



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101088459 B

(45) 授权公告日 2010.12.08

(21) 申请号 200710110087.8

US 5983126 A, 1999.11.09, 全文.

(22) 申请日 2007.06.14

EP 0775466 B1, 2003.10.22, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 薛林

11/424105 2006.06.14 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·戈瓦里 A·C·阿尔特曼

Y·埃夫拉思

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 原绍辉

(51) Int. Cl.

A61B 5/06 (2006.01)

A61B 5/053 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2006/0173251 A1, 2006.08.03, 全文.

WO 98/48722 A1, 1998.11.05, 全文.

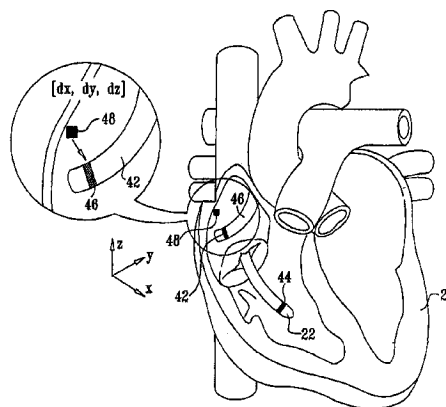
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

用于阻抗标定的参考导管

(57) 摘要

用于位置感测的方法包括在对象体内已知位置处放置包括至少一个参考电极的参考探头。电流在参考电极和多个体表电极之间通过身体。电流的特征被测量且用于生成参考探头的已知位置的近似。基于近似和已知位置之间的关系确定修正因数。将包括至少一个目标电极的目标探头放置在对象体内且第二电流在目标电极和体表电极之间通过身体。第二电流的特征被测量且用于生成目标探头的计算位置。应用修正因数以修正计算的位置。



1. 一种用于位置感测的设备,该设备以电流的特征量为测量对象,其中所述特征量是与该电流对应的、在所测量的电极与多个体表电极之间的阻抗,且该设备包括:

包括至少一个参考电极的参考探头且参考探头适合于放置在对象体内已知的位置处;

包括至少一个目标电极的目标探头且目标探头适合于放置在对象身体内;和

控制单元,控制单元运行以使得第一电流在该至少一个参考电极和多个体表电极之间通过身体同时参考探头处于已知位置,测量第一电流的所述特征量的参考值,使用所述特征量的参考值生成已知位置的近似,和基于近似和已知位置之间的关系确定修正因数,且控制单元进一步运行以使得第二电流在该至少一个目标电极和多个体表电极之间通过身体,测量第二电流的相应的所述特征量的目标观测值,使用所述特征量的目标观测值生成目标探头的计算位置,且应用修正因数以修正计算位置。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中控制单元适合于通过测量在该至少一个参考电极和多个体表电极之间的第一阻抗来测量所述特征量的参考值,和通过测量在该至少一个目标电极和多个体表电极之间的第二阻抗来测量所述特征量的目标观测值。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中控制单元适合于通过生成位置和取向的坐标来生成目标探头的计算位置。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中该关系包括近似和已知位置之间的差。

5. 根据权利要求1所述的设备,其中该关系包括近似和已知位置的比值。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中该至少一个目标电极包括多个电极,且其中控制单元适合于通过使第二电流的每个在多电极的一个和多个体表电极的一个之间通过来通过第二电流。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中该至少一个参考电极包括多个电极,且其中控制单元适合于通过使第一电流的每个在多电极的一个和多个体表电极的一个之间通过来通过第一电流。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中控制单元适合于周期地确定修正因数且使用修正因数来周期地修正目标探头的计算位置。

9. 一种用于位置感测的设备,该设备以电流的特征量为测量对象,其中电流的特征量是与该电流对应的、在所测量的电极与多个体表电极之间的阻抗,且该设备包括:

