



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109788940 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201780060733.6

(22)申请日 2017.09.29

(30)优先权数据

16191651.5 2016.09.30 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/074905 2017.09.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/060499 EN 2018.04.05

(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 H·R·施塔伯特

M·H·戈库尔勒尔

J·科特斯米特 S·范德帕斯

(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

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

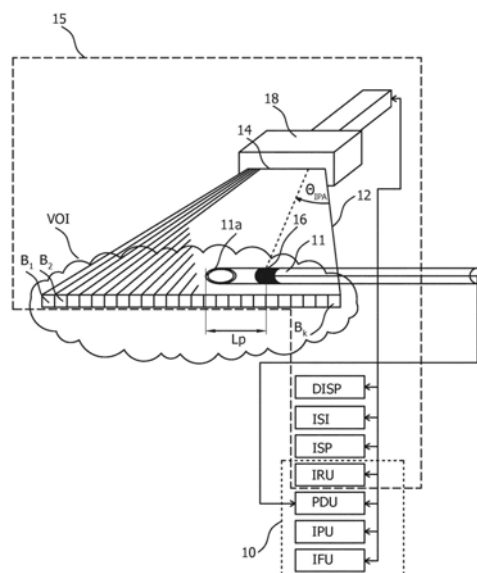
权利要求书3页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

跟踪介入设备的特征

(57)摘要

本发明涉及一种用于指示介入设备(11)的介入设备特征(11a)相对于由波束形成超声成像系统(15)的超声成像探头(18)定义的图像平面(12)的位置的系统,其中,所述介入设备特征(11a)的所述位置基于在所述超声成像探头(18)与在距所述介入设备特征(11a)的预定距离(L_p)处被附接到所述介入设备的超声换能器(16)之间发射的超声信号来确定。图标提供单元(IPU)提供指示具有对应于所述超声换能器(16)与所述介入设备特征(11a)之间的所述预定距离(L_p)的半径的圆形区域的第一图标(Cde)。所述第一图标(Cde)被显示在来自波束形成超声成像系统的包括重建的超声图像(RUI)的融合图像中。



1. 一种用于指示介入设备(11)的介入设备特征(11a)相对于由波束形成超声成像系统(15)的超声成像探头(18)定义的图像平面(12)的位置的系统(10、40),其中,所述介入设备特征(11a)的所述位置基于在所述超声成像探头(18)与在距所述介入设备特征(11a)的预定距离(L_p)处被附接到所述介入设备的超声换能器(16)之间发射的超声信号来确定,所述系统(10)包括:

图像重建单元(IRU),其被配置为提供对应于由所述超声成像探头(18)定义的图像平面(12)的重建的超声图像(RUI);

位置确定单元(PDU),其被配置为基于在所述超声成像探头(18)与所述超声换能器(16)之间发射的超声信号来计算所述超声换能器(16)相对于所述图像平面(12)的位置;

图标提供单元(IPU),其被配置为提供指示圆形区域的第一图标(Cde),所述圆形区域具有对应于所述超声换能器(16)与所述介入设备特征(11a)之间的所述预定距离(L_p)的半径;以及

图像融合单元(IFU),其被配置为提供包括所述重建的超声图像(RUI)和所述第一图标(Cde)的融合图像,其中,所述第一图标(Cde)在所述重建的超声图像(RUI)中以插入点为中心,所述插入点对应于所述超声换能器(16)的所述位置到所述图像平面(12)上的投影。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一图标(Cde)定义所述图像平面(12)中的对应于所述介入设备特征(11a)的可能位置的范围的部分。

3. 根据权利要求1或权利要求2所述的系统(40),其中,由所述位置确定单元(PDU)计算的所述位置包括对应于所述超声换能器(16)与所述图像平面(12)之间的距离的平面外距离(Dop);

并且其中,所述图像融合单元(IFU)还被配置为在所述融合图像中提供指示圆形区域的第二图标(Cop),所述圆形区域具有根据所述平面外距离(Dop)变化的半径。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述第一图标(Cde)和所述第二图标(Cop)共享共同的中心。

5. 根据权利要求3-4中的任一项所述的系统,其中,所述图像融合单元(IFU)还被配置为:当所述平面外距离(Dop)小于或等于所述预定距离(L_p)时,使所述第一图标(Cde)和所述第二图标(Cop)中的至少一个的外观改变。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述第一图标(Cde)和所述第二图标(Cop)均具有边缘,并且其中,所述第一图标(Cde)和所述第二图标(Cop)中的至少一个的所述外观被配置为通过以下中的至少一项来改变:

改变所述第一图标(Cde)或所述第二图标(Cop)的所述边缘的颜色;

改变所述第一图标(Cde)或所述第二图标(Cop)的所述边缘的对比度;

利用点或虚线指示所述第一图标(Cde)或所述第二图标(Cop)的所述边缘;

使所述第一图标(Cde)或所述第二图标(Cop)的所述边缘随着时间脉动。

7. 根据权利要求3-6中的任一项所述的系统,其中,所述第二图标(Cop)的所述半径具有等于所述第一图标(Cde)的所述半径的最小值,并且其中,当所述平面外距离(Dop)小于或等于所述预定距离(L_p)时,所述第二图标(Cop)的所述半径被限制到所述最小值。

8. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述介入设备特征(11a)是以下中的一个:

所述介入设备 (11、41) 的远端 (17、47) ;
所述介入设备 (11、41) 中的通道的开口;
所述介入设备 (11、41) 的活检采样点;
所述介入设备 (11、41) 的切割边缘;
所述介入设备 (11、41) 的传感器;
集成到所述介入设备 (11、41) 中的外科手术工具;
所述介入设备 (11、41) 的药物递送点;
所述介入设备 (11、41) 的能量递送点。

9. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统, 其中, 所述超声成像探头 (18) 还包括 i) 超声收发器阵列 (14) 或者 ii) 被附接到所述超声成像探头 (18) 的至少三个超声发射器, 并且其中, 所述位置确定单元 (PDU) 被配置为分别基于在所述超声收发器阵列 (14) 与所述超声换能器 (16) 之间、或者在被附接到所述超声成像探头 (18) 的所述至少三个超声发射器与所述超声换能器 (16) 之间发射的超声信号来计算所述超声换能器 (16) 相对于所述图像平面 (12) 的所述位置。

10. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统, 其中, 所述超声成像探头 (18) 选自以下组: 2D 超声成像探头、3D 超声成像探头、经直肠超声检查探头、血管内超声探头、经食管探头、经胸探头、经鼻探头、心内探头。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统, 还包括介入设备 (11、71), 所述介入设备具有被附接到其的超声换能器 (16、76)。

12. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统, 其中, 所述介入设备 (11、71) 选自以下组: 医学针、导管、导丝、探头、内窥镜、电极、机器人、过滤设备、球囊设备、支架、二尖瓣夹、左心耳闭合设备、主动脉瓣、起搏器、静脉管线、引流管线、外科手术工具、消融设备、组织密封设备、组织切割设备、药物递送设备、可植入设备。

13. 一种用于与根据前述权利要求中的任一项所述的系统一起使用的介入设备 (71), 所述介入设备包括介入设备特征 (71a)、超声换能器 (76) 和数据载体 (79);

其中, 所述超声换能器 (76) 在距所述介入设备特征 (71a) 的预定距离 (L_p) 处被附接到所述介入设备 (71);

其中, 所述数据载体包括表示所述预定距离 (L_p) 的数据。

14. 一种指示介入设备 (11) 的介入设备特征 (11a) 相对于由波束形成超声成像系统 (15) 的超声成像探头 (18) 定义的图像平面 (12) 的位置的方法, 其中, 所述介入设备特征 (11a) 的所述位置基于在所述超声成像探头 (18) 与在距所述介入设备特征 (11a) 的预定距离 (L_p) 处被附接到所述介入设备的超声换能器 (16) 之间发射的超声信号来确定; 所述方法包括以下步骤:

