



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110022774 A

(43)申请公布日 2019.07.16

(21)申请号 201780073826.2

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.11.24

代理人 孟杰雄 王英

(30)优先权数据

16201057.3 2016.11.29 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G01S 15/89(2006.01)

2019.05.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/080285 2017.11.24

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/099810 EN 2018.06.07

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·L·库斯特拉 E·范戴克

G·L·T·F·豪特瓦斯特

D·森登 D·宾内卡普

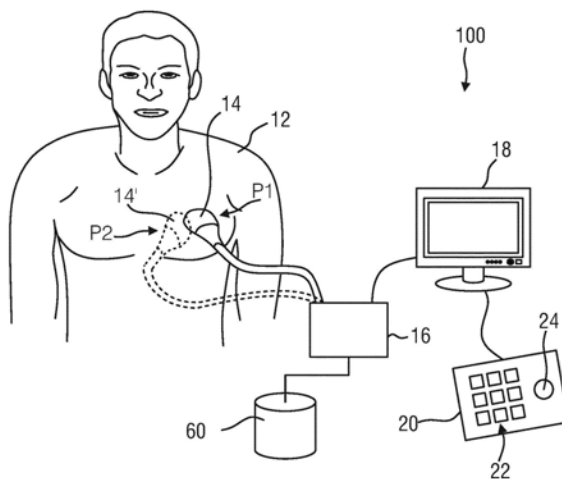
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

超声成像系统和方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于产生空间复合的3D超声图像数据的超声成像系统(100),包括:-超声采集单元(16),其用于采集具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据,-跟踪单元(62),其适于确定所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置,以及-缝合单元(64),其适于通过将所述多个3D超声图像数据缝合到彼此来复合所述多个3D超声图像数据,以便生成复合的3D超声图像数据,其中,所述缝合单元(64)适于通过使所述多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化,基于所确定的所述3D超声图像数据的相对空间位置来计算所述多个3D超声图像数据的缝合顺序,并且其中,所述缝合单元(64)适于根据所述缝合顺序来缝合所述多个3D超声图像数据。



1. 一种用于产生空间复合的3D超声图像数据的超声成像系统(100),包括:

-超声采集单元(16),其用于采集具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据,

-跟踪单元(62),其适于确定所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置,以及

-缝合单元(64),其适于通过将所述多个3D超声图像数据缝合到彼此来复合所述多个3D超声图像数据,以便生成复合的3D超声图像数据,其中,所述缝合单元(64)适于通过使所述多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化,基于所确定的所述3D超声图像数据的相对空间位置来计算所述多个3D超声图像数据的缝合顺序,并且其中,所述缝合单元(64)适于根据所述缝合顺序来缝合所述多个3D超声图像数据。

2. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述缝合单元(64)适于通过以下操作来计算所述缝合顺序:确定所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的中心点的空间位置之间的距离,以及根据所述确定的距离对所述多个3D超声图像数据进行排序。

3. 如权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述缝合单元(64)适于利用所述多个3D超声图像数据中的在时间上比较是最新采集的一个3D超声图像数据开始所述缝合并且将所述在时间上比较是最新采集的一个3D超声图像数据缝合到所述多个3D超声图像数据中的另一个3D超声图像数据,所述另一个3D超声图像数据的所述中心点距离在时间上比较是最新采集的3D超声图像数据的所述中心点具有相比较而言的最大距离。

4. 如权利要求3所述的超声成像系统,其中,所述缝合单元(64)适于利用已经缝合的3D超声图像数据继续缝合所述多个3D超声图像数据中的另外的一个3D超声图像数据,其中,所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点距离所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点具有相比较而言的最大距离。

5. 如权利要求4所述的超声成像系统,其中,从所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点到所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点的距离被计算为从所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点到所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点的距离的总和。

6. 如权利要求2-5中的任一项所述的超声成像系统,其中,所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点是相应的3D超声图像数据体积的质心点。

7. 如权利要求1-6中的任一项所述的超声成像系统,其中,所述超声采集单元(16)包括超声探头,并且其中,所述跟踪单元(62)包括用于确定所述超声探头的位置的电磁跟踪单元。

8. 如权利要求1-6中的任一项所述的超声成像系统,其中,所述超声采集单元(16)包括超声探头,并且其中,所述跟踪单元包括用于确定所述超声探头的位置的光学跟踪单元(62)。

9. 如权利要求1-6中的任一项所述的超声成像系统,其中,所述跟踪单元(62)适于借助于图像分析来比较所述多个3D超声图像数据并且对所述多个3D超声图像数据执行图像配准。

10. 如权利要求1-9中的任一项所述的超声成像系统,还包括:图像质量单元(66),其适于对每个新采集的3D超声图像数据执行图像分析并且计算所述新采集的3D超声图像数据与所述复合的3D超声图像数据的图像差异以用于确定所述新采集的3D超声图像数据的图像质量因子。

11. 如权利要求10所述的超声成像系统,还包括:显示器(18)和显示控制单元,其中,所述显示控制单元适于控制所述显示器(18)以显示所确定的图像质量因子。

12. 如权利要求10或11所述的超声成像系统,还包括:警报单元(68),其适于在所述图像质量因子低于或超过预定阈值时生成视觉警报、听觉警报和/或触觉警报。

13. 一种用于产生空间复合的3D超声图像数据的超声成像方法,包括以下步骤:

-采集(S101)具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据,

-确定(S102)所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置,以及

-通过使所述多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化,基于所确定的所述3D超声图像数据的相对空间位置来计算(S103)所述多个3D超声图像数据的缝合顺序,以及

-通过根据所述缝合顺序缝合所述多个3D超声图像数据来复合(S104、S105)所述多个3D超声图像数据。

14. 如权利要求13所述的超声成像方法,其中,通过以下操作来计算所述缝合顺序:确定所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的中心点的空间位置之间的距离,以及根据所述确定的距离对所述多个3D超声图像数据进行排序。

