



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108472015 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680075867.0

(22)申请日 2016.12.20

(30)优先权数据

62/270,868 2015.12.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/057808 2016.12.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/109685 EN 2017.06.29

(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 C·迪富尔 S·阿莱尔 T·唐

G·C-H·吴

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G06T 7/33(2006.01)

G06T 7/10(2006.01)

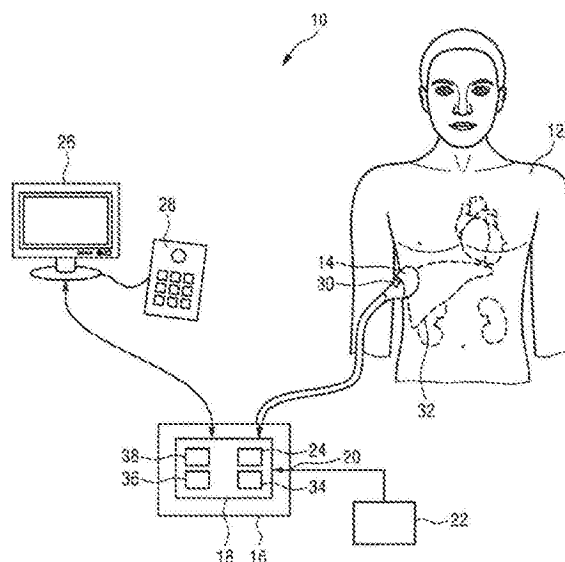
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

用于检查对象的体积的医学成像装置和医学成像方法

(57)摘要

公开了一种用于检查对象(12)的体积的医学成像装置(10)。所述医学成像装置包括:包括用于采集所述对象的超声图像数据的超声探头的超声采集单元(14)、用于接收所述对象的医学图像数据的图像接口(20)、用于确定所述超声探头的位置的位置确定单元(30)。对准单元被提供用于基于所述对象的解剖特征(32)和检测到的所述超声探头的位置来对准所述超声图像数据和所述医学图像数据,并且用于基于运动模型调整所述超声图像数据和所述医学图像数据的对准。图像处理单元(18)被提供用于处理所述超声图像数据和所述医学图像数据,以基于所述对准将所述超声图像数据和所述医学图像数据融合为组合图像数据。



1. 一种用于检查对象 (12) 的体积的医学成像装置 (10), 包括:

图像接口 (20), 其用于接收由超声探头采集的多个超声图像数据和所述对象的医学图像数据,

位置确定单元 (30), 其用于接收所述超声探头的位置数据,

图像处理单元 (18), 其被布置为基于所述多个超声图像数据来确定所述体积的运动模型 (38), 并且基于所述运动模型 (38) 将所述超声图像数据和所述医学图像数据对准, 其中, 所述图像处理单元包括:

融合单元 (24), 其用于处理所述超声图像数据和所述医学图像数据, 以基于所述对准将所述超声图像数据和所述医学图像数据融合为组合图像数据。

2. 如权利要求1所述的医学成像装置, 其中, 所述图像处理单元适于基于所述对象的解剖特征和检测到的所述超声探头的位置来确定所述运动模型并且将所述超声图像数据和所述医学图像数据对准。

3. 如权利要求1所述的医学成像装置, 其中, 所述图像处理单元适于确定所述超声数据和所述医学图像数据中的对应的解剖特征, 并且基于所述对应的解剖特征将所述超声数据和所述医学图像数据对准。

4. 如权利要求3所述的医学成像装置, 其中, 所述图像处理单元适于基于所确定的对应的解剖特征之间的距离将所述超声数据和所述医学图像数据对准。

5. 如权利要求1所述的医学成像装置, 其中, 所述图像处理单元包括分割单元 (36) 和对准单元, 所述分割单元用于提供所述对象的解剖特征的分割数据, 所述对准单元适于基于所述分割数据将所述超声图像数据和所述医学图像数据对准。

6. 如权利要求3所述的医学成像装置, 其中, 所述图像处理单元适于基于所述运动模型来确定所述解剖特征的运动状态, 并且其中, 所述图像处理单元还被配置为基于所确定的运动状态来调整所述超声图像数据和所述医学图像数据的所述对准。

7. 如权利要求1至6所述的图像医学成像装置, 还包括超声探头 (14), 所述超声探头用于采集所述多个超声图像数据, 并且其中, 所述位置确定单元 (30) 被布置为确定所述超声探头的位置。

8. 如权利要求7所述的医学成像装置, 其中, 所述图像处理单元适于基于所确定的所述超声探头的位置来确定所述医学图像数据中的多个不同的图像平面。

9. 如权利要求8所述的医学成像装置, 其中, 所述超声探头适于采集二维超声图像数据, 并且其中, 所述图像处理单元适于基于所述运动模型将所述二维超声图像数据与所述医学图像数据的所述不同的图像平面 (C) 中的一个对准。

10. 如权利要求8所述的医学成像装置, 其中, 所述超声探头适于采集所述对象的三维超声图像数据, 并且其中, 所述图像处理单元适于基于所述运动模型将所述三维超声图像数据的图像平面与所述医学图像数据的所述不同的图像平面中的一个对准。

11. 如权利要求8或10所述的医学成像装置, 其中, 所述图像处理单元适于基于在所述超声图像数据和所述医学图像数据中识别的对应的解剖特征来选择所述医学图像数据的所述不同的图像平面中的一个。

