(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 117460459 A
(43)申请公布日 2024.01.26

(21)申请号 202280038485.6
(22)申请日 2022.05.17
(30)优先权数据
21290034.4 2021.05.28 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.11.28
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2022/063248 2022.05.17
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/248281 EN 2022.12.01
(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 M•德克拉纳
I•韦希特尔-施特勒 P•阿兰
S•H•塞特尔迈尔 D•普拉特
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 孟杰雄
(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)

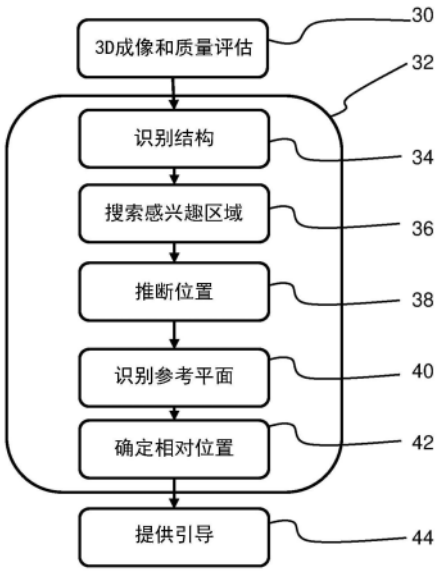
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

超声成像系统

(57)摘要

一种超声成像系统执行对3D超声图像的实时图像分析以识别3D图像中的解剖结构和界标，使得可以确定是否存在目标解剖结构的感兴趣区域。如果所述感兴趣区域不存在，则根据在视场内检测到的解剖结构和界标来推断视场体积之外的所述感兴趣区域的位置。然后可以导出参考解剖平面与3D超声成像探头的位置和取向之间的相对位移，使得可以给出超声引导信息。



CN 117460459 A

1.一种超声成像系统(10),包括:

3D超声成像探头(12),其用于采集视场体积的实时3D图像,其中,所述3D超声成像探头是由用户手动定位的;

控制器(16),其被配置为:

执行对所述3D图像的实时图像分析,从而执行以下操作:

识别所述3D图像中的解剖结构和界标;

基于所识别的解剖结构和界标来确定目标解剖结构的感兴趣区域是否存在;

如果基于所识别的解剖结构和界标确定所述感兴趣区域不存在,则根据在所述视场内检测到的所述解剖结构和所述界标来推断所述视场体积之外的所述感兴趣区域的位置;

识别针对所述目标解剖结构的至少一个参考解剖平面的位置;

确定所述参考解剖平面与所述3D超声成像探头的位置和取向之间的相对位置;并且基于所确定的相对位置来提供超声引导信息。

2.根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器还被配置为:针对所述视场体积来执行图像质量评估,并且丢弃被确定为不适合于识别解剖结构和界标的图像。

3.根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述控制器被配置为通过以下操作来确定所述相对位置:

识别感兴趣目标的解剖体的一个或多个主要方向;并且

确定所述一个或多个主要方向与所述超声成像探头的一个或多个轴之间的距离和取向。

4.根据权利要求1至3中的任一项所述的系统,其中,所述引导信息提供:

关于以下项的建议:从所述超声成像探头的当前位置和取向是否能够实现对所述感兴趣区域的期望参考解剖平面进行成像;或者

关于以下操作的推荐:从所述超声探头的当前位置和取向对所述感兴趣区域的参考解剖平面进行能够最接近地实现的采集;或者

用于指示以下操作的警告或引导:对探头位置进行所需的校正以实现对期望参考解剖平面的采集。

5.根据权利要求1至4中的任一项所述的系统,其中,所述控制器被配置为响应于输入命令而同时采集参考解剖平面的一组视图。

6.根据权利要求1至5中的任一项所述的系统,其中,所述控制器被配置为通过使用用于跟踪关键解剖点的界标检测算法来检测所述感兴趣区域是否存在。

7.根据权利要求6所述的系统,其中,所述关键解剖点包括用于心脏成像的心脏瓣膜。

8.根据权利要求1至7中的任一项所述的系统,其中,所述控制器被配置为使用根据所述3D图像对解剖体的基于模型的重建来检测所述感兴趣区域是否存在。

9.根据权利要求8所述的系统,其中,所述控制器被配置为使用所述基于模型的重建来借助于统计先验推断所述视场体积之外的所述解剖体。

10.一种超声成像方法,包括:

(30)利用3D超声成像探头来采集视场体积的实时3D图像,所述3D超声成像探头是由用户手动定位的;

(32)执行对所述3D图像的实时图像分析以执行以下操作:

(34)识别所述3D图像中的解剖结构和界标;

