



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107438408 A

(43)申请公布日 2017.12.05

(21)申请号 201680020423.7

(72)发明人 陈建刚 B·I·拉朱 E·莱维

(22)申请日 2016.03.31

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30)优先权数据

15170630.6 2015.06.04 EP

72002

代理人 王英 刘炳胜

(66)本国优先权数据

PCT/CN2015/075831 2015.04.03 CN

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/056984 2016.03.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/156446 EN 2016.10.06

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

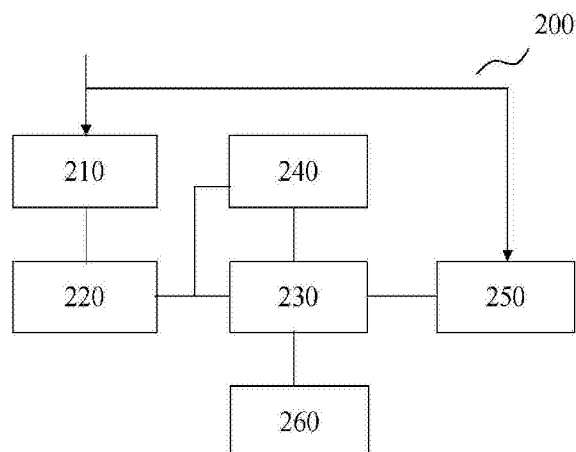
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

血管识别的超声系统及方法

(57)摘要

本发明提出了一种识别对象的血管的超声系统和方法。所述超声系统包括：超声探头，其被配置为在预定时间段内同时采集包括血管的感兴趣区域的超声血流数据帧的序列（例如超声多普勒数据帧的序列）以及超声B模式数据帧的序列；血流区域选择单元，其被配置为在血流数据帧的所述序列中选择血流区域；以及血管分割单元，其被配置为基于所选择的血流区域来在超声B模式数据的所述序列的帧中的至少一个帧中对所述血管进行分割。由于不再需要手动放置用于血管分割的任何种子点，因此减少了用户依赖性，并且可以进行快速测量。此外，由于在B模式数据帧中进行血管分割利用来自多个血流数据帧的信息，因此可以实现更加鲁棒、可靠的分割。



1. 一种用于识别对象的血管的超声系统,包括:

超声探头(10),其被配置为在预定时间段内同时采集包括所述血管的感兴趣区域的超声血流数据帧的序列和超声B模式数据帧的序列;

血流区域选择单元(210),其被配置为在超声血流数据帧的所述序列中的多个帧中的每个帧中检测血流区域,并且被配置为在检测到的各血流区域中选择血流区域;以及

血管分割单元(220),其被配置为基于所选择的血流区域在超声B模式数据帧的所述序列的至少一个帧中对所述血管进行分割,所述至少一个帧包括在时间上与检测到所选择的血流区域的超声血流数据帧相对应的超声B模式数据帧。

2. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述血流区域选择单元还被配置为确定检测到的血流的尺寸,并且被配置为基于所确定的尺寸来选择所述血流区域。

3. 根据权利要求2所述的超声系统,其中,所选择的血流区域的尺寸是在检测到的各血流区域中的最大尺寸。

4. 根据权利要求1或2所述的超声系统,其中,所述血管分割单元还被配置为借助于基于在所述至少一个帧中的所分割的血管来跟踪所述血管而在B模式数据帧的所述序列的至少一个其他帧中对所述血管进行分割。

5. 根据权利要求1所述的超声系统,还包括血管特征导出单元(230),所述血管特征导出单元被配置为在所述至少一个B模式数据帧中的每个中导出指示所分割的血管的横向尺寸的特征。

6. 根据权利要求5所述的超声系统,还包括界标识别单元(240),其中,
所述界标识别单元被配置为识别所述至少一个B模式数据帧中的界标;并且
所述血管特征导出单元被配置为基于所识别的界标来导出所述特征。

7. 根据权利要求5所述的超声系统,还包括呼吸识别单元(260),其中,
所述呼吸识别单元被配置为识别所述对象的呼吸周期;并且
所述血管特征导出单元被配置为基于所识别的呼吸周期来导出所述特征。

8. 根据权利要求7所述的超声系统,其中,
所述血管分割单元被配置为在超声B模式数据帧的所述序列的多个数据帧中的每个中对所述血管进行分割;并且

所述呼吸识别单元被配置为基于在所述多个数据帧中的所分割的血管来识别所述对象的呼吸周期。

9. 根据权利要求1所述的超声系统,所述超声血流数据帧是超声多普勒数据帧。

10. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述血管是下腔静脉。

11. 根据权利要求1所述的超声系统,所述感兴趣区域是二维的并且包括所述血管的纵向截面。

12. 一种根据在预定时间段内同时采集的包括对象的血管的感兴趣区域的超声血流数据帧的序列和超声B模式数据帧的序列识别所述血管的方法,包括以下步骤:

在超声血流数据帧的所述序列中的多个帧中的每个中检测(320)血流区域,并在检测到的各血流区域中选择(320)血流区域;并且

基于所选择的血流区域在超声B模式数据帧的所述序列的至少一个帧中对所述血管进行分割(330),所述至少一个帧包括在时间上与检测到所选择的血流区域的超声血流数据

帧相对应的超声B模式数据帧。

13. 根据权利要求12所述的方法, 还包括以下步骤: 在所述预定时间段内同时采集(310) 包括所述血管的所述感兴趣区域的超声血流数据帧的所述序列和超声B模式数据帧的所述序列。

14. 一种用于识别对象的血管的第一装置(200), 所述第一装置能够被连接到一个或多个第二装置, 所述一个或多个第二装置用于提供在预定时间段内同时采集的包括血管的感兴趣区域的超声血流数据帧的序列和超声B模式数据帧的序列, 所述第一装置包括:

血流区域选择单元, 其被配置为在超声血流数据帧的所述序列中的多个帧中的每个帧中检测血流区域, 并且在检测到的各血流区域中选择血流区域; 以及

血管分割单元, 其被配置为基于所选择的血流区域在超声B模式数据帧的所述序列的至少一个帧中对所述血管进行分割, 所述至少一个帧包括在时间上与检测到所选择的血流区域的超声血流数据帧相对应的超声B模式数据帧。

15. 一种包括计算机程序指令的计算机产品, 所述计算机程序指令在被运行时执行根据权利要求12所述的方法。

血管识别的超声系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声系统和方法,具体而言涉及用于血管识别和/或相关测量的超声系统和方法。

背景技术

[0002] 使用超声来测量下腔静脉(IVC)的直径及其呼吸性变异(称为Caval指数(CI))在治疗创伤方面越来越重要。

[0003] 目前,血管的直径测量主要是手动地进行的,或者通过使用基于手动放置在血管区域中的种子点的半自动分割进行的。然而,这两者都是依赖用户的,并且在时间紧迫的情况下(例如在住院前EMT的情况下)不是优选的。

[0004] US 2013/038505公开了一种可用于IVC测量和监测的自动3D超声腹部血管监测器。它声称可以自动检测IVC的壁,以确定IVC的尺寸和体积。然而,由于其他结构(血管以外的组织、骨架)可能会损害检测,因此血管的壁不容易检测,因此这样的全自动方法不鲁棒或不可靠。

发明内容

[0005] 因此,提供一种用于血管检测和/或识别的改进的超声系统和方法是有利的。

[0006] 根据本发明的第一方面的实施例,提出了一种用于识别对象的血管的超声系统。所述超声波系统包括:超声探头,其被配置为在预定时间段内同时采集包括血管的感兴趣区域的超声血流数据帧的序列和超声B模式数据帧的序列;血流区域选择单元,其被配置为在超声血流数据帧的所述序列的多个帧中的每个帧中检测血流区域,并且从检测到的各血流区域中选择血流区域;以及血管分割单元,其被配置为基于所选择的血流区域来在所述超声B模式数据帧的所述序列的至少一个帧中对所述血管进行分割,所述至少一个帧包括在时间上与在其中检测到所选择的血流区域的所述超声血流数据帧相对应的所述超声B模式数据帧。