12. 如权利要求8或10所述的医学成像装置, 其中, 所述图像处理单元适于基于概率算法来选择所述医学图像数据的所述不同的图像平面中的一个。

13. 如权利要求12所述的医学成像装置,其中,所述概率算法是维特比算法。

14. 如权利要求1所述的医学成像装置,其中,所述运动模型是基于从所述位置确定单元接收的所述超声探头的所述位置来确定的。

15. 如权利要求1所述的医学成像装置,其中,所述运动模型包括具有呼吸函数 $B(t)$ 的颅-尾平移模型(40)。

16. 如权利要求15所述的医学成像装置,其中,所述运动模型38是基于在所述呼吸函数 $B(t)$ 的至少一个呼吸周期期间采集的所述多个超声图像数据来确定。

17. 一种用于检查对象(12)的体积的医学成像方法(50),包括以下步骤:

经由图像接口(20)接收(52)由超声探头采集的多个超声图像数据并且接收所述对象的医学图像数据,

接收所述超声探头的位置,

基于所述多个超声图像数据来确定(56)所述体积的运动模型(38);

将所述超声图像数据和所述医学图像数据对准(62),

基于所述运动模型来调整所述超声图像数据和所述医学图像数据的所述对准,并且

处理(64)所述超声图像数据和所述医学图像数据,以基于所述对准将所述超声图像数据和所述医学图像数据融合为组合图像数据。

18. 如权利要求17所述的医学成像方法,还包括:

通过包括所述超声探头的超声采集单元(14)来采集(60)所述对象的所述多个超声图像数据,

确定(54)所述超声探头的位置。

19. 一种包括程序代码模块的计算机程序,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在计算机上运行时使所述计算机执行如权利要求16所述的方法(50)的步骤。

用于检查对象的体积的医学成像装置和医学成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于检查对象体积的医学成像装置,具体地涉及组合对象的超声图像数据和医学图像数据的医学成像装置。本发明还涉及用于检查对象的体积的医学成像装置,具体地涉及用于组合对象的超声图像数据和医学图像数据的方法。

背景技术

[0002] 在医学成像系统领域中,总体上已知的是要融合患者的实况超声图像与术前体积图像,如相同患者的计算机断层摄影图像,以便改进诊断可能性。这些系统通常借助于经校准的电磁跟踪系统在空间上对准不同的图像数据,其中,跟踪系统允许保持超声图像数据和术前体积图像数据之间的空间同步。对应的医学成像系统是例如从US 2011/028843 A1中已知的。

[0003] 超声图像数据和术前图像数据的对准基于跟踪系统的空间校准和超声图像数据坐标与术前体积图像坐标之间的刚性变换。如果在超声扫描之前不久执行术前图像扫描并且如果校准位置靠近于要对准的图像数据的位置,则不同图像数据坐标的校准因此更准确。

[0004] 即使跟踪系统的空间校准高度准确,不同图像数据的对准示出由于患者的心脏和/或呼吸运动的未对准。

发明内容

[0005] 因此,本发明的目的是提供一种用于检查对象的体积的医学成像装置,其提供不同图像数据的改进的对准,即使要检查的体积处于运动中。

[0006] 本发明的另一目的是提供一种用于检查对象体积的对应的医学成像方法。

[0007] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于检查对象的体积的医学成像装置,包括:

[0008] 超声采集单元,其包括用于采集对象的多个超声图像数据的超声探头,

[0009] 用于接收对象的医学图像数据的图像接口,

[0010] 位置确定单元,其用于确定超声探头的位置,

[0011] 图像处理单元,其被布置为基于多个超声图像数据来确定体积的运动模型,并且基于运动模型将超声图像数据和医学图像数据对准,其中,图像处理单元包:

[0012] 融合单元,其用于处理超声图像数据和医学图像数据,以基于对准将超声图像数据和医学图像数据融合为组合图像数据。

[0013] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于检查对象的体积的医学成像方法,包括以下步骤:

[0014] 由包括超声探头的超声采集单元采集对象的多个超声图像数据超声图像数据,

[0015] 经由图像接口接收对象的医学图像数据,

[0016] 确定超声探头的位置,

[0017] 基于多个超声图像数据确定体积的运动模型,

- [0018] 对准超声图像数据和医学图像数据，
- [0019] 基于运动模型调整超声图像数据和医学图像数据的对准，并且
- [0020] 处理超声图像数据和医学图像数据，以基于对准将超声图像数据和医学图像数据融合为组合图像数据。
- [0021] 本发明的优选实施例在从属权利要求中定义。应当理解，所要求保护的方法具有与所要求保护的并且如从属权利要求中定义的设备相似和/或相同的优选实施例。
- [0022] 本发明基于优选基于超声探头的位置和对象的解剖特征对准超声图形数据和医学图像数据的想法，所述医学图像数据是相同患者的术前体积图像数据。超声图像数据和医学图像数据被对准，并且如果由于要成像的解剖特征的运动而发生未对准，则基于所确定的运动模型调整所述对准。基于运动模型，能够估计要成像的解剖特征的运动状态，并且能够连续执行图像数据的对准。因此，能够实现不同图像数据的精确对准并且能够连续维持图像数据的对准，即使如患者的器官的解剖特征例如通过呼吸处于运动中。
- [0023] 在优选实施例中，图像处理单元适于确定超声数据和医学图像数据中的对应解剖特征，并基于对应解剖特征来对准超声数据和医学图像数据。这能够实现超声图像数据和医学图像数据的精确对准。
- [0024] 在优选实施例中，图像处理单元适于基于所确定的对应解剖特征之间的距离来对准超声数据和医学图像数据。这能够以低技术努力对准超声数据和医学图像数据。
- [0025] 在优选实施例中，图像处理单元包括用于提供对象的解剖特征的分割数据的分割单元，其中，图像处理单元还包括对准单元，所述对准单元适于基于分割数据对准超声图像数据和医学图像数据。这能够基于图像数据精确对准超声图像数据和医学图像数据。
- [0026] 在优选实施例中，图像处理单元适于基于运动模型确定解剖特征的运动状态，并且其中，对准单元被配置为基于所确定的运动状态和运动模型调整超声图像数据和医学图像数据的对准。这能够对应于解剖特征的运动精确对准超声图像数据和医学图像数据。
- [0027] 在优选实施例中，图像处理单元适于基于检测到的超声探头的位置来确定医学图像数据中的多个不同的图像平面。这能够以低技术努力提供与超声图像数据对准。
- [0028] 在优选实施例中，超声探头适于采集二维超声图像数据，其中，对准单元适于基于运动模型对准二维超声图像数据和医学图像数据的不同的图像平面中的一个。这能够基于运动模型精确对准二维超声图像数据和医学图像数据的图像平面。
- [0029] 在优选实施例中，不同的图像平面彼此平行地设置。这能够以低技术努力对准二维超声图像数据和图像平面。
- [0030] 在另一优选实施例中，不同的图像平面与医学图像数据的校准图像平面平行设置。这还能够减少用于对准超声图像数据和医学图像数据的技术努力。
- [0031] 在备选实施例中，超声探头适于采集对象的三维超声图像数据，并且其中，对准单元适于基于运动模型对准三维超声图像数据的图像平面与医学图像数据的不同的图像平面之一。这能够基于运动模型精确对准三维超声图像数据与三维医学图像数据。
- [0032] 在优选实施例中，对准单元还适于基于在超声图像数据和医学图像数据中所识别的对应的解剖特征选择用于与超声图像数据对准的医学图像数据的不同的图像平面中的一个。这还能够改进超声图像数据与医学图像数据的对准的精度。
- [0033] 在另一优选实施例中，对准单元适于基于概率算法来选择用于与超声图形数据对

