



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105611877 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 25

(21) 申请号 201380079699. 9

G06T 7/20(2006. 01)

(22) 申请日 2013. 09. 18

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2016. 03. 18

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/CN2013/083768 2013. 09. 18

(87) PCT国际申请的公布数据
W02015/039302 EN 2015. 03. 26

(71) 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 丛龙飞 康锦刚

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224
代理人 何平

(51) Int. Cl.
A61B 8/00(2006. 01)

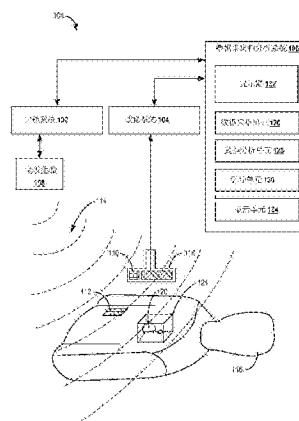
权利要求书4页 说明书17页 附图4页

(54) 发明名称

引导超声图像采集的方法和系统

(57) 摘要

一种示例性系统包括导航系统, 成像系统, 以及数据采集和分析系统。该示例性系统基于由导航系统在不同的时间 (例如, 介入手术前后) 提供的位置信息, 为超声图像采集提供主动的引导, 以确保在相同的位置使用相同的探头姿势 (例如, 位置和 / 或方向) 收集感兴趣的对象 (例如, 介入手术的目标区域) 内的图像数据。



1. 一种用于提供引导超声图像采集的系统,包括:

超声成像系统,包括超声波探头,所述超声波探头适用于以不同的探头位置围绕感兴趣对象移动,以获得相应的超声图像数据;

导航系统,包括导航探头,其中所述导航探头适用于固定连接到所述超声波探头,并在所述导航系统的视场之内与超声波探头一起被操纵;及

数据采集和分析系统,包括一个或多个处理器和存储器,所述数据采集和分析系统用于执行以下操作:

在第一模式下:

当所述超声波探头被放置在第一位置时获取第一超声图像数据;及

对于所述第一超声图像数据,获取固定连接到所述超声波探头上的所述导航探头的同期导航位置数据;

在第二模式下:

生成用于辅助所述超声波探头的操作者的引导输出,使得操作者将所述超声波探头的当前位置和与第一超声图像数据相关联的所述超声波探头的所述第一位置物理上对齐。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述第一模式是手术前的图像采集模式,所述第二模式是手术后的图像采集模式。

3. 根据权利要求1或2所述的系统,其特征在于,所述系统还包括模式选择器,用于在所述第一模式和所述第二模式之间进行选择。

4. 根据权利要求1至3任意一项所述的系统,其特征在于,所述感兴趣对象包括患者体内的介入手术的目标区域。

5. 根据权利要求1至4任意一项所述的系统,其特征在于,所述第一模式在对所述感兴趣对象进行介入手术之前使用;所述第二模式在对所述感兴趣对象进行介入手术之后使用。

6. 根据权利要求1至5任意一项所述的系统,其特征在于,

所述导航系统还包括参考探头,所述参考探头适用于靠近固定在所述感兴趣对象上,所述参考探头还适用于提供与从所述导航探头获取的导航位置数据相对应的同期参考位置数据;及

所述数据采集和分析系统还用于:

基于在所述导航系统的视场范围内的所述参考探头的动态参考位置,建立动态参照系;及

确定所述导航探头在所述动态参照系之内的当前位置的变化。

7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述导航系统是包括磁场发生器的磁性导航系统,所述导航探头是磁性导航探头,所述参考探头是磁性参考探头,所述导航系统的视场是所述磁性导航系统的磁场发生器产生的磁场。

8. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,所述磁场发生器与所述磁性参考探头是物理分离的。

9. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,所述磁场发生器与所述磁性参考探头是物理整合的。

10. 根据权利要求6至9任意一项所述的系统,其特征在于,所述感兴趣对象位于病人的

身体内,所述参考探头固定到病人的身体的表面部位。

11. 根据权利要求1至10任意一项所述的系统,其特征在于,所述第一位置包括所述超声波探头的第一方位和第一姿态。

12. 根据权利要求1至11任意一项所述的系统,其特征在于,所述引导输出包括音频提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

13. 根据权利要求1至12任意一项所述的系统,其特征在于,所述引导输出包括文字提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

14. 根据权利要求1至13任意一项所述的系统,其特征在于,所述引导输出包括图形提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

15. 根据权利要求1至14任意一项所述的系统,其特征在于,所述引导输出包括用于所述超声波探头的所述第一位置的第一视觉指示符,和用于所述超声波探头的当前位置的第二视觉指示符,其中,当所述超声波探头从当前位置操纵到所述第一位置时,所述第二视觉指示符被实时更新。

16. 根据权利要求1至15任意一项所述的系统,其特征在于,所述数据采集和分析系统还用于执行以下操作:

在第二模式下:

确定所述导航探头的当前位置相对于对应所述第一超声图像数据的所述导航探头的之前位置之间的差距;及

基于所述确定的差距生成所述引导输出。

17. 根据权利要求1至16任意一项所述的系统,其特征在于,所述数据采集和分析系统还用于执行以下操作:

在第二模式下:

按照预定的对准标准,确定所述超声波探头的当前位置已与所述超声波探头的所述第一位置对准;及

当所述超声波探头与所述超声波探头的所述第一位置对准时,从所述超声波探头获取第二超声图像数据。

18. 根据权利要求17所述的系统,其特征在于,所述数据采集和分析系统还用于执行以下操作:

在第二模式下:

根据所述超声波探头的当前位置与所述超声波探头的所述第一位置对准的确认,将所述第二超声图像数据与所述第一超声图像数据相关联,作为使用相同的探头位置拍摄的图像数据。

19. 根据权利要求18所述的系统,其特征在于,所述数据采集和分析系统还用于执行以下操作:

记录与所述第二超声图像数据的采集相关的探头对准信息;及

在所述第一超声图像和所述第二超声图像数据之间的图像配准中使用所述探头对准

信息。

20. 一种用于提供引导超声图像采集的方法,包括:

在一个包含超声成像系统和导航系统的系统中,所述超声成像系统包括超声波探头,所述超声波探头适用于以不同的探头位置围绕感兴趣对象移动,以获得相应的超声图像数据;所述导航系统包括导航探头,其中所述导航探头适用于固定连接到所述超声波探头,并在所述导航系统的视场之内与超声波探头一起被操纵;

在第一模式下:

当所述超声波探头被放置在第一位置时获取第一超声图像数据;及

对于所述第一超声图像数据,获取固定连接到所述超声波探头上的所述导航探头的同期导航位置数据;

在第二模式下:

生成用于辅助所述超声波探头的操作者的引导输出,使得操作者将所述超声波探头的当前位置和与第一超声图像数据相关联的所述超声波探头的所述第一位置手动对齐。

21. 根据权利要求20所述的方法,其特征在于,所述第一模式是手术前的图像采集模式,所述第二模式是手术后的图像采集模式。

22. 根据权利要求20至19任一项所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

在执行改变感兴趣对象的物理状态的步骤之前选择所述第一模式;和

在执行改变感兴趣对象的物理状态的步骤之后选择所述第二模式。

23. 根据权利要求20至22任一项所述的方法,其特征在于,所述感兴趣对象包括患者体内的介入手术的目标区域。

24. 根据权利要求20至23任一项所述的方法,其特征在于,所述第一模式在对所述感兴趣对象进行介入手术之前使用;所述第二模式在对所述感兴趣对象进行介入手术之后使用。

25. 根据权利要求20至24任一项所述的方法,其特征在于,所述导航系统还包括参考探头,所述参考探头适用于靠近固定在所述感兴趣对象上,所述参考探头还适用于提供与从所述导航探头获取的导航位置数据相对应的同期参考位置数据;及

所述方法还包括:

基于在所述导航系统的视场范围内的所述参考探头的动态参考位置,建立动态参照系;及

确定所述导航探头在所述动态参照系之内的当前位置的变化。

26. 根据权利要求25所述的方法,其特征在于,所述导航系统是包括磁场发生器的磁性导航系统,所述导航探头是磁性导航探头,所述参考探头是磁性参考探头,所述导航系统的视场是所述磁性导航系统的磁场发生器产生的磁场。

27. 根据权利要求26所述的方法,其特征在于,所述磁场发生器与所述磁性参考探头是物理分离的。

28. 根据权利要求26所述的方法,其特征在于,所述磁场发生器与所述磁性参考探头是物理整合的。

29. 根据权利要求26至28任意一项所述的方法,其特征在于,所述感兴趣对象位于病人的身体内,所述参考探头固定到病人的身体的表面部位。

30. 根据权利要求20至29任意一项所述的方法,其特征在于,所述第一位置包括所述超声波探头的方位和第一姿态。

31. 根据权利要求20至30任意一项所述的方法,其特征在于,生成引导输出还包括:生成音频提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

32. 根据权利要求20至31任意一项所述的方法,其特征在于,生成引导输出还包括:生成文字提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

33. 根据权利要求20至32任意一项所述的方法,其特征在于,生成引导输出还包括:生成图形提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

34. 根据权利要求20至33任意一项所述的方法,其特征在于,生成引导输出还包括:在显示设备上显示用于所述超声波探头的所述第一位置的第一视觉指示符,及显示用于所述超声波探头的当前位置的第二视觉指示符;其中,当所述超声波探头从当前位置操纵到所述第一位置时,所述第二视觉指示符被实时更新。

35. 根据权利要求20至34任意一项所述的方法,其特征在于,在第二模式下:

确定所述导航探头的当前位置相对于对应所述第一超声图像数据的所述导航探头的之前位置之间的差距;及

基于所述确定的差距生成所述引导输出。

36. 根据权利要求35所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

根据所述超声波探头的当前位置与所述超声波探头的所述第一位置对准的确认,将所述第二超声图像数据与所述第一超声图像数据相关联,作为使用相同的探头位置拍摄的图像数据。

37. 根据权利要求36所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

记录与所述第二超声图像数据的采集相关的探头对准信息;及

在所述第一超声图像和所述第二超声图像数据之间的图像配准中使用所述探头对准信息。

引导超声图像采集的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理领域,特别是涉及一种提供引导超声图像采集的方法和系统。