包括至少一个电极的探头且探头适合于放置在对象体内;和

控制单元,控制单元运行以使得第一电流在该至少一个电极和多个体表电极之间通过身体同时探头处于已知位置,测量第一电流的所述特征量的参考值,使用所述特征量的参考值生成已知位置的近似,和基于近似和已知位置之间的关系确定修正因数,且控制单元进一步运行以使得第二电流在该至少一个电极和多个体表电极之间通过身体同时探头处于未知位置,测量第二电流的相应的所述特征量的目标观测值,使用所述特征量的目标观测值生成探头的计算位置,且应用修正因数以修正计算位置。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中控制单元适合于通过测量该至少一个电极和多个体表电极之间的第一阻抗来测量所述特征量的参考值同时探头处于已知位置,且控制单元适合于通过测量该至少一个电极和多个体表电极之间的第二阻抗来测量所述特征量的目标观测值同时探头处于未知位置。

## 用于阻抗标定的参考导管

[0001] 对相关申请的交叉参考

[0002] 本申请是 2005 年 1 月 7 日提交的转让给本专利申请的受让人的美国专利申请 No 11/030, 934 的部分继续, 且其披露在此通过参考合并。

### 技术领域

[0003] 本发明一般地涉及感测放置在活体内的物体的位置, 且更特定地涉及使用阻抗测量的位置感测。

### 背景技术

[0004] 许多医疗过程要求跟踪体内物体, 例如传感器、管、导管、分配装置和植入物的位置。已开发了通过测量在体内物体上的电极和体表上的电极之间的电压差来确定体内物体位置的系统。电压差对应于电极之间的阻抗。披露了用于基于阻抗的位置感测方法, 例如在授予 Wittkampf 的美国专利 5, 983, 126 和授予 Swanson 的美国专利 6, 456, 864 中所披露, 两个披露在此通过参考合并。

[0005] Wittkampf 也描述了使用两个在导管上相互分开已知的距离的电极来标定位置感测设备的方法。测量导管电极的每个和三个体表电极 x、y 和 z 的每个之间的电压允许在体内位置和 x、y 和 z 方向的电压之间建立关联。

[0006] 用于感测电极之间的电压差的类似的方法通过授予 Pfeiffer 的美国专利 5, 899, 860 ; 授予 Panescu 的美国专利 6, 095, 150 和授予 Nardella 的美国专利 6, 050, 267 和 5, 944, 022 披露, 这些专利的披露在此通过参考合并。

### 发明内容

[0007] 本发明的实施例提供了用于实时确定放置在活体内的目标探头的位置的有效的设备和方法。在这些实施例中, 在目标探头上一个或多个电极和放置在体表上的电极之间驱动电流。在目标探头和体表电极的每个之间的阻抗被测量且用于计算目标探头的估计的位置。参考探头也放置在体内的已知位置处, 且参考电极和体表电极的每个之间的阻抗也被测量。对于参考探头的阻抗测量用于生成基于阻抗的位置估计, 将该位置估计与参考探头的已知位置比较。在估计位置和已知位置之间的差异用于确定修正因数, 修正因数应用于目标探头的估计位置, 因此提高了估计的精度。

[0008] 确定修正因数和将修正因数应用于目标探头的估计位置的过程可以实时进行。在替代的实施例中, 修正因数可以在进行目标探头阻抗测量前确定。在替代实施例中, 最初可以使用单一的探头作为参考探头来确定修正因数, 且单一的探头随后可以用作目标探头。

[0009] 当进行实时修正时, 因阻抗偏差的测量误差实时地合并到修正因数内。本发明的此方面例如可以用于补偿体表电极的阻抗改变。

[0010] 这样的设备和方法尤其在医疗过程中有用, 例如心脏绘图或进行切除以处理心律不齐。

[0011] 因此提供了根据本发明的实施例的用于位置感测的方法,其中这种方法的测量对象是“特征量”,诸如为所测电极与多个体表电极之间的阻抗,所述方法包括:

[0012] 在对象体内已知位置处放置包括至少一个参考电极的参考探头;

