

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101069645 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 28

(21) 申请号 200610064381. 5

(22) 申请日 2006. 11. 01

(30) 优先权数据

11/264, 221 2005. 11. 01 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 A·C·阿尔特曼 Y·埃夫拉思

A·戈瓦里

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 刘红 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

审查员 毕亚琼

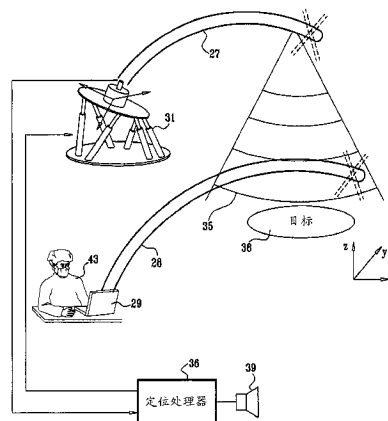
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声成像导管的方向控制

(57) 摘要

用自动操纵器自动控制成像导管在心脏等身体组织内的定位, 以使其视野总是包括用以实施医疗过程的第二导管的远端。处理器从导管内的定位传感器接收到信号。处理器利用从传感器接收到的信息并连续地确定第二导管从成像导管所需视野的任何偏离。处理器向自动操纵器发送补偿指令, 该指令在被执行时确保成像导管跟踪第二导管。



1. 一种用于显示活体的体内组织信息的系统,包括:
 - 适合插入所述体内的成像导管,所述成像导管具有一个视野并且内有定位传感器;
 - 适合插入所述体内和用于在所述体内的目标组织上实施医疗过程的手术导管,所述手术导管内有定位传感器,
 - 用于在所述体内操作所述成像导管的自动操纵器;
 - 连接到所述自动操纵器的定位处理器,所述定位处理器可用于响应来自所述手术导管的所述定位传感器的信号重复检测所述手术导管的当前定位,所述定位处理器可用于响应所述当前定位来自动地发送控制信号到所述自动操纵器,从而导致所述自动操纵器自动地操纵所述成像导管以将所述手术导管的一部分保持在所述视野内;
 - 可用于响应从所述成像导管接收到的图像数据产生所述视野的图像的图像处理器;和
 - 用于显示所述图像的显示器,
 - 其中所述手术导管的远端还包括执行诊断功能、治疗功能或两者的至少一个电极。
2. 根据权利要求 1 的所述系统,其中所述定位处理器可用来根据预定的定位坐标定位所述成像导管。
3. 根据权利要求 1 的所述系统,其中所述图像处理器可用于产生对准所述手术导管的所述部分的所述视野的二维图像。
4. 根据权利要求 1 的所述系统,其中所述成像导管是超声成像导管。

超声成像导管的方向控制

技术领域

[0001] 本发明涉及检测放置在活体内的物体的位置和方向。更具体地,本发明涉及在活体的运动内脏中稳定血管内探头的位置和方向。

背景技术

[0002] 大量医疗过程都涉及在体内放置物体,例如传感器,管子,导管,撒播装置,和植入物。实时成像方法通常用于帮助操作者在这些过程中观察物体及其周围。然而,在大多数情况下,不可能进行或不希望进行实时三维成像。相反,通常使用用于获取内部物体的实时空间坐标的系统。

[0003] 现有技术中已经开发或设想了很多这样的定位检测系统。有些系统涉及把传感器以转换器或天线的形式附着到内部物体上,其能够检测在体外产生的磁,电,或超声场。例如,授权给 Wittkamp 的 U. S. 专利 No. 5, 983, 126 (在此通过参考引入其公开) 描述了一种在其中穿过对象施加了三个实际上正交的交变信号的系统。导管装备有至少一个测量电极,并且检测导管尖端与参考电极之间的电压。电压信号具有与三个垂直施加的电流信号对应的分量,从它们进行计算以确定导管尖端在体内的三维位置。授权给 Pfeiffer 的 U. S. 专利 No. 5, 899, 860 提出了用于检测电极间电压差的类似方法,在此通过参考并入其公开。在这两个系统中,需要进行单独的校准过程以便调整测量到的导管尖端的表面定位与其实际定位之间的差异。

[0004] 现在已知混合导管可用于结合定位检测进行超声成像。例如, U. S. 专利 Nos. 6, 690, 963, 6, 716, 166 和 6, 773, 402 中公开了这种装置,在此通过参考将其并入。医疗应用包括对体腔的三维映像以及对腔壁厚度的测量,壁速度,以及对电活性的映像。在医疗应用中,普遍利用不同的模态获取人体器官的映像和图像,这些模态将被解彼此关联地分析。一个例子是心脏的电解剖映像与图像(例如三维超声图像)的相关性。

[0005] 目前已经有了商业化的基于检测探头在体内的定位的电生理和物理映像系统。其中,由位于 3333 Diamond Canyon Road Diamond Bar, CA 91765 的 Biosense Webster Inc. 生产的 Carto-**Biosense®** Navigation System 是利用导管位置自动关联和映像局部电活动的系统。

发明内容

[0006] 混合导管,例如具有超声转换器和定位传感器的导管,提供了对解剖构造和手术过程的实时显像。导管视野和产生的超声图像的形式是一个二维“扇形”,其从导管尖端向外张开并提供其横切过的组织的剖面图像。如果尖端的位置或方向不正确或不稳定,在观察期间该扇形就捕捉不到想要的构造或丢失该构造。所公开的本发明的实施例提供了用于引导并稳定超声束方向的方法和系统。这对于正在其中实施手术过程的区域的成像尤其有用。例如,超声成像可以验证切除导管在适当的位置并与要切除的组织接触。在切除之后,由于组织的回声图的变化,超声成像可以验证切除成功。利用本发明的原理的导管的稳定