[0007] 在一方面,不需要针对血管分割手动放置任何种子点,并且实现了完全自动的测量,这减少了用户的依赖性并且实现了快速测量。此外,已知B模式数据帧对于血管识别是有用和可靠的,因为它提供各种解剖信息,例如血管壁的位置。另一方面,在B模式数据帧中的血管的分割利用来自诸如多普勒数据帧的血流数据帧的信息,因此可以实现更加鲁棒、可靠的分割。换句话说,在以特定超声波模式的数据帧(即,超声血流数据帧)中检测到的所选择的血流区域可以用作针对基于另一超声模式的数据帧的进一步血管识别(即,在B模式数据帧中的血管分割)的可靠种子点。任何现有或未来开发的基于种子的分割方法都可以应用于基于所选择的血流区域来分割血管。此外,在超声血流数据帧的序列(例如,超声多普勒数据帧的序列)中选择血流区域,亦即从在不同时间点采集的多个数据帧而不是单个数据帧。这对于识别具有随时间而变化(例如,由于心脏周期和/或呼吸周期而变化)的血流的血管特别有利,因为在特定数据帧中血管的血流几乎不可检测,但是在序列的至少一个

数据帧中可以可靠地检测。例如,在呼气阶段IVC的血流比其他阶段更可检测。

[0008] 术语“超声血流数据帧”是指包括关于感兴趣区域中的血流的信息的超声数据帧。超声血流数据帧可以是超声多普勒数据帧、超声对比增强数据帧(例如,在微泡辅助的成像中采集的数据帧)、或借助于能够提供血流信息的任何其他现有超声模态或将来开发的模态采集的任何其他超声数据帧。优选地,超声多普勒数据帧可以由血流区域选择单元单独使用或与一个或多个其他超声血流数据帧组合使用,因为彩色多普勒是相当成本有效的。

[0009] 本领域技术人员将理解,同时采集的超声B模式序列和超声血流序列不一定必须包括相同数量的数据帧。两个序列可以具有相同或不同的帧速率。在一些实施例中,超声B模式数据帧的序列的至少一个帧包括与所选择的血流区域所在的血流数据帧同时采集的帧,或者是在采集所选择的血流区域所在的血流数据帧的时间相当接近的时间采集的帧。在采集超声数据期间,超声探头基本上保持稳定或静止,以便从相同的感兴趣区域采集超声数据,但是由于呼吸等而可能存在组织移动。本领域技术人员还将理解,术语“B模式数据”在这里在一般意义上使用,并且其可以是基波数据、谐波数据或任何其它类似数据。此外,术语“分割”在这里也在一般意义上使用,并且可以是指血管的所有边界的分割,或者可以是指边界的某些部分的分割或识别。

[0010] 在一些情况下,血管的一个或多个特征(例如大小、血压、血流速度等)随时间周期性地改变,这可能例如与心脏周期或呼吸周期相关。在这些情况下,预定时间段可以优选地叠加周期性变化的一个或多个周期。

[0011] 在一些实施例中,血管可以是下腔静脉的血管或另一感兴趣的血管。感兴趣区域、B模式数据帧和血流数据帧可以是二维或三维的。在二维的情况下,感兴趣区域可以是血管的纵向横截面或血管的横截面。

[0012] 根据本发明的实施例,血流区域选择单元还被配置为确定检测到的血流区域的尺寸,并且基于所确定的尺寸来选择血流区域。

[0013] 本领域技术人员将理解,可以通过各种参数来量化血流区域的尺寸,其可以是二维区域的面积、周长、对角线长度等中的一个或多个,或者可以是针对三维区域的体积、横截面积等中的一个或多个。

[0014] 在一些实施例中,所选择的血流区域的尺寸是在检测到的血流区域中最大的。在一些其他实施例中,可以选择具有大于预定阈值的尺寸的任何血流区域。

[0015] 在一些实施例中,血流区域的选择可以进一步基于其他信息,例如血流的取向或从B模式数据帧提取的解剖信息。

[0016] 根据本发明的实施例,所述血管分割单元还被配置为借助于基于在所述至少一个帧中分割的血管来跟踪血管,而在B模式数据帧的序列的至少一个其他帧中分割血管。

[0017] 一旦在B模式数据帧的序列的一个B模式数据帧中对血管进行了分割,就可以应用各种现有的或未来开发的跟踪方法来跟踪序列的任何其他B模式数据帧中的血管边界。因此,可以在任何B模式数据帧中分割血管。

[0018] 根据本发明的实施例,超声系统还包括血管特征导出单元,其被配置为导出指示在至少一个B模式数据帧中的分割血管的横向尺寸的特征。导出的特征可以是直径、横截面积和其他适当的特征。

[0019] 根据本发明的实施例,所述超声系统还包括界标识别单元,其中,所述界标识别单

元被配置为识别在至少一个B模式数据帧中的界标(landmark);并且所述血管特征导出单元被配置为基于所识别的界标来导出特征。

[0020] 血管的横向尺寸不可能总是相同的,并且有时对血管的某一部分的横向尺寸(例如,靠近特定界标的部分)特别感兴趣。因此,通过检测和使用某些解剖界标,可以导出对应的横向尺寸。

[0021] 在一些实施例中,超声系统还包括被配置为显示导出的特征的显示器。导出的特征可以单独呈现或者与至少一个B模式数据帧的图像一起呈现。例如,导出的特征可以被显示在B模式图像旁边或叠加在B模式图像之上。

[0022] 根据本发明的实施例,所述超声系统包括呼吸识别单元,其中,所述呼吸识别单元被配置为识别对象的呼吸周期;并且所述血管特征导出单元被配置为基于所识别的呼吸周期来导出特征。

[0023] 例如,所述呼吸识别单元还被配置为识别超声B模式数据帧的序列中的对应于对象的呼气结束的第一数据帧和超声B模式数据帧的序列中的对应于对象的吸气结束的第二数据帧,所述血管分割单元被配置为在第一和第二数据帧的每个中分割血管;并且所述血管特征导出单元被配置为基于在第一数据帧和第二数据帧中的分割血管来导出特征。

[0024] 在一些实施例中,呼吸识别单元可以被配置为基于从附加传感器接收到的或从跟踪组织/肝脏运动中提取的呼吸信号来识别呼吸周期。

[0025] 在一些其他实施例中,血管分割单元被配置为在超声B模式数据帧的序列的多个数据帧中的每一个中分割血管;并且呼吸识别单元被配置为基于所述多个数据帧中的分割的血管来识别对象的呼吸周期。例如,可以基于从在多个数据帧中的分割的血管导出的特征(例如,血管直径或血管壁位置的变化)来识别呼吸周期。

[0026] 在一些实施例中,血管是下腔静脉,导出的特征包括血管的直径,并且特征导出单元还被配置为根据导出的特征来导出腔静脉指数。

[0027] 根据本发明的第二方面的实施例,提出了一种经由超声来识别对象的血管的第一种方法。第一种方法包括以下步骤:在预定时间段内同时采集包括血管的感兴趣区域的超声血流数据帧的序列和超声B模式数据帧的序列;在超声血流数据帧的所述序列的多个帧中的每个帧中检测血流区域,并且在检测到的各血流区域中选择血流区域;并且基于所选择的血流区域来在所述超声B模式数据帧的序列的至少一个帧中对所述血管进行分割,所述至少一个帧包括在时间上与所选择的血流区域在其中被检测到的所述超声血流数据帧相对应的所述超声B模式数据帧。