[0013] 使电流在参考电极和多个体表电极之间通过身体同时参考探头处于已知位置,且测量电流的特征量的参考值;

[0014] 使用特征量的参考值来生成参考探头的已知位置的近似;

[0015] 基于近似和已知位置之间的关系确定修正因数;

[0016] 将包括至少一个目标电极的目标探头放置在对象体内;

[0017] 使电流在目标电极和多个体表电极之间通过身体且测量电流的相应特征量的目标观测值;

[0018] 使用特征量的目标观测值生成目标探头的计算位置;和

[0019] 应用修正因数以修正计算的位置。

[0020] 在典型的实施例中,特征量的参考值的测量包括测量参考电极和多个体表电极之间的阻抗,且特征量的目标观测值的测量包括测量目标电极和多个体表电极之间的阻抗。

[0021] 生成目标探头的计算位置典型地包括生成位置和取向的坐标。

[0022] 在近似和已知位置之间的关系可以是近似和已知位置之间的差。关系也可以包括近似和已知位置的比值。

[0023] 在一些实施例中,目标电极包括多目标电极,且使得在目标电极和多个体表电极之间通过电流包括使得在多目标电极和多个体表电极的一个之间通过电流的每个。

[0024] 也在一些实施例中,参考电极包括多参考电极,且在参考电极和多个体表电极之间通过电流包括使得在多参考电极和多个体表电极的一个之间通过电流的每个。

[0025] 确定修正因数可以包括周期地重复对特征量的参考值的测量且响应于重复的测量更新修正因数。

[0026] 在一些实施例中,放置目标探头可以包括使用目标探头进行医疗过程。在这样的实施例中,目标探头可以是导管,且进行医疗过程可以包括对象心脏的绘图。附加地或替代地,进行医疗过程可以包括进行治疗过程。

[0027] 进一步提供了用于位置感测的方法,包括:

[0028] 在对象体内已知位置处放置包括至少一个电极的探头;

[0029] 使第一电流在至少一个电极和多个体表电极之间通过身体同时探头处于已知位置;

[0030] 测量第一电流的相应特征量的参考值;

[0031] 使用特征量的参考值来生成已知位置的近似;

[0032] 基于近似和已知位置之间的关系确定修正因数;

[0033] 将探头从已知位置移动到新位置;

[0034] 使第二电流在至少一个电极和多个体表电极之间通过身体同时探头处于新位置;

[0035] 测量第二电流的相应特征量的目标观测值;

[0036] 使用第二电流的特征来生成探头的计算位置;和

[0037] 应用修正因数来修正探头的计算位置。

[0038] 典型地,特征量的参考值的测量包括测量在电极和多个体表电极之间的第一阻抗,且特征量的目标观测值的测量包括测量在电极和多个体表电极之间的第二阻抗。

[0039] 进一步提供了用于位置感测的设备,包括:

[0040] 包括至少一个参考电极的参考探头且参考探头适合于放置在对象体内已知的位置处;

[0041] 包括至少一个目标电极的目标探头且目标探头适合于放置在对象 身体内 ;和

[0042] 控制单元,控制单元运行以使得第一电流在至少一个参考电极和多个体表电极之间通过身体同时参考探头处于已知位置,测量第一电流的特征量的参考值,使用特征量的参考值生成已知位置的近似,和基于近似和已知位置之间的关系确定修正因数,且控制单元进一步运行以使得第二电流在至少一个目标电极和多个体表电极之间通过身体,测量第二电流的相应特征量的目标观测值,使用特征量的目标观测值生成目标探头的计算位置,且应用修正因数以修正计算位置。

[0043] 典型地,控制单元适于测量在参考电极和多个体表电极之间的第一阻抗和测量在至少一个目标电极和多个体表电极之间的第二阻抗。

[0044] 在一些实施例中,控制单元适合于生成位置和取向的坐标。

[0045] 目标电极可以包括多电极,且控制单元可以适合于使得在多电极的一个和多个体表电极的一个之间通过第二电流的每个。

[0046] 参考电极可以包括多电极,且控制单元适合于使得在多电极的一个和多个体表电极的一个之间通过第一电流的每个。

[0047] 在一些实施例中,控制单元适合于周期地确定修正因数且使用修正因数来周期地修正目标探头的计算位置。

[0048] 进一步提供了用于位置感测的设备,包括:

[0049] 包括至少一个电极的探头且探头适合于放置在对象体内 ;和

[0050] 控制单元,控制单元运行以使得第一电流在至少一个电极和多个体表电极之间通过身体同时探头处于已知位置,测量第一电流的特征量的参考值,使用特征量的参考值生成已知位置的近似,和基于近似和已知位置之间的关系确定修正因数,且控制单元进一步运行以使得第二电流在至少一个电极和多个体表电极之间通过身体同时探头处于未知位置,测量第二电流的相应特征量的目标观测值,使用特征量的目标观测值生成探头的计算位置,且应用修正因数以修正计算位置。

[0051] 典型地,控制单元适合于通过测量至少一个电极和多个体表电极之间的第一阻抗来测量特征量的参考值同时探头处于已知位置,且控制单元适合于通过测量至少一个电极和多个体表电极之间的第二阻抗来测量特征量的目标观测值同时探头处于未知位置。

[0052] 本发明将从如下的参考附图对其实施例的详细描述中更完全地理解,各图为:

[0053] 附图说明

[0054] 图 1 是根据本发明的实施例的使用于心脏导管插入术的位置感测系统的示意性图形图示 ;和

[0055] 图 2 是图示了根据本发明的实施例基于参考探头的计算坐标和实际坐标之间的距离确定修正因数的示意性细节视图。

## 具体实施方式

[0056] 图 1 是根据本发明的实施例的位置感测系统 20 的图示。系统 20 用于确定目标探头的位置,例如插入到例如对象 26 的心脏 24 的室的体内腔的目标导管 22 的位置。典型地,目标导管用于诊断或治疗处理,例如绘制心脏内的电势或进行心脏组织切除。目标导管 22 或其他目标体内装置自身或与其他处理装置结合可以替代地用于其他目的。(术语“目标”在本专利申请和权利要求书中用于指示其位置待由位置感测系统确定的探头或其他装置。术语“目标”仅为方便和清晰起见而使用,以区分目标探头和参考探头。且不应解释为以任何方式限制术语所应用到的元件的形式或功能。)

[0057] 目标导管 22 的远端尖端包括至少一个目标电极 44。目标电极 44 由通过了目标导管 22 的插入管的导线连接到控制单元 28 内的驱动器电路。目标电极 44 可以具有任何合适的形状和尺寸以实施下文中描述的位置感测功能,且也可以用于其他目的,例如用于电生理感测或切除。基于阻抗的位置感测典型地使用带有三个电极的导管进行,但也可以使用更少或更多的电极,如在本文中提供的例子中。

[0058] 可以基本上与目标导管 22 相同的参考探头 42 也插入到对象 26 体内且定位在已知的参考位置处。例如,对于心脏过程,参考位置可以在冠状窦内,或在胸腔区域内的任何其他已知位置内。冠状窦是方便的选择,因为侵入性心脏病专家通常能相对容易地且可靠性更高地将导管引入到冠状窦内。选择地,参考位置的坐标可以使用预先获得的或实时图像确定,例如使用 MRI、X 射线或超声波图像。

[0059] 参考探头 42 包括至少一个参考电极 46。与目标电极 44 相同,电极 46 通过导线连接到控制单元 28 内的驱动器电路。类似地,电极 44 可以是任何合适的形状和尺寸的,且也可以用于其他目的。

[0060] 控制单元由通过电缆 30 的导线连接到体表电极,体表电极典型地包括粘性皮肤贴片 32、34 和 36。在本发明的替代实施例中,在体表上的电极可以在个数上变化且可以具有其他形式,例如皮下探头或由医疗从业者 38 操作的手持装置。

