



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102210594 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 12

(21) 申请号 201110158423. 2

(22) 申请日 2008. 01. 31

(30) 优先权数据

60/887457 2007. 01. 31 US

11/969541 2008. 01. 04 US

(62) 分案原申请数据

200810085610. 0 2008. 01. 31

(71) 申请人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 A·戈瓦里 A·C·阿尔特曼

M·巴-塔尔 D·特鲁默

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 徐予红 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

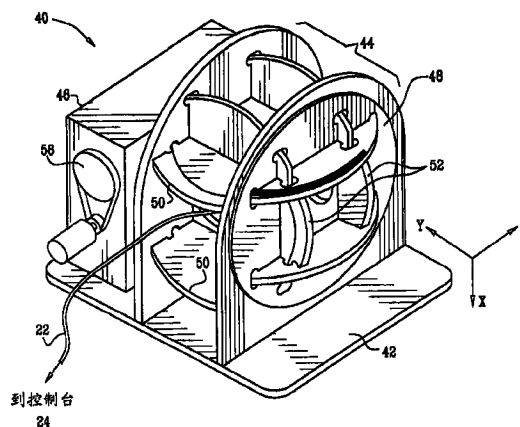
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

准确度增强的超声导管校准

(57) 摘要

本发明涉及准确度增强的超声导管校准。用于校准包括磁性位置传感器和声学成像设备的探头的装置包括刚性机械框架。一个或多个固定在框架上的场发生器,其生成已知空间特性的磁场。声学目标组件包括连接在运动机构上的模块,其被布置成在相对于框架的已知轨道上移动模块。固定在框架上的夹具在一个或多个场发生器的磁场中以适于成像设备对模块成像的方向保持探头。处理器处理来自探头的位置信号和图像信号以便校准图像设备相对于位置传感器的坐标。



1. 一种用于校准包括位置传感器和声学成像设备的探头的装置,该装置包括:

超声模块,所述超声模块包括成形为限定出内部空间的壁,该内部空间的形状和尺寸足以允许探头插入该内部空间并在该内部空间内移动经过多个位置和方向,所述壁包括多个位于不同的独立位置处的校准目标;

一个或多个场发生器,所述场发生器用于在模块的附近生成具有已知空间特性的能量场;

处理器,用于被耦合以便当探头在内部空间时接收来自位置传感器的响应于能量场的位置信号和来自成像设备的响应于声波从模块反射的图像信号,并且处理该位置信号和该图像信号以便校准成像设备相对于位置传感器的坐标。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中校准目标朝向两个或多个不同平面。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中能量场包括电磁场。

4. 一种用于校准包括位置传感器和声学成像设备的探头的方法,该方法包括

将探头插入超声模块的内部空间中,所述超声模块包括成形为限定出内部空间的壁,所述壁包括多个位于不同的独立位置上的校准目标;

在内部空间内移动探头经过多个位置和方向;

在模块的附近生成已知空间特性的能量场;

当探头在内部空间中的多个位置和方向上时接收来自位置传感器的响应于能量场的位置信号和来自成像设备的响应于声波从模块反射的图像信号;以及

处理该位置信号和该图像信号以便校准成像设备相对于位置传感器的坐标。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中校准目标朝向两个或多个不同平面。

6. 根据权利要求4所述的方法,其中能量场包括电磁场。

准确度增强的超声导管校准

[0001] 本申请是申请日为 2008 年 1 月 31 日、申请号为 200810085610.0、发明名称为“准确度增强的超声导管校准”的专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求 2007 年 1 月 31 日申请的美国临时专利申请 60/887,457 之权利,该申请在此引入作为参考。

技术领域

[0004] 本发明一般地涉及超声成像系统,尤其涉及超声探头校准的设备和方法。

背景技术

[0005] 美国专利申请公开文本 2004/0254458A1 介绍了校准具有位置传感器和超声换能器的探头的装置和方法,其公开的内容在此引入作为参考。该装置包括测试夹具,其包括在已知位置处布置于其中的超声目标。计算机接收位置传感器生成的位置信号,同时换能器与超声目标对准。从而计算机能参照测试夹具确定探头的方向,并确定出与探头方向相应的探头校准数据。

[0006] 在校准位置传感器技术中有多种方法是已知的。例如美国专利 6,266,551 和 6,370,411 介绍了校准包括磁性位置传感器的探头的方法和装置,其公开的内容在此引入作为参考。校准用来测量和补偿探头中磁性传感器线圈的位置、方向以及增益的变化量。为校准探头,机械夹具在一个或多个预定位置和方向上夹住探头,辐射器在夹具附近产生已知的、基本均匀的磁场。分析并使用由线圈生成的信号以产生关于线圈增益以及线圈与正交状态的偏差的校准数据。

[0007] 利用位置传感器校准超声成像器的其他方法在本领域也是已知的。例如,公开的内容在此引入作为参考的美国专利 6,138,495,其介绍了校准位置测量元件的方法和装置,该元件位于与扫描平面相关的成像或扫描的换能器上。通过使用包括额外位置测量元件的校准设备实施校准,从而在校准过程期间,可计算这些位置测量元件的相对位置。还可通过观察扫描平面中的目标来实施校准,该扫描平面位于与额外位置测量元件相关的已知位置。