准的医学图像数据的不同的图像平面中的一个。这能够改进超声图像数据和医学图像数据的选择和对准的鲁棒性。在优选实施例中,概率算法是维特比(Viterbi)算法。

[0034] 在优选实施例中,基于由位置确定单元确定的超声探头的位置确定运动模型。这能够利用用于要成像的不同解剖特征的不同运动模型并改进对准的精度。

[0035] 在优选实施例中,运动模型包括颅-尾平移模型。这能够根据检测到的超声探头位置精确估计对象的解剖特征的运动。

[0036] 在优选实施例中,对准单元适于基于对象的解剖特征和检测到的超声探头的位置对准超声图像数据和医学图像数据。

[0037] 如上所述,超声图像数据和医学图像数据的对准能够被显著改进,因为对象的解剖特征的运动是基于运动模型并基于超声图像数据和医学图像的相关性来估计的。具体地,能够基于超声数据确定对象的解剖特征的运动,使得例如,能够考虑对象的呼吸运动并且能够对应地调整两个不同图像数据的对准。因此,即使对象的解剖特征处于运动中,也能够实现超声图像数据和医学图像数据的精确对准。

附图说明

[0038] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其它方面将显而易见并得到阐述。在以下附图中,

[0039] 图1示出了用于检查对象的体积的医学成像装置的示意图;

[0040] 图2a、b示出了要由医学成像装置融合为组合医学图像数据的超声图像和计算机断层摄影图像;

[0041] 图3示出了在医学扫描期间对象的呼吸的时序图;

[0042] 图4a-f示出了根据对象的呼吸的肝脏的不同位置;

[0043] 图5a-f示出了对应于根据对象的呼吸的图4a-f的肝脏的不同位置的超声图像和计算机断层摄影图像;

[0044] 图6示出了图示根据对象的呼吸的计算机断层摄影数据的不同的图像平面的选择的示意图;并且

[0045] 图7示出了用于对准对象的超声图像数据和术前医学图像数据的医学成像方法的流程图。

具体实施方式

[0046] 图1示出了总体上由10指示的医学成像装置的示意图。医学成像装置10被应用于检查解剖部位,具体地检查患者12的解剖部位的体积。医学成像装置10包括超声探头14,其具有包括用于发送和接收超声波的多个换能器元件的至少一个换能器阵列。换能器元件被布置在一串元件中或者布置为2D阵列。

[0047] 医学成像装置10总体上包括连接至超声探头14的控制单元16,以用于控制超声数据的采集并且具体地用于超声波的操纵和/或波束形成目的。控制单元16包括连接至超声探头14的图像处理单元18,以用于评价从超声探头14接收的超声数据并且用于融合或组合或关联患者12的超声图像数据与术前图像。图像处理单元18包括用于从数据库22或外部分析和成像装置22接收术前3D医学图像数据的图像接口20。术前图像数据优选为计算机断层

摄影图像数据 (CT)、磁共振断层摄影图像数据 (MRT) 或锥形射束CT图像数据或术前3D超声图像数据。图像处理单元18包括融合单元24, 以用于组合从超声探头14接收的超声图像和从数据库22或外部分分析和成像装置22接收的患者12的术前医学图像数据。

[0048] 医学成像装置10还包括显示单元26, 以用于显示从融合单元18接收的图像数据。显示单元26通常从图像处理单元18接收图像数据, 并且适于将超声图像数据和医学图像数据显示为组合图像数据, 例如, 显示为覆盖图像。医学成像装置10还包括输入设备28, 其可以连接到显示单元26或控制单元16, 以便控制图像采集。输入设备28可以包括键盘或鼠标等, 或者可以形成为显示单元26的触摸屏以总体上控制医学成像装置10。