(36)基于所识别的解剖结构和界标来确定目标解剖结构的感兴趣区域是否存在;

(38)如果基于所识别的解剖结构和界标确定所述感兴趣区域不存在,则根据在所述视场内检测到的所述解剖结构和所述界标来推断所述视场体积之外的所述感兴趣区域的位置;

(40)识别针对所述目标解剖结构的至少一个参考解剖平面的位置;并且

(42)确定所述参考解剖平面与所述3D超声成像探头的位置和取向之间的相对位置;并且

(44)基于所确定的相对位置来提供超声引导信息。

11.根据权利要求10所述的方法,其中,提供引导信息包括:

提供关于以下项的建议:从所述超声成像探头的当前位置和取向是否能够实现对所述感兴趣区域的期望参考解剖平面进行成像;或者

提供关于以下操作的推荐:从所述超声探头的当前位置和取向对所述感兴趣区域的参考解剖平面进行能够最接近地实现的采集;或者

提供用于指示以下操作的警告或引导:对探头位置进行所需的校正以实现对期望参考解剖平面的采集。

12.根据权利要求10或11所述的方法,包括响应于输入命令而同时采集参考解剖平面的一组视图。

13.根据权利要求10至12中的任一项所述的方法,包括通过以下操作来检测所述感兴趣区域是否存在:

使用用于跟踪关键解剖点的界标检测算法;或者

使用根据所述3D图像对解剖体的基于模型的重建。

14.根据权利要求13所述的方法,包括使用基于模型的重建来借助于统计先验推断所述视场体积之外的所述解剖体。

15.一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,所述计算机程序代码单元适于当所述程序在计算机上运行时实施根据权利要求10至14中的任一项所述的方法。

超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声探头的超声成像系统。

背景技术

[0002] 对诸如超声心动图视图的超声图像的采集对新手超声医师来说可能是富有挑战性的。

[0003] 在还考虑患者的呼吸的情况下正确地操纵探头并提供正确的患者定位是一项要花费时间掌握的技能。当以超声心动图来采集心尖视图时,一个常见的缺陷是将探头放置在距左心室(LV)心尖太远的地方。这导致与心脏不正确相交的平面,并且LV的形状和大小可能看起来改变。

[0004] 从这样的不正确的平面量化特征(例如计算体积)将导致不正确的发现。通常,从不正确的平面量化心脏形状、运动或流量影响基于超声的测量结果的再现性。因此,不正确的平面的成像可能导致视图本身的再现性问题,但在量化体积、运动和流量时,也导致任何导出的测量结果的再现性问题。

[0005] 存在辅助超声成像的引导工具的许多示例,例如基于对2D超声图像的分析,或者使用对超声图像馈送的基于解剖智能的分析。这样的工具可以提供关于超声探头的校正偏移或倾斜的简单指示。

[0006] 然而,存在关于基于2D解剖智能的解决方案推断3D几何结构的准确度的问题。此外,这样的系统仅可以关于超声探头的位置或取向的小变化给出引导,这些变化从所采集的图像的视场中是明显的。

[0007] US2019/015076 A1公开了一种用于检查对象的体积的超声成像装置。超声成像装置包括超声探头、图像处理单元、评价单元和对准单元。

[0008] US2016/113632 A1公开了一种用于3D超声图像采集的方法。图像评价算法使用来自跟踪系统的信息来检查当前超声图像是否在(用户选择的)感兴趣体积中。如果这样的话,则对图像进行进一步处理。

发明内容

[0009] 本发明由权利要求定义。

[0010] 根据依据本发明的方面的示例,提供了一种超声成像系统,包括:

[0011] 3D超声成像探头,其用于采集视场体积的实时3D图像,其中,所述3D超声成像探头是由用户手动定位的;

[0012] 控制器,其被配置为:

[0013] 执行对所述3D图像的实时图像分析,从而执行以下操作:

[0014] 识别所述3D图像中的解剖结构和界标;

[0015] 基于所识别的解剖结构和界标来确定目标解剖结构的感兴趣区域是否存在;

[0016] 如果基于所识别的解剖结构和界标确定所述感兴趣区域不存在,则根据在所述视

场内检测到的所述解剖结构和所述界标来推断所述视场体积之外的所述感兴趣区域的位置;

[0017] 识别针对所述目标解剖结构的至少一个参考解剖平面的位置;

