

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101249003 B

(45) 授权公告日 2012.05.30

(21) 申请号 200810085613.4

(22) 申请日 2008.01.31

(30) 优先权数据

11/669,620 2007.01.31 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 M·霍赫米茨

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 王庆海 张志醒

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

G01S 7/52 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2005/039391 A2, 2005.05.06, 全文.

Mercier L ET AL.. A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound system». 《ultrasound med biol》. 2005, 第 31 卷 (第 4 期), 全文.

HUANG Q H ET AL.. 《Develepmen

of a portable 3D ultrasound imaging system for musculoskeletal tissues».

《ULTRASONICS》. 2005, 第 43 卷 (第 3 期), 该论文第 133 页左栏第 1 段, 图 5.

HUANG Q H ET AL.. 《Develepmen of a portable 3D ultrasound imaging system for musculoskeletal tissues».

《ULTRASONICS》. 2005, 第 43 卷 (第 3 期), 该论文第 133 页左栏第 1 段, 图 5.

Richard W. Prager ET AL.. 《real-time acquisition and visualization of freehand three-dimensional ultrasound».

《Medical Image Analysis》. 1998, 第 3 卷 (第 2 期), 该论文第 133 页左栏第 1 段, 图 5.

审查员 方炜园

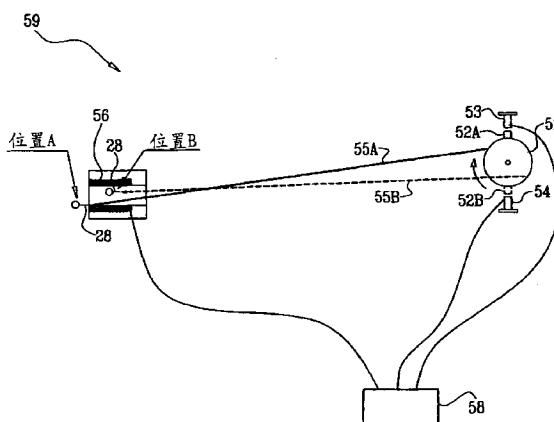
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声图像和门控位置测量值的相关性

(57) 摘要

本发明涉及超声图像和门控位置测量值的相关性。提供一种校准设备，其包括运动组件，该运动组件用于移动成像探头通过具有已知坐标的校准点。所述成像探头包括用于同时采集超声图像的第一序列和位置测量值的第二序列的超声换能器和位置传感器。该装置进一步包括标记电路，该标记电路用于标记当成像探头位于校准点时被超声换能器采集的在第一序列中的超声图像。处理器用于通过使第一序列中已标记的超声图像和第二序列中的坐标与校准点坐标相匹配的位置测量值相关联，以校准第一和第二序列之间的时间偏差。



1. 一种校准设备,包括:

运动组件,该运动组件用于移动成像探头通过具有已知坐标的校准点,成像探头包括用于同时采集超声图像的第一序列和位置测量值的第二序列的超声换能器和位置传感器;

标记电路,该标记电路用于标记当成像探头位于校准点时被超声换能器采集的第一序列中的超声图像;和

处理器,该处理器用于通过使得第一序列中已标记的超声图像和第二序列中的坐标与校准点坐标相匹配的位置测量值相关联,校准第一序列和第二序列之间的时间偏差,

其中所述标记电路包括光学发射器和光学传感器,该光学发射器用于发射光,该光学传感器用于在对准光学发射器时检测光并响应于被检测的光而产生电信号,并且其中光学发射器和光学传感器被附着到运动组件上以便彼此对准并且在成像探头位于校准点时产生电信号,以便响应于该电信号来标记超声图像。

2. 根据权利要求 1 所述的设备,其中运动组件包括轮和可运动臂,其中臂的第一末端连接到轮上并且臂的第二末端附着到成像探头上,并且其中该轮被布置成旋转以便移动成像探头通过校准点。

3. 根据权利要求 1 所述的设备,其中标记电路包括调制电路,该调制电路用于响应电信号产生超声标记信号并使用该超声标记信号来标记超声图像,该超声标记信号具有能够被超声换能器检测到的频率。

4. 根据权利要求 3 所述的设备,其中调制电路包括被放置在成像探头的附近的感应线圈,其用于在超声换能器中感应射频 RF 信号以便标记超声图像。

5. 根据权利要求 1 所述的设备,其中处理器通过对第一序列中的图像的亮度值和预定阈值进行比较,以识别已标记的超声图像。

6. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述校准点包括两个或多个具有已知坐标的不同校准点,其中运动组件用于移动成像探头通过两个或多个校准点,其中标记电路用于标记当成像探头位于两个或多个校准点时被超声换能器采集的超声图像,并且其中处理器通过将已标记的超声图像和各坐标与各个校准点坐标相匹配的各个位置测量值相关联,校准第一序列和第二序列之间的时间偏差。

7. 根据权利要求 1 所述的设备,其中运动组件被设置为用于在至少两种情况下移动成像探头通过校准点,并且其中处理器用于测量所述至少两种情况下的时间偏差的各个值,并计算测量值的平均值。

8. 根据权利要求 1 所述的设备,其中成像探头包括电极,该电极产生用于门控超声图像和位置测量值的门控信号,其中标记电路用于标记当成像探头位于校准点时由电极产生的门控信号,并且其中处理器使用已标记的门控信号校准门控信号之间以及第一序列和第二序列之间的时间偏差。

9. 根据权利要求 8 所述的设备,其中门控信号包括心电图 ECG 信号,并且其中电极包括心内 ECG 检测电极。

超声图像和门控位置测量值的相关性

技术领域

[0001] 本发明通常涉及医学成像系统,更具体而言涉及使用超声和位置跟踪系统的成像。

背景技术

[0002] 一些医学成像系统跟踪装配有位置传感器和超声换能器的探头,诸如导管,的位置。探头的位置测量和超声换能器所产生的图像结合可以用于目标器官的成像和 / 或建模。美国专利申请公开 US2006/0241445 描述了一种属于上述类型的典型系统,该公开在此引入并作为参考。

