



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110604573 A

(43)申请公布日 2019.12.24

(21)申请号 201910514279.8

A61B 8/00(2006.01)

(22)申请日 2019.06.14

A61B 8/08(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 8/12(2006.01)

62/684942 2018.06.14 US

16/123012 2018.09.06 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 R.佩勒 E.阿达维 F.萨夫

M.伯格 T.叶赫兹克

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 杨忠 金飞

(51)Int.Cl.

A61B 5/06(2006.01)

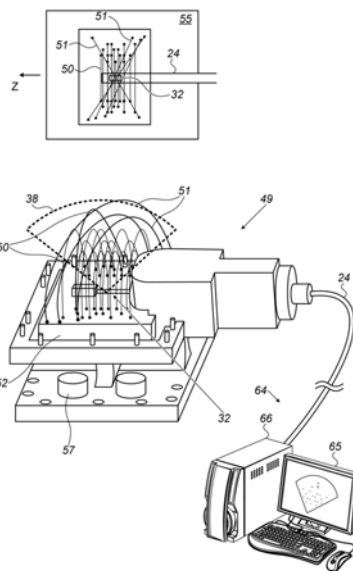
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

用于心内超声定位导管的声学模型和方法

(57)摘要

本发明题为“用于心内超声定位导管的声学模型和方法”。本发明公开了用于校准的设备,所述设备包括安装座和一个或多个声学目标。适于保持医疗探头的所述安装座包括在平面内发射超声束的声学成像装置,同时允许调节所述超声束的所述平面的取向。所述一个或多个声学目标被布置成在给定的取向角度范围内与所述超声束的所述平面连续地相交。



1. 一种用于校准的设备,包括:

安装座,所述安装座适于保持包括在平面内发出超声束的声学成像装置的医疗探头,同时允许调节所述超声束的所述平面的取向;和

一个或多个声学目标,所述一个或多个声学目标被布置成在给定的取向角度范围内与所述超声束的所述平面连续地相交。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述声学目标中的一个或多个被成形为弧形件。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述弧形件中的每个为以下项之一:

与所述超声束的所述平面正交;以及

相对于所述超声束的所述平面倾斜。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中所述安装座和所述声学目标完全是非铁磁体。

5. 根据权利要求1所述的设备,其中所述声学目标包括间歇声学目标。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中所述探头包括磁位置传感器,并且其中所述设备包括位置传感器校准设置,所述位置传感器校准设置适于基于所述位置传感器的读数确定所述磁位置传感器和所述声学成像装置之间沿着所述探头的纵向轴线的物理位移。

7. 一种用于产生校准设备的方法,所述方法包括:

提供安装座,所述安装座适于保持包括在平面内发出超声束的声学成像装置的医疗探头,同时允许调节所述超声束的所述平面的取向;以及

将一个或多个声学目标联接至所述安装座,所述一个或多个声学目标被布置成在给定的取向角度范围内与所述超声束的所述平面连续地相交。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中所述声学目标中的一个或多个被成形为弧形件。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中联接所述声学目标包括将所述弧形件中的每个联接成与所述超声束的所述平面正交,或相对于所述超声束的所述平面倾斜。

10. 根据权利要求7所述的方法,其中所述安装座和所述声学目标完全是非铁磁体。

11. 根据权利要求7所述的方法,其中所述声学目标包括间歇声学目标。

12. 根据权利要求7所述的方法,其中所述探头包括磁位置传感器,并且所述方法包括将位置传感器校准设置联接至所述安装座和所述声学目标,所述位置传感器校准设置适于基于所述位置传感器的读数确定所述磁位置传感器和所述声学成像装置之间沿着所述探头的纵向轴线的物理位移。

13. 一种用于校准的方法,包括:

将包括在平面内发出超声束的声学成像装置的医疗探头保持在安装座中,同时允许调节所述超声束的所述平面的取向;以及

使用一个或多个声学目标校准所述声学成像装置,所述一个或多个声学目标被布置成在给定的取向角度范围内与所述超声束的所述平面连续地相交。

用于心内超声定位导管的声学模型和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2018年6月14日提交的美国临时专利申请62/684,942的权益,该临时专利申请的公开内容以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明整体涉及医疗探头的校准,并且更具体地,涉及心内超声探头的校准。

背景技术

[0004] 心腔的侵入式超声成像是已知的诊断技术,它需要进行校准以产生可靠的图像。例如,美国专利7,996,057描述了具有用于校准探头的设备,探头包括磁位置传感器和声学成像装置,设备具有刚性机械框架。固定至框架的一个或多个场发生器产生具有已知空间特性的磁场。声学目标组件包括联接至运动机构的模型,运动机构被布置成用于相对于框架在已知轨道中移动模型。固定至框架的夹具以适合成像装置对模型进行成像的取向将探头保持在一个或多个场发生器的磁场内。处理器处理来自探头的位置信号和图像信号,以便校准成像装置相对于位置传感器的坐标。

[0005] 又如,美国专利9,468,422描述了联接至超声探头的传感器,传感器提供与在对象中的超声成像位置相关的位置信息。处理器执行医学图像和超声图像之间的第一配准,第一配准提供了医学图像的坐标系和超声图像的坐标系之间的关系。这样,处理器获取基于第一配准的第一配准信息。处理器基于位置信息和第一配准信息执行传感器和医学图像之间的第二配准,并且基于第二配准获得第二配准信息。

[0006] 美国专利7,090,639描述了用于校准具有位置传感器和超声换能器的探头的设备。设备包括测试固定装置,其包括设置在其中的已知位置处的超声目标。计算机适于接收位置传感器在换能器与超声目标对准时产生的位置信号,确定探头在测试固定装置的参照系中的取向,并且响应于探头的取向确定探头的校准数据。

