪来确定。图5示出扩展体积 (extended volume)

56。为了易于参照，扩展体积56未被示作单独的重叠体积，诸如在图3中所示的。图5的扩展体积56对应于单独的重叠体积。平面对应于所获取的图像平面或其他平面。对于其他平面，超声数据可以被内插、外插、综合或组合用以提供表示平面的超声数据。

两个平面72、74被定义。平面72、74相对于换能器、所预期的运动方向、所确定的运动方向、任意的或其他关系来预先确定。一个或两个平面72、74至少部分地延伸到两个或多个体积中。在图5中，两个平面72、74是正交的或垂直的，但其他非平行的关系可以被使用。通过两个平面相交而形成的线基本上与换能器的所打算的运动方向平行地延伸。可替代地，交叉线在位置上是任意的并且沿着深度方向延伸，例如两个平面72、74和线沿着体积之一中的中心深度轴。平面与换能器的维度平行，例如平面72处于深度仰角平面（仰角方向）中和平面74处于方位仰角平面（横向方向）中。可替代地，一个或两个平面具有一个或两个维度，所述维度与换能器维度中的一个或多个不平行。非平行平面的任何调位可以被使用。

多于两个的平面可被使用。例如，两个平面通过至少一个体积被定中心。与两个其他平面平行的或不平行的附加平面也被定义并且被用于位置确定。例如，两个或三个平行平面组被使用。所述组可以具有任何间隔，诸如接近于中心、接近于边缘或在之间以任何模式分布。

位移矢量或相对位置针对每个平面被确定。例如，两个或多个二维相对位置被确定，每个平面一个。任一现在公知的或以后开发的二维跟踪或位置确定可被使用。例如，在沿着从一个体积中所选择的平面的区域与沿着另一体积中的平面的搜索区域之间的相关（例如绝对差之和或互相关（cross-correlation））被执行。将区域的数据在不同的相对位置与搜索区域的数据相比较用来识别最高的或充分的相关。最佳配合于搜索区域的区域的相对位置提供具有或不具有提供旋转分量的旋转匹配的两维矢量。

在一个实施例中，区域被划分成多个子区域。使每个子区域与搜索区域相关。诸如从平均值、从子区域矢量中计算全局相对位置。这种处理在美国专利号5,899,861、5,575,286或以上所引用的专利的其他专利号中得以描述。

沿着每个平面的位移矢量或相对位置被确定。矢量被组合用以确定

三维相对位置。

在一个实施例中，一个或多个体积根据时间遭受生理周期变化。为生理周期的特定部分或多个部分获取超声数据。相对位置利用与生理周期的相同部分相关联的超声数据来确定。用于匹配或相关的斑点和/或特征很可能类似，其中位置相对于生理周期被确定。

在动作34的可替代实施例中，在体积成像换能器14的不同位置44和46之间的关系通过换能器14上的传感器26来提供。安装在换能器14上的传感器26提供在空间或体积内的绝对位置或者提供位置与前一位置的差，例如根据时间提供运动和方向的量。在任一情况下，在两个不同的换能器位置44、46之间的平移和/或旋转的差和表示体积40和42的超声数据的相关联的空间关系被确定。

在可选的动作36中，表示不同体积的不同的超声数据集被组合。每个超声数据集相对于其他数据集根据动作34的所确定的间隔或相对位置被对准用于组合。在图3中所示的两个体积40和42如所示被对准并且被组合用以形成如在图4中所示的体积56。

在交叠区域52中，将来自第一集的超声数据与来自第二集的超声数据复合，例如平均或加权平均。不同的组合技术中的任何一个可被使用，例如选择最大或最小值或者根据相关的量、数据类型、数据的信噪比或从超声数据或传感器26中所确定的其他参数以自适应方式复合。在一个实施例中，利用与来自在3D栅格上的特定位置处交叠的任一或所有数据集的3D栅格上的该特定位置相关联的一个或多个值的均等加权平均 (equal weighted averaging) 的有限脉冲响应滤波被执行。例如，与每个数据集的3D栅格点最近的四个像素值根据在数据集之间应用均等或空间有关加权的情况下数据值与栅格点的距离被加权。所得到的复合值被标准化。不同的现在公知的或以后开发的内插或复合技术中的任何一个可被使用。在可替代实施例中，对3D栅格的内插和来自不同数据集的超声数据的组合分别地被执行。