[0003] 本领域技术人员熟知用于校准包括超声换能器和位置传感器的探头的一些方法和系统。例如,美国专利申请公开 US2004/0254458 描述了一种装置,用于校准包括超声换能器和位置测量装置的探头,该公开在此引入并作为参考。装置包括一个试验夹具,该试验夹具包括被放置在已知位置的超声目标。处理器接收来自位置传感器的位置信号,同时对准超声目标的换能器确定探头在试验夹具参照系中的方位。处理器确定探头与方位有关的校准数据。

[0004] 例如,美国专利 US6192735、US6517484 和 US6585651 描述了用于校准超声和位置跟踪探头的其它方法和系统,上述公开在此引入并作为参考。

发明内容

[0005] 根据本发明的一个实施方案,因而提供一种校准设备,包括:

[0006] 运动组件,该组件用于移动成像探头通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,用于同时采集超声图像的第一序列和位置测量值的第二序列;

[0007] 标记电路,该电路用于标记当成像探头位于校准点时被超声换能器采集的第一序列中的一个超声图像;和

[0008] 处理器,该处理器通过关联第一序列中已标记的上述超声图像和第二序列中其坐标与校准点坐标相匹配的一个位置测量值,以校准第一序列和第二序列之间的时间偏差。

[0009] 在一些实施方案中,成像探头包括一个电极,该电极捕获用于门控(gating)超声图像和位置测量值的信号,标记电路用于标记当成像探头位于校准点时被电极捕获的那个信号,并且处理器使用上述标记信号用于校准信号之间以及第一和第二序列之间的时间延迟。在一个实施方案中,信号包括心电图(ECG)信号,以及电极包括心内ECG检测电极。

[0010] 在另一个实施方案中,运动组件包括轮和可运动臂,以使得臂的第一末端连接到轮上且臂的第二末端附着到成像探头上,以及所述轮用于旋转以便移动成像探头通过校准点。

[0011] 在已公开的实施方案中,标记电路包括光学发射器和光学传感器,光学发射器用于发射光,光学传感器用于在和光学发射器对准时检测光并响应被测光以产生电信号,以及光学发射器和光学传感器被附着到运动组件上以便在成像探头位于校准点时彼此对准

并产生电信号,以便响应该电信号以标记超声图像。

[0012] 在另一个实施方案中,标记电路包括调制电路,调制电路用于响应电信号以产生超声标记信号并使用该超声标记信号标记超声图像,其中超声标记信号具有能够被超声换能器检测的频率。在另一个实施方案中,调制电路包括感应线圈,感应线圈被放置在成像探头的附近,用于在超声换能器中感应射频(RF)信号,以便标记超声图像。

[0013] 在已公开的实施方案中,处理器通过将第一序列中图像的亮度值和预定阈值进行比较,以识别已标记的超声图像。

[0014] 在一些实施方案中,校准点包括两个或多个具有已知坐标的不同校准点,运动组件设置为用于移动成像探头通过两个或多个校准点,标记电路设置为用于标记在成像探头位于两个或多个校准点时被超声换能器采集的超声图像,并且处理器设置为通过将已标记的超声图像和其坐标与各个校准点坐标相匹配的各个位置测量值相关联,以校准第一和第二序列之间的时间偏差。此外或作为另一种选择,运动组件设置为用于在至少两种情况(instances)下移动超声探头通过校准点,并且处理器设置为用于测量上述至少两种情况下的时间偏差的各个值并用于计算被测量的值的平均值。

[0015] 根据本发明的一个实施方案,还提供一种校准方法,包括:

[0016] 操作包括位置传感器和超声换能器的成像探头,以便同时采集使用超声换能器采集的超声图像的第一序列和使用位置传感器采集的位置测量值的第二序列;

[0017] 移动成像探头通过具有已知坐标的校准点;

[0018] 标记当成像探头位于校准点时被超声换能器采集的第一序列中的一个超声图像;和

[0019] 通过关联第一序列中的已标记超声图像和第二序列中的位置测量值,校准第一和第二序列之间的时间偏差,其中位置测量值的坐标与校准点的坐标相匹配。

[0020] 根据本发明的一个方面,还提供一种在校准设备中使用的计算机软件产品,该设备包括移动成像探头通过具有已知坐标的校准点的运动组件,成像探头同时采集使用超声换能器采集的超声图像的第一序列和使用位置传感器采集的位置测量值的第二序列,并进一步包括标记电路,标记当成像探头位于校准点时在第一序列中被超声换能器采集的超声图像,上述产品包括将程序指令存储在其中的计算机可读介质,当被计算机读取时,指令促使计算机通过关联第一序列中的已标记超声图像和第二序列中的位置测量值以校准第一和第二序列之间的时间偏差,其中位置测量值的坐标与校准点的坐标相匹配。

[0021] 通过本发明实施方案的详细描述并结合附图,可以更好地理解本发明。

附图说明

[0022] 图1是根据本发明一个实施方案的心脏映射和成像系统的示意图;

[0023] 图2是根据本发明一个实施方案的导管的示意图;

[0024] 图3是根据本发明一个实施方案的心脏映射和成像系统元件的示意性框图;

[0025] 图4是根据本发明一个实施方案的机电校准组件的示意图;

[0026] 图5是根据本发明一个实施方案的用于显示超声图像和位置测量值相关性的信号时序图;以及

[0027] 图6是根据本发明一个实施方案的用于关联超声图像和位置测量值的方法的示

意性流程图。

具体实施方式

[0028] 概述

[0029] 一些医学成像过程使用组合超声成像和位置跟踪。在上述过程中,像导管这样的体内探头使用超声换能器执行目标器官的超声成像。同时,探头在目标器官内或周围的位置通过使用位置传感器被确定。