[0007] 美国专利6,192,735描述了固定至校准器主体的探头,其中校准器主体安装在基架上。在探头的表面邻接抵靠块体的情况下,探头定位在X轴、Y轴和Z轴方向上。在此条件下,根据磁场接收器的空间位置数据对借助由探头产生的超声波所提供的图像数据进行校准。在一个实施方案中,探头适于发射和接收由设置在三轴方向上的超声诊断装备产生的超声波,检测安装在探头上并接收磁场的磁场接收器的空间位置坐标,并且校正由超声诊断装备提供的被测对象的回声图像的空间位置,以使得再次形成正确的三维图像。

[0008] 美国专利7,735,349描述了包括运动组件的校准设备,运动组件被布置成用于移动成像探头穿过具有已知坐标的校准点。成像探头包括超声换能器和位置传感器,以用于同时获取第一超声图像序列和第二位置测量结果序列。设备还包括标记电路,其被布置成用于标记第一序列中超声换能器在成像探头处于校准点处时所获取的超声图像。处理器被布置成用于通过使第一序列中所标记的超声图像与第二序列中的坐标与校准点的坐标匹配的位置测量结果相关联来校准第一序列和第二序列之间的时间偏移。

发明内容

[0009] 本发明的实施方案提供了用于校准的设备,设备包括安装座和一个或多个声学目标。适于保持医疗探头的安装座包括在平面内发射超声束的声学成像装置,同时允许调节超声束的平面的取向。一个或多个声学目标被布置成在给定的取向角度范围内与超声束的平面连续地相交。

[0010] 在一些实施方案中,一个或多个声学目标被成形为弧形件。

[0011] 在一些实施方案中,弧形件中的每个为以下项之一:与超声束的平面正交,以及相对于超声束的平面倾斜。

[0012] 在一个实施方案中,安装座和声学目标完全是非铁磁体。

[0013] 在另一个实施方案中,声学目标包括间歇声学目标。

[0014] 在一个实施方案中,探头包括磁位置传感器,并且其中设备包括位置传感器校准设置,其适于基于位置传感器的读数确定磁位置传感器和声学成像装置之间沿着探头的纵向轴线的物理位移。

[0015] 根据本发明的实施方案,另外提供了用于产生校正设备的方法,方法包括:提供安装座,安装座适于保持包括在平面内发出超声束的声学成像装置的医疗探头,同时允许调节超声束的平面的取向。将一个或多个声学目标联接至安装座,一个或多个声学目标被布置成在给定的取向角度范围内与超声束的平面连续地相交。

[0016] 根据本发明的实施方案,另外提供了用于校准的方法,方法包括:将包括在平面内发出超声束的声学成像装置的医疗探头保持在安装座中,同时允许调节超声束的平面的取向。使用一个或多个声学目标校准声学成像装置,一个或多个声学目标被布置成在给定的取向角度范围内与超声束的平面连续地相交。

[0017] 结合附图,通过以下对本发明的实施方案的详细描述,将更全面地理解本发明,其中:

附图说明

[0018] 图1为根据本发明的实施方案的用于超声成像和位置跟踪的基于导管的系统的示意性图解;

[0019] 图2为根据本发明的实施方案的声学模型和校准控制台的示意性图解,声学模型与需要校准的导管联接;

[0020] 图3为根据本发明的实施方案的来自图2的声学校准模型的剖面侧视图;

[0021] 图4为根据本发明的实施方案的用于校准超声成像导管的设备的示意性图解。和

[0022] 图5为示意性地示出根据本发明的实施方案的用于校准心内超声定位导管的方法的流程图。

具体实施方式

[0023] 概述

[0024] 下文所描述的本发明的实施方案提供了用于校准探头(诸如导管)的改进的方法和设备,端部探头在其远侧中包括声学成像装置和磁位置传感器。声学(例如,超声)成像装置和磁传感器在分离的步骤中在它们各自的不同的坐标系内进行校准。为了关联使用两个

传感器测量的位置,在单个设备中执行超声成像装置的坐标系与磁位置传感器的坐标系的配准。

[0025] 这种导管的示例是由加利福尼亚州欧文市的生物传感韦伯斯特公司(Biosense-Webster, Inc. (Irvine, California))生产的 Soundstar[®]导管,导管在其远侧端部处包括产生超声扇(即,具有超声束平面)的超声阵列和磁位置传感器两者。在 Soundstar[®]导管的情况下,应当校准超声和磁参照系(即,坐标系)两者且使其与此配准。

[0026] 本发明的实施方案提供了包括声学模型的声学校准设备和相关联的方法。声学模型包括连续的“声学目标”。下文将声学目标限定为物理对象,物理对象具有已知的几何形状和位置,并且良好地反射超声波(即,在图像中看起来为高对比度对象)。在一些实施方案中,声学目标被成形为弧形件。弧形件被定位以便在由超声成像装置成像时看起来为点,实现自动目标标识、自动校准以及随后使用图像处理技术对超声成像装置进行的自动分析。

[0027] 在一个实施方案中,弧形件中的一些对准成与超声束平面正交,而弧形件中的一些则对准成相对于束平面倾斜。倾斜弧形件提供用于测量磁传感器和超声坐标系之间的角位移的手段,如下所述。倾斜目标还可用于评估成像装置的角分辨率。

[0028] 在一些实施方案中,声学模型完全由非铁磁材料制成,并且因此适于与磁校准设备结合使用。这样,在单个设备中进行校准和配准,如下所述。在一些实施方案中,位置传感器的校准过程提供校准系数,用于基于位置传感器的读数计算适用于由探头形成的超声图像的坐标。在一些实施方案中,校准系数用于确定磁传感器和声学成像装置之间沿着探头的纵向轴线的物理位移。