性可确保操作者精确地、几乎实时地获得与感兴趣的目标有关的视觉反馈。具有刚才所述能力的导管在这里有时被称为超声导管或超声成像导管。

[0007] 在本发明的一些方面中,增强了单个操作者心内治疗过程中超声心动引导的便利性。通过自动操纵超声导管以自动跟踪手术导管尖端,例如映像或切除导管,减轻了操作者调整成像导管以跟踪映像或切除导管以及其目标的负担。在导管插入过程中还能够实时看到目标位置,能够精确地定位病灶和最佳地执行治疗切除计划。本发明的其它优势包括监视导管-组织接触,监视切除过程,包括检测目标处组织内的气泡和烧焦的形成。

[0008] 虽然超声导管内基于磁的位置和方向传感器使操作者总能知道导管的位置和方向,但它不是独自保证成功地将导管固定在想要的定位。本发明的实施例通过利用对超声导管的自动控制确保导管被正确地朝着目标定位和定向而解决了这个问题。定位检测系统利用导管内的磁定位传感器确定成像导管应该指向的位置和方向并测量自这个位置和方向的任何偏离。然后它利用自动机制纠正成像导管的位置和方向。或者,向操作者提供提示以根据需要操纵导管。

[0009] 根据本发明的一个公开的实施例,控制第一导管(如超声导管)以保持第二导管位于其视野内。第二导管(其可以是切除导管或任何用于实现医疗过程的导管)包含定位传感器。定位检测系统利用它的定位传感器确定第二导管的定位,并用确定出的定位作为参考点。然后控制第一导管跟踪参考点的运动,由此保持第二导管在视野内。应当注意的是,当界标的回波性质(如作为医疗过程的结果)发生变化时,图像对准变得更加困难。因此可靠的参考点(如本发明所提供的)的存在变得更加有价值。

[0010] 本发明的优点包括提高利用超声成像以跟踪医疗过程的进展中的精确度。使操作者在实施处理时从连续的瞄准成像导管波束的分心事务中解脱出来。它还可用于把体内特定的组织或位置保持在导管的视野内。

[0011] 本发明提供了一种用于显示活体体内的组织信息的方法,该方法是通过把成像导管插入体内、把手术导管插入体内用于在目标组织上实施医疗过程并在实施医疗过程时在体内操纵手术导管而实施的。当操纵手术导管时,还通过重复地检测手术导管的当前定位以及响应手术导管的当前定位自动改变成像导管的视野以包括预定目标进一步实施了该方法。

[0012] 根据本方法的一个方面,预定目标为手术导管的一部分和目标组织的一部分中的至少一个。

[0013] 本方法的又一方面包括显示成像导管的视野的图像。

[0014] 显示图像的方法的一个方面包括显示对准了预定目标的一部分的成像导管的视野的二维切片。

[0015] 在本方法的另一方面中,改变视野包括在体内操作成像导管。

[0016] 在本方法的又一方面中,改变视野包括固定地定位导管并以摆动动作扫描来自成像导管的超声束。

[0017] 在扫描超声束时实施的本方法的又一方面,包括获取视野的多个二维图像、从所述多个二维图像构建三维图像并显示所述三维图像。

[0018] 本方法的又一方面,改变视野包括以摆动的动作操纵成像导管。

[0019] 在操纵成像导管时实施的本方法的又一方面,包括获取视野的多个二维图像、从

所述多个二维图像构建三维图像并显示所述三维图像。

[0020] 根据本方法的又一方面,目标组织是心脏的一部分。

[0021] 本发明提供了一种用于显示活体的体内组织信息的系统,包括适合插入所述体内的成像导管,所述成像导管内有定位传感器。该系统包括适合插入体内并在身体的目标组织上实施医疗过程的的手术导管,所述手术导管内有定位传感器。该系统包括可用于在体内操纵成像导管的自动操纵器,与所述自动操纵器相连的定位处理器,所述定位处理器可用于响应来自手术导管的定位传感器的信号重复检测手术导管的当前定位。所述定位处理器用于响应手术导管的当前定位发送控制信号到自动操纵器以使自动操纵器操纵成像导管从而将手术导管或目标组织的一部分保持在视野内。该系统包括用来响应从成像导管接收到的图像数据生成视野的图像的图像处理器和用于显示所述图像的显示器。

[0022] 根据本系统的另一个方面,定位处理器用于响应由手术导管的定位传感器产生的信号操纵成像导管。

[0023] 根据本系统的另一个方面,定位处理器用于根据预定的定位坐标定位成像导管。

[0024] 根据本系统的又一方面,图像处理器用于产生对准了手术导管的所述部分的视野的二维图像。

[0025] 根据本系统的又一方面,自动操纵器用于摆动的动作操纵成像导管,图像处理器用于产生视野的大量二维图像以及由图像处理器从所述大量二维图像构建的三维图像。

[0026] 根据本系统的一个方面,成像导管是超声成像导管。

[0027] 本发明提供一种用于显示活体的体内组织信息的方法,它是通过把成像导管插入体内并定位成像导管以使其视野包括体内的预定界标而被实施的。还通过把用于在身体的目标组织上实施医疗过程的手术导管插入体内、当实施医疗过程时在体内操纵手术导管、自动地调整视野以便保持界标在其中以及显示界标的图像进一步实施了本发明。

[0028] 本方法的一个方面包括构造包括了界标的定位坐标的目标组织的图象,其中定位成像导管包括根据界标的定位坐标引导视野。

附图说明

[0029] 为了更好的理解本发明,通过示例参考了本发明的详细说明,将结合下述附图阅读本发明的详细说明,附图中相同的元件使用相同的引用编号,在附图中;

[0030] 图 1 示出了根据本发明的一个公开的实施例对患者的心脏进行成像和映像的系统;

