(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108474837 A
(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680075778.6

(22)申请日 2016.12.13

(30)优先权数据
15201890.9 2015.12.22 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.06.22

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/080708 2016.12.13

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2017/108490 EN 2017.06.29

(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 S·范德帕斯 H·R·施塔伯特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
G01S 5/30(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)
A61B 34/20(2006.01)

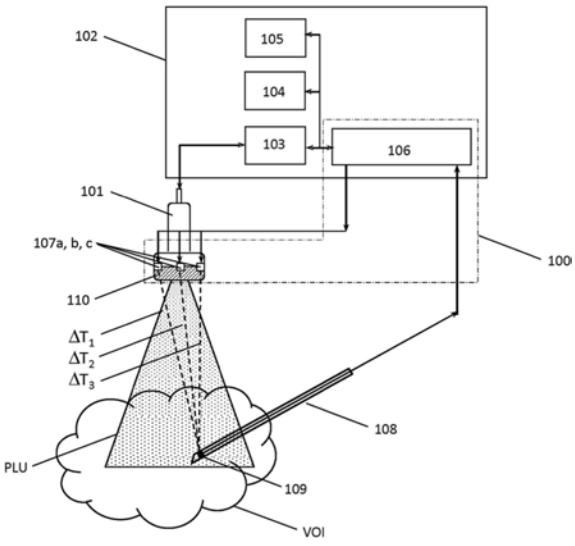
权利要求书3页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

基于超声的跟踪

(57)摘要

本发明涉及一种用于在超声成像探头的视场内定位医学设备的基于超声的系统。提供一种定位系统，其包括被布置在框架上的至少三个超声发射器；以及位置三角测量单元。所述框架适合于附接至超声成像探头。所述位置三角测量单元基于从附接至医学设备的超声探测器接收的信号来确定超声探测器相对于至少三个超声发射器的空间位置。所述框架包括可拆卸的参考体积，所述可拆卸参考体积包括背景体积和内含物或空隙。当可拆卸参考体积附接至框架并且框架附接至超声成像探头时，内含物或空隙在超声成像探头的视场内提供对应的图像特征，以用于校准超声成像探头的视场与定位系统的坐标系统。



CN 108474837 A

1.一种用于确定被附接至医学设备(108,508)的超声探测器(109,509)的位置的系统(100,400),所述系统(100,500)包括:

至少三个超声发射器(107a、b、c,507a、b、c);以及

位置三角测量单元(106,506);

其中,所述至少三个超声发射器(107a、b、c,507a、b、c)以预定配置被布置在框架(110,410,510)上,所述框架适于附接至具有成像视场(PLU)的超声成像探头(101,401,501);

其中,所述位置三角测量单元(106,506)被配置为与所述至少三个超声发射器(107a、b、c,507a、b、c)通信并且使每个超声发射器发射超声信号;

其中,所述位置三角测量单元(106,506)适于从所述超声探测器(109,509)接收指示由所述超声探测器探测到的超声信号的信号;并且还被配置为基于通过所述至少三个超声发射器(107a、b、c,507a、b、c)中的每个的超声信号的发射与通过超声探测器(109,509)的探测之间的第一组时间延迟(ΔT_1,ΔT_2,ΔT_3),通过三角测量来确定所述超声探测器(109,509)相对于所述至少三个超声发射器(107a、b、c,507a、b、c)的空间位置;并且

其中,所述框架(110,410,510)包括可拆卸参考体积(DRV),所述可拆卸参考体积(DRV)包括背景体积(BV)和至少一个内含物或空隙(IN);

其中,所述至少一个内含物或空隙(IN)具有不同于所述背景体积的超声声学阻抗的超声声学阻抗,使得当所述可拆卸参考体积(DRV)被附接至所述框架(110,410,510)并且所述框架被附接至所述超声成像探头(101,401,501)时,所述至少一个内含物或空隙被配置为在所述超声成像探头(101,401,501)的所述视场(PLU)内提供对应的至少一个图像特征。

2.根据权利要求1所述的系统,其中,所述可拆卸参考体积(DRV)能够在耦合接口处从所述框架(110,410,510)拆卸;并且其中,所述耦合接口包括至少一个机械配准特征,用于以预定取向将所述可拆卸参考体积(DRV)附接至所述框架(110,410,510)。

3.根据权利要求1或权利要求2所述的系统,其中,所述超声成像探头(401)的所述视场(PLU)沿深度轴(S)远离所述超声成像探头(101,401)延伸。

4.根据权利要求3所述的系统,其中,所述至少一个内含物或空隙(IN)是细长形状的形式;并且其中,所述细长形状相对于所述深度轴(S)横向延伸。

5.根据权利要求3所述的系统,其中,所述内含物或空隙在横向于所述深度轴(S)的方向上具有至少1mm的尺寸。

6.根据任一前述权利要求所述的系统,其中,所述至少一个内含物或空隙(IN)包括沿所述深度轴(S)轴向分离的两个或更多个细长内含物或空隙;并且其中,所述两个或更多个细长内含物或空隙每个相对于所述深度轴横向延伸并且相对于所述深度轴相互旋转。

7.根据任一前述权利要求所述的系统,其中,所述至少一个内含物或空隙(IN)具有与所述背景体积(BV)的超声声学阻抗相差至少5%的超声声学阻抗。

8.根据任一前述权利要求所述的系统,其中,所述超声成像探头(101,401,501)选自包括以下的组:2D成像探头、3D成像探头、经食管探头、经胸探头、经鼻探头、心脏内探头、血管内探头。

9.根据任一前述权利要求所述的系统,还包括医学设备(108,508)和超声探测器(109,509);

其中,所述超声探测器被附接至所述医学设备。

10.根据权利要求9所述的系统，还包括第二超声探测器；

其中，所述第二超声探测器被附接至所述医学设备(108,508)；

其中，所述位置三角测量单元(106,506)还适于从所述第二超声探测器接收指示由所述第二超声探测器探测到的超声信号的信号；

其中，所述位置三角测量单元(106,506)还被配置为基于通过所述至少三个超声发射器(107a、b、c,507a、b、c)中的每个的超声信号的发射与通过所述第二超声探测器的探测之间的第二组时间延迟(ΔT_{21}，ΔT_{22}，ΔT_{23})，通过三角测量确定所述第二超声探测器相对于所述至少三个超声发射器(107a、b、c,507a、b、c)的空间位置；并且

其中，所述位置三角测量单元(106,506)还被配置为基于所述超声探测器和所述第二超声探测器的空间位置来确定所述超声探测器(109,509)与所述第二超声探测器之间的轨迹。

11.根据权利要求9所述的系统，其中，所述医学设备(108,508)选自包括以下项的组：

探针、导管、导丝、探头、内窥镜、电极、机器人、过滤器设备、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、引流管线或手术工具，诸如组织密闭设备或组织切割设备。

