



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108369273 B

(45) 授权公告日 2022.09.06

(21) 申请号 201680073429.0

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(22) 申请日 2016.12.02

专利代理人 孟杰雄 王英

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108369273 A

(43) 申请公布日 2018.08.03

(51) Int.CI.

G01S 15/89 (2006.01)

(30) 优先权数据

G01S 7/52 (2006.01)

16154967.0 2016.02.10 EP  
62/267,948 2015.12.16 US

G01S 5/30 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08 (2006.01)

2018.06.14

A61B 8/12 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61B 8/00 (2006.01)

PCT/EP2016/079522 2016.12.02

A61B 90/00 (2006.01)

(87) PCT国际申请的公布数据

(56) 对比文件

W02017/102369 EN 2017.06.22

JP H06233765 A, 1994.08.23

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

CA 2090069 A1, 1993.08.22

地址 荷兰艾恩德霍芬

CN 101036586 A, 2007.09.19

(72) 发明人 H·R·施塔伯特 C·斯尼加迪尔

CN 105120762 A, 2015.12.02

A·K·贾殷 W-J·A·德维吉斯

US 2004193042 A1, 2004.09.30

审查员 赵运

权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

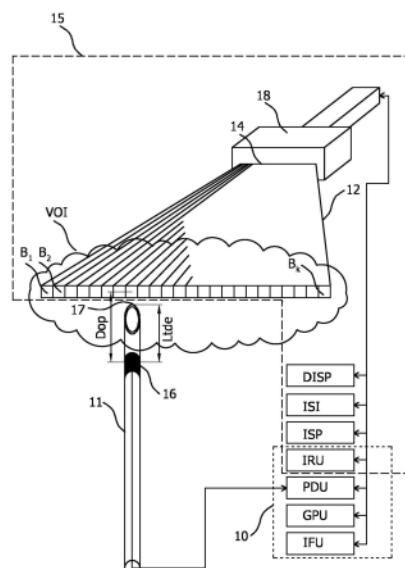
(Ltde)。

介入设备识别

(57) 摘要

CN 108369273 B

本发明涉及一种用于跟踪介入设备(11)相对于超声场的图像平面(12)的位置的装置(10)。所述位置包括面外距离(Dop)。几何结构提供单元(GPU)包括多个换能器到远端长度(Ltde<sub>1..n</sub>)，针对多个介入设备类型(T<sub>1..n</sub>)中的每个，每个长度与介入设备(11、41)的远端(17、47)和被附接到所述介入设备的超声探测器(16、46)之间的预定距离(Ltde)相对应。图像融合单元(IFU)接收指示正被跟踪的介入设备的类型(T)的数据；并且基于所述类型(T)来进行以下操作：从所述几何结构提供单元(GPU)中选择对应的换能器到远端长度(Ltde)；并且在重建的超声图像(RUI)中指示针对所述超声场内的所述介入设备的所述面外距离(Dop)和所述换能器到远端长度



1. 一种用于确定介入设备(11)相对于由波束形成超声成像系统(15)的超声换能器阵列(14)发出的多个波束( $B_{1..k}$ )定义的超声场的图像平面(12)的位置的装置(10),在所述波束形成超声成像系统中,基于由所述超声换能器阵列(14)发出的超声信号来确定所述位置,所述超声信号已经由被附接到所述介入设备的超声探测器(16)探测到;所述装置(10)包括:

图像重建单元(IRU),其被配置为基于由所述超声换能器阵列(14)探测到的所述超声信号来提供与所述图像平面(12)相对应的重建的超声图像(RUI);以及

位置确定单元(PDU),其被配置为基于由所述超声换能器阵列(14)发出的所述超声信号与由所述超声探测器(16)探测到的所述超声信号的相关性来识别所述介入设备相对于所述图像平面(12)的所述位置;并且其中,所述位置包括与所述超声探测器(16)和所述图像平面(12)之间的最短距离相对应的面外距离(Dop);以及

几何结构提供单元(GPU),其包括多个换能器到远端长度,其中,针对多个介入设备类型中的每个,每个长度与介入设备(11、41)的远端(17、47)和被附接到所述介入设备的超声探测器(16、46)之间的预定距离(Ltde)相对应;以及

图像融合单元(IFU),其被配置为:

接收指示所述超声场内的所述介入设备的所述类型的数据;并且基于所述类型来进行以下操作:

从所述几何结构提供单元(GPU)中选择对应的换能器到远端长度(Ltde);并且

在所述重建的超声图像(RUI)中指示针对所述超声场内的所述介入设备的所述面外距离(Dop)和所述换能器到远端长度(Ltde)两者;

其中,所述面外距离(Dop)在所述重建的超声图像(RUI)中被指示为第一形状(Cop)的尺寸;

并且其中,换能器到顶端长度(Ltde)在所述重建的超声图像(RUI)中被指示为第二形状(Cde)的尺寸;并且

其中,所述第一形状(Cop)和所述第二形状(Cde)共享公共中心,并且其中,所述公共中心与所述超声探测器的位置相对应。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一形状的所述尺寸为第一圆(Cop)的半径,并且其中所述第二形状的所述尺寸为第二圆(Cde)的半径。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述公共中心被定位在所述图像平面(12)中最靠近所述超声探测器的所述位置的点处。