背景技术

[0002] 今天,癌症仍然是世界上对人最有威胁的疾病。在众多可用的治疗方案,外科手术切除肿瘤的仍然是癌症患者的最重要的治疗选择。然而,一些患者因各种健康相关的并发症不适合外科手术。因此,非外科手术治疗的选择对于这些患者的临床治疗是非常重要的。近年来,介入治疗已经成为治疗癌症患者的重要手段。对于不同的介入治疗技术,非外科手术的超声介入治疗已被证明是用于治疗多种癌症,例如肝癌,肺癌,甲状腺癌等的有效手段。

[0003] 超声成像是用于许多微创介入手术的主要图像引导的方法之一。尤其是大部分穿刺活检和基于针的消融术是通过超声引导。超声成像的优点包括实时成像能力,低成本,应用的灵活性,并且不使用电离辐射的事实。有时,除了灰阶组织图像,超声造影(CEUS)成像技术被用来获取已被注射的造影剂特定的组织区域的对比度的图像。

[0004] 目前,在评价对患者执行的介入手术时,解剖的患部的超声图像在手术的前后拍摄。医务人员比较手术前的超声图像及手术后的超声图像,以确定在目标区域中的所有组织是否已被移除,以及所需要的安全余量是否已经达到。然而,由于缺乏适当的解剖学位置标记及手术前后的目标区域的物理外观的变化,医务人员通过比较对应或不对应于同一成像条件和/或组织的位置的超声图像来准确评估目标区域的情况是有挑战性的。

发明内容

[0005] 本文公开的实施例提供了用于超声波成像系统的方法,系统,计算机可读存储介质,以及用户界面,该系统对超声图像采集提供实时引导,特别是对于评估已经发生的介入手术后的病人的解剖结构为目的的超声图像采集。在一些实施例中,引导超声图像采集也可以用于其它情况,其中相同的感兴趣对象(例如,任何生命或无生命物体或其部分)的不同时间(例如,感兴趣的对象物理变化之前和之后)的超声图像的采集和对比是期望的。

[0006] 特别地,引导超声成像系统用于,在对目标区域进行的介入手术(例如,肿瘤消融手术)之前和之后,获取病人的解剖结构的目标区域的超声图像。在手术前的超声图像采集,超声波探头的位置和姿势通过导航系统(例如,磁性导航系统)跟踪。导航系统具有视场(例如,由磁场发生器产生的磁场),可以检测位于其中的导航探头,及可选的参考探头。在一些实施例中,参考探头接触到患者的靠近目标区域的一部分(例如,皮肤),且导航探头固定连接超声波探头。因此,当超声波探头在图像采集期间被操纵围绕患者的靠近目标区域的身体时,相对于参考探头的导航探头的位置和姿势可以在任何时候被跟踪。对患者进行介入手术后,引导超声成像系统确定导航探头的当前位置(例如,相对于参考探头的当前位置),并产生实时引导输出,以帮助操作人员来重新定位超声波探头到用于获得手术前超

声图像的之前的位置和姿势。在一些实施例中,一旦引导超声成像系统检测到超声波探头的当前位置已与用于获得手术前超声图像的之前的位置重新对准(例如,达到预定的对准标准),可获得对应的手术后的超声图像并可选择地与作为在目标区域中的相同位置的图像的手术前的超声图像相关联。

[0007] 在一些实施例中,基于由超声波系统提供的引导,使用者能够以手术前后相同的起始位置,围绕目标区域沿着一个或多个直线的或有角度的方向扫描超声波探头,以使得手术前后拍摄的整个三维体积的各个系列的超声图像可以通过超声波探头的位置和姿势相关联。

[0008] 在一些实施例中,基于他/她对手术后的超声图像(例如,相对于手术前的超声图像)的观察,当使用者确定需要进行补救手术(例如,对目标区或附近区域的附加消融)时,补救手术可以容易地立即进行,以避免在将来的时间需要后续手术。

[0009] 在一些实施例中,与手术后的图像数据采集相关联的定量校准信息被记录和用于(例如,作为输入、初始值或边界条件等)手术前后的图像数据,以及与通过其他成像装置获得的图像数据之间的图像配准(registration)。

[0010] 因此,在一些实施例中,一种用于提供引导超声图像采集的系统,包括:

[0011] 超声成像系统,包括超声波探头,所述超声波探头适用于以不同的探头位置围绕感兴趣对象移动,以获得相应的超声图像数据;

[0012] 导航系统,包括导航探头,其中所述导航探头适用于固定连接到所述超声波探头,并在所述导航系统的视场范围之内与超声波探头一起被操纵;

[0013] 数据采集和分析系统,包括一个或多个处理器和存储器,所述数据采集和分析系统用于执行以下操作:(1)在第一模式下:当所述超声波探头被放置在第一位置时获取第一超声图像数据,及对于所述第一超声图像数据,获取固定连接到所述超声波探头上的所述导航探头的同期导航位置数据;(2)在第二模式下:生成用于辅助所述超声波探头的操作者的引导输出,使得操作者将所述超声波探头的当前位置和与第一超声图像数据相关联的所述超声波探头的所述第一位置物理上对齐。

[0014] 在一些实施例中,所述第一模式是手术前的图像采集模式,所述第二模式是手术后的图像采集模式。

[0015] 在一些实施例中,所述系统还包括模式选择器,用于在所述第一模式和所述第二模式之间进行选择。

[0016] 在一些实施例中,所述感兴趣对象包括患者体内的介入手术的目标区域。

[0017] 在一些实施例中,所述第一模式在对所述感兴趣对象进行介入手术之前使用;所述第二模式在对所述感兴趣对象进行介入手术之后使用。

[0018] 在一些实施例中,所述导航系统还包括参考探头,所述参考探头适用于靠近固定在所述感兴趣对象上,所述参考探头还适用于提供与从所述导航探头获取的导航位置数据相对应的同期参考位置数据;及所述数据采集和分析系统还用于:基于在所述导航系统的视场范围内的所述参考探头的动态参考位置,建立动态参照系;及确定所述导航探头在所述动态参照系之内的当前位置的变化。

[0019] 在一些实施例中,所述导航系统是包括磁场发生器的磁性导航系统,所述导航探头是磁性导航探头,所述参考探头是磁性参考探头,所述导航系统的视场是所述磁性导航

系统的磁场发生器产生的磁场。

[0020] 在一些实施例中,所述磁场发生器与所述磁性参考探头是物理分离的。

[0021] 在一些实施例中,所述磁场发生器与所述磁性参考探头是物理整合的。

[0022] 在一些实施例中,所述感兴趣对象位于病人的身体内,所述参考探头固定到病人的身体的表面部位。

[0023] 在一些实施例中,所述第一位置包括所述超声波探头的第一方位和第一姿态。

[0024] 在一些实施例中,所述引导输出包括音频提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

[0025] 在一些实施例中,所述引导输出包括文字提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

[0026] 在一些实施例中,所述引导输出包括图形提示,用于在各自的线性或角度方向调整所述超声波探头的当前方位和当前姿态中的至少一个。

[0027] 在一些实施例中,所述引导输出包括用于所述超声波探头的所述第一位置的第一视觉指示符,和用于所述超声波探头的当前位置的第二视觉指示符,其中,当所述超声波探头从当前位置操纵到所述第一位置时,所述第二视觉指示符被实时更新。

[0028] 在一些实施例中,所述数据采集和分析系统还用于执行以下操作:在第二模式下:确定所述导航探头的当前位置相对于对应所述第一超声图像数据的所述导航探头的前一位置之间的差距;及基于所述确定的差距生成所述引导输出。

[0029] 在一些实施例中,所述数据采集和分析系统还用于执行以下操作:在第二模式下:按照预定的对准标准,确定所述超声波探头的当前位置已与所述超声波探头的所述第一位置对准;及当所述超声波探头与所述超声波探头的所述第一位置对准时,从所述超声波探头获取第二超声图像数据。

[0030] 在一些实施例中,所述数据采集和分析系统还用于执行以下操作:在第二模式下:根据所述超声波探头的当前位置与所述超声波探头的所述第一位置对准的确认,将所述第二超声图像数据与所述第一超声图像数据相关联,作为使用相同的探头位置拍摄的图像数据。

[0031] 在一些实施例中,所述数据采集和分析系统还用于执行以下操作:记录与所述第二超声图像数据的采集相关的探头对准信息;及在所述第一超声图像和所述第二超声图像数据之间的图像配准中使用所述探头对准信息。

[0032] 在一些实施例中,一种用于提供引导超声图像采集的方法包括:在一个包含超声成像系统和导航系统的系统中,所述超声成像系统包括超声波探头,所述超声波探头适用于以不同的探头位置围绕感兴趣对象移动,以获得相应的超声图像数据;所述导航系统包括导航探头,其中所述导航探头适用于固定连接到所述超声波探头,并在所述导航系统的视场范围之内与超声波探头一起被操纵;(1)在第一模式下:当所述超声波探头被放置在第一位置时获取第一超声图像数据;及对于所述第一超声图像数据,获取固定连接到所述超声波探头上的所述导航探头的同期导航位置数据;(2)在第二模式下:生成用于辅助所述超声波探头的操作者的引导输出,使得操作者将所述超声波探头的当前位置和与第一超声图像数据相关联的所述超声波探头的所述第一位置进行手动对齐。

[0033] 本发明的一个或多个实施例的细节在下面的附图和描述中提出。本发明的其它特

征、目的和优点将会从说明书、附图以及权利要求书中凸显。

附图说明

[0034] 图1为一些实施例中的引导超声成像系统的操作环境的功能模块图。

[0035] 图2为根据一些实施例的示例性数据采集和分析系统的功能模块图。

[0036] 图3A至图3B为根据一些实施例的示例性用于提供引导超声图像采集的方法的流程图。

[0037] 在全部附图中相同的附图标记指示相同的部分。

具体实施例

[0038] 目前,在超声引导下的介入手术(例如肿瘤消融治疗过程)的过程中,超声图像的采集是在对病人的解剖结构的目标区域进行介入手术之前和之后进行。在手术后的观察中,医务人员将治疗区域的手术前和手术后的超声图像进行比较,并确定该预期的肿瘤是否已经充分地切除,或在手术结束之前是否需要增加额外的去除。有些时候,灰阶超声组织图像被用于评估。有些时候,在介入手术的执行前后,通过造影剂被注入到介入手术的目标区域之后,获得对比增强超声(CEUS)图像。对超声图像的观察允许医务人员将治疗区域视觉化,并能在手术前或手术后立刻测量肿瘤的尺寸和形状。