利用图像重建单元 (IRU) 提供 (PROVIRU) 对应于由所述超声成像探头 (18) 定义的图像平面 (12) 的重建的超声图像 (RUI); 并且

利用位置确定单元 (PDU) 基于在所述超声成像探头 (18) 与所述超声换能器 (16) 之间发射的超声信号来计算 (COMPPDU) 所述超声换能器 (16) 相对于所述图像平面 (12) 的位置;

利用图标提供单元 (IPU) 提供 (PROVIPU) 指示圆形区域的第一图标 (Cde), 所述圆形区域具有对应于所述超声换能器 (16) 与所述介入设备特征 (11a) 之间的所述预定距离 (L_p) 的

半径;并且

利用图像融合单元 (IFU) 提供 (PROVIFU) 包括所述重建的超声图像 (RUI) 和所述第一图标 (Cde) 的融合图像,其中,所述第一图标 (Cde) 在所述重建的超声图像 (RUI) 中以插入点为中心,所述插入点对应于所述超声换能器 (16) 的所述位置到所述图像平面 (12) 上的投影。

15. 一种包括指令的计算机程序产品,所述指令当在用于指示介入设备 (11) 的介入设备特征 (11a) 相对于由波束形成超声成像系统 (15) 的超声成像探头 (18) 定义的图像平面 (12) 的位置的系统 (10) 的处理器上被执行时,使所述处理器执行根据权利要求14所述的方法,其中,所述介入设备特征 (11a) 的所述位置基于在所述超声成像探头 (18) 与在距所述介入设备特征 (11a) 的预定距离 (L_p) 处被附接到所述介入设备的超声换能器 (16) 之间发射的超声信号来确定。

跟踪介入设备的特征

技术领域

[0001] 本发明涉及介入设备在波束形成超声成像系统的超声场内的定位。更具体地,其涉及介入设备的特征相对于波束形成超声成像系统的图像平面的定位。

背景技术

[0002] 诸如医用针、导管和外科手术工具的介入设备通常难以在超声图像中可视化,这是由于它们的反射率具有镜面性质,特别是在不利的入射角度下。

[0003] 在对该问题的一种解决方案中,美国专利US4249539描述了一种装置,其中,医学针的顶端包括对由超声成像系统发出的超声信号做出响应的超声换能器。在探测到来自超声成像系统的超声脉冲时,连接到换能器的电路通过从针的顶端生成返回超声脉冲或通过使用飞行时间延迟模拟这样的返回脉冲来触发针位置插入超声图像。

[0004] 在对该问题的另一种解决方案中,专利申请W02011138698、W02015101949和W02016009350描述了用超声接收器跟踪超声场中的仪器的系统,所述超声接收器被安装到所述仪器。超声接收器的位置随后被显示在对应于超声场的超声图像中。

[0005] 以上提及的系统的缺点在于这样的事实:超声换能器的位置被确定并随后被显示在超声图像中。通常,使用者对器械的特定特征(例如,针的远端)的位置而不是超声换能器本身的位置感兴趣。然而,这样的器械的机械限制通常妨碍对超声换能器任意(例如在针的顶端处,其可能干扰插入)定位的能力。已知的定位系统的另一缺点更具体地在与平面超声成像系统结合使用时发生。由于正在跟踪的超声换能器与器械的特征之间的分离,当特征在平面内时,超声换能器可能在平面外,导致在超声下可见性较差。因此,更好地指示器械的特征(例如,针的顶端)相对于超声成像平面的位置将是有益的。

发明内容

[0006] 为寻求减轻已知定位系统的缺点,提供了一种用于指示介入设备的介入设备特征相对于由波束形成超声成像系统的超声成像探头定义的图像平面的位置的系统,其中,所述介入设备特征的所述位置基于在所述超声成像探头与在距所述介入设备特征的预定距离处被附接到所述介入设备的超声换能器之间发射的超声信号来确定。所述系统包括图像重建单元,所述图像重建单元被配置为提供对应于由所述超声成像探头定义的图像平面的重建的超声图像。所述系统还包括位置确定单元,所述位置确定单元被配置为基于在所述超声成像探头与所述超声换能器之间发射的超声信号来计算所述超声换能器相对于所述图像平面的位置。所述系统还包括图标提供单元,所述图标提供单元被配置为提供第一图标,所述第一图标指示具有对应于所述超声换能器与所述介入设备特征之间的所述预定距离的半径的圆形区域。所述系统还包括图像融合单元,所述图像融合单元被配置为提供包括所述重建的超声图像和所述第一图标的融合图像。所述第一图标在所述重建的超声图像中以插入点处为中心,所述插入点对应于所述超声换能器的所述位置到所述图像平面上的投影。

[0007] 这样,提供了一种可以用来跟踪介入设备特征相对于图像平面的位置的系统。第一图标的中心表示如被投影到图像平面上的超声换能器的位置。此外,所述第一图标定义对应于所述介入设备特征的可能位置的范围的所述图像平面的部分,如通过以下情况图示的。

[0008] 在第一情况下,介入设备特征和超声换能器都位于图像平面中。此处,融合图像包括以超声换能器的位置为中心的第一图标。介入设备特征位于由第一图标指示的圆形区域的边缘附近的某处;这是因为圆形区域的半径对应于超声换能器与介入设备特征之间的预定距离。当仅单个超声换能器被附接到介入设备以跟踪其位置时,介入设备特征在融合图像中相对于超声换能器被定位的精确径向方向是不可确定的。然而,已知的是,特征位于由第一图标指示的圆形区域的边缘附近的某处。如随后描述的,这本身是对系统操作者有用的信息。

[0009] 在第二情况下,介入设备特征位于图像平面中,并且超声换能器沿着穿过特征且相对于图像平面正交的线位于图像平面上方或下方。此处,融合图像包括以被投影到图像平面上的超声换能器的位置为中心的第一图标。然而,现在介入设备特征也位于由第一图标指示的圆形区域的中心处。

[0010] 在中间情况下,介入设备特征位于图像平面中,并且超声换能器沿着穿过超声换能器且与图像平面的成锐角的线位于图像平面上方或下方。此处,融合图像包括以被投影到图像平面上的超声换能器的位置为中心的第一图标。介入设备特征现在位于由第一图标指示的圆形区域的中心与圆形区域的边缘之间的某处。因此,在上面描述的介入设备特征在图像平面内的三种情况下,所述第一图标定义对应于所述介入设备特征的可能位置的范围的所述图像平面的部分。因为已知介入设备特征在由第一图标定义的圆形区域的边缘内,所以提供了介入设备特征相对于图像平面的改善的定位。换言之,系统的用户具有介入设备特征不影响位于该圆形区域外部的图像特征的信心。有利地,定位可以仅使用单个超声换能器来提供,由此简化介入设备的制造。

[0011] 在又一情况下,介入设备特征和超声换能器都位于图像平面外部。此外,融合图像包括以被投影到图像平面上的超声换能器的位置为中心的第一图标。介入设备特征现在位于延伸图像平面的侧面通过第一图标的边缘的管状体积内。在这种情况下,圆形区域指示如果它随后沿着投影方向被移动到图像平面内则介入设备特征将会被定位在其内的图像平面的区域。此外,提供了介入设备特征相对于图像平面的改善的定位,因为系统的用户对当它遇到图像平面时介入设备特征将会在图像平面上在哪里结束有信心。

[0012] 在使用中,介入设备特征相对于图像平面的位置的以上描述可以由系统用户的知识补充以更精确地确定其位置。例如,由超声成像系统以一般方式从超声反射间歇地获得的介入设备轨迹的部分图像可以允许用户更精确地识别特征在由第一图标指示的圆形区域的边缘上位于哪里。此外,由于用户知晓轨迹是大体在平面内还是大体垂直于图像平面,他们将会知晓上面描述的第一和第二情况中的哪一种是更适用的。