[0049] 医学成像装置10还包括附接至超声探头14的位置确定单元30, 以用于确定超声探头14的位置。位置确定单元30例如借助于电磁跟踪确定附接至患者12的身体的使用中的超声探头14的位置。利用超声探头14的位置将由超声探头14采集的超声图像数据和经由图像接口20接收作为患者12的术前医学图像数据的医学图像数据相关。超声探头14在使用中适于提供来自图1中示意性示出的患者12的解剖特征32的超声图像数据, 其中, 患者12的优选解剖特征是要由超声探头14扫描的肝脏。

[0050] 图像处理单元18包括校准单元34, 以用于利用由超声探头14在初始校准位置处捕获的相应超声图像数据, 相对于经由图像接口20接收的术前医学图像数据来校准位置确定单元30。图像处理单元18还可以包括分割单元36, 以用于分割超声图像数据和医学图像数据, 并且用于提供对应的分割数据。分割单元36基于超声图像数据和医学图像数据内的模式和/或边缘检测来提供分割数据。配准单元24优选基于从分割单元36接收的分割数据来将超声图像数据和术前医学图像数据配准或相关。

[0051] 图像处理单元18还包括对象12的解剖特征32的运动模型38, 其基于检测到的超声探头14的位置和相应的查看方向描述患者体内的解剖特征32的运动。运动模型38提供患者体内的解剖特征32的运动或移动的指示, 使得由超声探头14捕获的超声图像数据的对准能够精确地与患者12的对应的术前医学图像数据相关, 即使解剖特征32由于患者12的生命活动, 如呼吸, 而处于运动中。此外, 能够基于解剖特征的运动模型和估计运动来调整或校正超声图像数据和医学图像数据的对准。运动模型优选地包括颅-尾平移模型。

[0052] 在超声扫描期间, 配准单元24融合由超声探头14采集的超声图像数据与解剖特征32的相同位置的医学图像数据。超声图像数据和术前医学图像数据的对准通过在超声图像数据和术前医学图像数据中检测到的解剖特征的相关来实现。能够基于例如由于对象12的呼吸的解剖特征32的运动模型, 对准对象12的超声图像数据和术前医学图像数据。因此, 能够改进两种不同图像数据的融合。

[0053] 在第一步骤中, 基于所确定的超声探头14的位置来选择运动模型38, 并且确定术前医学图像数据中的多个图像平面。在接下来的步骤中, 所捕获的超声图像数据、超声探头14的相应位置彼此相关。例如, 基于超声图像数据和术前医学图像数据中的特征检测和/或分割数据选择术前医学图像数据中的图像平面之一作为拟合所捕获的二维超声图像数据的校准位置。基于解剖特征32的运动模型38和对应的预期移动, 在肝脏32相对于超声探头14和选定的图像平面的该具体情况下, 术前医学图像数据的不同切片被选择并且与当前捕获的超声图像数据配准或融合。基于运动模型38, 能够维持超声图像数据和对应的术前医学图像数据在校准位置处的正确融合或者能够校正未对准。因此, 能够考虑到例如由于解

剖特征32,即对象12的器官的呼吸的移动,使得在任何情况下能够实现不同图像数据的正确融合或配准。

[0054] 在图2a、b中,示出了用于医学成像装置10的校准的超声和计算机断层摄影图像。图像示出了作为对象12的解剖特征的肝脏32,其中,图2a示出了由超声探头14捕获的肝脏32,图2b示出了肝脏32的计算机断层摄影图像数据的对应的图像平面。肝脏32的血管的位置彼此对应,使得能够实现良好的对准。能够基于不同图像数据中的模式检测和/或边缘检测并且基于相应的图像数据的分割数据来执行校准,使得能够实现医学成像装置10的精确对准和精确校准。

[0055] 图3示出了对象12的呼吸函数 $B(t)$ 的时序图。在图3中,确定超声探头14的校准位置 B_c 或初始位置,其中,作为对象12的解剖特征的运动状态的呼吸函数 $B(t)$ 在校准位置 B_c 周围交替。校准位置 B_c 上方的峰对应于对象的吸入 B_i ,较低的峰对应于对象12的呼出 B_e 。

[0056] 由于对象12的呼吸,对象12的内部器官32相对于超声探头14在颅-尾方向上移动,即使超声探头14如下文详细描述的对相对于对象12的皮肤固定地保持。

[0057] 图4a-f示出了包括解剖特征32的对象12的示意性图示,解剖特征32在对象12的呼吸周期期间在颅-尾方向上移动。示意性地示出超声探头14以检查作为解剖特征32的肝脏32,其中,超声探头14处于相对于对象12的皮肤的固定位置处。在图5a-f中,示出了用于在图4a-f中示出的相应的呼吸周期的对应的超声图像和对应的术前计算机断层摄影图像。

[0058] 在图4a和5a中,校准位置被示意性地示出,其中,解剖特征处于如图3所示的中等或中间位置。解剖特征,即肝脏32如图4a所示处于中间位置,其中,如上所述,超声图像和对应的术前计算机断层摄影图像彼此对准或融合。在如图4b所示的呼气期间,肝脏32在对象12的身体中向下移动,并且因此,相对于超声探头14向下移动,使得不同的超声图像如图5b中所示被捕获。基于解剖特征32的运动模型,肝脏32的新位置被确定,并且计算机断层摄影图像数据的不同切片或图像平面被选择并与如图5b中所示的修改后的超声图像配准。在该固定位置处,所采集的多幅超声图像(例如在图5中示出的)共享共同解剖特征的重复模式,基于该模式随时间的变化,能够确定用于给定患者的运动模型(例如,模型包括如图3中的患者特定的时序图)。对应地,确定肝脏32在多幅的每幅超声图像中的不同位置,并且针对如图5c-f所示的图像相关和融合选择计算机断层摄影图像数据的相应的不同切片或图像平面。