4. 根据权利要求2或权利要求3所述的装置,其中,所述图像融合单元(IFU)还被配置为使得当所述第一圆(Cop)的边界和所述第二圆(Cde)的边界重合时,将所述第一圆和所述第二圆指示为公共圆,并且发生以下情况中的至少一种情况:

用与所述第一圆的颜色和所述第二圆的颜色均不同的颜色来指示所述公共圆的边界;

用与所述第一圆的对比度和所述第二圆的对比度均不同的对比度来指示所述公共圆的边界;

用虚线边界来显示所述公共圆;

将所述公共圆的边界配置为随时间脉动。

5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的装置,还包括超声换能器阵列(14)。

6. 根据权利要求1-3中的任一项所述的装置,还包括介入设备(11、41),超声探测器(16、46)附接到所述介入设备;

其中,所述超声探测器(16、46)在与所述介入设备的远端(17、47)相距预定距离(Ltde)处被附接到所述介入设备(11、41)。

7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的装置,其中,所述波束形成超声成像系统(15)包括选自以下的组的成像探头(18):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。

8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的装置,还包括介入设备(11、41),其中,所述介入设备包括:

超声探测器(16、46),其用于探测由波束形成超声成像系统(15)的超声换能器阵列(14)发出的超声信号;以及

数据载体(49);

其中,所述超声探测器(16、46)在与所述介入设备的远端(17、47)相距预定距离(Ltde)处被附接到所述介入设备(11、41);并且,

其中,所述数据载体(49)包括指示所述介入设备的类型(T)的数据,并且当所述数据由所述装置的所述图像融合单元(IFU)接收到时,所述数据使得所述图像融合单元(IFU)进行以下操作:

针对所述介入设备类型(T),从所述装置的所述几何结构提供单元(GPU)中选择所述换能器到远端长度(Ltde),所述换能器到远端长度与所述介入设备(11、41)的所述远端(17、47)和被附接到所述介入设备的所述超声探测器(16、46)之间的所述预定距离相对应;并且

在由所述装置的所述图像重建单元(IRU)重建的所述重建的超声图像(RUI)中指示针对所述超声场内的所述介入设备的所述换能器到远端长度(Ltde)。

9. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述超声探测器(16、46)由压电材料形成。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中,所述压电材料为聚偏二氟乙烯、PVDF共聚物、或PVDF三元聚合物。

11. 根据权利要求10所述的装置,其中,所述PVDF共聚物材料为聚偏二氟乙烯三氟乙烯。

12. 根据权利要求10所述的装置,其中,所述PVDF三元聚合物为P(VDF-TrFE-CTFE)。

13. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述介入设备(11、41)选自以下组:针、导管、导丝、探头、内窥镜、电极、机器人、过滤设备、气囊设备、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。

14. 根据权利要求13所述的装置,其中,所述外科手术工具为组织密封设备或组织切割设备。

15. 一种包括指令的计算机程序产品,所述指令在装置(10)的处理器上运行时使得所述处理器执行下述方法步骤,所述装置用于确定介入设备(11、41)相对于由波束形成超声成像系统(15)的超声换能器阵列(14)发出的多个波束(B<sub>1..k</sub>)定义的超声场的图像平面(12)的位置,在所述波束形成超声成像系统中,基于由所述超声换能器阵列(14)发出的超声信号来确定所述位置,所述超声信号已经由被附接到所述介入设备(11、41)的超声探测器(16、46)探测到,所述方法步骤为:

基于由所述超声换能器阵列(14)探测到的所述超声信号来重建与所述图像平面(12)相对应的超声图像(RUI)；

基于由所述超声换能器阵列(14)发出的所述超声信号与由所述超声探测器(16、46)探测到的所述超声信号的相关性来识别所述介入设备(11、41)相对于所述图像平面(12)的所述位置；并且其中，所述位置包括与所述超声探测器(16、46)和所述图像平面(12)之间的最短距离相对应的面外距离(Dop)；

接收指示所述超声场内的所述介入设备(11、41)的类型的数据；并且基于所述类型来进行以下操作：

从查找表(23)中选择与所述介入设备(11、41)的远端(17、47)和被附接到所述介入设备(11、41)的所述超声探测器(16、46)之间的预定距离(Ltde)相对应的换能器到远端长度；