[0028] 根据本发明的第三方面的实施例,提出了一种用于识别对象的血管的第一装置。所述第一装置能够被连接到一个或多个第二装置,所述一个或多个第二装置用于提供在预定时间段内同时采集包括血管的感兴趣区域的超声血流数据的序列和超声B模式数据帧的序列。所述第一装置包括:血流区域选择单元,其被配置为在超声血流数据帧的所述序列的多个帧中的每个帧中检测血流区域,并且在检测到的各血流区域中选择血流区域;以及血管分割单元,其被配置为基于所选择的血流区域来在超声B模式数据帧的所述序列的至少一个帧中分割血管,所述至少一个帧包括在时间上与在其中检测到所选择的血流区域的超声血流数据帧相对应的超声B模式数据帧。

[0029] 根据本发明的第四方面的实施例,提出了一种根据在预定时间段内同时采集的包

括血管的感兴趣区域的超声血流数据的序列和超声B模式数据帧的序列来识别对象血管的第二种方法。所述第二种方法包括：在超声血流数据帧的序列的多个帧中的每个帧中检测血流区域，并且在检测到的各血流区域中选择血流区域；并且基于所选择的血流区域在超声B模式数据帧的所述序列的至少一个帧中对所述血管进行分割，所述至少一个帧包括在时间上与在其中检测到所选择的血流区域的所述超声血流数据帧相对应的所述超声B模式数据帧。

[0030] 根据本发明的第五方面的实施例，提出了一种包括计算机程序指令的计算机产品，所述计算机程序指令在被运行时，执行前述第二种方法。

[0031] 参照结合附图进行的描述，本发明的其他目的和优点将变得更加明显，并且可以容易地理解。

附图说明

[0032] 下面将结合实施例并参考附图更详细地描述和解释本发明，其中：

[0033] 图1以框图的形式图示了根据本发明实施例构造的超声成像系统；

[0034] 图2以框图的形式图示了根据本发明实施例的用于识别对象的血管的第一装置；

[0035] 图3以框图图示了根据本发明实施例的识别对象的血管的方法；

[0036] 图4(a)至图4(d)各自图示了在不同呼吸阶段中的叠加有在血流数据帧中检测到的血流区域的示例性B模式图像，其中，图4(a)和图4(d)分别对应于吸气和呼气；

[0037] 图5图示了叠加有跟踪的血管边界和血管直径的示例性B模式图像；

[0038] 图6图示了叠加有作为界标的所识别的肝静脉的示例性B模式图像；

[0039] 图7(a)至图7(b)图示了检测右心房和IVC的连接处作为界标；

[0040] 图8(a)图示了叠加有跟踪的血管边界的示例性B模式图像，图8(b)示出了随着时间(以秒为单位)的血管直径的变化(以cm为单位)；

[0041] 图9(a)图示了叠加有跟踪的血管上边界的示例性B模式图像，图9(b)示出了随着时间(以秒为单位)的血管上边界位置的变化(以cm为单位)；以及

[0042] 图10(a)图示了叠加有跟踪的肝脏组织的示例性B模式图像，图10(b)示出了随着时间(以秒为单位)的肝脏组织位置的变化(以cm为单位)。

[0043] 附图中相同的附图标记表示类似或对应的特征和/或功能。

具体实施方式

[0044] 将参考特定实施例并且参考特定附图来描述本发明，但本发明不限于此，而仅由权利要求限定。例如，超声多普勒数据帧的序列被取作超声血流数据帧的序列的范例，但是本领域的技术人员可以理解，超声血流数据帧的序列可以是包括血流信息的其他超声数据帧的序列，例如对比增强数据帧的序列。所描述的附图仅是示意性的并且是非限制性的。在附图中，为了说明的目的，一些元件的尺寸可能被夸大并且不按比例绘制。

[0045] 首先参考图1，以框图形式示出了具有阵列换能器探头的超声系统。在图1中，在超声探头10中提供了CMUT换能器阵列10'，以用于发射超声波并接收回波信息。换能器阵列10'可以备选地包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器元件。换能器阵列10'是换能器元件的一维或二维阵列，其能够在2D平面或在三维进行扫描以进行3D成像。换能器阵

列耦合到探头中的控制由CMUT阵列单元或压电元件对信号的发送和接收的微波束形成器12。微波束形成器能够对由换能器元件的组或“贴片”接收到的信号至少部分波束形成,如美国专利US5997479 (Savord等人)、US6013032 (Savord) 和US6623432 (Powers等人) 描述的。微波束形成器可以由探头线缆耦合到发射/接收(T/R) 开关16,该发射/接收(T/R) 开关16在发射和接收之间切换,并在微波束形成器不被使用并且换能器阵列直接由主系统波束形成器操作时保护主波束形成器20免受高能量发射信号损坏。在微波束形成器12的控制下,由通过T/R开关耦合到微波束形成器的换能器控制器18和主系统波束形成器20主导从换能器阵列10发送超声波束,所述主系统波束形成器20从用户界面或控制面板38的用户操作接收输入。由换能器控制器控制的一个功能是转向和聚集波束的方向。可以从(正交于)换能器阵列的正前方,或在针对更宽视场的不同角度下对波束进行转向。换能器控制器18可以被耦合以控制CMUT阵列的DC偏置控制45。DC偏置控制45设置施加到CMUT单元的(一个或多个)DC偏压。

[0046] 接收的由微波束形成器12产生的部分波束形成的信号耦合到主波束形成器20,其中,来自换能器元件的个体贴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20可以具有128个通道,每个通道从数十个或数百个CMUT换能器单元或压电元件的贴片接收部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列的数千个换能器元件接收到的信号可有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0047] 波束形成的信号耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式处理接收到的回波信号,例如带通滤波、抽样、I和Q分量分离、以及用于分离线性和非线性信号以便实现从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号的识别的谐波信号分离。信号处理器还可以执行额外的信号增强,例如纹波抑制、信号复合和噪声消除。信号处理器中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,当从增加的深度接收回波信号时其通带从较高频带滑动到较低频带,从而拒绝来自更大的深度的较高频率的噪声,其中,这些频率缺乏解剖信息。

[0048] 经处理的信号耦合到B模式处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26采用对接收到的超声信号的幅度的检测来对体内的结构(例如,体内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两者的组合来形成身体结构的B模式图像,如美国专利US6283919 (Roundhill等人) 和美国专利US6458083 (Jago等人) 中描述的。多普勒处理器28处理根据组织移动和血流的时间上不同的信号,用于检测图像场中诸如血细胞的流动的物质运动。多普勒处理器通常包括具有可被设置为通过和/或拒绝从身体中所选类型的材料返回的回波的参数的壁滤波器。例如,壁滤波器可以被设置为具有通带特性,其通过来自较高速度材料的相对低幅度的信号,但是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血液的信号通过,但是拒绝来自附近静止或缓慢移动的物体(例如心脏壁)的信号。相反的特性将使来自心脏的运动组织的信号通过,但是拒绝用于所谓的组织多普勒成像、检测和描绘组织运动的血流信号。多普勒处理器接收并处理来自图像场中的不同点的时间上离散的回波信号的序列,来自特定点的回波序列被称为总体(ensemble)。可以使用在相对较短的间隔内快速相继接收到的回波总体来估计流动血液的多普勒频移,其中多普勒频率对应于指示血流速度的速度。在较长时段内接收到的回波总体被用于估计较慢的血流或缓慢移动的组织的速度。

[0049] 由B模式和多普勒处理器产生的结构和运动信号耦合到扫描转换器32和多平面重

新格式化器44。体积绘制器42耦合到图像处理器30,用于进一步增强、缓冲和临时存储以在图像显示器40上显示。

[0050] 替代或除了用于成像,由多普勒处理器28产生的血流值和由B模式处理器26产生的组织结构信息被耦合到量化处理器34。任选地,所述量化处理器可以接收来自用户控制面板38的输入,例如在要进行测量的图像的解剖结构中的点。来自量化处理器的输出数据可以耦合到图形处理器36,用于通过显示器40上的图像再现测量图形和值。图形处理器36还可以生成用于与超声图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加可以包含标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。