[0059] 因此,能够在对象12的呼吸期间选择计算机断层摄影图像数据的正确图像平面作为术前医学图像数据,使得能够实现不同图像数据的精确对准。

[0060] 在图6中,示出了对象12的示意性图示和术前医学图像数据(例如,计算机断层摄影图像数据)的不同切片或图像平面C。在超声图像数据和术前医学图像数据的融合或配准期间,在术前医学图像数据中定义不同切片或图像平面C,其中,切片或图像平面C彼此平行并设置或取向在运动方向或颅-尾方向上。

[0061] 用于配准的切片或图像平面C是在一组切片或图像平面C中间选择的:

[0062] $\{C_m, \dots, C_{-3}, C_{-2}, C_{-1}, C_0, C_1, C_2, \dots, C_n\}$

[0063] 其中, C_0 是校准位置或初始位置的切片或图像平面C,并且其他切片或图像平面与校准切片或图像平面 C_0 平行设置。

[0064] 根据对象12的呼吸,肝脏32在颅-尾方向40上移动,其中,基于所确定的运动模型

38来选择术前图像数据的切片或图像平面C中的一个。

[0065] 在其中提供切片或图像平面的范围通常约为21mm的范围。切片或图像平面的典型量取决于采样率,其中,大量的切片或图像平面C增加复杂性和计算努力,并且减少的切片或图像平面的量降低复杂性和准确度。

[0066] 切片或图像平面C的选择能够基于最小化标准,其中,使用诸如血管的超声图像数据与医学图像数据中的检测到的解剖特征之间的距离,其中,选择具有对应的特征之间的最小距离的切片。能够使用其他距离,例如相互信息或均方误差。

[0067] 选择可以基于诸如维特比算法的动态编程的使用,以改进提供选择的稳定性。算法的目的是不仅在距离标准上而且基于考虑呼吸函数B(t)的概率选择切片或图像平面C。

[0068] 在备选实施例中,超声探头14是三维超声探头,其中,三维超声图像数据基于呼吸函数B(t)和运动模型与诸如的计算机断层摄影数据体积的对应的术前医学图像数据体积相融合或配准。医学成像装置10在颅-尾方向40上提供对应的一组医学图像数据体积,其中,基于呼吸函数B(t)和运动模型来选择相应的体积。

[0069] 图7示出了用于对准对象12的超声图像数据和术前医学图像数据的医学成像方法的示意性流程图。医学成像方法总体上由50指代。如52处所示,方法50开始于提供三维医学图像数据,例如计算机断层摄影图像数据、磁共振断层摄影图像数据等。如54处所示,位置确定单元30提供超声探头14的位置。在步骤56中,在超声探头14的固定位置处采集多幅超声图像。图像处理单元18经由对准单元,例如基于超声探头14的位置以及常见解剖特征的重复模式贯穿多幅超声图像的变化定义运动模型38。基于呼吸函数B(t)的至少一个呼吸周期定义运动模型38可以是有益的。这能够提供更精确的运动模型定义。在步骤56处,基于运动模型38确定图像数据中的解剖特征的运动状态,例如,对象12的呼吸状态,使得能够估计对象的解剖特征的运动和随后的重新对准。

[0070] 如步骤58处所示,融合单元24基于运动模型38和超声探头14的位置确定三维医学图像内的多个不同的图像平面。在步骤60处连续采集二维超声图像数据,并且在步骤62处选择三维医学图像数据的不同的图像平面中的一个,其最好地拟合在步骤60处采集的二维超声图像数据,以便对准超声图像数据与三维医学图像数据。例如基于三维图像数据和超声图像数据的图像平面内的对应的解剖特征的模式检测选择图形平面。在步骤62处的超声图像数据与医学图像数据的图像平面之一的对准以后,如步骤64处所示,将选定的图像平面的图像数据和超声图像数据融合为组合图像数据并显示在显示器屏幕26上,如步骤66处所示。

[0071] 因此,即使要成像的对象12的解剖特征处于运动中,也能够连续对准超声图像数据和医学图像数据,并且能够在显示器屏幕26上显示精确融合的图像数据。

[0072] 尽管已经在附图和前述描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述被认为是说明性的或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、公开内容和权利要求,本领域技术人员在实践要求保护的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0073] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元素或步骤,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权利要求中记载的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施这一事实并不指示这些措施的组合不能被有利地使用。

[0074] 计算机程序可以存储/分布在合适的介质上,诸如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分提供的光存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线电信系统分布。