[0008] 作为另一个例子,其公开的内容在此引入作为参考的美国专利 6,585,561,其介绍了校准超声头的校准单元。该校准单元被设置成在关于校准单元的参照部分的已知位置和方向上接收超声头。校准单元可以校准与超声设备相关的标记物的坐标系。从参照部分接收到的回声可用于校准,例如,超声头与参照部分之间的偏移量。校准单元优选地由已知音速的物质组成,比如具有其直径能容纳超声设备的洞的适合的塑料。在校准期间,回声从校准单元底部与优选为空气的周围介质的交界面上接收。回声可以用来计算超声设备头与交界面的偏移量。

发明内容

[0009] 在下文中公开的本发明实施例介绍了校准具有位置传感器的超声成像探头的改进系统和方法。这些实施例对校准超声导管尤其管用,该导管包括换能器阵列和位置传感器,并适用于在体腔内部成像,比如心室。然而,本发明的原理可应用于各种不同型号的在体内和体外都可使用的探头。

[0010] 在一个实施例中,提供了用于校准包括磁性位置传感器和声学成像设备的探头的装置。装置包括刚性的机械框架,其作为相对于位置传感器校准成像设备的参照系。一个或多个固定于框架上的场发生器,生成已知空间特性的磁场。声学目标组件也固定在框架上。这个组件包括与运动机构相连的模块(phantom),该机构使模块沿相对于框架的已知轨道运动。固定在框架上的夹具在磁场中以适于成像设备对上述模块成像的方向夹住探头。在这样的设置下,处理器接收来自位置传感器的位置信号和来自成像设备的图像信号,并处理这些信号以校准成像设备相对于位置传感器的坐标。

[0011] 在另一个实施例中,校准探头的超声模块包括成形为限定内部空间的壁,该空间全部或部分被壁封闭。壁包括多个位于不同的、各自的位置的校准目标。一个或多个场发生器在模块附近生成空间特性已知的能量场。探头插入到由壁限定的内部空间并在多个位置和方向上移动。当探头在内部空间中时,处理器接收来自位置传感器的位置信号和来自成像设备的图像信号,并处理位置和图像信号以校准相对于位置传感器的成像设备的坐标。

[0012] 本发明通过接下来结合附图对实施例的具体介绍会得到更全面的理解。

附图说明

[0013] 图 1 是依照本发明实施例的用于超声成像的基于导管的系统的示意的、图示的说明;

[0014] 图 2 是依照本发明实施例的用于校准超声成像导管的系统的示意的、图示的说明;

[0015] 图 3 和 4 是图 2 中系统的侧视图和顶视图;

[0016] 图 5 是依照本发明实施例的声学目标组件的示意的、图示的说明;

[0017] 图 6 是依照本发明实施例的超声模块的示意的、图示的说明;

[0018] 图 7A 和 7B 是依照本发明实施例的对图 6 中模块使用探头在不同的各自的对准下拍到的超声图像的图示;

[0019] 图 8 是依照本发明实施例的位于校准槽内部的超声模块的示意的、图示的说明;

[0020] 图 9 是依照本发明实施例的校准超声成像导管系统的示意的侧视图。

具体实施方式

[0021] 图 1 是依照本发明实施例的超声成像系统 20 的示意的、图示的说明,该系统包括用于插入到患者体内的伸长的探头,比如导管 22。系统 20 包括控制台 24,其通常包括带有适合的信号处理和用户界面电路的计算机处理器。这个控制台接收并处理来自导管 22 的信号,正如在下文中介绍的。通常,控制台使用户能够观察和调节导管 22 的功能,并显示使用导管形成的图像。导管 22 通常包括使用户控制导管的操作的手柄 26。将导管连接到控制台 24 上的手柄或连接器可以包括存储校准数据的微电路,例如,如上面提到过的美国专利 6,266,551 中所介绍的。

[0022] 导管 22 的远端 28 包括超声成像设备 32, 其用于产生身体内部的超声图像。在图 1 的插图中示出远端 28 放大的横截面视图。超声成像设备 32 通常包括换能器 34 的相控阵列, 其操作, 正如在本领域中已知的那样, 以便在扫描超声波束的平面 (这里指的是“波束平面”或“图像平面”) 内产生二维图像“扇”38, 该平面包括了导管的纵轴 (确定为图中的 Z 轴)。换能器接收在波束平面内的从物体反射的超声波并且响应该反射波以输出信号。通常, 这些信号都由控制台 24 处理以便形成和显示超声图像。可选择地或附加地, 超声换能器 34 可用于其他诊断目的, 比如多普勒测量或治疗之用。

[0023] 导管 22 的远端 28 进一步包括位置传感器 30, 其生成表示导管在身体内的位置和方向的信号。基于这些位置信号, 控制台 24 确定由成像设备 32 捕获的每个扇图像的位置和方向。控制台从而可以确定出现在扇图像中物体的坐标, 还能将在不同导管位置捕获的多幅图像组合。

[0024] 位置传感器 30 通常在固定位置和方向关系上邻近于成像设备 32。在一些实施例中, 位置传感器包括一个或多个线圈, 其响应在患者身外的场发生器生成的磁场以产生信号。由控制台 24 分析信号以确定远端 28 的位置和方向坐标。这种磁性位置检测已经在如前面提到过的美国专利 6, 266, 551 中详细介绍了。其他将超声成像与磁性位置检测结合的示范性系统已在美国专利 6, 690, 963, 6, 716, 166 和 6, 773, 402 中介绍了, 其公开的内容在此引入作为参考。