[0030] 当探头被移动通过目标器官内或周围的多个位置时,超声成像子系统输出由超声换能器产生的二维(2-D)超声图像的序列。同时,位置跟踪子系统输出由位置传感器产生的位置测量值的序列。然后,位置测量值用于确定2-D超声图像中的每一个图像在目标器官的三维(3-D)空间中的位置和方位。

[0031] 但是,在许多实际情况中,超声图像的序列和位置测量值的序列是不相关的。通常,超声图像被采集的速率不同于位置测量值的速率,并且两个序列彼此之间具有未知的时间偏差。为了执行目标器官的成像,超声图像和位置测量值应当彼此相关联,以便准确确定每一个超声图像被采集时的探头位置(位置和方位)。

[0032] 本发明的实施方案提供用于关联超声图像的序列和位置测量值的序列的方法和系统。在一些实施方案中,探头被放置在校准子系统中,该子系统移动探头通过一个或多个其坐标事先已知的校准点。例如,校准子系统可以包括连接到运动臂上的旋转轮,其中探头被附着到上述臂上。当探头达到校准点中的一个时,校准子系统产生用于标记在该位置采集的超声图像的脉冲。

[0033] 校准子系统进一步包括校准处理器,该校准处理器识别已标记的超声图像,并将它们和在校准点处测量的对应位置测量值相关联。校准处理器计算超声图像和相应位置测量值之间的时间偏差。已计算的时间偏差值被保存并用于将超声图像和位置测量值关联起来。

[0034] 系统描述

[0035] 图1是根据本发明一个实施方案的用于对患者的心脏24进行成像和映射的系统20的示意图。该系统包括导管28,该导管通过静脉或动脉被医生插入到心腔中。医生能够随意控制导管远端的位置和方向。

[0036] 系统20包括位置跟踪子系统和超声成像子系统。位置跟踪子系统测量导管28的位置(也就是,位置和方位)坐标。例如,在一些实施方案中,位置跟踪子系统包括磁位置跟踪子系统。磁位置跟踪子系统包括一组外部辐射器,诸如场发生线圈30,该组外部辐射器被放置在患者体外固定的已知位置处。线圈30在心脏24附近产生磁场。安装在导管28内部的位置传感器检测所产生的磁场,并响应被检测到的场产生位置信号。控制台34包括定位处理器36,该定位处理器接收来自导管28的位置信号并根据这些信号计算导管的位置和方位。在替代实施方案中,定位子系统可以包括任意合适类型的位置跟踪系统,诸如基于阻抗的系统。

[0037] 超声成像子系统采集心脏24的多个超声图像。安装在导管28中的超声换能器采集超声图像,典型地包括2-D扇形图像。控制台34包括图像处理器42,该图像处理器接收2-D超声图像并使用它们对心脏24进行成像。处理器42的输出被显示在显示器44上。

[0038] 图像处理器 42 可以按照多种方式对心脏 24 进行成像。例如，图像处理器可以使用多个 2-D 图像构造心脏的三维 (3-D) 模型。图像处理器也可以将采集到的 2-D 图像投影到 3-D 空间中，并将投影图像呈现给用户。此外或作为另一种选择，图像处理器可以将 2-D 超声图像和不同模态的 3-D 图像，诸如计算机断层摄影 (CT) 或磁共振成像 (MRI) 图像，进行配准，并将重叠图像呈现给用户。例如，美国专利申请公开号 US2006/0241445 描述了基于 2-D 超声图像的 3-D 成像的一些方面，该申请在此引入。此外或作为另一种选择，图像处理器可以基于采集到的 2-D 超声图像执行任意合适的心脏 24 的成像和 / 或映射操作。

[0039] 图 2 是根据本发明一个实施方案的显示导管 28 的远端的示意图。导管 28 包括超声换能器 39，该超声换能器包括由多个传感器元件 40 构成的一个阵列。在一个实施方案中，元件 40 包括压电装置。换能器 39 被放置在窗 41 中或邻接于窗 41，其中该窗限定了位于导管的主体或壁上的开口。

[0040] 换能器 39 的多个元件 40 用作相控阵列，它们一起从通过窗 41 的阵列孔径中发射超声波束。在一些实施方案中，阵列发射超声能量的短脉冲，然后切换到接收模式用于接收从周围组织反射的超声信号或回波。在接收被反射的超声回波之后，借助电缆 33 上的元件 40 通过导管 28 将基于反射回波的电信号发送给位于控制台 34 中的图像处理器 42，图像处理器将它们转换成 2-D 超声图像。

[0041] 因为心脏的一些特征会在心脏周期性收缩和舒张期间改变它们的形状和位置，因此被图像处理器 42 执行的成像方法通常在相对于该周期的特定时刻被执行。这种处理通常被称为门控。为了执行门控成像，超声图像和位置测量值典型地对于心电图 (ECG) 信号同步。ECG 信号也被称作门控信号可以通过体表面或心内电极，诸如安装在导管 28 中的电极 46 产生。在一些实施方案中，电极 46 也可以用于执行治疗目的的心内切除。

[0042] 如上所述，图像处理器 42 可以使用 2-D 超声图像执行心脏的 3-D 成像。作为执行上述任务的一部分，处理器 42 在 3-D 空间中将 2-D 超声图像定位在它们适当的位置和方位上。为了准确定位超声图像，每一个 2-D 超声图像应当和由导管在图像被采集的那一时刻产生的位置测量值相关联。2-D 图像的不准确定位将在 3-D 成像处理中引入误差和失真。

[0043] 不过，在许多实际例子中，由超声成像子系统产生的超声图像序列和由定位子系统产生的位置测量值序列是异步的并且不相关联的。例如，在一些例子中，该超声成像子系统包括独立的单元，例如与所述位置跟踪子系统分离的商用成像器。位置测量的速率可与超声图像采集的速率不相同。而且，该超声成像子系统和该定位子系统通常具有不同的处理延时。因此，该超声图像序列和位置测量值序列通常具有相对的时间偏差，这不是已知的现有技术。