12.根据权利要求1所述的系统，还包括：

超声成像探头(501)，其被配置为在所述视场(PLU)内传输和接收超声能量；

成像系统处理器(503)；

图像融合单元(511)；

其中，所述至少三个超声发射器(507a、b、c)被附接至所述超声成像探头(501)；

其中，所述成像系统处理器(503)与所述超声成像探头(501)可操作地通信；

其中，所述成像系统处理器(503)、所述位置三角测量单元(506)和所述图像融合单元(511)相互通信；

其中，所述成像系统处理器(503)被配置为基于由所述超声成像探头(501)传输和接收的所述超声信号来重建对应于所述视场(PLU)的超声图像表示；

其中，所述图像融合单元(511)被配置为基于所述超声图像表示和所述超声探测器(509)的所述空间位置来生成融合图像表示。

13.根据权利要求12所述的系统，其中，所述视场是平面；

并且其中，所述位置三角测量单元(506)还被配置为当所述超声探测器(509)位于所述超声图形表示的平面之外时，在所述融合图像中提供所述超声探测器(509)被定位在其上的平面的一侧的指示。

14.一种用于利用权利要求12的系统使用的校准方法，所述方法包括以下步骤：

使用根据权利要求12所述的系统，基于由所述超声成像探头(501)传输和接收的超声信号，提供对应于所述超声成像探头(501)的所述视场(PLU)的测量超声图像表示，并且其中，所述测量超声图像表示包括所述至少一个图像特征的至少一部分；

基于与所述至少三个超声发射器(107a、b、c,507a、b、c)相关的所述至少一个内含物或空隙(IN)的位置，提供对应于根据权利要求12所述的超声成像探头(501)的预测视场(PLU)的预测超声图像表示；

确定所述预测超声图像表示与所述测量超声图像表示之间的平移，以将由所述位置三

角测量单元(106,506)确定的所述超声探测器(109,509)的所述空间位置映射到所述超声成像探头(501)的所述视场(PLU)。

15.根据权利要求14所述的校准方法,还包括步骤:将所确定的平移应用于由所述位置三角测量单元(106,506)确定的所述超声探测器(109,509)的空间位置。

16.一种包括指令的计算机程序产品,所述指令在处理器上执行时使所述处理器执行根据权利要求14或权利要求15所述的方法的步骤。

基于超声的跟踪

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于将医学设备定位在超声成像探头的视场内的基于超声的系统。

背景技术

[0002] 诸如探针、导管和介入工具的医学设备经常由于其反射的镜面特性，特别是在不利的入射角度下难以在超声图像中可视化。

[0003] 在针对该问题的一个解决方案中，专利申请WO2015/101949公开了一种采用超声探头、超声扫描器和介入工具的工具导航系统。所述超声扫描器生成与超声探头的声学图像平面相对应的超声图像。使用被附接到介入工具和超声探头的超声发射器和接收器来跟踪介入工具相对于声学图像平面的位置。

[0004] 通过不同的换能器提供对超声探头的换能器的跟踪的已知定位系统的缺点是需要将跟踪系统的坐标系统校准到超声探头的视场。常规上，这是在基于工厂的校准步骤中执行的。

[0005] Mung，J等人的标题为“Time of Flight and FMCW Catheter Localization”的文献(2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings;2009年9月20日;第590-593页)公开了一种使用超声信号来跟踪导管的3D位置的系统。

[0006] 文献WO98/40760公开了一种用于在3-D观看环境中显示2-D超声图像的系统。包含位置换能器的可拆卸壳体被附接到常规2-D超声成像头，以提供由图像换能器生成的成像平面的位置数据。

发明内容

[0007] 在寻找减轻已知定位系统的缺点中，提供一种用于确定被附接至医学设备的超声探测器的位置的系统。所述系统包括位置三角测量单元和至少三个超声发射器。所述超声发射器以预定配置被布置在适于附接至超声成像探头的框架上。所述超声成像探头具有成像视场。所述位置三角测量单元被配置为与超声发射器通信并使每个超声发射器发射超声信号。此外，所述位置三角测量单元适于从所述超声探测器接收指示由所述超声探测器探测到的超声信号的信号;并且还被配置为通过三角测量基于通过每个超声发射器的超声信号的发射与通过超声探测器的超声信号的探测之间的第一组时间延迟来确定超声探测器相对于超声发射器的空间位置。所述框架包括可拆卸参考体积，所述可拆卸参考体积包括背景体积和至少一个内含物或空隙。至少一个内含物或空隙具有不同于所述背景体积的超声声学阻抗的超声声学阻抗。此外，当所述可拆卸参考体积被附接至所述框架并且所述框架被附接至所述超声成像探头时，所述至少一个内含物或空隙被配置为提供在所述超声成像探头的所述视场内的对应的至少一个图像特征。

[0008] 这样做时，提供用于超声成像探头的附加框架，其能够用于跟踪被附接至医学设备的超声探测器的位置。跟踪设备缓解了许多医学设备在进行超声时所遭受的不良可视性

的问题。当可拆卸参考体积被附接至框架并且框架被附接至超声成像探头时，图像特征能够用于将跟踪系统的坐标系统校准到超声探头的视场。这是因为至少一个内含物或空隙相对于至少三个发射器处于预定位置，并且内含物或空隙经由超声图像中的图像特征是可见的。可拆卸参考体积随后能够被拆卸并且能够相对于超声成像探头跟踪医学设备。

[0009] 根据本发明的另一方面，超声成像探头的视场沿着深度轴远离超声成像探头延伸，并且至少一个内含物或空隙是以细长形状的形式。此外，细长形状相对于深度轴横向延伸。所述细长形状沿着深度轴在距离超声发射器预定距离处提供特征，并且这能够用于将跟踪系统的坐标系统沿着深度轴映射到超声探头的视场。此外，由于所述细长形状相对于深度轴横向延伸，因此如在超声图像中看到的特征的旋转能够用于将跟踪系统的坐标系统相对于围绕深度轴的旋转映射到超声探头的视场。

[0010] 根据本发明的另一方面，可拆卸参考体积具有沿着深度轴轴向分离的两个或多个细长内含物或空隙。此外，细长内含物或空隙每个相对于深度轴横向延伸并且相对于深度轴相互旋转。能够使用多个内含物或空隙将跟踪系统的坐标系统相对于围绕深度轴旋转映射到超声探头的视场。当超声探头的视场例如以平面的形式受到限制时，当内含物或空隙由于较大的旋转误差在平面图像中仅部分可见时，本发明的这个方面特别有用。

[0011] 本发明的其它方面在独立权利要求中被定义，包括校准方法和计算机程序产品。

附图说明

[0012] 图1示出了与定位系统100结合的常规超声成像系统。

[0013] 图2示出了超声探头201连同借由框架210被附接到其上的三个超声发射器207a、b、c，连同超声探测器209。

[0014] 图3A示出了被布置在平面配置中的三个超声发射器E_1、E_2、E_3，图3B示出了被布置在平面配置中的三个超声发射器E_1、E_2、E_3以及位于该平面以外(beyond)的一个超声发射器E_4，图3C示出了沿直线AX_1-AX_2布置的三个超声发射器E_1、E_2、E_3。

[0015] 图4示出了超声探头401，连同借助于框架410被附接到其上的三个超声发射器407a、b、c，连同可拆卸参考体积DRV，可拆卸参考体积DRV包括背景体积BV和在超声成像探头401的视场PLU内的内含物或空隙IN。