区域在无平均或其他变更的情况下被包括在组合中，其中在所述区域中仅仅一个数据集表示区域。可替代地，这些区域或者被移除或者超声数据被增加或减少用以考虑处理交叠的区域用来避免斑纹 (strip) 或增益的差。在一个实施例中，避免组合中的复合，来自仅仅非交叠区域的超声数据被加到其他体积的超声数据集，例如在不复

合来自表示相同或基本相同的空间定位的不同集的数据点的情况下生长所组合的体积。

在一个实施例中，通常表示特征或体积的超声数据在组合之前根据压力畸变 (pressure distortion) 被渐变或改变。在可替代实施例中，在组合之后发生渐变。例如，超声数据被内插用于考虑诸如通过换能器在被放置在皮肤上时压缩或弄曲器官所引起的或者通过置于器官上的心脏周期压力所引起的压力。

在可选的动作38中，响应于所组合的超声数据的三维表示图像被形成或产生。例如，最大强度投影、最小强度投影、加权投影或 α 混合 (alpha blending) 是为相对于体积56的一个或多个不同的探视方向 (look direction) 所再现的体积。可替代地，在相关联的荫蔽的情况下再现的表面被产生为图像。给出表示体积的超声数据的不同的现在公知的或以后开发的三维成像技术中的任何一个可被使用。

所显示的三维表示提供扩展视野。不是分别地基于每个体积40和42提供三维图像，而是提供表示组合体积56的三维图像。三维的该扩展视野大于利用保持静止的换能器14所获取的区域或视界。在一个实施例中，用于整个组合区域56的超声数据被用于产生三维表示。可替代地，组合区域56的所选择的部分的超声数据被使用，例如仅仅使用或第一体积40或第二体积42的第一部分。对于扩展视野，数据集之一的至少一部分被包括用于利用来自其他数据集的数据产生三维表示。

在动作38的另一实施例中，两维扩展视野图像从来自不同体积的或者组合式扩展视野体积的超声数据来产生。两维扩展视野图像根据相对位置来产生。图像的平面是被用于确定相对位置的平面之一或不同的平面。图像的平面对应于一个或多个扫描平面或者超声数据被内插、外插或综合成所期望的平面。利用相对位置，来自不同集或体积的数据可贡献于两维视野。针对每一像素定位来复合或选择数据。如上针对动作36所讨论的，例如来自不同体积的数据仅仅沿着图像平面被组合。作为另一例子，来自组合体积的数据被选择。

可以产生一个或多个两维扩展视野。例如，针对扩展体积执行多平面重构。表示穿过扩展体积的不同横截面或切片的一个或多个两维图像基本上同时地被产生并被显示。可以利用扩展体积或一个或多个分量体积的一个或多个三维表示来显示两维图像。

在另一实施例中，根据相对位置来计算值。不同的空间计算是处于分量体积之一之外的数据的函数，例如使用扩展体积。例如，完全处于扩展体积之内但是不完全处于分量体积任何一个内的区域的体积被计算。作为另一例子，从不处于一个三维体积内的第一点至不处于另一三维体积内的第二点的距离被计算。其他计算包括边界检测计算或圆周。

空间计算是由每个超声值所表示的体素大小或区域的函数。例如，扫描线密度、阵列的大小或其他信息被用于确定像素或体素标度。相对位置在空间上将来自一个体积的数据与来自另一体积的数据对准，从而允许空间计算。空间计算利用来自单独的数据集、例如来自未组合的体积集或来自被组合用以表示扩展体积的超声数据的超声数据来执行。

