

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101896123 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 24

(21) 申请号 200880120225. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 12. 08

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/013, 330 2007. 12. 13 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 06. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/055151 2008. 12. 08

(87) PCT申请的公布数据

W02009/074948 EN 2009. 06. 18

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 D·N·朗德西尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

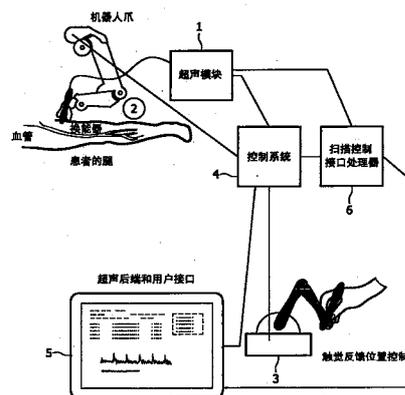
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 2 页

(54) 发明名称

具有使用响应于所采集图像数据的反馈的微调及定位控制的机器人超声系统

(57) 摘要

一种成像系统包括：诊断超声前端模块，该前端模块包含换能器；机器人爪(2)；以及与该前端模块及该机器人爪各自电耦合的控制器(4)。该控制器配置为使用该机器人爪来相对于解剖结构移动该换能器，包括其中该控制器以反馈控制模式可操作地检测从该前端模块接收的所采集图像或者数据集的关键属性，基于该关键属性检测来计算对该换能器的位置的期望调整，并使用该机器人爪来施加所期望的位置调整。



1. 一种成像系统,包括:

诊断超声前端模块,所述前端模块包括换能器;

机器人爪;以及

控制器,其与所述前端模块及所述机器人爪各自电耦合,所述控制器配置为使用所述机器人爪来相对于解剖结构移动所述换能器,包括其中,所述控制器以反馈控制模式可操作地检测从所述前端模块接收的所采集图像或者数据集中的关键属性,基于所述关键属性的检测来计算对所述换能器的位置的期望调整,并使用所述机器人爪来施加所期望的位置调整。

2. 如权利要求 1 所述的成像系统,还包括与所述控制器电耦合的用户控制,所述用户控制配置为允许用户使用触觉反馈来操作所述机器人爪。

3. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述控制器合并了反馈控制机构,所述反馈控制机构施加所述换能器的大平移以跟随通过图像分析而检测的解剖结构。

4. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述控制器合并了反馈控制机构,所述反馈控制机构直接响应于所检测的关键属性来施加所述换能器的小平移。

5. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述控制器合并了反馈控制机构,所述反馈控制机构经由距预定义位置的小扰动来施加所述换能器的小平移。

6. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述控制器合并了波束形成控制。

7. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述控制器合并了使用触觉反馈的机器人爪的粗略和精细控制。

8. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述控制器合并了所施加力的感应和反馈以调制通过所述机器人爪经由所述换能器施加给患者的力。

9. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述机器人爪包括集成的力传感器,其与所述控制器电耦合并用于将所述换能器定向并放置在所述患者身上或其体内。

10. 如权利要求 1 所述的成像系统,还包括与所述控制器电耦合并包括用户接口的诊断成像系统后端模块。

11. 如权利要求 10 所述的成像系统,还包括扫描控制接口处理器,其与所述前端模块、所述控制器和所述后端模块电耦合。

12. 如权利要求 1 所述的成像系统,还包括与所述前端模块和所述控制器电耦合的扫描控制接口处理器。

13. 一种用于调整换能器相对于解剖结构位置的方法,所述方法包括:

使用所述换能器来采集与所述解剖结构相对应的图像或者数据集;

检测所采集的图像或者数据集中的关键属性;

基于所述关键属性的检测来计算对所述换能器位置的期望调整;以及

根据所述期望调整来重新定位所述换能器。

14. 如权利要求 13 所述的用于调整换能器位置的方法,其中,根据所述期望调整来重新定位所述换能器包括使用机器人爪来重新定位所述换能器。

15. 如权利要求 13 所述的用于调整换能器位置的方法,其中,根据所述期望调整来重新定位所述换能器包括施加所述换能器的大平移以跟随通过图像分析而检测的解剖结构。

16. 如权利要求 13 所述的用于调整换能器的位置的方法,其中,根据所述期望调整来重新定位所述换能器包括直接响应于所检测的关键属性来施加所述换能器的小的平移。

17. 如权利要求 13 所述的用于调整换能器的位置的方法,其中,根据所述期望调整来重新定位所述换能器包括经由距预定义位置的小扰动来施加所述换能器的小的平移。

具有使用响应于所采集图像数据的反馈的微调及定位控制的机器人超声系统

[0001] 本公开涉及医学诊断成像系统和方法,并更具体地涉及用于在超声检查期间移动和控制换能器运动的系统和方法。

[0002] 一个好的超声医师的特质之一在于“微操作”超声换能器的位置和空间取向以确保最佳信号的能力,无论是对于灰度成像、彩色血流、频谱多普勒、或者任意传统的或现代的成像应用。然而,一些超声成像应用可存在特殊的挑战。例如并如图 1 所图示,借助于外部操作的换能器来从肢体的外围血管采集解剖和流动数据可以是很吃力的。这种过程中包含各种任务,例如在需要时换能器相对于肢体和之下特定身体结构的定向和再定向,当将换能器按压皮肤和肢体下面组织时施加适当水平的力,以及将换能器沿着肢体长度并沿着由所检查的特定身体结构所限定的唯一路径平移,通常都是通过使用手持换能器头来手动执行,这对于即使最优秀的技术人员的技能和才能而言也是种考验。

[0003] 尽管迄今所作的努力,仍然需要有效增强超声检查的质量和 / 或效率,和 / 或有效帮助超声医师实施这种检查的超声数据收集和操作方案。如从以下描述将显而易见的,这些和其它需要通过所公开的系统和方法而满足。

[0004] 根据本公开的示例性实施例,公开了一种成像系统。该成像系统包括:诊断超声前端模块,该前端模块包括换能器;机器人爪;以及与该前端模块及该机器人爪各自电耦合的控制器。该控制器配置为使用该机器人爪来相对于解剖结构移动该换能器,包括其中该控制器以反馈控制模式可操作地检测从该前端模块接收的所采集图像或者数据集的关键属性,基于该关键属性检测来计算对该换能器的位置的期望调整,并使用该机器人爪来施加该期望位置调整。该系统也可包括与该控制器电耦合的用户控制,该用户控制配置为允许用户使用触觉反馈来操作该机器人爪。该控制器可合并反馈控制机构,该反馈控制机构施加该换能器的大的平移以跟随通过图像分析而检测的解剖结构,直接响应于所检测的关键属性来施加该换能器的小的平移,和 / 或经由距预定义位置的小扰动来施加该换能器的小的平移。该控制器可还合并波束形成控制,使用触觉反馈的机器人爪的粗略和精细控制,和 / 或所施加力的感应和反馈以调制通过该机器人爪经由该换能器施加给该患者的力。该机器人爪可包括整合的力传感器,该力传感器与该控制器电耦合并用于将该换能器定向并放置在该患者身上或其体内。该系统可还包括与该控制器电耦合并包括用户接口的诊断成像系统后端模块,和 / 或与该前端模块、该控制器和该后端模块电耦合的扫描控制接口处理器。

[0005] 根据本公开的示例性实施例,公开了一种用于调整换能器相对于解剖结构位置的方法。该方法包括使用该换能器来采集与该解剖结构相对应的图像或者数据集,检测所采集图像或者数据集的关键属性,基于该关键属性检测来计算对该换能器的位置的期望调整,并根据该期望调整来重新定位该换能器。根据该期望调整来重新定位该换能器可包括使用机器人爪来如此重新定位该换能器,施加该换能器的大的平移以跟随通过图像分析而检测的解剖结构,直接响应于所检测的关键属性来施加该换能器的小的平移,和 / 或经由距预定义位置的小扰动来施加该换能器的小的平移。