[0016] 图5示出了与定位系统500结合的常规超声成像系统。

具体实施方式

[0017] 为了图示说明本发明的原理，描述了各种系统，其中，通过位置三角测量单元和被可附接到2D超声成像探头的三个超声发射器来提供以探针为范例的医学设备的跟踪。然而，应当理解，本发明还能够应用于其他医学设备的跟踪，例如导管、导丝、探头、内窥镜、电极、机器人、过滤器设备、球囊设备、支架、二尖瓣夹、左心耳闭合设备、主动脉瓣、起搏器、静脉内导管、引流线、外科工具，诸如组织密封设备或组织切割设备。还应当理解，本发明还能够应用于其他类型的超声成像探头，例如3D成像探头、经食管探头(TEE)、经胸探头(TTE)、经鼻探头(TNE)、心脏内探头(ICE)、血管内探头(IVUS)。

[0018] 图1示出了与定位系统100结合的常规超声成像系统。图1中的常规超声成像系统包括超声成像探头101、成像系统处理器103、成像系统接口104和显示器105。成像系统处理

器103、成像系统接口104和显示器105位于控制台102内。控制台102可以用于指导医学程序。如连接箭头所示，超声成像探头101借由电缆被附接到控制台102。超声成像探头101包括用于从感兴趣体积VOI传输和接收超声能量的一维或二维超声收发器阵列(未示出)。控制台102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/或调整由超声成像探头101传输或接收、或者由超声探测器109接收的信号的相位。电子驱动器和接收器电路可以用于操纵发射和/或接收的超声射束的方向。收发器阵列因此可以用于生成如成像平面PLU所指示的2D超声图像、或3D超声图像。控制台102还可以包括用于存储程序和应用的存储器(未示出)。存储器可以例如存储超声射束控制软件，超声射束控制软件被配置为控制由超声成像探头101传输和/或接收的超声信号的序列。然而，应当注意，尽管一些超声成像系统项在上面被描述为位于控制台102内，这些项中的一些可以备选地位于成像系统探头内，如例如在Philips LUMIFY超声成像系统中的情况。

[0019] 包括被布置在框架110上的三个超声发射器107a、b、c和位置三角测量单元106的定位系统100也包括在图1中。定位系统100可以用于确定诸如具有被附接至其上的超声探测器109的范例性医学探针108的医学设备的位置。

[0020] 图1中的超声探测器109可以例如由压电材料制成。优选地，超声探测器由聚偏二氟乙烯材料(即PVDF)、或包括PVDF共聚物和PVDF三元聚合物的PVDF组中的相关材料之一制成，但其他材料也是合适的。这种材料可以是以薄膜形式可用的，因此特别适合于附接至医学设备，如在公布为WO2015/155645的专利申请PCT/IB2015/052425中所描述的。超声探测器109优选适于使用粘合剂层附接至医学设备。备选地，可以使用搭扣配合连接器、或与医学设备上的相应连接器配合的压缩配合连接器。

[0021] 图1中的三个超声发射器107a、b、c以预定的间隔开的配置被布置在适于附接至超声成像探头101在框架110上。可以通过包括压力配合连接、搭扣配合连接、弹性绑带或使用粘合剂的各种方式将框架附接至超声成像探头101。在优选的布置中，超声发射器107a、b、c位于共同的平面中并且由成像探头旁边的框架保持。备选地，发射器可以被布置为位于沿着直线上。超声发射器107a、b、c可以由诸如压电材料的常规材料制成，所述压电材料在施加电脉冲时膨胀或收缩并由此发射超声信号。优选地，超声发射器是全方向发射器。然而，也可以使用将超声波发射到小于4π球面角的锥形角内的定向或聚焦发射器。

[0022] 在定位系统100中，位置三角测量单元106与由互连箭头所示的三个超声发射器107a、b、c通信并且被配置为使每个超声发射器发射超声信号。

[0023] 优选地，位置三角测量单元106利用电线连接到三个超声发射器，但是也考虑例如使用光学、红外或RF通信链路的无线通信。此外，由超声发射器发射的超声信号可以包括单个脉冲或多个脉冲。原则上，使用单个脉冲足以允许位置三角测量单元确定用于对超声探测器的位置进行三角测量的一组时间延迟。备选地，可以使用多个脉冲来改善它们的探测信噪比或改善它们的辨别。在任一种情况下，脉冲可以由发射器相继或同时发射。当同时发射时，可以使用编码来允许超声探测器109区分由每个发射器发射的脉冲。这种编码可以采取不同的脉冲持续时间、不同的脉冲频率或不同的脉冲序列的形式。此外，当使用多个脉冲时，优选地，由每个超声发射器发射的脉冲的频率与超声成像系统的脉冲频率的频率不同，例如至少两倍，或至多一半。优选地，由三个超声发射器中的每一个发射的超声信号包括1MHz或更小的频率。这比由常规超声成像系统发射的大约2-10MHz的频率小得多。通过将由

超声发射器使用的频率从由超声成像系统中的超声收发器阵列使用的频率分开，减少了两个系统之间的干扰。还考虑在超声成像系统的连续帧之间交错来自三个发射器的脉冲发射，以便减少两个系统之间的干扰。

[0024] 在定位系统100中，位置三角测量单元106适于从超声探测器109接收指示由超声探测器探测到的超声信号的信号；并且还被配置为基于通过至少三个超声发射器107a、b、c中的每一个的超声信号的发射与通过超声探测器109的超声信号的探测之间的第一组时间延迟 ΔT_1、ΔT_2、ΔT_3，通过三角测量来确定超声探测器109相对于至少三个超声发射器107a、b、c的空间位置。

[0025] 位置三角测量单元106可以例如具有适合于从超声探测器109接收这种信号的电输入。输入可以例如是如图1中的连接箭头所指示的有线输入。备选地，还可以考虑使用无线输入，其中，通信路径由光学、红外或RF通信链路提供。在任一种情况下，位置三角测量单元还可以包括用于与超声探测器109接口的模数转换电子器件(图1中未示出)。

[0026] 通过位置三角测量单元106使用时间延迟 ΔT_1、ΔT_2、ΔT_3对探测器位置进行三角测量可以例如使用定时器来计算。定时器可以被触发为在已发射的超声发射器信号上的位置处开始计数，并且被触发为通过在探测到的发射器信号上的对应位置来停止计数。可选择地，可以通过将探测到的超声信号与已发射的超声信号相关联来计算时间延长。其他技术，包括匹配滤波的使用也适用于此目的。这些技术中的任何技术都可以由例如在位置三角测量单元106中的处理器或者通过专用电子电路来实施。

[0027] 参考图2图示说明了可以由位置三角测量单元106执行的范例性三角测量计算。图2示出了超声探测器201，连同借助于框架210附接到其上的三个超声发射器207a、b、c，连同超声探测器209。图2中还示出了超声成像探头201的成像平面PLU。在图2中，三个超声发射器207a、b、c位于笛卡尔坐标(x,y,z)位置(0,0,0)，(W1,0,0)和(W1,W2,0)。在各个发射器207a、b、c和超声探测器209之间的超声波传播的时间延迟 ΔT_1、ΔT_2和 ΔT_3对应于由三个超声发射器的位置定义的从平面眼神的顶点d1、d2、d3的长度。能够使用超声波在传播介质中传播的速度来计算顶点d1、d2、d3的长度。随后，使用三角测量，能够使用下面的等式1-3在笛卡尔坐标空间中确定探测器209的位置，其中W1和W2表示如图2所示的发射器的相对位置。