15. 如权利要求14所述的超声成像方法,其中,利用所述多个3D超声图像数据中的在时间上比较是最新采集的一个3D超声图像数据开始所述缝合并且将所述在时间上比较是最新采集的一个3D超声图像数据缝合到所述多个3D超声图像数据中的另一个3D超声图像数据,所述另一个3D超声图像数据的所述中心点距离在时间上比较是最新采集的3D超声图像数据的所述中心点具有相比较而言的最大距离。

16. 如权利要求15所述的超声成像方法,其中,通过利用已经缝合的3D超声图像数据缝合所述多个3D超声图像数据中的另外的一个3D超声图像数据来继续进行缝合,其中,所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点距离所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点具有相比较而言的最大距离。

17. 如权利要求16所述的超声成像方法,其中,从所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点到所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点的距离被计算为从所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点到所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点的距离的总和。

18. 如权利要求14-17中的任一项所述的超声成像方法,其中,所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点是相应的3D超声图像数据体积的质心点。

19. 一种包括程序代码单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码单元用于使计算机执行如权利要求13-18中的任一项所述的方法的步骤。

超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于根据具有不同但至少部分重叠的视场的多个相继的3D超声图像数据产生空间复合的3D超声图像数据的超声成像系统。

[0002] 本发明还涉及对应的超声成像方法以及用于执行所述方法的计算机程序。

背景技术

[0003] 超声成像通常用于多种诊断、治疗和介入环境中,例如,活组织检查或近距离放射治疗。最常见的超声探头提供近乎实时的二维图像流,该二维图像流与医生视觉交互。然而,考虑到人体解剖结构的三维特性,能够通过扫描探头并同时采集探头成像数据及其空间位置来实现第三维度,然后用内插值代替丢失了成像数据的体积。在这种方法中,体积中的每个体素都被内插到采集的成像数据周围。这是一种用于多种产品的技术,例如,飞利浦的UroNav Biopsy解决方案。

[0004] 超声探头的创新方案(例如,飞利浦的X7-2T矩阵探头)允许近乎实时地采集3D体积。这允许医生一次性采集全部体积,揭示目标解剖结构,这种方案能够用于诊断、规划或治疗目的。

[0005] 虽然矩阵探头技术允许一次性采集全部体积,但是它也继承了探头可见体积有限的缺点。换句话说,每个超声探头都具有有限的视场。这限制了矩阵探头对于需要完全可见目标器官的应用的适用性。为此目的,需要在了解若干体积的相对定位的情况下采集若干体积。然而,与二维图像采集相反,3D体积的连续(实时)采集会导致若干重叠体积。

[0006] 由于连续采集会导致存在大量“缝合”点,因此通过体积的产生时间(即,图像采集的时间和日期)来选择体积等平常的方法在重建最终体积时会产生问题。

[0007] 已知的复合技术(例如在US 6224552 B1中提出的技术)允许将若干体积组合成一个大的复合体积。在该技术中,试图借助于特殊的加权技术来降低在复合图像体积的边缘处出现的接缝/缝线的可见度。然而,这并没有使接缝/缝线的数量最小化,使接缝/缝线的数量最小化比在US 6224552 B1中提出的降低接缝/缝线的可见度更有利。从US 2014/0267267 A1和US 2015/0133784 A1中已知与在US 6224552 B1中提出的技术类似的技术。然而,这些技术也不能使接缝/缝线的数量最小化。

[0008] US 2010/0179428 A1公开了一种虚拟交互式超声训练系统,其用于训练医学人员执行超声扫描的实际技能,包括识别特定的解剖结构和病理结构。

[0009] 另一方面,US 2016/0100821 A1涉及用于完整地检查组织的具有位置和/或取向传感器的手持式成像设备。

[0010] 由于最优图像强度分布对于每个个体体积是最优的,因此期望重建的复合体积中的缝合区的数量最小化。

发明内容

[0011] 因此,本发明的目的是提供一种用于产生空间复合的3D超声图像数据的超声成像

系统和方法,其中,尽可能地减少重建的复合的3D超声图像数据中的缝合区的数量。

[0012] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于产生空间复合的3D超声图像数据的超声成像系统,包括:

[0013] -超声采集单元,其用于采集具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据,

[0014] -跟踪单元,其适于确定所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置,以及

[0015] -缝合单元,其适于通过将所述多个3D超声图像数据缝合到彼此来复合所述多个3D超声图像数据,以便生成复合的3D超声图像数据,其中,所述缝合单元适于通过使所述多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化,基于所确定的所述3D超声图像数据的相对空间位置来计算所述多个3D超声图像数据的缝合顺序,并且其中,所述缝合单元适于根据所述缝合顺序来缝合所述多个3D超声图像数据。

[0016] 在本发明的第二方面中,提出了一种用于产生空间复合的3D超声图像数据的超声成像方法,包括以下步骤:

[0017] -采集具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据,

[0018] -确定所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置,以及

[0019] -通过使所述多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化,基于所确定的所述3D超声图像数据的相对空间位置来计算所述多个3D超声图像数据的缝合顺序,以及

[0020] -通过根据所述缝合顺序缝合所述多个3D超声图像数据来复合所述多个3D超声图像数据。

[0021] 在本发明的另外的方面中,提出了一种包括程序代码单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码单元用于使计算机执行上述方法的步骤。

[0022] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法和与要求保护的计算机程序具有与要求保护的系统相似和/或相同的优选实施例,并且具有与从属权利要求中定义的相似和/或相同的实施例。

[0023] 本发明提出了用于在将3D超声数据缝合到最终复合的3D超声图像数据之前快速计算3D超声数据的最优选择的新颖方法。与本专利申请的介绍部分中提到的已知的复合方法相反,本发明提出计算多个3D超声图像数据的缝合顺序,借助于该缝合顺序,使多个缝合的3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化。并不是简单地根据多个采集的3D超声图像数据的采集时间和日期(例如,从最老的数据集开始并且以最年轻的数据集结束)将它们一个接一个地缝合起来。替代地,根据本发明,首先基于在其处已经采集了不同数据集的相对空间位置对多个3D超声图像数据进行排序。借助于跟踪单元测量3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置。