[0039] 目前,对于肿瘤的尺寸和形状的测量不能保证很精确,这是由于医务人员观察的手术前和手术后的超声图像可能是从不同切面,采用稍微不同的部位和姿势(例如方向)的超声波探头拍摄的。当肿瘤的面积大,且超声图像不能覆盖整个目标区域时,这一问题尤为明显。进一步,对于有着不规则形状的大型肿瘤,不同的探头位置和姿势可能产生非常不同的结果图像,从而导致观察者将其从视觉上和精神上与肿瘤的实际形状联系起来是非常困难的。其结果是,手术后的超声图像不能提供是否需要额外的补救过程的可靠的准确评估。因此,需要提供一种使得成像位置和探头姿势在介入手术前后保持一致的方法,使得手术前后的超声图像可以进行完善的对比。

[0040] 尽管三维(3D)超声造影成像技术现在是可行的,但由这些技术产生的三维超声图像通常是与常规超声技术所获得的二维(2D)超声图像单独显示的。此外,3D超声图像通常聚焦在目标区域的小区域,而不是整个目标区域。因此,对于观察者来说,将3D图像和2D图像在视觉上和精神上关联仍然是一个具有挑战性的任务。有些时候,能够获得三维超声图像的四维(4D)的时间序列来显示目标区域内的动态变化(例如,血液流动)。手术前后的四维超声图像在视觉上和精神上关联对于观察者来说是更为有挑战性的事。此外,将使用不同的技术得到的超声图像在视觉上相关起来也是困难的。

[0041] 有时,也可以使用其它影像设备,如CT/MRI断层扫描设备来执行手术后的评估。然而,在这些设备上成像是费时的,并不能满足临床手术环境的及时性需求。例如,在手术结束前,CT/MRI评估无法在介入手术后立即执行。此外,这些成像技术也不能在介入手术前后提供的肿瘤三维体积的定量比较。先前的研究的重点主要集中在三维超声数据与CT,MRI及其他3D数据之间的注册算法,或介入手术期间的针引导。传统上,大多数超声装置在任何给定时刻只允许浏览一个单相的三维超声图像。

[0042] 如本文所述,根据一些实施例的,一种示例性的引导超声成像系统包括一个导航

系统及一个超声成像系统。导航系统可选地是基于磁性导航系统或基于其他技术的导航系统,例如光学相机,光学干涉,基于光学或电磁信号传播到已知位置标记的三角测量等等。超声成像系统能够执行2D组织成像,3D增强成像(例如CEUS),或二者兼而有之。

[0043] 该示例性系统可以用于临床肿瘤学干预,既可以在对病人的解剖结构的目标区域进行介入手术之前使用,也可在对目标区域的介入手术之后使用。介入手术前,导航系统记录该超声图像采集期间超声波探头的位置和姿势信息。在对目标区域进行介入手术之后,示例性系统提供给使用者音频/视觉引导,使超声波探头重新定位到手术前的相同位置和/或相同的姿势,从而使得可以以与手术前的超声图像相应的相同的探头位置和/或姿势来获得手术后的超声图像。

[0044] 在一些实施例中,导航系统提供的位置信息及图像处理技术可以被用来关联在手术前后分别获取的两组图像数据。一旦建立起手术前后图像的关联性,肿瘤测量可进行。肿瘤形状和大小的评估,以及消融区域是否已涵盖整个肿瘤区域和安全边缘的评估,可在肿瘤切除手术正式结束之前进行。可选地,在手术正式结束之前,如果用户基于上述评估判断肿瘤尚未完全去除,或者如果足够的安全边缘尚未实现,他或她可以继续执行补救程序来填补任何遗漏区域。这种实时的补救过程有助于避免冗长的术后CT/MRI评估而导致的后续手术的延迟。

[0045] 此外,与手术前后图像数据相关联的定量对准信息(例如,定量的相对的探头位置和方向信息)可用于与一种或其它图像配准技术(例如,刚体平移,回归和交互式配准等)相结合,以促进性能和提高手术前后图像数据的图像配准的精确度。

[0046] 图1示出了示例性环境的原理框图,其中示例性的用于提供引导超声图像采集的系统100能够提供用于手术后快速评估和评价的引导的超声图像采集。有问题的过程可能是临床肿瘤学治疗手术,例如肿瘤的热消融介入手术。本领域技术人员可以理解,也可能是其它微创介入手术。此外,本领域技术人员还能意识到,本文介绍的系统和技术的许多方面可以广泛的适用于其他应用领域,例如需要采集和比较相同的感兴趣对象(例如,对动物,设备、机械部件、地面物体等等的解剖)在不同的时间和/或在不同状态的超声图像。因此,尽管本文的很多示例性实施例都是关于对病人的解剖结构的介入手术前后发生的动作,但这些动作同样普遍适用于前后发生物理状态改变(例如,容量、形状、尺寸等等的变化)的需要成像的感兴趣目标。

[0047] 在一些实施例中,示例性系统100执行介入手术前后获取的图像数据的数据配准,并显示基于来自两个数据集获得的相关信息的超声图像。在一些实施例中,在获取图像数据集的同时收集的对准信息被使用以提高数据配准的准确性。

[0048] 如图1所示,示例性系统100包括导航系统102、超声成像系统104和数据采集和分析系统106。在一些实施例中,数据采集和分析系统106由计算机,或工作站、手持设备,或其他计算设备(例如,一个或一个以上集成电路或芯片)提供。导航系统102与数据采集和分析系统106相连,例如通过一个或多个集成的连接,有线连接和/或无线连接,并通过导航系统102的一个或更多的探头提供位置信息(例如,位置和方向)给数据采集和分析系统106。类似的,超声成像系统104与数据采集和分析系统106相连,例如通过一个或多个集成的连接,有线连接和/或无线连接,并将通过超声成像系统104的一个或更多的探头获得的超声图像数据提供给数据采集和分析系统106。

[0049] 在一些实施例中,导航系统102、超声成像系统104,和数据采集和分析系统106在物理上是经由一个或多个有线或无线连接相互通信的独立系统。在一些实施例中,超声系统104和导航系统102形成一个具有共同的控制单元(例如,一个或多个集成电路或芯片)的集成系统,并与数据采集和分析系统(例如,计算机,手持式装置等)进行通信。在一些实施例中,数据采集和分析系统106可选地与导航系统102的一部分和/或超声成像系统104的一部分集成,因此这部分可以封装在相同的壳体内作为数据采集和分析系统106。在一些实施例中,数据采集和分析系统106、导航系统102和超声成像系统104被集成为单个设备。

[0050] 如图1所示,在一些实施例中,导航系统102是一个磁性导航系统。在一些实施例中,导航系统102包括场发生器108(例如,磁场发生器),以及一个或多个磁传感器(例如,导航探测器110和参考探头112)。操作时,场发生器108产生一个场114(例如,磁场),它包括足够大的覆盖病人的身体116以包围超声波探头118的横向范围的区域。导航探测器110和参考探头112与场114进行交互,以在场114内产生可由导航系统102的场感测元件(例如,可嵌入在场发生器108)感测到的扰动。在一些实施例中,导航系统102基于在场114中的变化确定导航探测器110和参考探头112的相应的当前位置。在一些实施例中,导航系统102还能够三维空间确定探头110和112的方位(例如,角度,指向,方位等)。例如,在一些实施例中,探头110和112是足够小,且每个在场114中仅提供一个相应的点位置。在一些实施例中,探头110和112各自具有足够的尺寸以容纳多个探头元件(例如,磁性线圈),并在场114中每个被检测为线段,具有相应的形状和尺寸的面积,或具有相应的形状和尺寸的体积。

[0051] 在一些实施例中,导航系统可选地使用其它导航技术来跟踪导航探头的当前位置。例如,导航系统可选地使用光学方法(例如,光学设备,CCD或红外线摄像机)、导航标记(例如,小的反射光学地标(Landmark),EM-信号感应地标)、和/或计算手段(例如,三角测量法,视差,时差定位法等)来确定导航探头的当前位置和/或方向。

[0052] 在一些实施例中,与导航系统102的每个探头相关联的相对位置和方向信息在静态参照系中表示,例如,基于场发生器108的固定位置建立起来的参照系。在一些实施例中,基于参考探头112的位置确定动态参考系。基于导航探头110和参考探头112之间的相对位置和方向,在动态参照系中表达导航探头110的位置和方向。在一些实施例中,参考探头112被固定(例如,通过粘合表面或粘合胶带)在患者的身体116的表面且位于介入手术的目标区域124的附近。尽管患者的身体116的表面可能在手术过程中稍微移动,例如由于呼吸,无意识的运动,和底层组织和器官的变化等原因,当导航探头110的位置和方向在基于参考探头112的位置和方向的动态参照系中表达时,由这些微小的变动产生的数据误差可以有效地消除或减少。在一些实施例中,参考探头112足够小,并作为在动态参照系中的单一的参考点(例如,原点)。在一些实施例中,参考探头112具有足够的尺寸以容纳多个探头元件(例如,磁性线圈),并在动态参照系中提供多个参考点,这些参考点构成一维参考线段,二维参考面或三维参考体积。

[0053] 在一些实施例中,超声成像系统104包括超声波探头118。在一些实施例中,超声波探头118包括用于产生具有特定波特性的(例如,频率,方向等)的超声波发射器,及超声波接收器。操作时,超声波探头118发射的超声波被位于超声波探头118的波场(未示出)中的对象120(例如,内部组织和结构)反射。当反射波被接收元件捕捉之后,由这些接收波产生的电信号可以用来重建对象120的图像。在一些实施例中,超声波探头118具有排列在多个不

同形状的阵列中的发送和接收元件。在一些实施例中,超声波探头118以不同的相位、方向,和频率发射并接收超声波,以得到成像物体的2D、3D和/或4D图像数据。

[0054] 在一些实施例中,操作时,超声波探头118被操纵到的病人的身体116上靠近介入手术的目标区域124的不同的位置,位于超声波的视野内的各个区域的超声图像数据由超声成像系统104获得。在一些实施例中,2D组织图像通过超声波探头118获得,其中每个2D图像代表成像区域的相应的2D横截面。在一些实施例中,造影促进剂被注入到目标区域,3D增强超声图像通过超声波探头118获得,其中每一3D图像表示一特殊时间点的成像区域。在一些实施例中,可以得到相同的区域的3D图像的时间序列(即,4D图像数据),以显示该区域随着时间推移的变化。