[0028] $$S_x = \frac{W_1^2 + d_1^2 - d_3^2}{2W_1}$$ 等式 1

[0029] $$S_y = \frac{W_2^2 + d_1^2 - d_2^2}{2W_2}$$ 等式 2

[0030] $$S_z = \sqrt{d_1^2 - S_x^2 - S_y^2}$$ 等式 3

[0031] 因此，使用等式1-3，能够通过三角测量来确定探测器209相对于三个超声发射器207a、b、c的位置。也可以使用在图2或图1中未示出的附加发射器，例如在位置(0,W2,0)处，以便改善三角测量计算的准确度，或者在信号路径d1、d2、d3之一被阻塞的情况下提供冗余。

[0032] 为了进一步图示说明位置确定单元106的操作，图3A示出了布置在平面配置中的三个超声发射器E1、E2、E3，图3B示出了布置在平面配置中的三个超声发射器E1、E2、E3配置和该平面之外的一个超声发射器E4，图3C示出了沿着直线AX1-AX2布置的三个超声发射器

E1、E2、E3。如上面联系图2所描述的，需要最小数量的超声发射器来执行所期望的三角测量。但是，这些发射器的各种布置是可能的，如图3所示。优选地，超声发射器布置在平面配置中，如连接发射器、发射器平面PLE的图3A的阴影部分所示。这种布置改善了探测器D1的跟踪，因为探测器的位置能够基于时间延迟 ΔT_1、ΔT_2、ΔT_3定位到点P_1。只要知道探测器位于发射器平面的哪一侧，也能够排除也满足三角测量计算的点P_1'。在设想的医学环境中，能够排除点P_1'，因为探测器不可能位于超声成像探头后面。也可以设想在图1的系统中使用三个以上的超声发射器。当探测到来自附加探测器的信号时，这种冗余增强了超声探测器的空间定位准确度。由附加发射器提供的冗余还能够促进更可靠的操作，例如在来自发射器之一的弱信号或阻塞信号的情况下，提供来自其余三个发射器的信号被探测到。与图3A相比，图3B中的布置包括平面外发射器E_4。平面外发射器E_4能够用于提供上述冗余，并且另外提供探测器位于阴影平面、发射器平面PLE的哪一侧的指示，由此消除图3A中所示的点P_1'解决方案。图3C中的布置示出沿着直线AX1-AX2的三个发射器的线性布置能够用于将探测器的位置定位到具有围绕轴AX1-AX2的半径r的圆的弧A1。尽管这并未将探测器位置定位到具体的点，但是将探测器定位到沿着弧的位置的能力仍然在使其位置变窄中进行使用。当与具有成像平面的超声成像探头一起使用时，优选地，沿其布置发射器的直线不位于超声成像平面内。

[0033] 返回图1，尽管位置三角测量单元106被示出为在控制台102内，但是这可以可选择地与超声发射器107a、b、c一起定位。换言之，定位系统100可以可选择地包括单个单元。在这种情况下，三个超声发射器和位置三角测量单元106都适合于附接到超声成像探头101。这减少了定位系统100的形状因素。

[0034] 因此，在使用中，定位系统100可以用于确定超声探测器109被附接至其上时范例性医学设备108相对于超声发射器107a、b、c的坐标系统的位置。

[0035] 为了将定位系统100的坐标系映射到超声探头PLU的视场，图1中的定位系统100还提供有参考图4示出的可拆卸参考体积DRV。图4示出了超声探头401，连同借助于框架410附接到其上的三个超声发射器407a、b、c，连同可拆卸参考体积DRV，其包括背景体积BV和超声成像探头401的视场PLU内的内含物或空隙IN。可拆卸参考体积DRV沿着粗虚线(即，如图4所示的耦合接口)从框架410可拆卸，因此提供图1、图2和图5中的布置，其中可拆卸参考体积DRV分别从框架110、210、510拆卸。任选地，耦合接口可以包括至少一个机械配准特征，用于以预定取向将可拆卸参考容积DRV附接至框架110、410、510。机械配准特征可以是例如附接至可拆卸参考体积并且与框架中的相应孔配合的销钉。销钉和孔可以例如具有诸如星形的具体的横截面，以便确保可拆卸参考体积和框架能仅在一个取向上耦合。也可以使用多个这种销钉，这种情况下每个销钉可以具有例如圆形的横截面。此外，其他机械配准特征也适用于此目的，包括与脊配合的凹槽或与插座配合的插头。在耦合界面两端的临时耦合也可以利用例如在耦合界面处的磁体或带子来协助。优选地，预定取向使得当可拆卸参考体积DRV被附接至框架并且框架被附接至超声成像探头时，至少一个内含物或空隙被配置为在超声成像探头的视场PLU内提供对应的至少一个图像特征。例如，可拆卸参考容积DRV可以被包括在容器内。内含物或空隙IN具有不同于背景体积BV的超声声学阻抗的超声声学阻抗。优选地，至少一个内含物或空隙IN具有与背景体积的超声声学阻抗相差至少5％、或至少10％或至少15％的超声声学阻抗。因此，当可拆卸参考体积DRV被附接至框架410并且框

架410被附接至超声成像探头401时，内含物或空隙被配置为在超声成像探头的视场PLU内提供对应的图像特征。可以以相同的方式将多个内含物或空隙添加到图4中，以提供更多可辨别的图像特征。可以在映射过程已经发生之后随后移除可拆卸参考体积DRV，以便避免干扰超声成像探头101的常用成像操作。背景体积BV优选具有与皮肤相似的声学阻抗的材料，即$1.7\times10^{6}kgm^{-2}s^{-1}$，以便最接近地模仿其使用环境并避免超声反射回超声换能器和超声发射器。用于背景体积BV的一种合适的材料是Zerdine，由美国弗吉尼亚州的CIRS供应并且在美国专利5196343中公开。可选择地，这可以由水、明胶或超声匹配凝胶提供。用于内含物IN的合适材料包括尼龙或聚氨酯橡胶，或其他聚合物。此外，当使用空隙时，这可以填充有流体或气体，例如空气或氮气。尽管原则上单个点足以将定位系统100的范围校准到超声探头PLU的视场范围内，但内含物或空隙IN可以是各种形状的形式。

[0036] 细长形状优选用于内含物或空隙IN，因为这些提供了确定跟踪系统的坐标系统和超声探头PLU的视场的坐标系统之间的相对旋转的额外的可能性。在一个实施例中，超声成像探头401的视场PLU远离超声成像探头401沿图4中的深度轴S延伸，内含物或空隙IN呈细长形状的形式，其相对于深度轴S横向延伸。其他形状也是适合的，例如十字形或星形或t形。

[0037] 在另一实施例中，内含物或空隙在深度轴S的横向方向上具有至少1mm的尺寸。这在超声图像中提供更容易辨别的图像特征。

[0038] 在另一实施例中，存在沿着深度轴S轴向分离的两个或多个细长内含物或空隙。此外，两个或多个细长内含物或空隙每个相对于深度轴横向延伸并且相对于深度轴相互旋转。能够使用两个或多个内含物或空隙将跟踪系统的坐标系统校准到相对于围绕深度轴的旋转的超声探头的视场。当超声探头的视场例如以平面形式受到限制时，当由于较大的旋转误差使内含物或空隙在平面图像中仅部分可见时，本发明的这个方面特别有用。定位系统100的坐标系统与超声探头PLU的视场之间的相对旋转可以例如通过测量超声成像探头的视场中的每个内含物或空隙的相对长度来确定。