[0031] 图 2 示意性地示出了根据本发明的一个公开的实施例用在图 1 所示系统中的导管远端的一个实施例;

[0032] 图 3 是根据本发明的一个公开的实施例的心脏诊断图像的示意分解图;

[0033] 图 4 示意性地示出了根据本发明的一个公开的实施例的由图 1 所示的系统使用来在医疗过程中操纵成像导管的控制机制;和

[0034] 图 5 示意性地示出了根据本发明一个可选实施例的由图 1 所示的系统用来在医疗过程中操纵成像导管的控制机制。

具体实施方式

[0035] 在下文中,阐述了许多具体的细节以便提供对本发明的彻底理解。但是,对本领域技术人员来说,显然可以在没有这些特定细节的情况下实践本发明。在其它情况下,没有详细展示用于传统算法和过程的众所周知的电路、控制逻辑和计算机程序指令的细节以免不必要地掩盖本发明。

[0036] 实施了本发明的各方面的软件程序代码通常被保存在永久存储器中,例如计算机可读介质。在客户机-服务器环境中,这样的软件程序代码可以存储在客户机或服务器上。软件程序代码可以被保存在与数据处理系统一同使用的多种已知介质中的任意一种上。这包括,但不局限于,磁和光存储设备,例如磁盘驱动器,磁带,光盘(CD's),数字化视频盘(DVD's),和具有或不具有在其上调制信号的载波的传输介质中包含的计算机指令信号。例如,传输介质包括通讯网络,例如互联网。另外,虽然可以用计算机软件实施本发明,但也可以部分或全部用硬件(例如专用集成电路或其它硬件)或软硬件组合实施本发明必需的功能。

[0037] 系统纵览

[0038] 现在回到附图,先参考图1,图1示出了根据本发明的实施例用于对患者心脏24进行成像和映像的系统20,所述系统20适合进行涉及心脏24的诊断或治疗过程。该系统包括导管28,所述导管28被操作者43插入心脏的腔室或脉管组织内,所述操作者43通常为医生。导管28通常包括用于医生操纵导管的手柄29。手柄上适当的控制器使得医生能以期望的方式操纵、定位和定向导管的远端以实施医疗过程。第二导管27用于对心脏成像以及确定导管28相对于目标的定位,如下文所述。导管27具有操纵机制41,它被自动操纵器31控制,还可由操作者43控制。操纵器31从位于控制台34内的定位处理器36接收控制信号。

[0039] 系统20包括测量导管28的定位和方向坐标的定位子系统。贯穿本专利申请,术语“位置”指导管的坐标,术语“方向”指其角度坐标。术语“定位”指导管的全部定位信息,包括位置及方向坐标。

[0040] 在一个实施例中,定位子系统包括磁定位跟踪系统,其确定导管28和导管27的位置和方向坐标。定位子系统在其周围的邻近它的预定工作空间内产生磁场并在导管处检测这些场。定位子系统通常包括一组外部辐射体,例如场产生线圈30,它被安置在患者外部固定的、已知的位置。线圈30在心脏24周围产生场,通常为电磁场。

[0041] 在一个可选实施例中,导管内的辐射体,例如线圈,产生电磁场,被患者体外的传感器(未示出)接收到。

[0042] 定位传感器响应检测到的场通过贯穿导管到达控制台34的电缆33发送有关定位的电信号。或者,定位传感器可以通过无线链路向控制台发送信号。定位处理器36基于由定位传感器32发出的信号计算导管28的位置和方向。定位处理器36通常进行接收,放大,滤波,数字化,或者处理来自导管28的信号。定位处理器36还向操纵器31提供用于操纵导管27的信号输入。

[0043] 例如,在U.S. 专利6,690,963、6,618,612和6,332,089以及U.S. 专利申请公开2002/0065455A1、2004/0147920A1和2004/0068178A1中说明了一些可用于这个目的的定位跟踪系统,在此通过参考引入它们的公开。虽然图1所示的定位子系统使用的是磁场,但下面所说明的方法可以用任何适当的定基于电磁场,声和超声测量等的位子系统实现。

[0044] 或者,可以适当地改进上面提到的 Carto-Biosense Navigation System 实现系统 20 以执行下文描述的过程。例如,系统 20 可以使用,已作必要修正,上述 U.S. 专利 6, 716, 166 和 6, 773402 中公开的导管以获得超声图像用于近乎实时的显示。

[0045] 现在参考图 2,它示意性地示出了根据本发明的一个公开的实施例的导管 28(图 1)的远端。由场产生线圈 30(图 1)产生的场被导管 28 内的定位传感器 32 检测到。导管 28 还包括超声成像传感器,它通常被实现为超声转换器 40 阵列。在一个实施例中,所述转换器为压电转换器。超声转换器位于窗口 41 中或邻近窗口 41,窗口 41 在导管体内或导管壁内限定了一个开口。导管 28 通常具有至少一个内腔 37,它可以接纳引导线和引导管子以有助治疗装置的使用。

[0046] 转换器 40 作为相控阵运行,共同从阵列孔径发射超声束通过窗口 23。虽然转换器被示为线性阵列技术配置,但也可使用其它阵列配置,例如圆形或凸形构造。在一个实施例中,阵列发射短脉冲的超声能量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。通常,转换器 40 被以可控的方式单独地驱动以便把超声束调整在想要的方向上。通过适当的调节转换器的速度,可给予所产生的超声束同心弯曲波前,以便把波束聚焦在距离转换器阵列指定的距离处。因此,系统 20(图 1)将转换器阵列作为相控阵使用并且实现了能够调整和聚焦超声束的发射/接收扫描机制以产生二维超声图像。