[0055] 在一些实施例中,操作时,导航探头110固定连接到超声波探头118,以使得导航探头110可和超声波探测器118一起被操纵(例如,线性地移动,旋转,摇动,倾斜等)围绕患者的身体,超声波探头118的位置和/或方位可以根据任意给定时间的导航探头110的位置和/或方位确定和/或近似估计。在一些实施例中,导航探头110通过一个夹持结构、或其它类似的机械紧固方式固定连接到超声波探头119。在一些实施例中,导航探头110的壳体被设计为具有槽,该槽腔用以容纳超声波探头118。在一些实施例中,超声波探头118的壳体被设计为具有槽,其槽腔用以容纳导航探头110。

[0056] 在一些实施例中,在操作超声成像系统104时,导航探头110的位置和方向信息(及参考探头112的位置和方向信息)被从导航系统102实时传输到数据采集和分析系统106。数据采集和分析系统106基于导航探头110相对于参考探头112的当前位置和方向以确定超声波探头118的当前位置和方向。数据采集和分析系统106从而将任意给定时间的图像数据与给超声波探头118所确定的对应的位置和方向信息相关联。如本文所述,超声波探头118的位置可选地包括超声波探头118的方位,和/或超声波探头118的方向。在图像采集过程中超声波探头118在三维空间中的取向(orientation)也被称为图像采集期间的超声波探头118的“姿势”。取决于使用的探头的类型,不同的探头姿势有时会导致不同的成像条件,及相同成像区域的不同的最终超声图像。

[0057] 在一些实施例中,数据采集和分析系统106包括数据采集单元126,用于生成指令以控制导航系统102数据采集,及控制从成像系统104获取图像数据。在一些实施例中,数据采集单元126将来自两个不同的系统同时接收的位置数据和图像数据相关联。在一些实施例中,数据采集和分析系统106还包括一个数据分析单元128。在一些实施例中,数据分析单元128执行从一个参照系(例如,基于场发生器108的位置和取向的静态参照系)到另一个参照系(例如,基于参考探头112的位置和取向的动态参照系)的位置数据变换。在一些实施例中,数据分析单元128进一步执行为从超声波探头118获得的图像数据确定位置和方向。在一些实施例中,如果使用多种成像技术,数据分析单元128进一步执行基于不同的成像技术获得的图像数据的相关性及数据配准。

[0058] 在一些实施例中,数据采集和分析系统106提供手术前图像采集模式和手术后图像采集模式,供用户选择,例如,通过模式选择器,如在这两个模式之间切换的硬件或软件选择键。在一些实施例中,当用户调用手术前图像采集模式,数据采集和分析系统106根据超声波探头118的运动进行图像采集,以及当所获取的图像数据将被存储时委托给用户(例如,超声波探头的操作者)。在一些实施例中,当手术后图像采集模式被操作时,数据采集和

分析系统106将图像数据与同时获取的位置信息关联存储。在一些实施例中,手术前图像采集期间所获取的图像数据被标记为手术前的图像数据。在一些实施例中,尽管处于手术后图像采集模式下,数据采集和分析系统106执行与手术前图像采集模式基本上相同的功能,但手术后图像采集期间所获取的图像数据被标记为手术后的图像数据。

[0059] 在一些实施例中,尽管处于手术后的图像采集模式下,数据采集和分析系统106也积极提供关于用户如何操纵超声波探头118的引导,以使得图像数据能够在手术前图像数据被采集和存储的相同位置再次被采集。

[0060] 在一些实施例中,尽管处于手术后的图像采集模式下,数据采集和分析系统106也进行手术前的图像数据和手术后的图像数据之间的数据配准,并显示基于手术前的图像数据和手术后的图像数据生成的信息(例如,数据,测量图像,跟踪信息等),这些信息是在相应的探头的位置,探头姿势,和/或相应的采集时间(例如,因为注射的造影增强剂的流逝时间)所采集的。下面提供手术后功能的更多细节。

[0061] 在一些实施例中,数据采集和分析系统106还包括可与数据分析单元128通信的引导单元130,以获取超声波探头118的实时位置和姿势信息。在一些实施例中,当处于手术后的图像采集模式下,引导单元130生成并提供引导输出(例如,定性和/或定量的音频/视觉的指令和提示),以协助用户将超声波探头118物理地操纵到相应位置(例如方位和姿势),这一位置是之前(即介入手术执行之前)为获取另一组图像数据时所使用的位置。

[0062] 在一些实施例中,引导单元130还与结合到数据采集和分析系统102的一个或多个输出设备(例如,显示器132和/或扬声器)通信,并控制它们呈现音频/视觉指示,以提示给使用者(例如,医务人员)。在一些实施例中,引导输出包括同步视觉指示符,和/或在二维或三维坐标系统中的手术前探头位置(即,目标探头的位置)和超声波探头的当前探头位置的值。在一些实施例中,音频/视觉指示和提示包括图形化表示的超声波探头118的目标位置和方向,超声波探头118的当前位置和方向,及超声波探头118应该移动以达到目标位置和方向的方向和/或角度。在一些实施例中,当超声波探头被使用者操作时,实时更新在图形化表示形式中的超声波探头118的当前位置和/或角度。在一些实施例中,根据一些预定的对准标准(例如,线性和角度差小于预先规定的对准阈值),当与目标的位置和/或方向的对准完成时,生成一个声音警告。在一些实施例中,响应于检测到超声波探头的目标方向与取向对准已经实现,引导单元130通知数据采集单元126将图像数据与当前探头的位置和方向关联获取并存储。在一些实施例中,引导单元130可选地还指示数据采集单元126存储新获得的图像数据,并与之前使用这一探头位置和姿势所获得的图像数据相关联。在一些实施例中,当用户使用超声波探头沿一个或多个特定线性或角度方向上扫描目标区域周围时,如果执行的相同扫描是从以前的相同的初始探头位置和姿势开始,附加图像数据可以被获取。

[0063] 在一些实施例中,数据分析单元128还执行在不同的时间(例如手术前后)所获得的图像数据之间的数据配准和关联,及/或使用不同的成像技术(例如,2D组织图像,三维增强超声图像等)所获得的图像数据之间的数据配准和关联。在一些实施例中,数据分析单元128基于与每一组图像数据相关联的位置和方向信息,执行数据配准。在一些实施例中,数据分析单元128进行基于各种成像处理技术的数据配准。在一些实施例中,各种变换,例如,平移,缩放,剪切,倾斜分割等,被用于识别对应于相同的物体,地点和/或时间的图像数据。

在一些实施例中,多个配准技术的不同组合,被用于将不同的时间和/或使用不同的成像技术所获得的图像数据集相关联。

[0064] 在一些实施例中,数据分析单元128为手术后的成像数据存储定量对准信息(例如,精确的位置数据,和/或相对于相应的手术前探头位置数据的位置数据),并在数据配准和关联流程中使用该定量对准信息。例如,所述对准信息可以被用来提供或修改初始值,边界值,修正,和/或其它输入,用于上述的各种数据配准技术。

[0065] 在一些实施例中,不同的图像数据之间的一一对应已经由数据分析单元128确定,对应关系用于显示图像,该图像包括来自手术前图像数据集和手术后图像数据集获得的信息。在一些实施例中,数据采集和分析系统106包括显示单元134,其控制图像数据的同时显示,这些图像数据是使用相同的探头位置和姿势在介入手术前后采集的。

[0066] 图1显示了示例性的引导成像系统,其能为手术后观察的图像采集提供引导。示例性的引导成像系统可用于在其它情况下引导图像采集,在这些情况下,相同的感兴趣对象(或感兴趣对象中的相同位置)的超声图像的采集和比较是需要的,而不必然是介入手术前后。在一些实施例中,并非所有的元件都是必须的。在一些实施例中,由一些元件提供的功能可与由其它元件提供的功能进行组合。在一些实施例中,一个功能或一个元件可以被分成几个子功能和/或子元件。下面提供在图2-3C的示例性系统100的操作的更多细节,以及伴随的描述。

[0067] 图2为根据一些实施例的图1所示的示例性数据采集和分析系统106的功能模块图。如上所述,在一些实施例中,示例性数据采集和分析系统可以与超声成像系统104和导航系统102在相同的设备内物理地集成。在一些实施例中,数据采集和分析系统106的不同的功能和/或子系统可以分布在几个物理上不同的装置之间,例如工作站和集成的成像和导航装置之间,或成像装置和导航装置之间等。

[0068] 如图2所示,示例性系统106包括一个或多个处理单元(或“处理器”)202,存储器204,输入/输出(I/O)接口206,和通信接口208。这些组件通过一个或多个通信总线或信号线210进行相互通信。在一些实施例中,存储器204,或计算机可读存储介质204,存储程序、模块、指令、数据结构,其包括以下全部或一个子集:操作系统212,I/O模块214,通信模块216和操作控制模块218。该一个或多个处理器202被连接到存储器204,并被操作以执行这些程序,模块,和指令,并从/向数据结构读/写。

[0069] 在一些实施例中,处理单元202包括一个或多个微处理器,诸如单核或多核微处理器。在一些实施例中,处理单元202包括一个或多个通用处理器。在一些实施例中,处理单元202包括一个或多个专用处理器。在一些实施例中,处理单元202包括一个或多个个人计算机,移动设备,手持计算机,平板电脑,工作站,或各种各样的含有一个或多个处理单元和可运行各种操作系统的硬件平台之一。

[0070] 在一些实施例中,存储器204包括高速随机存取存储器,诸如DRAM,SDRAM,DDR RAM或其他随机存取固态存储器装置。在一些实施例中,存储器204包括非易失性存储器,诸如一个或多个磁盘存储设备,光盘存储设备,闪存设备,或其它非易失性固态存储设备。在一些实施例中,存储器204包括由处理单元202远程定位的一个或多个存储设备。存储器204,或存储器204内的非易失性存储器装置,包括计算机可读存储介质。

[0071] 在一些实施例中,I/O接口206将输入/输出设备,例如显示器,键盘,触摸屏,扬声

器和麦克风,连接到系统200的I/O模块214。I/O接口206,与I/O模块214一起,接收用户输入(例如,语音输入,键盘输入,触摸输入等),并相应地处理它们。I/O接口206及用户界面模块214也根据系统106上执行的各种程序指令输出(例如,声音,图像,文本等)给用户。

[0072] 在一些实施例中,通信接口208包括有线通信端口和/或无线发送和接收电路。有线通信端口经由一个或多个有线的信号线或接口接收和发送通信信号,例如,双绞线,以太网,通用串行总线(USB),火线接口(FIREWIRE)等等。无线电路接收和发送RF信号和/或光信号从/向通信网络和其它通信设备。通信模块216促进系统106和其他设备(例如,导航系统102和图1中的成像系统104)之间通过通信接口208的通信。在一些实施例中,通信包括从数据采集和分析系统106到导航系统102和成像系统104的控制指令,还包括从导航系统102和成像系统104到数据采集和分析系统106的位置和图像信息。