[0051] 本领域技术人员将理解,如果将不显示超声图像,则在一些实施例中可以省略扫描转换器32、多平面重新格式化器44、体积绘制器42、图像处理器。

[0052] 根据本发明的实施例,超声探头10被配置为同时采集包括血管的感兴趣区域的超声多普勒数据帧的序列和超声B模式数据帧的序列,并且量化处理器32包括血流区域选择单元,所述血流区域选择单元被配置为确定超声多普勒数据帧的序列中的一个或多个血流区域的尺寸,并且基于所确定的尺寸来选择血流区域;以及血管分割单元,其被配置为基于所选择的血流区域来对血管进行分割。换句话说,量化处理器32用作图2的装置200。

[0053] 图2以框图形式图示了根据本发明实施例的用于识别对象的血管的第一装置200。第一装置200可以是任何超声设备的一部分。备选地,第一装置200可以是可连接到一个或多个第二装置上的单独设备,用于提供同时采集的包括血管的感兴趣区域的超声多普勒数据的序列和超声B模式数据帧的序列。第二装置可以是超声系统、超声设备、超声探头、临床信息系统、或能够提供超声数据(例如DICOM格式的或任何其他合适格式的,如FR信号格式)的任何其他类型的装置,。

[0054] 参考图2,第一装置200包括血流区域选择单元210、血管分割单元220、血管特征导出单元230、界标识别单元240、显示器250和呼吸识别单元260。

[0055] 图3以框图示出了根据本发明的实施例的识别对象的血管的方法。

[0056] 在步骤310中,超声探头10在预定时间段内同时采集包括血管在内的感兴趣区域的超声多普勒数据帧的序列和超声B模式数据帧的序列。

[0057] 在步骤320中,血流区域选择单元210在多普勒数据帧的序列中选择血流区域。换句话说,在不同时间采集的多个数据帧中而不是单个数据帧中选择血流区域。特别地,血流区域选择单元210被配置为检测超声血流帧序列中的多个数据帧中的每一个中的任何血流区域。多个数据帧可以是超声血流帧序列中的所有数据帧或数据帧的子集。

[0058] 在一些实施例中,血流区域选择单元210还被配置为确定超声多普勒数据帧的序列中检测到的血流区域的大小,并且被配置为基于所确定的大小来选择血流区域。例如,选择检测到的血流区域中具有最大面积或周长的血流区域。

[0059] 图4(a)至图4(d)各自示出了叠加有在对应于不同呼吸阶段的不同时间处采集到的在时间上对应的多普勒数据帧中检测到的血流区域的示例性B模式图像,其中,图4(a)和图4(d)分别对应于吸气和呼气。在图4(a)至图4(d)中,检测到的血流区域分别被描绘为封闭区域410、420、430、440。在该范例中,感兴趣区域包括对象的IVC的纵向(头-脚方向)横截面。可以在单个超声多普勒数据帧中检测多于一个血流区域。所述多于一个血流区域可以属于同一血管或不同血管。如上所述,在一些实施例中,选择检测到的血流区域中具有最大

面积或周长的血流区域。在该范例中,选择图4(d)所示的多普勒数据帧中的血流区域440。

[0060] 在一些其他实施例中,除了检测到的血流区域的大小之外,可以通过进一步考虑要识别的血管的一个或多个其它内在特性来选择血流区域,这有助于区分对应于感兴趣血管的血流区域与对应于其他血管或组织的其他血流区域。以1VC为例,可以使用以下一种或多种:彩色多普勒模式,1VC壁的脉动模式/脉搏波速度(PWV),1VC壁的回声强度/厚度,1VC中的流动模式(1VC很靠近主动脉的远端壁有时表现出类似于主动脉壁的跳动模式),或者高级图像处理技术,例如搜索角状区域(注意:当纵向成像时1VC是角状形状的)或搜索图像中的半月形暗区域(注意:在纵向1VC图像中右心房呈现为暗的半月形区域)。

[0061] 在步骤330中,血管分割单元基于所选的血流区域在超声B模式数据帧的序列的至少一个帧中分割血管。特别地,在时间上与在其中检测到所选择的血流区域的超声血流数据帧相对应的超声B模式数据帧中执行血管分割。在一些实施例中,还可以在与时间上对应的B模式数据帧相邻的超声B模式数据帧中执行血管分割。

[0062] 这里,术语“时间上与…相对应”是指超声B模式数据帧是与超声血流数据帧同时采集的,或者是在所有超声B模式数据帧中的与超声血流数据帧的采集时间最接近的时间采集。

[0063] 由于超声B模式数据帧的序列和超声血流数据帧的序列被同时采集,所以在相同或接近时间采集的B模式数据帧和血流数据帧也基本上彼此配准。因此,一旦已知所选择的血流区域的位置在超声血流数据帧中,则其在超声B模式数据帧中的对应位置也是已知的,并且可以用作在超声B模式数据帧中进行分割的种子。也就是说,可以通过使用在超声血流数据帧中检测到的血流区域的位置作为种子来执行超声B模式数据帧中的血管分割。

[0064] 在一些实施例中,将在所选的血流区域中的一个或多个像素(例如质心)用作用于分割的种子。

[0065] 在一些实施例中,血管分割单元被配置为在超声B模式数据帧的序列中选择时间上与在其中检测到所选择的血流区域的超声血流数据帧相对应的超声B模式数据帧,以在所选择的超声B模式数据帧中识别在空间上对应于超声血流数据帧中所选择的血流区域的区域,并且通过使用所识别的区域作为种子来在所选超声B模式数据帧中分割血管。例如,所识别的区域包括在空间上对应于所选择的血流区域中的一个或多个像素(例如质心)的像素。

[0066] 可以应用各种现有的或未来开发的基于种子的分割方法来基于所选择的血流区域来分割血管。在图5所示的结果中,基于相似度的区域生长方法用于分割1VC。搜索可以基于灰度、纹理或彩色多普勒中的相似度。一旦检测到边缘,则停止沿上下方向的搜索并继续沿1VC边界的横向的搜索。搜索继续进行,直到在上边缘和下边缘之间的距离变得大于或小于阈值,例如在搜索进入心房的情况下。

[0067] 一旦在B模式数据帧的序列的一个B模式数据帧中对血管进行了分割,则可以应用各种现有的或未来开发的跟踪方法来跟踪序列的任何其他B模式数据帧中的血管边界。因此,在一些实施例中,血管分割单元还被配置为借助于基于至少一个帧中的分割的血管跟踪血管来在B模式数据帧的序列的至少一个其他帧中对血管进行分割。

[0068] 在步骤340中,血管特征导出单元230在至少一个B模式数据帧中导出指示分割血管的横向尺寸的特征。例如,导出的特征可以是直径、横截面积和其他合适的特征。可以经

由显示器250单独地或与至少一个B模式数据帧的图像一起呈现导出的特征。在一个范例中,导出的特征可以被显示在B模式图像旁边或叠加在B模式图像上。在另一范例中,可以显示导出的特征而不显示任何图像。在另一范例中,不显示导出的特征,但是当导出的特征满足预定标准时,可以经由任何合适的用户界面来呈现诸如警报的指示,这对于监视目的尤其有利。

[0069] 在一些实施例中,跟踪血管的上壁和下壁的移动,例如使用归一化互相关(cc)算法或其他合适的算法。可以通过连续地向邻近帧或向每个帧应用cc算法以及基于所选择的血流区域分割了血管壁的帧应用cc算法,来实现跟踪。cc算法可以应用于整个感兴趣区域,或备选地可以应用于包含血管边界的区域。后者比前者更具有计算效率。随着血管两壁的移动,血管直径基于在前面步骤中测量出的值而被实时地更新。