[0047] 在一个实施例中,超声传感器包括 16-64 个转换器 40,优选地在 48-64 个之间得转换器。通常,转换器产生中心频率在 5-10MHz 范围内的超声能量,一般的穿透深度为 14cm。穿透深度通常在几毫米到约 16 厘米的范围内,并且取决于超声传感器的特征、周围组织的特征和工作频率。在可选实施例中,也可使用其它适当的频率范围和穿透深度。

[0048] 在接收了反射回的超声回波后,基于反射回的超声信号或回波的电信号被转换器 40 通过贯穿导管 28 的电缆 33 发送到控制台 34 内的图像处理器 42(图 1),图像处理器 42 将这些电信号转换为二维图像,通常是扇形超声图像。通常定位处理器 36 与图像处理器 42 协同计算或确定定位和方向信息,显示实时超声图像,进行三维图像或空间重构以及其它功能,下文将对此进行更详细地说明。

[0049] 导管 27(图 1)内的定位传感器和超声转换器与导管 28 内的那些相似,除了导管 27 的转换器适合于成像应用,而不是向目标发送治疗超声能量。

[0050] 在一些实施例中,图像处理器 42 利用超声图像和定位信息产生患者心脏的目标组织的三维模型。所述三维模型被作为显示器 44 上的二维投影呈现给医生。

[0051] 在一些实施例中,导管 28 的远端还包括至少一个电极 46 用于实施诊断功能、治疗功能或者二者都进行,例如电生理映像和射频(RF)切除。在一个实施例中,电极 46 用于检测局部电势。由电极 46 测量的电势可用于映像心内表面接触点处的局部电活性。当电极 46 与心脏 24(图 1)的内表面上的一点接触或接近时,它测量该点处的局部电势。测量到的电势被转换为电信号并经过导管发送到图像处理器以显示为反应了每个接触点处的功能数据或活动的图形。在其它实施例中,从另一个包括适当电极和定位传感器的导管获取局部电势,全部这些部件与控制台 34 相连。在一些应用中,由于那里的电势比心肌内的更微弱,电极 46 可用于确定什么时候导管接触到瓣膜。

[0052] 虽然所示电极 46 为单个环形电极,但导管可以包括任意数量任意形状的电极。例如,导管可以包括两个或更多环形电极,多个或一组点电极,尖头电极,或这些类型的电极

的任意组合用于进行上述的诊断和治疗功能。

[0053] 定位传感器 32 通常位于导管 28 的远端中,邻近电极 46 和转换器 40。通常,定位传感器 32、电极 46 和超声传感器的转换器 40 之间的相互的位置和方向偏移是恒定的。这些偏移通常由定位处理器 36 用来导出超声传感器和电极 46 的坐标,给出测量出的定位传感器 32 的定位。在另一个实施例中,导管 28 包括两个或更多定位传感器 32,每个相对于电极 46 和转换器 40 具有恒定的位置和方向偏移。在一些实施例中,所述偏移(或等价的校准参数)并预先校准并存储在定位处理器 36 中。或者,可以将所述偏移存储在安装在导管 28 的手柄 29(图 1)内的存储器(例如电可编程只读存储器,或 EPROM)中。

[0054] 定位传感器 32 通常包括三个非同心线圈(未示出),例如在上面引用的 U. S. 专利 No. 6,690,963 中所描述的非同心线圈。或者,可采用任何其它适合的定位传感器装置,例如包括任意数量的同心或非同心线圈的传感器、霍尔效应传感器或磁致电阻传感器的传感器。

[0055] 通常,通过与体表心电(ECG)信号或心内心电图有关的选通脉冲和图像捕获,用心脏周期同步超声图像和定位测量。(在一个实施例中,ECG 信号可由电极 46 产生)。由于在心脏周期性地收缩和舒张期间心脏改变它们的形状和位置的特点,通常以与这个周期有关的特定时机实现整个成像过程。在一些实施例中,由导管进行的额外测量,例如各种组织特征的测量、温度和血流测量,也被同步到心电(ECG)信号。这些测量也与定位传感器 32 进行的相应的定位测量相关联。附加测量通常覆盖在重构出的三维模型之上。

[0056] 在一些实施例中,定位测量和超声图像的获取被同步到系统 20 产生的内部发生信号。例如,可以采用同步机构来避免由某一信号导致的超声图像中的干扰。在这个例子中,图像获取和定位测量的时机被设置为与干扰信号有关的特定偏移,以获取无干扰的图像。可以偶尔调整所述偏移以维持无干扰图像的获取。或者,测量和获取可以被同步到外部提供的同步信号。

[0057] 在一个实施例中,系统 20 包括驱动超声转换器 40 的超声驱动器 25。一个适合的超声驱动器的例子是,由 Analogic Corp. (Peabody, Massachusetts) 生产的 AN2300™ 超声系统可用于这个目的。在这个实施例中,超声驱动器执行图像处理器 42 的一些功能,驱动超声传感器并产生二维超声图像。超声驱动器可支持不同的成像模式,如本领域中已知的 B- 模式、M- 模式、CW 多普勒和彩流多普勒。

[0058] 通常,用通用计算机实现定位处理器 36 和图像处理器 42,所述通用计算机被以软件编程以实施这里所描述的功能。所述软件可以被以电子形式在网络上下下载到计算机,或者在 CD-ROM 等有形介质上被提供给计算机。可用独立的计算机或用单个计算机实现定位处理器和图像处理器,或者可以将它们与系统 20 的其它处理功能集成在一起。或者,至少一些定位和图像处理功能可以用专用硬件实现。

[0059] 二维解剖成像

[0060] 再次参考图 1,利用导管 27 产生心脏的压力表(gated image)(如超声图像),并将它和导管 28 的定位数据记录下来。U. S. 专利 6,650,927 中公开了适合的记录技术,在此通过参考并入其公开。