[0029] 通过使用所公开的非铁磁声学模型,可在单个校准设备内同时执行所有任务,诸如磁校准、超声校准和超声坐标与磁坐标的配准。所公开的校准模型以及所公开的校准和配准方法提供准确且稳健的(即,防止和容许潜在用户错误)、可重复的并且仅需要很短时间获得的结果。改进配备有超声传感器和磁传感器的心脏导管的校准和配准过程可产生更准确的多传感器心脏定位和标测系统。

[0030] 系统说明

[0031] 图1为根据本发明的实施方案的用于超声成像和位置跟踪的基于导管的系统20的示意性图解。医师29将导管24插入穿过患者28的血管系统,以使得导管的远侧端部进入患者心脏的心室。医师29推进导管,以使得导管的端部部分在心脏26中的一个或多个期望位置处接合心内膜组织。导管24在其近侧端部处通过合适的连接器连接至控制台30。

[0032] 控制台任选地包括射频发生器39,其通过电极27(见插图25,位于导管的远侧部分的远侧边缘处)施加射频能,以便消融远侧部分所接触的组织。另选地或除此之外,导管24还可用于其它诊断和/或治疗功能,诸如心内电标测或其它类型的消融疗法。

[0033] 在图示的实施方案中,系统20使用磁位置感测来确定导管的端部部分在心脏26的内部的位置坐标。为了确定位置坐标,控制台30中的驱动电路35驱动场发生器33以在患者28体内产生磁场。通常,场发生器33包括线圈,其放置在患者躯干下面的体外已知位置处。这些线圈在容纳心脏26的预定工作空间中产生磁场。

[0034] 如插图25所示,磁位置传感器31装配在导管24的远侧端部内。磁位置传感器31响应于由发生器33产生的磁场而产生位置信号和取向信号。控制台处理这些信号,以便确定

导管24的远侧端部22的位置(位置和/或取向)坐标,并且可能地还确定端部部分的变形。控制台30可在驱动器41时使用位置坐标,以显示导管远侧端部的位置和状态。这种位置感测方法在(例如)PCT国际公布WO 96/05768(该公布的公开内容以引用方式并入本文)中有所描述,并且在加利福尼亚州欧文市的生物感测韦伯斯特公司(Biosense Webster Inc. (Ervine,CA))制造的CARTO™系统中实现。

[0035] 在一些实施方案中,系统20包括超声成像子系统,其作为控制台30的一部分实现。如插图25所示,超声成像子系统使用装配在导管24的远侧端部22中的超声成像装置32来对导管远侧端部的附近进行成像。超声成像装置32通过控制台30中所包括的信号发生器(未示出)以合适的电信号驱动。响应于这些信号,超声成像装置32发出超声波,超声波对导管24的远侧端部周围的心内体积进行辐射。超声成像装置32接收从被声波辐射的心脏组织反射的超声能量并将反射的波转换为电信号。这类导管构型的示例为上述的Soundstar®导管。超声成像子系统可在显示器41上显示所获取的超声图像。

[0036] 插图45示出了导管24的远侧端部22的放大剖视图。如图所示,超声成像装置32在近侧邻近磁位置传感器31。在一些实施方案中,超声成像装置32通常包括一维相控换能器34阵列,如本领域所知的,对其进行操作以便在扫描超声束的平面(在本文中称为“束平面”或“图像平面”)中形成二维图像“扇”38,该平面包含导管的纵向轴线(在附图中标识为Z轴)。换能器在束平面内检测从对象反射的超声波,并且响应于反射的波输出信号。通常,这些信号由控制台30处理,以便形成并显示超声图像。另选地或除此之外,超声换能器34还可用于其它诊断目的(诸如多普勒测量)或用于治疗用途。

[0037] 在一些实施方案中,超声成像装置32包括二维相控换能器阵列(装置未示出),其围绕导管24的轴线周向分布。这种二维阵列被构造成能够在相应的径向方向上发射超声波,并且在整个圆周37的至少一部分内检测相应的超声反射。在这种情况下,在每个扫描步骤处获取心腔的体积部分,其中体积部分(该部分未示出)可沿着x-y平面覆盖高达整个360度。这种二维超声相控阵列在2017年10月24日提交的名称为“Determining balloon catheter contact with anatomy using ultrasound(使用超声波确定球囊导管与解剖结构的接触)”的美国专利申请15/792,404中有所描述,该专利申请被转让给本专利申请的受让人并且该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。

[0038] 插图45示出了在导管24的远侧端部22的内部的磁位置传感器31,如以上所提及,磁位置传感器31产生指示远侧端部22在体内的位置和取向的信号。基于传感器31产生的位置信号,控制台30确定由超声成像装置32捕获的每个扇形图像的位置和取向。位置传感器31通常以固定的位置和取向关系邻近超声成像装置32。因此,控制台能够确定看起来在扇形图像中的对象的坐标,如下详尽所述。

[0039] 如插图45所示,由于导管24的构造上的物理约束,位置传感器31和超声成像装置32在远侧端部22中定位在远离导管的远侧尖端的某些相应距离处。(位置传感器和成像装置的这种构型以举例的方式示出,并且本发明的原理可类似地应用于这些元件的其它布置,包括并列布置。)

[0040] 扇38的实际位置通过校准位置传感器31和超声成像装置32之间的纵向位移40来计算,如插图45所示。扇38的实际取向通过校准扇38相对于参考平面(诸如YZ平面)的角位移44来计算,如插图45进一步所示。