[0070] 图5图示了叠加有跟踪的血管边界和血管直径的示例性B模式图像。在图5中,两个矩形框520示出了1VC的跟踪的上壁和下壁,并且还呈现了在该B模式数据帧中导出的1VC直径(参见510)。

[0071] 在一些实施例中,步骤320至340可以在连续采集B模式数据帧的序列期间执行,并且一旦在至少一个B模式数据帧中分割了血管,就可以在采集超声序列期间实时地呈现跟踪的血管壁和/或导出的血管特征。

[0072] 在血管是下腔静脉的情况下,特征导出单元230可以还被配置为根据导出的血管直径来导出腔静脉指数。在范例中,腔静脉指数可以被计算为(1VC直径的最大值-1VC直径的最小值)/1VC直径的最大值*100;而在另一范例中,如果提供有呼吸信息,则腔静脉指数可计算为(1VC呼气直径-1VC吸气直径)/1VC呼气直径*100。

[0073] 附加地或备选地,特征导出单元230可以被配置为检测诸如1VC的血管的塌陷。可以根据各种实施例以各种方式检测血管的塌陷。

[0074] 在实施例中,如果检测到一对相邻帧中血管边界的移动大于第一预定阈值(例如血管直径的两倍),则将该血管检测为塌陷,这实际上指示跟踪血管边界的移动失败。将1VC作为示例性血管,表1示出了实验中血管的纵向截面的上壁的被跟踪的运动。如果1VC没有塌陷,则1VC的边界可以被跟踪为随着呼吸持续移动。一旦1VC完全塌陷,则1VC的边界就会消失或不可区分,因此跟踪结果变得随机和混乱,导致血管边界的跟踪移动远远大于正常范围。

[0075] 表1:一系列连续帧中塌陷前后沿垂直方向上壁的移动(猪05,Hypo-10%)

[0076]

	塌陷前				塌陷后				
帧号	80	81	82	83	84	85	86	87	88
上壁的移动 [cm]	0	0.02	-0.01	0.01	0.5	2.32	3.62	4.81	3.94

[0077] 在另一实施例中,如果检测到血管的导出尺寸(例如,血管的直径)在过去几帧中正在减小并且接近零,则检测到该血管将塌陷。在范例中,如果血管的导出尺寸小于第二预定阈值,则检测到该血管将塌陷。在另一范例中,如果在当前帧与前一帧之间的血管边界的跟踪运动变得大于第一预定阈值并且在过去几帧中血管的尺寸正在减小,则检测到该血管将塌陷。

[0078] 在特征导出之前,界标识别单元240可以识别至少一个B模式数据帧中的界标,并且然后,血管特征导出单元230被配置为基于所识别的界标来导出特征。界标可用于确定用于跟踪和导出特征的血管的适当部分。在血管是IVC的情况下,界标可以是肝静脉、右心房和/或隔膜。例如,距离IVC附接到右心房的位置2cm处的IVC壁是用于导出特征的血管的适当部分。

[0079] 图6图示了叠加有作为界标的所识别的肝静脉610的示例性B模式图像。在该范例中,使用多普勒数据帧来识别肝静脉。有时,肝静脉可能受到其他静脉或主动脉的损害。备选地或另外,可以通过使用肝静脉的固有特性来实现肝静脉的识别,包括脉动模式、流动模式、不存在壁回声生成等。另外,可以通过首先识别IVC并且然后沿着IVC进行搜索,来进一步识别肝静脉与IVC的接合处。在图6中,IVC 620和肝静脉610以及它们的接合处被清楚地示出。

[0080] 图7(a)和图7(b)示出了检测右心房和IVC的接合处作为界标。在该范例中,使用互相关算法来识别右心房的边界。启发是在右心房内的血液回声是不稳定的,因为组织中的散射是恒定运动的。因此,如果在两帧数据之间进行互相关,则血液区域显示出低的相关性或相关性的纹波状变化。在正常组织中不存在这种模式。图7(a)是B模式数据帧的B模式图像;图7(b)是通过对两个B模式数据帧的cc映射应用阈值导出的二进制图像。图7(b)中还示出了右心房/隔膜和IVC的所识别的接合处710。可以以各种方式实现对右心房/隔膜和IVC的接合处710的识别。例如,可以通过首先在两个横向上搜索IVC的上壁边缘来实现。当边缘的方向或角度的在特定位置发生显著变化时,这样的位置被检测为右心房和IVC的连接点。

[0081] 根据本发明的实施例,呼吸识别单元260被配置为识别对象的呼吸周期,并且血管特征导出单元被配置为基于所识别的呼吸周期来导出特征。例如,可以使用所识别的呼吸周期来导出吸气IVC直径、呼气直径和/或腔静脉指数。

[0082] 在一些实施例中,呼吸识别单元260可以被配置为基于从附加传感器接收到的呼吸信号或根据跟踪组织/肝脏运动提取的呼吸信号来识别呼吸周期。

[0083] 在一些其他实施例中,血管分割单元被配置为在超声B模式数据帧的序列的多个数据帧的每一个中分割血管;并且呼吸识别单元被配置为基于在多个数据帧中的分割血管来识别对象的呼吸周期。例如,可以基于根据分割的血管导出的特征(例如,血管直径或血管壁位置的变化),来识别呼吸周期。

[0084] 图8(a)图示了叠加有跟踪的IVC边界的示例性B模式图像,图8(b)图示了随着时间(以秒为单位)的IVC直径的变化(以cm为单位)。

[0085] 图9(a)图示了叠加有跟踪的IVC上边界的示例性B模式图像,图9(b)图示了随着时间(以秒为单位)的IVC上边界位置的变化(以cm为单位);并且

[0086] 图10(a)图示了叠加有跟踪的肝脏组织的示例性B模式图像,图10(b)图示了随着时间(以秒为单位)的肝脏组织位置的变化(以cm为单位)。

[0087] 根据图8(b)、图9(b)、图9(c),可以看出可以根据IVC直径的变化、IVC边界的移动或肝脏组织的移动来导出呼吸周期。

[0088] 本文描述的技术过程可以通过各种方式来实现。例如,这些技术可以以硬件、软件或两者的组合来实现。对于硬件实现方式,处理单元可以实现于一个或多个专用集成电路(ASIC)、数字信号处理器(DSP)、数字信号处理设备(DSPD)、可编程逻辑设备(PLD)、现场可

编程门阵列 (FPGA)、处理器、控制器、微控制器、微处理器、被设计用于执行本文所述功能的其他电子单元、或其组合。利用软件,可以通过执行本文所述功能的模块(例如,过程、函数等)实现。软件代码可以存储于存储器单元中并由处理器执行。

[0089] 此外,要求保护的主题的各方面可以被实现为使用标准编程和/或工程技术来生产软件、固件、硬件或其任何组合以控制计算机或计算部件来实现要求保护主题的各方面的方法、装置、系统或制品。本文所用的术语“制品”旨在包括可从任何计算机可读设备、载体或介质访问的计算机程序。例如,计算机可读介质可以包括但不限于磁存储设备(例如,硬盘、软盘、磁条...),光盘(例如,压缩盘(CD)、数字通用盘(DVD)...),智能卡以及闪存设备(例如,卡、棒、钥匙驱动器...)。当然,本领域技术人员将认识到,在不背离本文所描述的范围或精神的情况下,可以对该配置进行许多修改。

[0090] 如本申请中所使用的,术语“单元”,(例如,“血流区域选择单元”、“血管分割单元”、“血管特征导出单元”、“界标识别单元”、“呼吸识别单元”)旨在意指处理器或计算机相关的实体,其是硬件、硬件和软件的组合、软件或执行中的软件。例如,部件可以是但不限于在处理器上运行的过程、处理器、对象、可执行文件、执行线程、程序和/或计算机。通过说明的方式,在服务器上运行的应用程序和服务器都可以是部件。一个或多个部件可以驻留在执行的进程和/或线程内,并且部件可以位于一个计算机上和/或分布在两个或更多个计算机之间。