[0024] 在缝合3D超声图像数据之前使用该相对空间位置对3D超声图像数据进行排序减少了最终复合的3D超声图像数据中的缝线量,因此提高了最终复合的3D超声图像的图像质量。

[0025] 根据优选实施例,所述缝合单元适于通过以下操作来计算所述缝合顺序:确定所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的中心点的空间位置之间的距离,以及根

据所述确定的距离对所述多个3D超声图像数据进行排序。

[0026] 这样会使相继的3D超声数据之间的重叠区最小化。换句话说,基于与体积之间的距离相关的体积重叠区对复合体积进行排序。这种排序引起关于这些距离或根据这些距离对体积进行分类。上述相关性是反向关系。“下一个”体积的距离越远,“下一个”体积的“排名”就越高。多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所谓的中心点优选是3D超声图像数据体积或超声锥体中的每个的质心点。也就是说,多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的中心点优选是相应的3D超声图像数据体积的质心点。在超声中,所生成的体积大于该体积上的实际数据,该体积具有(3D)锥形形式。因此,实际的超声数据在体积的子集中。

[0027] 如已经提到的,相继采集的重叠3D超声体积的重叠区与所述体积之间的距离相关。这意味着,体积彼此相距越远,重叠区就越小,直到给定阈值为止,超过给定阈值时重叠区为零。

[0028] 根据另外的实施例,所述缝合单元适于利用所述多个3D超声图像数据中的在时间上比较是最新采集的一个3D超声图像数据开始所述缝合并且将所述在时间上比较是最新采集的一个3D超声图像数据缝合到所述多个3D超声图像数据中的另一个3D超声图像数据,所述另一个3D超声图像数据的所述中心点距离在时间上比较是最新采集的3D超声图像数据的所述中心点具有相比较而言的最大距离。

[0029] 换句话说,算法从最新采集的(即,最年轻的)3D超声图像数据集开始,然后选择最远距离的3D超声图像数据集(即,与在开始时取用的最年轻的3D超声数据集具有最小重叠区的3D数据集)。然后继续执行这种总是选择距离已经缝合的数据集具有最远距离(即,与已经缝合的数据集具有最小重叠区)的下一3D超声数据来进行缝合的原理。这意味着在下一步骤中选择这样的3D超声图像数据集,该3D超声图像数据集的中心点距离两个已经选择的3D超声图像数据集的中心点具有相比较而言的最大距离。中心点优选是3D图像的几何中心或成像数据的几何中心(超声中的锥体,其是整个体积的子集)。

[0030] 换句话说,根据该实施例,所述缝合单元适于利用已经缝合的3D超声图像数据继续缝合所述多个3D超声图像数据中的另外的一个3D超声图像数据,其中,所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点距离所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点具有相比较而言的最大距离。

[0031] 应当注意,在缝合相应的图像数据之前总是计算该缝合顺序。然而,本发明不限于在缝合所有图像之前计算完整顺序。还可以根据上述排序原理选择一幅图像,然后将其直接缝合到复合的3D超声图像数据集。这不会改变本发明所基于的原理的任何内容,因此也落入权利要求所要求保护的发明的范围内。通过基于这种排序选择最终体积中的体素值,提供了体积分布的近似结果,这使得复合的3D超声图像的最终体积中存在的接缝/缝线最小化。

[0032] 如开头已经提到的,根据上述原理计算缝合顺序需要跟踪在其处已经取得具有不同但重叠的视场的多个3D超声图像数据的空间位置。不是一定需要确定在其处取得3D超声图像的每幅3D超声图像的绝对位置。至少需要确定相对位置,即,在其处取得3D超声图像数据的位置相对于彼此的位置。然而,跟踪绝对位置可能甚至更有利。

[0033] 优选地,从所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心

点到所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点的距离被计算为从所述已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的所述中心点到所述多个3D超声图像数据中的所述另外的一个3D超声图像数据的所述中心点的距离的总和。

[0034] 根据实施例,所述跟踪单元包括用于确定所述超声采集单元的位置的电磁跟踪单元。

[0035] 确定超声采集单元随时间的位置使得能够确定由超声采集单元取得的多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的位置。这为所采集的体积中的每个体素提供了三维空间中的位置。因此,不同3D超声图像数据集的体素可以容易地彼此配准。

[0036] 根据替代实施例,所述跟踪单元包括用于确定所述超声采集单元的位置的光学跟踪单元(代替或额外于电磁跟踪单元)。这样的光学跟踪单元可以包括从外部跟踪超声采集单元的位置的一个或多个相机。这是外部跟踪的另外的示例,类似于之前借助于电磁跟踪单元提到的外部跟踪。

[0037] 在另外的实施例中,所述跟踪单元适于借助于图像分析来比较所述多个3D超声图像数据并且对所述多个3D超声图像数据执行图像配准。例如,可以使用刚性图像配准方法。例如,可以使用与Crum,W.R等人在“Non-rigid image registration:theory and practice”(英国放射学杂志,2004年,第140-153页)中公开的方法类似的方法。优选地,根据被扫描的组织特性来选择所使用的特定配准方法。在这种情况下,相对于先前采集的体积计算体积体素的相对位置。为了获得所有采集体积的“全局”定位,应当添加序列中的每个体积的相对变换。该方法可以不需要如根据前述实施例所提出的图像采集单元的外部跟踪。

[0038] 根据另外的实施例,所述超声成像系统包括:图像质量单元,其适于对每个新采集的3D超声图像数据执行图像分析并且计算所述新采集的3D超声图像数据与所述复合的3D超声图像数据的图像差异以用于确定所述新采集的3D超声图像数据的图像质量因子。

[0039] 与其他成像模态(例如,CT)相比,超声的一个关键优势是快速(实时)采集特性。对于多种应用,例如在超声引导的近距离放射治疗中,重要的目的是监测解剖结构变化,以及如果该变化超过某个阈值,则应当调整干预。然而,通过使用如上所述的复合的3D超声图像数据执行大区域超声采集,实时信息通常会固有地丢失。为了克服这种限制,上述实施例提供了图像质量因子,图像质量因子提供了随时间的图像变化量的指示。图像质量单元针对每个图像采集计算新采集的图像数据与全部体积的复合图像数据之间的图像差异。用于复合图像差异的度量可以提供用于提供图像变化量的指示的绝对值。

