



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111093519 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201880059549.4

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.09.10

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17191022.7 2017.09.14 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/12(2006.01)

2020.03.13

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/074344 2018.09.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/052965 EN 2019.03.21

(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 A·F·科伦 H·J·W·贝尔特

G·A·哈克斯

G·H·M·海斯贝斯 H·刘

权利要求书2页 说明书11页 附图6页

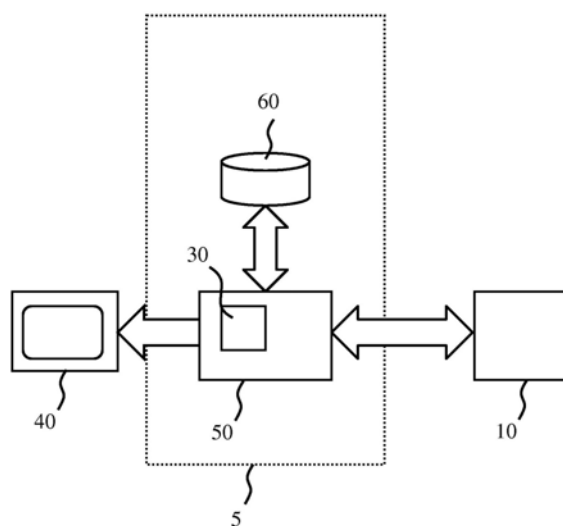
(54)发明名称

超声图像处理

(57)摘要

公开了一种包括图像处理器装置(50)的超声图像处理装置(5),所述超声图像处理装置适于:接收多幅超声图像(150),每幅超声图像在心动周期的特定时相期间相对于感兴趣解剖特征(151)对侵入式医学设备(15)进行成像,所述感兴趣解剖特征在心动周期的不同阶段具有不同的形状,所述多幅超声图像覆盖至少两个心动周期,在所述至少两个心动周期期间,所述侵入式医学设备相对于感兴趣解剖特征移位;编制多组所述超声图像,其中,每个组中的超声图像属于所述心动周期的相同时相;并且对于每个组:确定所述组中的至少两幅超声图像之间的所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征的位移;并且基于所述侵入式医学设备的所确定的位移,通过从所述超声图像中移除由所述侵入式医学设备引起的所述感兴趣解剖特征上的阴影区域(17),来从所述至少两幅超声图像中的所述超声图像中的一幅生成增强超声图像。还公开了一

种包括这样的超声图像处理装置超声成像系统,要由这样的超声图像处理装置实现的方法以及便于这种方法的实现的计算机程序产品。



1. 一种包括图像处理器装置 (50) 的超声图像处理装置 (5), 所述超声图像处理装置适于:

接收多幅超声图像 (150), 每幅超声图像在心动周期的特定时相期间相对于感兴趣解剖特征 (151) 对侵入式医学设备 (15) 进行成像, 所述感兴趣解剖特征在所述心动周期的不同同时相具有不同的形状, 所述多幅超声图像覆盖至少两个心动周期, 在所述至少两个心动周期期间, 所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征移位;

编制所述超声图像的多个组, 其中, 每个组中的所述超声图像属于所述心动周期的相同时相; 并且对于每个组:

确定所述组中的至少两幅超声图像之间的所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征的位移; 并且

基于所述侵入式医学设备的所确定的位移, 通过从所述超声图像中移除由所述侵入式医学设备引起的所述感兴趣解剖特征上的阴影区域 (17), 来从所述至少两幅超声图像中的所述超声图像中的一幅生成增强超声图像。

2. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置 (5), 其中, 所述图像处理器装置 (50) 适于通过用来自所述至少两幅超声图像中的另一幅超声图像的对应区域 (19) 替换所述阴影区域来从所述至少两幅超声图像中的所述一幅超声图像 (150) 中移除所述阴影区域 (17), 所述对应区域不被所述侵入式医学设备 (15) 遮挡。

3. 根据权利要求1或2所述的超声图像处理装置 (5), 其中, 所述图像处理器装置 (50) 适于使用时间灰度级形态学闭合算法从所述至少两幅超声图像中的所述超声图像 (150) 中的一幅中移除由所述侵入式医学设备引起的所述感兴趣解剖特征 (151) 上的所述阴影区域 (17)。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声图像处理装置 (5), 其中, 所述图像处理装置 (50) 还适于将来自各个组的所述增强超声图像 (150) 组合成对整个心动周期进行成像的增强超声图像的序列 (100)。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的超声图像处理装置 (5), 其中, 所述图像处理装置 (5) 还适于:

确定已经利用其相对于所述感兴趣解剖特征 (151) 捕获了所述多幅超声图像 (150) 的超声探头 (10) 的位置;

确定所述侵入式医学设备 (15) 相对于所述感兴趣解剖特征的位置;

从所述超声探头和所述侵入式医学设备的所确定位置外推所述阴影区域 (17) 在所述感兴趣解剖特征上的预期位置; 并且

基于所述侵入式医学设备的所确定的位移, 在外推出的预期位置中移除所述感兴趣解剖特征上的所述阴影区域。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的超声图像处理装置 (5), 其中, 所述图像处理装置 (50) 还适于将来自各个组的所述增强超声图像 (150) 存储在数据存储设备 (60) 中。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的超声图像处理装置 (5), 其中, 所述图像处理装置 (50) 还适于在显示设备 (40) 上显示来自各个组的所述增强超声图像 (150)。

8. 一种超声成像系统 (1), 包括: 根据权利要求1-7中的任一项所述的超声图像处理装置 (5) 以及超声探头 (10), 所述超声探头能够与所述超声图像处理装置通信地耦合并且适

于为所述超声图像处理装置提供所述多幅超声图像(150)。

9. 一种处理多幅超声图像(150)的方法(200), 每幅超声图像在心动周期的特定时相期间相对于感兴趣解剖特征(151)对侵入式医学设备(15)进行成像, 所述感兴趣解剖特征在所述心动周期的不同相具有不同形状, 所述多幅超声图像覆盖至少两个心动周期, 在所述至少两个心动周期期间, 所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征移位, 所述方法包括利用超声图像处理装置(5)的图像处理器装置(50)来:

接收(203)所述多幅超声图像;

编制(205)所述超声图像的多个组, 其中, 每个组中的超声图像属于所述心动周期的相同时相; 并且对于每个组:

确定(209)所述组中的至少两幅超声图像之间的所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征的位移; 并且

基于所述侵入式医学设备的所确定的位移, 通过从所述超声图像中移除由所述侵入式医学设备引起的所述感兴趣解剖特征上的阴影区域(17), 来从所述至少两幅超声图像中的所述超声图像中的一幅生成增强超声图像。

10. 根据权利要求9所述的方法(200), 其中, 移除所述阴影区域(17)包括通过用来自所述至少两幅超声图像的另一超声图像的对应区域(19)替换所述阴影区域, 来从所述至少两幅超声图像中的所述一幅超声图像(150)中移除所述阴影区域, 所述对应区域不被所述侵入式医学设备(15)遮挡。

11. 根据权利要求9或10所述的方法(200), 其中, 移除所述阴影区域(15)包括使用时间灰度级形态学闭合算法从所述至少两幅超声图像中的所述超声图像(150)中的一幅中移除由所述侵入式医学设备引起的所述感兴趣解剖特征(151)上的所述阴影区域。

12. 根据权利要求9-11中的任一项所述的方法(200), 还包括将来自各个组的所述增强超声图像(150)组合成对整个心动周期进行成像的增强超声图像的序列(100)。

13. 根据权利要求9-12中的任一项所述的方法(200), 还包括:

确定已经利用其相对于所述感兴趣解剖特征(151)捕获了所述多幅超声图像(150)的超声探头(10)的位置;

确定所述侵入式医学设备(15)相对于所述感兴趣解剖特征的位置;