[0006] 从以下描述,尤其当结合附图阅读时,所公开系统和方法的另外特征、功能和益处将是显而易见的。

[0007] 为了帮助本领域技术人员制造和使用所公开的系统和方法来呈现超声体积,参照了附图,其中:

[0008] 图 1 图示了用于使用外部操作换能器来从肢体的外围血管采集解剖和流动数据的现有技术布置;

[0009] 图 2 图示了根据本公开实施例的图像采集系统;以及

[0010] 图 3 图示了根据本公开实施例的超声系统。

[0011] 根据本公开的示例性实施例,提供了组成改进的超声成像系统的部件的布置。这种布置具有由机器人爪所提供的平移灵活和动作精确的优点以增强超声检查的可重复性、可靠性以及速度,并减少了对超声医师实施这种检查所要求的技能水平和/或手动的灵巧性。其它益处可以包括提供远程实施超声检查的能力。

[0012] 本公开阐明的技术与在另外两个飞利浦所拥有发明的公开中阐明的技术相协作。一个这种公开被并入到题为“Segmentation Tool For Identifying Flow Regions In An Image System”的美国非临时专利申请序列号 10/536,642 中,该申请由 USPTO 于 2006 年 5 月 11 日以美国专利申请公开号 US2006/0098853 公开。(这一公开的完整副本作为本公开的一部分被包括(见以下附录 I))。在美国专利申请公开号 US 2006/0098853 中,发明人描述了(除其它外)一种装置,其首先识别存在流动的区域,然后通过 2 或 3D 区域的视场中适当引导声束形成而自动识别在其中定标频谱多普勒数据采集的区域。对于另一个这种公开,其仍未作为专利申请提交并且暂时名称为“Haptic Feedback Control Of Robotic Armature for Ultrasound Scanning”,发明人描述了一种装置,其远程控制机器人臂以响应于所施加的力使用触觉控制接口来操作换能器的放置。

[0013] 如以上指出,好的超声医师能够“微操作”超声换能器的位置和取向以确保对于除其它成像应用之外的灰度、彩色血流或者频谱多普勒的最佳信号。根据本公开,在至少一些实例中,这一能力经由使用机器人臂以平移、定向、再定向和/或另外方式操作换能器而被自动化或者半自动化,包括其中该机器人臂响应于人类操作者命令和基于计算机的算法控制之一或者两者来完成这种换能器操作。

[0014] 现转到图 2,阐明了根据本公开实施例的图像采集系统,其包括换能器、以及机器人臂和控制反馈机构,该机器人臂和控制反馈机构用于保持换能器与患者肢体接触并中心放置在血管腔上,并将换能器沿着肢体的长度平移至获得期望图像数据所需的范围。根据本公开的至少一些实施例,换能器沿着肢体的平移可响应于来自超声医师/技术人员的连续输入。根据至少一些其它实施例,换能器沿着肢体的平移可是更加完全自动化的,其中超声医师/技术人员启动扫描然后监视其进程。

[0015] 控制系统可合并血管腔的边缘检测并应用适当的位置校正以确保换能器保持中心定位。在这种检查中,通常的做法是在例如环绕血管分叉点,或者动脉硬化斑块位置中的关键位置处采集频谱多普勒数据。这种位置可以通过对灰度解剖数据的计算机辅助分析和对在彩色血流数据中呈现的湍流和速度参数的检测两者而被自动检测。然后可通过将使用机器人臂对换能器进行微定位和对波束形成的调整的组合来便利多普勒采样体积的自动放置和环绕该位置的自动收集(见美国专利申请公开号 US2006/0098853,其副本在本文中

作为附录 I 阐明)。根据本公开的实施例,这种能力进一步通过换能器实现,并且超声系统被装备来采集三维 (3D) 图像数据。

[0016] 参照图 3,图示了根据本公开实施例的超声系统。该系统可以包括一个或多个,或者所有以下部件:1.) 诊断超声系统“前端”,包括换能器;2.) 机器人爪,其具有用于在患者上或者之内定向并放置成像传感器的集成的力传感器;3.) 使用触觉反馈的针对机器人爪的用户控制;4.) 检测所采集图像(或者数据集)的关键属性的控制系统以及:a.) 合并了反馈控制机构,该机构施加换能器的大的平移以跟随通过图像分析而检测的解剖结构,b.) 合并了反馈控制系统,该系统直接响应于所检测的属性或者经由距用户定义位置的小扰动来施加换能器的小平移,c.) 合并了如美国专利申请公开号 US2006/0098853 中所公开的波束形成控制,d.) 合并了使用触觉反馈的机器人爪的粗略和精细控制,和/或 e.) 合并了所施加力的感应和反馈以调制经由换能器施加给患者的力;5.) 诊断超声系统“后端”;和/或 6.) 扫描控制接口处理器。

[0017] 本公开的系统和方法对于采集、处理和/或使用作为换能器运动控制反馈的超声图像数据是尤其有用的。然而,所公开的系统和方法易于具有很多变型和可选应用,并且不脱离本公开的精神或者范围。

[0018] 附录 I

[0019] (美国专利申请公开 US 2006/0098853)

[0020] (19) 美国

[0021] (12) 专利申请公开 (10) 公开号:US 2006/0098853A1

[0022] 朗德西尔等人 (43) 公开日期:2006 年 5 月 11 日

[0023] (54) 用于在图像系统中识别流动区域的分割工具

[0024] (76) 发明人:D. N. 朗德西尔,Woodinville,WA (US);R. B. 彼德森,Seattle,WA (US)

通信地址:PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS P. O. BOX3001 BRIARCLIFF MANOR, NY 10510 (US)

[0025] (21) 申请号:10/536,642

[0026] (22)PCT 提交:2003 年 11 月 13 日

[0027] (86)PCT 号:PCT/IB03/05306

[0028] 相关美国申请数据

[0029] (60) 临时申请 60/430,226,提交于 2002 年 12 月 2 日

[0030] 公开类别

[0031] (51) Int. Cl. G06K 9/00 (2006. 01)

[0032] (52) U. S. Cl. 382/128

[0033] 一种识别体积内的流动区域的超声系统和方法。该系统包括:测量系统,其用于从目标图像中收集运动数据;分割系统,其用于基于该运动数据在该图像内绘制流动区域;以及流动采集系统,其自动将该图像内的流动图像数据的收集限制在该流动区域中。

[0034]