[0073] 在一些实施例中,操作系统202包括各种软件组件和/或驱动程序,用于控制和管理一般系统任务(例如,存储器管理,存储设备控制,电源管理等)和促使各种硬件,固件和软件之间的通信组件。

[0074] 如图2所示,系统106在存储器204中存储操作控制模块218。在一些实施例中,操作控制模块218进一步包括下列子模块,或子集或其超集:数据采集模块220、数据分析模块222、引导模块224、以及显示模块226。此外,每个这些子模块可访问一个或多个以下数据结构和运行控制模块218的数据源,或子集或其超集:位置信息数据库228,包含参考探头、导航探头以及超声探头的手术前后的位置信息;图像数据数据库230,包含手术前后的图像数据;及关联信息数据库232,用来存储关联数据库228和230中的位置信息和图像数据的定位位置、姿势、和时间相关的信息。在一些实施例中,数据库228,230和232可为单个交叉联接的数据库。在一些实施例中,操作控制模块218任选地包括一个或多个其他模块234,以提供本文所述的其它相关功能。有关上述结构、功能和操作控制模块218的子模块和数据结构的相互作用的更多细节请参阅图1和3A-3B,和下述描述。

[0075] 图3A-3B是通过示例性的引导成像系统(例如图1所示的示例性系统100或数据采集和分析系统106)实现的示例性方法300的流程图。

[0076] 如上分别讨论的图1中所示的示例性系统100中,在一些实施例中,导向成像系统100包括超声成像系统(例如,图1中的成像系统104)和导航系统(例如,图1中的导航系统102)。超声成像系统包括超声波探头(例如,超声波探头118),适用于围绕感兴趣对象(例如,图1中的介入手术的目标区域124)移动,以使用不同的探头位置采集感兴趣对象的各个超声图像数据。在一些实施例中,导航系统包括导航探头和被配置为跟踪导航探头在导航系统的视场中的当前位置。在一些实施例中,导航系统的视场是位于其中的导航探头的位置可通过导航系统的监视机制来确定的空间区域。在一些实施例中,导航系统是磁性导航系统,这种导航系统的视场是由导航系统的磁场发生器产生的磁场。导航系统可选地基于由导航探头导致的场扰动感测导航探头的位置。在一些实施例中,导航系统是一种光学导航系统,这种导航系统的视场是针对感兴趣对象的一个或多个光学,红外,和/或CCD照相机的综合视场。导航系统可选地基于形成在相机中的导航探头的投影或图像感测导航探头的位置。在一些实施例中,导航系统包括两个或更多个已知位置的信号感测地标(例如,激光束感测,或其他电磁信号感测),并且导航系统的视场是信号感应地标的组合信号感应范围。导航系统可选地基于光学或电磁信号的方向和/或时间确定导航探头的位置(例如,基

于三角测量或其它几何或数学方法),这些光学或电磁信号是由导航探头发射的,并通过不同的信号感测地标接收。根据其它技术和组件的导航系统也是可以的。

[0077] 在一些实施例中,导航探头适用于固定连接到超声波探头(例如,图1中的超声波探头118)上,并可在导航系统的视场之内与超声波探头一起被操纵。在一些实施例中,导航系统还包括参考探头,其适用于固定在感兴趣对象的附近,并提供对应于从导航探头获取的导航位置数据且同时发生的参考位置数据。

[0078] 在一些实施例中,导航系统是包括磁场发生器(例如,图1中的场发生器108),和磁性导航探头(例如,图1中导航探头110)的磁性导航系统,该磁性导航探头适用于固定连接到超声波探头(例如,图1中的超声波探头118)上,并可在磁场发生器生成的磁场(例如图1中的场114)之内与超声波探头一起被操纵。在一些实施例中,磁性导航系统还包括磁性参考探头(例如图1中的参考探头112),适用于固定到位于接近目标区域(例如图1中的目标区域124)的解剖结构的一部分,并提供对应于从磁性导航探头(例如图1中的导航探头110)获取的导航位置数据且同时发生的参考位置数据。

[0079] 在一些实施例中,超声成像系统被连接到超声波探头,并通过超声波探头发送和接收特定超声波波形。超声成像系统处理所接收的波形以生成目标区域内的组织的图像数据。在一些实施例中,磁性导航系统包括磁场发射器和信号接收器模块,它们与参考探头和导航探头无线地相连或经由数据线相连。参考探头用于提供确定患者的当前身体位置的装置,导航探头用于提供确定超声波探头的当前位置的装置。具体地,定位装置(例如,参考探头和导航探头)的当前位置和方向的空间坐标可以被表示为在静态参照系(例如,基于该磁场114的参照系)中的一组坐标 (x, y, z, a, b, c) 。定位装置的当前位置的前三个坐标(例如, x, y, z)是相对于静态参照系(例如,磁场参照系)的位置坐标。定位装置的当前位置的后三个坐标(例如, a, b, c)是相对于静态参照系坐标(例如,磁场参照系)的姿势或旋转坐标。

[0080] 在一些实施例中,参考探头(如参考探头112)被放置在导航系统的视场范围(例如,场114)之内的一个位置并位于病人身体的表面上(例如,图1中病人的身体116)。参考探头因此提供关于患者身体的当前位置的实时信息。根据从参考探头接收到的位置信息,病人身体的靠近目标区域的当前位置和当前方向可以被实时确定。在一些实施例中,参考探头可使用双面胶带、绷带等固定附件固定到病人的身体上。在正常操作中,在整个图像扫描过程中建议患者保持完全静止。然而,小的无意识运动或不可避免的运动(例如,由于身体震颤或呼吸运动)是可以被接受的,如下面更详细地讨论。

[0081] 在一些实施例中,导航探头被放置在导航系统的视场(例如,场114)内,并且实时返回导航探头的当前位置(例如,位置和方向)。在一些实施例中,在使用时,导航探头固定连接到超声波探头,使得从导航探头接收到的实时位置信息可以被用来确定超声波探头的实时的当前位置(例如,当前位置和方向)。在一些实施例中,在手术操作期间,特别设计的槽可以被用来放置相对位置固定的两个探头。

[0082] 在一些实施例中,如超声成像系统将图像数据发送给引导成像系统的数据采集和分析系统,导航系统将参考探头和导航探头的同时期的实时位置信息发送到数据采集和分析系统。例如,参考探头位置由第一组坐标表示 $R1 = (x1, y1, z1, a1, b1, c1)$,导航探头位置由第二组坐标 $R2 = (x2, y2, z2, a2, b2, c2)$ 。两组坐标 $R1$ 和 $R2$ 均在导航系统的磁场的静态参照系中表达。在一些实施例中,采集的时间信息与从超声波探头接收到的图像数据和从参

考探头和导航探头接收的位置信息相关联。

[0083] 在一些实施例中,数据采集和分析系统(或其子模块)基于位于导航系统的视场(例如,由磁性导航系统的磁场发生器产生的磁场)中的参考探头的动态基准位置(例如,R1)建立动态参考系。在一些实施例中,数据采集和分析系统(或其子模块)确定在动态参考系内导航探头的当前位置(例如,手术后位置)相对于导航探头的以前位置(例如,手术后前位置)之间的差距。例如,导航探头的当前位置可以用参考探头的动态参考系中的以下公式来表示: $R3_{T2} = (R2_{T2} - R1_{T2})$,而导航探头的以前位置可以用参考探头的动态参考系中的以下公式来表示: $R3_{T1} = (R2_{T1} - R1_{T1})$,其中 T_2 是介入手术后的数据获取时间, T_1 是介入手术之前的数据获取时间。

[0084] 在一些实施例中,可以使用坐标转换表来将视场的静态参照系中的导航探头的位置坐标转化为在参考探头的动态参照系中的导航探头的位置坐标。此外,基于导航探头在动态参照系中的位置坐标,超声波探头的位置坐标可被确定。

[0085] 在一些实施例中,在导航系统中包括参考探头是有利的,因此在不同的时间的超声波探头的位置坐标可以以一致的方式在相同的参照系中表示,与患者在成像过程中身体的运动无关。

[0086] 如在本说明书中所描述的,超声成像系统被配置为使用不同的探头的位置来获得多组超声图像数据。通过将同时地接收到的探测位置信息和图像数据相关联,可进行位置信息和图像数据的后处理,并以直观的和更有意义的方式显示超声图像。

[0087] 在一些实施例中,超声成像系统包括能够获得二维超声图像数据、三维超声图像数据、和/或四维超声图像数据的超声波探头。在一些实施例中,超声成像系统包括一个或多个超声波探头,每个超声波探头分别固定连接到一个相应的导航探头上。在一些实施例中,不同的超声波探头可在不同时间使用。

[0088] 如图3A中的示例性方法300所示,在第一时间(例如,在患者的解剖结构的目标区域执行介入手术之前),操作者提供了一个输入(例如,按压模式选择键,或开启系统),以调用引导超声成像系统的手术前图像采集模式。响应于操作者的输入,引导的超声成像系统进入(302)手术前图像采集模式。当操作在手术前图像采集模式下,该系统获取(304)感兴趣对象的第一超声图像数据(例如,患者的解剖结构的目标区),其超声波探头被放置在第一位置(例如,第一部位和/或第一方向)。对于第一超声图像数据,系统还从固定连接到超声波探头的导航探头(例如,磁性导航探头)获得(306)同时发生的导航位置数据。

[0089] 在一些实施例中,取决于所使用的超声波探头的类型中,第一超声图像数据包括二维组织图像数据,三维体图像数据,三维对比度增强的图像数据,和/或4D时间序列的体积图像数据等。尽管第一图像数据可以是不同的成像参数,如成像深度、缩放级别、采集时间、脉冲重复频率、对比度等,第一图像数据是使用第一探头位置获得的。此外,尽管多个超声图像可以基于第一图像数据来产生,多个超声图像中的每个也与相同的第一探头位置相关联。

[0090] 在一些实施例中,第一图像数据是当超声波探头处于起始位置时获取的图像数据。在一些实施例中,当操作者移动超声波探测器到开始位置后,操作者可选地沿着一个或多个线性和/或角方向扫描超声波探头以采集围绕感兴趣对象(例如,介入手术的目标区域)的更多的图像数据。例如,操作者可选地保持超声波探头的方向,并扫描覆盖目标区域