在所重建的超声图像(RUI)中指示针对所述超声场内的所述介入设备的所述面外距离(Dop)和所述换能器到远端长度(Ltde)；

其中，所述面外距离(Dop)在所重建的超声图像(RUI)中被指示为第一形状(Cop)的尺寸；

并且其中，换能器到顶端长度(Ltde)在所重建的超声图像(RUI)中被指示为第二形状(Cde)的尺寸；并且

其中，所述第一形状(Cop)和所述第二形状(Cde)共享公共中心，并且其中，所述公共中心与所述超声探测器的位置相对应。

16. 根据权利要求15所述的计算机程序产品，其中，所述第一形状的所述尺寸为第一圆(Cop)的半径，并且其中，所述第二形状的所述尺寸为第二圆(Cde)的半径。

## 介入设备识别

### 技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声对介入设备进行定位。更具体地，本发明涉及识别被附接到基于超声的定位系统的介入设备的类型。

### 背景技术

[0002] 对于诸如针、导管和外科手术工具的介入设备，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，因此它们通常难以在超声图像中可见。

[0003] 在对该问题的一种解决方案中，美国专利US 4249539描述了一种布置，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者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] 在对该问题的另一解决方案中，专利申请W02011138698描述了一种用超声接收器跟踪超声场中的器械的系统，所述超声接收器被安装到所述器械。当超声场的超声波束扫过其视场时，通过对由超声接收器接收到的信号进行波束形成来获得超声接收器的3D位置。然后将超声接收器的位置显示在超声图像中。

[0005] 文献W02015101949A1公开了一种采用超声探头、超声扫描器、介入工具、多个超声换能器、工具跟踪器和图像导航器的工具导航系统。在超声扫描期间，在解剖区域内相对于声像平面对介入工具进行导航，并且超声换能器促进由工具跟踪器跟踪介入工具相对于声像平面的位置。响应于介入工具相对于声像平面的跟踪距离，由图像浏览器调制图形图标的一个或多个方面。

[0006] 文献US20110282188A1公开了一种利用超声成像的针引导系统。在一个实施例中，所述引导系统包括成像设备，所述成像设备包括用于产生体内部分目标的图像的探头。探头上的一个或多个传感器感测针所包含的磁体的磁场。所述系统包括用于描绘针的位置和/或取向以及目标的图像的显示器。

[0007] 文献W02014207666A1公开了一种利用超声跟踪器械的系统。所述系统包括：探头，其用于发射和接收超声能量；换能器，其与所述探头相关联并且被配置为在使用期间与所述探头一起移动；医学器械，其包括被配置为对从所述探头接收到的所述超声能量做出响应的传感器；控制模块，其被存储在存储器中并且被配置为解读从所述探头和所述传感器接收到的所述超声能量，以确定所述医学器械的三维位置并从所述换能器向所述探头注入信号来突出显示所述传感器在图像中的位置。

[0008] 文献US20100298704A1公开了一种超声系统，所述超声系统具有配备有位置标记的超声换能器和配备有位置标记的针。所述位置标记允许确定所述换能器和所述针的位置和取向。显示器描绘经由所述换能器采集的超声图像以及表示所述针的纵轴在所述超声图像的平面上的投影的图形元素。

[0009] 以上提及的系统的缺点在于这样的事实：超声探测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功能部分（例如，针的远端）的位置而不是超声探

测器本身的位置感兴趣。然而,这样的器械的机械限制妨碍了对超声探测器随意(例如在可能干扰插入的针的顶端处)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探测器与器械上的功能部分之间的分离,当功能部分在平面内时,超声探测器可能在平面外,导致在超声下可见性较差。因此,指示器械的功能部分(例如,针的顶端)何时处于平面内将是有益的。

## 发明内容

[0010] 在寻求减轻已知定位系统的缺点中,提供了一种用于确定介入设备相对于由波束形成超声成像系统的超声换能器阵列发出的多个波束定义的超声场的图像平面的位置的装置,在所述波束形成超声成像系统中,基于由所述超声换能器阵列发出的超声信号来确定所述位置,所述超声信号已经由被附接到所述介入设备的超声探测器探测到。所述装置包括图像重建单元、位置确定单元、几何结构提供单元以及图像融合单元。所述图像重建单元被配置为基于由所述超声换能器阵列探测到的所述超声信号来提供与所述图像平面相对应的重建的超声图像。所述位置确定单元被配置为基于由所述超声换能器阵列发出的所述超声信号与由所述超声探测器探测到的所述超声信号的相关性来识别所述介入设备相对于所述图像平面的所述位置。此外,所述介入设备的所述位置包括与所述超声探测器和所述图像平面之间的最短距离相对应的面外距离。所述几何结构提供单元包括多个换能器到远端长度,其中,针对多个介入设备类型中的每个,每个长度与介入设备的远端和被附接到所述介入设备的超声探测器之间的预定距离相对应。所述图像融合单元被配置为:i)接收指示所述超声场内的所述介入设备的所述类型的数据;并且基于所述介入设备的所述类型来ii)从所述几何结构提供单元中选择对应的换能器到远端长度;并且iii)在所述重建的超声图像中指示针对所述超声场内的所述介入设备的所述面外距离和所述换能器到远端长度两者。

[0011] 通过这样做,提供了一种能够用于跟踪超声场内的介入设备的位置的装置。根据正在被跟踪的介入设备的特定类型,几何结构提供单元选择对应的换能器到远端长度,并且在重建图像中结合超声换能器的面外距离来对这些信息进行指示。因此,所述装置提供了对介入设备的远端的位置的改进的确定。此外,由于在重建图像中指示了换能器到远端长度和面外距离两者,因此更准确地确定了介入设备的远端关于图像平面的位置。