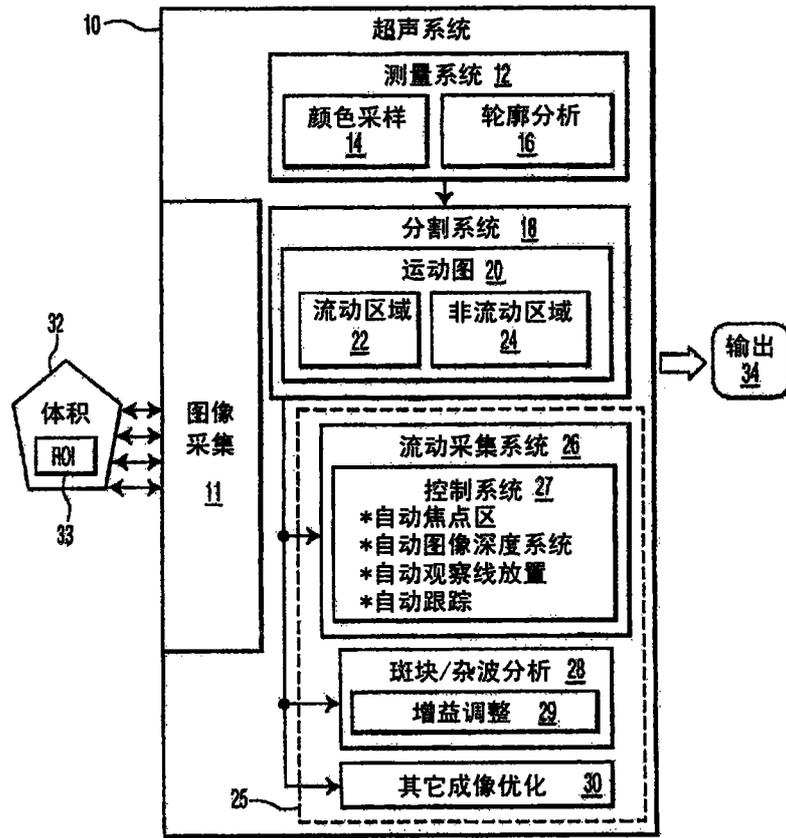
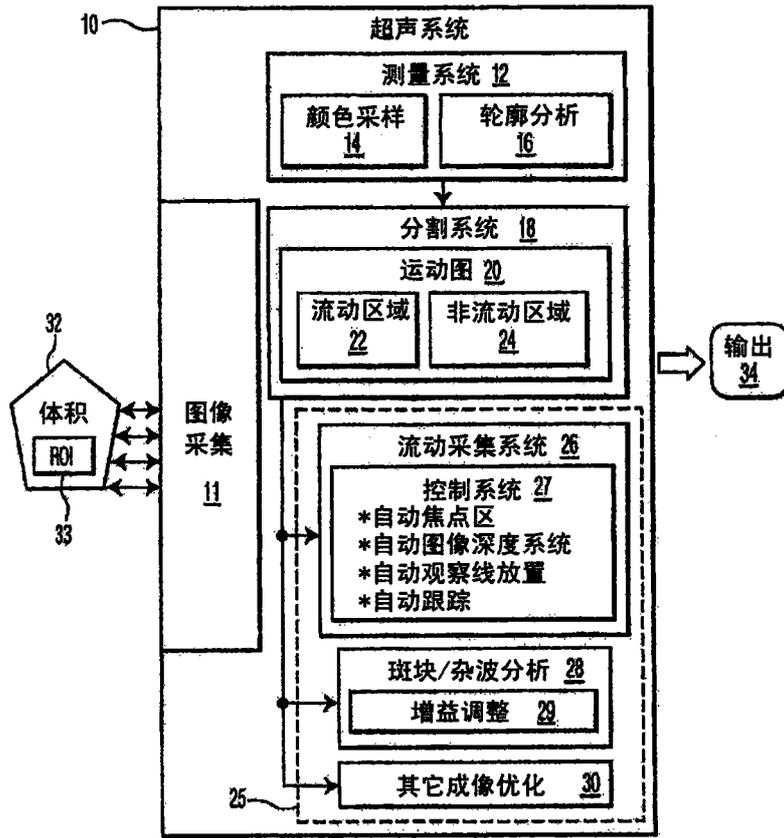


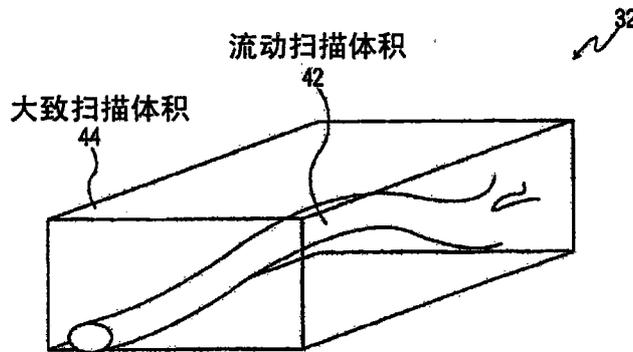
图1

[0035]



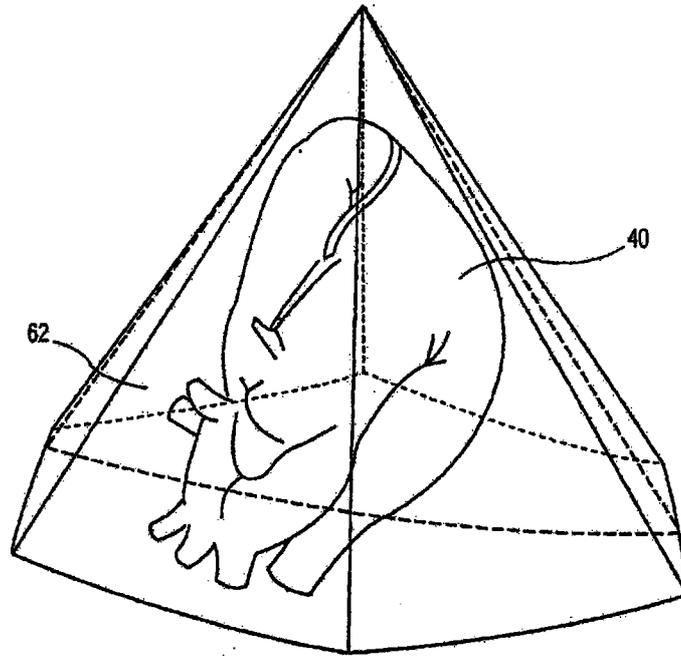
[0036] 图 1

[0037]



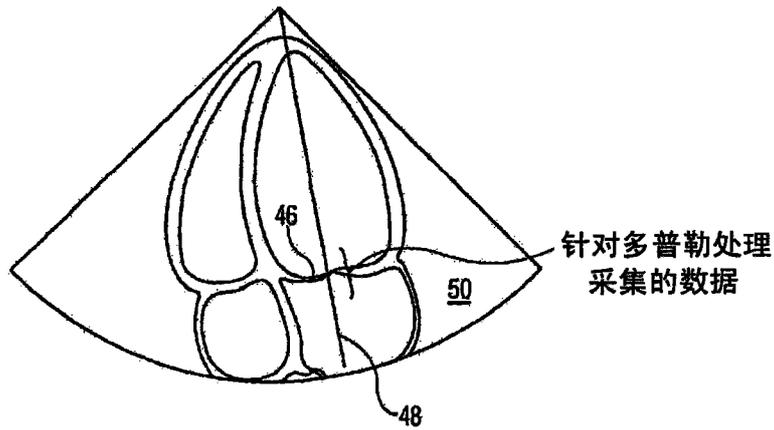
[0038] 图 2

[0039]



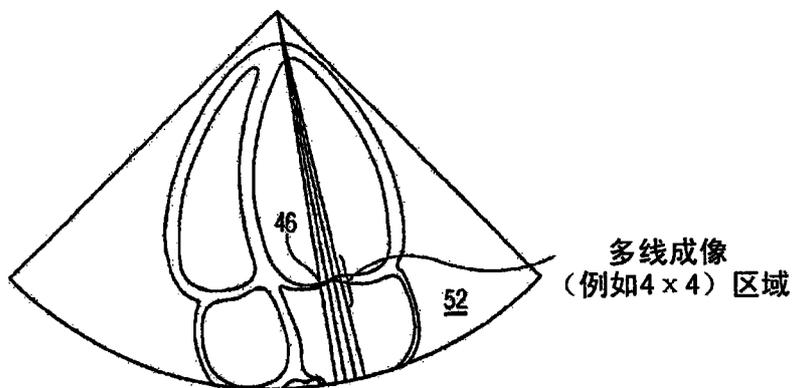
[0040] 图 3

[0041]



[0042] 图 4

[0043]