[0025] 作为选择, 导管 22 可包括在本领域中已知的任何其他合适类型的位置传感器。例如, 位置传感器 30 可包括其他类型的场传感设备, 比如霍尔效应传感器。作为替换, 传感器 30 可生成磁场, 其可通过体外的检测天线探测。进一步作为替换, 可通过测量身体对电信号的阻抗或通过传送或接收超声位置信号来操作位置传感器 30。本发明的原理可应用于基本上任何可在医学探头中实施的位置检测技术。

[0026] 如图 1 所示, 由于导管 22 结构的物理约束, 位置传感器 30 和超声成像设备 32 都位于导管 22 中, 并且在离导管的远端的各自特定的距离处。(这种位置传感器和成像设备的构造通过例子的方式被示出, 并且本发明的原理可同样应用于这些元件的其他排列, 包括并行排列。) 扇 38 的实际位置和方向是考虑了位置传感器和超声成像设备之间的距离而计算出来的。经验发现, 由于在制造导管 22 过程中产生的偏差, 从一个导管到另一个导管的这种距离通常是不同的。并且, 成像设备 32 中位置传感器和超声换能器阵列的轴可以不和 Z 轴精确对准或它们彼此之间不精确对准, 因而在确定扇 38 的方向时引入额外变化。

[0027] 这些和其他对准变化的源在上面提到过的专利申请公开文本 US2004/0254458A1 中进行了非常详细的介绍。如果不进行修正, 对准变化会引起确定出现在图像扇 38 中的物体的位置坐标出错。某些针对这些对准变化的校准和修正方法在 US2004/0254458A1 已经介绍了, 而其他方法在美国专利申请公开文本 US2007/0106156A1 中已经介绍了, 其公开的内容在此引入作为参考的。另外, 校准的增强系统和方法在下文中进行介绍。

[0028] 现在参见图 2-4, 其依照本发明实施例示意性图示了校准超声成像导管的系统 40。图 2 是示意图, 而图 3 和 4 分别是侧视图和顶视图。系统 40 包括底座 42, 其作为一组磁场发生器 44 和声学目标组件 46 的刚性机械框架。多种类型的场发生器可以用于此环境下。在这个实施例中, 场发生器包括三对亥姆霍兹线圈 48, 50 和 52, 每对朝向沿着 X, Y, Z 轴中的一个。

[0029] 导管 22 插入在场发生器 44 中心处的合适的夹具 54 中,其中成像设备 32 面向目标组件 46。目标组件包括模块 56,其在运动机构 58 的控制下,在成像设备 32 的视场内以相对于导管 22 的已知轨道上运动。多种类型的模块和机械结构可用于目标组件。一些具体例子在图 5 和 6 中示出并在下文中参考它们进行介绍。

[0030] 本实施例解决了很多存在于先前一些超声波导管校准方法中的困难。例如,用于许多超声校准模块中的电线比超声波束的宽度小,因而造成限制其在超声图像中的可观察性的伪迹。另外,模块关于超声波束的倾斜度会造成确定电线穿过波束精确位置的不准确。其他方法在使用电磁系统测量导管位置时使用由超声波束扫描的较大模块。这个方法依靠电磁系统的准确度,其通常约为 1mm。

[0031] 在本实施例中,位置传感器 30 的位置读数被设成大约在亥姆霍兹单元的中心,其典型位置精度为 0.1mm,使用由三对亥姆霍兹线圈 48,50,52 生成的梯度校准的电磁场。(可选的是,传感器灵敏度可以首先在均匀磁场中被校准。)传感器靠近线圈的中心放置。每一对中的线圈都由相反方向运行的电流驱动,因而电磁场的中心具有几乎不变的梯度。因为三对亥姆霍兹线圈相互正交,三个电磁场具有三个正交轨道的梯度。

[0032] 在校准导管 22 之前,在体积中的已知点使用机械精确传感器校准亥姆霍兹电磁场,其被用于校准导管位置传感器。测量的位置是指预定的机械原点,其固定在底座 42 的参照系中。通过这些测量,亥姆霍兹电磁场精确地映射成位置的函数。当导管传感器 30 随后置于校准的体积中时,传感器的位置和轨道就可以被计算到 0.1mm 的精确度,这通常优于在导管 22 的实际操作中使用的电磁追踪系统的操作精度。这种高精度是由于在亥姆霍兹室中出现的高梯度。

[0033] 图 5 是依照本发明实施例的声学目标组件 46 的具体的示意的、图示的说明。在这个实施例中,运动机构 58 包括马达,其驱动转子 64 通过连接 66 在固定轨道移动模块 56。模块 56 包括穿过扇形的成像平面 38 的线 68 和 70。线 68 和 70 不平行以便改进成像坐标系统的近似计算。除了该组的线之外,点源 72 可布置于模块上的多个位置中。这些点源例如可以采用模块的线上突出的形状,正如图中所示。这些后者的元件改进了校准精度,尤其对于在垂直于超声波束平面的方向上受超声图像的低分辨率影响最大的参数。

[0034] 校准期间,模块 56 在成像设备 32 前面的精确轨道上移动,通常在其轴略平行于换能器 34 阵列的轴的圆形轨道。运动机构 58 依图 5 所示而建,以便在目标中的线 68 和 70 中的每一条都在整条轨道上以小倾斜度切割超声波束。(换句话说,每一条线总是与其初始方向保持平行。)许多图像在这种模式下在轨道上模块的不同位置上被捕获。可选地,位置传感器(未示出)可相对于固定底座固定在模块 56 上,以便能够实现模块在每张图像中的电磁记录。从图像中提取线与超声波束平面交叉的位置。超声坐标系中来自所有图像的交叉点会转变成底座 42 的固定的参照系中的对应坐标。