[0041] 根据经验发现,由于制造导管24的过程中的偏差,纵向位移和角位移通常因导管而异。此外,位置传感器31的轴线和成像装置32中的超声换能器阵列的轴线可能不与Z轴或彼此精确对准,从而在确定扇38的取向时引入了另外的变化。

[0042] 将超声成像与磁位置感测相结合的其它示例性校准系统以及以上提及的对准变化的源及其它事项在美国专利6,690,963、6,716,166和6,773,402中有所描述,这些专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0043] 如果未经校准,上述的不对准在看起来在图像扇38中的对象的所确定位置坐标上造成误差。用于针对这些对准变化进行校准和校正的某些方法在美国专利7,090,639中有所描述,而其它方法在美国专利7,874,987中有所描述,这些专利的公开内容均以引用方式并入本文。导管24可使用系统20或专用校准控制台(未示出)来校准。

[0044] 尽管图1示出了具体的系统构型,但也可在本发明的另选的实施方案中使用其它系统构型。例如,导管24可包括本领域中已知的任何其它合适类型的位置传感器,诸如其它类型的场感测装置,例如霍尔效应传感器。另选地,传感器31可产生由体外的感测天线检测到的磁场。本发明的原理适用于可在医疗探头中实现的基本上任何的位置感测技术。

[0045] 下文所述的方法可使用其它类型的位置传感器来应用,例如阻抗型传感器或超声位置传感器。如本文所用,术语“位置传感器”是指安装在导管24之上或之中的元件,其使控制台30接收指示其坐标的信号。因此,位置传感器可包括导管中的接收器,其基于由传感器检测到的能量向控制单元产生位置信号;或者位置传感器可包括发射器,其发出由探头外部的接收器感测到的能量。

[0046] 此外,类似地,实施下文所述的方法时,不仅可使用导管,而且可使用其它类型的探头,既可在心脏中、又可在其它身体器官及区域中进行标测和测量应用。

[0047] 用于心脏超声定位导管的声学模型和方法

[0048] 图2为根据本发明的实施方案的声学校准模型49和校准控制台64的示意性图解,声学校准模型49与需要校准的导管24联接。在本示例中,模型49完全由非铁磁材料制成,以使模型49能够在磁校准设备中使用,如下文进一步所述。

[0049] 在一些实施方案中,导管24的远侧端部22插入合适的安装座52中,安装座52包括一个或多个固定装置以将超声成像装置32引导至模型49内的给定位置,如下所述。为了执行校准,使用校准控制台64,其通常包括具有合适的信号处理电路和用户接口电路的处理器66。如图所示,处理器66被联接以接收来自导管24的信号。通常,控制台64使得用户能够观察和调控导管24的功能,并且在监视器(显示器)65上显示使用导管成像的声学目标的超声图像。

[0050] 声学模型49的设计的特征在于对在校准过程中在进行导管定位时的潜在操作者错误的高容忍度。螺钉57用于将模型49固定在磁校准设备(下文所述)的内部,磁校准设备也可校准磁传感器31。

[0051] 图2示出了半环绕超声成像装置32的一组圆形声学目标弧形件50。也可看到另外的倾斜声学目标弧形件51。各个弧形件可由任何合适的非铁磁超声反射材料制成。示出校准模型49的顶视图的插图55进一步示出了各种弧形件的布置。如图所示,由于模型49的机械设计,超声成像装置32被保持在近似“居中”的位置中,这意味着各个目标弧形件50和倾斜目标弧形件51围绕与定位的超声成像装置32重叠的原点形成半圆。然而,所公开的校准

方法不需要使超声成像装置32居中。

[0052] 在一些实施方案中,弧形件50和51的剖面为圆形(即,实心圆)。在另选的实施方案中,弧形件的剖面被优化以提高弧形件定位准确度。例如,在一个实施方案中,弧形件50和51包括V形剖面。

[0053] 如图2所示,目标弧形件50位于(即,对准成)与Z方向(导管24的纵向轴线)正交的平面中,并且因此被扇38正交地扫描。换句话讲,弧形件50被对准以便连续地与(诸如由超声成像装置32发出的扇38的)超声束平面垂直地相交。这样,弧形件50上的任何位置应当在包括该位置的超声图像上看起来为圆点,如下文进一步所示。相比之下,倾斜弧形件51与扇38形成一定角度。对应地,倾斜弧形件51上的成像位置应当在超声图像上看起来为椭圆点。倾斜弧形件51提供用于评估超声扇和参考平面(诸如图1所示的YZ平面)之间的角度的手段。

[0054] 倾斜弧形件和Z轴之间的角度被优化以便在保持像斑足够小以维持位置标识准确度的同时,实现足够的角分辨率。影响角度评估的其它参数包括:弧形件半径、弧形件剖面形状、弧形件剖面直径、弧形件材料、弧形件倾斜角度、其它“固定”弧形件造成的“遮蔽”。

[0055] 图2所示的示例性图解完全是为了概念清晰而选择的。声学目标的类型和布置可改变,除了连续弧形件之外,还包括(例如)间歇(即,离散)目标。声学模型49可由各种材料(包括铁磁金属)制成—如果声学校准并非结合磁校准设备来执行的话。

[0056] 图3为根据本发明的实施方案的来自图2的声学校准模型49的剖面侧视图。如图所示,导管24的远侧端部22插入安装座52内,直至由止动件53限定的点。固定装置54和引导件56确保远侧端部22精确地保持在该点处,同时使用者可按取向角度 ϕ 58调节远侧端部22围绕其纵向轴线的旋转角。通过调节远侧端部22,扇38的取向可被调节成垂直于基座52(即,达到 $\phi = 0$ 度)。通过旋转导管,扇38可在两个方向上朝向基座52倾斜,从而覆盖大约高达 $\phi = \pm 90$ 度的取向角度范围。声学目标被布置成在给定的观察角度 θ 和取向角度 ϕ 范围内与超声束平面连续地相交。