[0044] 图 5

[0045] 1、一种使用超声系统来捕获图像的方法，包括：

[0046] 测量所述图像以收集运动数据；

[0047] 分析所述运动数据以识别所述图像中的流动；以及

- [0048] 使用流动成像技术对所述图像的包含所述流动的有限区域进行扫描。
- [0049] 2、如权利要求 1 所述的方法,其中,测量步骤包括收集彩色流动数据的样本的步骤。
- [0050] 3、如权利要求 2 所述的方法,其中,测量步骤包括收集轮廓数据的步骤。
- [0051] 4、如权利要求 1 所述的方法,其中,所述分析步骤生成识别流动和非流动区域的运动图。
- [0052] 5、如权利要求 1 所述的方法,其中,所述流动成像技术包括从包括:彩色流动、时域相关、斑块跟踪、应变成像、脉冲波多普勒以及连续波多普勒的组中选择的技术。
- [0053] 6、如权利要求 1 所述的方法,其中,所述流动与心脏瓣膜相关联。
- [0054] 7、如权利要求 1 所述的方法,其中,所述流动指示血管。
- [0055] 8、如权利要求 1 所述的方法,其中,所述扫描步骤使用多线波束形成。
- [0056] 9、如权利要求 1 所述的方法,其中,所述流动被周期性跟踪,并且所述图像的包含所述流动的所述有限区域被自动调整。
- [0057] 10、如权利要求 1 所述的方法,其中,用于采集的所述有限区域是从包括:3D 切饼、立方体、任意形状以及形状的集成的组中选择的区域。
- [0058] 11、如权利要求 1 所述的方法,其中,所述扫描步骤包括调整一组采集参数,所述采集参数从包括:B 型线密度、彩色流动线密度、脉冲重复频率以及整体长度的组中选择。
- [0059] 12、一种超声系统,包括:
- [0060] 测量系统,其用于从目标图像中收集运动数据;
- [0061] 分割系统,其用于基于所述运动数据在所述图像内绘制流动区域;以及
- [0062] 流动采集系统,其自动将所述图像内的流动图像数据的收集限制在所述流动区域中。
- [0063] 13、如权利要求 12 所述的超声系统,其中,所述运动数据包括彩色流动数据。
- [0064] 14、如权利要求 13 所述的超声系统,其中,所述运动数据包括轮廓数据。
- [0065] 15、如权利要求 12 所述的超声系统,其中,所述流动采集系统使用从包括:彩色流动、时域相关、斑块跟踪、应变成像、脉冲波多普勒以及连续波多普勒的组中选择的成像技术来收集数据。
- [0066] 16、如权利要求 12 所述的超声系统,其中,所述流动采集系统使用多线波束形成。
- [0067] 17、如权利要求 12 所述的超声系统,其中,所述流动区域被周期性跟踪并且被自动调整。
- [0068] 18、如权利要求 12 所述的超声系统,其中,流动区域是从包括:3D 切饼、立方体、任意形状以及形状的集成的组中选择的区域。
- [0069] 19、如权利要求 12 所述的超声系统,其中,所述流动采集系统包括一组采集参数,所述采集参数从包括:B 型线密度、彩色流动线密度、脉冲重复频率以及整体长度的组中选择。
- [0070] 20、一种包括用于将图像分割为流动和非流动区域的分割工具的超声系统,包括:
- [0071] 用于执行所述图像的测量的系统,其中,所述测量收集运动数据的样本;以及
- [0072] 分析所述运动数据的样本以分别识别出所述图像内的所述流动区域和所述非流

动区域的系统。

[0073] 21、如权利要求 20 所述的超声系统,还包括控制系统,所述控制系统使用流动图像技术从所述流动区域自动采集图像数据。

[0074] 22、如权利要求 21 所述的超声系统,其中,所述流动图像技术从包括:彩色流动、时域相关、斑块跟踪、应变成像、脉冲波多普勒以及连续波多普勒的组中选择。

[0075] 23、如权利要求 21 所述的超声系统,其中,所述控制系统包括:

[0076] 用于基于所述流动区域的位置来自动设置焦点区域位置的系统;以及

[0077] 用于基于所述流动区域内的峰值运动信号的位置来自动设置图像深度的系统。

[0078] 24、如权利要求 21 所述的超声系统,其中,使用灰度数据来捕获所述非流动区域。

[0079] 25、如权利要求 20 所述的超声系统,还包括通过分析在所选择区域处的低水平回波和流动的量来在所选择区域内区分斑块和杂波的系统。

[0080] 26、如权利要求 25 所述的超声系统,还包括基于对杂波的检测自动减小在所选择区域处的成像增益的系统。

[0081] 27、如权利要求 25 所述的超声系统,还包括基于对斑块的检测自动增大在所选择区域处的成像增益的系统。

[0082] 28、一种存储在可记录介质上用于优化超声数据的程序产品,包括:

[0083] 用于接收表示超声数据体积中的运动的测量数据的模块;

[0084] 用于将所述测量数据绘制成指示流动和非流动区域的运动图的模块;以及

[0085] 用于将流动数据的收集限制在所述流动区域的模块。

[0086] 29、如权利要求 28 所述的程序产品,还包括用于收集散布在流动数据中的灰度数据的模块。

[0087] 30、如权利要求 28 所述的程序产品,其中,利用从包括:彩色流动、时域相关、斑块跟踪、应变成像、脉冲波多普勒以及连续波多普勒的组中选择的技术来实现所述流动数据的收集。

[0088] 31、一种用于执行回顾性分析的超声方法,包括:

[0089] 测量图像以识别感兴趣的点;

[0090] 从所述图像获得频谱多普勒数据的采集体积,其中,所述采集体积包括包围所述感兴趣点的至少一个样本体积;

[0091] 保存来自所述采集体积的所述频谱多普勒数据,其中,所述频谱多普勒数据包括相位信息;以及

[0092] 回顾性地分析所保存的频谱多普勒数据。

[0093] 32、如权利要求 31 所述的方法,其中,利用从包括脉冲波多普勒和连续波多普勒的组中选择的频谱多普勒技术获得所述采集体积。

[0094] 33、如权利要求 31 所述的方法,其中,使用彩色流动数据来测量所述图像。

[0095] 34、如权利要求 31 所述的方法,其中,使用轮廓数据来测量所述图像。

[0096] 35、如权利要求 31 所述的方法,其中,使用多线波束形成来获得所述采集体积。

[0097] 用于在图像系统中识别流动区域的分割工具

[0098] 本发明大致涉及超声成像系统,并更具体而言涉及用于优化超声成像处理的系统和方法。

[0099] 由于一系列正在进行的科技进步,诊断超声仍然是现今最重要的医疗工具之一。自从 1960 年代中期,连续的进步已经改善了超声的临床价值,扩展了其性能、精确度以及易用性。近来的进步,例如实时 3D 成像可以在相对简略的检查期间用于收集重要的细节,例如血流和其它运动数据。这种类型的数据在例如心脏病学的领域中是尤其有用的,其中在遍及心脏的血流中的异常可是心脏疾病的指示。

[0100] 遗憾的是,由于使用声波来收集超声数据,因此其受到组织中声速的物理限制。具体的,超声数据用沿着观察方向或者线发射声脉冲,然后沿着同一线接收回波的换能器来采集。从一组相邻线收集的接收回波信息可以被处理和使用,以例如形成可以显示在监视器上的图像。取决于特定的实现方式,线的数量和密度将会变化。在二维 (2D) 图像的情况下,该线形成一帧,而在三维 (3D) 图像的情况下,该线形成一体积。由于超声信息典型地作为系列帧或者体积被实时显示,因此对于很多应用其花在形成图像 (即,帧或者体积) 上的时间是很关键的。具体的,如果时间太多,帧速率或者体积速率对于运动组织 (例如,血液或者胎儿解剖结构) 的超声成像而言可是太慢了。