的平面矩形区域。在一些实施例中,操作者可选地旋转超声波探头并扫描135度角的圆锥体,在此过程中保持超声波探头的线性位置不变。在一些实施例中,操作者可选地改变超声波探头的扫描深度或扫描波长,以获得不同的身体深度的图像,或者获得具有不同的组织特征的对象图像。

[0091] 在一些实施例中,基于由磁性导航系统所提供的实时位置信息,引导成像系统存储所有后续获取的图像数据及与它们对应的同期位置信息。在一些实施例中,每次扫描过程中获得的图像数据集可选地根据由它们采集的次序顺序储存。使用不同的探头位置 and/或成像条件下对感兴趣对象(例如,介入手术的目标区域)进行扫描,允许获得对感兴趣对象更全面的图像数据。在一些实施例中,捕获的图像数据可以包括普通组织的图像数据,和增强的超声图像数据,或两者兼有。在一些实施例中,可以同时使用相同的超声波探头获得普通组织图像和增强的超声图像,并且组织图像内的点或像素和增强图像内的点或像素有一对一的对应关系。

[0092] 如上所述,导航探头和超声波探头的各个位置坐标可在动态参照系中以参照探头在导航系统的视场(例如,通过磁性导航系统的磁场发生器产生的磁场)中的位置来表示。对于每一组使用特定的超声波探头位置采集的图像数据,位置坐标可以表示为 $P3=(x3, y3, z3, a3, b3, c3)=P1-P2$,其中P1是已经在视场的静态参照系中被确定的超声波探头的位置,而P2为当导航探头被放置在视场的静态参照系中的参考探头的相同位置R2时的超声波探头的位置。在一些实施例中,当参考探头和导航探头是很小的,并且超声波探头与导航探头之间的距离是可以忽略不计的,超声波探头的位置(例如,位置和/或方向)可以由导航探头的位置来近似估计。

[0093] 在一些实施例中,为便于计算,当使用磁性导航系统时,导航系统的磁场发生器可选地与参考探头整合并固定到患者身体的表面上。因此,基于磁场的静态参考系统,以及基于参考探头的位置的动态参考系统合并到相同的参考系统。其结果是,导航探头的位置坐标可以直接从导航系统中获得,并且不需要参考系统的转换。另外,参考探头的位置的信息也不再需要。在一些实施例中,磁场发生器是与磁性参考探头物理上分离的。在一些实施例中,磁场发生器与磁性参考探头是在物理上结合为一体的。

[0094] 在一些实施例中,当已经获得足够量的手术前的超声图像数据后,医务人员可按计划在患者的解剖结构的目标区域执行介入手术。例如,在一些情况下,可使用消融针对目标区域内的一个或多个肿瘤的进行热消融。在一些实施例中,介入手术由以前获得的超声图像,或者实时超声图像来引导。

[0095] 当按计划介入手术已经完成之后,或在到达手术的一个合适的停止点之后,医务人员可以停止手术,并执行对目标区域的手术后评估,以确定是否需要对目标区域进行附加补救手术。在一些实施例中,操作者提供了另一种输入以调用引导成像系统的手术后的图像采集模式,例如,通过按压模式选择键或模式切换按钮。

[0096] 在一些实施例中,如图3A所示,在第一时间之后的第二时间(例如在介入手术之后或在合适的终止点),响应于所述用户输入,引导超声成像系统进入(308)的手术后图像采集模式。在手术后图像采集模式,引导成像系统可选地确定(310)磁性导航探头的当前位置相对于对应于第一超声图像数据的磁性导航探头的之前位置之间的差距。在一些实施例中,引导成像系统生成(312)引导输出,用于辅助超声波探头的操作者,以将超声波探头的

当前位置与超声波探头的与第一超声图像数据相关联的第一位置物理上对齐(例如,通过手工或由另一机械或电子装置)。在一些实施例中,引导成像系统基于所确定的差距生成引导输出。在一些实施例中,引导成像系统基于超声波探头的当前位置实时更新(314)引导输出,直到超声波探头的当前位置到达第一位置。

[0097] 例如,在一些实施例中,操作者将超声波探头放置在一个位置,这个位置靠近或位于介入手术前预先扫描过的起始位置,然后以一种姿势握持超声波探头,这种姿势是与之之前执行的特定扫描的起始姿势相同或相类似的。引导成像系统基于导航探头在动态参照系中的当前位置确定当前超声波探头的位置。引导成像系统还获得先前用来获得一组手术前超声图像数据的超声波探头的存储位置,其中,该存储位置在动态参考系统中表达,并是基于在手术前图像采集期间的参考探头的之前的位置。引导成像系统确定超声波探头的两个位置之间的差距,并产生一个引导输出,以帮助操作者以一种方式移动超声波探头,使得超声波探头能够被移动到与手术前图像采集期间所使用的位置相同的位置。在一些实施例中,当操作者继续移动超声波探头时,额外的引导输出被生成并实时呈现给使用者,使得该引导总是适合于超声波探头的当前位置和姿势。

[0098] 在一些实施例中,引导成像系统生成音频提示,用于在相应的线性或角度方向上调节超声波探头的当前位置和当前姿势中的至少一个。例如,该音频提示是可选的音频指令,例如“向左移动超声波探头0.5厘米”,“顺时针旋转超声波探头5度”,“向前倾斜超声波探头4度”,“向左侧平移超声波探头10度”,等等。在一些实施例中,引导成像系统生成文本提示,用于在相应的线性或角度方向上调节超声波探头的当前位置和当前姿势中的至少一个。例如,在一些实施例中,上面给出的音频提示可选地作为文本提示在引导成像系统的显示装置上显示,同时被显示的还有使用超声波探头的当前位置获得的超声图像。在一些实施例中,当文本提示提供所需的精确运动量时,音频提示可选地只指定了特定的移动和方向(例如,倾斜,平移,旋转,平移,前进,后退,顺时针,逆时针,向左,向右等)。在一些实施例中,音频提示和文本提示实时更新,以反映操作员响应于早先的提示而引起的探头位置的更改。

[0099] 在一些实施例中,导向成像系统生成图形提示,用于在相应的线性或角度方向上调节超声波探头的当前位置和当前姿势中的至少一个。例如,超声波探头的轮廓或图像视情况地显示在引导成像系统的显示装置上,并播放动画以指示带动超声波探头到相应位置的所需运动。在一些实施例中,动画是实时更新的,以反映操作员响应于早先的提示而引起的探头位置的更改。

[0100] 在一些实施例中,引导成像系统在显示装置上显示第一可视指示符(例如,图形位置标记和/或坐标值)以指示超声波探头的第一位置,及第二可视指示符(例如,图形位置标记和/或坐标值)以指示超声波探头的当前位置;当超声波探头从当前位置被操纵到第一位置时,该引导成像系统还实时更新第二可视指示符。

[0101] 在一些实施例中,如图3B所示,对目标区域进行的介入手术之后,例如,在操作员已经根据引导输出正确地操纵超声波探头之后,引导像系统按照预定的对准标准(例如,对准误差小于一阈值)确定(316)该超声波探头的当前位置已对准超声波探头的第一位置。在一些实施例中,当超声波探头与超声波探头的第一位置对齐时,引导成像系统从超声波探头获取(318)第二超声图像数据。在一些实施例中,根据超声波探头的当前位置与超声波探

头的第一个位置的对准确认,引导成像系统将第二超声图像数据与第一超声图像数据相关联(320),作为相同的探头位置拍摄的图像。在一些实施例中,第二图像数据与第一图像数据的类型相同。在一些实施例中,第二图像数据包括比第一图像数据更多或更少种类的数据。

[0102] 在一些实施例中,在引导成像系统的引导下,一旦起始位置的对齐已到达,引导成像系统还给操作员提供附加的音频/视觉引导提示。附加的引导提示指示并协助操作者执行与手术前扫描过程相同的扫描(例如,在一个或多个方向和角度,深度,频率等扫描)。例如,一旦超声波探头已达到介入手术之前执行的扫描起始位置,引导提示可选地包括引导扫描的指令,例如,“慢慢来回移动探头以扫描20厘米×20厘米矩形区域”或“缓慢向后倾斜探头以扫描90度角,”或“保持探头稳定10秒”,“逐渐增加扫描深度从1厘米10厘米”等。在一些实施例中,当操作者继续按照指导指令操纵超声波探头和/或摄像条件(例如,频率,深度等)时,音频/视觉引导提示可选地显示基于超声波探头的当前位置的扫描进展,及完成扫描所需要的所有位置。在一些实施例中,采集时间,探头的位置,和/或成像条件与扫描过程中获得的附加图像数据一起被记录和存储。

[0103] 在一些实施例中,在手术后的扫描获取的图像数据与在手术前的扫描获取的图像数据被自动关联。多组图像数据之间的相关性或数据配准可选地是基于与不同组的手术前和手术后的超声图像数据相关联的各自的位置信息。在一些实施例中,多组图像数据之间的相关性或数据配准可选地是基于与不同组的手术前和手术后的超声图像数据相关联的各个时间信息和其他的拍摄条件信息。在一些实施例中,一旦不同的图像数据集被关联,引导成像系统能够从每一个数据集产生一个或多个超声图像,并识别相应的数据集,并从相应的数据集产生一个或多个相应的超声图像。在一些实施例中,不同的图像数据集中的对应图像在探头位置、探头姿势、图像位置、成像时间、成像深度和成像频率等中的至少一个方面彼此对应。

[0104] 在一些实施例中,一旦不同的图像数据集被相互相关联,并从不同的图像数据集中生成的不同的图像中的像素被相互配准,引导成像系统可选地向用户呈现相应的超声图像以同时观察。

[0105] 在一些实施例中,手术前后的至少一些图像不一定必然是由引导向成像系统引导后获得的,可以由医务人员自己完全决定的。然而,由于导航系统在手术前后的图像采集期间能够提供的实时位置信息(例如,实时的探头的位置和姿势信息),已获得的所有的图像数据都可以与对应的探头位置相关联。此外,参考探头被用于建立动态参照系,其在病人的身体的无意和/或不可避免的运动下是足够稳定的,因此当超声波探头的探头位置在基于参考探头建立的动态参照系中被表示时,成像位置可以一致地比较和相关联。因此,对于每个手术前图像帧,一个对应的手术后图像帧可以被识别并同时显示出来。另外,当在相同的显示器同时显示手术前后的图像帧时,其他图像处理技术可以使用,使得同时显示的图像具有相同的尺寸、和位置、深度和/或其他成像条件。