虽然上面通常针对两个体积予以描述，但是三个或更多体积可以如这里所讨论的那样被组合。多个体积被接合在一起用以可视化比一个合成体积更大的器官并且可以提供不同的复合级。合成体积可以被重新获取多次用以提供扩展视野4D成像（例如根据时间利用合成体积的3D成像）。在此所描述的3D应用可被用于4D成像或处理。

在获取多个三维表示时可以显示合成体积三维表示。表示分量体积或组合体积的其他显示（例如通过体积的任意切片）可以在最后显示之前被产生。在获取分量体积数据集或在显示复合的或合成的三维表示时可显示其他二维图像。扩展视野三维表示被用于3D手术计划和/或飞越分析。四维功能或全景图像信息可被检测和被显示，例如在复合体积三维表示内或作为复合体积三维表示利用张力信息或造影剂灌注、流入或流出信息来成像。B模式（B-mode）、多普勒速度、多普勒功率、或其他类型的信息单独地或一起被用于显示三维表示。例如，功率模式多普勒显示在无来自为多个体积所获取的多普勒数据的B模式信息的情况下被产生。作为另一例子，张力、张力速率或其他参数成像格式被用于扩展视野三维处理或成像。

其他成像模态（modality）可被用于产生大的视野体积图像或表示大的3D视野的数据集。其他成像模态可以包括计算机断层摄影术、X射线、磁共振或正电子发射。利用超声数据产生的扩展视野可以响应于其他成像模态的数据。以实时或离线的方式，表示来自其他模态的体

积或图像的数据被用于校准超声扩展视野的几何形状。例如，超声体积的相对位置被精化（refine）或者是来自另一模态的数据的函数。作为另一例子，来自交叠体积的数据的组合是来自另一模态的数据的函数。在附加的或可替代的实施例中，表示相同的、类似的或交叠的视野的来自不同模态的数据被组合。校准或融合来自不同模态的数据可有助于手术指导或计划或诊断。

虽然以上参照不同的实施例描述了本发明，但是应理解的是，在不偏离本发明的范围的情况下可以进行多种改变和修改。例如，对于利用最小处理的实时跟踪，用户被指导沿着一个维度平移并且运动仅仅沿着一个维度被跟踪，例如仰角维度。因此，应将前述详细描述认为是示例性的而不是限制性的，并且要理解的是，下面的权利要求、包括所有等效用来限定本发明的精神和范围。