从所述超声探头和所述侵入式医学设备的所确定位置外推所述阴影区域(17)在所述感兴趣解剖特征上的预期位置; 并且

基于所述侵入式医学设备的所确定的位移, 在外推出的预期位置中移除所述感兴趣解剖特征上的所述阴影区域。

14. 根据权利要求9至13中的任一项所述的方法(200), 还包括: 将来自各个组的所述增强超声图像(150)存储在数据存储设备(60)中和/或在显示设备(40)上显示来自所述各个组的所述增强超声图像。

15. 一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品, 所述计算机可读存储介质具有体现在其中的计算机可读程序指令, 所述计算机可读程序指令用于当在根据权利要求1至7中的任一项所述的超声图像处理装置(5)的图像处理器装置(50)上运行时, 使所述图像处理器装置实施根据权利要求9-14中的任一项所述的方法(200)。

超声图像处理

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声图像处理装置,所述超声图像处理装置包括适于接收和处理多幅超声图像的图像处理器装置。

[0002] 本发明还涉及一种包括这样的超声图像处理装置的超声成像系统。

[0003] 本发明还涉及一种用这种超声图像处理装置来处理多幅超声图像的方法。

[0004] 本发明还涉及一种用于在这样的超声图像处理装置上实现这样的方法的计算机程序产品。

背景技术

[0005] 超声成像作为一种支持介入程序的成像技术正在迅速普及,它既可以作为独立技术,也可以与其他成像技术(例如X射线成像技术)组合使用。在这样的介入程序期间,由医学专业人员将诸如导管、导丝、针等的侵入式医学设备插入患者体内,并且使用诸如超声成像的成像工具来将侵入式医学设备引导到或经过患者体内的感兴趣解剖区域。特别地,3D或体积超声成像是一种强大的工具,用于协助医学专业人员引导侵入式医学设备通过患者的解剖结构。

[0006] 在这种介入程序期间的一个常见问题是,侵入式医学设备可能遮挡对患者的感兴趣解剖特征的查看。这通常发生在侵入式医学设备被定位于超声换能器或探头与感兴趣的解剖结构之间的情况下,在这种情况下,侵入式医学设备能够将声学阴影投射到感兴趣解剖结构上,从而产生感兴趣解剖特征的不完整的视图。这当然是不希望的,因为其妨碍医学专业人员相对于不完整成像的感兴趣解剖特征正确地操作或引导侵入式医学设备。

[0007] 存在用于解决感兴趣解剖区域的部分的这种声学阴影的问题的解决方案。例如,US 2014/0100439 A1公开了一种用于从超声图像移除导丝伪影的方法和系统。采集成像表面的至少两幅超声图像。每幅采集的超声图像包括数据的集合。在所述至少两幅图像中的一幅中检测导丝伪影。用表示从所述至少两幅图像中的另一幅图像获得的成像表面的数据来代替导丝伪影。

[0008] 该技术假设在不同的采集超声图像之间成像表面是相同的。但是,这通常是过于简化,可能导致错误的伪影移除。许多侵入式医学设备被插入患者的心血管系统,例如,用于访问患者的心脏或动脉。众所周知,心动周期由不同的时相组成,例如舒张和收缩阶段,在此期间心血管系统的各个部分(尤其是心脏)改变形状。因此,校正在心动周期期间改变形状的感兴趣解剖特征的超声图像中的阴影伪影不是简单的,因为感兴趣解剖特征的几何结构的变化能够导致在复合成超声图像中引入伪影,其中由于在这样的复合超声图像中组合了解剖结构的不同部分,所以在这样的心动周期期间捕获的不同超声图像的部分被组合。

发明内容

[0009] 本发明寻求提供一种超声图像处理装置,所述超声图像处理装置被配置为以更鲁

棒的方式从这种成像的感兴趣解剖区域中移除阴影区域。

[0010] 本发明还寻求提供一种包括这样的超声图像处理装置的超声成像系统。

[0011] 本发明又寻求提供一种以更鲁棒的方式从这样的成像的感兴趣解剖区域中移除阴影区域的方法。

[0012] 本发明又寻求提供一种用于在超声图像处理装置上实现这样的方法的计算机程序产品。

[0013] 根据一个方面,提供了一种超声图像处理装置,所述超声图像处理装置包括图像处理装置,所述图像处理装置适于:接收多幅超声图像,每幅超声图像在心动周期的特定时相期间相对于感兴趣解剖特征对侵入式医学设备进行成像,所述感兴趣解剖特征在心动周期的不同阶段具有不同的形状,所述多幅超声图像覆盖至少两个心动周期,在所述至少两个心动周期期间,所述侵入式医学设备相对于感兴趣解剖特征移位;编制所述超声图像的多个组,其中,每个组中的超声图像属于所述心动周期的相同时相;并且针对每个组,确定所述组中的至少两幅超声图像之间的所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征的位移;并且基于所述侵入式医学设备的所确定的位移,通过从所述超声图像中移除由所述侵入式医学设备引起的所述感兴趣解剖特征上的阴影区域,来从所述至少两幅超声图像中的所述超声图像中的一幅生成增强超声图像。

[0014] 本发明基于如下的见解:在不同心动周期的相同时相捕获的超声图像,例如体积图像,将捕获基本上相同的形状或几何结构的感兴趣解剖特征,例如,搏动的的心脏或患者的心血管系统的另一部分。因此,通过分解不同心动周期的超声图像的序列并重新组合这些超声图像以形成超声图像组,其中,在每个组中,所有超声图像都对应于不同心动周期的相同相位,在每个组中,感兴趣解剖特征在所述组内的不同超声图像之间具有基本恒定的形状,使得可以将超声图像之间的任何变化能够被归因于侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征的位移。这有助于通过准确地移除由阻挡来自生成超声图像的超声探头的超声波的侵入式医学设备在感兴趣解剖特征上的声学阴影区域,因为由于混合感兴趣解剖特征的不同部分而导致在这样的增强超声图像中引入伪影的风险被大大减少。

[0015] 在一个实施例中,图像处理器装置适于通过用来自所述至少两幅超声图像的另一超声图像的对应区域替换所述阴影区域,来从所述至少两幅超声图像的一幅超声图像中移除阴影区域,所述对应区域不被所述侵入式医学设备遮挡。这在心动周期稳定的情况下特别有效,即具有可忽略周期长度的变化的高度重复,因此可以可靠地替换较大的声学阴影区域。

[0016] 在另一个实施例中,图像处理器装置适于使用时间灰度级形态学闭合算法从所述至少两幅超声图像中的超声图像中的一幅中移除由侵入式医学设备引起的感兴趣解剖特征上的阴影区域。该技术可以在心动周期不稳定的情况下使用,但是具有如下的缺点:可以用这种算法填充的声学阴影区域的大小受到更大的限制。

[0017] 优选地,图像处理装置还适于将来自各个组的增强超声图像组合为对整个心动周期进行成像的增强超声图像序列,使得其中阴影区域已经从感兴趣解剖特征上移除的增强超声图像的序列对于评估或指导操作侵入式医学设备的医师可用。

[0018] 在又一个实施例中,所述图像处理装置还适于:确定已经利用其相对于感兴趣解剖特征捕获了多幅超声图像的超声探头的位置;确定所述侵入式医学设备相对于所述感兴

趣解剖特征的位置;从所述超声探头和侵入式医学设备的所确定位置外推出所述阴影区域在所述感兴趣解剖特征上的预期位置;并且基于所述侵入式医学设备的所确定的位移,在外推的预期位置中移除所述感兴趣解剖特征上的阴影区域。这进一步增加了从感兴趣解剖特征移除阴影的准确性,因为只有在感兴趣解剖特征上的那些区域,针对那些区域已经计算出侵入式医学设备阻挡来自超声探头的超声到达那些区域,从而避免对感兴趣解剖特征的图像的其他部分进行校正,例如,对其他被误认为伪影的区域进行校正。

[0019] 所述超声图像处理装置可以适于将来自各个组的增强超声图像存储在数据存储设备中,使得可以在任何合适的时间点,例如在稍后的日期,对增强超声图像进行评估。替代地或额外地,超声图像处理装置可以适于在显示设备上显示来自各个组的增强超声图像,从而便于实时评估其中阴影区域已经根据本发明的实施例的从感兴趣解剖学特征移除的增强超声图像。