[0035] 固定坐标系中的图像原点通过求解下列极小表达式来确定的:

$$[0036] \quad \arg\min_{\{az, el, rl, x0, y0, z0\}} \left(\sum_i \left\| \vec{P}_i - \vec{\tilde{P}}_i(az, el, rl, x0, y0, z0) \right\|^2 \right)$$

[0037] 此处 $\vec{P}_i$ 是每条线(以预定次序排列)交叉点的(行,列)测量值,而 $\vec{\tilde{P}}_i(az, el, rl, x0, y0, z0)$ 是线与超声平面交叉的解析函数,是平面原点 $(x0, y0, z0)$ 和方向坐标 (az, el, rl) 的函数。可使用已本领域已知的任何适合的数值或解析方法求解极小

问题。

[0038] 使用上述方法,图像设备 32 的图像原点和位置传感器 30 的电磁原点两者都可在相同的固定参照系中具有高精度的六个维度(位置 and 方向)上确定。原点的相对坐标被用于计算电磁传感器坐标和超声图像坐标之间的校准变换。

[0039] 这里所介绍的技术,包括线模块的机械精确运动的运用和从基本上在超声波束宽度上不变的大平面上建线,改进了超声波束和模块之间交叉点的确定精度。进一步说,使电磁校准和超声模块结合成在统一的系统为校准提供了鲁棒性的基础,其精确度仅取决于校准系统的机械精度。这个机械精度通常优于电磁位置追踪和超声成像测量的精度。将亥姆霍兹线圈对用于校准电磁传感器也提高了精度,因为亥姆霍兹组件内部的大电磁梯度提供了与大多数其他电磁追踪结构(使用单一或多个场发生器)相比更好的电磁传感器位置和方向的估算。

[0040] 模块 56 中的线 68 和 70 可布置在形成指向 ULS 传感器的箭头的两个平面上(也就是说,这两个平面沿一条垂直于超声扇平面的直线相交)。结果,波束总是从线上漫反射回来,在超声图像上形成清晰的箭头形状。箭头形状在图像中被检测到,通过形成它的两条直线的交叉计算出箭头位置。

[0041] 图 6 是依照本发明另一实施例的超声模块 80 的示意的、图示的说明,例如,其可用于代替线 68 和 70。模块 80 包括三角形剖面的伸长件 82,其成形为限定两个相交于一条线的空间平面,限定出一种箭头形状。模块通常位于目标组件 46 中以使得直线与扇形的成像平面 38 交叉,箭头指向成像设备 32。模块 80 进一步包括横档 84,其前边缘是三角形件 82 的平坦表面的线性延伸。横档 84 因此限定了对准平面,其垂直于件 82 的两个空间平面。

[0042] 图 7A 和 7B 是依照本发明实施例的使用成像设备 32 在不同的各自的导管 22 的对准下捕获的模块 80 的超声图像 86 和 90 的示意的表示。这些图像示出了导管 22 可如何实现与模块 80 精确对准,使得扇 38 平行且全等于横档 84 的平面(因此垂直于工件 82 的平坦表面)。图像 86 中,超声波束从工件 82 平面的反射形成具有给定长度的箭头形状 88。然而在这幅图像中,扇 38 不与横档 84 对准,因此横档在图像中不可见。然而,在图像 90 中,图像平面与横档 84 限定的对准平面对准。因此,由于声波从由横档 84 提供的工件 82 平面的线性延伸上的反射,图像包含相对于形状 88 增加的长度的箭头形状 92。因此,系统 40 的操作者能够确定导管在系统中被适当地对准了。

[0043] 附加地或可替换地,导管的对准可基于由模块运动产生的虚拟三维刚性体。这个方法使得记录能够自动完成,并具有由于三角形剖面而改进的精度,这克服了由于扇 38 的宽度引起的模糊。

[0044] 上面图中的模块和目标组件的形状和构造仅通过例子的形式表示,并且许多种可替代的形状和构造可在本发明的范围之内使用。可能的变化包括下列:

[0045] ● 模块的形状、尺寸和方向可变。

[0046] ● 曲线,比如谐波曲线,可用于替代模块中的线。(例子包括正弦曲线,圆形图形和其他类型的曲线)。

[0047] ● 不同的算法可用于从超声图像中提取形状。

[0048] ● 替代从每幅图像中提取交叉点,通过将图象与模块响应于超声脉冲的模型匹配而分析超声图像。

[0049] ●模块运行的机械轨道不是必须为圆形,但最好具有任何允许产生足够信息的形状以便使计算精确。

[0050] ●模块在夹具夹持导管运动时可被保持固定。因此,从校准过程的角度看,模块还是可看作描绘相对于探头的已知轨道。

[0051] 现在参照图 8 和 9,其示意性地图示了依照本发明又一实施例的用于校准超声成像导管 22 的系统 100 的元件。图 8 示出了在槽 102 内部的超声模块 104 的示意图,而图 9 是侧视图。校准期间,槽 102 通常地在模块 104 的内部和外部都充满合适的流体,如水,但流体在图 8 中模块的内部被省去了以便模块细节能够在图中清楚地看到。

