



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111132621 A

(43)申请公布日 2020.05.08

(21)申请号 201880059505.1

(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

17191027.6 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/EP2018/074352 2018.09.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/052968 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7页

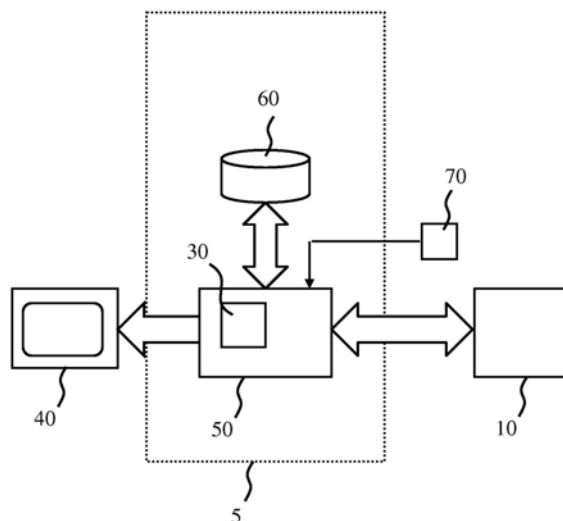
(54)发明名称

超声图像处理

(57)摘要

公开了一种超声图像处理装置(5),其包括图像处理器装置(50),所述图像处理器装置适于:在对感兴趣解剖特征(151)成像的超声图像(150)中不存在有创医学设备(15)的第一完整心动周期期间接收所述超声图像的第一序列(100),每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位;在对所述感兴趣解剖特征(151)成像的超声图像(150)中存在所述有创医学设备(15)的另外的完整心动周期期间接收所述超声图像的另外的序列(100'),每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位,所述有创医学设备(15)至少部分遮蔽所述感兴趣解剖特征,并且对于所述另外的序列的每幅超声图像:在所述超声图像中跟踪所述有创医学设备的位置;从所述超声图像中隔离出所述有创医学设备;并且在所跟踪的位置中将所隔离出的有创医学设备插入到所述第一序列的所述心动周期的对应相位的超声图像中;并且控制显示设备以显示包括所插入的有创医

学设备的超声图像的所述第一序列。还公开了一种包括这种超声图像处理装置的超声成像系统以及一种促进对根据本发明的实施例的这种图像处理装置的配置的计算机程序产品。



1. 一种超声图像处理装置(5),包括图像处理器装置(50),所述图像处理器装置适于:
在对感兴趣解剖特征(151)成像的超声图像(150)中不存在有创医学设备(15)的第一完整心动周期期间接收所述超声图像的第一序列(100),每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位;

在对所述感兴趣解剖特征(151)成像的超声图像(150)中存在所述有创医学设备(15)的另外的完整心动周期期间接收所述超声图像的另外的序列(100'),每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位,所述有创医学设备(15)至少部分遮蔽所述感兴趣解剖特征,并且对于所述另外的序列的每幅超声图像:

在所述超声图像中跟踪所述有创医学设备的位置;

从所述超声图像中隔离出所述有创医学设备;并且

在所跟踪的位置中将所隔离出的有创医学设备插入到所述第一序列的所述心动周期的对应相位的超声图像中;并且

控制显示设备以显示包括所插入的有创医学设备的超声图像的所述第一序列。

2. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置(5),其中,所述超声图像处理装置适于响应于指示所述心动周期中的特定点的外部刺激而触发对超声图像的至少所述另外的序列的捕捉。

3. 根据权利要求1或2所述的超声图像处理装置(5),其中,超声图像(150)的所述第一序列(100)和所述另外的序列(100')中的每个限定电影回放。

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,所述图像处理器装置(50)适于使用对象识别算法来确定所述有创医学设备在所述另外的序列(100')的超声图像(150)中的位置。

5. 根据权利要求4所述的超声图像处理装置(5),其中,所述对象识别算法是光学形状感测算法。

6. 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,所述有创医学设备(15)包括沿着所述有创医学设备处于限定的对准中的多个电磁发射器,并且其中,所述图像处理器装置(50)适于基于从所述多个电磁发射器接收到的电磁发射来确定所述有创医学设备在所述另外的序列(100')的超声图像(150)中的位置。

7. 根据权利要求6所述的超声图像处理装置(5),其中,所述发射器是超声发射器。

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),所述超声探头能够被通信地耦合到所述超声图像处理装置并且适于向所述超声图像处理装置至少提供超声图像(150)的所述另外的序列(100')。

9. 一种计算机程序产品,包括计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质具有随其实施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1-7中的任一项所述的超声图像处理装置(5)的所述图像处理器装置(50)上被运行时令所述图像处理器装置执行以下操作:

在对感兴趣解剖特征(151)成像的超声图像(150)中不存在有创医学设备(15)的第一完整心动周期期间接收所述超声图像的第一序列(100),每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位;

在对所述感兴趣解剖特征(151)成像的超声图像(150)中存在所述有创医学设备(15)

的另外的完整心动周期期间接收所述超声图像的另外的序列(100'),每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位,所述有创医学设备(15)至少部分遮蔽所述感兴趣解剖特征,并且对于所述另外的序列的每幅超声图像:

在所述超声图像中跟踪所述有创医学设备的位置;

从所述超声图像中隔离出所述有创医学设备;并且

在所跟踪的位置中将所隔离出的有创医学设备插入到所述第一序列的所述心动周期的对应相位的超声图像中;并且

控制显示设备以显示包括所插入的有创医学设备的超声图像的所述第一序列。

10. 根据权利要求9所述的计算机程序产品,其中,所述计算机程序产品还适于令所述图像处理器装置响应于指示所述心动周期中的特定点的外部刺激而触发对超声图像的至少所述另外的序列的捕捉。

11. 根据权利要求9或10所述的计算机程序产品,其中,超声图像(150)的所述第一序列(100)和所述另外的序列(100')中的每个限定电影回放。

12. 根据权利要求9-11中的任一项所述的计算机程序产品,其中,所述计算机程序产品还适于令所述图像处理器装置使用对象识别算法来确定所述有创医学设备在所述另外的序列(100')的超声图像(150)中的位置。

13. 根据权利要求12所述的计算机程序产品,其中,所述对象识别算法是光学形状感测算法。

14. 根据权利要求9-11中的任一项所述的计算机程序产品,其中,所述有创医学设备(15)包括沿着所述有创医学设备处于限定的对准中的多个电磁发射器,并且其中,所述计算机程序产品还适于令所述图像处理器装置基于从所述多个电磁发射器接收到的电磁发射来确定所述有创医学设备在所述另外的序列(100')的超声图像(150)中的位置。

超声图像处理

技术领域

[0001] 本发明涉及包括适于接收和处理多幅超声图像的图像处理器装置的超声图像处理装置。

[0002] 本发明还涉及包括这种超声图像处理装置的超声成像系统。

[0003] 本发明还涉及用于配置超声图像处理装置的计算机程序产品。

背景技术

[0004] 超声成像作为支持介入流程的成像技术正在迅速普及,该成像技术要么作为独立技术,要么与其他成像技术(例如,X射线成像技术)结合使用。在这种介入流程中,由医学专业人员将诸如导管、导丝、针等的有创医学设备插入患者体内,并且使用诸如超声成像之类的成像工具将有创医学设备导向患者体内的感兴趣解剖区域或者使有创医学设备通过该感兴趣解剖区域。特别地,3D或体积超声成像是协助医学专业人员将有创医学设备引导通过患者的解剖结构的强大工具。

[0005] 在这种介入流程中的一个普遍问题是:有创医学设备可能会遮挡患者的感兴趣解剖特征的部分。这通常发生于有创医学设备位于超声换能器或探头与感兴趣解剖特征之间的情况,在这种情况下,有创医学设备能够将声影投射到感兴趣解剖特征上,从而产生不完整的感兴趣解剖特征的视图。当然不希望发生这种情况,因为不完整成像的解剖特征会妨碍医学专业人员正确地操作或引导有创医学设备。