[0020] 根据另一方面,提供了一种超声成像系统,所述超声成像系统包括在本文中描述的实施例中的任一个的超声图像处理装置和超声探头,所述超声探头能够通信地耦合到所述超声图像处理装置并且适于为超声图像处理装置提供多幅超声图像。这样的超声成像系统受益于能够在如下的程序中向其用户提供改善质量的超声图像,在所述程序中,侵入式医学仪器(例如导管、导丝、针等)相对于感兴趣的其他解剖特征的行进正在使用超声成像系统而被成像。

[0021] 根据又一方面,提供了一种处理多幅超声图像的方法,每幅超声图像在心动周期的特定时相期间相对于感兴趣解剖特征对侵入式医学设备进行成像,所述感兴趣解剖特征在心动周期的不同相位处具有不同的形状,所述多幅超声图像覆盖至少两个心动周期,在所述至少两个心动周期期间,所述侵入式医学设备相对于感兴趣解剖特征移位,所述方法包括:利用超声图像处理的图像处理器装置,接收所述多幅超声图像;编制所述超声图像的多个组,其中,每个组中的超声图像属于所述心动周期的相同时相;并且对于每个组:确定在所述组中的至少两幅超声图像之间所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征的位移;并且基于所述侵入式医学设备的所确定的位移,通过从所述超声图像中移除由所述侵入式医学设备引起的所述感兴趣解剖特征上的阴影区域,来从所述至少两幅超声图像中的所述超声图像中的一幅生成增强超声图像。

[0022] 因此,利用这样的方法,超声图像处理装置的图像处理器装置可以被配置为从感兴趣解剖特征中准确地移除阴影区域,所述感兴趣解剖特征(例如搏动的的心脏或心血管系统的另一部分)在心动周期的不同相期间改变形状,如上文中所解释。

[0023] 在一个实施例中,移除所述阴影区域包括通过用来自所述至少两幅超声图像的另一超声图像的对应区域替换所述阴影区域,来从所述至少两幅超声图像的一幅超声图像中移除阴影区域,所述对应区域不被所述侵入式医学设备遮挡。

[0024] 在另一个实施例中,移除所述阴影区域包括使用时间灰度级形态学闭合算法从所述至少两幅超声图像中的超声图像中的一幅中移除由侵入式医学设备引起的感兴趣解剖特征上的阴影区域。

[0025] 所述方法可以还包括将来自各个组的增强超声图像组合成对整个心动周期成像的增强超声图像序列,使得可以对整个心动周期进行成像,其中,描述心动周期的特定时相的每幅超声图像由于对感兴趣解剖特征的侵入式医学设备造成的阴影区域的准确移除而

具有改善的分辨率。

[0026] 在特别有利的实施例中,所述方法还包括相对于感兴趣解剖特征确定已经用其捕获了多幅超声图像的超声探头的位置;确定所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征的位置;从所述超声探头和侵入式医学设备的所确定的位置外推出所述阴影区域在所述感兴趣解剖特征上的预期位置;并且基于所述侵入式医学设备的所确定的位移,在外推的预期位置中移除所述感兴趣解剖特征上的阴影区域。因此,仅在感兴趣解剖特征上可以存在阴影区域的区域针对阴影移除被考虑,从而避免了对感兴趣解剖特征的其他成像区域的错误校正。

[0027] 该方法可以还包括将来自各个组的增强超声图像存储在数据存储设备中和/或将来自各个组的增强超声图像显示在显示设备上,使得增强超声图像可用于在任何适当的时间点(例如实时或以后的时间点)进行评估。

[0028] 根据又一方面,提供了一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品,所述计算机可读存储介质具有体现在其上的计算机可读程序指令,所述计算机可读程序指令用于当在本文所述实施例中的任一个的超声图像处理装置的图像处理器装置上运行时,使所述图像处理器装置以实现本文描述的实施例中的任一个的方法。这样的计算机程序产品例如可以用于重新配置例如升级现有的超声图像处理装置。

附图说明

[0029] 参考附图,通过非限制性示例的方式更详细地描述本发明的实施例,其中:

[0030] 图1示意性地示出了根据实施例的超声图像处理装置;

[0031] 图2示意性地示出了由这种超声图像处理装置处理的超声图像的时间序列;

[0032] 图3示意性地描绘了在心动周期的第一时相期间的成像布置;

[0033] 图4示意性地描绘了在心动周期的另一时相期间的成像布置;

[0034] 图5示意性地描绘了在不同心动周期的所述第一时相期间的成像布置;

[0035] 图6示意性地描绘了包括由根据实施例的超声图像处理装置生成的增强超声图像的成像布置;

[0036] 图7描绘了根据实施例的方法的流程;并且

[0037] 图8示意性地描绘了根据示例实施例的超声成像系统。

具体实施方式

[0038] 应该理解的是,附图仅是示意性的,并且未按比例绘制。还应该理解,贯穿附图,使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。

[0039] 图1示意性地示出了根据本发明示例实施例的超声图像处理装置5。超声图像处理装置5包括超声图像处理器装置50,所述超声图像处理器装置50至少包括图像处理器30,但是超声图像处理器装置50可以包括另外的处理器,如将通过非限制性示例在下面更详细地解释的。超声图像处理器装置50可以通信地耦合到数据存储装置60,在此仅作为非限制性示例而示出为形成超声图像处理装置5的一部分。例如,同样可行的是,数据存储装置60是远程数据存储装置,例如基于云的数据存储装置60,其可以由超声图像处理器装置50通过有线或无线网络(例如,因特网,局域网,移动通信网络,点对点连接等等)来访问,在这种情

况下,超声图像处理装置5还包括网络接口(未示出),例如,诸如以太网的有线网络接口,或无线网络接口,例如通信地耦合到超声图像处理装置50的蓝牙或Wi-Fi收发器,超声图像处理装置50可通过所述网络接口与数据存储装置60通信。数据存储装置60可以采取任何合适的形状,例如一个或多个存储设备,一个或多个磁存储盘,一个或多个固态存储盘,一个或多个光学存储盘等等,或其任意组合。

[0040] 超声图像处理装置5可以还包括显示器40,或者至少适于在超声图像处理装置50与显示器40之间提供通信耦合,使得利用超声图像处理装置50生成的超声图像处理结果能够在超声图像处理装置50的控制下,在显示器40上显示“显示”。

[0041] 超声图像处理装置5还适于在超声图像处理装置50与超声换能器10之间提供通信耦合,超声换能器10通常是用于生成体积或3D超声图像的超声换能器。这样的超声换能器10本身是众所周知的,因此仅出于简洁起见不再进一步详细说明。超声图像处理装置50可以接收超声图像150的时间序列100,如图2中示意性描绘的。在本申请的上下文中,超声图像150的时间序列100是指这样的超声图像序列,其中,在一段时间内对相同的感兴趣解剖特征151进行成像(如图5所示,不同的时间标记 $T=T_0, T=T_1, T=T_2, T=T_n$),使得序列100包括多幅超声图像150,其中感兴趣解剖特征随时间的变化能够被可视化。例如,这在超声图像150的时间序列100在心动周期期间经历形状改变(例如在心动周期的不同点或相位处具有不同形状)和感兴趣解剖特征151进行成像的情况下特别有用,在这种情况下,每幅超声图像150在心动周期的特定时相期间捕获感兴趣解剖特征151。感兴趣解剖特征151可以是患者的搏动的的心脏或任何其他感兴趣解剖特征151,例如在心动周期期间经历形状变化的心血管系统的任何其他部分。

[0042] 每个时间序列100通常构成在整个心动周期上对感兴趣解剖特征151进行成像的一组超声图像150,其中,不同的时间序列100在不同的心动周期期间对感兴趣解剖特征151进行成像。超声图像处理装置50通常接收感兴趣解剖特征151的超声图像150的多个这样的时间序列100。超声图像处理装置50可直接从超声换能器10接收超声图像150的时间序列100,或者替代地,可以从超声图像150的时间序列100先前被存储到其中的数据存储装置60接收超声图像150的时间序列100,例如,由超声图像处理装置5预先存储这些图像以供以后处理。超声图像150的时间序列100可以由2-D超声图像帧的序列组成,其可以由2-D超声换能器10采集,但是优选地,超声图像150的时间序列100包括体积超声图像150的序列。