[0052] 模块 104 包括成形为限定出容器的壁,在这个例子中容器指盒子。盒壁包括多个在不同的预定的位置上的校准目标 106,108。通常,如图所示,目标位于不同壁上因而定向在不同平面上。容器的内部空间的形状和尺寸足以允许导管 22 插入到容器并在多个位置和方向移动,从而使成像设备 32 在导管的不同位置和方向上瞄准不同的目标。具有一个或多个诸如电磁线圈的场发生器 112 的定位板 110 放置于靠近槽 102,线圈被驱动以在模块 104 附近产生已知空间特性的电磁能量场。这幅图中示出的场发生器的排列通常不产生上述那种梯度校准场,但基本上任何适合的场布局都可用于本实施例中。

[0053] 当探头在模块 104 的内部空间中时,处理器 24 接收来自位置传感器 30 的响应于电磁场的位置信号,和来自成像设备 32 的由于声波从模块上反射的图像信号。系统 100 的操作者拍下每幅图像,标记目标出现在图像中的位置,并确定出是目标中的哪一个。对每一幅图像,磁性位置检测系统确定导管尖端的位置和方向坐标。标注过的图像和相应坐标都被处理器 24(或被独立的校准处理器)使用以便校准导管中的超声换能器阵列相对于位置传感器的线性和角度偏移量。处理器 24 处理位置和图像信号以便校准成像设备 32 相对于位置传感器 30 的坐标。

[0054] 详细校准步骤可照如下所述完成:

[0055] 1. 校准导管 22 的尖端相对于在专用夹具中的位置传感器 30 的偏移量(例如,如在前面提到的美国 2004/0254458 中介绍的)。

[0056] 2. 将导管插入管中并旋转,获取位置坐标以便估算位置传感器距离导管轴的偏移量。

[0057] 3. 将导管插入校准池并将其连接到处理器 24,从而处理器接收位置坐标和超声图像信号。

[0058] 4. 通过捕获不同目标的图像获取数据点,正如前面解释的那样。每个数据点对应一幅图像并包括图像中的目标的位置(由操作者标记或由处理器自动确定),及目标的实际的已知的空间坐标和导管的位置坐标,这些在捕获图像时用位置传感器测量。

[0059] 5. 使用一组数据点计算校准变换矩阵。可计算矩阵的估计误差以便确认校准是有效的。

[0060] 使用三维、多个目标模块,比如模块 104,得到快速、方便的校准而不必要求导管被约束在夹具中(除了上面的第一步之外)。尽管图 8 和 9 图示了特定的具体的模块构造,任何适合的目标的三维布置可用于类似模式。例如,模块壁可被布置成限定不同形状的容器,或壁可仅部分封闭其限定的内部空间。

[0061] 因此,可以理解上面介绍的实施例都是通过例子的形式被引用的,并且本发明不

局限于上文中特别图示和介绍的内容。而是,本发明的范围包括上文中所介绍的各种特征的组合和子组合,以及那些本领域技术人员通过阅读前述的说明书能够想到的和没有在现有技术中公开的变化和修改。