[0013] 根据本发明的一个方面,由所述位置确定单元计算的所述位置包括对应于所述超声换能器与所述图像平面之间的距离的平面外距离。此外,所述图像融合单元还被配置为在所述融合图像中提供指示具有根据所述平面外距离变化的半径的圆形区域的第二图标。当与第一图标结合使用时,第二图标的可变半径可以改善介入设备特征的定位。因为第二

图标的半径根据平面外距离改变,并且第一图标的半径依赖于超声换能器与介入设备特征之间的距离,当介入设备特征和超声换能器沿着正交地穿过图像平面的轨迹被推进时,当介入设备特征位于图像平面内时,由第一和第二图标指示的圆形区域变得相等。因此,第一和第二图标的相对大小指示介入设备特征到图像平面的接近性。本发明的该方面具体应用于上面概述的第二情况中;即在平面外流程中。当轨迹近似正交于图像平面(例如在精确地正交于图像平面的 ± 10 度内)时,基本上实现相同的结果。本发明的该方面具体应用于上面概述的第一情况中,即在平面内流程中,其中介入设备特征和超声换能器沿着位于图像平面内的轨迹被推进。在这样的流程中,当超声换能器在图像平面内被推进时,由第二图标指示的圆形区域具有最小半径。用户因此可以通过最小化由第二图标指示的圆形区域的半径来跨过图像平面引导介入设备特征;并且此外,用户知晓介入设备特征位于由第一图标指示的圆形区域的边缘处。

[0014] 根据本发明的另一方面,公开了一种介入设备。所述介入设备包括介入设备特征、超声换能器和数据载体。所述超声换能器在距所述介入设备特征的预定距离处被附接到所述介入设备。所述数据载体包括表示所述预定距离的数据。所述数据,在由系统的图标提供单元接收时,引起图标提供单元提供指示圆形区域的第一图标,所述圆形区域具有对应于超声换能器与介入设备特征之间的预定距离的半径。有利地,实现了对介入设备的远端相对于波束形成超声成像系统的图像平面的位置的改进的确定。

[0015] 根据本发明的另一方面,公开了一种计算机程序产品。所述计算机程序产品可以与所述系统和所述设备结合使用。

[0016] 应当注意,关于所述系统描述的各个方面或实施例也可以与所述介入设备的各个方面或实施例结合使用或分开使用,并且同样可以与计算机程序产品的各个方面和实施例结合使用或分开使用,并且反之亦然。

附图说明

[0017] 图1图示了与介入设备11和本发明的第一实施例10组合的波束形成超声成像系统15。

[0018] 图2图示了包括重建的超声图像RUI和第一图标Cde的融合图像FI。

[0019] 图3图示了可以与本发明的实施例中的任一个相关联的各种方法步骤。

[0020] 图4图示了与介入设备11和本发明的第二实施例40组合的波束形成超声成像系统15。

[0021] 图5图示了当超声换能器16被定位在平面外距离Dop处时其位置到图像平面12上的各种投影:i)通过沿正交于图像平面的方向投影P1,ii)通过以针对被探测到具有最大强度的波束B_{max}的平面内角度 Θ_{IPA} 将发射器EM与超声换能器16之间的范围R投影P2到图像平面12上,以及iii)通过沿垂直于到发射器EM的范围R方向并且垂直于超声收发器阵列14的方向投影P3。

[0022] 图6A、图6B、图6C均图示了包括重建的超声图像RUI、指示具有对应于超声换能器16与医学针11的远端11a之间的预定距离Lp的半径的圆形区域的第一图标Cde、以及指示根据平面外距离Dop变化的半径的圆形区域的第二图标Cop的融合图像FI。

[0023] 图7图示了适合于与本发明的第一实施例或第二实施例一起使用的介入设备71。

具体实施方式

[0024] 为了说明本发明的原理,描述了各种系统,其中,指示了(由医学针例示的)介入设备的(由远端例示的)介入设备特征相对于由2D超声成像探头定义的图像平面的位置。

[0025] 然而,应当意识到,本发明还可以应用于确定其他介入设备的特征的位置,所述其他介入设备例如是导管、导丝、探头、内窥镜、电极、机器人、过滤设备、球囊设备、支架、二尖瓣夹、左心耳闭合设备、主动脉瓣、起搏器、静脉管线、引流管线、外科手术工具、组织密封设备或组织切割设备。这样的介入设备的跟踪特征可以示范性地包括介入设备的远端、介入设备的活检采样点、介入设备的切割边缘、介入设备中的通道的开口、介入设备的传感器(例如用于感测流动、压力、温度等)、被集成在介入设备中的外科手术工具(例如刮刀)、介入设备的药物递送点、或介入设备的能量递送点。

[0026] 此外,应当意识到,2D超声成像探头的例示的线性阵列仅仅是本发明可以用于其中的波束形成超声成像系统的超声收发器阵列的一个范例。本发明还应用于其他类型的波束形成超声成像系统中,其相关联的超声收发器阵列示范性地包括3D成像探头的2D阵列(或在双平面视图中)、“TRUS”经直肠超声检查探头、“IVUS”血管内超声探头、“TEE”经食管探头、“TTE”经胸探头、“TNE”经鼻探头、“ICE”心内探头。

[0027] 图1图示了与介入设备11和本发明的第一实施例10组合的波束形成超声成像系统15。在图1中,波束形成超声成像系统15包括2D超声成像探头18,其与图像重建单元IRU、成像系统处理器ISP、成像系统接口ISI和显示器DISP通信。单元IRU、ISP、ISI和DISP常规地被定位在与2D超声成像探头18有线通信的控制台中。还预想到,例如使用光学、红外或RF通信链路的无线通信可以取代有线链路。还预想到,单元IRU、ISP、ISI和DISP中的一些可以替代地被并入在2D超声成像探头18内,如在例如飞利浦Lumify超声成像系统中。在图1中,2D超声成像探头18包括线性超声收发器阵列14,线性超声收发器阵列14在截获感兴趣体积VOI的超声场内发射和接收超声能量。超声场在图1中为扇形,并且包括定义图像平面12的多个超声波束 $B_{1..k}$ 。注意,仅出于图示的目的,在图1中图示了扇形波束,并且本发明不限于超声场的特定形状。波束形成超声成像系统15还可以包括电子驱动器和接收器电路(未示出),其被配置为放大和/或调节由2D超声成像探头18发射或接收的信号相位,以便生成并探测波束 $B_{1..k}$ 中的超声信号。电子驱动器和接收器电路因此可以用于操纵所发射和/或所接收的超声波束方向。

[0028] 在使用中,波束形成超声成像系统15以如下方式进行操作。操作者可以经由成像系统接口ISI规划超声流程。一旦选择了操作流程,成像系统接口ISI就触发成像系统处理器ISP以运行应用特异性流程,所述应用特异性流程生成并解读被发射到2D超声成像探头18的并由2D超声成像探头18探测到的信号。波束形成超声成像系统15还可以包括存储器(未示出)以用于存储这样的程度。存储器可以例如存储超声波束控制软件,所述超声波束控制软件被配置为控制由超声成像探头18发射和/或接收的超声信号的序列。图像重建单元IRU(其可以替代地形成成像系统处理器ISP的部分)将从超声成像探头18接收到的数据重建为与图像平面12相对应的图像,并且因此截获感兴趣体积VOI,并且随后在显示器DISP上显示该图像。所重建的图像例如可以是超声亮度模式“B模式”图像,或被称为“2D模式”图像、“C模式”图像或多普勒模式图像,或实际上为任何超声平面图像。

[0029] 在图1中还示出了作为示范性介入设备的医学针11和本发明的第一实施例10,本

发明的第一实施例10可以用于跟踪医学针11的远端11a(即介入设备特征)相对于波束形成超声成像系统15的图像平面12的位置。本发明的第一实施例10包括图像重建单元IRU、位置确定单元PDU、图标提供单元IPU以及图像融合单元IFU。这些单元如由互连箭头所图示地彼此通信。还预想到,单元PDU、IPU、IFU中的一个或多个可以被并入在波束形成超声成像系统15的存储器或处理器内,例如在提供单元IRU和ISP的功能的存储器或处理器内。被跟踪的医学针11包括超声其被定位在距介入设备11的远端11a相预定距离 L_p 的换能器16。