[0091] 以上描述的内容包括一个或多个实施例的范例。当然,为了描述前述实施例的目的,不可能描述部件或方法的每个可想到的组合,但是本领域普通技术人员可以认识到,各种实施例的许多进一步的组合和排列是可能的。因此,所描述的实施例旨在包括落在随附权利要求的精神和范围内的所有这样的改变、修改和变化。此外,在详细描述或权利要求中使用术语“包括”的意义上,这种术语旨在是包含式的形式,类似于术语“包括”在“包含”在权利要求中作为过渡词被采用时的解释。

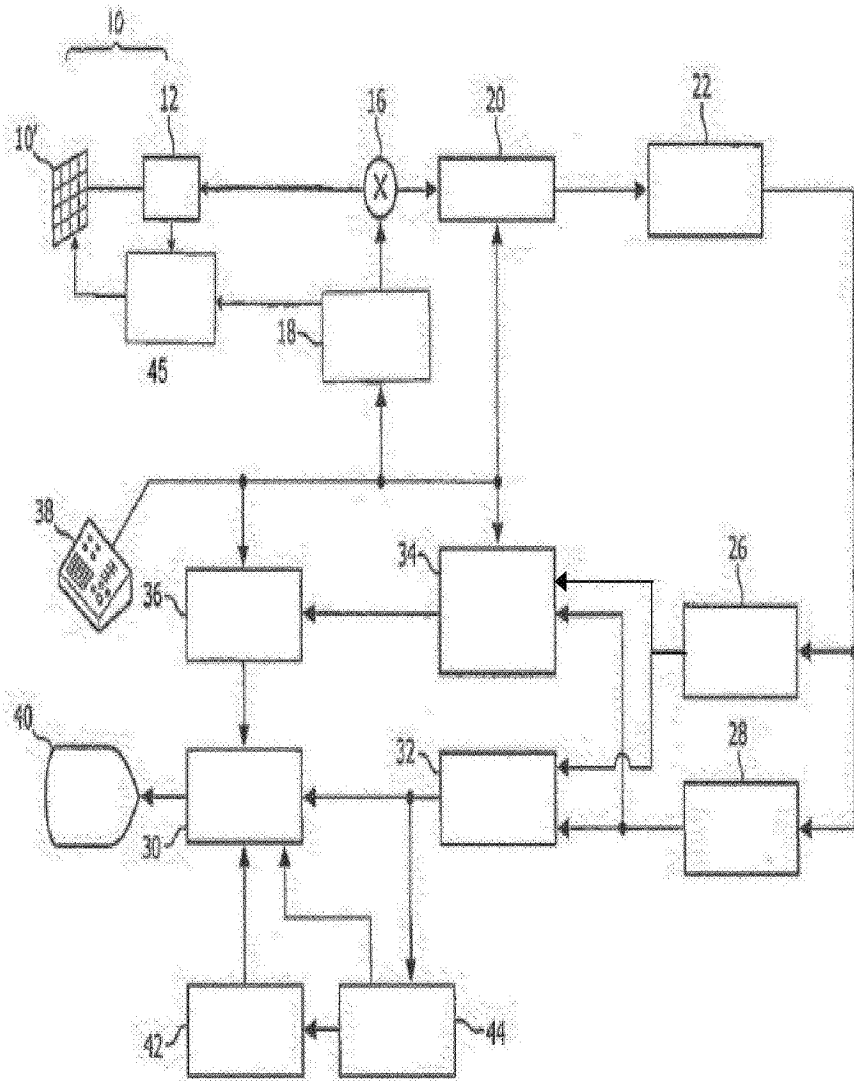


图1

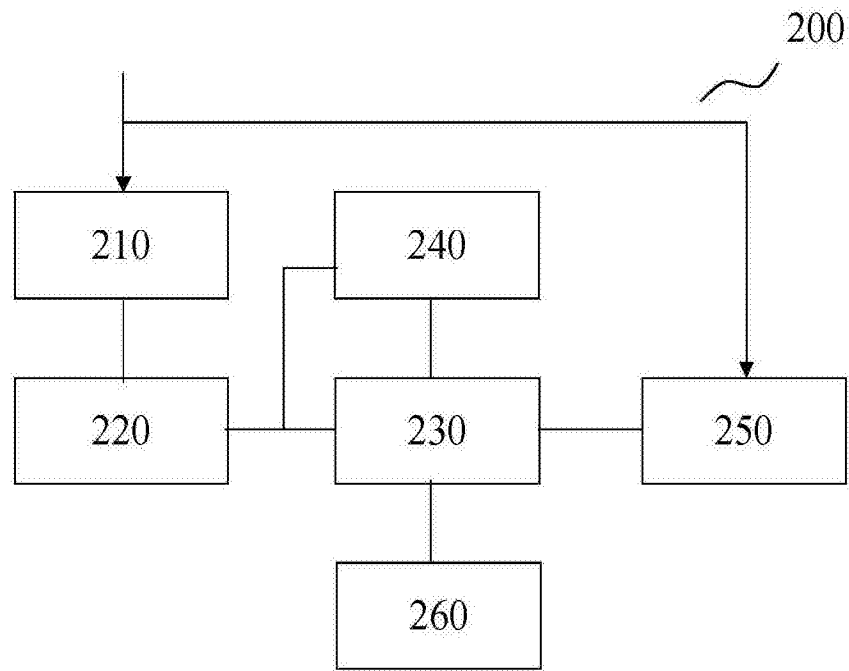


图2

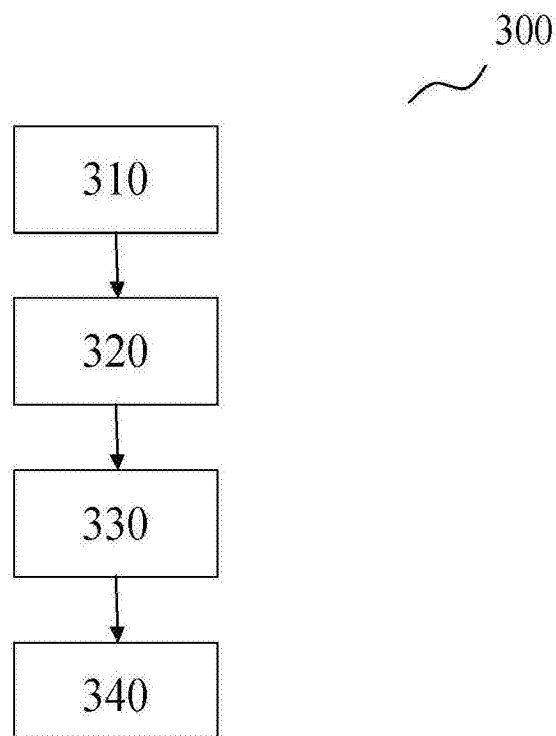


图3

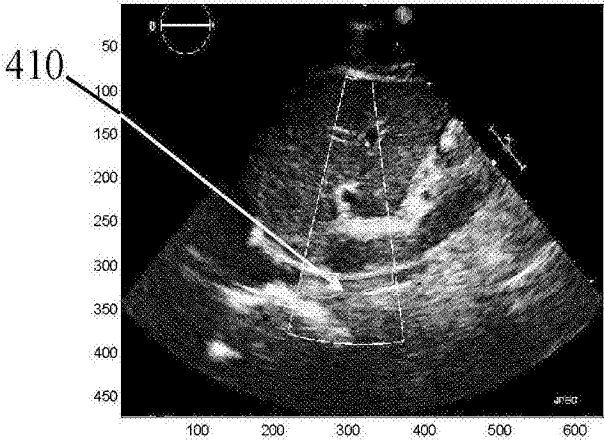


图4a

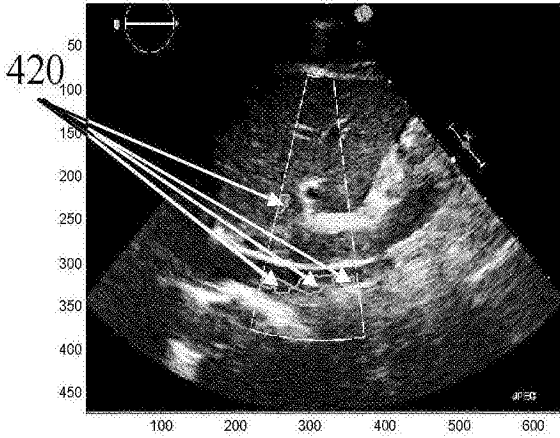


图4b

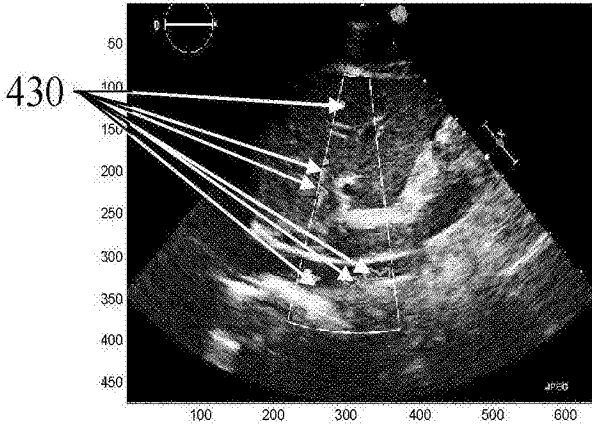


图4c

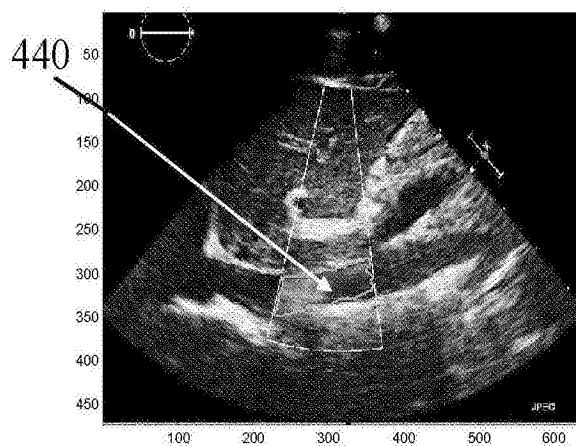


图4d

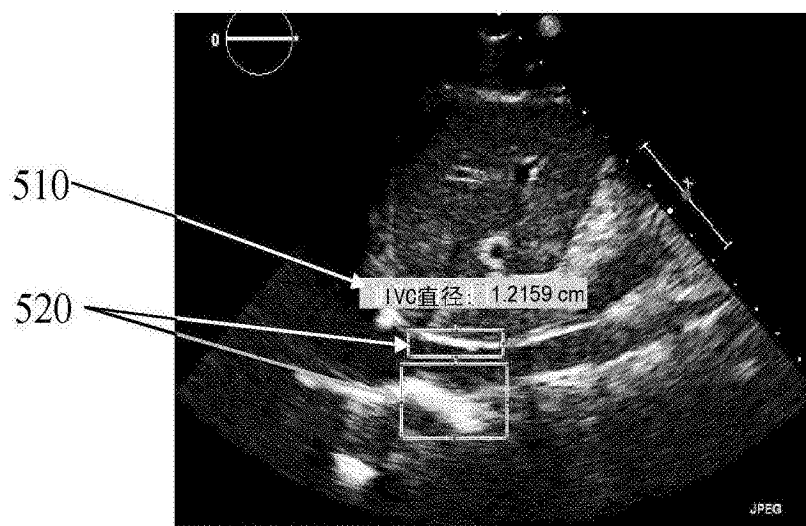


图5