[0101] 生成彩色图像以指示图像中任意流动的速率和方向的彩色血流多普勒是尤其易受上述问题影响的。通过针对沿着同一轴形成的多重接收回波线来分析所接收回波的差别而检测运动。这一类型的数据可以提供重要的分析信息,包括血流速率,反流等等。然而,由于沿着每条观察线的流动检测要求使用多重发射 / 接收循环,因此彩色血流多普勒的使用显著增加了其花在形成图像上的时间,并因而进一步降低了帧速率或者图像速率。因此,由于采集速率的大幅降低 (其归因于获得多普勒相移信息所必需的发射 / 接收循环的数量),遍及整个图像体积的彩色血流多普勒的采集在很多临床环境中并不实际。

[0102] 如果帧速率太慢,那么因而产生的超声图像可通过引入图像伪迹和畸变而错误呈现生理状况。因此,对于一些包含彩色血流多普勒的应用,例如分析经过心脏二尖瓣的反流,图像速率不足的副作用可限制超声成像仪的诊断性能。

[0103] 也不利地受到组织中声速的物理限制的另一所提议超声应用是用于随后离线 (off-line) 或者回顾分析的数据采集。在这一情况下,从患者内的区域采集足够的超声数据,从而可从那一数据中做出随后诊断。这种方法的益处是数倍的。在一个案例中,主治临床医生只需要定位从其采集超声数据的大致感兴趣区域,例如患者的心脏。通过使用能够从 3D 体积采集数据的超声扫描器,执行诊断的临床医生于是可经由所采集数据引导以获得形成诊断所必需的特定数据部分。以这一方式,从患者采集数据所必需的时间通过允许诊断在检查之后而不是在检查期间发生而被最小化。这一方法允许诊断临床医生在不同时间和不同地点从患者的检查中履行他们的诊断职责。此外,使用具有比所要求的技能集更差的主治临床医生来在检查期间执行诊断是可能的。这一方法的使用要求形成诊断所必需的所有数据在检查期间采集。

[0104] 很多检查的一个重要组成是从被成像解剖结构的潜在患病部分采集流动数据。检测这种区域可通过使用超声扫描器内检测与感兴趣的解剖结构和生理机能相应的血流状况的算法来完成。其例子是具有普通彩色血流多普勒特征的二尖瓣反流的通常发现。一旦这种区域已经通过使用这种基于超声扫描器的算法而被识别,那么超声扫描器可以自动执行特定的采集,例如连续波 (CW) 或者脉冲波 (PW) 多普勒。

[0105] 这一已在心脏病学领域中提出的应用试图在很短的时间内 (例如,几个心脏循

环)从患者心脏获得频谱多普勒数据和灰度回波数据,然后存储该数据用于稍后的分析。这种系统将从所有相关的感兴趣区域捕获数据,例如二尖瓣处的血流速率。由于医师直到稍后时间才观看该信息,因此检查时间可被大大减少。遗憾的是,频谱多普勒针对整个体积收集数据的应用是不切实际的,因为例如多普勒样本体积的布置(即,采集多普勒数据的点)是非常特定的。

[0106] 一个解决办法是允许技术人员选择性地识别多普勒样本体积在不同感兴趣点的布置,并只从那些点收集数据。然而,这种精确布置多普勒样本体积的处理受技术人员能力的限制。如果技术人员不能精确地捕获感兴趣点,那么结果直到稍后进行离线分析的时间时才能被知道,并且测试将必须被重新计划。

[0107] 虽然如此,对于例如实时彩色血流多普勒和频谱多普勒的先进超声技术存在显著的潜在益处。然而,先进超声技术的使用将受到限制,直到上述限制被解决为止。

[0108] 本发明通过提供自动识别感兴趣区域,也就是包括组织运动或者血流的那些区域的超声系统解决了上述问题以及其它问题。一旦识别了感兴趣区域,例如彩色血流多普勒或者频谱多普勒的先进的超声模态可以被有效地应用于感兴趣区域以实现期望结果。

[0109] 在第一方面中,本发明提供一种使用超声系统来捕获图像的方法,包括:测量该图像以收集运动数据;分析该运动数据以识别该图像中的流动;以及用流动成像技术对该图像的包含该流动的有限区域进行扫描。

[0110] 在第二方面中,本发明提供一种超声系统,包括:测量系统,其用于从目标图像中收集运动数据;分割系统,其用于基于该运动数据在该图像内绘制流动区域;以及流动采集系统,其自动将该图像内的流动图像数据的收集限制在该流动区域中。

[0111] 在第三方面中,本发明提供一种包括用于将图像分割为流动和非流动区域的分割工具的超声系统,包括:用于执行该图像的测量的系统,其中该测量收集运动数据的样本;以及分析该运动数据的样本以分别识别出该图像内的该流动区域和该非流动区域的系统。

[0112] 在第四方面中,本发明提供一种存储在可记录介质上并用于优化超声数据的程序产品,包括:用于接收代表超声数据体积中的运动的测量数据的模块;用于将该测量数据绘制成指示流动和非流动区域的运动图的模块;以及用于将流动数据的收集限制在该流动区域的模块。

[0113] 在第五方面中,本发明提供一种用于执行回顾性分析的超声方法,包括:测量图像以识别感兴趣的点;从该图像获得频谱数据的采集体积,其中该采集体积包括至少一个包围该感兴趣的点的样本体积;保存来自该采集体积的该频谱数据,其中该频谱数据包括相位信息;以及回顾性地分析所保存的频谱数据。

[0114] 从以下结合附图对本发明不同方面的描述,本发明的这些和其它特征将更加容易地被理解,其中:

[0115] 图 1 描述了根据本发明的超声系统;

[0116] 图 2 描述的体积包含具有流动和非流动区域的脉管;

[0117] 图 3 描述了包含心脏的体积;

[0118] 图 4 描述了包含心脏的体积,其中根据本发明使用扫描线来对二尖瓣进行自动检测和成像;

[0119] 图 5 描述了包含心脏的体积,其中根据本发明使用多线扫描束来对二尖瓣进行自

动检测和成像。

[0120] 系统概况

[0121] 现参照附图,图 1 描述了用于对目标体积 32 成像,并且更具体地允许对目标体积 32 中的感兴趣区域 (ROI) 33 应用超声模态的超声系统 10。在此描述的实施例中,该应用大致提供一些类型的“流动”成像以收集彩色流动数据,并包括彩色血流多普勒和频谱多普勒。然而,任意其它类型的超声模态可被同样的利用,例如 B-FLOW™、时域相关、斑块跟踪、应变成像、其它多普勒技术等等,并且可以被以在此未描述的方式执行。应理解的是本发明使用术语“流动”来描述任意类型的运动,包括血流、组织运动、目标运动等等,并且这种术语在此的特定使用不旨在限制本发明的范围。

[0122] 本发明通过将目标体积 32 首先分隔为流动和非流动区域来促进了包括频谱多普勒和彩色血流多普勒的超声模态的使用。为了将其实现,超声系统 10 提供有测量系统 12、分割系统 18 以及一个或多应用 20。超声系统 10 使用成像采集系统 11 来从图像 32 采集超声数据。成像采集系统 11 可包括现有技术已知的用于收集和处理超声数据的任意机构,例如一个或多个换能器、相关硬件、软件、输入设备、监视器等等。另外,超声系统可产生输出 34。输出 34 可例如包括可以实时观察的图像流,用于存储图像数据以允许医师回顾性的研究所扫描图像的电子/数字化文件,等等。图像可作为 2D 切片(即,帧)或者 3D 体积被收集和/或处理,并且在此描述的概念可应用于该两者。