[0043] 图3和图4示意性地描绘了利用超声探头10在心动周期的不同时相期间对感兴趣解剖特征151的成像。超声探头10通常被定位在患者身体的一部分上,例如在对患者心脏成像的情况下,患者的胸部。重要的是,在医学过程中,超声探头10通常保持在患者身体上的相同位置,从而可以将超声探头10视为超声辐射的固定源。为此,可以将超声探头10固定在探头支架等中,以确保在例如通过患者心血管系统的动脉或静脉而被插入患者的身体内的侵入式医学设备15进行的医学程序中,超声探头10不移动(除了跟随患者的身体运动)。

[0044] 在图3中,其描绘了在特定心动周期的第一时相期间由超声探头10成像的感兴趣解剖特征151,感兴趣解剖特征151具有第一形状,而在图4中,描绘了如在相同特定心动周期的不同时相期间由超声探头10成像的感兴趣解剖特征151,感兴趣解剖特征151的形状由于心脏循环进入不同的时相而改变了其形状。在图3中,侵入式医学设备15阻挡由超声探头10生成的超声束11的第一部分,从而在感兴趣解剖特征151上投射声学阴影17,所述声学阴

影以沿着侵入式医学设备的行进方向15的非阴影区域19为边界。在图4中,所述非阴影区域19已被添加到感兴趣解剖学特征151上的声学阴影区域17,即,由于侵入式医学设备15前进到由超声探头10生成的超声射束11内,声学阴影区域17的尺寸增大。

[0045] 从在不同时间点捕获的移动的对象的图像中移除伪影的一种常用技术是时间灰度级形态闭合,其中,在不同时间点的图像之间的差异被归属于运动对象,使得图像的这样的序列中的第一图像中丢失信息可以使用存在所述信息的这样的序列中的另一图像的相应区域的信息来填充,这通常是因为在另一图像中该信息未被所述移动的对象遮挡。然而,将理解的是,在该心动周期的不同同时相期间由超声探头10捕获的各幅超声图像150之间的差异可能是由两个运动对象引起的,即感兴趣解剖特征151和正被医师将插入(或移除)患者的心血管系统中的侵入式医学设备15。

[0046] 因此,当将诸如时间灰度形态闭合算法的伪影修复算法应用于来自相同的心动周期内(即,来自相同的时间序列100)的不同超声图像150时,不能保证侵入式医学设备15在相继的超声图像150(例如体积图像)之间比感兴趣解剖特征151移动更多。因此,这样的伪影修复算法倾向于混合来自感兴趣解剖特征151的不同部分的数据,而不是来自感兴趣解剖特征151的相同部分的数据,从而引起并非移除增强超声图像中的伪影。

[0047] 然而,感兴趣解剖特征151在不同的心动周期的相同的时间点(即时相)具有基本恒定的形状。这在图5中示意性地描绘,其描绘了与图3和图4的详细描述中提到的特定心动周期相比,在随后的心动周期的第一时相期间由超声探头10成像的感兴趣解剖特征151。如当比较图3和图5时可以看到,在不同心动周期的相同时相期间感兴趣解剖特征151的形状至少近似相同,使得在不同心动周期的相同时相处对感兴趣解剖特征151进行成像的超声图像150之间的差异可以完全归因于侵入式医学设备15的移动。在本发明的实施例中利用了这种见解,在本发明的实施例中,超声图像处理装置5的图像处理器装置50被配置为实现方法200,其流程图在图7中示出。

[0048] 方法200在201中开始,例如通过打开超声图像处理装置5,之后方法200进行到203,在203中,超声图像处理装置50接收超声图像150的多个时间序列100,其优选地如前所述是3-D或体积超声图像,其中,每个时间序列100对应于患者的整个心动周期。超声图像处理装置50可以例如在超声图像150的实时处理的情况下从超声探头10接收超声图像150的多个时间序列100,或者替代地可以从数据存储装置60检索超声图像150的多个时间序列100。

[0049] 在操作205中,超声图像处理装置50生成超声图像150的组或序列,其中,对于每个组或序列,在不同心动周期的相同时相期间捕获该组或序列中的所有超声图像150,以使得在每个组或序列内,感兴趣解剖特征151的形状如上所述至少近似恒定。

[0050] 在操作207中,超声图像处理装置50选择超声图像150的组或序列,并基于侵入式医学设备15跨组中的超声图像150的位移来从所选择的组中的超声图像150中的一幅中从感兴趣解剖特征151移除阴影区域17。通常,阴影区域17至少从组内的最新超声图像150,即从最近的心动周期期间捕获的超声图像150中移除,但是要强调的是,(仅)从组中的最新超声图像150中移除超声图像的阴影区域17不是严格必要的。

[0051] 可以使用诸如时间灰度形态闭合算法的时间闭合算法来实现声学阴影区域17的移除,其中可以利用边缘检测算法来检测超声图像150中的声学阴影区域17的边缘,使得声

学阴影区域17的边缘可以关于声学阴影区域17将从其移除的超声图像150内的坐标来识别。超声图像处理器装置50随后可以评估所选择的组中的其他超声图像150,以识别该组中的超声图像150,对于该超声图像150,在所标识的坐标处不能使用边缘检测算法检测到边缘,其指示该另外的超声图像150在要从其移除声学阴影区域17的超声图像150的坐标处具有非阴影区域19。

[0052] 该另外的超声图像150的非阴影区域19可以被叠加或以其他方式插入要从其移除声学阴影区域17的超声图像150中,从而将声学阴影区域17替换为来自较早的超声图像150的非阴影区域17,从而产生如图6所示的增强超声图像150,其中感兴趣解剖特征151的声学阴影区域17已被来自较早的超声图像150的非阴影区域19代替,使得侵入式医学设备15的声学阴影中的感兴趣解剖特征151的区域在增强超声图像150中变得可见,从而改善了该超声图像的分辨率。

[0053] 在另一细化中,超声图像处理器装置50适于基于超声探头10相对于感兴趣解剖特征151的定位来估计超声图像150的阴影区域17的位置。为此,超声图像处理器装置50可以记录超声探头10相对于感兴趣解剖特征151的位置,使得在侵入式医学设备15在超声探头10与感兴趣解剖特征151的部分之间出现时,在感兴趣解剖特征151上的阴影区域17的预期位置由超声图像处理器装置50估计为位于超声探头10与侵入式医学设备15的公共平面中。如技术人员将理解的,这可能还需要确定侵入式医学设备15在患者体内的位置。由于这种位置确定技术本身是公知的,因而仅为了简洁起见,在此将不再详细地对其进行解释。以此方式,由超声图像处理器装置50实现的边缘检测算法可以仅考虑超声图像150中的阴影区域17的估计位置附近的边缘要被增大,从而降低了边缘检测算法检测到在超声图像150中要被增强的阴影区域17以外的区域的边缘的风险。

[0054] 在从超声图像150上移除要增强的声学阴影区域17之后,超声图像处理器装置50在操作211中检查是否已经处理了与捕获的心动周期的不同时相相对应的所有超声图像组150。如果不是这种情况,则方法200返回到操作207,在操作207中,超声图像处理器装置50选择要处理的超声图像150的下一组或序列,即与心动周期的下一时相相对应的组。一旦已经以这种方式处理了所有组,超声图像处理器装置50就可以进行到操作213,在操作213中,超声图像处理器装置50通过组合来自每个组的增强超声图像150来生成一增强超声图像150的序列,从而如前所述,编辑通常在整个心动周期期间对感兴趣解剖特征151进行成像的图像序列,对于所述图像序列,来自各个增强超声图像的声学阴影区域17已经被移除。应当理解,操作213是任选的,因为替代地,超声图像处理器装置50可以在其生成时生成每个个体增强超声图像150的输出。