[0044] 这里所描述的方法和系统将超声图像与相应的位置测量值关联起来，这样，每个超声图像与在图像被采集的时间点处获取的位置测量值相关联。在一些实施方案中，例如当图像序列和位置测量值序列具有恒定相关的时间偏差时，该时间偏差被计算出并且用于将图像和位置测量值相关联。

[0045] 在一些实施方案中，导管 28 包括 ECG 检测电极，例如电极 46。由心脏组织产生并且由电极 46 检测到的心内 ECG 信号也可以关于与超声图像和 / 或位置测量值具有一定的时间偏差。在这些实施方案中，标记信号也插入到由 ECG 检测电极产生的门控信号中。这里描述的方法和系统也可以测量和校准 ECG 信号之间和超声图像与位置测量值之间的时间偏差。

间偏差,这样 ECG 门控可以被准确地执行,即在心动周期的理想相位被执行。

[0046] 图 3 是根据本发明的一个实施方案描述系统 20 的部件的示意性框图。系统 20 包括校准子系统 50, 该校准子系统包括机电校准组件 59(也称为运动组件) 和校准处理器 57。当执行校准时, 导管 28 位于机电组件内。组件 59 将导管移动通过一个或多个具有事先已知位置坐标的校准点。当校准子系统检测到导管穿过一个校准点时, 它将一个区别标记插入到当前通过导管采集的超声图像中。当导管 28 包括 ECG 检测电极时, 标记也可以插入到由该电极产生的 ECG 信号中。

[0047] 校准处理器 57 从定位处理器 36 接受位置测量值序列和从图像处理器 42 接受 2D 超声图像序列。处理器 57 也可接受由电极 46 产生的 ECG 信号。校准处理器将标记的超声图像与具有图像被采集的校准点的位置坐标的位置测量值关联起来。这样, 校准处理器能够计算超声图像序列和位置测量值序列之间的时间偏差, 并且将这两个序列相关联。当 ECG 信号也被提供时, 校准处理器可以计算该信号和位置测量值或超声图像之间的时间偏差。通常, 该时间偏差计算的准确性随着位置测量值的速率和超声图像的速率而提高。

[0048] 典型地, 校准处理器 57 通过使用通用计算机实现, 该计算机通过软件编程以执行在此描述的功能。该软件可以电子形式下载到计算机, 例如通过网络, 或者该软件可以选择性地在有形媒介上提供给计算机, 例如 CD-ROM。在一些实施方案中, 校准处理器 57 的功能可以由图像处理器 42, 由在超声成像子系统中的另一个处理器, 由定位处理器 36 或通过在定位子系统中的另一个处理器来执行。

[0049] 校准子系统 50 可被整合作为系统 20 的一个部分并且当该系统启动时执行所述校准过程。可选择地, 该校准子系统可以是一个独立的子系统, 该子系统可以仅在需要校准时连接到系统 20。该子系统 50 的输出, 即已计算的相对时间偏差值可以存储在存储器中和 / 或使用任何合适的接口来提供给图像处理器 42 或定位处理器 36。典型地, 子系统 50 或至少组件 59 位于定位跟踪子系统的工作体积 (working volume) 中, 以便在校准过程中测量导管 28 的位置坐标。

[0050] 图 4 是根据本发明一个典型实施方案的显示机电组件 59 的示意图。在图 4 的典型实施方案中, 组件 59 包括可运动臂 (当在两个不同位置定位时用 55A 和 55B 表示, 如下面所解释的), 其连接到旋转轮 51。在校准过程中, 导管 28 连接到到臂的远端。

[0051] 当轮 51 旋转时, 例如使用合适的电机, 该臂移动导管 28 通过多个位置。尤其是, 该导管通过两个校准点, 或者校准位置, 其在图中用“位置 A”和“位置 B”表示。该校准点的位置坐标预先测量并因此事先已知。当该导管处于校准点 A 时该运动臂被标记为 55A, 并且当该导管处在校准点 B 时被标记为 55B (虚线)。

[0052] 光学发射器, 例如发光二极管 (LED) 安装在轮 51 的圆周上。该光学发射器在图中显示在两个位置: 当导管处在校准点 A 时光学发射器被标记为 52A, 且当该导管处在校准点 B 时该光学发射器被标记为 52B (虚线)。该光学发射器典型地从轮向外发射窄光束。

[0053] 光学传感器 53 和 54 安装在靠近旋转轮的外圆周的位置, 这样当导管到达校准点 A 时, 该发射器处在位置 52A 并且与光学传感器 53 对准。同样地, 当该导管到达校准点 B 时, 该发射器处于位置 52B 并且与光学传感器 54 对准。当用光学发射器发光时, 每个光学传感器产生短的电脉冲。这样, 当导管 28 处于校准点 A 时, 传感器 53 产生一个脉冲; 而当导管处于校准点 B 时, 传感器 54 产生一个脉冲。在一些实施方案中, 传感器 53 发射正脉冲, 传

感器 54 发射负脉冲。

[0054] 由光学传感器 53 和 54 产生的脉冲提供给射频 (RF) 调制器 58。调制器 58 调制由发射器产生的脉冲到 RF 载波上, 其频率在超声成像子系统使用的范围内。由调制器 58 产生的 RF 脉冲用于驱动感应线圈 56, 其定位在导管 28 的附近。当被触发时, 线圈 56 感应由导管 28 的超声换能器 39 检测的 RF 脉冲。因此, 由导管 28 当前采集的超声图像的视频信号用特殊的校准标记来标记。感应的 RF 脉冲的大小典型地被选择为使得标记的强度明显强于由换能器 39 检测到的任何超声回波。