[0040] 根据另外的实施例,所述超声成像系统包括显示器和显示控制单元,其中,所述显示控制单元适于控制所述显示器以显示所确定的图像质量因子。替代地或额外地,根据本发明的超声成像系统可以包括:警报单元,其适于在所述图像质量因子低于预定阈值时生成视觉警报、听觉警报和/或触觉警报。这可以向用户提供关于图像质量因子的反馈,并且如果需要,则在图像差异太大而需要新的图像采集的情况下向他/她发出警告。

[0041] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,所要求保护的方法具有与所要求保护的设备相似和/或相同的优选实施例,并且具有与在从属权利要求中定义的相似和/或相同的优选实施例。

附图说明

[0042] 参考下文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是明显的并且得到阐明。在以下附图中:

[0043] 图1示出了用于扫描患者身体的部分的超声成像系统的示意图;

[0044] 图2示出了根据本发明的超声成像系统的实施例的示意性框图;

[0045] 图3示出了图示根据本发明的超声成像方法的实施例的原理的示意性框图;

[0046] 图4示出了将根据现有技术的图像复合技术与根据本发明的图像复合技术进行比较的两个示意图;并且

[0047] 图5示出了示意性图示根据本发明的实施例的对缝合顺序的确定的曲线图。

具体实施方式

[0048] 图1示出了超声成像系统100的示意图,特别是医学三维(3D)超声成像系统的示意图。超声成像系统100用于随时检查解剖部位的体积,特别是患者12的解剖部位。超声系统100包括超声探头14,超声探头14具有至少一个换能器阵列,所述至少一个换能器阵列具有用于发射和/或接收超声波的多个换能器元件。在一个示例中,换能器元件中的每个换能器元件都能够以特定脉冲持续时间的至少一个发射脉冲的形式发射超声波,特别是多个后续发射脉冲。换能器元件优选被布置成二维阵列,特别是用于提供多平面图像或三维图像。

[0049] 三维超声系统的特定示例可以是申请人出售的CX40 Compact Xtreme超声系统,其特别可以与申请人的X6-1或X7-2t TEE换能器或使用申请人的xMatrix技术的另一换能器一起使用。通常,如在飞利浦iE33系统上发现的矩阵换能器系统或如在飞利浦iU22和HD15系统上发现的机械3D/4D换能器技术可以与本发明结合使用。

[0050] 3D超声扫描通常涉及发射照射体内的特定体积的超声波,该特定体积可以被指定为目标体积或体积区域。这能够通过以多个不同角度发射超声波来实现。然后通过接收和处理反射波来获得体积数据集。体积数据集是体内的目标体积随时间的表示。由于时间通常被指定为第四维度,因此这样的随时间递送3D图像序列的超声系统100有时也被称为4D超声成像系统。

[0051] 应当理解,超声探头14可以以无创方式来使用(如图1所示)或者以有创方式来使用,有创方式通常是在TEE中完成的(未明确示出)。超声探头14可以由系统的用户(例如,医学工作人员或医生)手持。超声探头14被应用于患者12的身体,使得提供解剖部位的图像,特别是患者12的解剖目标的图像。

[0052] 另外,超声系统100可以包括图像重建单元16,图像重建单元16经由超声系统100控制对3D图像序列的提供。如下面将进一步详细解释的,图像重建单元16不仅可以控制经由超声探头14的换能器阵列对数据的采集,还可以控制从由超声探头14的换能器阵列接收的超声波束的回波形成3D图像序列的信号和图像处理。

[0053] 超声系统100还可以包括用于向用户显示3D图像序列的显示器18。更进一步地,还可以提供输入设备20,输入设备20可以包括按键或键盘22以及其他输入设备,例如,轨迹球24。输入设备20可以连接到显示器18或直接连接到图像重建单元16。

[0054] 超声系统100还可以包括用于存储所采集的超声数据集的存储器单元60。存储器单元60可以与诸如图像重建单元16的其余部件分开提供,或者可以与图像重建单元16一起

提供在同一壳体中。

[0055] 图2图示了超声成像系统100的示意性框图,该图图示了超声成像系统100的若干部件。超声探头14可以例如包括CMUT换能器阵列26。换能器阵列26可以替代地包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器元件。换能器阵列26是能够在三维中扫描以进行3D成像的一维或二维换能器元件阵列。换能器阵列26被耦合到探头中的微波束形成器28,微波束形成器28控制CMUT阵列单元或压电元件对信号的发送和接收。微波束形成器能够至少部分对由换能器元件的组或“拼片”接收的信号进行波束形成,如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等人) 中所述。微波束形成器28可以通过探查线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关30,T/R开关30在发射与接收之间切换,并且在不使用微波束形成器28并且主波束形成器34直接操作换能器阵列26时保护主波束形成器34免受高能发射信号的影响。由换能器控制器32指导在微波束形成器28的控制下进行的从换能器阵列26发生的超声波束发射,换能器控制器32通过T/R开关30被耦合到微波束形成器28和主系统波束形成器34,换能器控制器32接收来自用户接口或控制面板22的用户的操作的输入。由换能器控制器32控制的功能之一是波束转向和聚焦的方向。可以使波束从(正交于)换能器阵列26向前转向,或者可以使波束以不同的角度转向以获得更宽的视场。换能器控制器32能够被耦合以控制针对CMUT阵列的DC偏置控件58。DC偏置控件58设置被施加到CMUT单元的(一个或多个)DC偏置电压。