[0055] 在操作215中,超声图像处理器装置50生成增强超声图像150(的序列)的输出。该输出例如可以是用于存储在数据存储装置60中的数据集的形式,或者可以是用于在显示器40上显示的数据集的形式。当然,超声图像处理器装置50生成这样的输出用于存储在数据存储装置60中和用于显示在显示器40上两者是可行的。随后,方法200在217处终止。应该注意,为了避免疑问,如上所述的方法200仅通过非限制性示例进行了描述,并且在不脱离本发明的教导的情况下,可以预期对方法200的几种修改。例如,本领域技术人员可以采用本身为本领域技术人员公知的不同的声学阴影移除算法。作为另一示例,方法200可以适于使得代替顺序地处理多组超声图像150以生成已经移除了阴影区域17的增强超声图像,可以

由超声图像处理装置50并行地处理这些组中的至少一些以加速图像处理。对方法200的其他这种明显的修改对于技术人员将是显而易见的。

[0056] 图8示意性地描绘了具有超声探头或换能器10的超声成像系统1的示例实施例,例如包括多个换能器元件的超声换能器元件瓦片(换能器元件)的阵列,其能够换能器单元或元件的一维或二维阵列布置。可以将任何合适类型的超声换能器元件用于此目的,例如压电换能器(PZT)元件,电容式微机械超声换能器(CMUT)元件,压电微机械换能器(PMUT)元件等,但是CMUT元件是特别优的,特别是由于CMUT元件具有优越的(可调节的)共振频率范围,因此优选于(PZT)元件,这使得CMUT元件特别适合于患者监测目的。由于这样的换能器元件本身是公知的,因而仅为了简洁起见,将不再详细地对其进行解释。换能器单元的阵列可以布置为相控阵列,以促进由超声换能器10生成的超声束的波束转向。同样,这种波束转向本身是众所周知的,并且仅出于简洁起见将不再进一步详细说明。优选地,超声换能器10具有能够生成3-D或体积超声图像的超声换能器元件瓦片的2-D阵列。

[0057] 超声探头10通常可在发射模式和接收模式中操作,在发射模式中,超声波束被生成,在接收模式中,超声探头10可操作以接收由所生成的超声波束在正在用超声成像的个体的体内的生成的超声波束引起的回波信号。超声探头10通常由包括超声图像处理装置5的终端3控制。

[0058] 超声探头10可以耦合到微束形成器12,微束形成器12可以集成在超声探头10中,所述微束形成器12控制超声探头10的超声换能器单元(或其簇)的信号发送和接收。微波束形成器能够至少部分地对由换能器元件瓦片的组或“贴片”接收的信号进行波束形成,例如,如在美国专利US 5997479 (Savord等人),US 6013032 (Savord),和US 6623432 (Powers等人)中所描述。

[0059] 微波束形成器12可以通过探头电缆(例如同轴线)耦合到包括发射/接收(T/R)开关16的终端3(例如,用户接口模块等),发射/接收(T/R)开关16在发射和接收模式之间切换,并且当微波束形成器不存在或不使用时保护主波束形成器20免受高能量发射信号,并且超声探头10由主系统束形成器20直接操作。在微波束形成器12的控制下的从超声探头10的超声束的发射可以由通过T/R开关16耦合到微波束形成器和主波束形成器20的换能器控制器18指示,其从用户对用户接口或控制面板38的操作接收输入。由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的取向。波束可以被转向为从超声探头10垂直向前(垂直于换能器阵列26),或者针对更宽的视场处于不同的角度。换能器控制器18可以被耦合以控制超声换能器阵列10的电压源45。例如,电源45可以在CMUT探头10的情况下设置施加到CMUT单元的DC和AC偏置电压,例如,以在塌陷模式下操作CMUT元件的一个或多个CMUT单元,如本身就是众所周知的。

[0060] 电源45可以任选地包括分开的级,用于例如在传输模式下分别提供CMUT单元的刺激的DC分量和AC分量。第一级可以适于生成静态(DC)电压分量,并且第二级可以适于生成具有设定的交变频率的交变可变电压分量,所述信号通常是总驱动电压(即,刺激)与上述其静态分量之间的差。当迫使CMUT元件进入其塌陷状态时,即以塌陷模式操作CMUT元件时,施加的驱动电压的静态或偏置分量优选地达到或超过阈值电压。这具有的优点是,第一级1可以包括相对大的电容器,例如平滑电容器,以便生成总体电压的特别低噪声的静态分量,所述静态分量通常在总体电压中占优势,使得总体电压信号的噪声特性将被该静态分

量的噪声特性所主导。

[0061] 电源45的其它合适的实施例应该是显而易见的,诸如,例如其中电源45包含三个分立的级的实施例中,包括用于生成CMUT驱动电压的静态DC分量的第一级,用于生成驱动电压的可变DC分量的第二级和用于生成信号的频率调制分量的第三级,例如脉冲电路等。总之,电源45可以以任何合适的方式来实现。另外要强调的是,电源45不限于CMUT元件的操作;如本身众所周知的那样,任何类型的换能器元件都可以由适当适配的电源45控制。

[0062] 由微波束形成器12产生的部分波束形成的信号在可以被转发到主波束形成器20,其中,来自换能器元件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,其中的每个接收来自超声换能器单元的数十或者数百的贴片的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列10的几千个换能器单元接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成信号。

[0063] 经波束形成的信号耦合到信号处理器22,所述信号处理器22可以形成图像处理装置5的图像处理器装置50的一部分,在本实施例中,通过非限制性示例,所述信号处理器22仅集成在终端3中。信号处理器22可以以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波,抽取,I和Q分量分离以及用于分离线性和非线性信号的谐波信号分离,以便能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。

[0064] 信号处理器22任选地可以执行额外的信号增强,诸如散斑减少、信号合成以及噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,从而拒绝来自更大深度的较高频率处的噪声,其中,这些频率中没有解剖信息。

[0065] 可以将经处理的信号转发到B模式处理器26并且任选地转发到多普勒处理器28,这些处理器也可以构成图像处理器装置50的一部分。B模式处理器26采用对接收到的超声信号的幅度的检测,用于对身体中的结构(例如身体中的器官的组织和血管)进行成像。身体的结构的B模式图像可以形成为谐波图像模式或基波图像模式,或者两者的组合,例如,如在美国专利US 6283919(Roundhill等人)和US 6458083(Jago等人)中所描述。

[0066] 多普勒处理器28可以,如果存在的话,处理来自组织运动和血液流动的时间上分立的信号,用于检测物质的运动,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器40通常包括壁滤波器,其具有可以被设置为和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波参数。例如,壁滤波器可以被设置为通带特性,其他来自较高速度的材料的具有相对低的幅度的信号通过而来自较低或零速度材料的相对强的信号。

[0067] 该通带特性将使来自流动的血液的信号通过而拒绝来自附近的固定的或缓慢移动的目标(例如心脏的壁)的信号。相反的特性将使来自心脏的移动的信号通过而拒绝血液流动信号,其被称为组织多普勒成像,检测和描绘组织的运动。多普勒处理器可以接收和处理来自图像场中的不同的点的时间上分立的回波信号的序列,来自特定点的回波的序列称为系集。在相对短的间隔中快速相继地接收的回波的系集可以被用于估计流动的血液的多普勒偏移,其具有多普勒频率到速度的相关,指示血流速度。在较长地时间段上接收到回波的系集被用于估计较慢地流动的血液或者较慢地移动的组织的速度。

[0068] 由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44,这两者也可以构成图像处理器装置50的一部分。扫描转

换器32以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。

[0069] 扫描转换器可以将具有对应于图像场中的点的运动的颜色的B模式结构图像与它们的多普勒估计的速度叠加以生成彩色多普勒图像,其描绘图像场中的组织的运动和血液流动。多平面重新格式化器44会将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收的回声转换成该平面的超声图像,例如,如美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述的。体积绘制器42(其也可以构成图像处理器装置50的一部分)将3D数据集的回波信号转换成从给定参考点观看的投影的3D图像,如从美国专利US 5235650 (Entrekin等人)中所描述。