[0012] 根据本发明的另一方面,所述图像融合单元还被配置为:i)在所述重建的超声图像中将所述面外距离指示为第一圆的半径;并且ii)在所述重建的超声图像中将换能器到顶端长度指示为第二圆的半径。所述第一圆和所述第二圆共享公共中心,并且所述公共中心与所述超声探测器的位置相对应。通过这样做,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确定得以改进,这是因为当介入设备的顶端处于平面内时,第一圆与第二圆重合。

[0013] 根据本发明的另一方面,描述了一种适于用于所述装置的介入设备。所述介入设备包括超声探测器和数据载体。所述超声探测器适于探测由波束形成超声成像系统的超声换能器阵列发出的超声信号。此外,所述超声探测器在与所述介入设备的远端相距预定距离处被附接到所述介入设备。所述数据载体包括指示所述介入设备的类型的数据。此外,当所述数据由所述装置的所述图像融合单元接收到时,所述数据使得所述图像融合单元进行

以下操作:i)针对所述介入设备类型,从所述装置的所述几何结构提供单元中选择换能器到远端长度,所述换能器到远端长度与所述介入设备的所述远端和被附接到所述介入设备的所述超声探测器之间的所述预定距离相对应;并且ii)在由根据权利要求1所述的装置的所述图像重建单元重建的所述重建的超声图像中指示针对所述超声场内的所述介入设备的所述换能器到远端长度。

[0014] 通过这样做,被存储在介入设备的数据载体中的数据在由所述装置接收到时实现了如下益处: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装置结合使用。

[0016] 应当注意,关于所述装置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图示了包括用于多个对应的介入设备类型T中的每个的多个换能器到远端长度Ltde的示例性查找表23。

[0019] 图3图示了重建的超声图像RUI,其包括感兴趣区域ROI并且其中面外距离Dop和换能器到远端长度Ltde分别被图示为圆Cop和Cde。

[0020] 图4图示了适合用于本发明的第一实施例的介入设备41。

[0021] 图5图示了可以根据图1的装置10执行的各种方法步骤或指令。

## 具体实施方式

[0022] 为了说明本发明的原理,描述了各种系统,其中,确定在由线性阵列的2D超声成像探头所发出的波束定义的超声场的图像平面内的由医学针示出的介入设备的位置。

[0023] 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位置,其他介入设备例如为导管、导丝、探头、内窥镜、电极、机器人、过滤设备、气囊设备、支架、二尖瓣夹、左心耳闭合设备、主动脉瓣、起搏器、静脉导管、引流管线、诸如组织密封设备或组织切割设备的外科手术工具。

[0024] 还应当意识到,本发明可以应用于波束形成超声成像系统,所述波束形成超声成像系统具有其他类型的成像探头和其他类型的超声阵列,它们被布置为提供平面图像,这些其他类型的成像探头和其他类型的超声阵列例如为3D成像探头的2D阵列、“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。

[0025] 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。还可以预想到,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。还可以预想到,单元IRU、ISP、ISI和DISP中的一些可以备选地被定位在2D超声成像探头76内,例如飞利浦VISIQ超声成像系统就是这种情况。在图1中,2D成像探头18包括线性超声换能器阵列14,线性超声换能器阵列14在拦截感兴趣体积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 $B_{1..k}$ 。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发射或接收的信号的相位,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。

[0026] 在使用中,波束形成超声成像系统15以以下方式进行操作。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)将从成像探头18接收到的数据重建成与图像平面12相对应的图像,并且因此拦截感兴趣体积VOI,并且随后经由显示器DISP显示该图像。所述重建图像例如可以是超声亮度模式“B模式”图像,或者被称为“2D模式”图像、“C模式”图像或多普勒模式图像,或者实际上为任何超声平面图像。

[0027] 在图1中还示出了介入设备11和本发明10的第一实施例,其可以用于跟踪介入设备11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、几何结构提供单元GPU以及图像融合单元IFU,这些单元中的每个单元如由互连箭头所图示地彼此通信。要被跟踪的介入设备11包括超声探测器16,其被定位在与介入设备11的远端17相距预定距离Ltde处。