[0006] 存在用于解决感兴趣解剖区域的部分的这种声影产生的问题的解决方案。例如,US 2014/0100439 A1公开了用于从超声图像中去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一组数据。在至少两幅图像中的一幅图像中检测导丝伪影。利用表示从至少两幅图像中的另一幅图像获得的成像表面的数据来替换导丝伪影。

[0007] 该技术假定在不同的采集的超声图像之间成像表面都是相同的。然而,这通常是简化过度的,可能会导致不正确的伪影去处。许多有创医学设备被插入到患者的心血管系统中以例如访问患者的心脏或动脉。众所周知,心动周期由不同的相位组成,例如,扩张相位和收缩相位,在扩张相位和收缩相位期间,心血管系统的各个部分(尤其是心脏)都会改变形状。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并不简单,因为感兴趣解剖特征的几何形状的变化能够导致在复合超声图像中引入伪影,其中,由于在这种复合超声图像中组合了解剖结构的不同部分,因此组合了在这种心动周期期间捕捉的不同超声图像的部分。

发明内容

[0008] 本发明寻求提供一种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去除阴影区域的超声图像处理装置。

[0009] 本发明还寻求提供一种包括这种超声图像处理装置的超声成像系统。

[0010] 本发明还寻求提供一种用于配置这种超声图像处理装置的计算机程序产品。

[0011] 根据一个方面,提供了一种超声图像处理装置,其包括图像处理器装置,所述图像处理器装置适于:在对感兴趣解剖特征成像的超声图像中不存在有创医学设备的第一完整心动周期期间接收所述超声图像的第一序列,每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位;在对所述感兴趣解剖特征成像的超声图像中存在所述有创医学设备的另外的完整心动周期期间接收所述超声图像的另外的序列,每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位,所述有创医学设备至少部分遮蔽所述感兴趣解剖特征,并且对于所述另外的序列的每幅超声图像:在所述超声图像中跟踪所述有创医学设备的位置;从所述超声图像中隔离出所述有创医学设备;并且在所跟踪的位置中将所隔离出的有创医学设备插入到所述第一序列的所述心动周期的对应相位的超声图像中;并且控制显示设备以显示包括所插入的有创医学设备的超声图像的所述第一序列。

[0012] 以这种方式生成了超声图像的序列,其中,感兴趣解剖特征的历史视图与在感兴趣解剖特征前面的有创医学器械(例如,导管、导丝、针等)的实际视图相融合。这样得到超声图像的序列(例如,电影回放等),其中,感兴趣解剖特征是完全可见的,而不会由有创医学设备产生遮挡感兴趣解剖特征的视图的部分的声影。

[0013] 所述超声图像处理装置可以适于响应于指示所述心动周期中的特定点的外部刺激而触发对超声图像的至少所述另外的序列的捕捉,以确保在心动周期的相同时间点发起利用超声探头捕捉的超声图像的每个序列,从而使得这种序列中的超声图像全部都是在心动周期的设定相位处拍摄的。

[0014] 在一个实施例中,所述图像处理器装置适于使用对象识别算法来确定所述有创医学设备在所述另外的序列的超声图像中的位置。在该实施例中,通过处理另外的序列的超声图像来确定有创医学设备的位置。例如,所述对象识别算法是光学形状感测算法,其用于在另外的序列的超声图像中检测有创医学设备。

[0015] 在替代实施例中,所述有创医学设备包括沿着所述有创医学设备处于限定的对准中的多个电磁发射器(例如,超声发射器),并且其中,所述图像处理器装置适于基于从所述多个电磁发射器接收到的电磁发射来确定所述有创医学设备在所述另外的序列的超声图像中的位置。在该实施例中,可以确定有创医学设备在另外的序列的超声图像内的位置而不必分析超声图像,因为可以使用单独的位置检测技术来获得位置信息。

[0016] 根据另一方面,提供了一种超声成像系统,其包括根据本文描述的实施例中的任一个的超声图像处理装置以及超声探头,所述超声探头能够被通信地耦合到所述超声图像处理装置并且适于向所述超声图像处理装置至少提供超声图像的所述另外的序列。这种超声成像系统受益于能够在使用超声成像系统对有创医学器械(例如,导管、导丝、针等)相对于其他感兴趣解剖特征的进程进行成像的流程中向超声成像系统的用户提供质量提高的超声图像。

[0017] 根据又一方面,提供了一种计算机程序产品,其包括计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质具有随其实施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本文描述的实施例中的任一个的超声图像处理装置的所述图像处理器装置上被运行时令所述图像处理器装置执行以下操作:在对感兴趣解剖特征成像的超声图像中不存在有创医学设备的第一完整心动周期期间接收所述超声图像的第一序列,每幅超声图像对应

于所述心动周期的不同相位；在对所述感兴趣解剖特征成像的超声图像中存在所述有创医学设备的另外的完整心动周期期间接收所述超声图像的另外的序列，每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位，所述有创医学设备至少部分遮蔽所述感兴趣解剖特征，并且对于所述另外的序列的每幅超声图像：在所述超声图像中跟踪所述有创医学设备的位置；从所述超声图像中隔离出所述有创医学设备；并且在所跟踪的位置中将所隔离出的有创医学设备插入到所述第一序列的所述心动周期的对应相位的超声图像中；并且控制显示设备以显示包括所插入的有创医学设备的超声图像的所述第一序列。

[0018] 因此，利用这种计算机程序产品，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去除在心动周期的不同相位期间改变形状的阴影区域（例如，如在上文中更详细地说明的跳动的心脏或在心动周期期间改变形状的心血管系统的另一部分）。

[0019] 所述计算机程序产品还可以令所述图像处理器装置响应于指示所述心动周期中的特定点的外部刺激而触发对超声图像的至少所述另外的序列的捕捉，以便确保以同步方式捕捉超声图像的各种序列（例如，电影回放）。

[0020] 在一个实施例中，所述计算机程序产品还令所述图像处理器装置使用对象识别算法（例如，光学形状感测算法）来确定所述有创医学设备在所述另外的序列的超声图像中的位置。在该实施例中，从另外的序列的超声图像中确定有创医学设备的位置，从而提供了从利用超声探头捕捉的超声图像中检索所有必要信息的方法。

[0021] 在替代实施例中，所述有创医学设备包括沿着所述有创医学设备处于限定的对准中的多个电磁发射器，所述计算机程序产品还令所述图像处理器装置基于从所述多个电磁发射器接收到的电磁发射来确定所述有创医学设备在所述另外的序列的超声图像中的位置。这样可以促进特别快速地确定有创医学设备的位置，因为不需要评价超声图像来确定该位置，评价超声医学图像需要大量的计算。

[0022] 这种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

[0023] 参考附图，通过非限制性示例来更详细地描述本发明的实施例，其中：

[0024] 图1示意性地描绘了根据一个实施例的超声图像处理装置；

[0025] 图2示意性地描绘了用于由这种超声图像处理装置处理的超声图像的初始时间序列；

[0026] 图3示意性地描绘了由这种超声图像处理装置处理的超声图像的另外的时间序列；

[0027] 图4示意性地描绘了在超声图像的初始时间序列期间的成像布置；

[0028] 图5示意性地描绘了在超声图像的另外的时间序列期间的成像布置；

[0029] 图6描绘了根据实施例的方法的流程图；

[0030] 图7示意性地描绘了用于在本发明的实施例中使用的有创医学设备；

[0031] 图8示意性地描绘了由根据本发明的实施例的方法得到的超声图像；并且

[0032] 图9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

[0033] 应当理解,附图仅是示意性的,且并未按比例绘制。还应当理解,在所有附图中,使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。