[0106] 在一些实施例中,手术前图像和手术后图像之间的映射包括一个刚体变换(例如,平移和旋转) $M_0 = (x_0, y_0, z_2, a_0, b_0, c_0)$,其中变换 M_0 是基于在根据参考探头的位置建立的动态参照系中超声波探头的位置之间的差距来确定的。

[0107] 在一些实施例中,当手术前和手术后图像被显示在同一画面上时,一个图像可以从特定的手术前的图像数据集获得,并且另一个图像可以从特定的手术后的图像数据集获

得,其中,根据手术前数据集和手术后数据集的探头的位置之间的对应关系,两个图像在目标区域的相同成像位置(一个像素接着一个像素)相对应。

[0108] 在一些实施例中,由于存在成像条件的差异,及在参考探头下患者的皮肤的运动,在引导成像系统所存储的位置信息中可能有一些剩余的差异。在一些实施例中,图像处理技术可以被用于进一步改善手术前后的图像数据集的对齐。在一些实施例中,所存储的位置信息可以被用来作为数据配准计算的初始值或约束(constraints)。

[0109] 在一些实施例中,数据配准可以基于组织图像数据,对比度增强的超声图像数据,或两者兼有。在一些实施例中,自动的图像配准算法基于图像相似性及图像映射的考虑。在一些实施例中,不同的映射方法包括刚体变换(例如,旋转和平移),投影变换(例如,缩放,旋转和平移),及非线性变换(例如,对图像的不同部分使用不同的映射)。如本领域的技术人员可理解的,其他数据配准方法也是可以的。

[0110] 在一些实施例中,如果两组图像数据是在相同的深度下采集的,图像中的像素具有相同的尺度。这样,配准算法可以局限于刚体变换,其包括旋转和平移。刚体变换可以表示为 $M_0 = (x_0, y_0, z_0, a_0, b_0, c_0)$,或在矩阵A中的公式(1)。如果采集深度是不同的,可使用双线性差分算法将数据扩展成相同的尺寸,并接着使用刚体变换来实现配准。例如,假设,在超声造影图像中,像素 X_i 具有亮度 $f(X_i)$,而在另一超声造影图像中,像素 Y_j 具有亮度 $f(Y_j)$,则两个图像之间的映射,可以表达为:

$$[0111] \quad X_i = AY_j, \quad X_i = \begin{bmatrix} x_1^i \\ x_2^i \\ x_3^i \\ 1 \end{bmatrix}, \quad Y_j = \begin{bmatrix} y_1^j \\ y_2^j \\ y_3^j \\ 1 \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & T_1 \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & T_2 \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & T_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0112] 与此同时,相似度函数可以被定义为 $E = \sum_{i=1 \dots N} |f(X_i) - g(AX_i)|$,其被用于最小绝对差(smallest absolute difference, SAD)方法中。类似地,如最小二乘差(SSD),最大互相关(C-C),及基于超声波噪声特征的瑞利分布的改进的最小绝对差(SAD)法等算法,也可被用于数据配准处理过程。在一些实施例中,除了 $f(X_i)$ 和 $f(Y_j)$,其他基于区域尺寸梯度和区域亮度梯度的函数也可以被定义。如本领域的技术人员可以理解,其他自动配准算法也是可以的。

[0113] 在一些实施例中,除了自动数据配准处理,还可以提供交互式配准方法。在一些实施例中,用户在图像中识别多个(例如,四个或更多个)对应点,基于这些对应点,自动配准算法使用最小二乘拟合方法来执行图像数据配准。在一些实施例中,两个相应的横截面可以由用户来识别,基于相应的横截面,两组体积数据之间的对应关系可以被确定。

[0114] 在一些实施例中,与术前和术后的图像数据相关联的定量对准信息(例如,定量的相对探头的位置和方向信息)可用于与一个或更多的图像配准技术(例如,刚体平移,回归分析和交互式配准等)相结合,以提升性能和提高术前和术后的图像数据的图像配准的准确性。例如,在一些实施例中,引导成像系统记录(322)与第二超声图像数据的采集相关联的探头对准信息(例如,对准的定性和/或对准定量的误差,精确位置值,和/或相对位置值),并利用(324)第一超声图像和第二超声图像数据之间的图像配准探头对准信息。

[0115] 上述示例性方法仅提供用来说明本文中所描述的技术的原理。并非所有的步骤需

要在一个特定的实施例来执行。除非特别说明,这些步骤的顺序在各种实施例中可以是不同的。

[0116] 出于解释的目的,前面的内容已经参考具体实施例描述。然而,上述说明性的讨论并非旨在穷举或将本发明限制为所公开的精确形式。许多鉴于上述教导的修改和变化是可能的。实施例的选择和描述是为了最好地解释本发明的原理及其实际应用,从而使得本领域技术人员能够如适合于预期的特定用途的最佳地利用本发明和各种修改的实施例。