[0030] 在使用中,介入设备11的位置或更具体地被附接到介入设备11的超声换能器16的位置由位置确定单元PDU基于超声收发器阵列14与超声探测器16之间发射的超声信号相对于图像平面12来计算。

[0031] 在一种配置中,超声换能器16是接收对应于波束 $B_{l..k}$ 的超声信号的探测器。位置确定单元PDU通过将由超声收发器阵列发射的超声信号与由超声换能器16探测到的超声信号相关联来识别超声换能器16的位置。更具体地,这种关联基于i)对应于由超声换能器16探测到的每个波束 $B_{l..k}$ 的超声信号的幅度并且ii)基于每个波束 $B_{l..k}$ 的发射与其由超声换能器16的探测之间的时间延迟(即飞行时间),来确定超声换能器16相对于图像平面12的最佳配合位置。这可以如下地说明。当超声换能器16在图像平面12附近时,从最近的波束 $B_{l..k}$ 到换能器的超声信号将会被探测到具有相对更大的幅度,而更远的波束将会被探测到具有相对更小的幅度。通常,被探测到具有最大幅度的波束被识别为最靠近超声探测器16的波束。这定义了超声收发器阵列14与超声换能器16之间的平面内角度 Θ_{IPA} 。超声收发器阵列14中的相应发射器与超声换能器16之间的距离取决于波束 $B_{l..k}$ 的发射与对其随后的探测之间的时间延迟(即飞行时间)。距离通过将时间延迟乘以超声传播速度来确定。因此,距离和平面内角度可以用来识别超声换能器16相对于图像平面12的最佳配合位置。

[0032] 在另一种配置中,超声换能器16是发射一个或多个超声脉冲的发射器。这样的脉冲可以例如在跟踪帧期间被发射,所述跟踪帧被穿插在超声成像系统15的一般成像帧之间。在这样的跟踪帧中,超声收发器阵列14可以在仅接收模式下进行操作,其中,其倾听源于图像平面12附近的超声信号。超声收发器阵列14因此被配置为仅单向接收的波束形成器。位置确定单元PDU基于由超声换能器16发射的超声信号和由超声收发器阵列14探测到的超声信号来识别(一个或多个)脉冲源于波束 $B_{l..k}$ 中的哪个波束。如在上面的配置中,位置确定单元PDU可以使用关联流程,所述关联流程基于幅度和飞行时间来识别到超声信号被发射的点的最近波束和到其发射器的范围。因此,当超声换能器16是发射器时,关联流程可以再次被用于针对每个跟踪帧确定超声探测器16相对于图像平面12的最佳配合位置。

[0033] 在另一种配置中,超声换能器16可以被配置为充当接收器和发射器两者,或者包括接收器和发射器两者。在这种配置中,超声换能器16可以在从超声收发器阵列14接收到超声信号后、任选地在相当于超声成像系统15的一个或多个帧时段的延迟后,被触发以发射一个或多个超声脉冲。以这种方式,由超声换能器16在成像模式期间发射的(一个或多个)脉冲被超声收发器阵列14以相对于触发波束 $B_{l..k}$ 的平面内角度位置处的重建的超声中的回波(即图像线)的形式接收。超声换能器16因此作为亮斑出现在重建的图像中。位置确定单元PDU可以随后在重建的图像中识别该亮斑,并且因此计算超声换能器16相对于图像平面12的位置。

[0034] 在图1中未图示的又一种配置中,超声成像探头18还包括被附接到超声成像探头

18的至少三个超声发射器。所述至少三个超声发射器与位置确定单元PDU通信。此外,位置确定单元PDU被配置为基于在被附接到超声成像探头18的至少三个超声发射器与超声换能器16之间发射的超声信号来计算超声换能器16相对于图像平面12的位置。在这种配置中,位置确定单元PDU基于由每个发射器发射的超声信号的飞行时间来确定每个发射器与超声换能器16之间的距离。超声换能器16的位置随后使用三角测量来确定。这提供了超声换能器16在三维上相对于超声成像探头18或更具体地相对于图像平面12的位置,因为至少三个发射器被附接到超声成像探头18。在这种配置中发射器是优选的,因为当发射器在超声成像探头18附近时,在大范围内高功率超声信号到发射器的供应(其对于准确定位是必需的)是更简单的。这种布置因此相比于将高功率发射器定位在介入设备11上是优选的。在使用中,介入设备11的位置或更具体地被附接到介入设备11的超声换能器16的位置因此由位置确定单元PDU基于在至少三个发射器与超声换能器16之间发射的超声信号相对于图像平面12来计算。

[0035] 因此,在图1中图示的位置确定单元PDU可以在上面的配置中的任一种中使用来基于在超声成像探头18与超声换能器16之间发射的超声信号计算超声换能器16相对于图像平面12的位置。

[0036] 图1还包括被配置为提供第一图标Cde的图标提供单元IPU。第一图标Cde指示具有对应于超声换能器16与医学针11的远端11a之间的预定距离 L_p 的半径的圆形区域。图标提供单元IPU可以例如借助于处理器、存储器、查找表或另一形式的数据存储设备来实施。在优选的实施方式中,第一图标Cde是圆圈。然而,其他形状也可以用来指示圆形区域,包括例如点或虚线的圆形布置、径向指向的线或箭头的圆形布置、其顶端指示圆形区域。图标提供单元IPU因此为期望的图标提供绘制超声图像所需的数据。任选地,图标提供单元IPU可以存储关于介入设备或介入设备特征的额外数据,例如介入设备或特征的类型、大小或尺寸(例如针直径)、或介入设备特征相对于介入设备的取向。任选地,该数据也可以与第一图标一起在超声图像中被绘制。

[0037] 图1还包括图像融合单元IFU。图像融合单元IFU被配置为提供包括由图像重建单元IRU提供的重建的超声图像RUI以及第一图标Cde的融合图像。在融合图像中,第一图标Cde在重建的超声图像RUI中以插入点为中心,所述插入点对应于超声换能器16的位置到图像平面12上的投影。图像融合单元IFU可以例如借助于处理器来实施。融合可以例如通过进行第一图标到重建的超声图像RUI上的叠加、或者通过改变重建的超声图像RUI在图标的位置处的对比度或颜色等等来执行。

[0038] 图1中的单元中的每个单元(图像融合单元IFU、图标提供单元IPU、位置确定单元PDU以及图像重建单元IRU)可以由包括用于执行其各自功能的指令的一个或多个处理器来提供。此外,这些单元中的一个或多个可以由波束形成超声成像系统15的成像系统处理器ISP来提供。

[0039] 图2图示了包括重建的超声图像RUI和第一图标Cde的融合图像FI。融合图像FI可以由本发明的第一实施例10在感兴趣区域ROI的成像期间生成。在图2中,第一图标Cde在重建的超声图像RUI中被定中心在对应于超声换能器16的位置到图1的图像平面12上的投影的插入点处。

[0040] 这样,借助于由图2中的第一图标Cde指示的圆形区域的中心使超声换能器16的位

置对系统的用户可见。在图1和图2中示出的布置中,超声换能器在平面内,并且因此如通过投影确定的插入点与超声换能器16在图像平面12上的实际位置一致。然而,如上面描述的,相比于探测器本身的位置,用户通常对医学针11的远端11a的位置更感兴趣。有利地,远端11a的位置通过由第一图标Cde指示的圆形区域的边缘来指示。这是因为圆形区域的半径对应于超声换能器16与远端11a之间的预定距离 L_p ,并且因为超声换能器16和远端11a两者在平面内;即它们位于图像平面12内。当单个超声换能器16被附接到医学针11来跟踪其位置时,介入设备特征沿着其相对于超声换能器16被定位的融合图像FI中的精确径向方向是不可确定的。然而,该系统指示远端11a位于距超声探测器16预定距离 L_p 处;即在由第一图标指示的圆形区域的边缘附近的某处。这在缩小远端11a的确切位置方面是对用户有价值的信息。因此,当单个超声换能器16被附接到医学针时,该系统提供对医学针11的远端11的位置的定位。此外,用户通常会知晓医学针11的近似轨迹,并且因此会知晓它们是否是在图1中图示的平面内情况。基于针的用户的进展和该近似轨迹,用户也会近似地知晓医学针的远端实际上位于圆形区域的边缘的哪部分。此外,用户将会根据医学针11的轴的间歇的重建的超声图像意识到该轨迹。因此,用户可以加强由第一图标Cde提供的信息,以便更精确地识别远端11a在哪里位于圆形区域的边缘上。