[0034] 图1示意性地描绘了根据本发明的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,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也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那样。超声图像处理器装置50可以被通信地耦合到数据存储装置60,这里仅作为非限制性示例的方式将其示为形成超声图像处理装置5的部分。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通过例如有线或无线网络(例如,互联网、局域网、移动通信网络、点对点连接等)进行访问,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),网络接口例如为有线网络接口(例如,以太网端口)或无线网络接口(例如,蓝牙或Wi-Fi收发器),网络接口被通信地耦合到超声图像处理器装置50,超声图像处理器装置50可以通过网络接口与数据存储装置60通信。数据存储装置60可以采用任何合适的形状,例如,一个或多个存储器设备、一个或多个存储磁盘、一个或多个固态存储盘、一个或多个存储光盘等或其任意组合。

[0035] 超声图像处理装置5还可以包括显示设备(从此开始被称为显示器)40,或者至少适于提供超声图像处理器装置50与显示器40之间的通信耦合,使得能够在超声图像处理器装置50的控制下在显示器40上显示利用超声图像处理器装置50生成的超声图像处理结果。

[0036] 超声图像处理装置5还适于提供超声图像处理器装置50与超声换能器10之间的通信耦合,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。这种超声换能器10本身是众所周知的,因此仅出于简洁起见将不再对其进行进一步详细说明。超声图像处理器装置50可以接收如在图2中示意性描绘的超声图像150的时间序列100。在本申请的背景下,超声图像150的时间序列100是指超声图像的序列,在该序列中,在一段时间(如图5所示,由不同的时间标签 $T=T_0$ 、 $T=T_1$ 、 $T=T_2$ 、 $T=T_n$)内对同一感兴趣解剖特征151进行成像,使得序列100包括多幅超声图像150,在多幅超声图像150中,感兴趣解剖特征随时间的变化能够被可视化。这例如在超声图像150的时间序列100对在心动周期期间经历形状变化(例如在心动周期的不同点或相位处具有不同的形状,在这种情况下,每幅超声图像150在心动周期的特定相位期间捕捉感兴趣解剖特征151)的感兴趣解剖特征151进行成像(例如)的情况下特别有用。感兴趣解剖特征151可以是患者的跳动的心脏或任何其他感兴趣解剖特征151,例如,心血管系统的在心动周期期间经历形状变化的任何其他部分。

[0037] 每个时间序列100通常构成在完整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是在不同的心动周期期间对感兴趣解剖特征151进行成像的。例如,每个时间序列可以限定要由超声图像处理装置5在显示器40上显示的电影回放。超声图像处理器装置50通常接收感兴趣解剖特征151的超声图像150的多个这种时间序列100。超声图像处理器装置50可以直接从超声换能器10接收超声图像150的时间序列100,或者替代地可以从数据存储装置60接收超声图像150的时间序列100,超声图像150的时间序列100可以例如由超声图像处理装置5先前存储在数据存储装置60中以供在稍后时间进行处理。超声图像150的时间序列100可以包括2D超声图像帧的序列,该2D超声图像帧的序列可以利用2D超声换能器10来采集,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。

[0038] 根据本发明的实施例,超声图像处理装置5适于接收超声图像150的第一序列100,在第一序列100中,每幅超声图像150捕捉由第一序列100成像的患者的心动周期的不同相位。在该第一序列100中,在其超声图像150中不存在有创医学设备,使得感兴趣解剖特征151不会因由这种介入医学设备引起的声影区域遮挡用于生成超声图像150的第一序列100的超声探头的超声波束的部分而被遮蔽。

[0039] 超声图像处理装置5还适于接收超声图像150的另外的序列100',在另外的序列100'中,每幅超声图像150也捕捉由另外的序列100'成像的患者的心动周期的不同相位,如图3中示意性描绘的那样。超声图像150的另外的序列100'与超声图像150的第一序列100'的区别在于:在感兴趣解剖特征151的视场中存在有创医学设备15,从而使感兴趣解剖特征151的部分因由有创医学设备15生成的声影区域遮挡由超声探头生成的超声波的部分而被遮蔽。将会理解,超声图像150的第一序列100和另外的序列100'通常是在不同的时间点处对完整的心动周期(或多个完整的心动周期)(例如在有创医学流程开始之前以及在将介入医学设备15插入并引导通过患者的介入医学流程期间)进行成像的。

[0040] 在一个实施例中,超声图像处理装置5对指示患者的心动周期中的特定点(例如,心动周期的R峰)的外部刺激70做出响应。例如,可以通过监测患者的心律的设备(例如,ECG记录器等)来提供外部刺激70。替代地,超声图像处理装置5可以适于接收原始信号(例如,原始ECG信号)形式的外部刺激并处理原始信号以从原始信号中提取心动周期中的参考点(例如,R峰)。

[0041] 在该实施例中,超声图像处理装置5还适于利用超声探头来触发对超声图像150的各个时间序列的捕捉,即,超声探头对超声图像处理装置5做出响应,使得超声图像150不同的时间序列同步,从而使在特定时间序列中的每幅超声图像150与在另一时间序列中的超声图像150是在心动周期的相同相位处被捕捉的。因此,每个时间序列100、100'包括对应于心动周期的相同相位的多幅超声图像150。进一步的结果是:在不同的时间序列的对应的超声图像150之间的感兴趣解剖特征151的形状在很大程度上保持恒定,因为该形状通常是心动周期的相位的函数。

[0042] 图4和图5示意性地描绘了利用超声探头10在不同的心动周期的相同相位期间对感兴趣解剖特征151的成像,这能够根据感兴趣解剖特征151的形状在两幅图像中基本相同来识别。超声探头10可以被定位在患者的身体的部分上,例如,在对患者的心脏的成像的情况下,超声探头10可以被定位在患者的胸部。重要的是,在医学流程期间,超声探头10通常会保持在患者身体上的同一位置,使得超声探头10能够被视为超声辐射的固定源。为此,超声探头10可以被紧固在探头保持器等中,以确保在有创医学设备15例如通过患者的心血管系统的动脉或静脉被插入患者身体的医学流程期间超声探头10不会移动(除了跟随患者的身体移动以外)。替代地,超声探头10可以在患者内部,即,例如作为另外的有创医学设备的部分而被插入患者的身体。例如,这种内部超声探头10可以是ICE探头、TEE探头等。在使用这种内部超声探头10的情况下,应当理解,这种探头通常在捕捉超声图像150的各个时间序列期间保持静止,使得能够直接比较不同的时间序列。

[0043] 在图4中,所生成的超声图像150属于第一序列100,并且在图5中,所生成的超声图像150属于另外的序列100'。如图5所示,这是通过因在超声探头10的超声波束中存在有创

医学设备15而在感兴趣解剖特征151的部分上投射的声影区域17反映出来的,该有创医学设备15遮挡超声波束11的部分而防止其到达感兴趣解剖特征151,从而引起在超声图像150中捕捉的感兴趣解剖特征151上的声影区域17。相反,由于如上所述在超声图像150的第一序列100'中不存在介入医学设备15,因此图4中的感兴趣解剖特征151的对应区域19在所生成的超声图像150中清晰可见。关于本发明的实施例所基于的重要见解是:对在不同的心动周期期间的相同点处(即,在相同相位处)拍摄的超声图像的合并操作避免了由解剖特征的运动引起的运动伪影的引入,因为在不同的心动周期期间的相同时间点处的感兴趣解剖特征151的形状基本相同。相反,当对在相同或不同的心动周期的不同相位处捕捉的超声图像执行这种合并操作时,通常难以避免或补偿这种运动伪影。