[0056] 由微波束形成器26在接收时产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器34,在主波束形成器34处,来自换能器元件的个体拼片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器34可以具有128个通道,这些通道中的每个通道均接收来自数十个或数百个CMUT换能器单元或压电元件的拼片的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列26的数千个换能器元件接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0057] 波束形成的信号被耦合到信号处理器36。信号处理器36能够以各种方式处理接收到的回波信号,所述各种方式例如为带通滤波、抽取、I和Q分量分离,以及谐波信号分离,其用于分离线性和非线性信号,以便能够识别从组织和/或已经预先施用到患者12的身体的造影剂中包含的微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。信号处理器36还可以执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信号复合,以及噪声消除。信号处理器36中的带通滤波器能够是跟踪滤波器,其通带随着接收回波信号的深度增加而从较高频带滑动到较低频带,从而拒绝来自较大深度的较高频率的噪声,在较大深度处的这些频率缺乏解剖结构信息。

[0058] 经处理的信号可以被传送到B模式处理器38和多普勒处理器40。B模式处理器38采用对所接收的超声信号的幅度的检测,以用于对身体中的结构(例如,身体中的器官和血管的组织)进行成像。可以以谐波图像模式或基波图像模式或这两者的组合来形成身体结构的B模式图像,如美国专利US 6283919 (Roundhill等人) 和美国专利US 6458083 (Jago等人) 中所述。

[0059] 多普勒处理器40可以处理来自组织移动和血流的在时间上不同的信号,以用于检测物质的运动,例如,图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器40通常包括具有参数的壁滤波器,所述参数可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。例如,壁滤波器能够被设置为具有通带特性,该通带特性使来自较高速度的材料的相对较低幅

度的信号通过,同时拒绝来自较低或零速度材料的相对较强的信号。该通带特性将使来自流动的血液的信号通过,同时拒绝来自附近的静止或减慢移动的物体(例如,心脏壁)的信号。逆特性将使来自心脏的移动组织的信号通过,同时拒绝所谓的组织多普勒成像的血流信号,从而检测和描绘组织的运动。多普勒处理器40可以接收并处理来自图像场中的不同点的在时间上离散的回波信号序列、来自被称为总集的特定点的回波序列。利用多普勒频率与指示血流速度的速度的对应关系,在相对较短的间隔内快速连续接收的回波总集能够用于估计流动的血液的多普勒频移。在较长时间段内接收的回波的总集用于估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。

[0060] 然后,由B模式处理器38和多普勒处理器40产生的结构和运动信号可以被传送到扫描转换器44和多平面重新格式化器54。扫描转换器44以所需的图像格式将回波信号布置成回波信号被接收时所遵循的空间关系。例如,扫描转换器44可以将回波信号布置成二维(2D)扇形形状格式或金字塔形三维(3D)图像。扫描转换器44能够将B模式结构图像与图像场中的点处的具有其多普勒估计速度的运动相对应的颜色进行叠加,以产生描绘图像场中的组织和血流的运动的彩色多普勒图像。多平面重新格式化器54将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像,如美国专利US 6443896(Detmer)中所述。体积绘制器52将3D数据集的回波信号随时间转换成投影的3D图像序列56,如同从给定的参考点观察一样,如美国专利US 6530885(Entrekin等人)中所述。3D图像序列56从扫描转换器44、多平面重新格式化器54和体积绘制器52被传送到图像处理器42以用于进一步的增强、缓冲和临时存储,以供在显示器18上进行显示。除了用于成像之外,由多普勒处理器40产生的血流值和由B模式处理器38产生的组织结构信息可以被传送到量化处理器46。量化处理器46可以产生不同流动条件的测量结果,例如,血流的体积速率以及结构测量结果(例如,器官的大小和孕龄)。量化处理器46可以从用户控制面板22接收输入,例如,图像的解剖结构中要进行测量的点。来自量化处理器46的输出数据可以被传送到图形处理器50,以用于在显示器18上用图像重现测量图形和值。图形处理器50还能够生成用于与超声图像一起显示的图形叠加物。这些图形叠加物能够包含标准识别信息,例如,患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器50可以从用户接口22接收输入,例如,患者姓名。用户接口22可以被耦合到发射控制器32以控制从换能器阵列26发生的超声信号生成并因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口22还可以被耦合到多平面重新格式化器54以用于选择和控制多幅多平面重新格式化(MPR)图像的平面,这可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

[0061] 同样,应当注意,到目前为止,前述超声系统100仅被解释为用于医学3D超声图像处理设备10的应用的一个可能的示例。应当注意,前述超声系统100不必包括之前解释的所有部件。另一方面,如果需要,超声系统100还可以包括另外的部件。此外,应当注意,多个前述部件不一定必须被实现为硬件,而是也可以被实现为软件部件。多个前述部件也可以被包括在共同实体中或者甚至被包括在单个实体中,并且不必全部都被实现为单独的实体,如图2中示意性地示出的那样。

[0062] 根据本发明的超声成像系统100还包括跟踪单元62,跟踪单元62被配置为确定所采集的多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置和取向。跟踪单元62可以跟踪多个3D超声图像数据的绝对空间位置和取向。然而,虽然跟踪绝对空

间位置和取向不一定是强制性的,但是至少需要跟踪3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置和取向。如果超声采集单元16的换能器控制器32被布置为操控由阵列超声波束在不同角度下的发射(从而采集具有不同部分重叠视场的多个3D超声图像数据),则跟踪单元62可以被直接耦合到换能器控制器32。

[0063] 从图1能够理解本发明的两个应用示例。在第一示例中,为了采集具有不同的部分重叠视场的3D超声图像数据,超声探头14从第一位置P1移动到第二位置P2。跟踪单元62确定与第一探头的位置相对应的第一3D超声图像数据相对于与第二探头14'的位置相对应的第二3D超声图像数据的相对空间位置和取向。这种位置和取向跟踪可以借助于外部跟踪或基于图像配准的方法来完成。通常,外部跟踪和基于图像配准的方法两者也可以彼此组合。在第二示例中,超声采集单元16能够被布置成在不同角度下操纵发射的超声波束,同时探头(14、14')保持在固定位置(P1或P2)处,在这种情况下,跟踪单元能够基于来自换能器控制器32的输入来确定3D图像数据的相对空间位置和取向。