[0018] 确定所述参考解剖平面与所述3D超声成像探头的位置和取向之间的相对位置;并且

[0019] 基于所确定的相对位置来提供超声引导信息。

[0020] 所述感兴趣区域例如是诸如器官或血管的目标解剖结构的特定部分,或者特定成像平面。例如,感兴趣区域可以是心脏瓣膜或4腔平面,并且所述目标解剖结构是心脏。所述感兴趣区域是解剖体的部分,其需要被成像,以便实现期望诊断评价。所述感兴趣区域在一些情况下可能是器官的整体,或者其可能仅是器官或其他结构的部分。

[0021] 本发明利用3D解剖智能来检测感兴趣目标(例如器官、器官的部分、瓣膜)的解剖体以及所述感兴趣目标(器官)的参考解剖平面(其是要成像的期望平面)与所述超声探头之间的相对位置/取向。解剖智能涉及3D解剖模型的使用,该模型提供器官建模、图像切片和量化,以使超声检查更容易执行并且更可再现。

[0022] 使用所获得的相对位置(即,相对平移和角对准),可以检测到所述探头的当前采集位置与捕获参考解剖平面所需的位置之间的未对准。该参考解剖平面例如是用于诊断目的的标准视图。

[0023] 所述感兴趣区域的图像,特别是所述感兴趣区域的期望视图,可能无法从当前成像探头位置到达。例如,在心脏的情况下,所述3D解剖智能可以找到左心室(LV)长轴并预测心尖以揭示所述目标长轴和心尖在当前视场之外。在这种情况下,所述感兴趣区域是所述左心室的心尖和长轴。因此,需要移动所述探头以捕获期望视图。

[0024] 所述引导然后可以包括手动引导建议,以辅助捕获所述参考解剖平面(即参考视图)之一。

[0025] 因此,本示例中的本发明提供了一种方法,通过该方法,解剖智能可以捕获解剖结构的3D位置(例如基于界标)和解剖平面以及向所述用户提供关于如何最佳地放置探头的指示。在其他示例中,所述引导可以提供哪些参考图像从当前探头位置可实现或者哪些是最接近的可实现参考图像的指示。

[0026] 所述图像分析可以在背景中运行。以这种方式,解剖智能被用作连续背景任务的部分,而不是仅在一组隔离的体积上执行。这可以通过理解超声医师正在试图实现什么、给出关于如何优化探头放置的提示并且为超声心动图检查的标准部分提出调谐的采集模式使超声心动图更直观。

[0027] 还可以导出从3D解剖知识中受益的多种工作流程改进。可以交互地定义工作流程改进。例如,可以向一个或若干(连续)参考视图提供快捷方式,其从当前探头位置被识别为可行的,并且针对其,已经通过解剖智能计算平面或聚焦区域。这些快捷方式可以显示给用户。

[0028] 例如,可以提出以解剖界标(诸如瓣膜)为中心的预设采集。

[0029] 所述控制器例如还被配置为对所述视场体积执行图像质量评估,并且丢弃被确定为不适合于识别解剖结构的图像。

[0030] 所述图像质量评估可以例如涉及使用经训练的分类器,该分类器识别模型解剖体

到所述图像上的正确拟合并对其给出评分。备选方案是确保解剖体检测的稳定性以移除异常值的一致性度量。

[0031] 这提供了确保当前体积具有足够质量的质量预处理步骤,例如用于定位关键界标和解剖结构。这避免了有噪声的预测,其将随机错误地检测到点,例如在体积的相反角处,这将为用户给出令人不安的引导体验。

[0032] 所述控制器可以被配置为通过以下操作来确定所述相对位置:

[0033] 识别感兴趣目标的解剖体的一个或多个主要方向;并且

[0034] 确定所述一个或多个主要方向与所述超声成像探头的一个或多个轴之间的距离和取向。

[0035] 因此,相对位置可以包括到参考解剖平面的距离以及取向。因此,所述引导可以包括平移指令和倾斜指令。

[0036] 目的是通过参考点(诸如心脏的心尖)和利用特定取向(诸如沿着心脏的长轴并且指向二尖瓣)进行辅助成像。如果已知图像包括心尖并且与长轴对准,则可以从图像中获取可靠的测量结果,诸如腔室体积或结构面积。

[0037] 所述用户将初始地将所述探头指向另一原点和另一方向。计算期望方向与当前方向之间的位移涉及计算当前视场的心尖与锥尖之间的距离,以及计算两个方向之间(即两个向量之间)的角距离。

[0038] 所述引导信息可以提供:

[0039] 关于以下项的建议:从所述超声成像探头的当前位置和取向是否能够实现对所述感兴趣区域的期望参考解剖平面进行成像;或者

[0040] 关于以下操作的推荐:从所述超声探头的当前位置和取向对所述感兴趣区域的参考解剖平面进行能够最接近地实现的采集;或者

[0041] 用于指示以下操作的警告或引导:对探头位置进行所需的校正以实现对期望参考解剖平面的采集。

[0042] 通过这些措施,可以改进平面的正确性,并且可以减少熟练的超声医师与新手之间的差异。这当前通过面对面训练实现,其很难随着对(心脏)回声检查的快速增长的需求而扩展。本发明的系统辅助新手用户在移动回到未提供有引导能力的更便携的系统之前利用系统的3D定位能力来校正他/她的探头定位技能。

[0043] 警告或引导使得新手超声医师能够使用这样显示的警告来校正探头位置。这可以帮助正在关于高级系统训练的新手用户调谐他们的采集技能,这对所有设备将是有帮助的。

[0044] 所述控制器可以被配置为响应于输入命令而同时采集参考解剖平面的一组视图。

[0045] 例如,输入功能(例如专用按钮)可以被提供用于从心尖窗口(2、3和4腔)一次采集所有参考视图。所述系统还可以允许用户使用要么B模式要么彩色成像围绕感兴趣特征(诸如瓣膜)进行缩放,以在3D中对其进行可视化。关于瓣膜,考虑到瓣膜位置的3D解剖知识,可以自动放置门位置和多普勒线。

[0046] 所述控制器可以被配置为通过使用用于跟踪关键解剖点的界标检测算法来检测所述感兴趣区域是否存在。所述关键解剖点例如包括用于心脏成像的心脏瓣膜。

[0047] 所述控制器可以被配置为使用根据所述3D图像对解剖体的基于模型的重建来检

测所述感兴趣区域是否存在。所述控制器例如被配置为使用基于模型的重建来借助于统计先验推断所述视场体积之外的解剖体。

[0048] 所述统计先验是一种允许推断所述视场外的解剖体的连续性的概率分布。所述统计先验描述了形状可变性。通过识别某些界标,形状分布可以被用于找到其他界标的可能位置,以所识别的界标的位置为条件。

[0049] 本发明还提供了一种超声成像方法,包括:

[0050] 利用3D超声成像探头来采集视场体积的实时3D图像,所述3D超声成像探头是由用户手动定位的;

[0051] 执行对所述3D图像的实时图像分析以执行以下操作:

[0052] 识别所述3D图像中的解剖结构和界标;

[0053] 基于所识别的解剖结构和界标来确定目标解剖结构的感兴趣区域是否存在;

[0054] 如果基于所识别的解剖结构和界标确定所述感兴趣区域不存在,则根据在所述视场内检测到的所述解剖结构和所述界标来推断所述视场体积之外的所述感兴趣区域的位置;

[0055] 识别针对所述目标解剖结构的至少一个参考解剖平面的位置;并且

[0056] 确定所述参考解剖平面与所述3D超声成像探头的位置和取向之间的相对位置;并且

[0057] 基于所确定的相对位置来提供超声引导信息。

[0058] 提供引导信息例如包括:

[0059] 提供关于以下项的建议:从所述超声成像探头的当前位置和取向是否能够实现对所述感兴趣区域的期望参考解剖平面进行成像;或者

[0060] 提供关于以下操作的推荐:从所述超声探头的当前位置和取向对所述感兴趣区域的参考解剖平面进行能够最接近地实现的采集;或者

[0061] 提供用于指示以下操作的警告或引导:对探头位置进行所需的校正以实现对期望参考解剖平面的采集。

[0062] 所述方法还可以包括响应于输入命令而同时采集参考解剖平面的一组视图。

[0063] 所述方法可以包括通过以下操作来检测所述感兴趣区域是否存在:

[0064] 使用用于跟踪关键解剖点的界标检测算法;或者

[0065] 使用根据所述3D图像对解剖体的基于模型的重建。

[0066] 基于模型的重建可以被用于借助于统计先验来推断所述视场体积之外的解剖体。

[0067] 本发明还提供了一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,所述计算机程序代码单元适于当所述程序在计算机上运行时,实施上文定义的方法。

[0068] 本发明还提供了一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,所述计算机程序代码单元适于当所述程序在计算机上运行时,实施上文定义的方法。

[0069] 本发明的这些和其他方面将根据在下文中所描述的(一个或多个)实施例而显而易见并且将参考在下文中所描述的(一个或多个)实施例得到阐述。

附图说明

[0070] 为了更好地理解本发明并且更清楚地示出其可以如何实现,现在将仅通过示例对

附图进行参考,其中:

[0071] 图1示出了超声成像系统;