[0055] 在一些实施方案中, 当使用门控成像时, 调制器输出附加信号, 该附加信号用于标记由电极 46 响应由光学传感器 53 和 54 产生的脉冲而产生的门控信号。该标记的门控信号随后由校准处理器使用以便校准 ECG 信号和超声图像和 / 或位置测量值之间的时间偏差。

[0056] 调制器和感应线圈可以共同看作为调制电路, 该电路根据光学传感器的输出产生超声标记信号 (例如 RF 脉冲), 并且使用这些标记信号标记超声图像。可选择地, 使用感应线圈, 该调制电路可包括任何其他合适的机构, 其可产生能够由超声换能器 39 检测的超声标记信号。另一可选择地, 当前采集的图像可通过向由换能器 39 产生的信号电学地增加电压脉冲进行标记。在另一个可选择的实施方案中, 光学发射器可用 RF 信号驱动, 这样由光学传感器 53 和 54 产生的脉冲已经被调制, 因此就不需要调制器 58 了。

[0057] 典型地, 由光学发射器产生的脉冲的脉冲宽度可被选择为足够的窄, 使得只有单个的超声图像被标记。典型地, 脉冲宽度是几毫秒长, 明显小于单个超声图像的采集时间。

[0058] 如上所述, 校准处理器 57 接受超声图像序列和位置测量值序列, 它们通常是不相关的。该校准处理器识别嵌入了校准标记的超声图像, 诸如通过将图像中的亮度值与预定的阈值进行比较。

[0059] 校准处理器也在由定位子系统产生的位置测量的序列中定位坐标与相应的校准点坐标相匹配 (例如相重合或最接近) 的位置测量值。在已标记超声图像之间以及在相应的校准点测得的位置测量值之间的时间差表示了在超声图像序列和位置测量值序列之间的时间偏差。

[0060] 在一些实施方案中, 校准处理器计算每个校准点 A 和 B 的时间偏差并且对结果进行平均。可选择地, 只有单独的校准点可被使用。无论使用了多少校准点, 校准处理器都可以通过使轮 51 做几个完整的旋转以及使用所产生的用于对多个时间偏差计算值求平均的多脉冲而提高估计的准确性。该校准处理器通常存储在系统 20 的操作期间使用的估计的时间偏差。

[0061] 虽然图 4 所示的典型实施方案指的是使用一个臂和一个旋转轮的机械组件, 但这里所描述的方法和系统可以使用其他任何合适的能够移动导管 28 经过校准点的运动组件。

[0062] 光学发射器、光学传感器、调制器和感应线圈可以共同看作为标记电路, 该电路标记当导管在一个校准点内时当前采集的超声图像。可选择地, 也可以使用用于当导管到达校准点产生触发信号并用于根据这种触发标记当前采集的超声图像的任何其他适当的方法、组件或电路。例如, 可使用磁铁和磁传感器、激光光源和光学传感器、体积传感器或任何其他合适的机构产生所述触发。

[0063] 图 5 是根据本发明的实施方案的信号时序图, 其显示了将位置测量值与超声图像

相关联的示例性过程。当导管 28 分别到达校准点 A 和 B 时,由光学发射器 53 和 54 产生电脉冲 70 和 71。脉冲 72 和 73 指示由调制器 58 响应于脉冲 70 和 71 分别产生的调制 RF 脉冲。曲线 75 显示了由导管 28 的换能器 39 采集的超声图像的视频信号。连续的超声图像用 N-1, N, N+1, ... 表示。该图像 N 的视频信号用响应于脉冲 72 的校准标记 76 表示。为清楚起见,对应于脉冲 73 的标记在图中未显示。

[0064] 测量序列 77 指示由定位处理器 36 产生的位置测量值序列。位置测量值 78 指示坐标与校准点 A 的坐标匹配的位置测量值。测量值序列 79 指示由图像处理器 42 产生的超声图像的序列。正如可以理解的,在由导管 28 进行的图像采集(曲线 75)之间和图像处理器的输出(序列 79)之间的延迟可以是几个图像周期的长度。

[0065] 如上所解释的,校准处理器 57 估计在序列 79 中标记的图像(图像 N)之间和在校准点 A(测量值 78)测量的位置测量值之间的时间偏差。该时间偏差在图中用 ΔT 表示。虽然在当前的例子中偏差是关于被标记的图像的起点测量的,但该偏差可以可选择地关于该被标记的图像的终点或该图像中的其他任何合适的参考点进行测量。

[0066] 校准方法说明

[0067] 图 6 是根据本发明的实施方案描述将位置测量值与超声图像相关联的方法的示意性的流程图。该方法首先开始于在导管扫描步骤 80,组件 59 移动导管 28 通过不同的校准点。

[0068] 当导管到达多个校准点中的一个时,光学发射器与光学传感器 53 和 54 之一对准。因此,在脉冲发生步骤 82,与发射器对准的光学传感器产生脉冲。在调制步骤 84,调制器 58 调制由光学传感器产生的脉冲。在图像标记步骤 85,感应线圈 56 标记当前采集的超声图像的视频信号。上面的处理步骤 80-85 可以对一个或多个校准点和 / 或对每个校准点的多个测量值重复进行。

[0069] 在图像识别步骤 86,校准处理器 57 在由图像处理器 42 产生的超声图像序列中识别标记的图像。对于每个已识别的标记的图像,在位置测量值识别步骤 87,该校准处理器对坐标与讨论中的校准点的坐标匹配的位置测量值进行定位。在时间偏差计算步骤 88,校准处理器计算每个标记的图像和相对应的位置测量值之间的时间偏差。校准处理器典型地对不同的测量的时间偏差进行平均以便提高估计的准确性。在系统 20 的操作期间,所计算和进行平均后的时间偏差被存储并随后用于在超声图像和位置测量值之间进行协调。