[0064] 在外部跟踪的情况下,跟踪单元62可以例如是包括一个或多个相机的电磁跟踪单元或光学跟踪单元。这些外部跟踪单元优选跟踪超声探头14的相对位置和取向。跟踪超声探头14的相对位置和取向使得能够确定所采集的超声体积的相对位置和取向。这为所采集的成像体积中的每个体素提供了3D空间中的位置。

[0065] 替代地或额外地,基于图像配准的方法可以用于使用刚性图像配准方法来计算所采集的3D超声图像数据的相对位置和取向。优选地,根据被扫描的组织特性来选择使用的特定配准方法。在这种情况下,相对于先前采集的体积计算体积体素的相对位置。跟踪单元62优选被配置为借助于图像分析来比较多个采集的3D超声图像数据并且基于所述图像分析来执行图像配准。因此,图像配准基于多个3D超声图像的图像比较,例如,逐体素的比较。

[0066] 此外,根据本发明的超声成像系统100还包括缝合单元64。缝合单元64被配置为通过将具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据彼此缝合来复合这些3D超声图像数据,以便生成复合的3D超声图像数据。换句话说,缝合单元64将多个3D超声图像数据组合成包括在多个单独的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据中表示的较小体积(视场)的大区域体积。这使得能够重建比超声探头14的视场更大的3D体积。这在对大于超声探头14的视场的整个器官进行成像的情况下特别有利。复合图像的3D体积包括不同采集的3D超声图像数据的若干重叠体积。基于多个采集的3D超声图像数据的重叠输入体积的组合来得到复合的3D超声图像数据的最终体积。

[0067] 根据本发明的缝合单元64被配置为在将多个3D超声图像数据缝合在一起之前计算多个3D超声图像数据的缝合顺序。基于之前借助于跟踪单元62已经确定的所确定的3D超声图像数据的相对空间位置,在缝合单元64内计算该缝合顺序。基于图像数据的所述确定的相对空间位置对所述缝合顺序的计算用于使多个图像数据的不同视场的重叠区最小化。最后,缝合单元64根据所述缝合顺序缝合多个3D超声图像数据。借助于计算出的缝合顺序使多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化,减少了复合的图像数据之间的接缝/缝线的量。这再次提高了最终复合的3D超声图像数据的图像质量。

[0068] 本文提出的缝合方法优选定义拼片(p)缝合顺序,其使相继拼片之间的重叠区最小化(体积($p(n) \cap p(n-1)$))。不同超声数据集的体积的重叠区与不同采集的3D超声数据集的体积之间的距离相关。体积彼此越远,重叠区就越小,直到给定阈值为止,超过给定阈

值时重叠区为零。另外,还存在对体积形状的依赖性:相关性与球形体积之间的距离方向无关,然而,对于基于锥形或矩形的形状,存在对体积形状的依赖性,其随着距离而增加。本文假设对于小距离,能够假设相关性是准方向无关的。在给出该假设的情况下,使用拼片(p)中的每个拼片的质心点(x_i)执行初始体积预对齐。这允许使用基于点云的方法来解决分类问题。

[0069] 为了将上述假设转化为点云问题,对每个拼片(p_i)的质心(x)进行分类,其中,将针对体积的距离路径($d_i(x)$)最大化。从最年轻的体积质心(x_n)开始,选择下一个最远的体积,然后选择离这两个体积最远的体积,依此类推。通过基于该排序来选择最终体积中的体素值,这种方法提供了体积分布的近似结果,其使复合的3D超声图像数据的最终体积中存在的缝线最小化。

[0070] 图3以示意性方式总结了根据本发明的方法。在第一步骤S101中,采集具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据。在步骤S102中,确定多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此或相对于绝对坐标系的相对空间位置。在步骤S103中,选择多个3D图像数据以用于在步骤S104中的随后的缝合。步骤S103的数据选择包括确定缝合顺序,该缝合顺序定义哪个超声图像数据用于随后的缝合以及它们一个接一个地使用的顺序。与现有技术相比,超声图像数据不是以它们的时间和日期的顺序被缝合在一起的,而是以使多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化的缝合顺序被缝合在一起的,从而使复合的3D超声图像中的不同图像之间的接缝/缝线的数量最小化。在步骤S103中,基于在步骤S102中确定的相对位置来确定缝合顺序。优选地,通过确定多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的中心点的空间位置之间的距离并根据所述确定的距离对多个3D超声图像数据进行排序来计算缝合顺序。在步骤S104中进行的缝合优选以多个3D超声图像数据中的最新采集的一个3D超声图像数据开始并且将该最新采集的一个3D超声图像数据缝合到多个3D超声图像数据中的这样的一个3D超声图像数据:这样的一个3D超声图像数据的中心点距离在时间上是最新采集的3D超声图像数据的中心点具有最大距离。然后在步骤S104中继续进行缝合,优选地,通过将多个3D超声图像数据中的另外的一个3D超声图像数据与已经缝合的3D超声图像数据进行缝合来继续进行缝合,其中,多个3D超声图像数据中的另外的一个3D超声图像数据的中心点距离已经缝合的3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据的中心点具有最大距离(相比于所有剩余的尚未缝合的超声图像数据的中心点)。

[0071] 借助于使用在步骤S103中确定的缝合顺序在步骤S104中执行的该缝合技术,在步骤S105中最终计算复合的3D超声图像数据。

[0072] 以图解形式示出如上文所解释的确定缝合顺序的基本原理以用于图5中的简化示例。在图5中图示了四个不同的超声图像数据(由点1、2、3、4表示),它们都具有不同的中心点,因此具有不同的视场。假设每个视场的大小对于所有四个3D图像数据集都是相同的。

[0073] 图像数据集1是最年轻的数据集,即,最新采集的数据集。因此,缝合开始于图像数据集1并且将图像数据集1缝合到图像数据集2,这是因为图像数据集2相比于其他数据集3和4,图像数据集2的中心点距离图像数据集1的中心点具有最大距离 d_1 。接下来,继续缝合图像数据集3,这是因为图像数据集3的中心点距离图像数据集1和2的中心点的距离(即 $d_{2,1}$ 和 $d_{2,2}$ 的总和)大于剩余的尚未缝合的图像数据集4的中心点距离数据集1和2的中心点的距离。最后,将数据集4缝合到已经缝合的数据集1、2和3。