[0057] 引导件56可包括沟槽、凹槽或用于引导导管24的远侧端部22、使其居中并对其进行固定的任何其它合适的装置。安装座52提供水平XZ框架,弧形件50和51在相对于安装座52竖直对准的情况下固定到水平XZ框架,即,弧形件50和51嵌入与XZ平面正交且跨由超声成像装置32在模型49中的指定位置限定的原点的各种平面中。

[0058] 如图3所示,多个目标弧形件50和倾斜弧形件51在超声图像中分别看起来为圆点50a和椭圆点51a。这些超声图像在控制台64处产生并呈现在显示器65上。点使得校准系统能够执行必要的校准以及通过图像处理自动得出其它结果。例如,可使用弧形件50和51得出超声成像装置32在多个方向上提供的空间分辨率。

[0059] 图3所示的示例性图解完全是为了概念清晰而选择的。一些弧形件可例如在另外的方向上倾斜。本领域的技术人员将会想到模型49的固定装置、致动器和另外的机械元件的其它机械设计以及相应的对准技术。

[0060] 图4为根据本发明的实施方案的用于校准超声成像导管的设备60的示意性图解。设备60包括基座62,6其用作用于一组磁场发生器68和声学模型49的刚性机械框架。在此实施方案中,场发生器包括三对互相正交的亥姆霍兹线圈68。设备60连接至校准控制台64,如上所述,校准控制台64现在另外用于经由缆线67驱动亥姆霍兹线圈68。基于传感器31响应

于由线圈68发出的磁场而产生的位置信号,处理器66确定由成像装置32捕获的每个扇形图像的位置和取向。因此,控制台能够确定在扇形图像中看起来为点的模型目标弧形件50和51的坐标。如以上所提及,导管24的远侧端部22插入合适的对准固定装置中。该对准为由此使得位置传感器31在超声成像装置32面向目标弧形件50和51的情况下放置在线圈中心附近(即,在场发生器68的中心处)。

[0061] 在本实施方案中,处理器66接收在亥姆霍兹单元中心附近的位置传感器31的位置读数,典型的位置准确度为0.1mm。位置传感器31响应于三对亥姆霍兹线圈68根据控制台64的指示所产生的梯度校准电磁场来产生这些读数。控制台64利用在相反方向上流动的电流驱动每对亥姆霍兹线圈,以使得在中心中的电磁场具有几乎恒定的梯度。因为这三对亥姆霍兹线圈彼此正交,所以三个电磁场在三个正交方向上具有梯度。

[0062] 在校准导管24之前,控制台64用于在体积中的已知点处使用机械准确传感器校准亥姆霍兹电磁场,该传感器将用于校准导管位置传感器。测量位置称为预限定机械原点,机械原点固定在基座62的参照系中。通过这些测量,处理器66准确地根据位置函数标测亥姆霍兹电磁场。当然后将导管磁传感器31放置在所校准体积中时,处理器66可计算磁传感器31的位置和取向,准确度为0.1mm,其通常超过导管24的实际操作中所使用的电磁跟踪器系统的操作准确度。这种高准确度是由于亥姆霍兹室中存在的高梯度。

[0063] 如以上所提及,整组超声校准和表征可在模型49定位在设备60内时执行。在同一设置中应用超声校准和磁校准使得处理器66能够对模态中的每个的坐标系执行高度准确的配准。通过在超声坐标系和磁坐标系的原点之间找到精确的纵向位移40来体现该准确度。这些原点通常分别被定义为成像装置32的换能器阵列的中心和位置传感器31的中心。

[0064] 设备60和相关磁校准方法以及超声坐标系和磁坐标系之间的配准方法的一些实施方案在美国专利6,266,551、7,090,639、7,874,987和7,996,057中有所描述,这些专利的公开内容均包括在本文中以供参考。

[0065] 图5为示意性地示出根据本发明的实施方案的用于校准超声探头(诸如导管24)以便针对对准变化进行校正的方法的流程图。首先,在导管对准步骤70处,将导管24的远侧端部22机械地对准在设备60中。使用止动件53,使得成像装置32到达其中扇38的中心沿着纵向(即,沿着Z轴)在XYZ坐标的原点处的位置。

[0066] 一旦已在步骤70处正确地定位导管,就在位置传感器校准步骤72处校准磁位置传感器31。

[0067] 接着,在声学换能器校准步骤74处校准超声成像装置32,以便评估:(a) 超声成像装置32和位置传感器31之间的纵向位移40;和(b) 超声束和YZ参考平面之间的角位移44。

[0068] 基于步骤72和74的结果(无论以哪种顺序执行步骤72和74),处理器66计算位置传感器31的校准系数,用于在配准矩阵计算步骤76处基于位置传感器的读数计算适用于由超声成像装置32形成的超声图像的坐标。由超声成像装置32找到的前述坐标属于在目标弧形件50和51的超声图像中看起来的高对比度点。使用校准系数来确定纵向位移40和角位移44。随后由控制台30使用校准系数,基于由传感器31提供的位置读数确定扇38的正确位置和取向,以及找到在扇形图像中所见的对象的正确位置和取向坐标。

[0069] 图5所示的示例性流程图完全是为了概念清晰而选择的。在另选的实施方案中,可通过相同的方法校准其它探头,例如具有二维超声阵列的探头,这可涉及另外的步骤,诸如