[0039] 图5示出了与定位系统500结合的常规超声成像系统。除了图1的对应元件之外，图5还包括图像融合单元511。图5中的常规超声成像系统包括超声成像探头501、成像系统处理器503、成像系统接口504和显示器505。成像系统处理器503、成像系统接口504和显示器505位于控制台502内。超声成像探头501包括超声收发器(未示出)的一维或二维阵列，用于传输和接收来自感兴趣体积VOI的超声能量。控制台502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/或调整由超声成像探头501传输或接收、或者由超声探测器509接收的信号的相位。电子驱动器和接收器电路可以用于操纵发射和/或接收的超声射束的方向。收发器阵列可以因此用于生成如成像平面PLU所指示的2D超声图像或者3D超声图像。控制台502还可以包括用于存储程序和应用的存储器(未示出)。

[0040] 包括被布置在框架510上的三个超声发射器507a、b、c的定位系统500和位置三角测量单元506也包括在图5中。定位系统500可以用于确定诸如具有附接到其上的超声探测器509的范例性医学探针508的医学设备的位置。

[0041] 与图1相比，图5中的附加图像融合单元511与成像系统处理器503和位置三角测量单元506通信。图像融合单元511被配置为基于超声图像表示和超声探测器的空间位置生成融合图像表示。用于提供融合图像表示的技术在图像处理领域是众所周知的。图像融合单

元511可以包括执行所期望的图像融合的一个或多个处理器。图像融合可以可选择地由成像系统处理器503或执行位置三角测量单元506的功能的相同处理器来执行。超声探测器的空间位置可以例如由诸如十字、圆圈、十字准线、箭头、指针或甚至超声图像的颜色中的变化来指示。融合图像也可以以部分透明的标记的形式提供，其允许观看其下面的超声图像的部分。当探测器附接至医学设备时，超声探测器的空间位置的指示可以由医学设备上的点的位置替代。

[0042] 当由成像系统处理器503生成的图像是2D超声图像时，也设想在2D超声图像中指示超声探测器位于超声图像平面的哪一侧。当探测器位于超声图像平面之外时，即它位于“平面外”时，这是特别有用的，因为它提醒医生倾斜超声图像探头，以便将探测器带回到超声图像平面，即“在平面内”。在这样做时，医生能够将探测器相对于超声图像的准确位置可视化。在这种布置中，在图5中示出的定位系统500中，成像系统处理器503被配置为重建贯穿感兴趣体积VOI的平面PLU的超声图像表示。此外，位置三角测量单元506被配置为当超声探测器位于超声图像表示的平面之外时在融合图像中提供超声探测器所位于的平面的一侧的指示。这利用图5中的布置是可能的，因为定位系统500不局限于探测器509的位置的平面内跟踪，并且因此与平面PLU相关的实际探测器位置很容易确定。超声探测器被定位在其上的平面的一侧的这种指示可以采用融合图像中的文本指示的形式，例如“在平面上方”或“在平面下方”，箭头表示在其中探针必须倾斜以将超声探测器带回平面内的方向、或者超声探测器与平面之间的距离；优选地是到平面的最短距离。还设想在最接近超声探测器的2D超声图像中的点处以诸如圆形或十字之类的标记的形式提供指示，其中标记具有根据到超声探测器的平面外距离变化的尺寸。

[0043] 在另一实施例中，第二超声探测器也可以附接到图1或图5的医学设备108、508。其中，位置三角测量单元106、506还适于从第二超声探测器接收指示由第二超声探测器探测到的超声信号的信号。此外，位置三角测量单元被配置为基于通过至少三个超声发射器的每个的超声信号的发射与通过第二超声探测器的超声信号的探测之间的第二组时间延迟ΔT_{21}、ΔT_{23}、ΔT_{23}，通过三角测量来确定第二超声探测器相对于至少三个超声发射器107a、b、c，507a、b、c的空间位置。此外，位置三角测量单元106、506还被配置为基于超声探测器和第二超声探测器的空间位置来确定超声探测器109、509和第二超声探测器之间的轨迹。在该实施例中，两个超声探测器的相对位置固有地定义轨迹。当探测器附接至医学设备时，该轨迹可以因此用于指示医学设备的轨迹。该实施例发现在诸如具有轴的探针的医学设备中的具体应用，并且其对于确定该轴的轨迹是有价值的。这随后可以在由图像融合单元生成的超声图像中指示。在使用探针的医学程序中，知道探针轨迹以确定将探针插入其当前位置是否会导致探针尖端位置以感兴趣体积中的期望点结束是有价值的。

[0044] 在另一实施例中，公开了可以利用图1或图5中的系统使用的校准方法。它也可以与本文所述的其他实施例结合使用。校准方法可以用于将跟踪系统的坐标系统校准到超声探头的视场。映射还可以用于确定探测器109、509相对于超声探头101、501的视场PLU的位置。总体上，超声探头具有由坐标系统定义的视场，超声图像特征通过超声图像重建过程被映射到该视场或坐标系统中。参考图1和图5，跟踪系统同样具有与其超声发射器107a、b、c，507a、b、c的位置相关联定义的坐标系统。对齐两个坐标系统的一种方法能够是确保超声发射器在与超声收发器阵列相关联的准确位置上。但是，总体而言，这种对准难以实现，特别

是当框架被改装(retro-fitted)到已经在现场使用的超声探头时。这可以导致如由位置三角测量单元确定的探测器位置中旋转或范围误差。该实施例的校准方法提供解决这种未对准的映射。

[0045] 校准方法包括以下步骤:i)基于由超声成像探头501传输和接收的超声信号提供与超声成像探头501的视场PLU相对应的测量超声图像表示,并且其中测量超声图像表示包括至少一个图像特征的至少一部分;ii)基于与至少三个超声发射器107a、b、c相关的至少一个内含物或空隙IN提供对应于超声成像探头501的预测视场PLU的预测超声图像表示;以及iii)确定预测超声图像表示和测量超声图像表示之间的转换,用于将如由位置三角测量单元106、506确定的超声探测器109、509的空间位置映射到超声成像探头501的视场PLU。

[0046] 预测超声图像表示包括对应于内含物或空隙IN的图像特征的至少一部分,并且是当框架(即,超声发射器)相对于收发器阵列(即,超声成像探头)定位时将由超声成像系统生成的图像,从而使超声成像探头的坐标系统与跟踪系统的坐标系统对准。换言之,当坐标系统被对准是,预测超声图像表示对应于视场,包括内涵物的一部分。

[0047] 能够使用来自图像映射领域的各种已知技术来提供预测和测量超声图像表示之间的期望的平移。映射可以包括诸如旋转、缩放、平移和其他仿射变换之类的操作。

[0048] 在确定了必须将测量图形表示映射到预测图像表示的映射之后,该映射能够应用于跟踪系统的坐标系统内的每个点,以便将跟踪系统的坐标系统中的测量位置与在超声成像探头的视场中的测量位置对准。