[0041] 图3图示了可以与本发明的实施例中的任一个相关联的各种方法步骤。这些步骤包括:a)利用图像重建单元IRU提供PROVIRU对应于由超声成像探头18定义的图像平面12的重建的超声图像RUI;b)利用位置确定单元PDU基于在超声成像探头18与超声换能器之间发射的超声信号来计算COMPPDU超声换能器16相对于图像平面12的位置;c)利用图标提供单元IPU提供PROVIPU指示具有对应于超声换能器16与介入设备特征11a之间的半径的预定距离 L_p 的圆形区域的第一图标Cde;并且d)利用图像融合单元IFU提供PROVIFU包括重建的超声图像RUI和第一图标Cde的融合图像,其中第一图标Cde在重建的超声图像RUI中以插入点为中心,所述插入点对应于超声换能器16的位置到图像平面12上的投影。

[0042] 在图3中示出的方法步骤(任选地包括本文中描述的其他方法步骤)可以作为可由处理器执行的指令被存储在计算机程序产品上。计算机程序产品可以由专用硬件或能够与适当的软件相关联地运行软件的硬件来提供。当由处理器提供功能时,这些功能能够由单个专用处理器、单个共享处理器或其中的一些处理器能够共享的多个个体处理器来提供。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为排他性地指代能够运行软件的硬件,并且能够隐含地包括但不限于数字信号处理器“DSP”硬件、用于存储软件的只读存储器“ROM”、随机存取存储器“RAM”、非易失性存储设备等。此外,本发明的实施例能够采用能够从计算机可用存储介质或计算机可读存储介质访问的计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品提供由计算机或任何指令执行系统使用或与其结合使用的程序代码。出于本说明的目的,计算机可用存储介质或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或传输供指令执行系统、装置或设备使用或与其结合使用的程序的任何装置。所述介质可以是电子、磁性、光学、电磁、红外的或半导体系统或装置或设备或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移动计算机磁盘、随机存取存储器“RAM”、只读存储器“ROM”、刚性磁盘和光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读存储器“CD-ROM”、光盘-读/写“CD-R/W”、Blu-Ray™和DVD。

[0043] 虽然在图1中图示的本发明的第一实施例已经根据超声换能器16在图像平面12中

的平面内情况来进行描述,但是该系统也应用于超声换能器16位于图像平面外部的所谓平面外情况中。

[0044] 图4图示了与介入设备11和本发明的第二实施例40组合的波束形成超声成像系统15。除非进行了相反的描述,具有与图1相同的参考的图4的特征执行对应的功能。在图4中,超声换能器16位于距图像平面12的距离 D_{op} 处。 D_{op} 因此是平面外距离。如在图1中,图4中的波束形成超声成像系统15是2D超声成像探头18。在实践中,图像平面12具有有限的厚度,并且通常沿平面外方向针对短距离生成超声场。因此当超声换能器16是探测器时,即使当该探测器略微离开图像平面12(即在平面外)时,它也将会以与在上面针对图1的平面内情况描述的相同的方式探测对应于波束 $B_{l..k}$ 的超声信号。同样地,当超声换能器16是发射器时,即使当该发射器略微离开图像平面12时,超声收发器阵列14也将会对来自该发射器的超声发射是敏感的。换言之,即使当超声收发器阵列14是2D超声成像探头的线性阵列时,在距该平面的距离 D_{op} 时,超声探测器16相对于图像平面12的位置也可以通过位置确定单元PDU来计算。在一种配置中,位置确定单元PDU可以基于超声信号强度随着平面外距离 D_{op} 的预期变化的模型来确定探测器16的平面外距离 D_{op} 。模型可以例如将超声信号强度随着平面外距离 D_{op} 的变化描述为高斯函数。因此,图4中的位置确定单元可以以以下方式进行操作:i) 基于被探测到具有最大强度的波束 $B_{l..k}$ 来确定超声探测器16的平面内角度 Θ_{IPA} ,ii) 基于最大强度波束中的超声信号的发射与探测之间的时间延迟(即飞行时间)来确定超声收发器阵列14中的对应发射器与探测器16之间的范围,iii) 基于针对预定距离的信号强度随着平面外距离 D_{op} 的变化的模型来计算平面外距离 D_{op} 。当超声换能器16是发射器时,可以使用类似的流程。当超声收发器阵列14是2D阵列时,平面外距离 D_{op} 可以替代地使用飞行时间和从收发器阵列上的三个位置的三角测量来确定。

[0045] 在图4中图示的本发明的第二实施例中;当超声换能器16在平面外时,第一图标Cde在重建的超声图像RUI中被定中心在对应于超声换能器16的位置到图像平面12上的投影的插入点处。

[0046] 虽然图4的第二实施例在上面根据基于由超声换能器16探测到的来自超声收发器阵列14的超声信号确定超声换能器16的位置(包括平面外距离 D_{op})的位置确定单元PDU进行描述,但是应意识到,该第二实施例可以替代地以以下方式进行操作。超声成像探头18可以还包括被附接到超声成像探头18的至少三个超声发射器。此外,位置确定单元PDU被配置为基于在被附接到超声成像探头18的至少三个超声发射器与超声换能器16之间发射的超声信号来计算超声换能器16相对于图像平面12的位置。在这种配置中,位置确定单元PDU基于由每个发射器发射的超声信号的飞行时间来确定每个发射器与超声换能器16之间的距离。超声换能器16的位置随后使用三角测量来确定。这提供了超声换能器16在三维上相对于超声成像探头18或更具体地相对于图像平面12的位置。因此相比于确定相距超声收发器阵列14的超声信号的平面外距离 D_{op} ,此处平面外距离 D_{op} 使用来自至少三个超声发射器的由超声换能器16提供的3D位置数据来确定。该平面外距离 D_{op} 可以例如通过计算到图像平面12的最短距离来计算。

[0047] 图5图示了超声换能器16在被定位在平面外距离 D_{op} 处时它的位置到图像平面12上的各种投影:i) 通过沿正交于图像平面的方向投影P1,ii) 通过以针对被探测到具有最大强度的波束 B_{max} 的平面内角度 Θ_{IPA} 将发射器EM与超声换能器16之间的范围R投影P2到图像

平面12上,以及iii)通过沿垂直于到发射器EM的范围R方向并且垂直于超声收发器阵列14的方向投影P3。取决于P1、P2、P3中的哪个投影被使用,这导致重建的超声图像中的对应的插入点POS1、POS2、POS3。在图5中图示的投影中的任一个可以用于在图4中图示的本发明的第二实施例中。

[0048] 在优选实施方式中,投影是沿正交于图像平面12的方向的;即图5中的P1。这在为到探测器16的实际偏移位置的最近点的POS1处提供了插入点。替代地,投影可以例如以针对被检测到具有最大强度的波束 $B_{1..k}$ 的平面内角度将发射器EM与超声换能器16之间的范围R投影P2到图像平面上;换言之以针对被检测到具有最大强度的波束 B_{max} 的平面内角度 Θ_{IPA} 将范围R摆到图像平面12上;即图5中的P2。替代地,投影可以例如与到发射器的范围方向成一角度(优选地90度)并且垂直于线性阵列;即图5中的P3。当超声探测器16在图像平面12内时,应注意对于图5中的投影中的每一个实现相同的插入点。