[0044] 这利用了如下见解:将超声图像处理装置5的超声图像处理器装置50配置为实施方法200的实施例,在图6中描绘了方法200的流程图。方法200开始于201,例如通过给超声图像处理装置5加电来开始,在此之后,方法200进行到操作203,在操作203中,超声图像处理装置5接收例如以第一电影回放的形式的第一序列100的超声图像150。超声图像150的第一序列100通常恰好跨过一个完整的心动周期或其倍数。如前所述,超声图像150的第一序列100提供了不受有创医学设备15阻挡的感兴趣解剖特征151的视图,使得感兴趣解剖特征151的视图不包含因有创医学设备15遮挡超声探头10的超声波束11的部分而引起的任何声影区域。可以在任何合适的时间点处捕捉超声图像150的第一序列100,例如在有创医学流程开始之前或在有创医学设备15尚未到达超声探头10的视场时的有创医学流程的阶段期间捕捉超声图像150的第一序列100。其他合适的时间点对于技术人员将是显而易见的。超声图像150的第一序列100可以直接从超声探头10接收,或者也可以(例如在已经从超声探头10接收到超声图像150的第一序列100之后)从已经临时存储了超声图像150的第一序列100的数据存储装置60中检索。

[0045] 在一个实施例中,可以周期性地(例如,每20秒左右)重复对超声图像150的第一序列100的记录,以周期性地更新超声图像150的第一序列100,从而使超声图像150的第一序列100的记录与超声图像150的另外的序列100'的记录之间的时间差最小,这可以降低(例如因在有创医学流程期间超声探头10的意外移动造成的)序列100、100'的超声图像150提供感兴趣解剖特征151的不同视角的风险。

[0046] 在操作205中,超声图像处理装置5接收例如以另外的电影回放的形式的第一序列100'的超声图像150。与第一序列100一样,超声图像150的另外的序列100'通常恰好跨过一个完整的心动周期或其倍数,使得对于第一序列100的每幅超声图像150,对应的超声图像150存在于心动周期的相同相位处拍摄的另外的序列100'中,从而使在两幅超声图像中感兴趣解剖特征151的形状基本形同。这种对应的超声图像150之间的区别在于:在属于第一序列100的超声图像150中,在超声探头10的视场中不存在有创医学设备15,而在属于另外的序列100'的超声图像150中,在超声图像150中可见有创医学设备15或至少其部分,并且有创医学设备15或至少其部分将声影区域17投射到感兴趣解剖特征151上,如上面借助于图3和图4更详细地说明的那样。

[0047] 在操作207中,超声图像处理器装置50在另外的序列100'的超声图像150中跟踪有创医学设备15的位置,以便在(一个或多个)监测的心动周期期间监测有创医学设备15的位置变化。这种位置跟踪可以以任何合适的方式来实施。例如,可以使用例如在US 9282946

B2中描述的原位技术来跟踪有创医学设备15。替代地,可以使用在超声图像处理器装置50上实施的光学形状感测算法来跟踪有创医学设备15,其中,有创医学设备15的形状对于算法是已知的,使得该算法能够在另外的序列100'的超声图像150中识别该形状,并且该算法能够以图像坐标的形式在超声图像150内确定该形状的位置。

[0048] 作为另外的替代方案,有创医学设备15可以包括如在图7中示意性地描绘的处于限定的空间布置中的多个电磁发射器115,在这种情况下,超声处理器装置50可以根据接收到的电磁发射器115的发射来确定有创医学设备15的取向。例如,电磁发射器115可以发射能够由超声探头10接收的超声辐射,使得超声图像处理器装置50能够根据由超声探头10接收到的信号来确定各个电磁发射器115的位置。由于这种有创医学设备定位技术本身是众所周知的,因此仅出于简洁起见将不再对其进行进一步详细说明。

[0049] 在操作209中,超声图像处理器装置基于在操作207中确定的有创医学设备15的图像在该超声图像150中的位置,从另外的序列100'的超声图像150中提取有创医学设备15的图像。例如,这种提取操作可以基于与超声图像150中的有创医学设备15的图像相关联的超声图像150的图像坐标。随后将有创医学设备15的提取图像插入到第一序列100的对应的超声图像150中,即,插入到在心动循环的这种相位处捕捉的第一序列100的超声图像150中,该相位与从另外的序列100'的超声图像150中提取有创医学设备15的图像时的相位相同。

[0050] 因此,第一序列100的超声图像150被增强为如在图8示意性地描绘的那样,在图8中插入了从另外的序列100'的对应的超声图像150中提取的有创医学设备15,但是不存在声影区域17,因为在超声探头10的视场中不存在有创医学设备15的情况下捕捉了该超声图像150,使得声影区域17的预计位置示出了感兴趣解剖特征151的非阴影区域19,从而产生了复合或增强的超声图像150,其中,在超声探头10的视场中存在有创医学设备15的情况下,感兴趣解剖特征151是完全可见的。

[0051] 如操作213所示,针对另外的序列100'中的每幅超声图像150重复该流程,其中,检查是否已经以这种方式处理了另外的序列100'的每幅超声图像150。如果还不是这种情况,则方法200返回到操作207。否则,方法200进行到操作215,在操作215中,超声图像处理装置5控制显示器40以显示感兴趣解剖特征151的(一个或多个)成像的心动周期的超声图像150的增强的第一序列100(例如,增强的电影回放),其中,基于有创医学设备15在另外的序列100'的对应的超声图像150中的所确定的位置将有创医学设备15插入到超声图像150中的每幅超声图像中,使得医务人员在在视场中存在有创医学设备15的情况下也能清晰地观看到感兴趣解剖特征151。因此,如从前文中理解的那样,医务人员实际上看到感兴趣解剖特征151的超声图像150的预记录序列100,使得在显示器40上显示的内容不是超声图像150的实际的(另外的)序列100',而是该增强的预记录的序列100。实际序列100'并未被实际显示,而是用于从中提取有创医学设备15的图像,使得在显示器40上仅(在预记录的序列100内)显示来自该实际序列100'的有创医学设备15的图像。

[0052] 图9示意性地描绘了具有例如超声探头或换能器10(例如,包括多个换能器元件的超声换能器元件片(换能器元件)的阵列,其可以被布置成换能器单元或元件的一维或二维阵列)的超声成像系统1的示例实施例。可以将任何合适类型的超声换能器元件用于该目的,例如,压电换能器(PZT)元件、电容微机械超声换能器(CMUT)元件、压电微机械换能器(PMUT)元件等,但是CMUT元件是特别优选的,其因优越的(可调)共振频率范围而特别优于

(PZT) 元件,这使得CMUT元件特别适合用于患者监测目的。由于这种换能器元件本身是众所周知的,因此仅出于简洁起见将不再对其进行进一步详细说明。换能器单元的阵列可以被布置为相控阵以促进对利用超声换能器10生成的超声波束的波束转向。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对其进行进一步详细说明。优选地,超声换能器10具有能够生成3D或体积超声图像的超声换能器元件片的2D阵列。

[0053] 超声探头10通常能在发射模式(其中生成超声波束)和接收模式(其中超声探头10能操作于接收由正在用超声探头10成像的个体体内的所生成的超声波束引起的回波信号)中工作。超声探头10通常由包括超声图像处理装置5的端子3控制。超声探头10可以是外部探头(例如,TTE探头),或者也可以是内部探头(例如,ICE探头或TEE探头)。

[0054] 超声探头10可以被耦合到微波束形成器12,微波束形成器12可以被集成在超声探头10中,超声探头10控制超声探头10的超声换能器单元(或其集群)对信号的发射和接收。微型波束形成器至少能够对由换能器元件块的组或“片”接收的信号进行部分波束形成,如在美国专利US 5997479(Savord等人)、US 6013032(Savord)和US 6623432(Powers等人)中描述的那样。