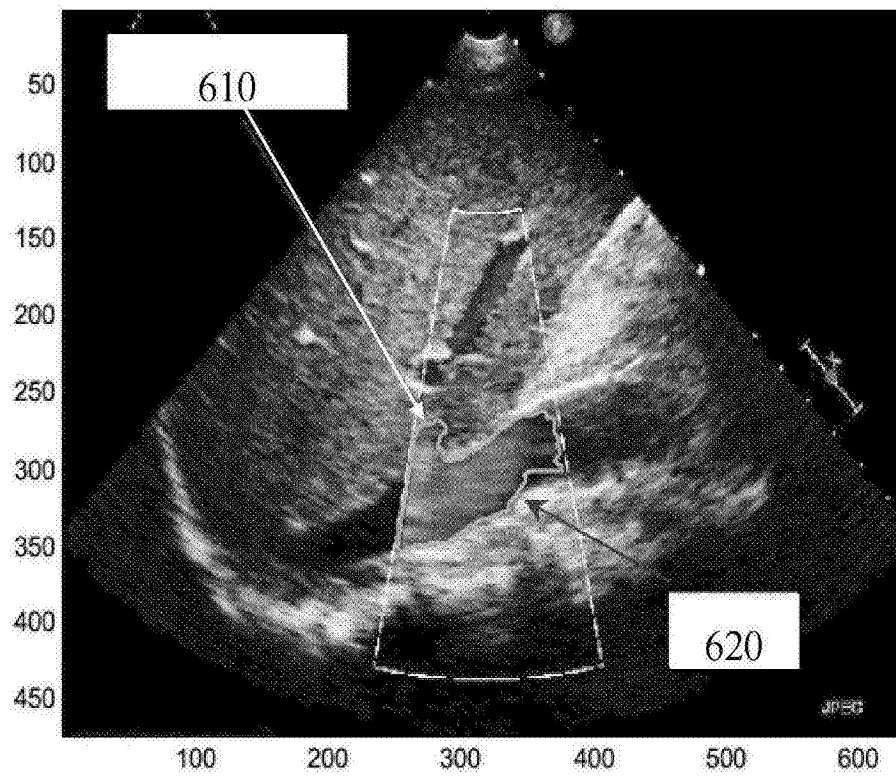


图6

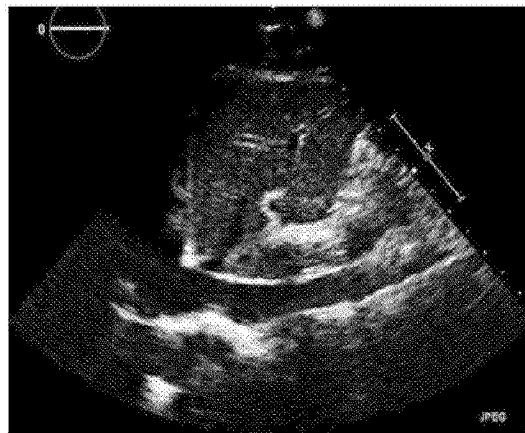


图7a

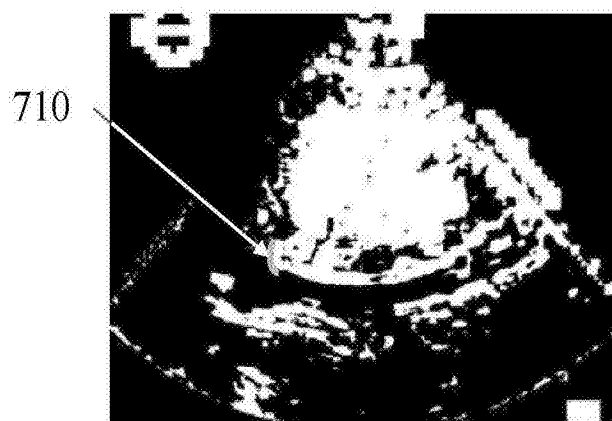


图7b

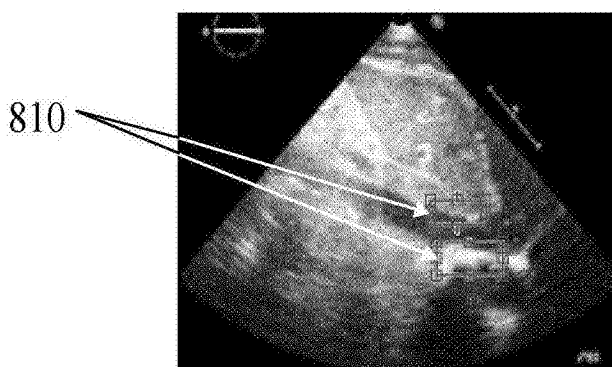


图8a

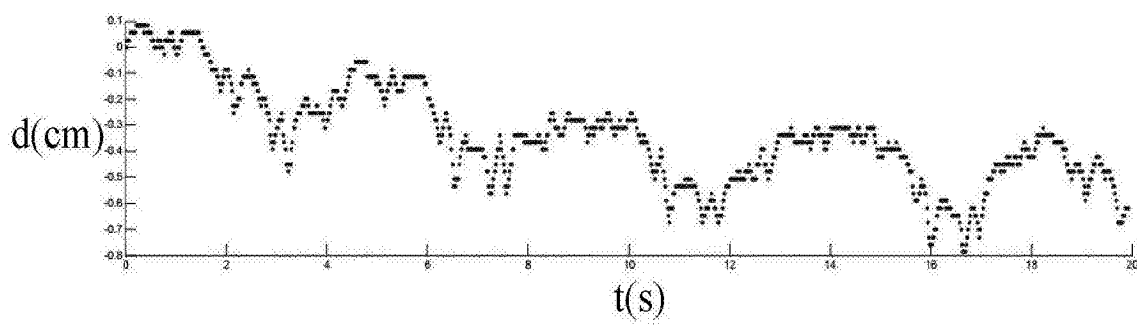


图8b

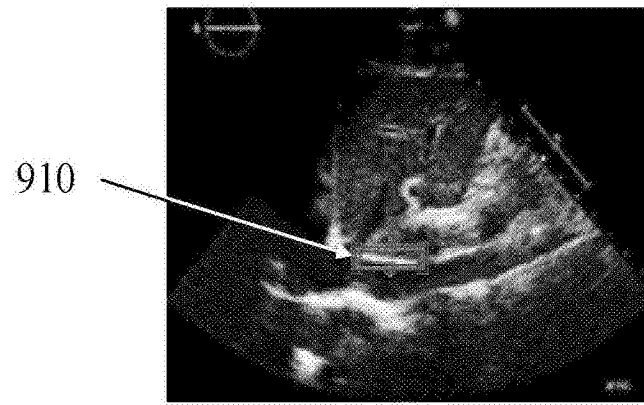


图9a

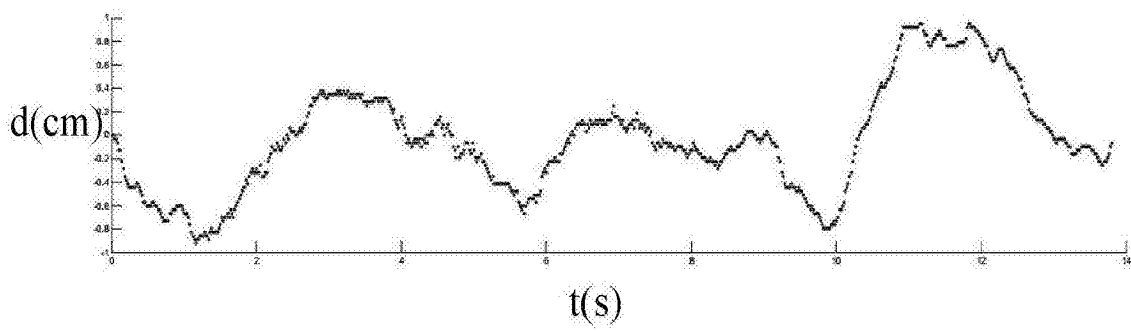


图9b

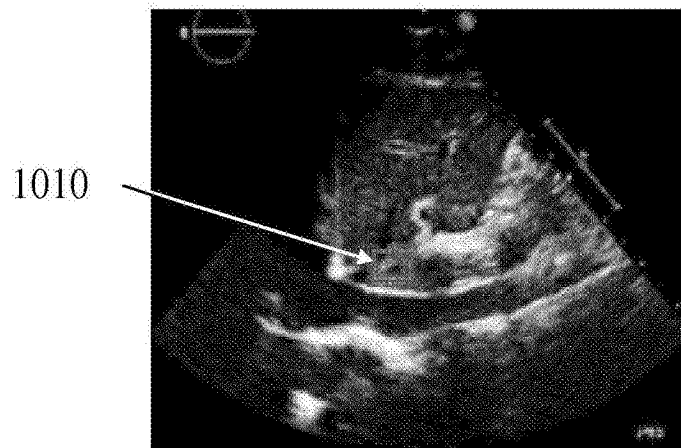


图10a

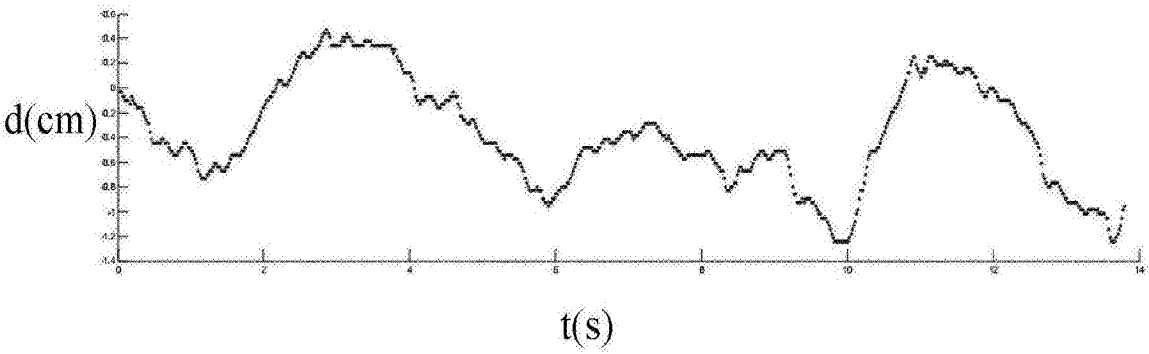


图10b

专利名称(译)	血管识别的超声系统及方法		
公开(公告)号	CN107438408A	公开(公告)日	2017-12-05
申请号	CN201680020423.7	申请日	2016-03-31
[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	陈建刚 BI拉朱 E莱维		
发明人	陈建刚 B·I·拉朱 E·莱维		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/5284 G16H50/30 A61B8/085 A61B8/4494 A61B8/523 G01B17/00 G01N29/2406 G01N29/2437 G01N2291/017 G01N2291/02466		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015170630 2015-06-04 EP PCT/CN2015/075831 2015-04-03 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种识别对象的血管的超声系统和方法。所述超声系统包括：超声探头，其被配置为在预定时间段内同时采集包括血管的感兴趣区域的超声血流数据帧的序列(例如超声多普勒数据帧的序列)以及超声B模式数据帧的序列；血流区域选择单元，其被配置为在血流数据帧的所述序列中选择血流区域；以及血管分割单元，其被配置为基于所选择的血流区域来在超声B模式数据的所述序列的帧中的至少一个帧中对所述血管进行分割。由于不再需要手动放置用于血管分割的任何种子点，因此减少了用户依赖性，并且可以进行快速测量。此外，由于在B模式数据帧中进行血管分割利用来自多个血流数据帧的信息，因此可以实现更加鲁棒、可靠的分割。