[0049] 在第二实施例中,图像融合单元IFU使用计算的平面外距离Dop来在融合图像中提供第二图标Cop。平面外距离Dop优选地是到图像平面12的最短距离,即使用图5中的投影P1。然而,当其他投影(例如P2、P3)被使用时,平面外距离可以对应于将实际位置连接到投影位置的向量的长度。应注意,对于小的平面外距离Dop,投影中每个之间的差异是可以忽略的。第二图标Cop指示圆形区域,并且具有根据平面外距离Dop变化的半径。这样,融合图像由包括重建的超声图像RUI、第一图标Cde和第二图标Cop的第二实施例提供。第一图标具有固定的半径,并且第二图标具有可变的半径。这在图6中进行图示。

[0050] 图6A、图6B、图6C均图示了融合图像FI,其包括重建的超声图像RUI、指示具有对应于超声换能器16与医学针11的远端11a之间的预定距离 L_p 的半径的圆形区域的第一图标Cde、以及指示根据平面外距离Dop变化的半径的圆形区域的第二图标Cop。第一图标Cde和第二图标Cop共享共同的中心。融合图像FI可以在感兴趣区域ROI的成像期间被生成。图6A、图6B、图6C中的第一图标Cde在重建的超声图像RUI中以插入点为中心,所述插入点对应于超声换能器16的位置到图5的图像平面12上的投影。这样,借助于由第一图标Cde指示的圆形区域的中心向系统用户指示超声换能器16的位置。如上面关于图1描述的,然而相比于超声换能器16的位置,用户通常对医学针11的远端11a的位置更感兴趣。在通过图4图示的平面外情况下,超声换能器16和远端11a都沿着正交地穿过图像平面12的线设置。在这种情况下,因为第一图标Cde和第二图标Cop共享共同的中心,远端11a和超声换能器16两者都位于Cop和Cde的共同中心处。此外,Cop和Cde的相对大小指示远端11a到图像平面12的接近性。当远端11a在图像平面12中时,即与图像平面12一致,Cop和Cde具有相同的大小。这帮助用户将医学针11的远端11a引导到图像平面12中的感兴趣区域ROI内的特征。因此在图6A中,远端11a稍微在平面外,并且 $Dop > L_p$,如通过Cop的圆圈的半径超过Cde的圆圈的半径指示的。当远端11a朝向图像平面12被推进时,圆圈Cop与Cde的半径之间的差减小,如在图6B中图示的。当介入设备的顶端在平面内时,圆圈Cop与Cde的半径相同并且圆圈的边缘一致,如在图6C中图示的。

[0051] 在未被图示的另一情况下,医学设备11的远端11a位于图像平面12中,并且超声换能器16沿着穿过远端11a的线且以与图像平面的锐角被定位于图像平面12上方或下方。此处,融合图像包括以被投影到图像平面12上的超声换能器16的位置处的第一图标Cde为中心。与Cde同中心且在Cde内的是指示平面外距离Dop的第二图标Cop。远端11a现在位于由第

一图标Cde指示的圆形区域内的某处。因此,第一图标定义对应于介入设备特征的可能位置的范围的图像平面的部分。在这种情况下,两个图标的组合再次帮助用户相对于图像平面12引导远端11a。此外,由系统提供的引导可以由系统用户的知识补充以更精确地定位远端11a的位置。例如,在超声成像系统下以一般方式从超声反射获得的介入设备轨迹的部分图像可以允许用户更精确地识别远端11a位于哪里。

[0052] 在第一或第二实施例中,图标可以采取各种形式。在优选的实施方式中,每个图标是被叠加到重建的超声图像上的圆圈。优选地,仅圆圈的边缘被显示在融合图像中,因为这提供了超声图像本身的最小干扰。优选地,圆圈的边缘是白色或黑色或彩色的,以便呈现与附近感兴趣区域的高对比。圆圈边缘可以是连续线或由虚线或点形成。其他实施方式也是合适的,例如每个图标可以采取部分透明的圆形区域的形式,或替代地标记可以用来指示圆形区域,例如径向指向的线或箭头的圆形布置可以被使用。

[0053] 在一种可以与第二实施例一起使用的范例实施方式中,图像融合单元IFU还被配置为当平面外距离Dop小于或等于预定距离Lp时引起第一图标Cde和第二图标Cop中的至少一个的外观改变。如上面描述的,因为用户通常感兴趣确定医学针11的远端11a何时在图像平面内,该特征可以用来自动地警告用户这种情况,由此允许用户专注于其他任务。图标的外观可以通过例如改变其颜色、改变其对比等等来改变。在一种范例实施方式中,图标具有边缘,并且第一图标Cde和第二图标Cop中的至少一个的外观可以被配置为通过以下中的至少一个来改变:i)改变第一图标Cde或第二图标Cop的边缘的颜色;ii)改变第一图标Cde或第二图标Cop的边缘的对比度;iii)利用虚线指示第一图标Cde或第二图标Cop的边缘;iv)引起第一图标Cde或第二图标Cop的边缘脉动;即随着时间改变其对比度、颜色或强度。

[0054] 在可以与第二实施例一起使用的一种范例实施方式中,第二图标Cop的半径具有等于第一图标Cde的半径的最小值,并且当平面外距离Dop小于或等于预定距离Lp时,第二图标Cop的半径被限制到所述最小值。当平面外距离Dop小于或等于预定距离Lp时,第二图标Cop甚至可以从融合图像完全去除。该特征防止用户潜意识地对介入设备位置作出连续的小调整,以便使第二图标Cop的半径精确地等于第一图标Cde的半径。已经发现这样的调整对于用户是精神疲劳的,并且因此通过如此限制或截断第二图标的半径大小,该特征允许用户聚焦于其他任务。

[0055] 图7图示了适合于与本发明的第一实施例或第二实施例一起使用的介入设备71。介入设备71包括介入设备特征71a、超声换能器76和可选的数据载体79。超声换能器76在距介入设备特征71a的预定距离Lp处被附接到介入设备71。数据载体79包括表示预定距离Lp的数据。超声换能器76可以是发射器或接收器,或可以包括发射器或接收器,或可以适合于发射和接收超声信号两者。虽然介入设备71被图示为具有介入设备特征(如远端71a)的医学针,但是介入设备和特征可以是本文中公开的那些中的任一个。

[0056] 当由系统10、40的图标提供单元IPU接收时的数据引起图标提供单元IPU提供指示具有对应于超声换能器76与介入设备特征71a之间的预定距离Lp的圆形区域的第一图标Cde。数据载体79因此承载表示第一图标Cde的大小的数据。任选地,数据载体可以包括介入设备或特征的大小或尺寸,例如针直径或介入设备特征相对于介入设备的取向。任选地,该时间也可以与第一图标一起被绘制在超声图像中。数据载体本身可以例如以数字形式存储表示第一图标的大小的数据,例如通过存储对应于预定距离Lp的圆形区域的半径,或者数

据载体可以存储介入设备的类型(T)和关于从被存储在系统10、40中(例如在图标提供单元IPU中)的查找表提取的预定距离 L_p 的实际数据。在一种实现方式中,数据由图标提供单元IPU从数据载体79无线地接收。数据载体因此可以是例如RFID芯片、或线性或矩阵条形码或QR码等等。在另一范例中,数据经由数据载体79与图标提供单元IPU之间的有线通信被接收。因此,数据载体可以例如是与介入设备相关联的存储器。因此,数据载体一般可以是RFID芯片、或条形码(诸如线性或矩阵条形码或QR码)、存储器或实际上任何机器可读的数据载体。图标提供单元IPU因此可以包括用于读取数据载体中的数据的数据的读取器,诸如条形码读取器、RFID读取器或一般的数据读取器。替代地,用户可以借助于成像系统界面ISI将该数据手动地输入到系统10,它由图标提供单元IPU从成像系统界面ISI接收。数据载体79可以通过包括粘合剂的各种已知手段被附接到介入设备71,或者它可以通过打印、蚀刻等被应用于介入设备71。而且,虽然被图示为被设置在介入设备71上,但是数据载体79可以替代地被定位在介入设备71的包装上,例如出于无菌性原因。