[0075] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

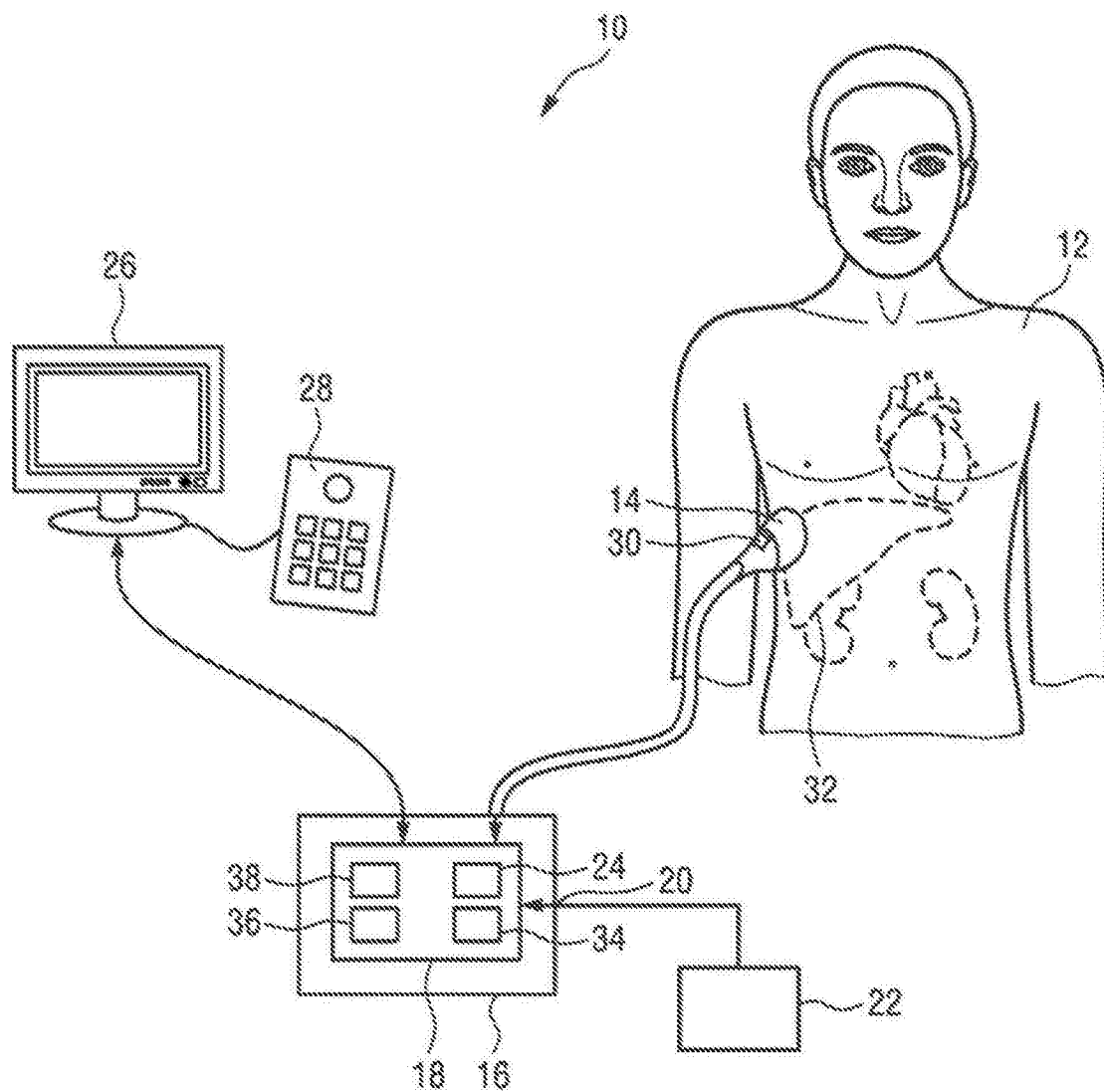


图1

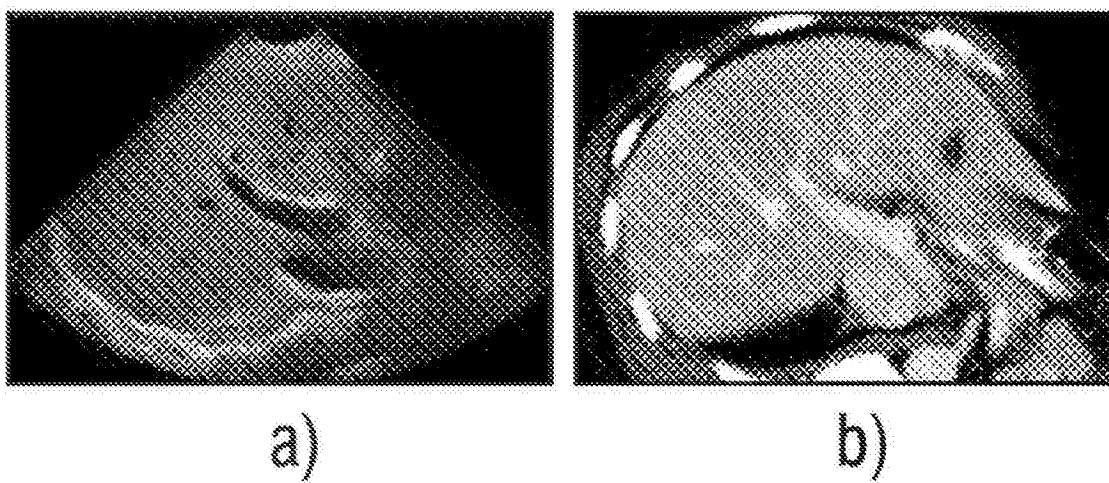