[0072] 图2示出了已经通过自动分割算法分割的心脏的图像,其具有初始视图和响应于引导而移动超声探头之后的视图;并且

[0073] 图3示出了超声成像方法。

具体实施方式

[0074] 将参考附图来描述本发明。

[0075] 应当理解,详细描述和特定示例当指示装置、系统和方法的示例性实施例时仅旨在出于图示的目的并且不旨在限制本发明的范围。本发明的装置、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点将从以下描述、权利要求书和附图变得更好理解。应当理解,附图仅是示意性的并且未按比例绘制。还应当理解,相同的附图标记贯穿附图被用于指示相同或相似的部分。

[0076] 本发明提供了一种超声成像系统,其执行对3D超声图像的实时图像分析以识别该3D图像中的解剖结构和界标,使得可以确定是否存在目标解剖结构的感兴趣区域。如果感兴趣区域不存在,则根据在视场内检测到的解剖结构和界标来推断在视场体积之外的感兴趣区域的位置。然后可以导出参考解剖平面与3D超声成像探头的位置和取向之间的相对位移,使得可以给出超声引导信息。

[0077] 实施例至少部分地基于以下认识:即使当感兴趣区域从当前位置不在视场中时,推断在视场体积之外的感兴趣区域的位置也通过使得用户能够被引导到超声探头的期望位置和取向来改进超声引导信息的有效性。发明人已经认识到,现有的超声引导工具仅能够提供关于位置或取向的小变化的引导,因为它们依赖于识别所采集的成像数据中的感兴趣区域,并且缺乏经验的超声医师可能不能够实现这样的引导工具可以从其提供引导的探头位置。

[0078] 图1示出了超声成像系统10,包括用于采集视场体积14的实时3D图像的3D超声成像探头12。3D超声成像探头12由用户手动定位。

[0079] 3D超声成像探头12提供对超声体积的连续捕获,并且因此以实况模式操作。该连续超声体积流可以由超声医师可视化,或者它可以在背景中采集。任选地对体积执行实时图像质量分析,以检测图像是否具有足够的质量以进行进一步处理。该分析可以滤除目标解剖结构(例如感兴趣器官)不存在的成像体积,或者不足图像质量的体积。

[0080] 图像数据被提供给控制器16,控制器16执行对3D图像的实时图像分析。

[0081] 该图像分析旨在检测与将得到期望参考图像(即根据其可以进行标准诊断的标准图像)的位置和取向相比较的成像探头12的位置和取向。控制器连接到显示器18,显示器18用作用户接口并提供超声引导信息,例如以辅助用户重新定位超声探头从而使得能够拍摄期望图像。

[0082] 图像分析涉及识别3D图像中的解剖结构和界标。这可以利用界标检测算法(例如以在心脏成像中检测诸如瓣膜的关键解剖点),或者可以执行对解剖体的快速的基于模型的重建,该重建可以根据输入图像来推断解剖体的网格。这样的网格还可以对参考解剖平面(例如,心脏成像中的4腔平面)进行编码。

[0083] 期望参考图像,例如可以从其中导出诊断相关性的特定度量,要求特定的感兴趣区域在图像中可见。该感兴趣区域可以是目标解剖结构的特定部分,诸如器官或血管的部分,或者其可以是完整的器官,或者一组解剖特征的图像,诸如一组心脏瓣膜,或者其可能是通过结构的特定成像平面。例如,感兴趣区域可以是特定心脏瓣膜或4腔平面。然后,该示例中的目标解剖结构是心脏,并且感兴趣区域是心脏中的部分,其需要被成像以便实现期望诊断评估。然而,在一些情况下,感兴趣区域可能是器官的整体。

[0084] 基于所识别的解剖结构,可以确定所需的感兴趣区域(对于正在寻找的特定参考视图)是否存在。本发明使得即使在确定感兴趣区域不存在时也能够提供引导。例如,在心脏的情况下,可以识别左心室(LV)长轴并且可以预测心尖位置。这可能揭示目标长轴(或其中一些)和心尖在当前视场之外。

[0085] 基于模型的重建可以例如借助于统计先验来推断视场体积之外的解剖体。统计先验是一种允许推断视场外的解剖体的连续性的概率分布。通过识别某些界标,形状分布可以被用于找到以所识别的界标的位置为条件的其他界标的可能位置。

[0086] 在视场体积14之外的感兴趣区域的位置以这种方式通过根据在视场14内检测到的解剖结构和界标推断位置来确定。

[0087] 使用所推断的该感兴趣区域的位置(或该感兴趣区域内的界标的位置),然后可以导出参考解剖平面的位置。通过确定参考解剖平面与实际当前3D超声成像探头的位置和取向之间的相对位移(即平移偏移和角偏移),可以导出引导信息。例如,控制器可以根据所识别的解剖结构和当前超声采集轴来计算平面和/或界标之间的距离测量结果。