[0055] 微波束形成器12可以通过探头线缆(例如,同轴电线)被耦合到端子3(例如,患者接口模块等),端子3包括发射/接收(T/R)开关16,T/R开关16在发射模式与接收模式之间切换,并且在不存在或不使用微波束形成器且超声探头10直接由主系统波束形成器20操作时保护主波束形成器20免受高能发射信号的影响。在微波束形成器12的控制下,来自超声探头10的超声波束的发射可以由通过T/R开关16被耦合到微波束形成器以及主系统波束形成器20的换能器控制器18来指导,换能器控制器18接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。由换能器控制器18控制的功能之一是波束转向和聚焦的方向。波束可以从超声探头10笔直向前(垂直于超声探头10)转向,或者以不同角度转向以获得更宽的视场。换能器控制器18可以被耦合以控制用于超声换能器阵列10的电压源45。例如,在CMUT探头10的情况下,电源45可以设置被施加到CMUT单元的(一个或多个)DC和AC偏置电压,以例如在塌陷模式中操作CMUT元件的一个或多个CMUT单元,这本身是众所周知的。

[0056] 电源45可以任选地包括单独的级,以用于例如在发射模式中分别提供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,而第二级可以适于生成具有设定的交流频率的交流可变电压分量,该信号通常是总驱动电压之差(即,刺激)及其前述静态分量。当迫使CMUT元件进入其塌陷状态时(即,当以塌陷模式操作CMUT元件时),所施加的驱动电压的静态或偏置分量优选达到或超过阈值电压。这具有以下优点:第一级可以包括相对较大的电容器(例如,平滑电容器),以便生成总电压的噪声特别低的静态分量,该静态分量通常主导总电压,使得总电压信号的噪声特性将由该静态分量的噪声特性来主导。

[0057] 电源45的其他合适的实施例应当是显而易见的,例如,其中电源45包含三个离散级的实施例,这三个离散级包括:第一级,其用于生成CMUT驱动电压的静态DC分量;第二级,其用于生成驱动电压的可变DC分量;以及第三级,其用于生成信号的频率调制分量,例如,脉冲电路等。概括而言,电源45可以任何合适的方式来实施。另外要强调的是:电源45不限于CMUT元件的操作;任何类型的换能器元件都可以由经适当适配的电源45来控制,这本身是众所周知的。

[0058] 由微波束形成器12产生的部分波束形成的信号可以被转发到主波束形成器20,在主波束形成器20中,来自换能器元件的各个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,这些通道中的每个通道接收来自数十个或数百个超声换能器单元的片的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列10的数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的信号。

[0059] 波束形成的信号被耦合到信号处理器22,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的部分,在该实施例中,信号处理器22仅通过非限制性示例的方式被集成在端子3中。信号处理器22能够以各种方式处理接收到的回波信号,例如,带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离,其作用是分离线性信号与非线性信号,从而能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的较高谐波)回波信号。

[0060] 信号处理器22任选地可以执行额外的信号增强,例如,散斑抑制、信号复合和噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,当从增加的深度接收回波信号时,跟踪滤波器的通带会从较高的频带滑动到较低的频带,从而拒绝来自较大深度的较高频率的噪声(其中的这些频率缺乏解剖信息)。

[0061] 可以将经处理的信号转发到B模式处理器26并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装置50的部分。B模式处理器26采用对接收到的超声信号的幅度的检测来对身体中的结构(例如,身体中的器官和血管的组织)进行成像。身体结构的B模式图像可以以谐波图像模式或基波图像模式或这两者的组合形成,例如在美国专利US 6283919(Roundhill等人)和US 6458083(Jago等人)中描述的那样。

[0062] 如果存在多普勒处理器28,则多普勒处理器28处理因组织移动和血流产生的在时间上不同的信号,以用于检测物质的运动(例如,图像场中的血细胞的流动)。多普勒处理器通常包括壁滤波器,该壁滤波器的参数可以被设定为通过和/或拒绝从体内的选定类型的材料返回的回波。例如,壁滤波器能够被设定为具有通带特性,该通带特性使来自较高速度的材料的幅度相对较低的信号通过,而拒绝来自较低速度或零速度的材料的相对较强的信号。

[0063] 该通带特性使来自流动的血液的信号通过,同时拒绝来自附近静止或缓慢移动的物体(例如,心脏壁)的信号。逆特性使来自心脏的移动组织的信号通过,同时拒绝血流信号,这被称为对组织运动的组织多普勒成像、检测和描绘。多普勒处理器可以接收和处理来自图像场中的不同点的时间离散回波信号的序列,来自被称为总集的特定点的回波的序列。在相对较短的时间间隔内快速连续地接收到的回波的总集能够用于估计流动的血液的多普勒频移频率,其中,多普勒频率与速度的对应关系指示血液流速。在更长的时段内接收到的回波的总集用于估计较慢流动的血液或较慢移动的组织的速度。

[0064] 由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器产生的结构信号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装置50的部分。扫描转换器32以期望的图像格式布置回波信号,所布置的回波信号的空间关系依据接收回波信号时的空间关系。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或金字塔形的三维(3D)图像。

[0065] 扫描转换器能够用与图像场中各点处的具有其多普勒估计速度的运动相对应的颜色来叠加B模式结构图像,以产生彩色多普勒图像,该彩色多普勒图像描绘图像场中的组

织运动和血液流动。多平面重新格式化器44将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换成该平面的超声图像,例如在美国专利US 6443896 (Detmer) 中描述的那样。体积绘制器42也可以构成图像处理装置50的部分,体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定的参考点观看的投影的3D图像,例如在美国专利US 6530885 (Entrekin等人) 中描述的那样。

[0066] 2D图像或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体绘制器42被耦合到构成图像处理装置50的部分的图像处理器30,以用于进一步增强、缓冲和临时存储,从而用于在图像显示器40上进行显示。除了用于成像以外,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还被耦合到量化处理器34。量化处理器对不同的流动条件(例如,血流的体积速率)进行测量并对结构(例如,器官大小和胎龄)进行测量。量化处理器可以接收来自用户控制面板38的输入,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0067] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器36,以用于在显示器40上与图像一起重现测量的图形和值。图形处理器36也能够生成图形叠加物以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加物能够包含标准标识信息(例如,患者姓名)、图像的日期和时间、成像参数等。为此,图形处理器接收来自用户接口38的输入(例如,患者姓名)。

[0068] 用户接口也可以被耦合到发射控制器18,以控制来自超声探头10的超声信号的生成并因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口还可以被耦合到多平面重新格式化器44,以用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的平面,这些平面可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

[0069] 如技术人员将理解的,超声成像系统1的上述实施例旨在给出这种超声诊断成像系统的非限制性示例。技术人员将立即认识到:在不脱离本发明的教导的情况下,超声成像系统1的架构的若干变型是可行的。例如,也如在上述实施例中所指示的,可以省去微波束形成器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。其他变型对于技术人员来说将是显而易见的。

[0070] 可以由被实施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装置50运行的方法200的上述实施例,该计算机可读程序指令当在超声图像处理装置50的图像处理装置50(例如,独立的超声图像处理装置5或被集成在用户端子3中的超声图像处理装置5)上被运行时令图像处理装置50实施方法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,光学可读介质(例如,CD、DVD或蓝光盘)、磁性可读介质(例如,硬盘)、电子数据存储设备(例如,记忆棒)等。计算机可读存储介质可以是能通过网络(例如,互联网)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连接的存储设备,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互联网可访问服务。在一个实施例中,超声图像处理装置5适于从这种计算机可读存储介质中检索计算机可读程序指令并通过将检索到的计算机可读程序指令存储在数据存储装置60(例如,构成数据存储装置的部分的存储器设备)中来创建新的计算机可读存储介质。

[0071] 应当注意,上面提及的实施例图示而非限制本发明,并且本领域技术人员将能够设计出许多替代实施例,而不偏离权利要求的范围。在权利要求中,置于括号内的任何附图标记均不应被解读为对权利要求的限制。词语“包括”不排除权利要求中列出的那些元件或