[0123] 如上所述,通常情况是:被扫描的目标体积 32 将具有一个或多个特定的感兴趣区域 33,例如心脏的二尖瓣、主动脉壁、一些其它重要的血管分布、尖端,等等。然而,在上述的限制的情况下,使用例如彩色血流多普勒或者频谱多普勒的成像技术来扫描整个体积 32 是不切实际的。由于感兴趣区域 33 典型地包含一些运动或者流动,因此本发明自动将流动区域从非流动区域分割出来。该区域可被分割成任意形状或者体积,包括但不限于 3D 切片、立方体、任意形状、形状的集成,等等。一旦流动区域被识别,流动成像技术可以被限制性地应用于感兴趣区域。

[0124] 为了将上述执行,本发明的超声系统 10 包括“测量”体积以收集运动数据的测量系统 12。测量系统 12 可以以任意方式被执行以收集任意类型的可以帮助指示感兴趣区域 33,也就是运动或者流动的“测量”数据。一旦识别了,可执行分割系统 18 以将信息存储在从非流动区域 24 中勾画出流动区域 22 轮廓的运动图 20。然后这一信息可以被一个或多个应用 25 使用,如以下进一步详细描述。尽管将本发明依照识别运动或者流动来大致描述,但是本发明可依照检测运动或者流动的不存在而执行,并且这种实施例被认为落在本发明的范围内。

[0125] 实时流动成像

[0126] 如上所述,有效收集和显示实时流动成像数据(例如彩色血流多普勒数据)的能力受到充分采样生理机能所需的最小采集帧或者体积速率(例如,15-100Hz)的限制。然而,如果使用流动成像来扫描整个图像,这种采集所必需的速率可是无法实现的。例如,考虑图 2 中所描述的体积 32。体积 32 大致包括流动区域 42 和非流动区域 44。流动区域 42 包括脉管,例如颈动脉,同时非流动区域包括,例如肌肉、脂肪、结缔组织,等等。如果使用彩色血流多普勒来扫描整个图像,所述彩色血流多普勒要求针对每个线的发射/接收循环(例如,5-12)的整体,那么无法维持有效的帧速率,并且混叠误差和诸如此类可被引入显

示中。因而,不能获得关于经过脉管的血流的速率和方向的精确信息。

[0127] 为了将其克服,本发明首先将图像分割为流动和非流动区域,然后将流动成像的使用限制在流动区域,即感兴趣区域。使用图 1 中描述的超声系统 10,测量系统 12 首先应用于收集“运动”数据以帮助指示运动或者流动。应公认的是可以收集指示运动的任意类型数据。在一个示例性实施例中,彩色血流多普勒采样系统 14 被提供以在一些预定时间间隔,例如每第 n 帧,从整个体积 32 收集彩色流动数据。在另一示例性实施例中,可执行轮廓分析系统 16 以识别环绕或者经过其的流动或者运动是代表性的特征(例如,二尖瓣)。通过参考被据此合并的美国专利 No. 6, 447, 453 公开了这种系统。在这种情况下,运动数据可包括图像内一个或多个被识别的轮廓或者样式。

[0128] 一旦被收集,运动数据被分割系统 18 分析以特定识别出体积 32 内的哪个区域包含流动。流动的存在可以以任意已知的方式被识别。例如,常规的彩色血流技术可以被用于确定图像内的速率,并且可以建立速率阈值以区分流动和非流动区域。可选的,图像信号的能量可以被分析以识别流动,并且可以建立能量阈值以区分流动和非流动区域。进一步的,在轮廓分析系统 16 的情况下,分割系统 18 可包括样式鉴别系统。因而,某些所识别的轮廓可以被鉴别为与流动相关联,而其它可以被鉴别为与非流动相关联。

[0129] 分割系统 18 可生成 2D 帧或者 3D 体积形式并指示流动区域 22 和非流动区域 24 的运动图 20。然后这一运动图 20 可以被各种应用 25 利用。在这一示例性应用中,运动图可以被流动成像采集系统 26 利用来将流动成像限制在体积 32 内的所识别的感兴趣区域 33。图像的非流动部分可以用标准灰度成像来扫描。

[0130] 在一个示例性实施例中,流动采集系统 26 可以包括控制系统 27,其告知图像采集系统 11 只针对图像 32 内的感兴趣区域 33 来使用彩色血流多普勒扫描,并针对非流动区域使用灰度扫描。控制系统 27 可以例如包括用于基于彩色流动数据来自动设置焦点区域位置的系统,和用于基于彩色数据中峰值运动信号的位置来自动设置图像深度,以将高密度数据的收集限制在感兴趣区域 33 的系统。虽然参照彩色血流多普勒扫描来描述了这一实施例,但是可利用任意成像技术,例如彩色、B-FLOW、能量运动成像、组织多普勒成像、脉冲波、连续波,等等。由于流动数据收集被限制于相对小的感兴趣区域 33,因此可以有效实现针对那一特定区域的实时 2D 或者 3D 彩色成像(即,可以维持适当的采集速率)。

[0131] 流动采集系统 26 可以调整一组采集参数以有效扫描感兴趣区域 33。这种参数可以包括,例如 B 型线密度、彩色流动线密度、脉冲重复频率,以及整体长度。

[0132] 显然的是,相对于例如作出对速率的精确估计,测量系统 12 只与检测运动的存在有关。在一个实施例中,可利用:(1) 在图像 32 中呈现的相对低的空间频率采样;(2) 相对于形成图像的典型扫描线密度而言相对低的扫描线密度(即,每毫米或者度的线);和/或(3) 比正常更低的每线发射/接收循环的整体或者数量(例如,2 或 3)来执行测量系统。因此,测量系统 12 通常可利用相关非定量分析,该分析的性质对于临床流动成像将潜在地是不适当的。

[0133] 可选的,测量系统 12 可利用很高的空间密度扫描和/或高敏感扫描来作为收集运动数据的手段。虽然这种处理将花费额外的时间,但是它只需要被完成一次(或者相对不经常的)以精确地捕获图像内的流动场。

[0134] 控制系统 27 也可以包括跟踪系统,其允许测量系统 18 以连续方式偶尔自动地重

新测量图像以解释被成像事物的运动、换能器的运动,等等。因而,可以作出实施调整,例如每第 n 帧,以确保对流动和非流动区域的适当跟踪。可选的,可利用一键推动系统以允许技术人员手动决定何时收集运动数据。

[0135] 此外,一旦目标体积 32 已经被分割,就可更具体的应用进一步的成像以,例如用标准 B 型扫描对大致非流动区域成像,并用目标彩色流动对血管流动区域成像。这一方法的最终结果是帧速率的重大改进。另外,可见的图像通过减少了不必要流动脉冲的发射而受益,而用户通过流动区域的自动分离而受益。

[0136] 针对使用分割数据的进一步应用可包括自动调整成像采集系统 11 增益的斑块 / 杂波分析系统 28。在用一些低水平回波对脉管成像时,确定这种回波是否源自软斑块,或者源自杂波(即,混响)将是有益的。如果回波源自斑块,那么自动提高 2D 增益以使得斑块更加可见将是有益的。另一方面,如果低水平回波源自杂波,那么自动降低总增益将是有益的。只使用灰度数据时,确定这些低水平回波的类型是困难的。

[0137] 为了将其解决,本发明提供斑块 / 杂波分析系统 28。当低水平回波出现在脉管内部时,为了区分斑块和杂波,可以分析出现在与低水平回波相同位置的运动信号。如果没有流动信号,那么低水平回波很可能是斑块,并且执行增益的提高以高亮那些回波。可选的,如果流动出现在低水平回波存在的位置,那么回波很可能是杂波或者混响,于是自动传送增益的降低以实现自动杂波抑制。