[0088] 例如,指导还可以给出关于参考采集的推荐,该参考采集可以从当前探头位置以最小的移动完成。这些采集可以是解剖平面(例如4腔视图)或指向特定解剖结构(例如瓣膜)的采集。

[0089] 在优选示例中,引导是手动引导建议,以辅助捕获参考解剖平面(即参考视图)之一。然后,引导建议在探头运动(平移和/或旋转)方面进行所需的校正,以实现最接近的参考视图。推荐可以被实施为自动按钮,或者实施为旁白命令或图形输出。

[0090] 对解剖结构的分析利用了所谓的解剖智能,通过该智能使用3D解剖模型,该3D解剖模型提供器官建模、图像切片和量化。该图像分析可以在背景中运行。以这种方式,解剖智能被用作连续背景任务的部分,而不是仅在一组隔离的体积上执行。这可以通过理解超声医师正在试图实现什么、给出关于如何优化探头放置的提示并且为超声心动图检查的标准部分提出调谐的采集模式使超声心动图更直观。

[0091] 图2示出了已通过自动分割算法分割的心脏的图像。左侧图像示出了由超声探头捕获的初始视图。

[0092] 质量评估验证心脏在视场中的存在,并且通过识别3D图像中的解剖结构和界标,检测和定位心脏特征,诸如心脏瓣膜。例如,对于心尖视图分析,可以识别左心室心尖、二尖瓣和三尖瓣。

[0093] 例如,当心脏(或更一般地,感兴趣器官)不充分地在超声视场内时,或者当图像质量对于导出任何推荐而言太低时,不出现对要拍摄哪些参考图像的推荐。

[0094] 在一个示例中,控制器计算LV长轴(在图2中标记为20)与超声采集轴(在图2中标记为22)之间的距离和/或角取向偏移。

[0095] 当LV长轴距超声采集轴太远时,推荐系统可能向超声医师进行警报,因此阻碍对标准心尖视图(2、3或4腔视图)的采集。因此,如果距离和/或角取向超过特定阈值,则显示警告消息。

[0096] 推荐系统然后可以计算并指示校正当前探头位置和实现最接近参考视图所必需的超声探头运动。所需的校正探头运动被示意性地显示以引导超声医师,例如作为所显示的探头移动指令。

[0097] 然后将探头移动到图2中的右侧图像所示的位置,其中,轴20、22被对准。当超声和LV长轴对准良好时,例如显示确认(要么图形地要么利用消息)。

[0098] 用户接口可以包括用于选择标准2D平面采集(可能分批的)(诸如2-、3-和4-腔视图)的输出按钮。这些按钮允许自动切换到一个或若干参考平面。

[0099] 系统的可能使用的另一示例是用于对心脏胸骨旁视图的分析。控制器然后识别瓣膜和心室(诸如主动脉根和左心房)的3D几何结构。在这种情况下,当采集平面最大程度地切割主动脉根和左心房时,推荐系统向超声医师进行警报。在这种情况下,引导系统可以指示校正倾斜的量和方向,以达到最佳长轴胸骨旁视图。

[0100] 系统的使用的另一示例是用于放大瓣膜并将其可视化在3D中。3D体积可以包含示出B模式和彩色多普勒图像的一个或多个层。

[0101] 超声医师还可以使用系统来切换到多普勒采集。出于该目的,多普勒门可以自动放置在瓣膜的一定距离处。多普勒线也是在垂直于瓣膜平面的方向上自动设置的。

[0102] 图3示出了计算机实施的超声成像方法。

[0103] 在步骤30中,利用由用户手动定位的3D超声成像探头来采集视场体积的实时3D图像。该步骤可以包括图像质量评估,以确定3D体积图像是否包含感兴趣解剖区域并且具有足够的图像质量。这可能涉及使用经训练的分类器,该分类器从已经接收的类型的图像中学习解剖体检测是否可靠。

[0104] 在步骤32的集合中,执行3D图像的实时图像分析。

[0105] 在步骤34中,在3D图像中识别解剖结构和界标。在步骤36中,基于所识别的解剖结构,确定目标解剖结构的感兴趣区域是否存在。如果其存在,则不需要推断视场外的位置。

[0106] 然而,如果基于所识别的解剖结构,则确定感兴趣区域不(完全)存在,则在步骤38中根据在视场内检测到的解剖结构和界标来推断在视场体积之外的感兴趣区域的位置。