[0070] 2D或3D图像被从扫描转换器32、多平面重新格式化器44、以及体积绘制器42耦合到形成图像处理器装置的部分图像处理器30用于进一步增强、缓存和临时存储,以在图像显示器40上显示。除了用于成像外,由多普勒处理器28生成的血流值以及由B模式处理器26生成的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器生成不同流动状况的度量(例如,血流的体积率)以及结构测量结果(例如,器官的大小和孕龄)。量化处理器46可以接收来自用户控制面板38的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0071] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图像处理器36以产生测量结果图像和值,其中,图像在显示器40上。图形处理器36也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器从用户接口38接收输入,例如患者姓名。

[0072] 所述用户接口还可以耦合到发射控制器18以控制来自超声探头10的超声信号生成,并因此控制由换能器阵列和超声系统生成的图像。用户接口也可以被耦合到多平面重新格式化器44以选择和控制多个经多平面重新格式化的(MPR)的图像的平面,其可以被用于执行MPR图像的图像场中的量化的度量。

[0073] 如本领域技术人员将理解的,超声成像系统1的上述实施例旨在给出这样的超声诊断成像系统的非限制性示例。技术人员将立即意识到,在不脱离本发明的教导的情况下,超声成像系统1的架构中的若干变化是可行的。例如,如也在上述实施例中所指示,也可以省略微波束形成器12和/或多普勒处理器28,超声探头10可以不具有3D成像能力等。其它变型对本领域技术人员来说是显而易见的。超声成像系统1可以用于各种介入过程中,诸如经食道超声心动图(TEE),心脏间超声图(ICE),经胸腔超声图(TTE)等。

[0074] 可以由包含在计算机可读存储介质上的计算机可读程序指令来实现由图像处理器装置50执行的方法200的上述实施例,所述计算机可读程序指令具有当在超声图像处理装置5的图像处理器装置50(例如独立的超声图像处理装置5或集成在用户终端3中的超声图像处理装置5)上运行时,使图像处理器装置50实现方法200。任何合适的计算机可读存储介质都可以用于此目的,例如,诸如CD、DVD或蓝光盘的光学可读介质,诸如硬盘的磁可读介质,诸如记忆棒等的电子数据存储设备,等等。计算机可读存储介质可以是可通过诸如因特网之类的网络访问的介质,使得可以通过网络访问计算机可读程序指令。例如,计算机可读存储介质可以是网络附接的存储设备,存储区域网络,云存储等。计算机可读存储介质可以是可以从其获得计算机可读程序指令的因特网可访问服务。在一个实施例中,超声图像处理装置5适于从这样的计算机可读存储介质检索计算机可读程序指令,并且通过将所检索的计算机可读程序指令存储在数据存储装置60中来创建新的计算机可读存储介质,例如在

形成数据存储装置的一部分的存储设备等中。

[0075] 应当注意,上面提及的实施例范例而不是限制本发明,并且本领域技术人员能够设计出许多替代实施例而不脱离所附权利要求的范围。在权利要求中,置于括号中的任何附图标记不应构成对权利要求的限制。词语“包括”不排除权利要求中列出的元件或步骤以外的元件或步骤的存在。元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本发明可以借助于包括若干不同元件的硬件来实现。在枚举了若干单元的设备权利要求中,可以由同一项硬件实现这些单元中的若干。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