[0061] 现在参考图 3,它是根据本发明的一个公开的实施例,心脏 24(图 1)的诊断图像 56 的示意分解图。该视图是利用牛眼再现技术生成的。图像 56 包括一叠平行切片 58,它们

垂直于轴 60。所述切片通常是沿轴 60 以固定片增量获得的。每个切片示出一个断面 62。

[0062] 三维解剖成像

[0063] 再次参考图 1, 在 2005 年 4 月 26 日提交的题目为“Three-Dimensional cardiac Imaging Using Ultrasound Contour Reconstruction”的共同受让申请 No. 11/115, 002 中已经说明了三维成像, 在此通过参考并入其公开。本质上, 三维图像是利用将在导管 27 的不同定位获取的多个二维超声图像合并为目标组织的单一三维模型而构建的。导管 27 可以在扫描模式下操作, 在心脏 24 的腔内的不同位置之间移动。在每个导管位置处, 图像处理器 42 获取并产生一个二维超声图像。在一个实施例中, 导管 27 为侧视的, 并且通过利用操纵器 31 振动导管从而以摆动动作改变其滚动角度获得了心脏的部分心三维重构。或者, 可以振动导管 27 以改变其斜度或偏离角度。在任何情况下, 结果都被显示为心室的三维片断, 包括导管 28 和它的当前目标组织。

[0064] 或者, 为导管 28 提供二维转换器 40 (图 2) 阵列, 它可以是相控的以便以摆动的方式扫描波束并由此获得平面中目标组织的不同二维图像, 同时导管 28 被保持在固定位置。

[0065] 跟踪并显示

[0066] 再次参考图 1, 在医疗过程期间, 系统 20 可连续跟踪并显示导管 28 的三维定位, 利用导管 27 产生导管 28 和其目标区的近乎实时的图像。系统 20 的定位子系统重复测量和计算导管 28 的当前定位。计算出的定位与相应的一个切片或多个切片 58 (图 3) 被存储在一起。通常, 导管 28 的每个定位被以坐标的形式表示, 例如六维坐标 (X, Y, Z 轴位置, 和斜度, 偏离和滚动角方向)。

[0067] 图像处理器 42 接着将三维坐标分配到感兴趣区的轮廓, 例如, 在该组图像内确定的特征。借助与所述图像存储在一起的定位信息可以知道三维空间这些图像的平面的位置和方向。因此, 图像处理器能确定二维图像内任意像素的三维坐标。在分配坐标时, 图像处理器通常使用所存储的包括上述定位传感器与超声传感器之间的位置和方向偏移的校准数据。

[0068] 或者, 系统 20 可以用于三维显示和二维超声图像的投影, 而不必重构三维模型。例如, 医生可获取单个二维超声图像。可以用下述过程标记这个图像上的感兴趣的轮廓。然后系统 20 将超声图像定向并投影在三维空间内。

[0069] 现在参考图 4, 它示意性地说明了根据本发明的一个公开的实施例的由系统 20 (图 1) 使用来在医疗过程中实现对成像导管的实时控制的控制机制。定位处理器 36 利用由定位传感器 32 (图 2) 产生的信号确定导管 28 的定位, 并改变发送到操纵器 31 的信号。然后导管 27 被操纵器 31 自动地操纵, 以使导管 28 的当前位置总是被包括在导管 27 的视野 35 内。定位处理器 36 还接收到来自导管 27 中的定位传感器 (未示出) 的信号以便能够确定导管 27, 28 的相对位置。

[0070] 利用从导管 28, 27 获得的信息, 定位检测系统确定导管 27 的当前适合的位置和方向, 并测量出任何偏离。然后它自动用信号通知操纵器 31 执行对导管 27 的补偿动作。可选的, 报警器 39 以可听或可见方式提示操作者人工控制操纵器 31 并手动调整导管 27 的位置。

[0071] 在一些实施例中, 一旦目标位于导管 28 附近, 增强操作模式就被启用。利用由图像处理器 42 (图 1) 产生的图像, 可以识别出目标 38, 通常是由操作者, 但也可以利用从知识

库或预先获取的图像获得的信息,如下文所述。定位处理器 36 接着指令操纵器 31 使其不仅包括视野 35 内的导管 28,还包括目标 38。然后系统 20(图 1)在显示器 44 上以对操作者最有帮助的透视图的形式显示导管 28 和目标 38。例如,在内窥镜应用中,显示器 44 可以根据操作者的要求显示余角视图。

[0072] 可选实施例

[0073] 本发明的技术还可以用来保持超声导管对准没有安装定位传感器的目标。再次参考图 1,可以控制导管 27 以将超声束连续地瞄准心内界标。还有其它方式固定超声束的位置和方向以包含界标。

[0074] 操作者 43 在预先获取的图上指出固定的参考坐标。可以利用 U. S. 专利 6, 226, 542 中描述的方法准备适合的图,在此通过参考并入其公开。本质上,处理器利用已经确定了定位坐标的空间上的多个采样点重构出患者体内空间或空腔的三维图。就心脏等运动组织来说,与参考帧有关的采样点是通过在心动周期内的一个点上选通成像数据而获得的。当获取该图时,参考导管被固定地定位在心脏内,并且采样点是结合了用来所述点的参考导管的定位确定的。

[0075] 现在参考图 5,它示意性地示出了根据本发明一个可选实施例由系统 20(图 1)用来在医疗过程中实现成像导管的实时跟踪和控制的控制机制。图 5 与图 4 类似,区别在于现在定位处理器 36 不从导管 27 的定位传感器接收信号。相反,导管 27 的定位由定位处理器 36 参照图 70 的适当转换后的坐标自动确定,图 70 在图 5 中被示为重构出的心脏空间。图 70 具有多个采样点 72,所述采样点被用来重构表面 74。调整栅格(未示出)以形成表面 74,在表面 74 中栅格上每个点接收到表示确定的精确度的可靠性值。当图 70 被显示给操作者 43 时,表面 74 中被相对不可靠的栅格点覆盖的区域被显示为半透明的。或者,或另外,可以和多级可靠性标尺一起使用不同级别的半透明性。