[0070] 虽然这里描述的实施方案主要说明基于导管的成像系统的校准,但本发明的原理也可用于校准装配有位置传感器和超声换能器的其他类型的探头,例如内窥镜。虽然这里描述的实施方案主要指的是对心脏成像,但本发明的原理也可以用于对其他器官进行成像和建模。

[0071] 因此应当理解,上面描述的实施方案通过举例的方式引用,并且本发明不限于上面所显示和描述的特定的内容,而是,本发明的范围包括上面描述的各种特征的组合或子组合,以及对于本领域技术人员来说阅读了前面的说明书就会想到的和在现有技术中没有公开的它们的变型和修改。

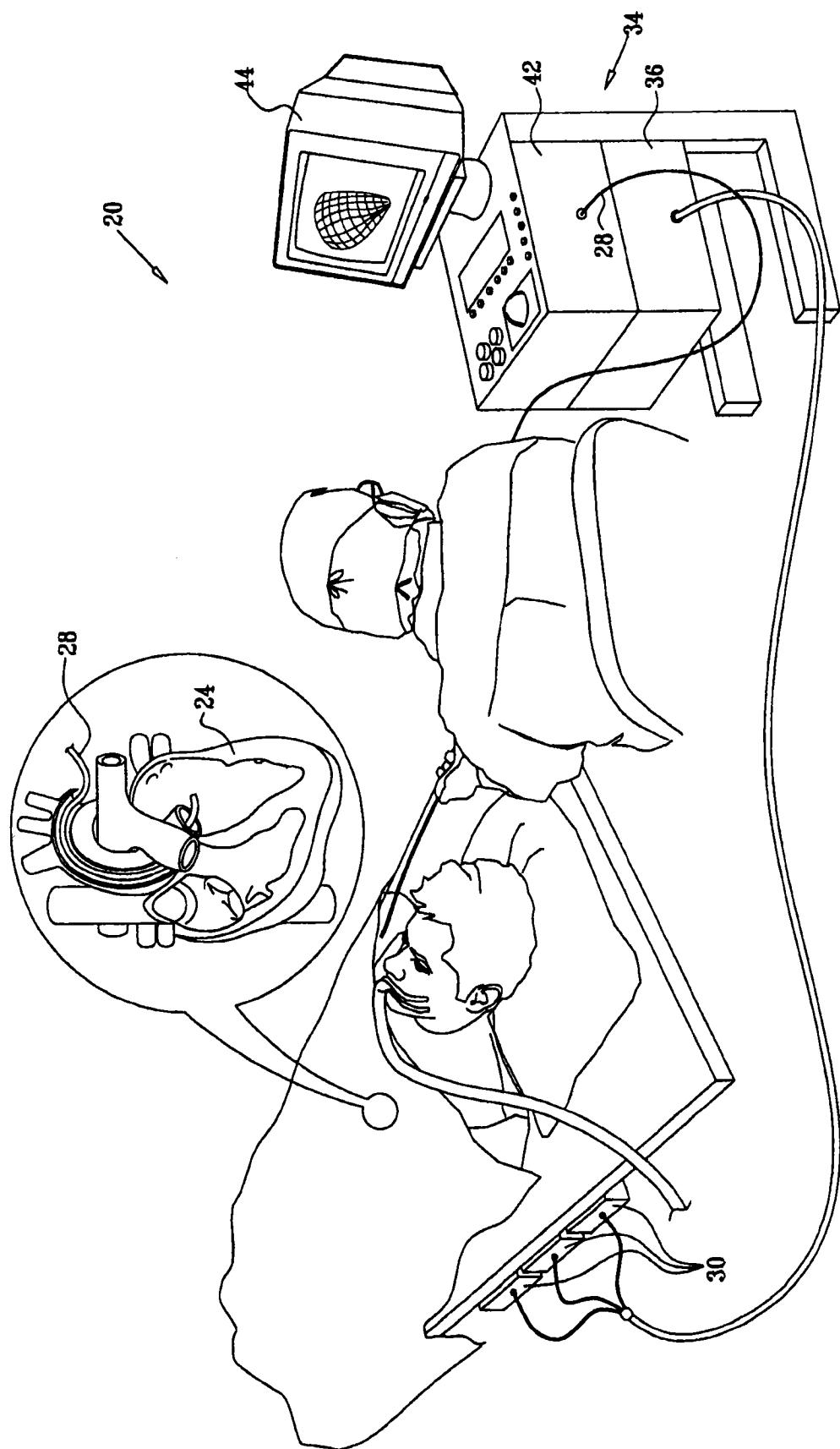


图 1

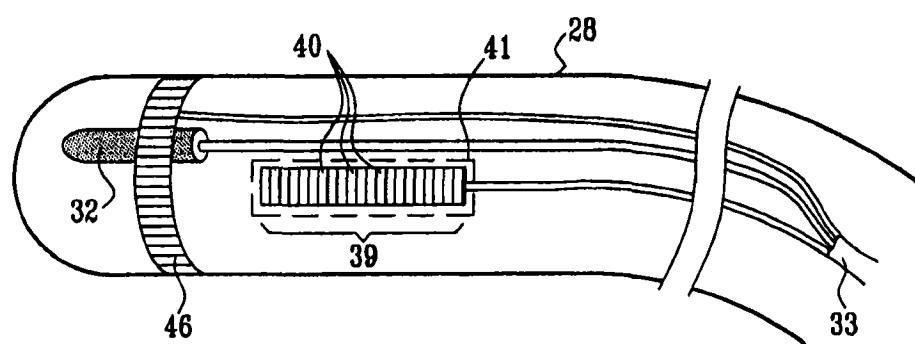


图 2

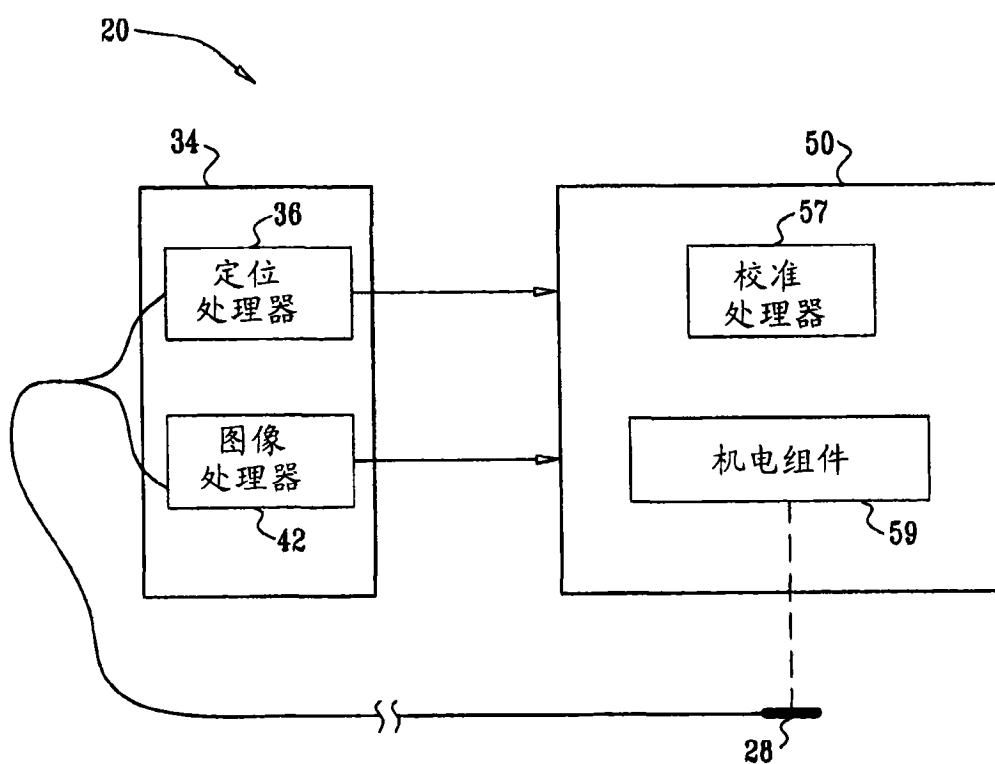


图 3

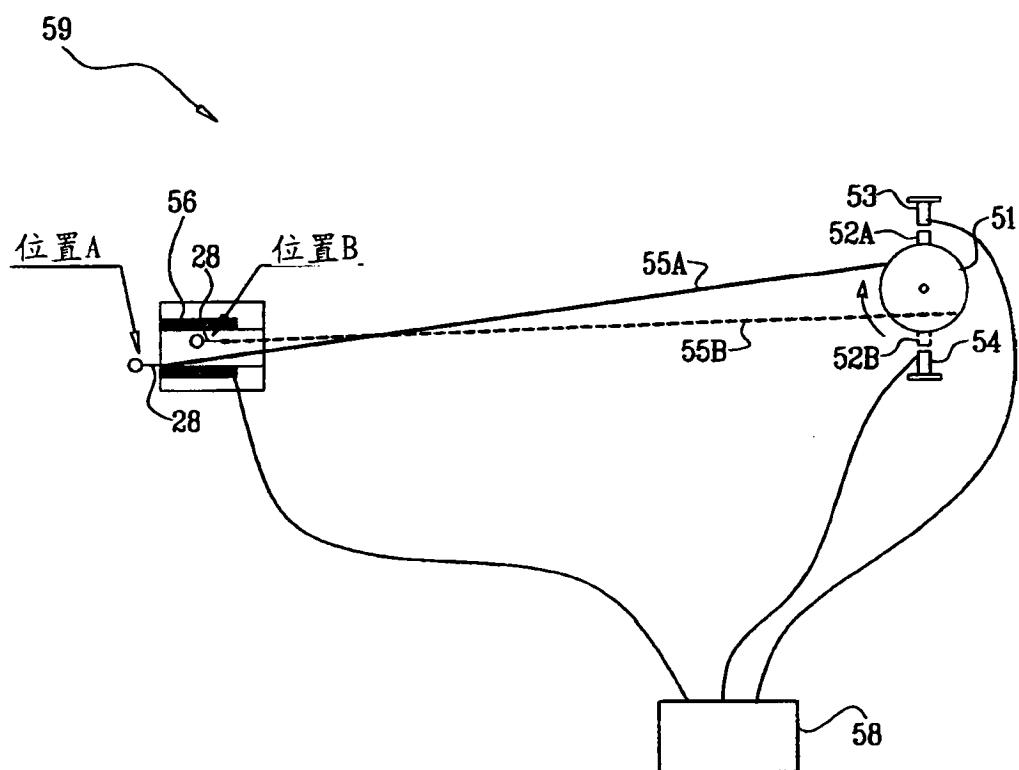


图 4