[0074] 图4示意性地示出了根据不同的缝合技术得到的复合的3D图像的比较结果,其中,一种复合的3D图像是根据现有缝合技术得到的(参见图4的左侧部分),现有缝合技术使用根据图像数据集年龄的缝合顺序,而另一种复合的3D图像是根据本发明的缝合技术得到的(参见图4的右侧部分),根据本发明的缝合技术的缝合顺序使拼片贡献最大化并且使多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化。从该简化的示意性示例可以观察到,通过利用根据本发明的缝合技术及其预先执行的缝合顺序确定,接缝/缝线的数量得到显著减少。

[0075] 如图2和图3所示,根据本发明的超声成像系统100还可以包括图像质量单元66和警报单元68。这两个单元66、68可以执行如在图3的步骤S106中示意性示出的质量监测。该质量监测主要用于监测解剖结构变化,并且如果在采集的超声图像数据内发生高于预定阈值的解剖结构变化,则通知系统100的用户。另外,将在多个3D超声图像数据集中的每个3D超声图像数据集内实时采集的部分体积区与复合的3D图像数据进行比较。用于计算所述图像差异的度量可以提供用于提供图像变化量的指示的绝对值。计算值能够用作指出图像质量的实时值。例如,可以在显示器18上将该值显示给用户。替代地或额外地,可以将图像质量单元66中确定的质量值提供给警报单元68,警报单元68然后向用户通知当前采集的超声图像数据是过时的,因此需要新的图像采集。该警报单元68可以包括扬声器、光学致动器和/或触觉致动器,其向用户提供听觉反馈、视觉反馈和/或触觉反馈。

[0076] 虽然已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示例性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0077] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0078] 计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0079] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