[0138] 此外,分割数据可被任意其它成像优化 30 利用。例如,在如血管成像的区域中,其中感兴趣的对象是其内部无回声的脉管,超声系统倾向于切断周围肌肉组织。这意味着尽管肌肉层被适当增益,但脉管壁被过增益或者增益不足。此外,在过增益的情况下,杂波被引入内腔。超声医师通常不关心肌肉组织的显示而只关注脉管壁和内部。在这种情况下,图 20 能够被用于在可被输入至优化算法的常规 2D 帧中限定以脉管为中心的紧凑感兴趣区域。当优化作用于这一紧凑区域时,来自超出脉管的外部肌肉层的回波可以被排除,因此减少了来自肌肉组织的明亮或者黑暗回波不适当地影响 2D 回波在脉管壁或者内部的优化。

[0139] 回顾性分析

[0140] 如上所述,回顾性分析的重要潜在应用涉及例如心脏病学的领域,其中挑战是精确地采集数据,例如环绕心脏瓣膜的频谱多普勒数据。如上所述,为了回顾性分析所收集的频谱多普勒数据,重要的是样本体积应被布置在感兴趣的点处从而使感兴趣数据可以被精确和准确地捕获,例如,典型的多普勒样本体积是直径 1mm 并且长 3mm。这一处理典型地在冗长的检查期间完成,因为样本体积的布置对于被研究的瓣膜是特定的,并且对于患者也是特定的。利用回顾性分析的应用的示例性实施例进一步参照图 3-5 描述,其描述了在 3D 体积 62 内的心脏 40 的扫描。

[0141] 本发明利用以上描述的概念来自动执行收集频谱多普勒数据的样本体积以用于回顾性分析的处理。为了将其实现,超声系统 10 的测量系统 12 被用来收集运动数据。一旦被收集,分割系统 18 能够特定识别和绘制流动位置,也就是感兴趣的点。最后,流动采集系统 26 可以被用来获得包含感兴趣点处的频谱多普勒数据的样本体积,该样本体积可以被存储以用于稍后的分析。

[0142] 在本发明的一个实施例中,基于对感兴趣点的识别,自动确定在体积采集中的观察方向,并且频谱多普勒数据被沿着那一观察方向在多个范围处轴向采集。另外,也可以合

并多线波束形成的使用,其提供了多个观察方向,环绕同一点或者潜在的任意观察方向。为了说明这一技术,图 3 示出了使用实时超声成像被成像为体积 62 的心脏 40。

[0143] 典型地,技术人员从不同视角采集一系列的 2D 图像以帮助在他们心中重建 3D 视图。3D 的目的是在相对短的时间内对样本体积的完全采集。然而,对于继续是要求高流动敏感性和高时间分辨的超声检查的重要部分的频谱多普勒而言,并没有 3D 的等效。因为频谱多普勒由询问(实质上)空间上的点组成,技术人员要求技能和时间以获得特定数据。本发明通过自动采集覆盖了比感兴趣的单独点更大的区域的频谱多普勒数据的“采集体积”(包括相位信息)而解决这一问题。这允许技术人员不那么熟练,并且仍然在采集体积内获取感兴趣的点。然后回顾性的,技术人员或者控制系统 27 可以识别采集体积内的样本体积,并生成感兴趣的样本体积的频谱多普勒。用于实现其的一个方法包括从几个“范围门”中捕获所接收的数据,并独立分析每一个以导出相关联的频谱数据。这一套方法在美国专利 No. 5, 365, 929 中描述,其通过参考被据此合并。由于频谱数据所期望的样本体积的准确范围/深度是不确定的,因此数据在比正常范围更大的范围内捕获。实际的样本体积可以稍后回顾性地限定。

[0144] 为了确定适当的观察方向,感兴趣的区域(例如瓣膜)必须被自动识别。识别瓣膜的一个方法是使用测量系统 12 来将运动数据识别为高速率流动区域。这可以用 3D 彩色多普勒图像来完成,其将生成运动图 20 来指示流动在哪里发生。以上参照美国专利 No. 6, 447, 453 描述的另一方法利用轮廓分析系统来识别运动数据,例如使用样式鉴别来检测二尖瓣。一旦被识别,观察方向和扫描线的范围可以由控制系统 27 自动确定。

[0145] 图 4 示出了具有自动布置的采集线 48 的二尖瓣 46。注意到在这一情况下,针对包括左心室和左心房的采集体积 50 来采集数据以确保足够的数据可用于回顾性分析。也注意到随着心脏根据心脏循环而运动,多普勒成像视线的位置可以由控制系统 27 的跟踪特征自动重新定位。

[0146] 在进一步的实施例中,如图 5 所图示,多普勒数据的采集体积可以通过使用多线波束形成而被扩展为圆锥形区域 52。多线波束形成是用于从一个发射事件(例如,波束)接收(聚焦和引导)多于一个接收波束的技术。这种处理在美国专利 No. 6, 471, 650B2 中描述,其通过参考被据此合并。在这一情况下,多线束(例如,2×2 或者 4×4)覆盖了环绕开口 46 的感兴趣的有限值。该采集将以如此方式存储所接收的数据从而使相位信息得以保存(例如射频数据或者基带 IQ 数据等等),实现对整个采集体积的灵活回顾性检阅。

[0147] 可理解的是在此描述的系统、功能、机构、方法和模块可以用硬件、软件或者硬件和软件的组合来执行。它们可由适于执行在此描述方法的任意类型计算机系统或者其它设备执行。硬件和软件的典型组合可是具有计算机程序的通用计算机系统,当被下载并执行时,该计算机程序如此控制计算机系统以使其执行在此描述的方法。可选的,可使用专用的计算机,其包含专用硬件以执行一个或多个本发明功能任务。本发明也可以嵌入计算机程序产品,该产品包括能够执行在此描述的方法和功能的所有特征,并且当被下载至计算机系统时,该产品能够执行这些方法和功能。在本文中,计算机程序、软件程序、程序、程序产品或者软件意味着一组指令的任意语言、代码或者注释的任意表达,该指令旨在使得具有信息处理能力的系统直接或者在以下的任一或者两者之后执行具体功能:(a) 转换为另一语言,代码或者注释;和/或(b) 以不同材料形式复制。

[0148] 出于图示和描述的目的,提出了对本发明优选实施例的前述描述。它们不旨在是详尽的,或者将本发明限制在所公开的准确形式,并且根据以上教导,很多修改和变型很明显是可能的。这种对于本领域技术人员是显而易见的这种修改和变型旨在包含于如所附权利要求书所定义的本发明的范围内。

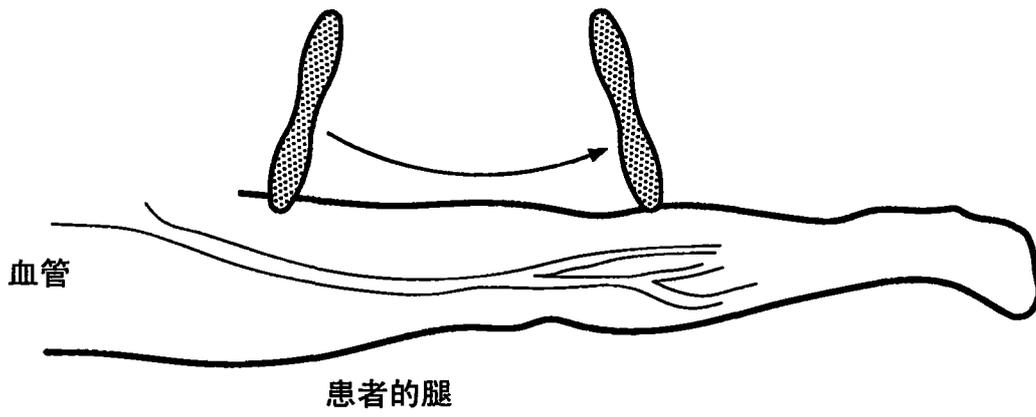


图 1(现有技术)