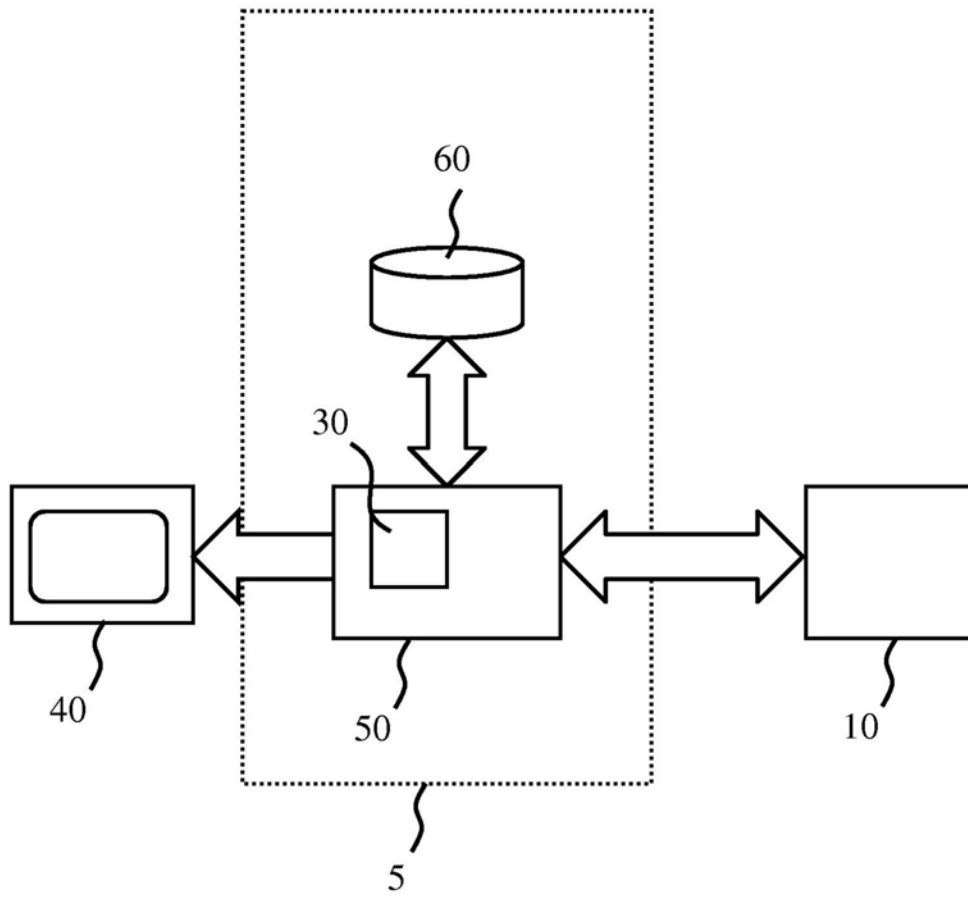


图1

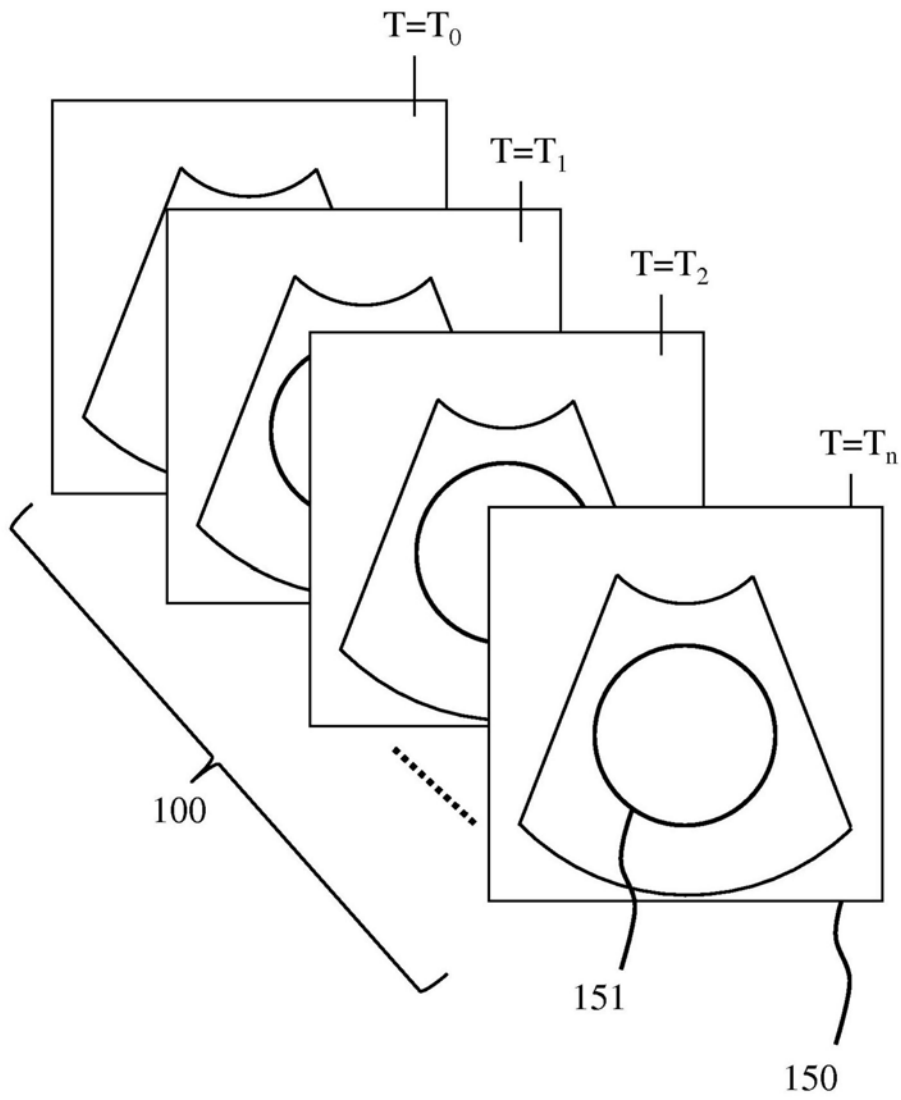


图2

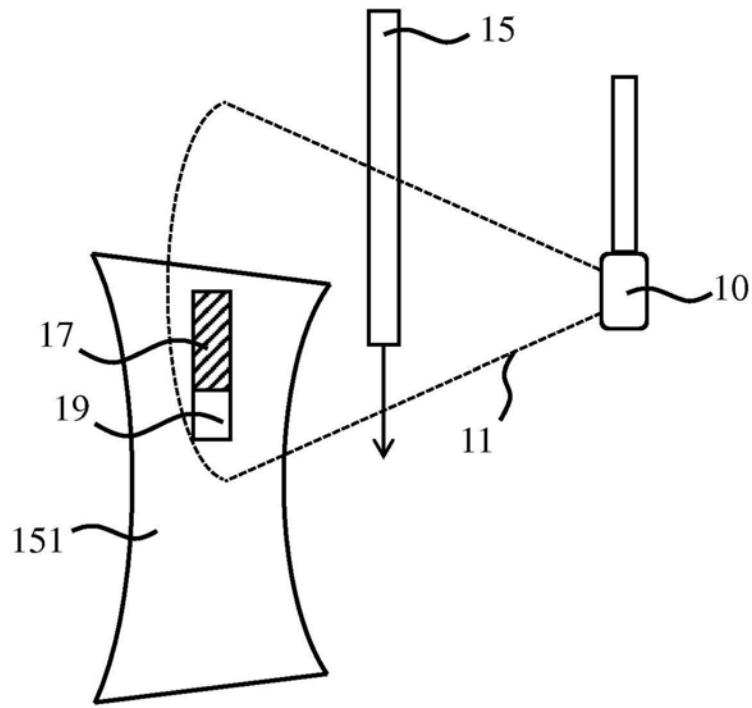


图3

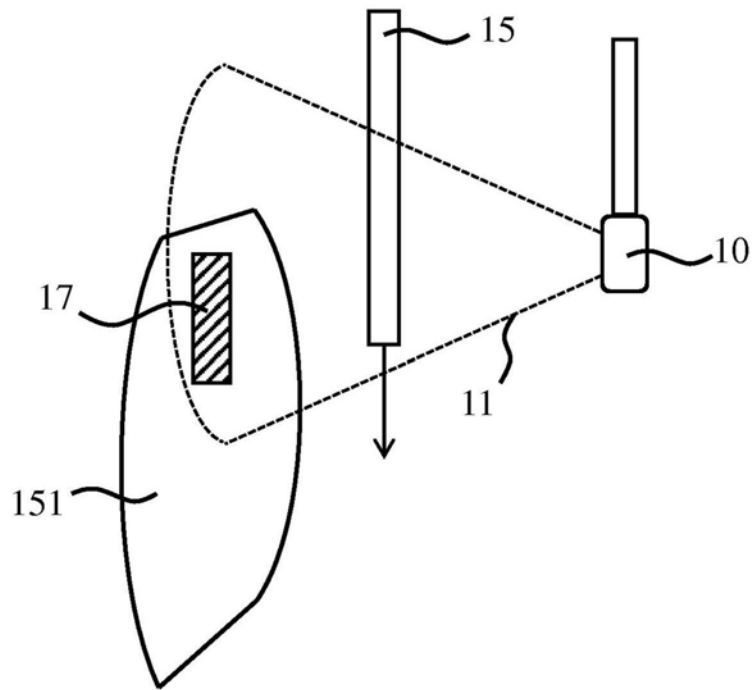


图4

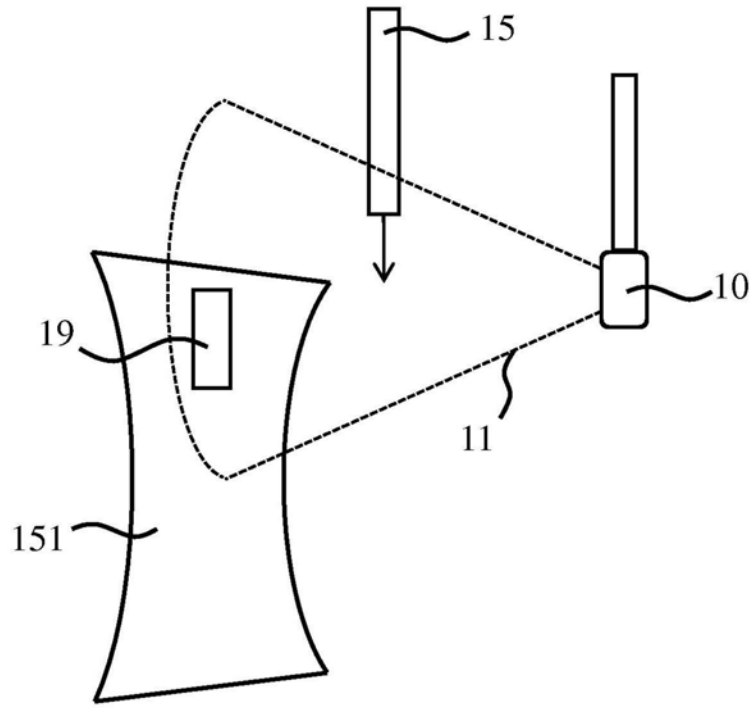


图5

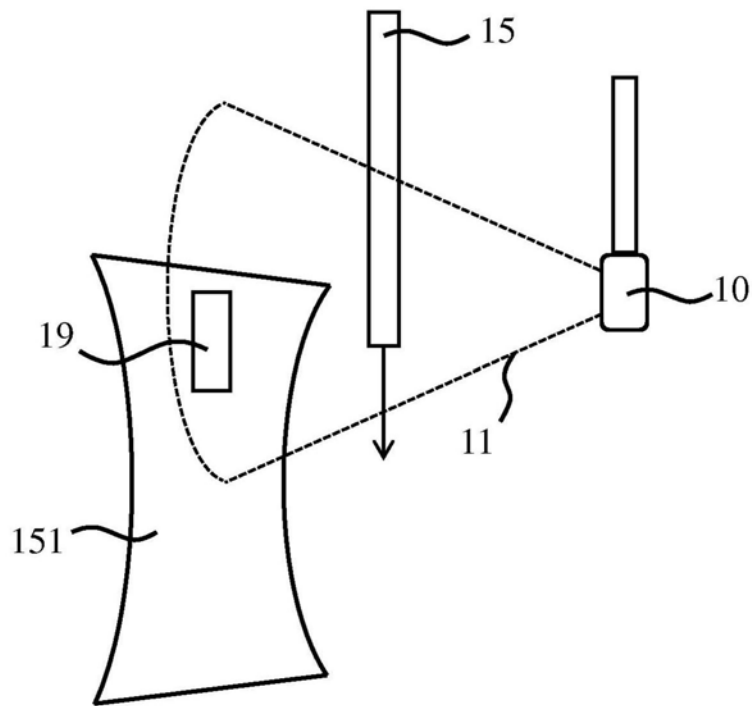


图6

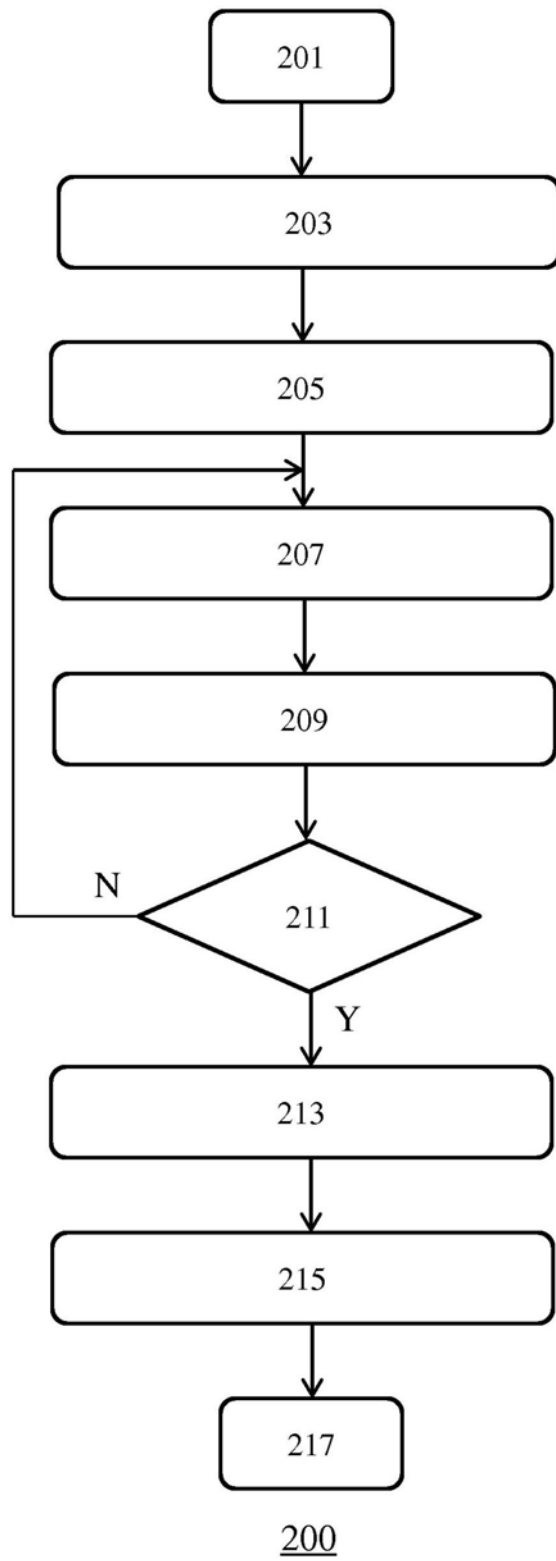
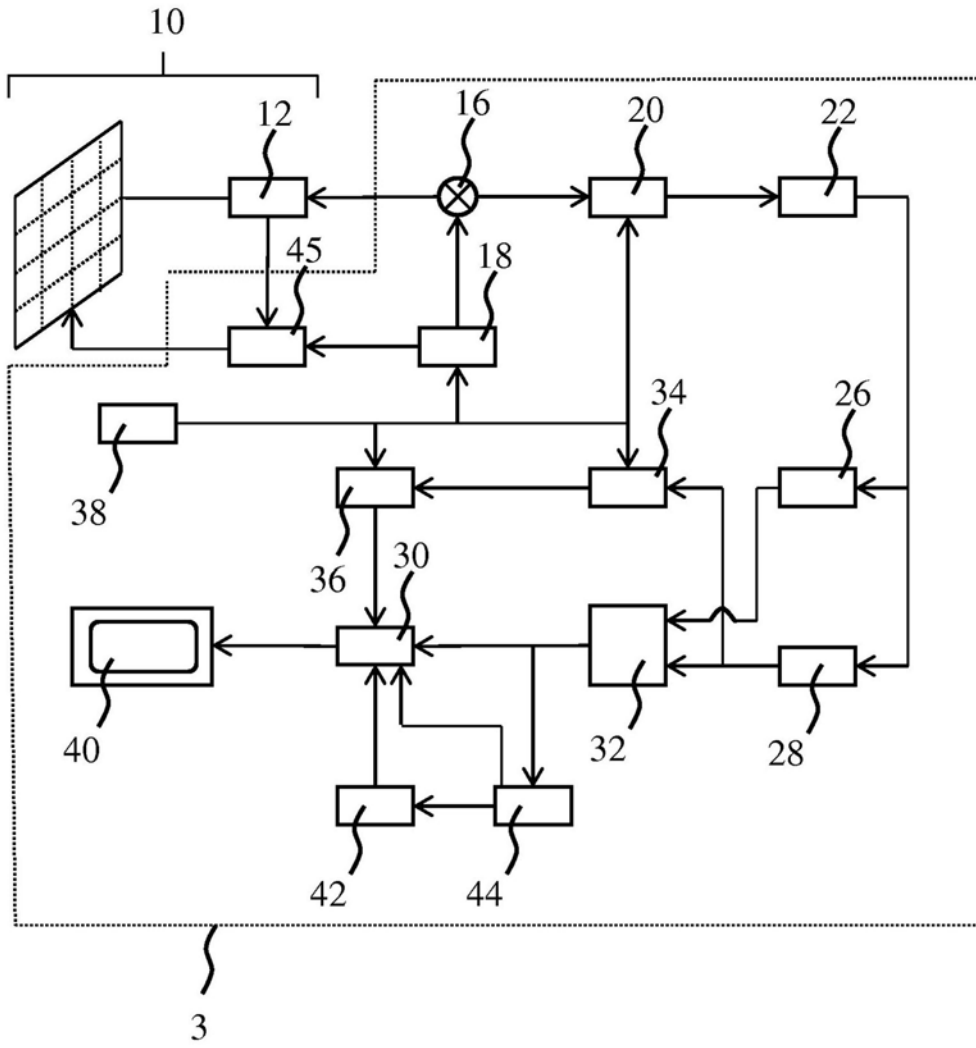


图7



1

图8

专利名称(译)	超声图像处理		
公开(公告)号	CN111093519A	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201880059549.4	申请日	2018-09-10
[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	AF科伦 HJW贝尔特 GA哈克斯 GHM海斯贝斯 H刘		