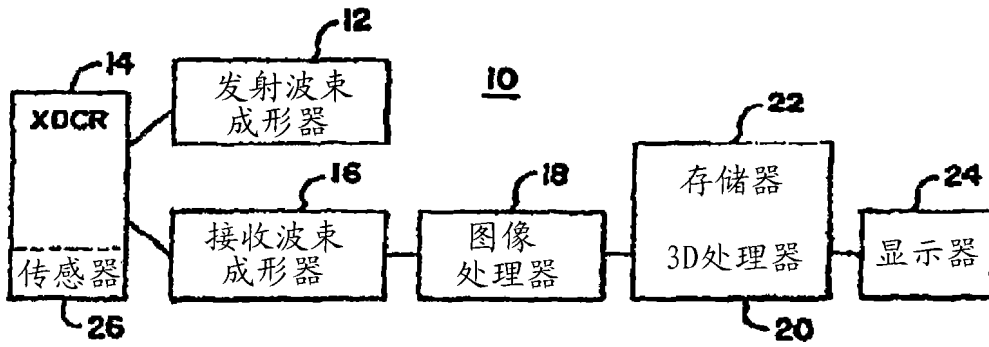


图 1

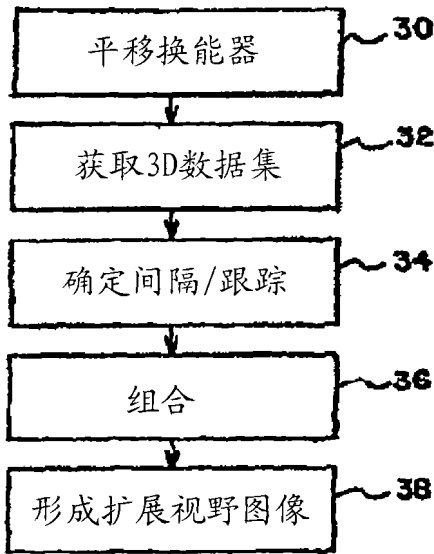


图 2

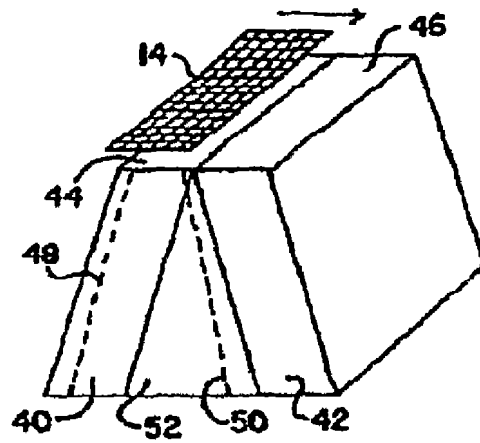


图 3

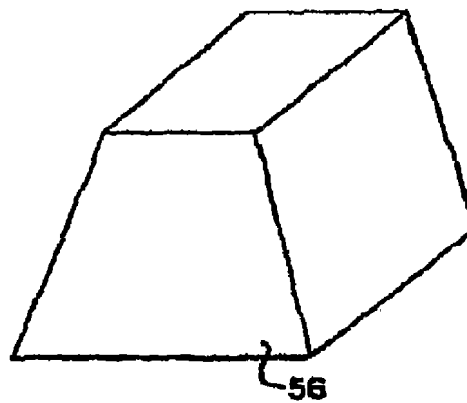


图 4

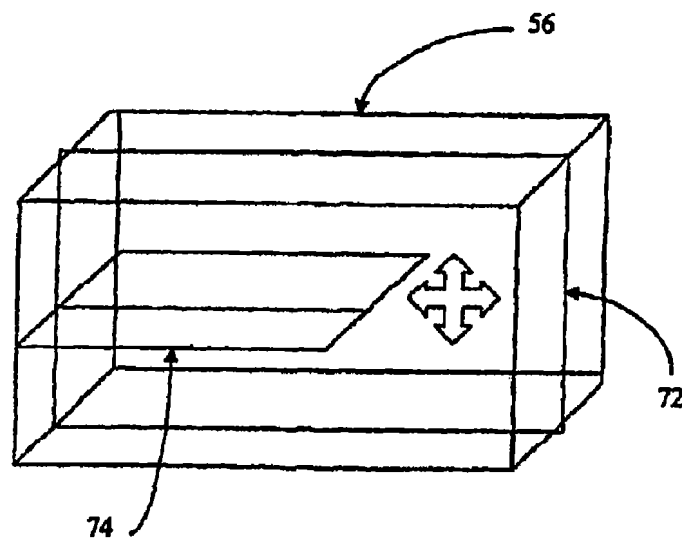


图 5

专利名称(译)	扩展体积超声数据显示和测量		
公开(公告)号	CN101360457A	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	CN200780001531.0	申请日	2007-01-05
[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	L·隋 A·蒂鲁马莱		
发明人	L·隋 A·蒂鲁马莱		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52065 A61B8/483 A61B8/4254 G01S15/8993		
代理人(译)	卢江 刘春元		
优先权	11/415587 2006-05-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为扩展视野成像或处理提供三维超声数据采集。利用两维处理确定两个或多个三维体积(40, 42)的相对位置。例如, 沿着两个不平行平面(72, 74)的位置之差被确定。通过组合两个差的矢量, 三维体积(40, 42)的相对位置被确定。其他特征包括根据两个或多个体积的相对位置计算值, 例如体积或距离, 在不必要形成三维扩展视野的情况下根据相对位置产生(38)二维扩展视野或多平面重构, 并且考虑生理阶段用于确定(34)相对位置或组合(36)表示不同体积的数据。