[0076] 或者,图 70 可以指示目标的坐标,然后它们被用作参考点。

[0077] 图 5 所表示的实施例可用于把超声导管瞄准重要的界标,例如左心房附属部分或二尖瓣。这个目的可用于确认该区域没有被医疗过程损伤或没有栓正在形成。做为附加的例子,该实施例可用于确认切除损害的深度。

[0078] 本领域技术人员应当理解本发明不仅限于上文中特别示出和说明的内容。相反,本发明的范围包括上文中所说明的各种特性以及本领域技术人员在阅读了前述说明后会想起的现有技术中没有的变化和改进的组合。

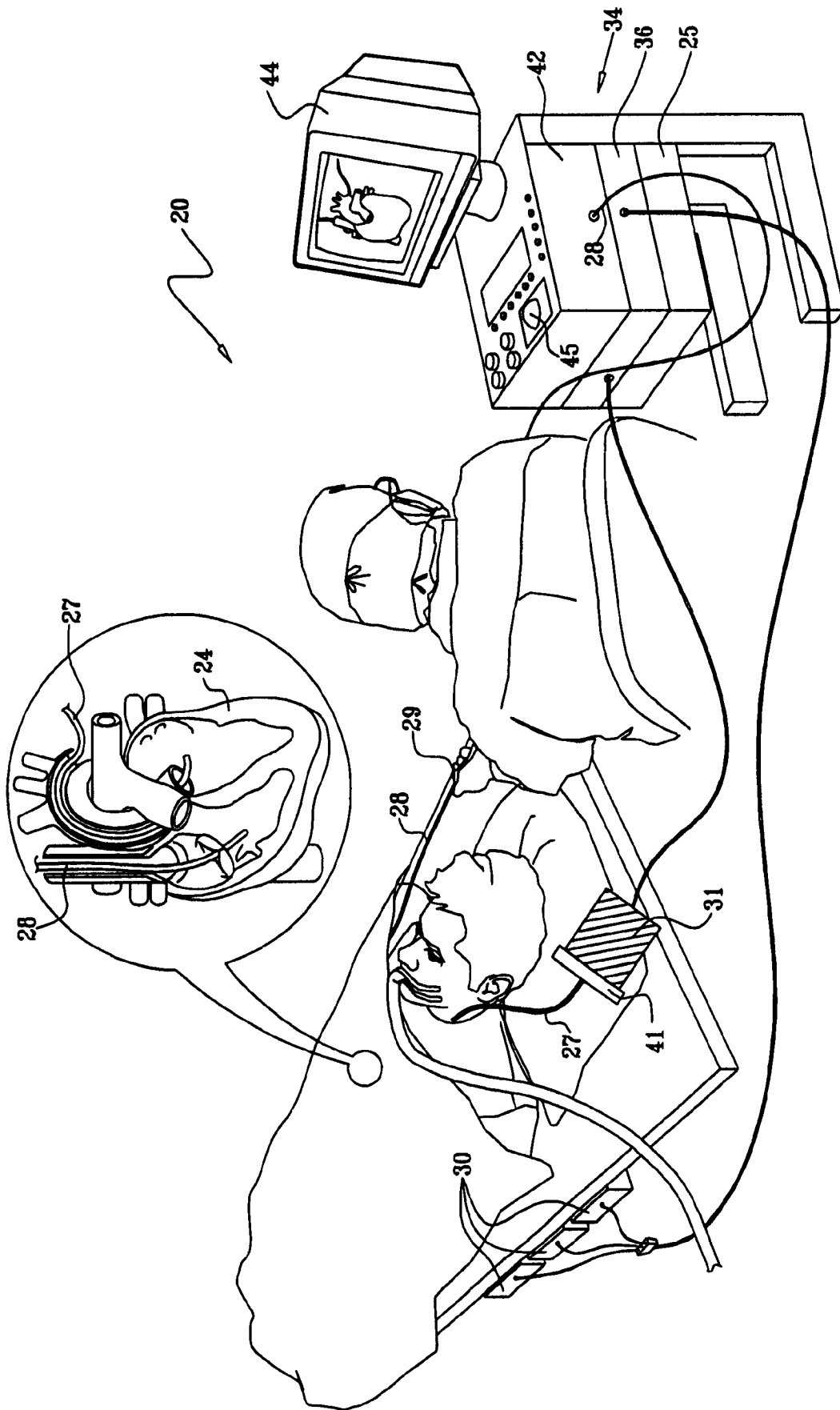


图 1

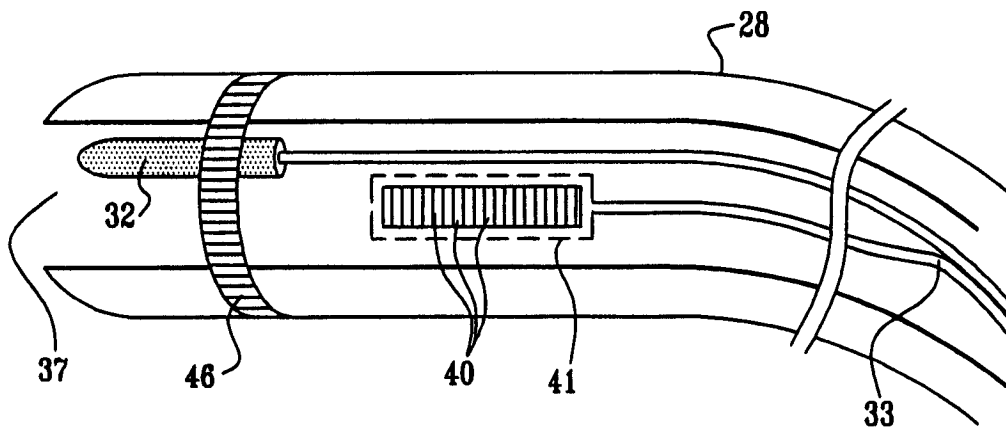