[0028] 在使用中,介入设备11相对于图像平面12的位置或者更具体地为被附接到介入设备11的超声探测器16相对于图像平面12的位置由位置确定单元PDU基于与已经由超声探测器16探测到的超声波束 $B_{1..k}$ 相对应的超声信号来进行跟踪。位置确定单元PDU基于由超声换能器阵列发出的超声信号与由超声探测器探测到的超声信号的相关性来识别超声探测器16的位置。更具体地,这种相关性可以基于i)每个波束 $B_{1..k}$ 的发出与超声探测器16对所述每个波束 $B_{1..k}$ 的探测之间的时间延迟,以及ii)与由超声探测器探测到的每个波束相对应的超声信号的幅度。更详细地,相关性基本上确定超声探测器16的位置,该位置基于发出的超声信号序列最接近地匹配探测到的超声信号。这可以如下所示。当超声探测器16在图像平面12附近时,从最近的波束 $B_{1..k}$ 到探测器的超声信号将被探测为具有大幅度,而更远的波束将被探测为具有相对较小的幅度。能够对该幅度建模以便根据发射器与探测器之间的范围以及探测器16与图像平面12之间的面外距离Dop而改变。此外,波束的发射与探测之间的时间延迟取决于针对每个发出的波束在发射器与探测器之间的范围。该范围通过将时间延迟乘以超声传播的速度来确定。由超声换能器阵列发出的超声信号与由超声探测器探测到的超声信号之间的相关性确定了超声探测器16相对于图像平面12的最佳适配位置。面外距离还可以通过对探测器相对于超声图像平面的位置进行三角测量来获得。

[0029] 第一实施例的几何结构提供单元GPU包括多个换能器到远端长度。此外,针对多种介入设备类型中的每种,每个长度与介入设备的远端和被附接到介入设备的超声探测器之间的预定距离相对应。几何结构提供单元GPU可以例如由查找表来提供。图2图示了包括针对多个对应的介入设备类型T中的每个类型的多个换能器到远端长度Ltde的示例性查找表23。图2中的查找表23可以用于图1中的几何结构提供单元GPU。在图1中,类型T<sub>1</sub>可以例如与具有距超声换能器的远端5.0mm而定位的超声换能器的血管进入针相对应,类型T<sub>2</sub>可以例如是导管,并且示例性介入设备类型T<sub>3</sub>可以是组织密封工具。其他类型的介入设备也可以以相同的方式被包括在查找表中。

[0030] 第一实施例的图像融合单元IFU被布置为接收指示超声场内的类型T的介入设备的数据。此外,基于介入设备的类型T,图像融合单元IFU从上述几何结构提供单元GPU中选择对应的换能器到远端长度Ltde;并且在由图像重建单元IRU重建的经重建的超声图像中指示针对超声场内的介入设备的面外距离Dop和换能器到远端长度Ltde。由于面外距离Dop和换能器到远端长度Ltde两者都由图像融合单元IFU在重建图像中进行指示,因此当介入设备的远端处于图像平面12中时,介入设备是立即显现的。此外,从几何结构提供单元GPU中自动选择对应的换能器到远端长度Ltde的图像融合单元IFU允许跟踪系统利用不同类型的介入设备进行操作,并且在重建的超声图像中正确指示这些介入设备的几何结构。

[0031] 这些单元中的每个单元(图像融合单元IFU、几何结构提供单元GPU、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。

[0032] 在一个实施方式中,类型T的介入设备可以由图像融合单元IFU从与介入设备相关联的数据载体无线地接收。在该范例中,数据载体可以是例如RFID芯片或条形码或QR码。在另一范例中,可以经由与数据载体的有线通信(例如从与介入设备相关联的存储器)接收数据。因此,数据载体可以是例如RFID芯片或条形码(例如,线性或矩阵条形码或QR码)、存储器或实际上为任何机器可读数据载体。因此,图像融合单元可以包括用于读取数据载体中的数据的读取器,例如,条形码读取器、RFID读取器或数据读取器。备选地,用户可以将该数据手动输入到图像融合单元。

[0033] 可以通过各种手段在重建的超声图像中指示面外距离Dop和换能器到远端长度Ltde,包括以数字指示符、表盘或具有与相应的距离或长度相对应的尺寸的形状的形式。这可以例如被提供为重建图像上的叠加图像,即,通过将来自指示符的数据与超声图像融合。各种颜色也可以用于提供所需的指示。在图3中所图示的优选范例中,使用圆作为指示符。图3图示了重建的超声图像RUI,其包括感兴趣区域ROI并且其中面外距离Dop和换能器到远端长度Ltde分别被图示为圆Cop和Cde。在该范例中,图像融合单元IFU被布置为在重建的超声图像中将面外距离指示为第一圆Cop的半径;并且在重建的超声图像中将换能器到顶端长度指示为第二圆Cde的半径。此外,第一圆和第二圆共享公共中心,并且公共中心与超声探测器的位置相对应。在图3A中,介入设备的顶端略微偏离平面,并且Dop>Ltde,如由圆Cop的半径超过Cde的半径所指示的。随着介入设备的顶端朝向图像平面前进,圆Cop和Cde的半径之差减小,如图3B所图示的。当介入设备的顶端处于平面内时,圆Cop和Cde的半径相同并且两个圆的边界重合。通过这种方式,帮助用户确定介入设备的顶端相对于超声图像平面