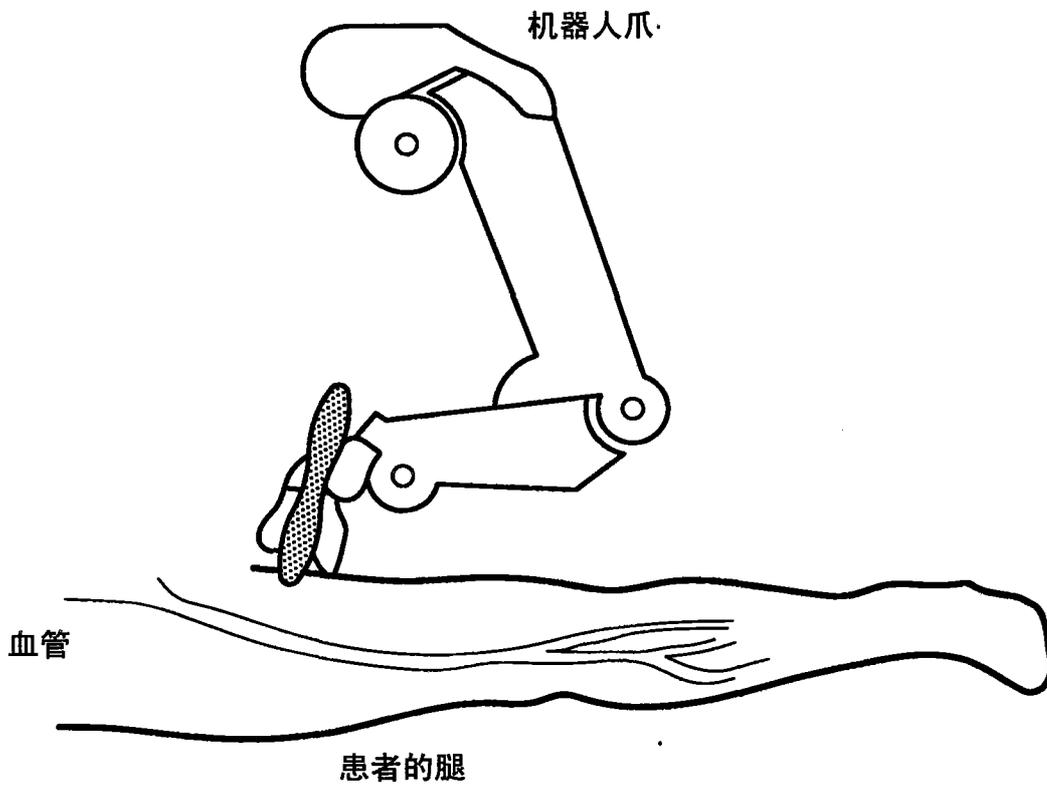


图 2

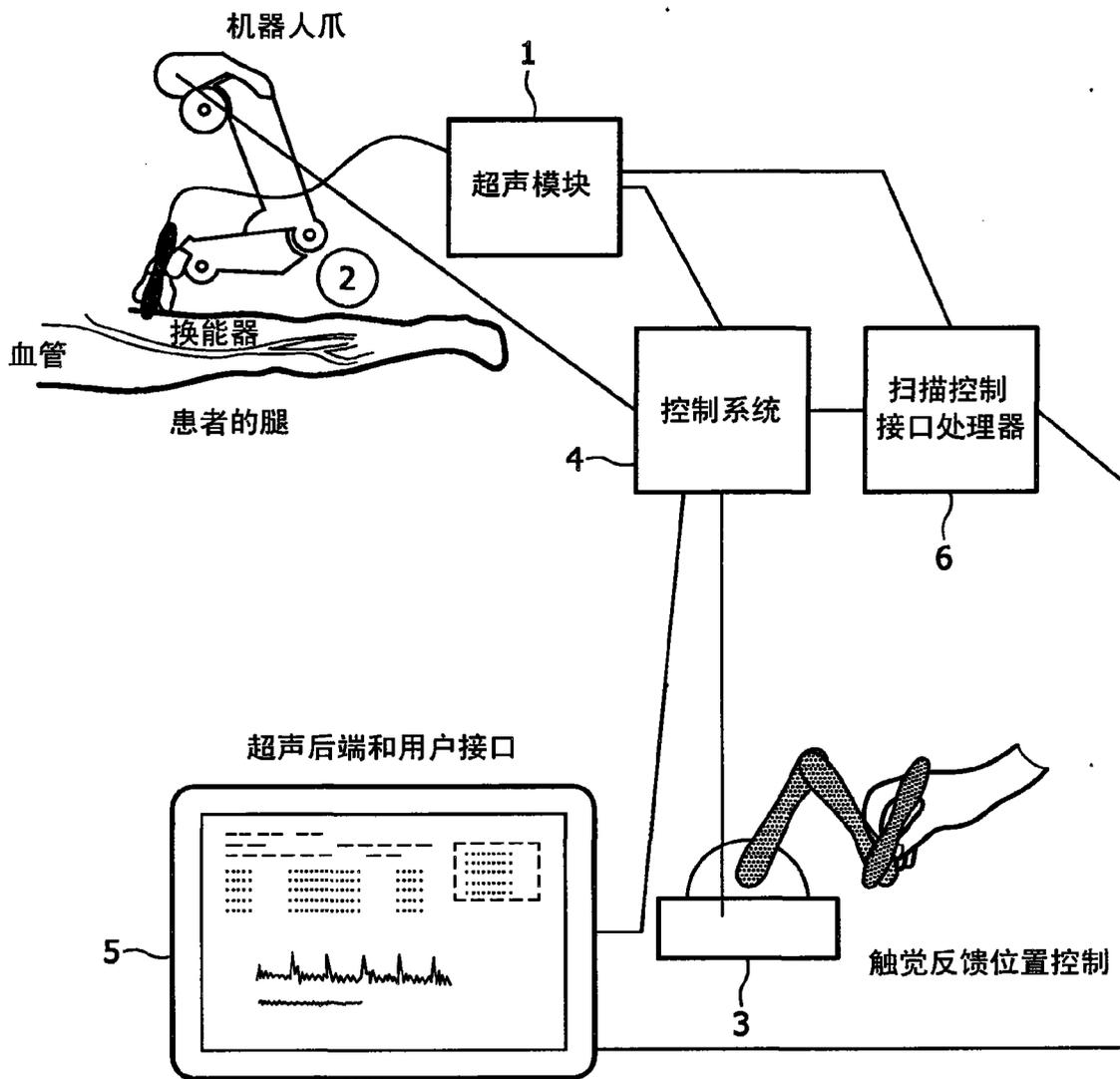


图 3

专利名称(译)	具有使用响应于所采集图像数据的反馈的微调及定位控制的机器人超声系统		
公开(公告)号	CN101896123A	公开(公告)日	2010-11-24
申请号	CN200880120225.3	申请日	2008-12-08
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	DN朗德西尔		
发明人	D·N·朗德西尔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B2019/2223 A61B8/4218 A61B2019/2292 A61B2019/464 A61B19/2203 A61B19/26 A61B34/30 A61B34/37 A61B34/76 A61B90/50 A61B2090/064		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/013330 2007-12-13 US		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

一种成像系统包括：诊断超声前端模块，该前端模块包含换能器；机器人爪(2)；以及与该前端模块及该机器人爪各自电耦合的控制器(4)。该控制器配置为使用该机器人爪来相对于解剖结构移动该换能器，包括其中该控制器以反馈控制模式可操作地检测从该前端模块接收的所采集图像或者数据集的关键属性，基于该关键属性检测来计算对该换能器的位置的期望调整，并使用该机器人爪来施加所期望的位置调整。