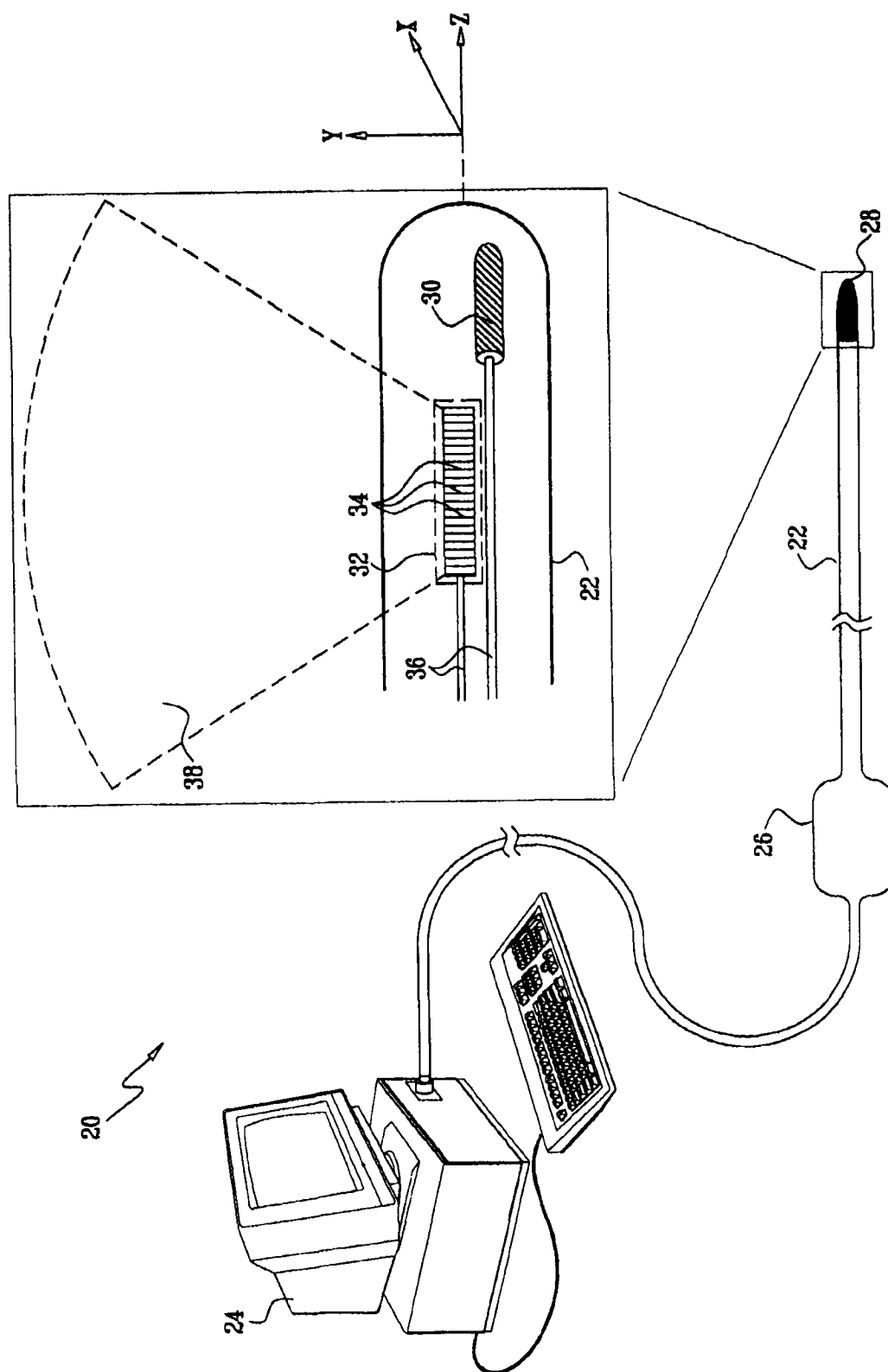


图 1

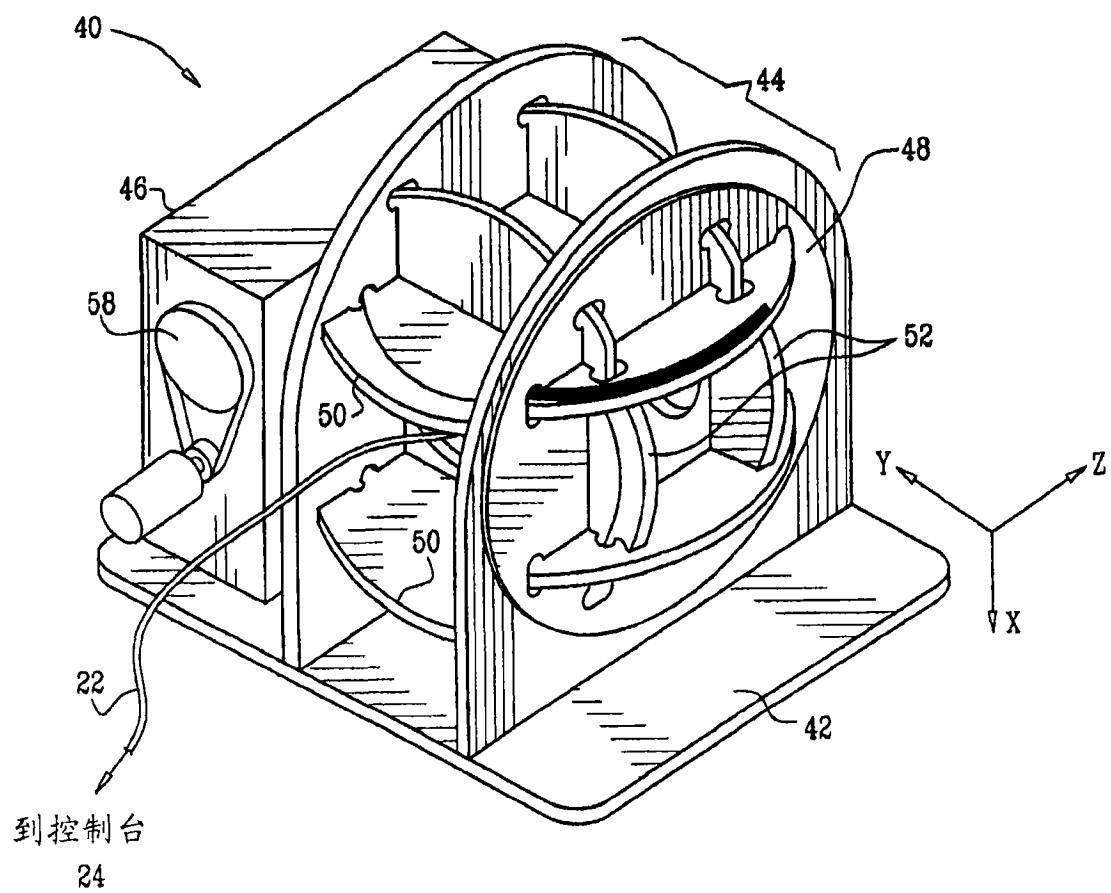


图 2

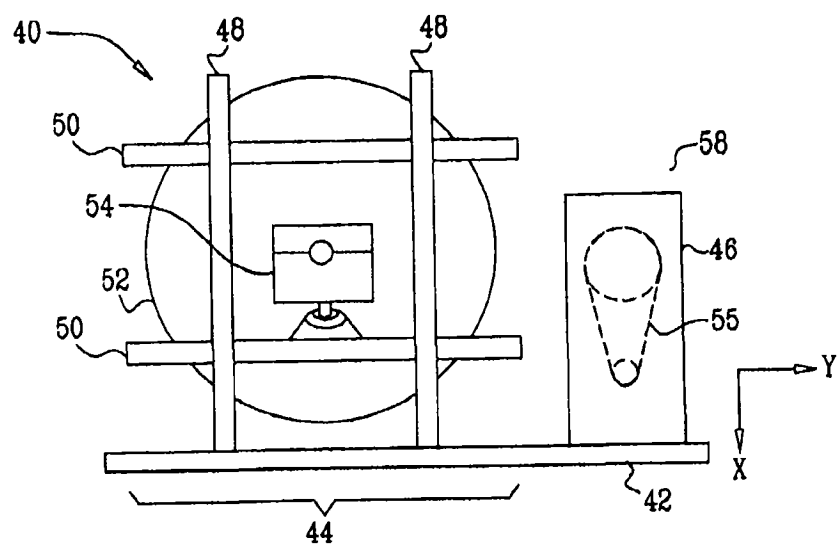


图 3

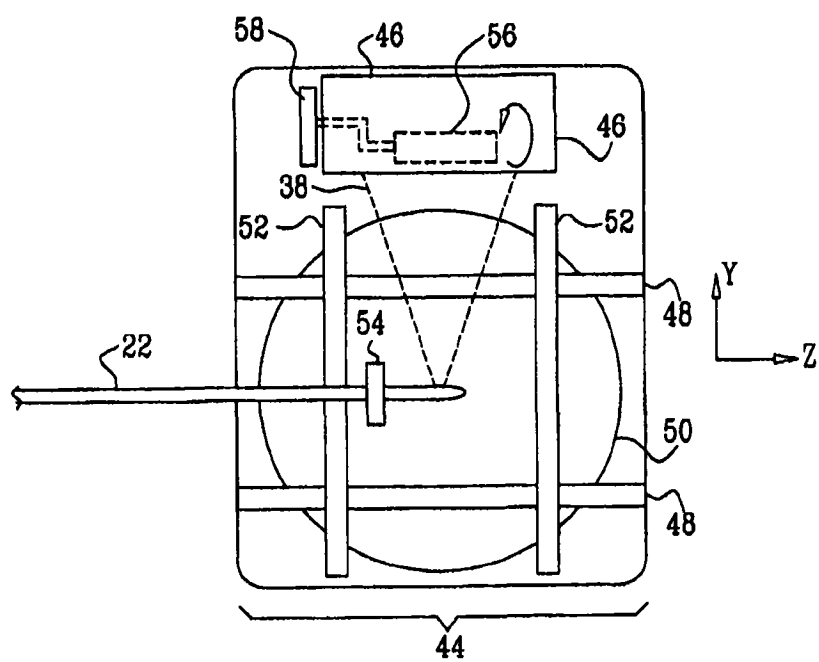


图 4

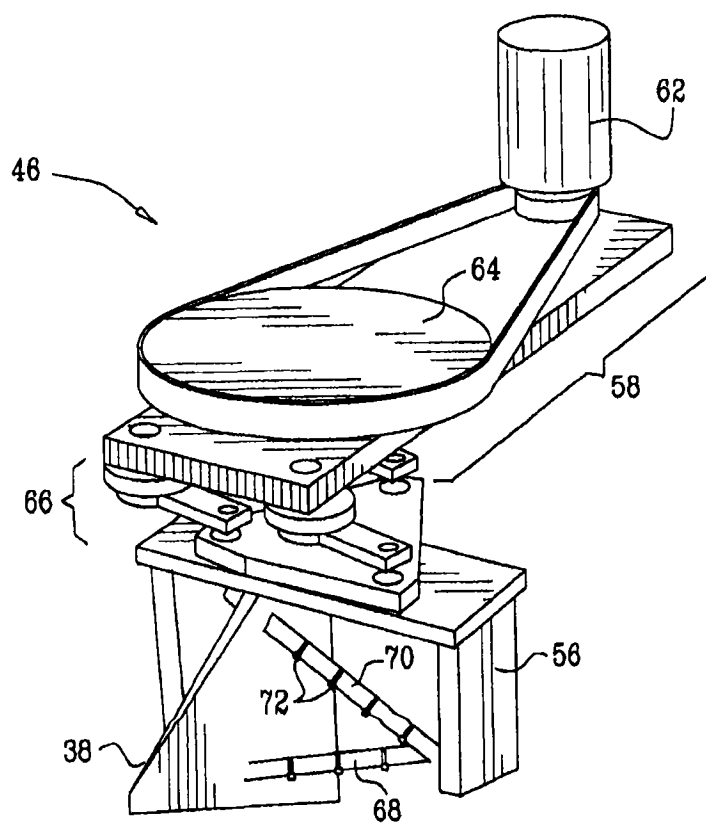


图 5

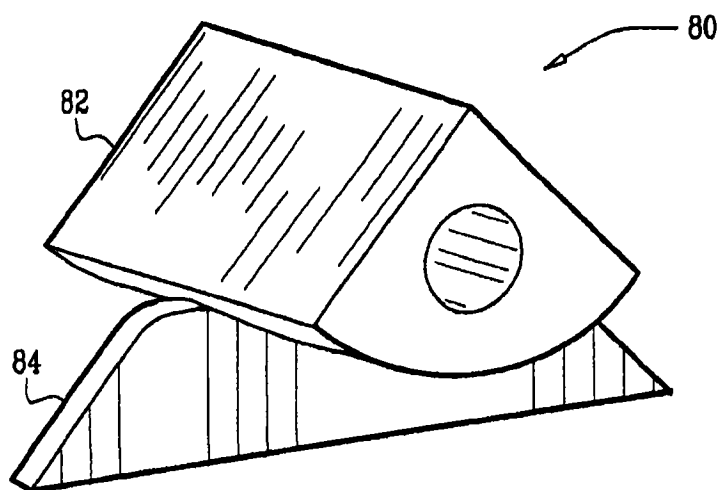


图 6

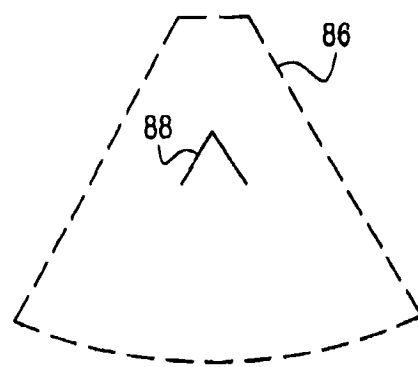


图 7A