[0057] 因此,当图7的介入设备71与本发明的第一或第二实施例(即图1中的项10、图4中的项40)一起使用时,由图标提供单元IPU接收的数据实现了介入设备相对于波束形成超声成像系统的图像平面的位置的改善的确定的技术效果。

[0058] 在图7中图示并且如图1和4中的项16的超声换能器76可以通过各种压电元件来提供,硬和软压电材料两者都是合适的。此外,微机加工机电(即MEMS)设备(诸如电容式机加工超声换能器(即CMUT)设备)也是合适的。当超声换能器是探测器时,优选地,它由聚偏二氟乙烯(要不然被称为PVDF)形成,其机械性质和制造工艺导致它们附接到弧形表面(诸如针)。替代性材料包括PVDF共聚物(诸如聚偏氟乙烯三氟乙烯)、PVDF三元共聚物(诸如P(VDF-TrFE-CTFE))。优选地,超声换能器包裹在介入设备的轴线周围,以便提供围绕轴线的大约360度旋转的感测,但是不一定总是这样的情况。此外,超声换能器76可以包括未在图7中示出的用于与图1和图4中的位置确定单元PDU通信探测到的超声信号的各种有线或无线通信模块。

[0059] 任选地,图7中的数据载体79可以包括指示以下参数中的一个或多个的数据字段:超声换能器76沿着在超声换能器与介入设备的远端之间延伸的轴的长度;超声换能器76垂直于在超声换能器与介入设备的远端之间延伸的轴的宽度。当(一个或多个)数据字段由系统10、40的图标提供单元IPU接收时,参数可以在由图像融合单元IFU生成的融合图像FI中进行指示。相应的参数例如可以以第一圆圈 C_{op} 的边缘的厚度或第二圆圈 C_{de} 的边缘的厚度的形式或以具有与超声换能器的范围相对应的半径并且与第二圆圈 C_{de} 共享共同中心的第三圆圈的形式来指示。通过这种方式,边缘厚度或第三圆圈的范围指示由超声换能器的有限长度和宽度引起的介入设备的位置的不确定度。这些数据字段中的任一个可以被存储在介入设备71的数据载体79上,并且因此由图标提供单元IPU从数据载体进行接收。

[0060] 作为总结,已经描述了用于指示介入设备的介入设备特征11a相对于由波束形成超声成像系统的超声成像探头定义的图像平面的位置的系统,其中介入设备特征的位置基于超声成像探头与在距介入设备特征的预定距离处被附接到介入设备的超声换能器之间发射的超声信号来确定。位置确定单元计算超声换能器相对于图像平面的位置。图标提供单元提供指示具有对应于预定距离的半径的圆形区域的第一图标。图像融合单元提供包括来自波束形成超声成像系统的重建的超声图像和第一图标的融合图像。第一图标在重建的

超声图像中以插入点为中心,所述插入点对应于超声换能器的位置到图像平面上的投影。

[0061] 虽然已经在附图和前述描述中关于医学针被详细地图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述被认为是图示性的或示范性的并非限制性的;本发明不限于所公开的实施例,并且可以一般地用于确定介入设备的位置。此外,应理解本文中图示的各种范例和实施例可以被组合,以便提供用于指示介入设备的介入设备特征相对于波束形成超声成像系统的图像平面的位置的各种系统、设备和方法。