的位置。关于介入设备的顶端在图像平面上的实际位置,两个圆的公共中心被定位在离超声探测器的位置最近的点处。然而,介入设备的顶端的确切位置取决于介入设备顶端与超声探测器之间的线相对于图像平面的角度。在具有波束形成超声成像系统的介入设备的常规使用中,该线通常接近垂直于图像平面,因此顶端将位于圆的公共中心处。在将介入设备插入感兴趣区域ROI期间向用户提供对这种垂直布置的确认,因为在这种布置中,公共中心在插入期间保持在图像平面上的相应固定位置中。当该线偏离垂直位置时,超声图像中的顶端的位置远离公共中心移动,但始终位于圆Cde内。当介入设备被插入感兴趣区域时,由波束形成超声成像系统提供的介入设备的顶端的间歇图像以及感兴趣区域的部分的移位也会确认由圆提供的指示。

[0034] 任选地,图像融合单元还可以被配置为使得当第一圆的边界与第二圆的边界重合时,将第一圆和第二圆指示为公共圆,并且发生以下情况中的至少一种情况:i)用与第一圆的颜色和第二圆的颜色均不同的颜色来指示公共圆的边界;ii)用与第一圆的对比度和第二圆的对比度均不同的对比度来指示公共圆的边界;iii)用虚线边界来显示公用圆;iv)将公共圆的边界配置为随时间脉动。公共圆中的这些指示向用户警示介入设备的顶端相对于超声成像系统的图像平面处于平面内。

[0035] 图4图示了适合用于本发明的第一实施例的介入设备41。所述介入设备包括超声探测器46和数据载体49。所述超声探测器适于探测由波束形成超声成像系统的超声换能器阵列发出的超声信号。超声探测器46在与介入设备41的远端47相距预定距离Ltde处被附接到介入设备41。数据载体49包括指示介入设备41的类型T的数据。此外,该数据当由本发明的第一实施例的图像融合单元IFU接收到时使得图像融合单元IFU进行以下操作:i)针对介入设备类型T,从本发明的第一实施例的几何结构提供单元GPU中选择与介入设备41的远端47和被附接到介入设备41的超声探测器46之间的预定距离相对应的换能器到远端长度Ltde;并且ii)在由本发明的第一实施例的图像重建单元IRU重建的经重建的超声图像RUI中指示针对超声场内的介入设备的换能器到远端长度Ltde。

[0036] 在图4中,数据载体49例如可以是条形码(例如,线性或矩阵条形码或QR码)、RFID芯片、存储器或实际上为任何机器可读数据载体。数据载体可以通过包括粘合剂的各种已知手段被附接到介入设备,或者数据载体可以通过印刷、蚀刻等而被应用。而且,虽然数据载体49被图示为被设置在介入设备41上,但是数据载体49任选地可以例如由于无菌原因而被定位在介入设备41的包装上。

[0037] 因此,当图4的介入设备与本发明的第一实施例(即,图1中的物品10)一起使用时,由图像融合单元IFU接收到的数据实现了对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进的确定的技术效果。

[0038] 任选地,数据载体的数据当由图1的图像融合单元IFU接收到时,数据载体的数据还使得图像融合单元在重建的超声图像中将换能器到顶端长度指示为第二圆(即,图3中的Cde)的半径。

[0039] 任选地,数据载体的数据当由图1的图像融合单元IFU接收到时,数据载体的数据还使得图像融合单元在重建的超声图像中指示与超声探测器合图像平面之间的最短距离相对应的面外距离Dop,所述面外距离Dop由本发明的第一实施例的位置确定单元PDU来确定。

[0040] 任选地,数据载体的数据当由图1的图像融合单元IFU接收到时,数据载体的数据还使得图像融合单元在重建的超声图像RUI中将面外距离Dop指示为第一圆Cop的半径;其中,第一圆Cop和第二圆Cde共享公共中心,并且其中,公共中心与超声探测器的位置相对应。

[0041] 有利的是,在图像融合单元IFU中触发的这些额外效果实现了对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进的准确度的确定。

[0042] 虽然图1和图4中图示的示例性介入设备是针,但是也可以以与上述超声探测器相同的方式跟踪其他类型的介入设备,例如,导管、导丝、探头、内窥镜、电极、机器人、过滤设备、气囊设备、支架、二尖瓣夹、左心耳闭合设备、主动脉瓣、起搏器、静脉导管、引流管线、诸如组织密封设备或组织切割设备的外科手术工具。

[0043] 图1和图4中图示的超声探测器46可以由多种压电材料来提供,硬质压电材料和软质压电材料均是合适的。优选地,超声探测器46由聚偏二氟乙烯形成,聚偏二氟乙烯也被称为PVDF,其机械性能和制造工艺使其适合于被附接到诸如针的弯曲表面。备选材料包括PVDF共聚物(例如,聚偏二氟乙烯三氟乙烯)、PVDF三元聚合物(例如,P(VDF-TrFE-CTFE))。优选地,超声探测器围绕介入设备的轴进行缠绕,以便提供对围绕轴的360度旋转的感测,但是并非总是如此。此外,超声探测器可以包括图4中未示出的用于将探测到的超声信号与图1中的位置确定单元PDU进行通信的各种有线或无线通信模块。优选地,存在单个(即,一个且仅一个)这样的超声探测器,其被设置在介入设备上。有利地,这简化了介入设备的形状因子、可能存在的任何电互连以及任何探测到的超声信号的处理。备选地,可以使用两个或更多个超声探测器来提供位置冗余和/或介入设备的轨迹的指示。