验证超声束在取向角度 ϕ 范围内的覆盖范围。

[0070] 可表征超声成像装置32和超声成像系统整体的其它功能参数。例如,系统20可借助处理器验证超声图像是否未几何失真,处理器检查圆点50a和椭圆点51a点在图像上的分布是否正确地表示弧形件50和51的物理布置。

[0071] 虽然上述实施方案具体涉及导管24,但本发明的原理同样适用于其它类型的超声探头,包括侵入式探头和在体外使用的探头两者。

[0072] 因此应当理解,上面描述的实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文特定示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文描述的各种特征的组合和子组合两者以及它们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述描述时应当想到所述变型和修改,并且所述变型和修改并未在现有技术中公开。以引用方式并入本专利申请的文献应被视为本申请的整体部分,除非在这些并入的文件中以与本说明书中明确或隐含给出的定义相冲突的方式定义任何术语,否则应当仅考虑本说明书中的定义。

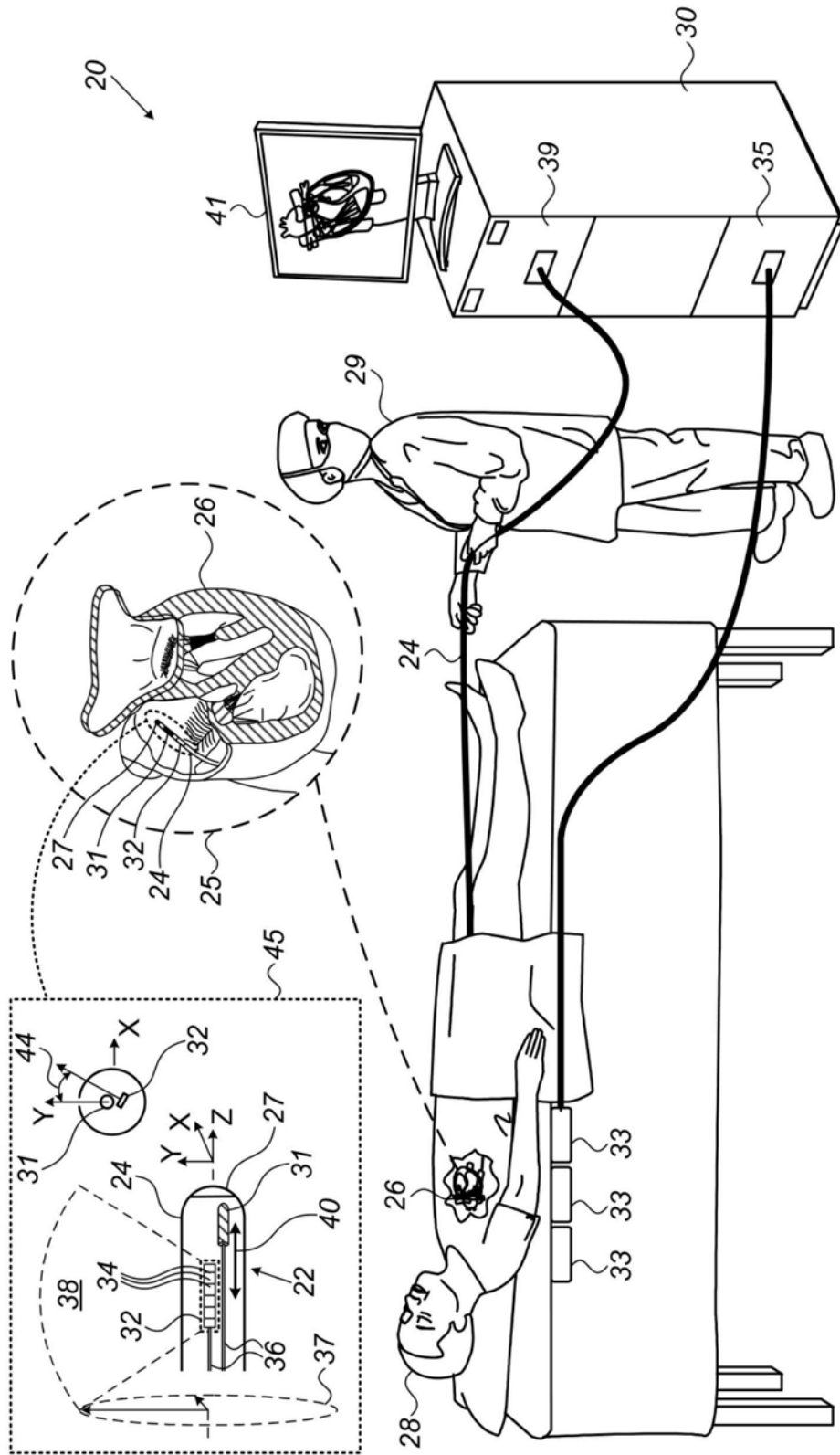


图1

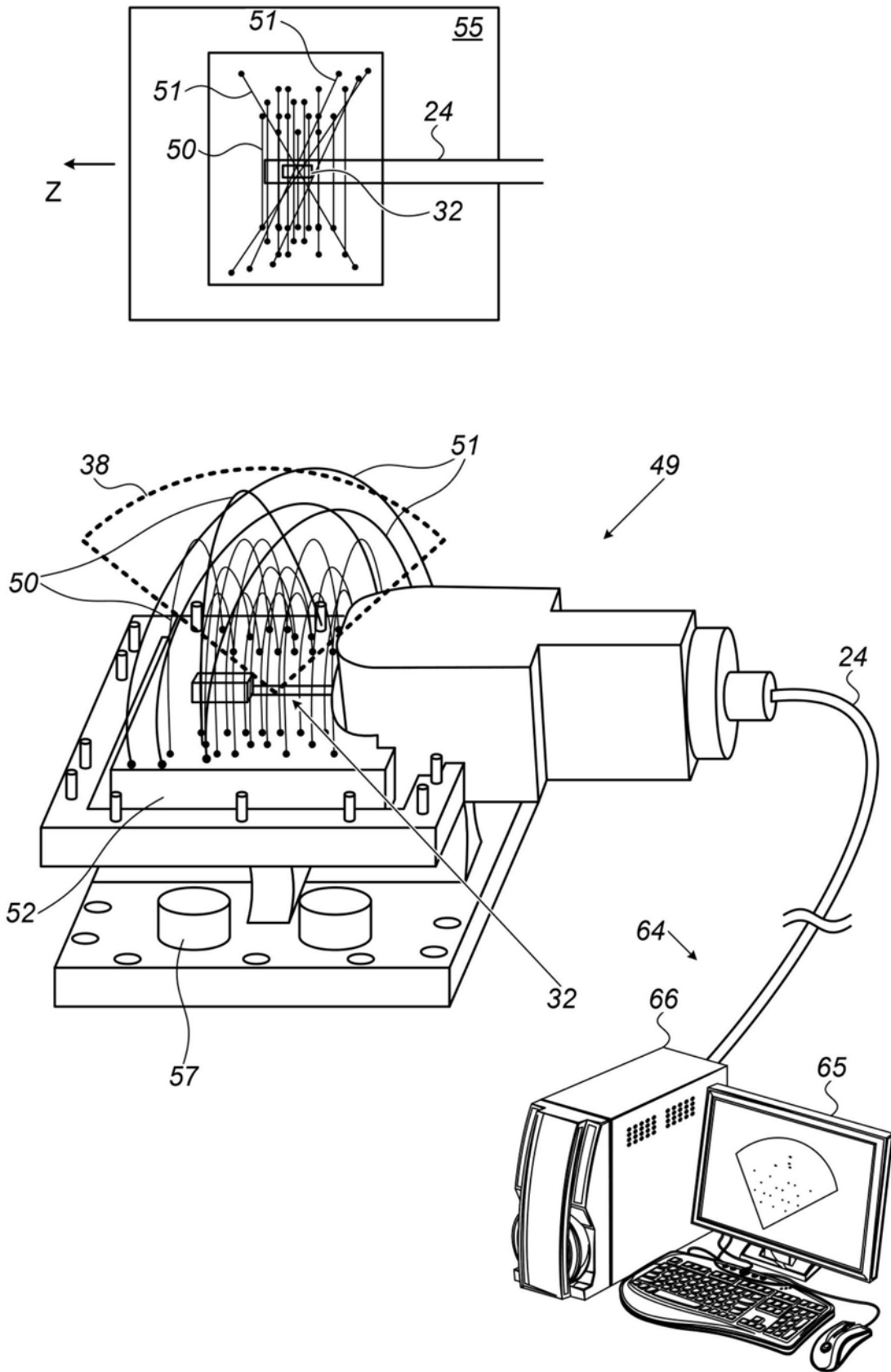


图2

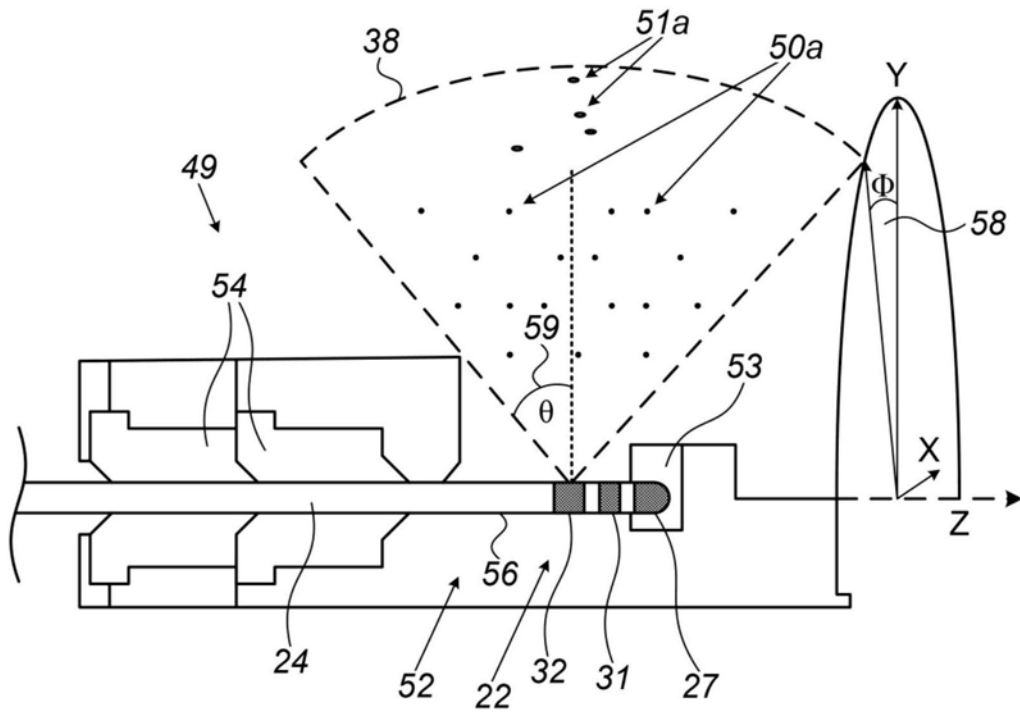


图3

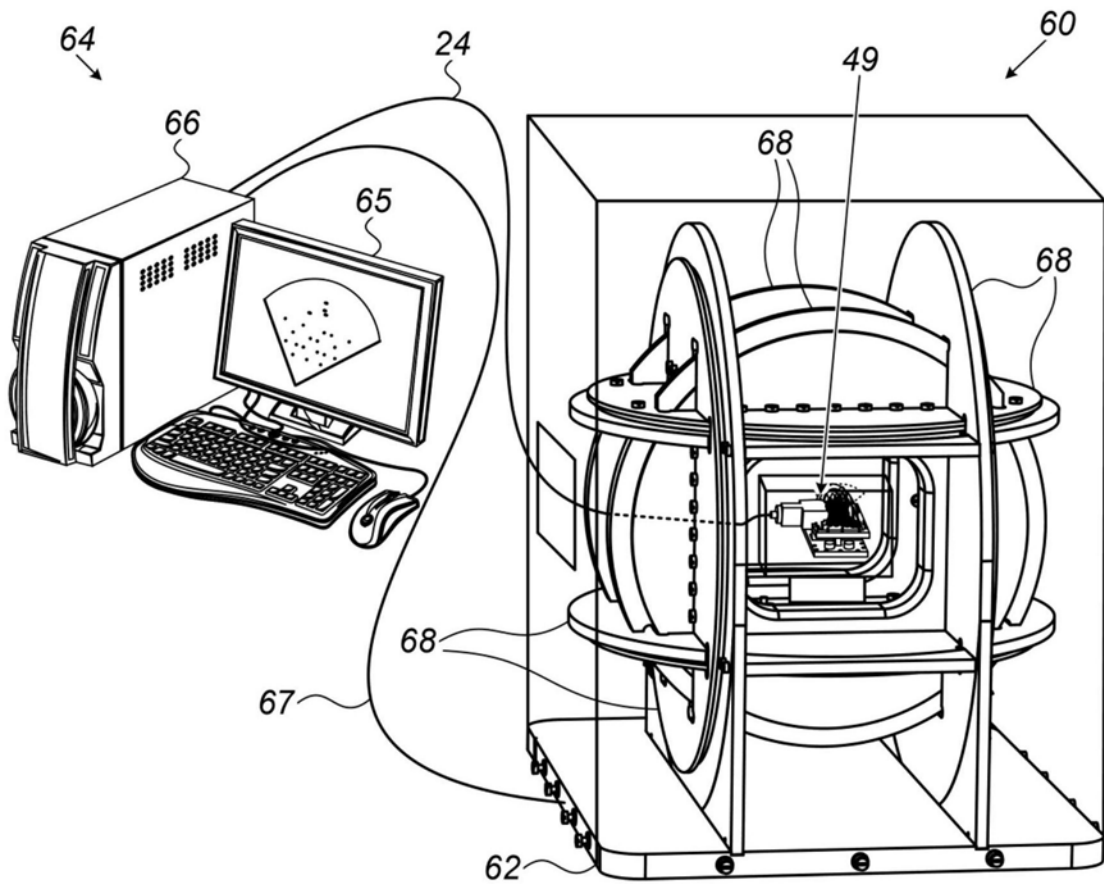


图4

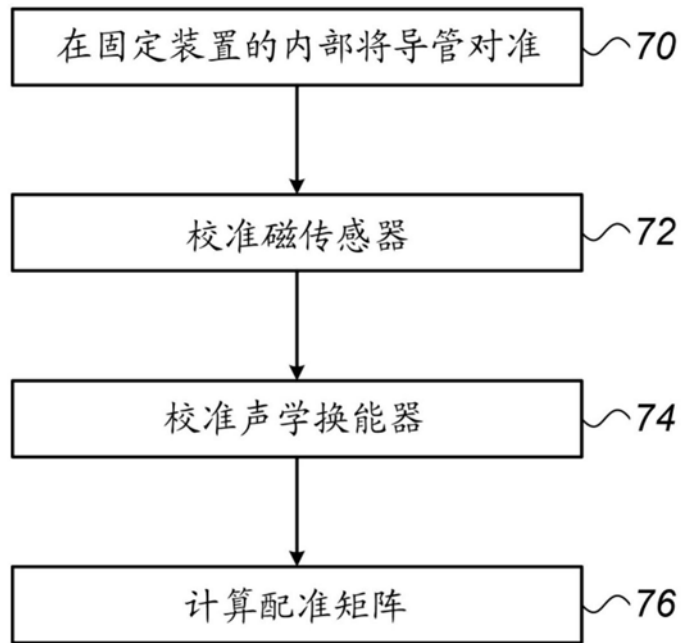


图5

专利名称(译)	用于心内超声定位导管的声学模型和方法		
公开(公告)号	CN110604573A	公开(公告)日	2019-12-24
申请号	CN201910514279.8	申请日	2019-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	M 伯格		
发明人	R.佩勒 E.阿达维 F.萨夫 M.伯格 T.叶赫兹克		
IPC分类号	A61B5/06 A61B8/00 A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B5/062 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/445 A61B8/448 A61B8/4494 A61B8/587 A61B8/4272 A61B8/488		
代理人(译)	杨忠 金飞		
优先权	62/684942 2018-06-14 US 16/123012 2018-09-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“用于心内超声定位导管的声学模型和方法”。本发明公开了用于校准的设备，所述设备包括安装座和一个或多个声学目标。适于保持医疗探头的所述安装座包括在平面内发射超声束的声学成像装置，同时允许调节所述超声束的所述平面的取向。所述一个或多个声学目标被布置成在给定的取向角度范围内与所述超声束的所述平面连续地相交。