[0107] 在步骤40中,识别针对目标解剖结构的至少一个参考解剖平面的位置。

[0108] 然后可以在步骤42中导出参考解剖平面与3D超声成像探头的位置和取向之间的相对位置(在平移和旋转方面)。

[0109] 然后在步骤44中基于所确定的相对位置提供超声引导信息。这可以是关于从超声成像探头的当前位置和取向是否可实现对感兴趣区域的期望参考解剖平面成像的建议和/或其可以是关于以下的推荐:从超声探头的当前位置和取向对感兴趣区域的参考解剖平面的最接近可实现的采集和/或提供指示所需的对探头位置的校正的警告或引导以实现期望参考解剖平面的采集。

[0110] 在图像分析系统中使用解剖智能实现多个工作流程改进。例如,快捷方式可以被提供到一个或若干(连续)参考视图,其被识别为从当前探头位置可行的,并且针对其已经通过解剖智能计算了平面或聚焦区。这些快捷方式可以显示给用户。

[0111] 例如,可以提出以诸如瓣膜的解剖界标为中心的预设采集。可以提供输入命令以同时采集参考解剖平面的一组视图。

[0112] 上文尚未描述处理超声回波信号以创建超声图像,因为这是完全常规的。类似地,对超声图像进行分割以识别界标以及解剖结构是完全常规的。

[0113] 通过研究附图、公开内容和权利要求书,本领域的技术人员在实践请求保护的发明时可以理解和实现所公开的实施例的变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0114] 尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0115] 计算机程序可以存储/分布在适合的介质上,诸如在与其他硬件一起或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质上,但计算机程序也可以以其他形式分布,诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统分布。