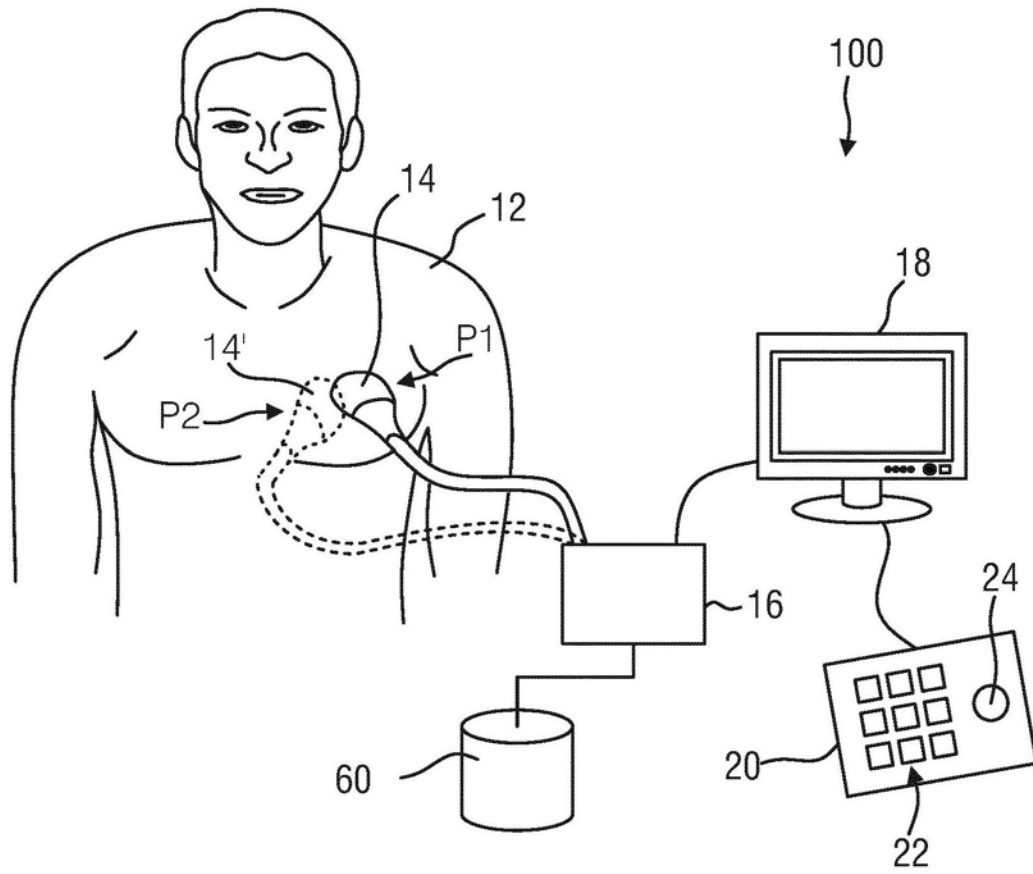


图1

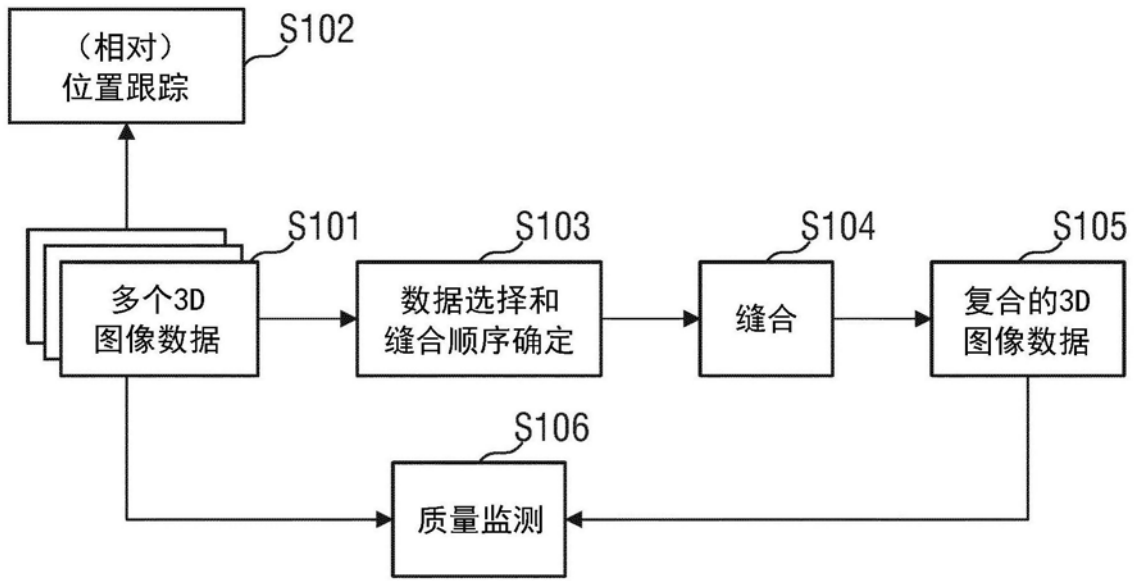


图3

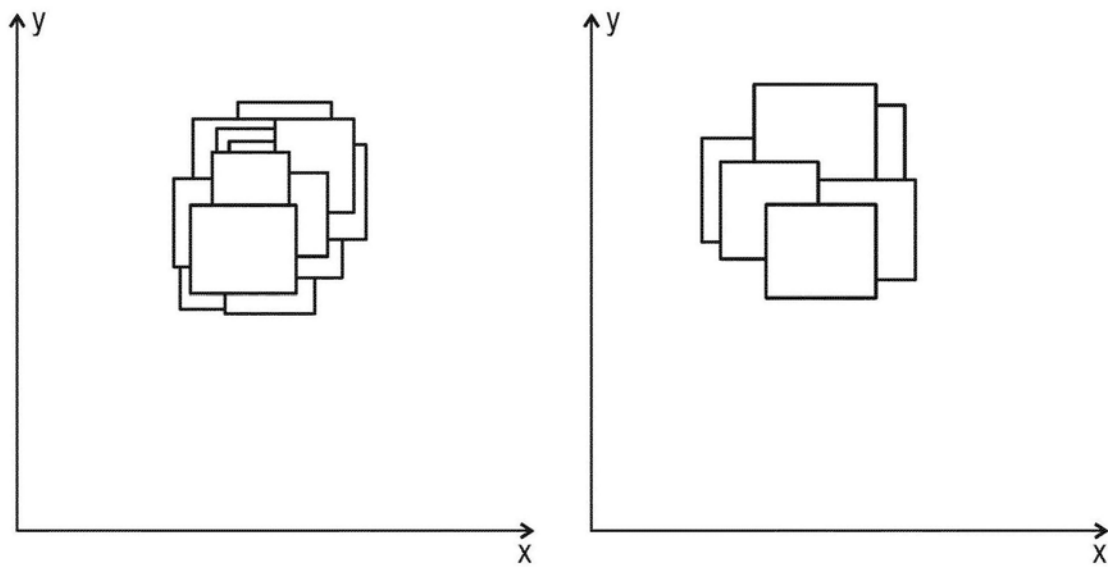


图4

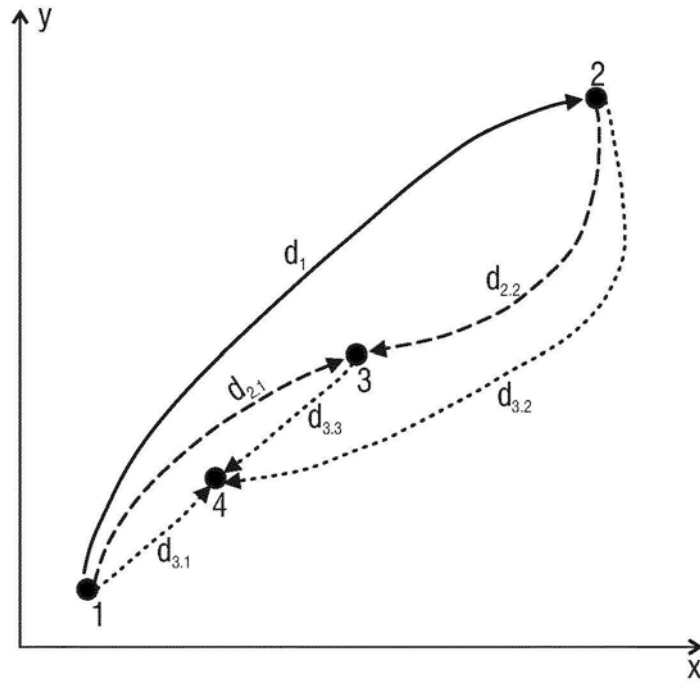


图5

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN110022774A	公开(公告)日	2019-07-16
申请号	CN201780073826.2	申请日	2017-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	JL库斯特拉 E范戴克 GLTF豪特瓦斯特 D宾内卡普		
发明人	J·L·库斯特拉 E·范戴克 G·L·T·F·豪特瓦斯特 D·森登 D·宾内卡普		
IPC分类号	A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5253 G01S15/8993 G01S15/8995		
代理人(译)	王英		
优先权	2016201057 2016-11-29 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于产生空间复合的3D超声图像数据的超声成像系统(100)，包括：-超声采集单元(16)，其用于采集具有不同但至少部分重叠的视场的多个3D超声图像数据，-跟踪单元(62)，其适于确定所述多个3D超声图像数据中的每个3D超声图像数据相对于彼此的相对空间位置，以及-缝合单元(64)，其适于通过将所述多个3D超声图像数据缝合到彼此来复合所述多个3D超声图像数据，以便生成复合的3D超声图像数据，其中，所述缝合单元(64)适于通过使所述多个3D超声图像数据的不同视场的重叠区最小化，基于所确定的所述3D超声图像数据的相对空间位置来计算所述多个3D超声图像数据的缝合顺序，并且其中，所述缝合单元(64)适于根据所述缝合顺序来缝合所述多个3D超声图像数据。