图2

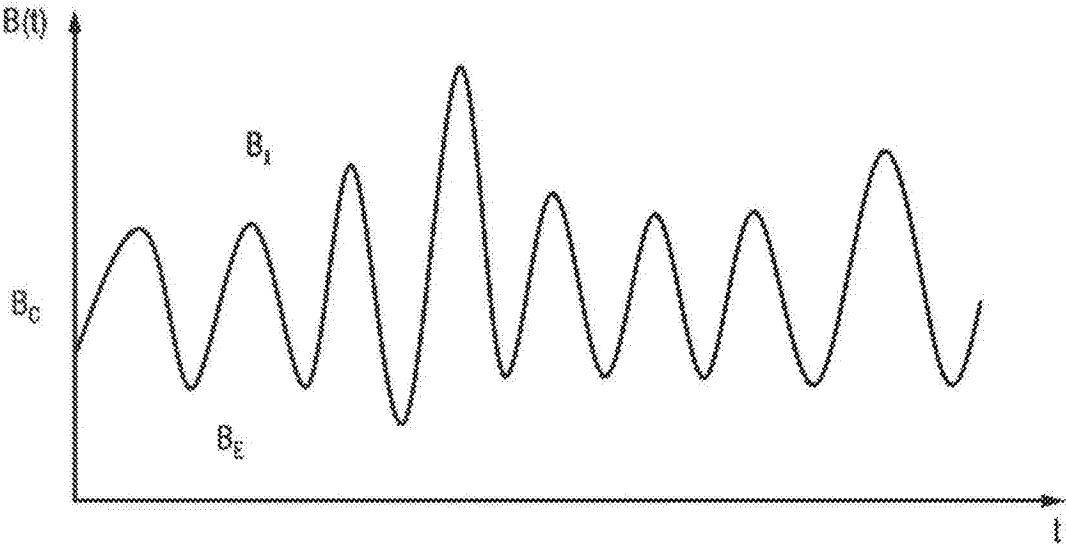


图3

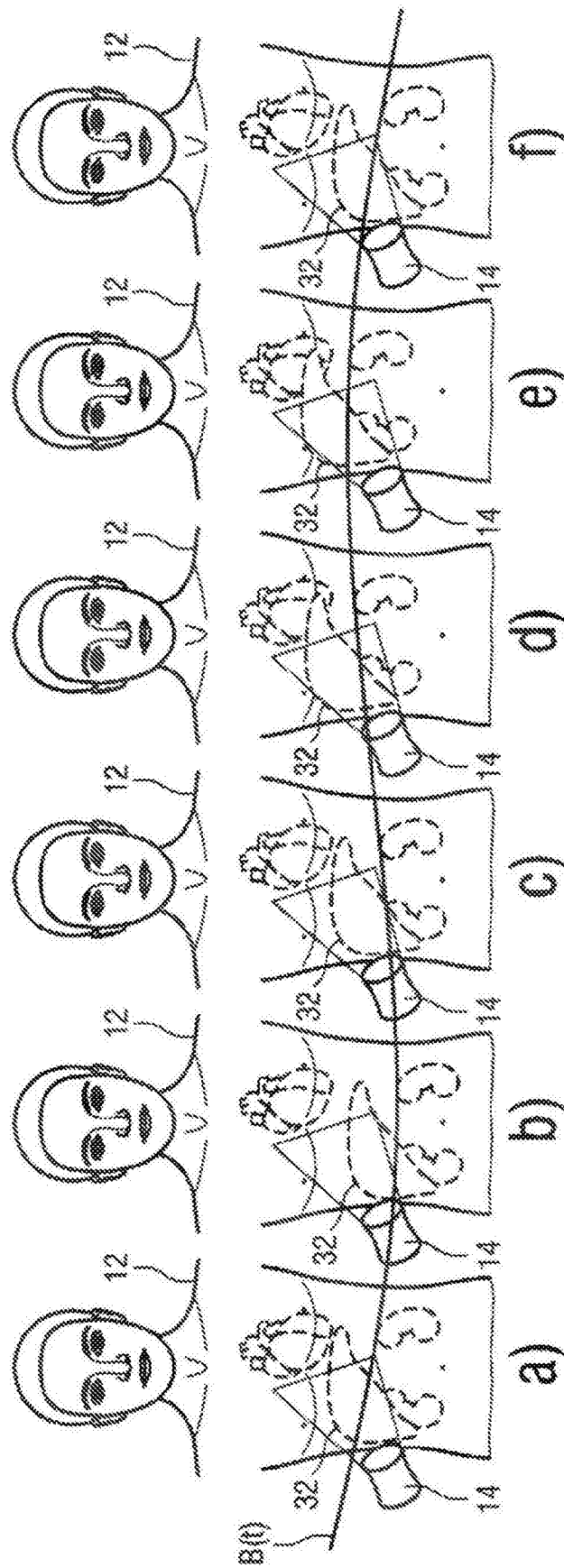


图4