[0116] 如果术语“适于”被使用在权利要求或说明书中,则应注意,术语“适于”旨在等效于术语“被配置为”。

[0117] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

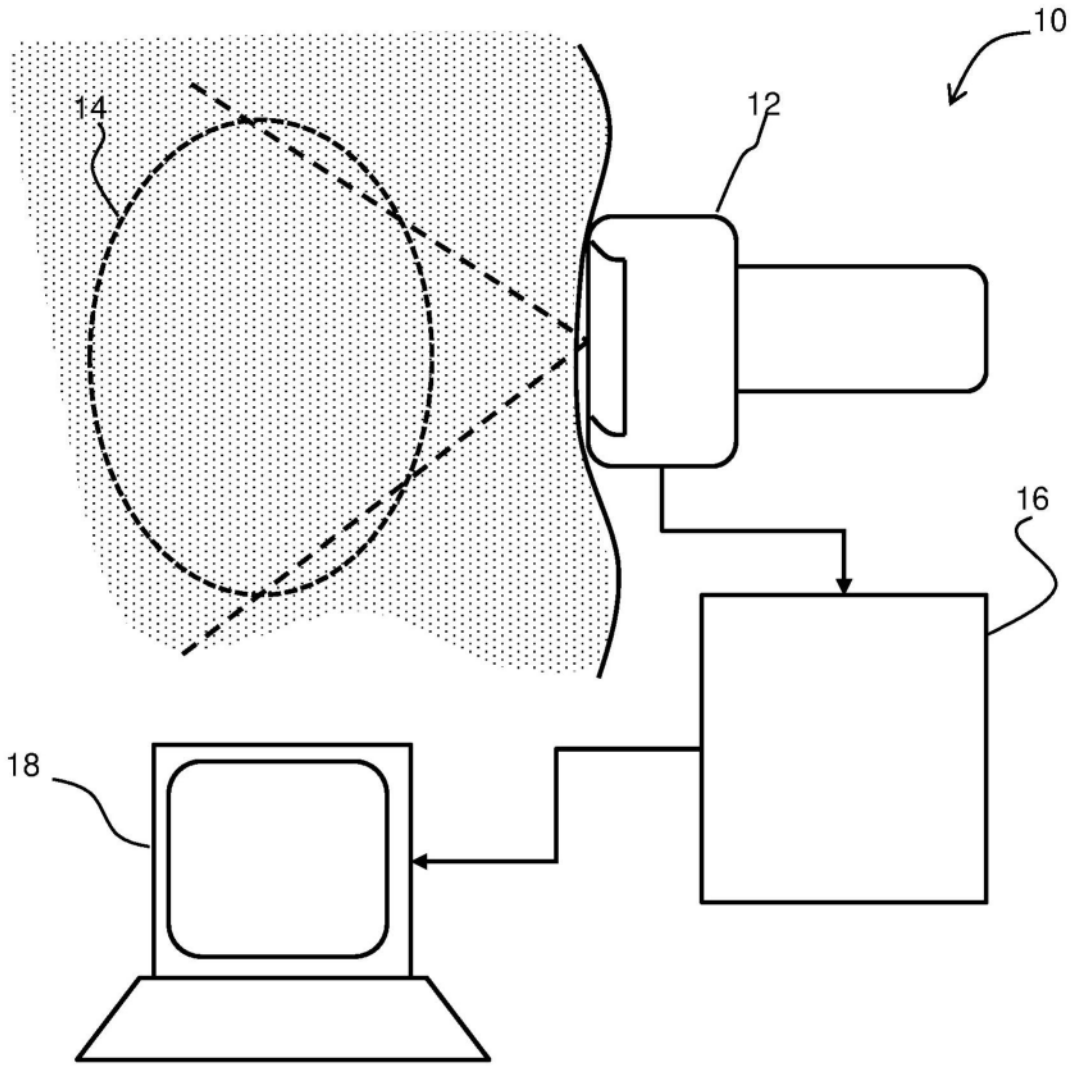


图1

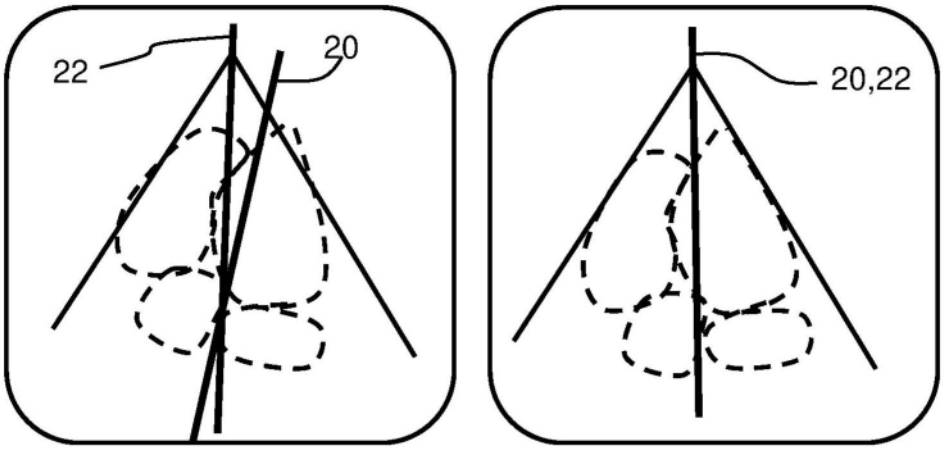


图2

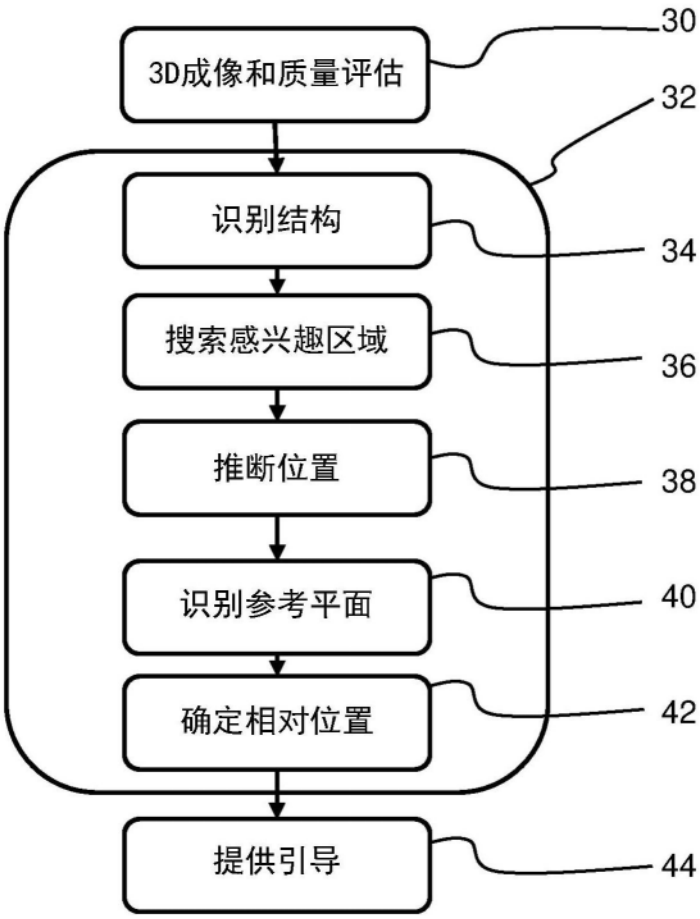

3D成像和质量评估
30
32
识别结构
34
搜索感兴趣区域
36
推断位置
38
识别参考平面
40
确定相对位置
42
提供引导
44

图3