步骤以外的其他元件或步骤的存在。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。本发明能够借助于包括若干不同元件的硬件来实施。在列举了若干单元的装置型权利要求中,这些单元中的若干能够由同一项硬件来实施。某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中的事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

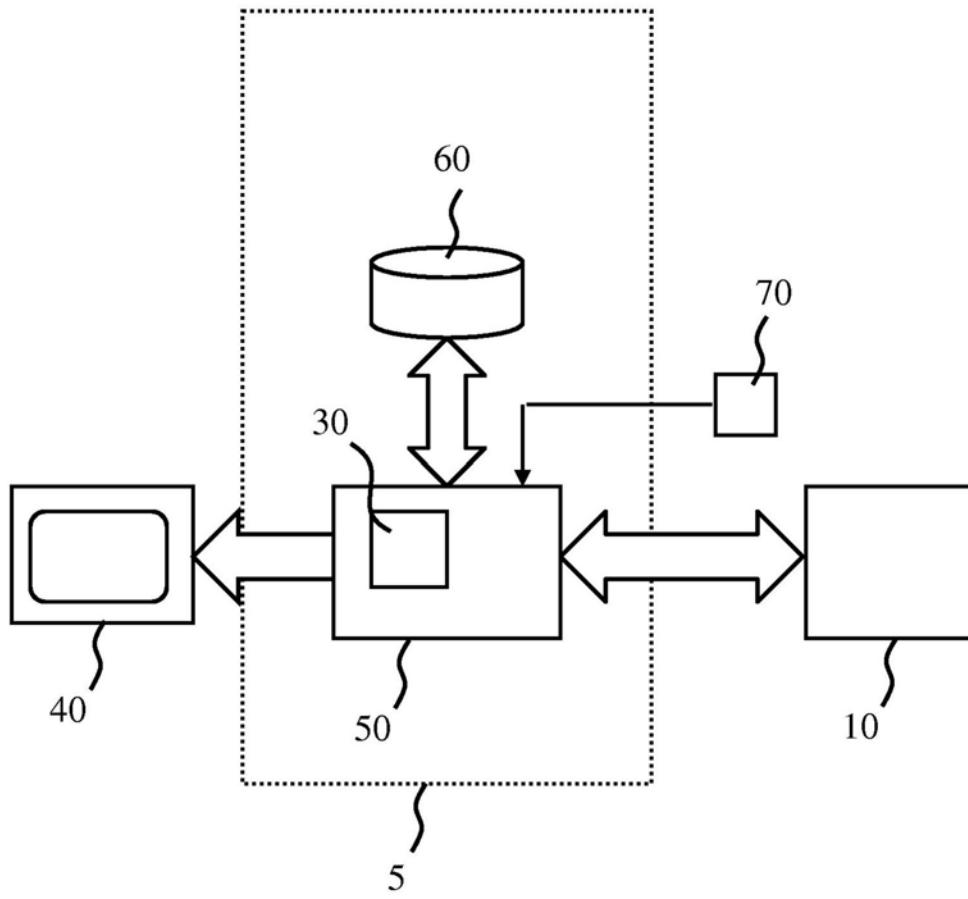


图1

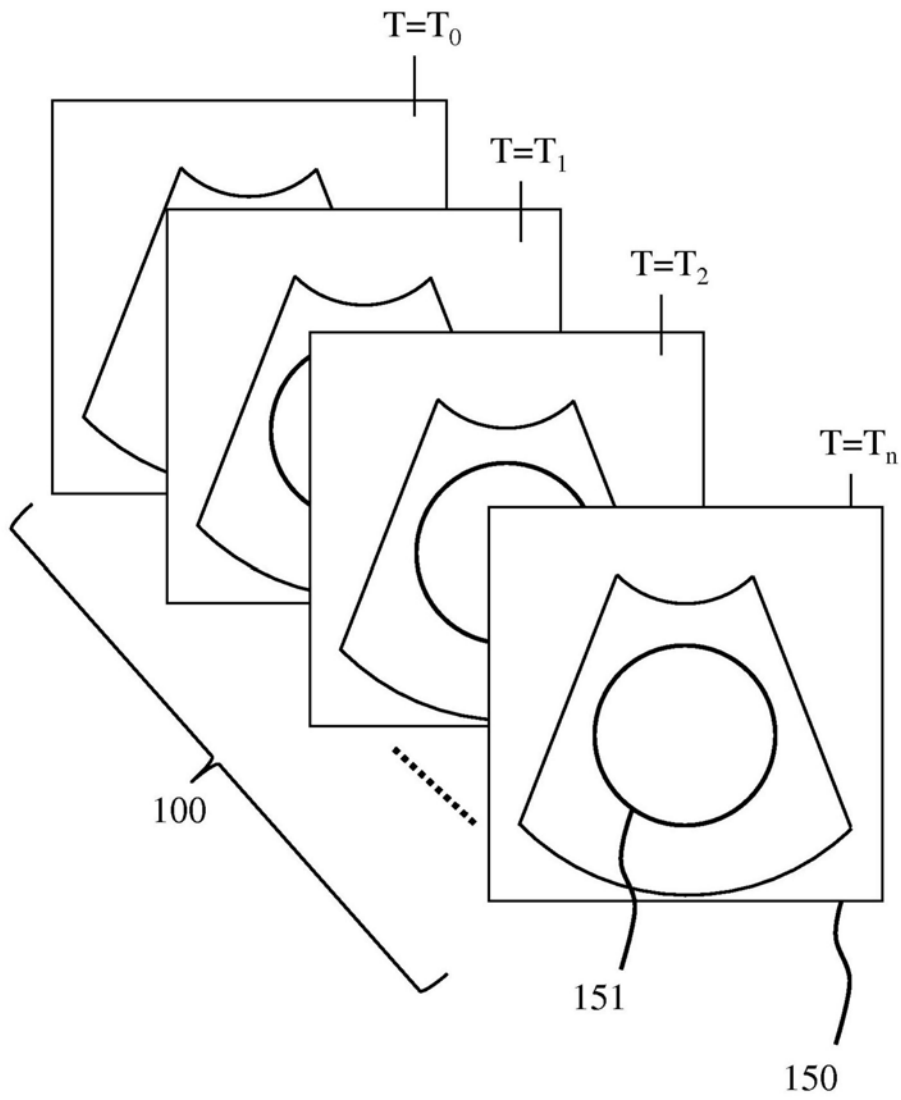


图2

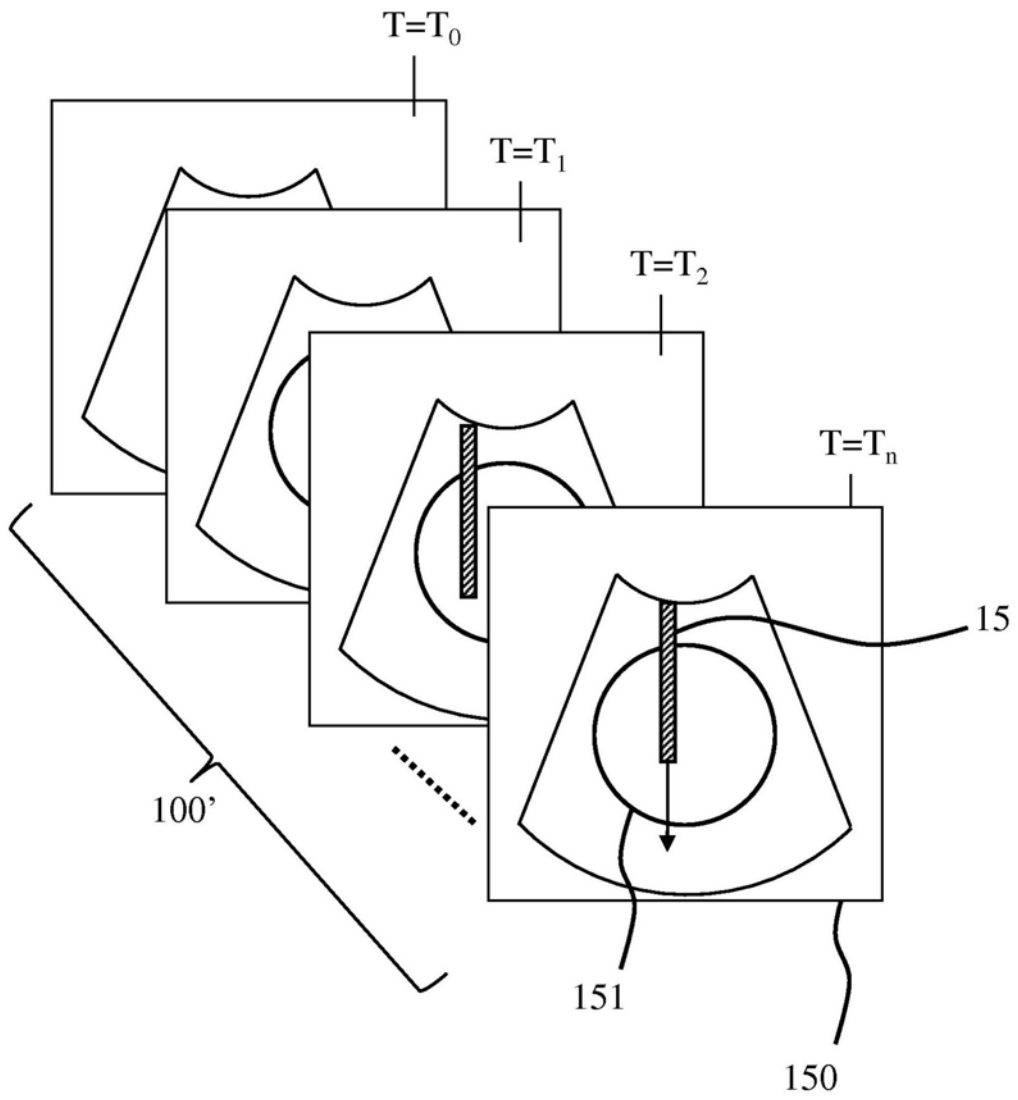


图3

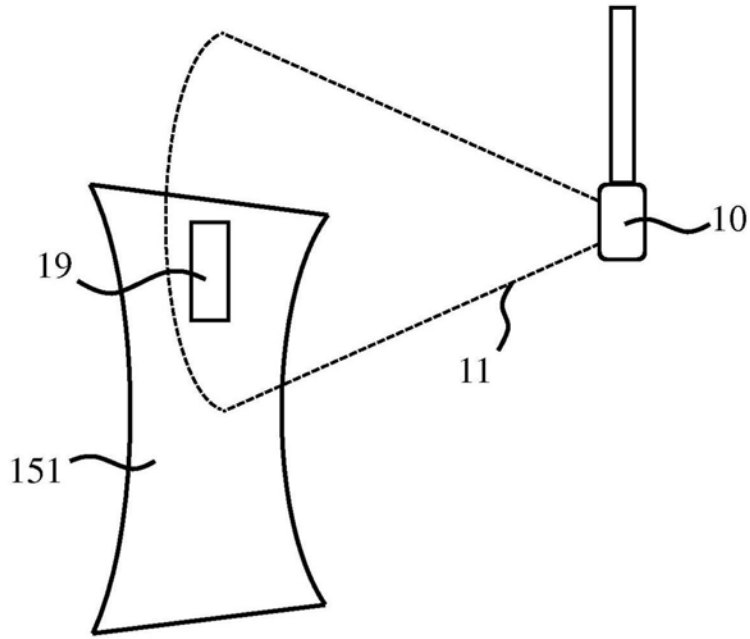


图4

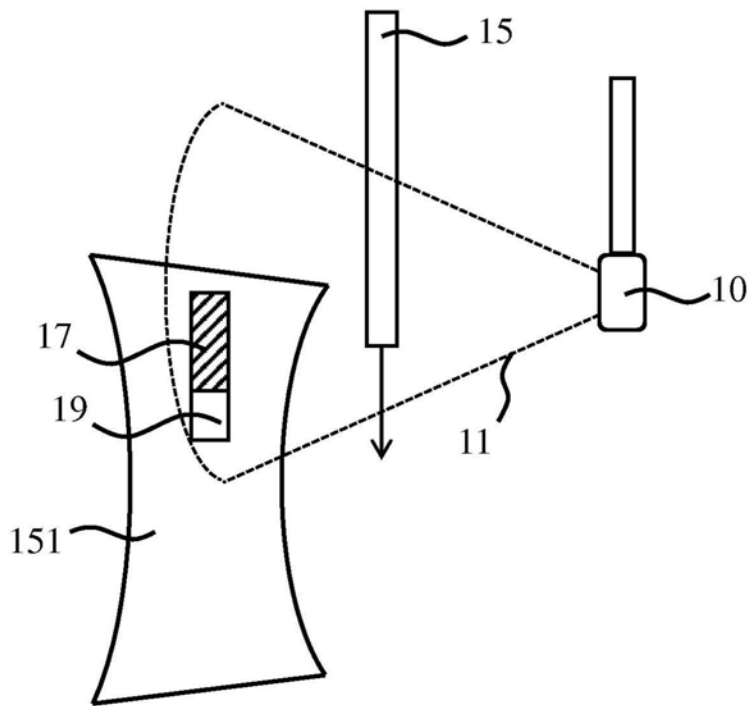