[0044] 图5图示了根据图1的装置10可以执行的各种方法步骤或指令。指令可以被存储在计算机流程产品上并且可以由一个或多个处理器来运行。所述方法步骤包括:i)基于由超声换能器阵列探测到的超声信号来重建RECON与图像平面相对应的超声图像;i i)基于由超声换能器阵列发出的超声信号与由超声探测器探测到的超声信号的相关性并且任选地基于每个波束的发出与超声探测器对所述每个波束的探测之间的时间延迟并且任选地基于与由超声探测器探测到的每个波束相对应的超声信号的幅度来识别IDEN介入设备相对于图像平面的位置;并且其中,介入设备的位置包括与超声探测器和图像平面之间的最短距离相对应的面外距离;i i i)接收RECD指示超声场内的介入设备的类型的数据;并且基于介入设备的类型进行以下操作:i v)从查找表中选择SEL与介入设备的远端和被附接到介入设备的超声探测器之间的预定距离相对应的换能器到远端长度;并且v)在重建的超声图像中指示INDIC针对超声场内的介入设备的面外距离和换能器到远端长度。这些指令还可以包括本文中关于图1描述的一个或多个额外的步骤。

[0045] 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。为了该描述的目的,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<sup>TM</sup>和DVD。

[0046] 在上面关于图1-4描述的上述第一优选实施例中,介入设备的数据载体包括指示针类型的数据。在第二实施例中,数据载体可以额外地或备选地包括指示与介入设备的远端和被附接到介入设备上的超声探测器之间的预定距离相对应的换能器到远端长度Ltde的数据。在该第二实施例中,因此可以从图1中省略几何结构提供单元。此外,图1的图像融合单元IFU可以替代地被配置为接收指示介入设备的换能器到远端长度Ltde的数据;并且在重建的超声图像中指示面外距离Dop和换能器到远端长度Ltde两者。换句话说,在该实施例中,在查找过程中不再使用针的类型,并且数据载体存储介入设备的远端与被附接到介入设备上的超声探测器之间的距离。

[0047] 在可以与第一实施例或第二实施例结合使用的本发明的第三实施例中,或者作为对第一实施例或第二实施例的替代,数据载体可以包括指示以下各项中的一个或多个的数据字段:超声探测器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;超声探测器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。这样的数据也可以由图像融合单元IFU在重建的图像中指示。相应的参数例如可以以第一圆Cop或第二圆Cde的边界的厚度的形式或者通过具有与超声换能器的范围相对应的半径并且与第二圆Cde共享公共中心的第三圆的形式来指示。通过这种方式,边界厚度或第三圆的范围指示由超声探测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数据载体上并且因此由图像融合单元IFU从数据载体进行接收,或者与介入设备类型相关联并且被存储在类似于图2中的查找表的查找表中并且因此由图像融合单元IFU从几何结构提供单元GPU中接收。