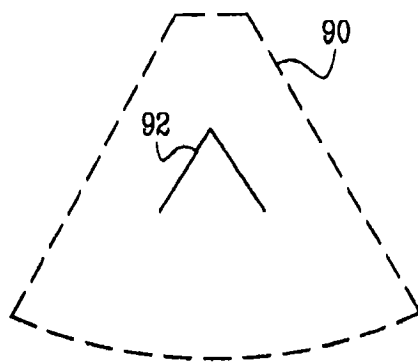


图 7B

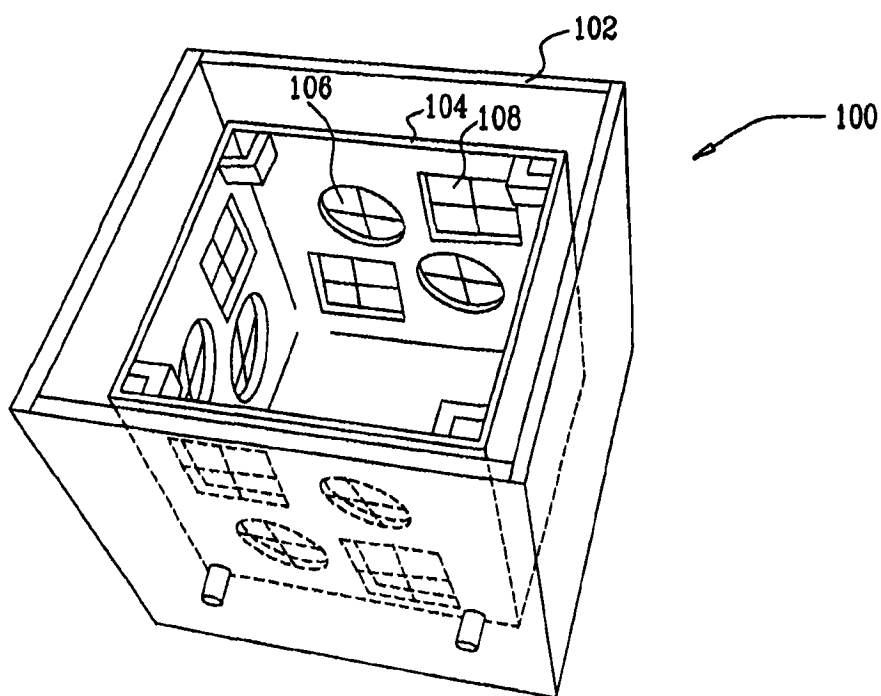


图 8

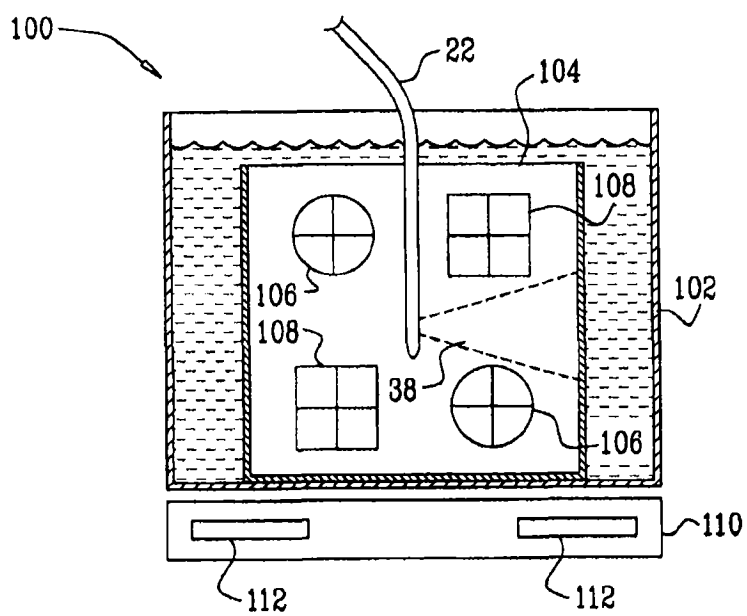


图 9

专利名称(译)	准确度增强的超声导管校准		
公开(公告)号	CN102210594A	公开(公告)日	2011-10-12
申请号	CN201110158423.2	申请日	2008-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
[标]发明人	A戈瓦里 AC阿尔特曼 M巴 塔尔 D特鲁默		
发明人	A·戈瓦里 A·C·阿尔特曼 M·巴-塔尔 D·特鲁默		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/587		
优先权	60/887457 2007-01-31 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及准确度增强的超声导管校准。用于校准包括磁性位置传感器和声学成像设备的探头的装置包括刚性机械框架。一个或多个固定在框架上的场发生器，其生成已知空间特性的磁场。声学目标组件包括连接在运动机构上的模块，其被布置成在相对于框架的已知轨道上移动模块。固定在框架上的夹具在一个或多个场发生器的磁场中以适于成像设备对模块成像的方向保持探头。处理器处理来自探头的位置信号和图像信号以便校准图像设备相对于位置传感器的坐标。