图 2

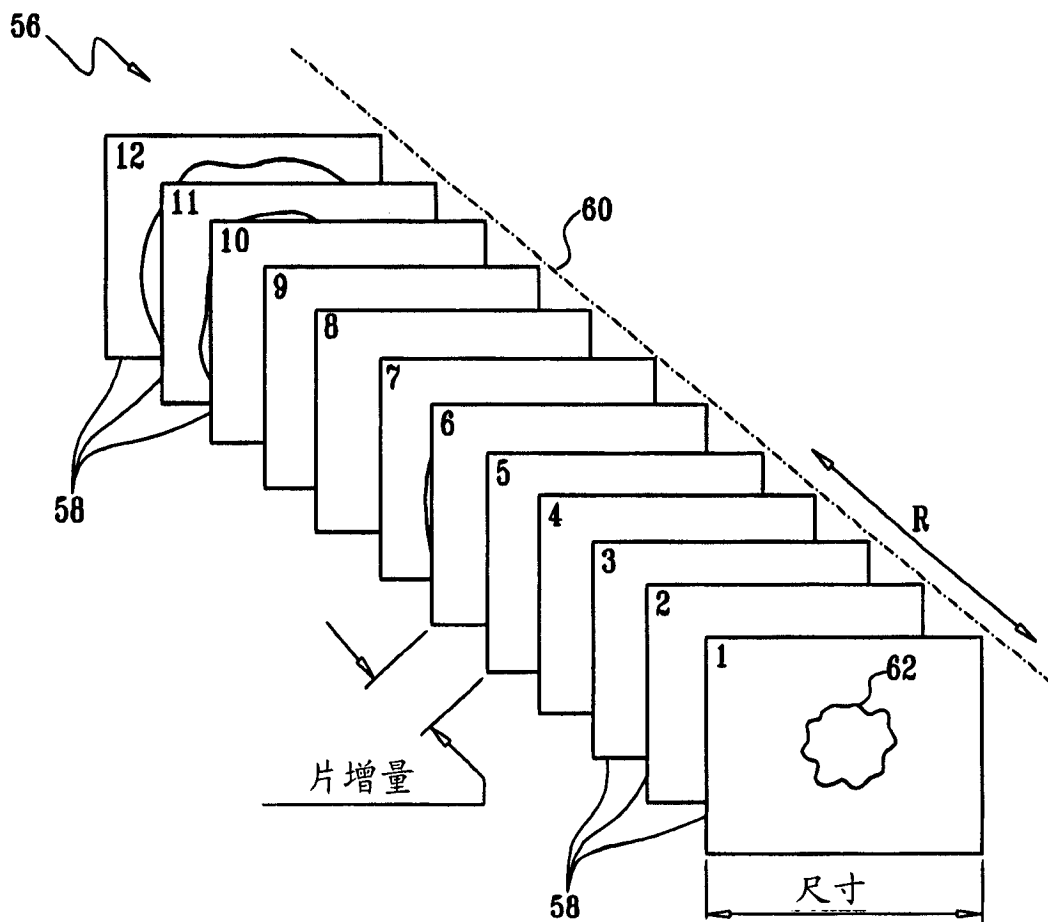


图 3

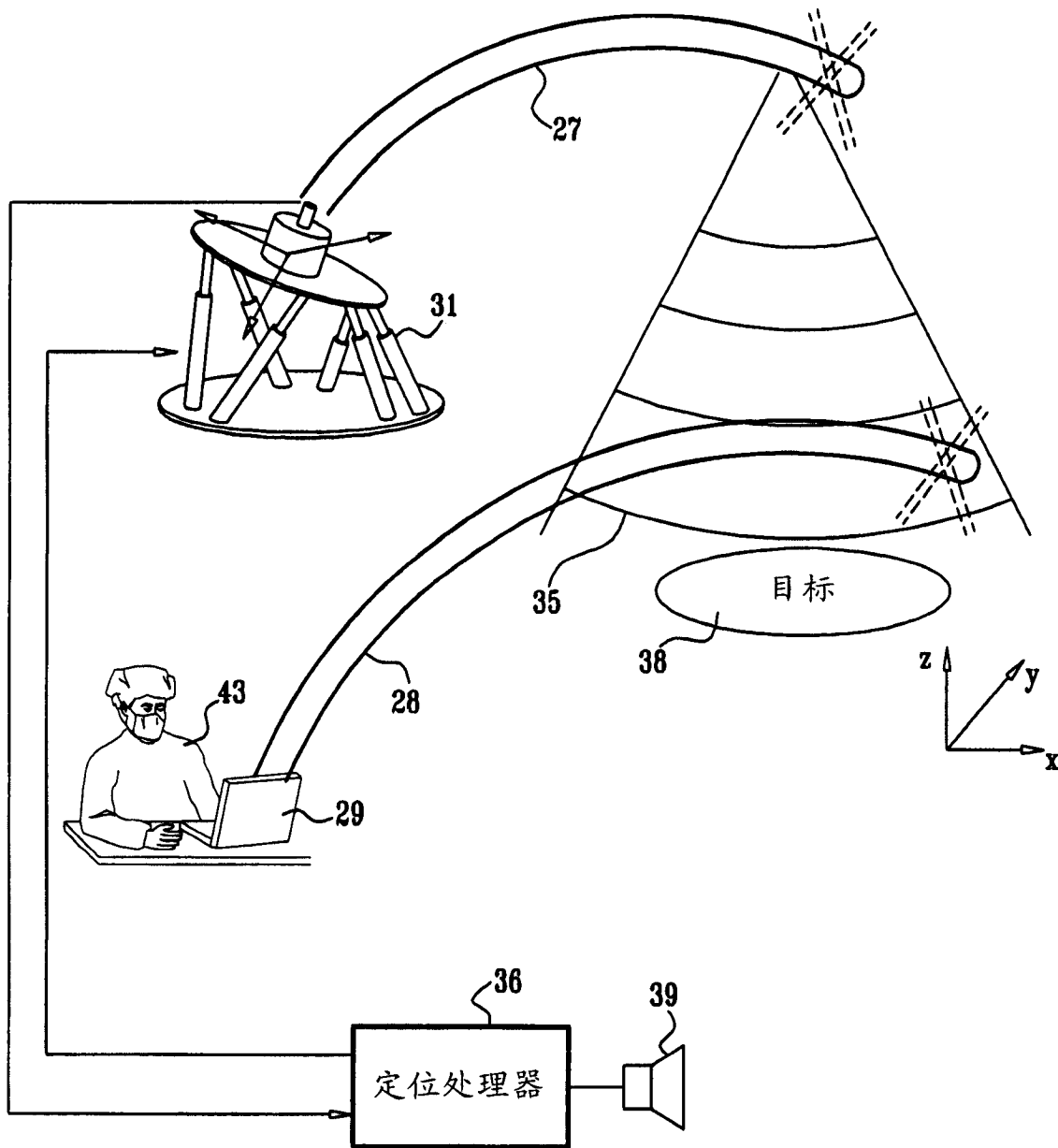


图 4

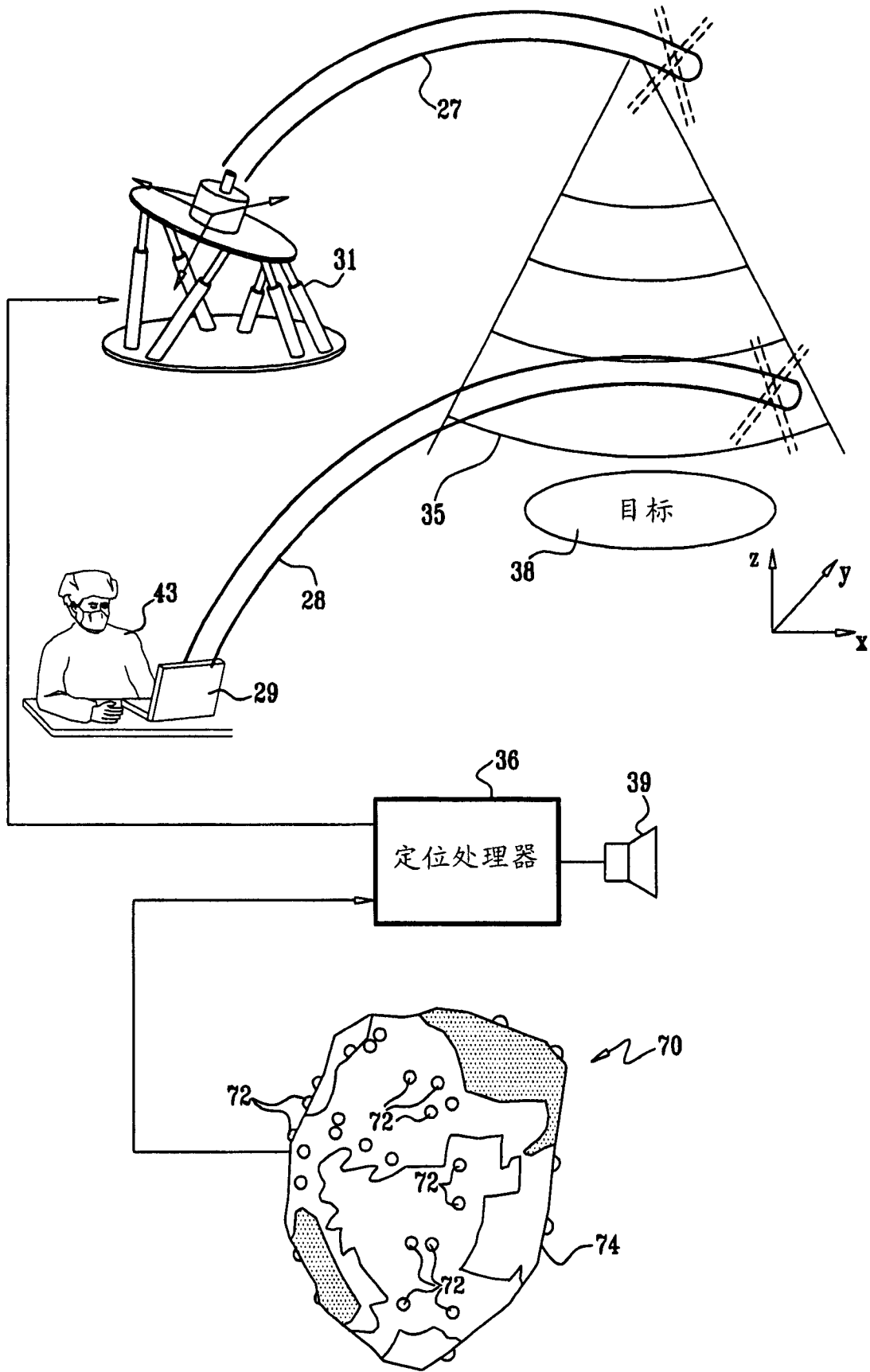


图 5