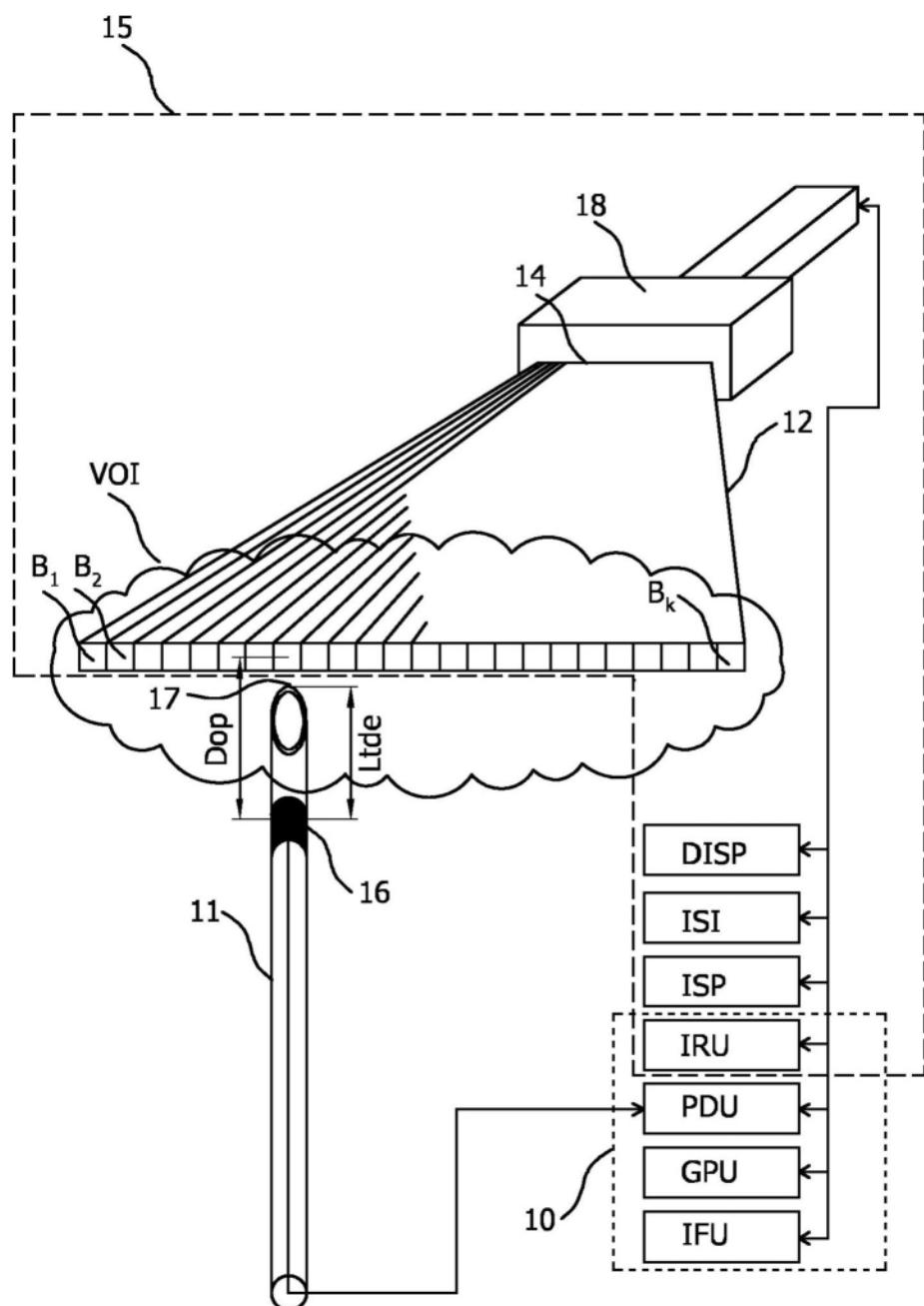


图1

T	Ltde
$T_1$	5.0 mm
$T_2$	3.5 mm
$T_3$	10.1 mm

23

图2

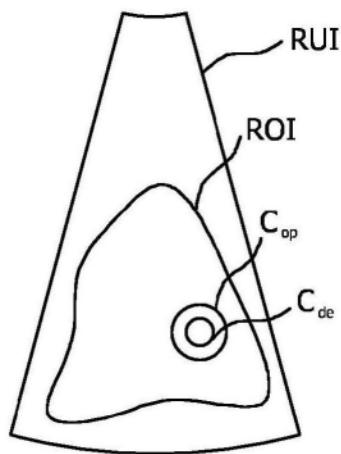


图3A

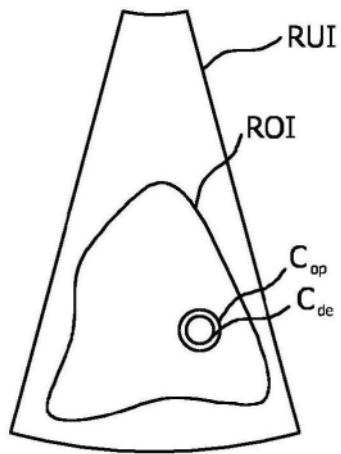


图3B

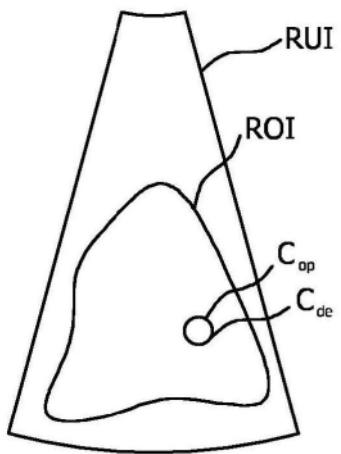


图3C

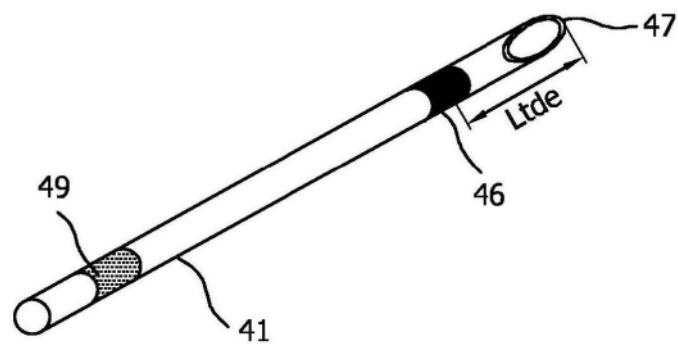


图4

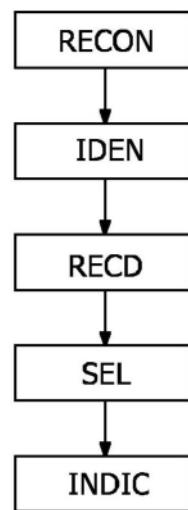


图5