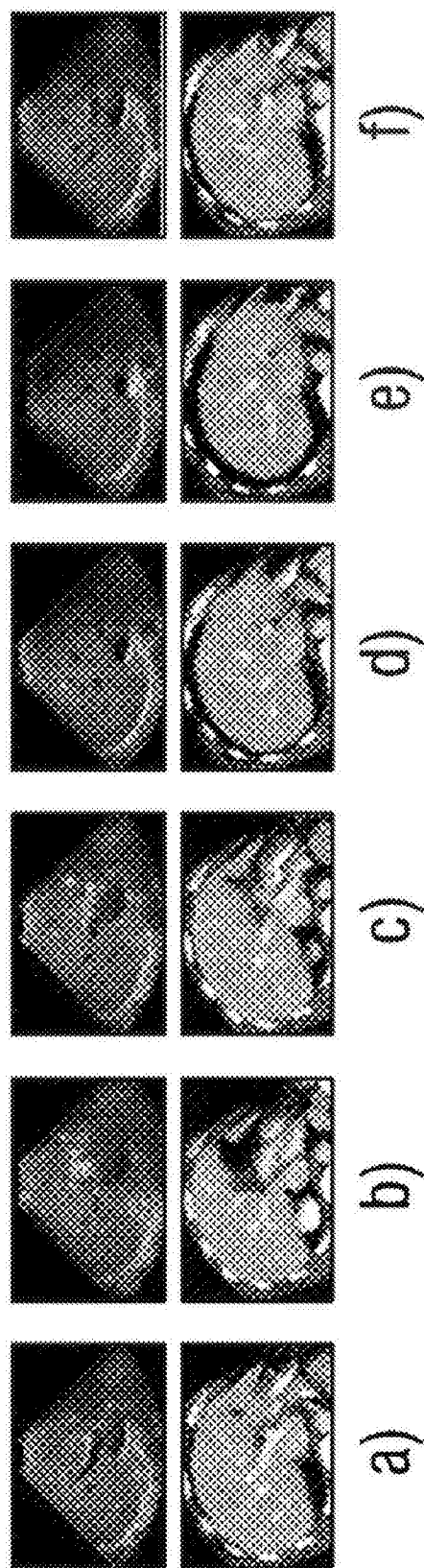


图5

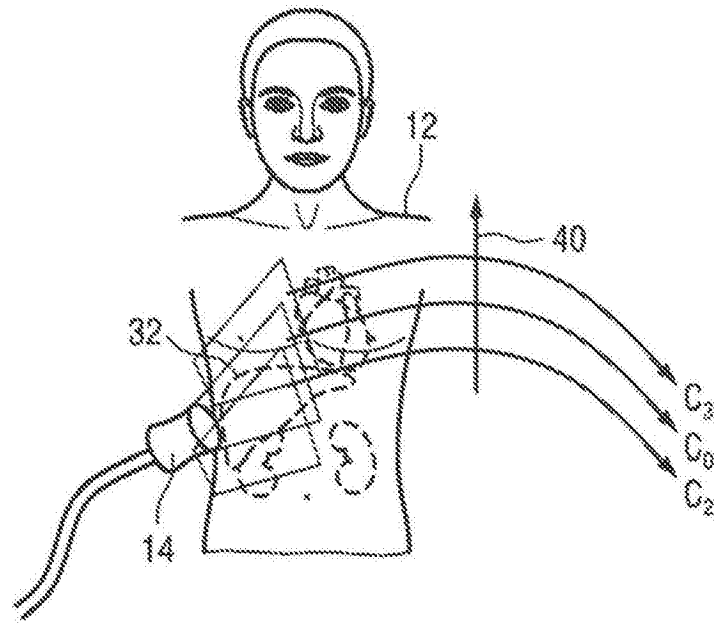


图6

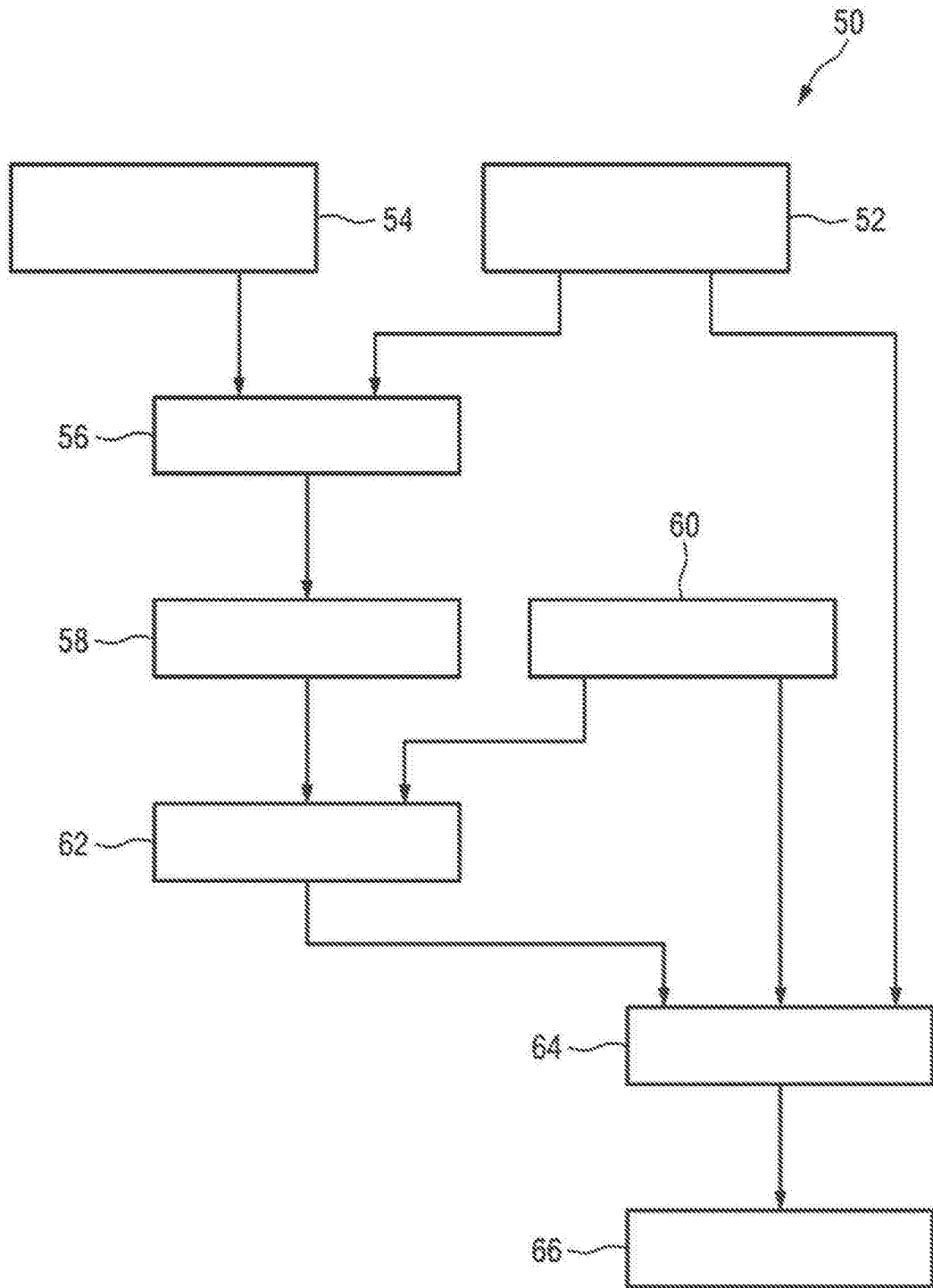


图7