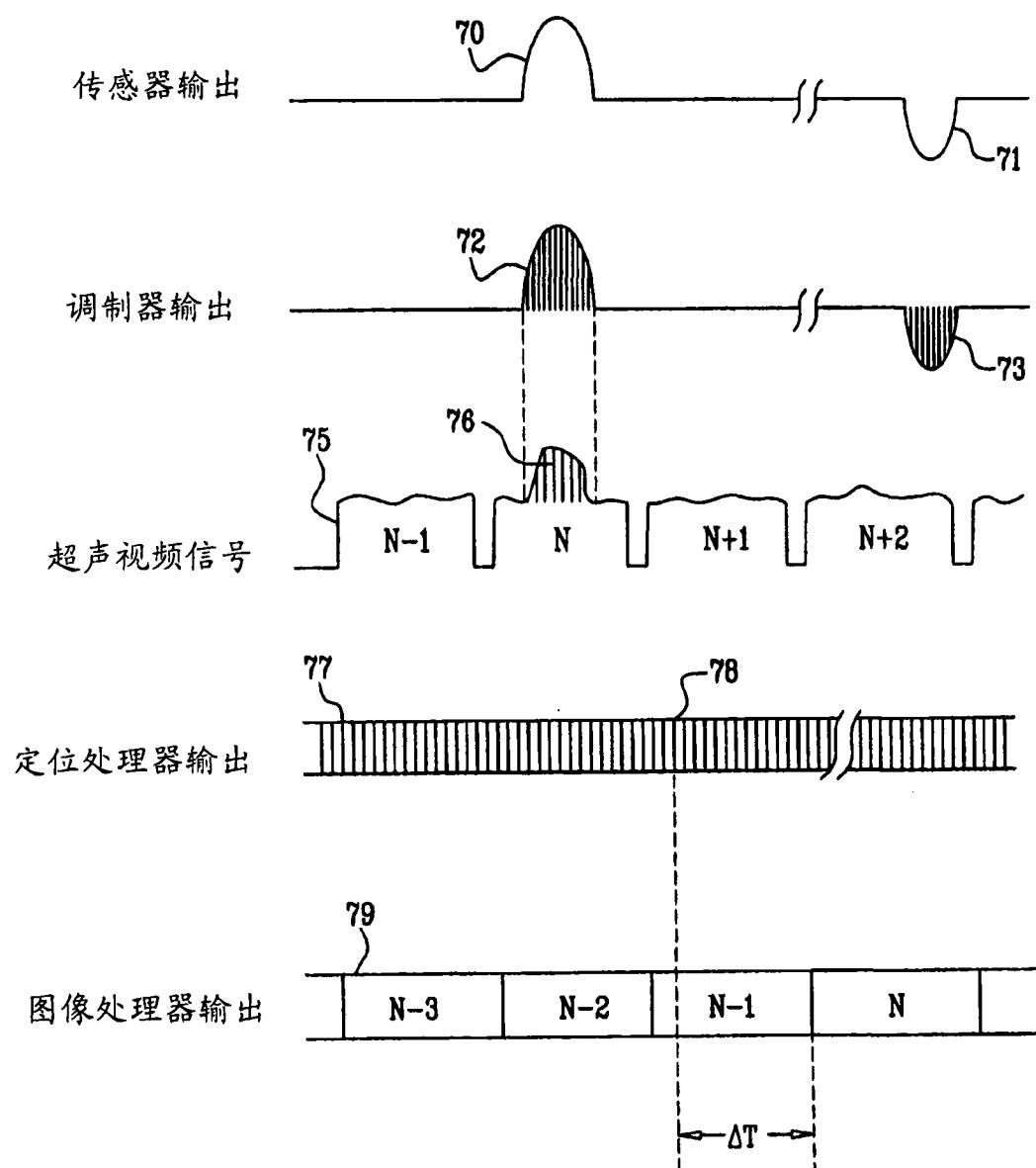


图 5

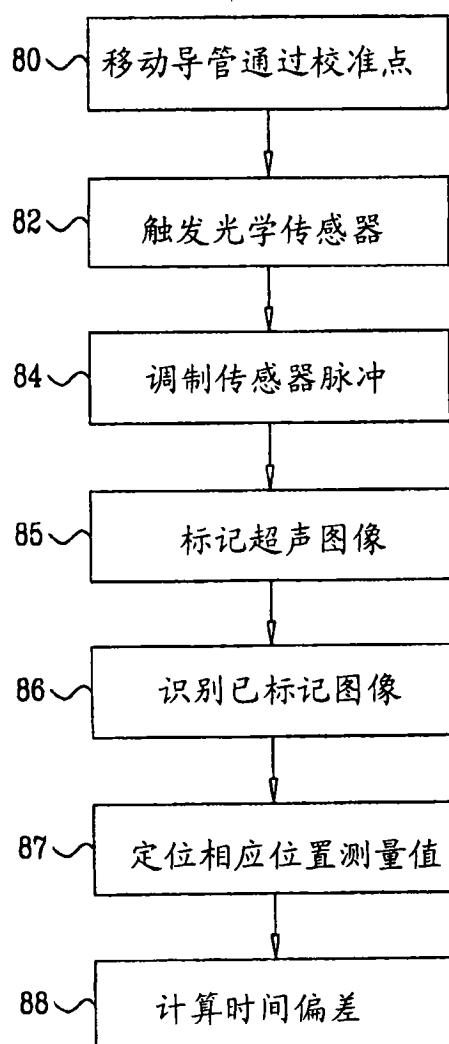


图 6

专利名称(译)	超声图像和门控位置测量值的相关性		
公开(公告)号	CN101249003B	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	CN200810085613.4	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	M霍赫米茨		
发明人	M· 霍赫米茨		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	A61B2019/5295 A61B2019/505 A61B8/543 G01S15/899 A61B2019/5276 A61B2019/5251 A61B2019/528 A61B5/061 A61B8/12 A61B19/5244 A61B2019/5255 G01S7/5205 A61B8/4254 A61B8/58 G01S7/52087 A61B34/20 A61B2034/105 A61B2034/2051 A61B2034/2055 A61B2090/367 A61B2090/378 A61B2090/3784		
代理人(译)	王庆海		
优先权	11/669620 2007-01-31 US		
其他公开文献	CN101249003A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及超声图像和门控位置测量值的相关性。提供一种校准设备，其包括运动组件，该运动组件用于移动成像探头通过具有已知坐标的校准点。所述成像探头包括用于同时采集超声图像的第一序列和位置测量值的第二序列的超声换能器和位置传感器。该装置进一步包括标记电路，该标记电路用于标记当成像探头位于校准点时被超声换能器采集的在第一序列中的超声图像。处理器用于通过使第一序列中已标记的超声图像和第二序列中的坐标与校准点坐标相匹配的位置测量值相关联，以校准第一和第二序列之间的时间偏差。