发明人	A·F·科伦 H·J·W·贝尔特 G·A·哈克斯 G·H·M·海斯贝斯 H·刘		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/5246 A61B8/5269 A61B8/5284 A61B8/543		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017191022 2017-09-14 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种包括图像处理器装置(50)的超声图像处理装置(5)，所述超声图像处理装置适于：接收多幅超声图像(150)，每幅超声图像在心动周期的特定时相期间相对于感兴趣解剖特征(151)对侵入式医学设备(15)进行成像，所述感兴趣解剖特征在心动周期的不同阶段具有不同的形状，所述多幅超声图像覆盖至少两个心动周期，在所述至少两个心动周期期间，所述侵入式医学设备相对于感兴趣解剖特征移位；编制多组所述超声图像，其中，每个组中的超声图像属于所述心动周期的相同时相；并且对于每个组：确定所述组中的至少两幅超声图像之间的所述侵入式医学设备相对于所述感兴趣解剖特征的位移；并且基于所述侵入式医学设备的所确定的位移，通过从所述超声图像中移除由所述侵入式医学设备引起的所述感兴趣解剖特征上的阴影区域(17)，来从所述至少两幅超声图像中的所述超声图像中的一幅生成增强超声图像。还公开了一种包括这样的超声图像处理装置超声成像系统，要由这样的超声图像处理装置实现的方法以及便于这种方法的实现的计算机程序产品。