图5

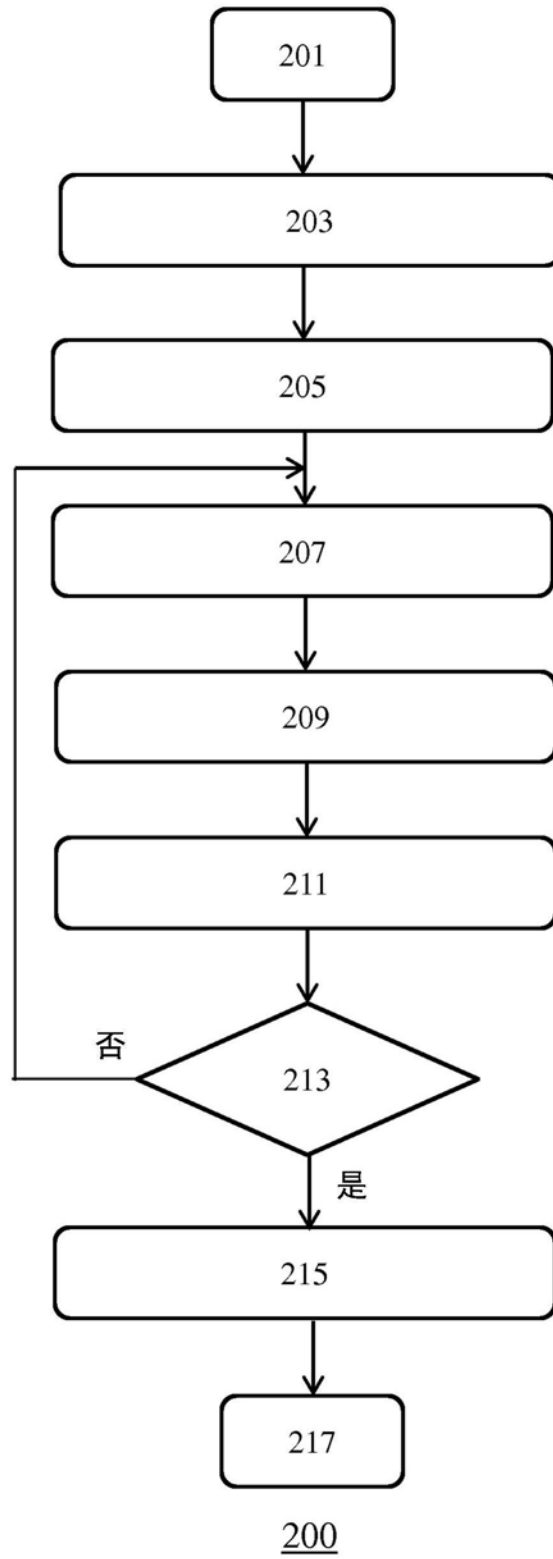


图6

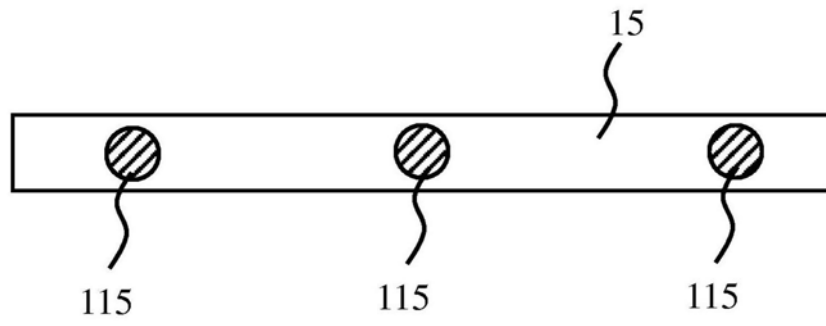


图7

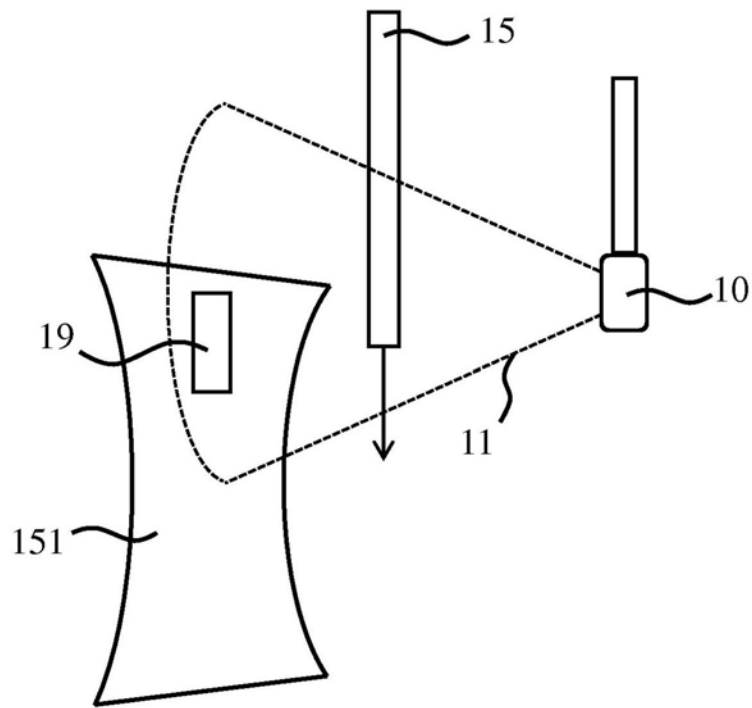
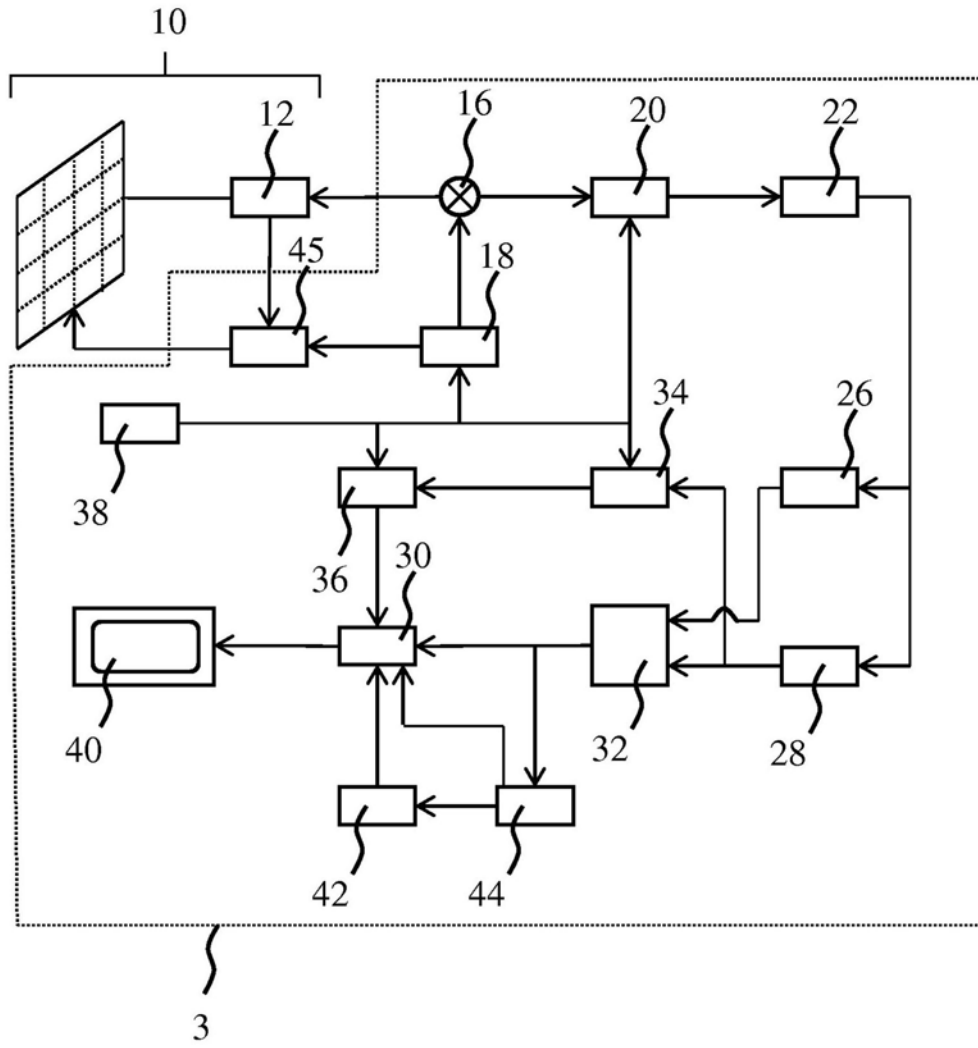


图8



1

图9

专利名称(译)	超声图像处理		
公开(公告)号	CN111132621A	公开(公告)日	2020-05-08
申请号	CN201880059505.1	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	2017191027 2017-09-14 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声图像处理装置(5)，其包括图像处理器装置(50)，所述图像处理器装置适于：在对感兴趣解剖特征(151)成像的超声图像(150)中不存在有创医学设备(15)的第一完整心动周期期间接收所述超声图像的第一序列(100)，每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位；在对所述感兴趣解剖特征(151)成像的超声图像(150)中存在所述有创医学设备(15)的另外的完整心动周期期间接收所述超声图像的另外的序列(100')，每幅超声图像对应于所述心动周期的不同相位，所述有创医学设备(15)至少部分遮蔽所述感兴趣解剖特征，并且对于所述另外的序列的每幅超声图像：在所述超声图像中跟踪所述有创医学设备的位置；从所述超声图像中隔离出所述有创医学设备；并且在所跟踪的位置中将所隔离出的有创医学设备插入到所述第一序列的所述心动周期的对应相位的超声图像中；并且控制显示设备以显示包括所插入的有创医学设备的超声图像的所述第一序列。还公开了一种包括这种超声图像处理装置的超声成像系统以及一种促进对根据本发明的实施例的这种图像处理装置的配置的计算机程序产品。