[0049] 在另一实施例中公开了一种计算机程序产品。计算机程序产品包括在处理器上执行时使处理器执行上述校准方法步骤的指令。计算机程序产品可以由专用硬件以及能够与适当软件相关联地执行软件的硬件来提供。当由处理器提供时,功能可以由单个专用处理器、单个共享处理器或多个单独的处理器提供,其中一些能够共享。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应该被解释为排他性地指能够执行软件的硬件,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”、非易失性存储器等。此外,本发明的实施例可以采取可从计算机可用的或计算机可读的存储介质访问的计算机程序产品的形式,提供用于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。为了本说明书的目的,计算机可用的或计算机可读的存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或传输由指令执行系统、装置或设备使用或与其结合使用的程序的任何设备。介质能够是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统、或者装置或者设备、或者传播介质。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光盘-只读存储器“CD-ROM”、光盘-读/写“CD-R/W”,蓝光™和DVD。

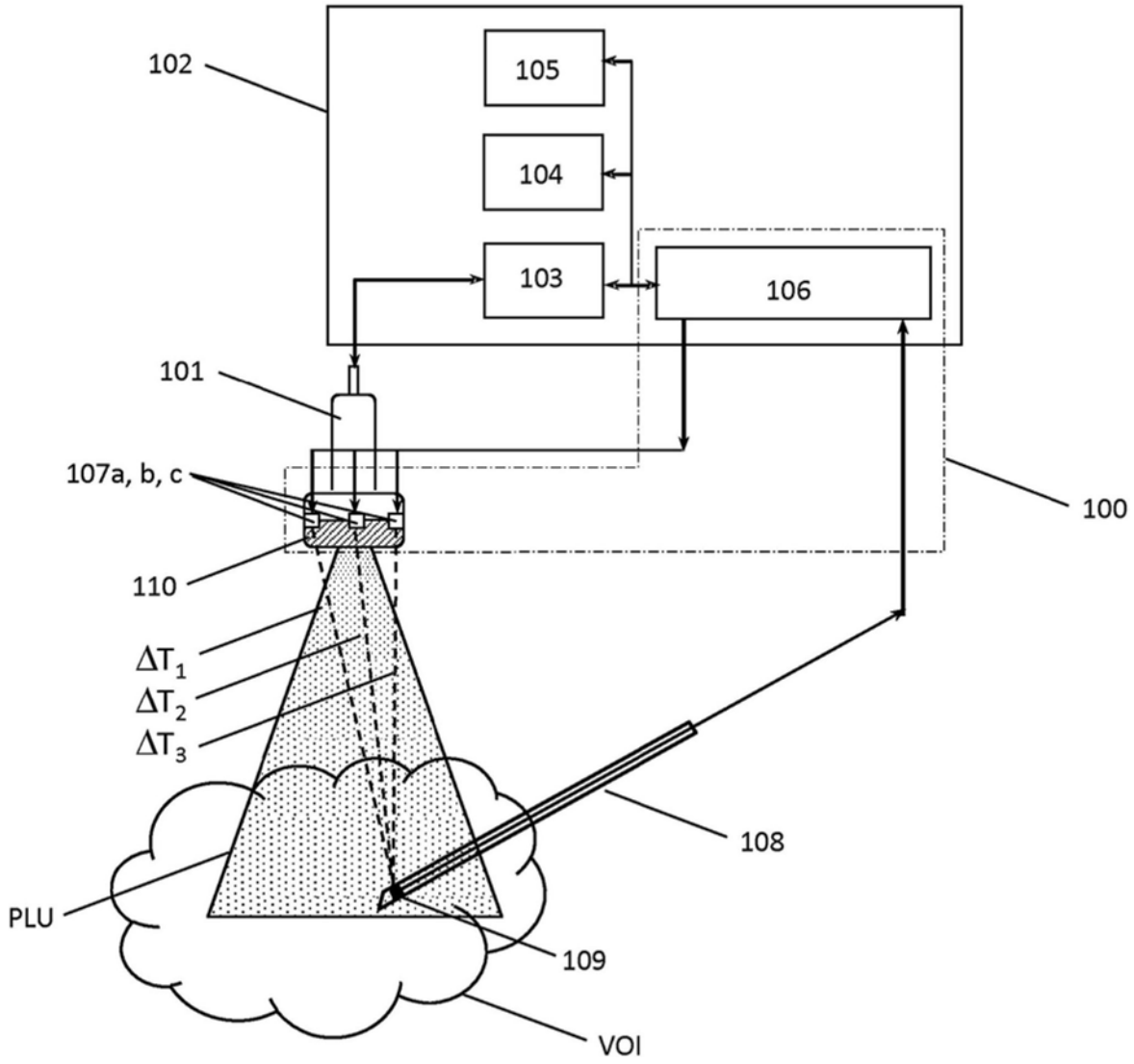

102
105
104
103
106
101
107a, b, c
100
110
ΔT_1
ΔT_2
ΔT_3
108
PLU
109
VOI

图1

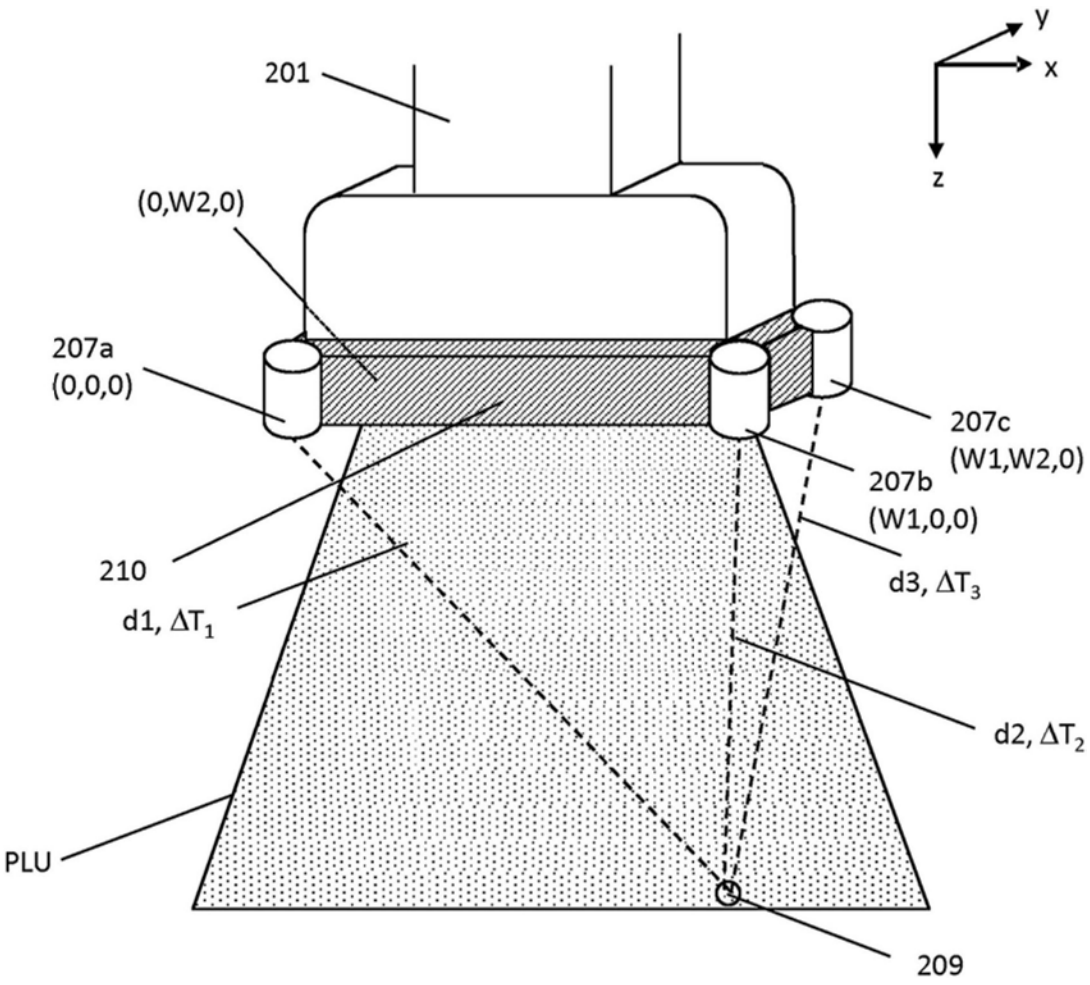

y
x
z
201
(0,W2,0)
207a
(0,0,0)
207c
(W1,W2,0)
207b
(W1,0,0)
210
d3, ΔT3
d1, ΔT1
d2, ΔT2
PLU
209