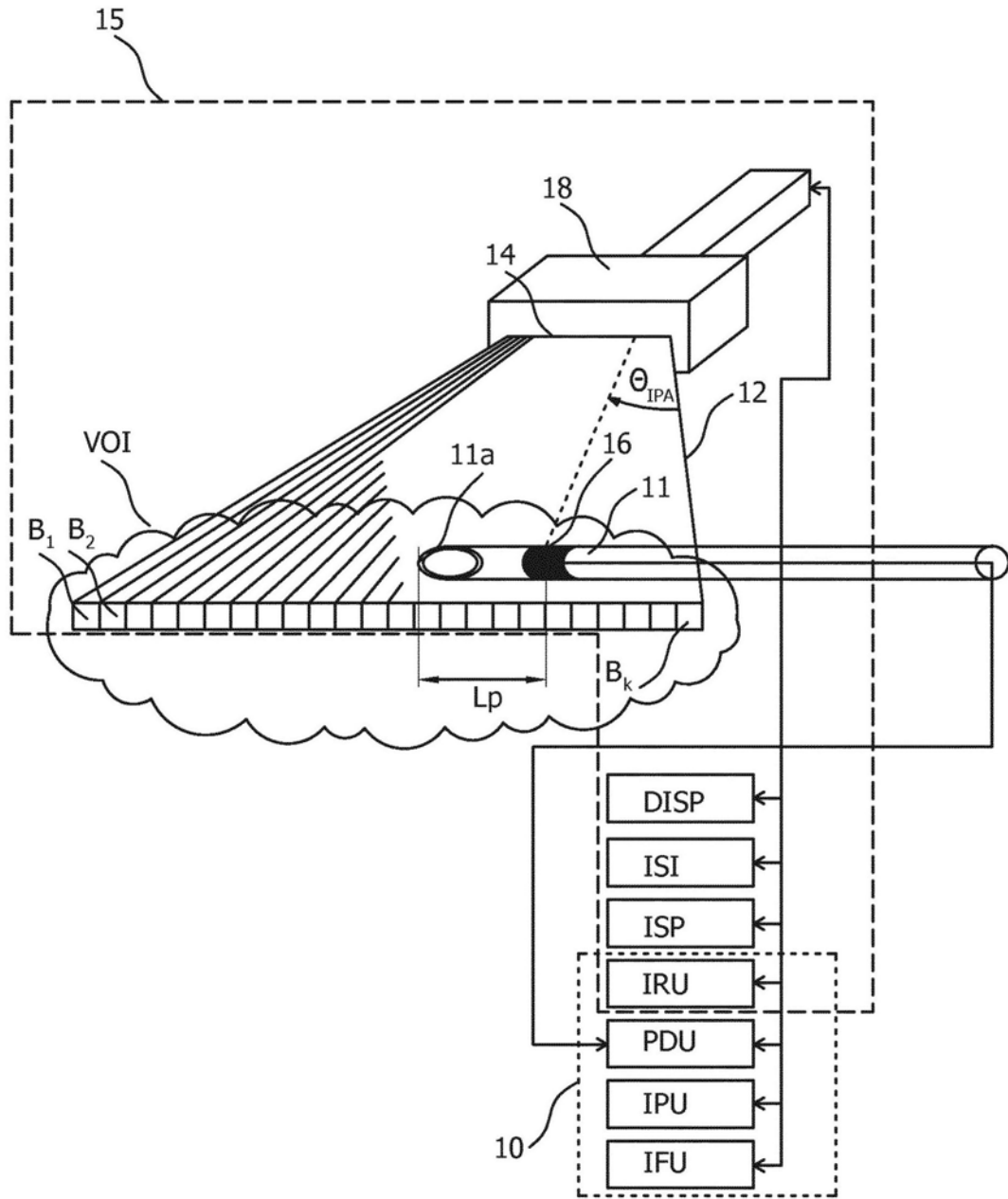


图1

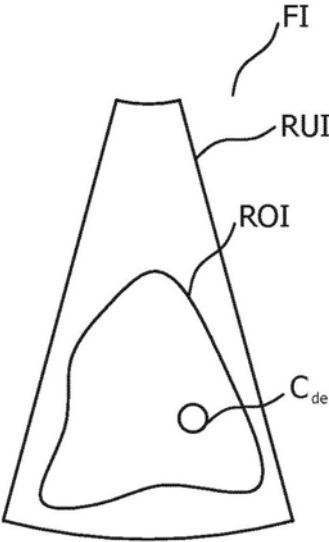


图2

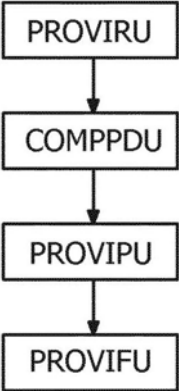


图3

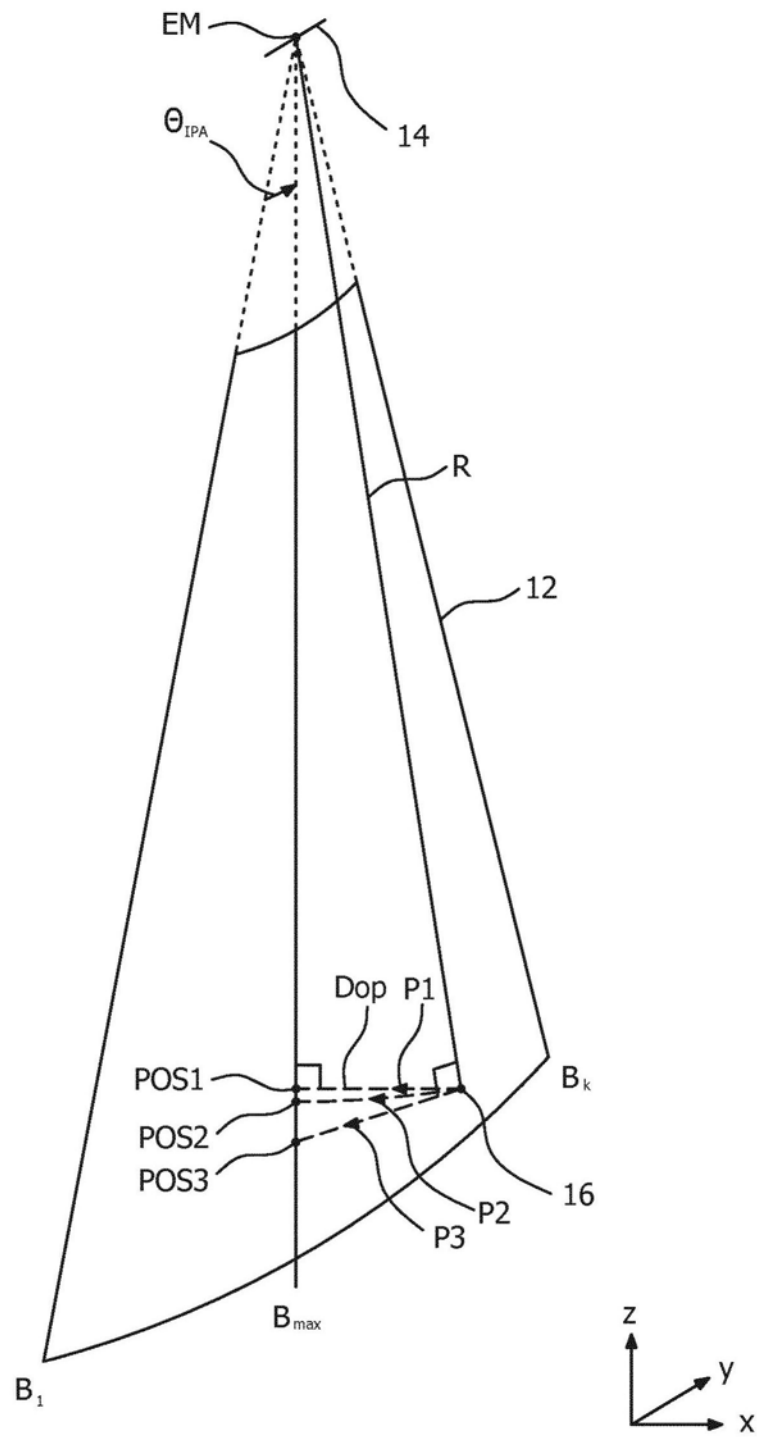


图5

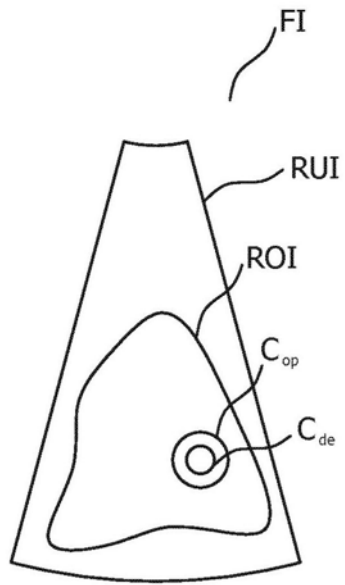


图6A

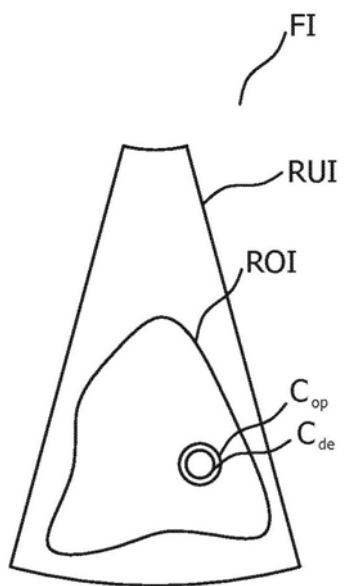


图6B

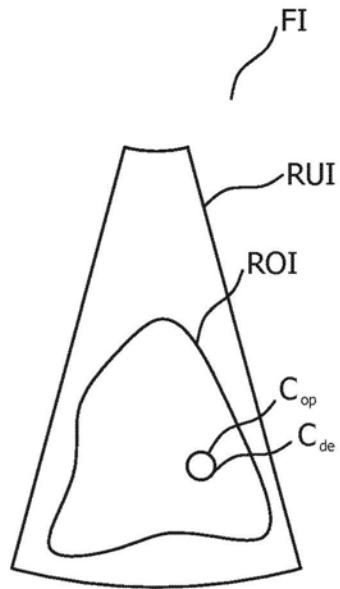


图6C

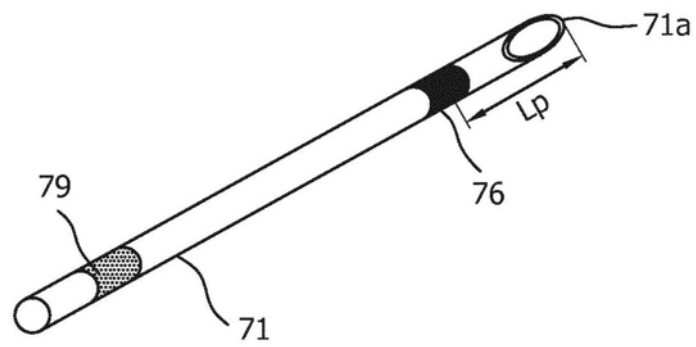


图7

专利名称(译)	跟踪介入设备的特征		
公开(公告)号	CN109788940A	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201780060733.6	申请日	2017-09-29
[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	HR施塔伯特 S 范德帕斯		
发明人	H·R·施塔伯特 M·H·戈库尔勒尔 J·科特斯米特 S·范德帕斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/445 A61B8/4477 A61B8/469 A61B8/5246 A61B5/066 A61B8/463 A61B8/483 G06T11/003		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016191651 2016-09-30 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于指示介入设备(11)的介入设备特征(11a)相对于由波束形成超声成像系统(15)的超声成像探头(18)定义的图像平面(12)的位置的系统，其中，所述介入设备特征(11a)的所述位置基于在所述超声成像探头(18)与在距所述介入设备特征(11a)的预定距离(L_p)处被附接到所述介入设备的超声换能器(16)之间发射的超声信号来确定。图标提供单元(IPU)提供指示具有对应于所述超声换能器(16)与所述介入设备特征(11a)之间的所述预定距离(L_p)的半径的圆形区域的第一图标(Cde)。所述第一图标(Cde)被显示在来自波束形成超声成像系统的包括重建的超声图像(RUI)的融合图像中。