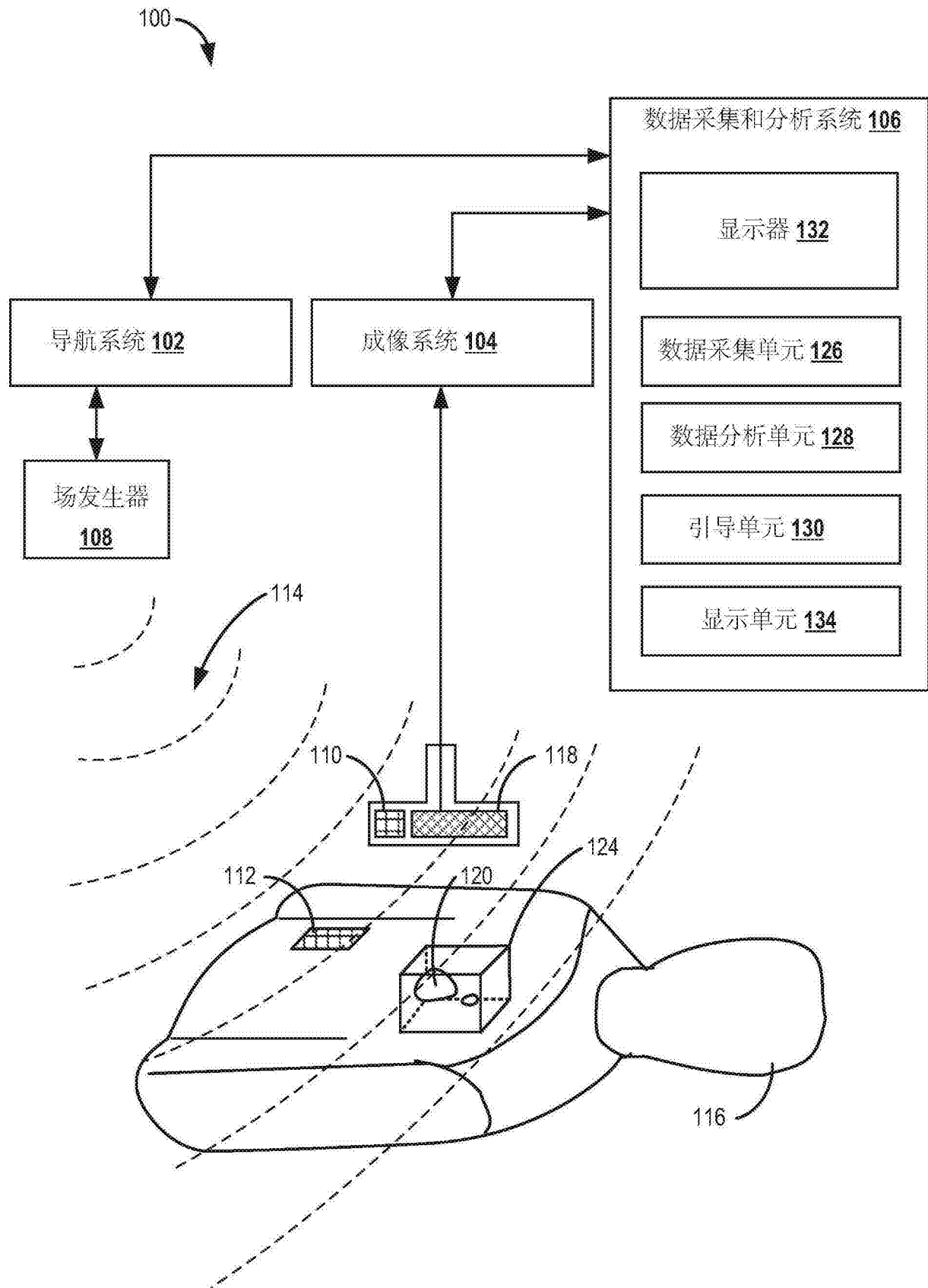


图1

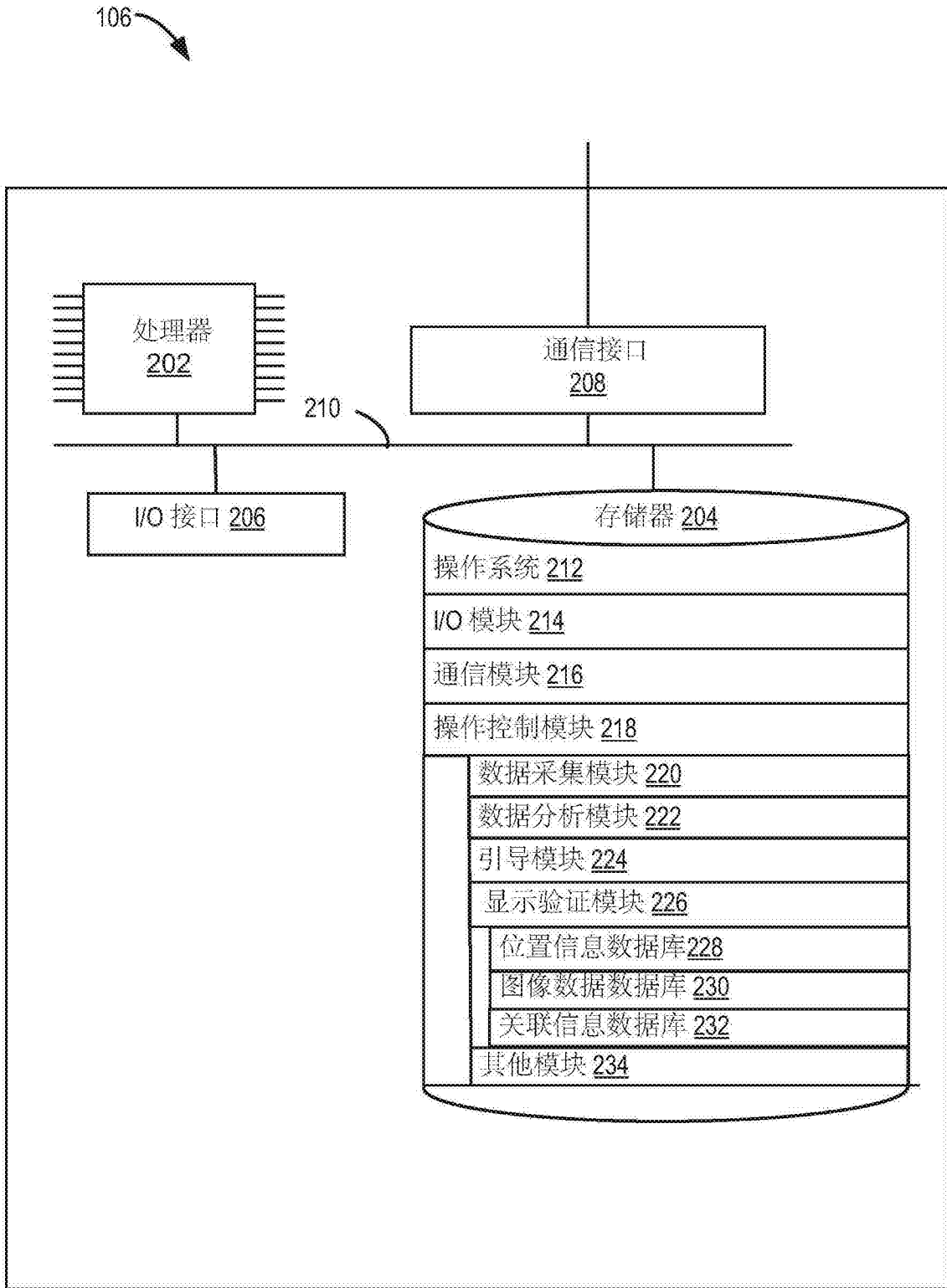


图2

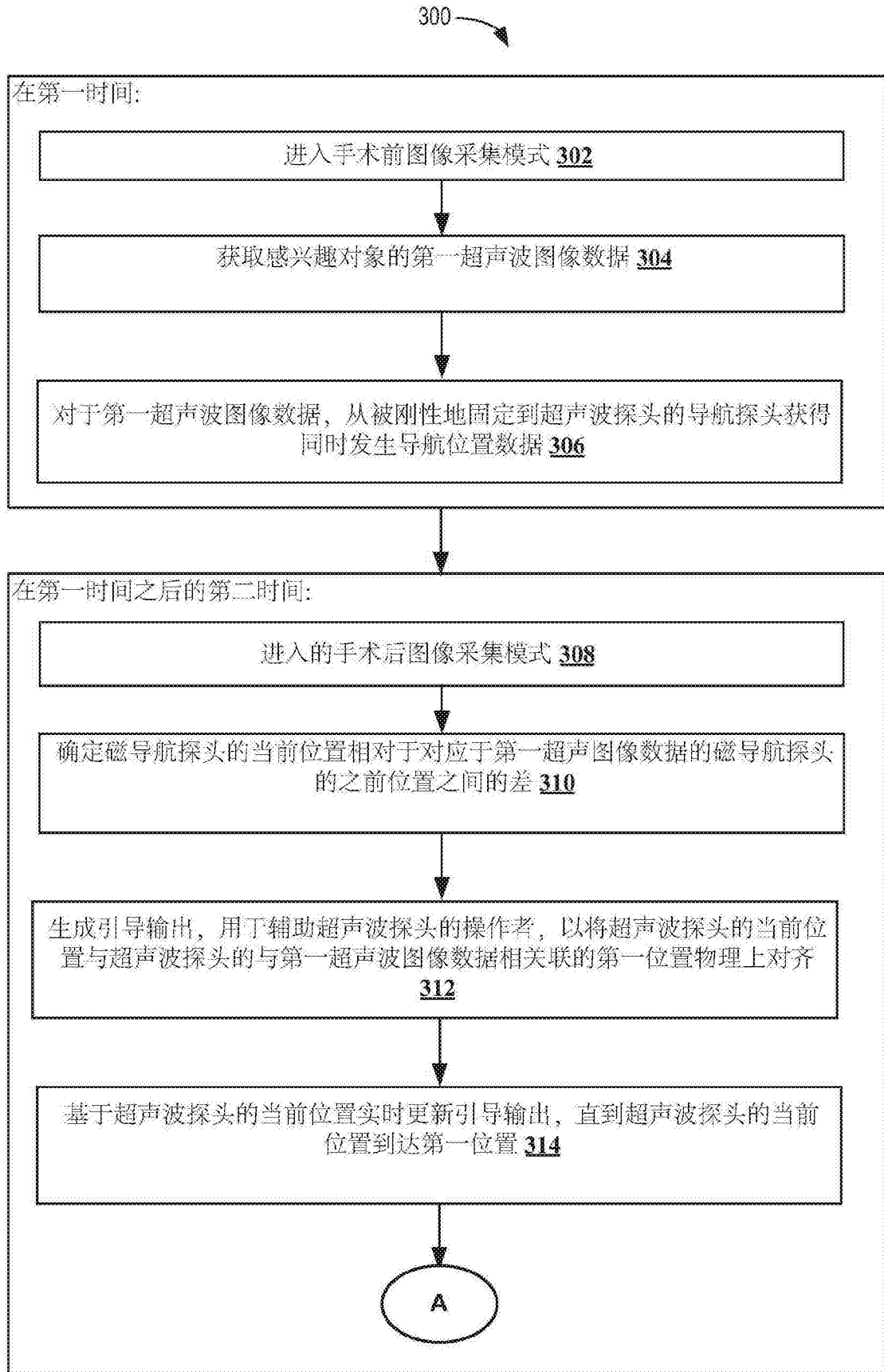


图3A

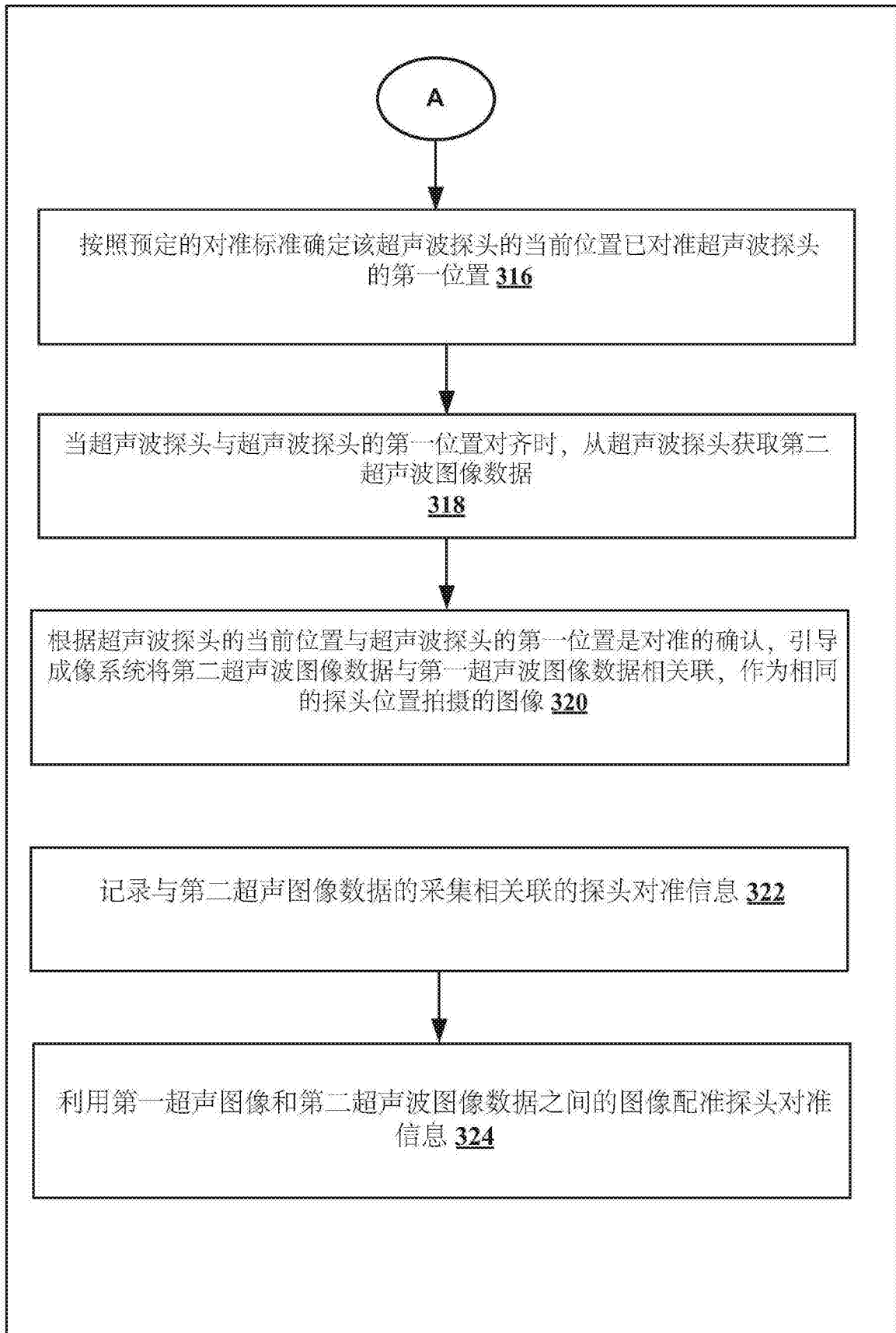


图3B

专利名称(译)	引导超声图像采集的方法和系统		
公开(公告)号	CN105611877A	公开(公告)日	2016-05-25
申请号	CN201380079699.9	申请日	2013-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	丛龙飞 康锦刚		
发明人	丛龙飞 康锦刚		
IPC分类号	A61B8/00 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/08 A61B8/085 A61B8/4263 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/48		
代理人(译)	何平		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种示例性系统包括导航系统，成像系统，以及数据采集和分析系统。该示例性系统基于由导航系统在不同的时间(例如，介入手术前后)提供的位置信息，为超声图像采集提供主动的引导，以确保在相同的位置使用相同的探头姿势(例如，位置和/或方向)收集感兴趣的对象(例如，介入手术的目标区域)内的图像数据。