图2

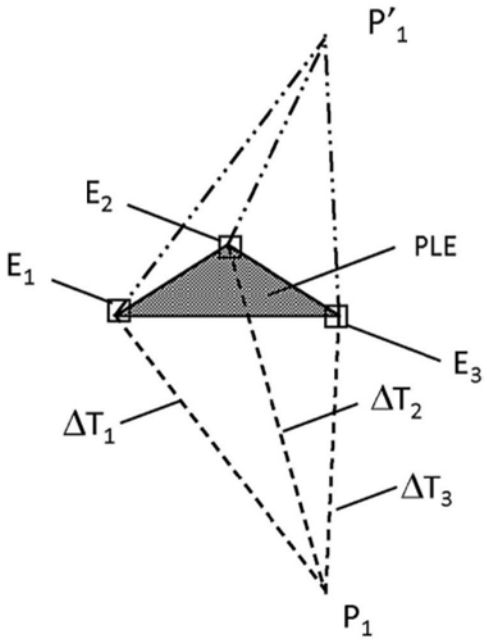


图3A

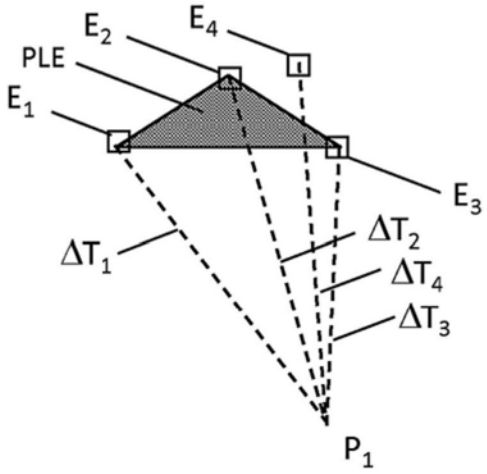


图3B

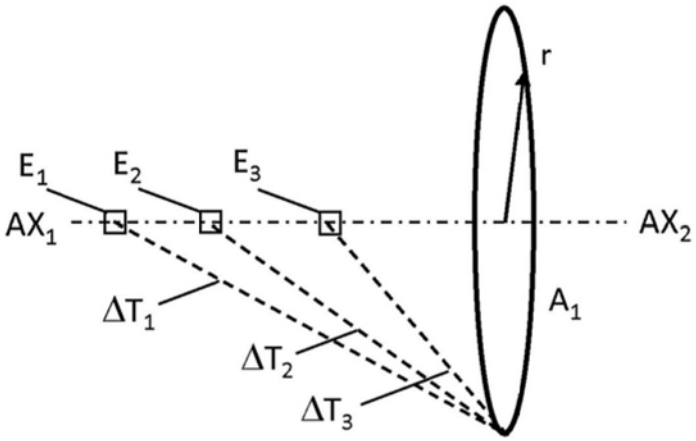


图3C

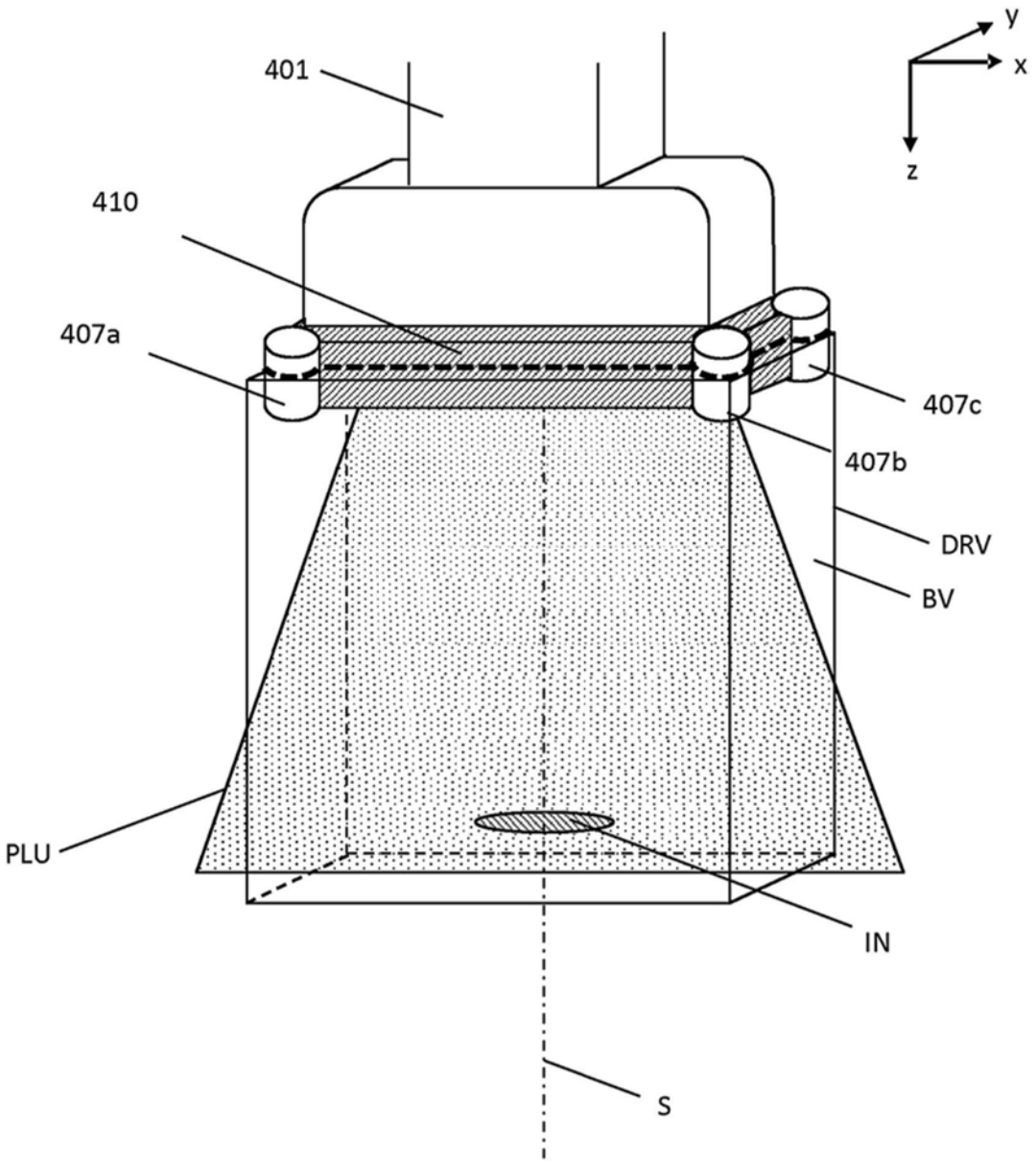


图4

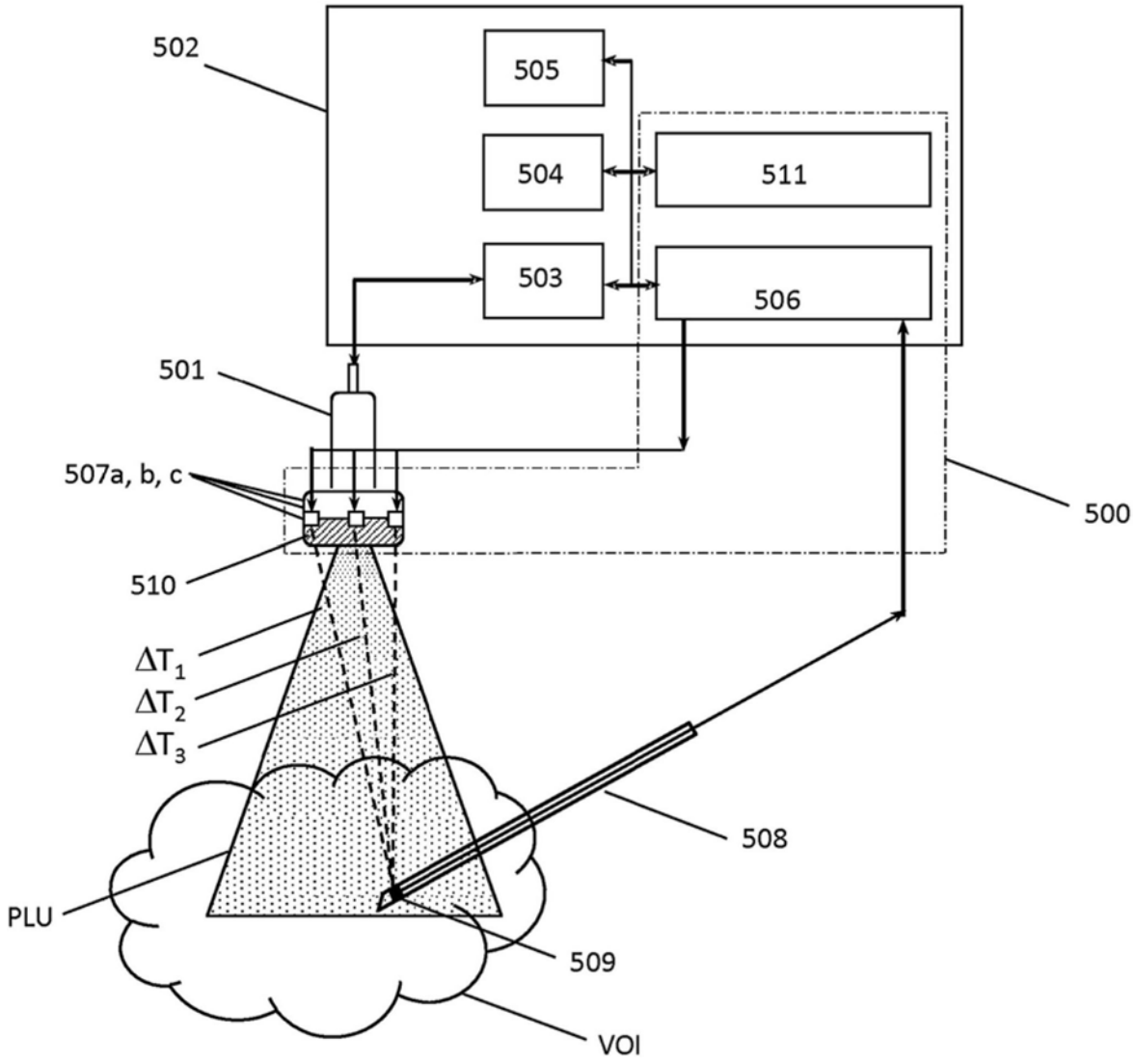
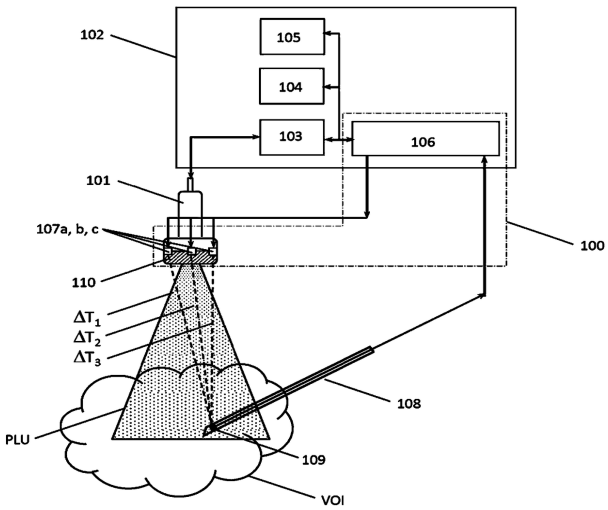

502
505
504
511
503
506
501
507a, b, c
500
510
ΔT_1
ΔT_2
ΔT_3
508
PLU
509
VOI

图5

专利名称(译)	基于超声的跟踪		
公开(公告)号	CN108474837A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201680075778.6	申请日	2016-12-13
[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	S 范德帕斯 HR施塔伯特		
发明人	S·范德帕斯 H·R·施塔伯特		
IPC分类号	G01S5/30 A61B8/00 A61B34/20		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4254 A61B34/20 A61B2034/2063 A61B2090/378 A61B2090/3786 G01S5/30 A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/4444 G01S17/48		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2015201890 2015-12-22 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于在超声成像探头的视场内定位医学设备的基于超声的系统。提供一种定位系统，其包括被布置在框架上的至少三个超声发射器；以及位置三角测量单元。所述框架适合于附接至超声成像探头。所述位置三角测量单元基于从附接至医学设备的超声探测器接收的信号来确定超声探测器相对于至少三个超声发射器的空间位置。所述框架包括可拆卸的参考体积，所述可拆卸参考体积包括背景体积和内含物或空隙。当可拆卸参考体积附接至框架并且框架附接至超声成像探头时，内含物或空隙在超声成像探头的视场内提供对应的图像特征，以用于校准超声成像探头的视场与定位系统的坐标系统。