[0061] 贴片 32、34 和 36 可以放置在体表上在目标导管和参考探头附近的任何方便的位置处。例如,对于心脏应用,贴片 32、34 和 36 围绕对象 26 的胸腔放置。关于贴片相对于彼此的定向或相对于身体坐标的定向无特殊的要求。特别地,不要求将贴片沿固定的轴线放置。因此,贴片放置可以确定为尽可能小地与所进行的医疗过程干涉。

[0062] 控制单元 28 也驱动显示器 40,显示器 40 示出了体内的目标导管 22 和参考导管 42 的位置。

[0063] 用于基于阻抗测量来计算位置坐标的过程在前述的美国专利申请 No 11/030,934 中描述。相关的过程在 2005 年 7 月 8 日提交的美国专利申请 No 11/177,861 中描述,该申请也转让本专利申请的受让人且其披露在此通过参考合并。在前述的专利申请中描述的方法或用于基于阻抗的位置感测的其他方法可以通过控制单元 28 来应用,以测量目标电极 44 和贴片 32、34、36 之间的阻抗且从测量到的阻抗得出点  $P_{T1}$ ,该点代表目标导管 22 的位置。以  $(x_{T1}, y_{T1}, z_{T1})$  代表的  $P_{T1}$  的三维坐标是对目标电极 44 的实际位置的近似。

[0064] 基于阻抗的位置感测方法也通过控制单元 28 使用以计算代表参考电极 46 的位置的点。使用参考探头的计算位置和已知位置之间的差异来获得修正因数,以改进确定目标探头的位置的精度。

[0065] 图 2 是示出了如何根据本发明的实施例获得和使用修正因数的示意性详细视图。使用以上描述的基于阻抗的位置感测方法,计算下文中称为  $P_{R1}$  的点 48 作为参考电极 46 的粗略位置。点  $P_{R1} = (x_{R1}, y_{R1}, z_{R1})$  是对于参考电极 46 的位置的非修正的近似。参考电极的更精确的位置  $P_{R2}$  包括坐标  $(x_{R2}, y_{R2}, z_{R2})$ , 位置  $P_{R2}$  可以使用以上描述的成像方法获得。替代地,此更精确的位置可以先验地基于解剖考虑(例如冠状窦相对于其他解剖特征部的已知位置)确定,而不使用成像。可以理解的是,在本发明的实施例中,任何方便的位置可以用作坐标系的原点。典型的坐标原点是外部参考点,或贴片 32、34 和 36 的一个,或点  $P_{R1}$  和  $P_{R2}$  的一个。

[0066] 代表了点  $P_{R1}$  和更精确的位置  $P_{R2}$  之间的距离的差向量  $[dx, dy, dz]$  可以通过从  $P_{R1}$  的坐标  $(x_{R1}, y_{R1}, z_{R1})$  中减去相应的  $P_{R2}$  的坐标  $(x_{R2}, y_{R2}, z_{R2})$  获得,使得  $dx = (x_{R1} - x_{R2})$ ,  $dy = (y_{R1} - y_{R2})$ ,  $dz = (z_{R1} - z_{R2})$ 。

[0067] 差向量的因数  $dx$ 、 $dy$  和  $dz$  可以用作修正因数以更精确地确定目标探头 22 的位置。使用以上所述的基于阻抗的位置感测方法,目标电极 46 的位置被计算为处于点  $P_{T1} = (x_{T1}, y_{T1}, z_{T1})$  处。目标电极位置的更精确的确定可以通过从  $P_{T1}$  减去差向量  $[dx, dy, dz]$  获得,因此给出了点  $P_{T2} = (x_{T2}, y_{T2}, z_{T2})$ , 其中  $x_{T2} = (x_{T1} - dx)$ ,  $y_{T2} = (y_{T1} - dy)$ ,  $z_{T2} = (z_{T1} - dz)$ 。

[0068] 修正因数可以替代地或另外地从比向量而非从差向量获得。代表了  $P_{R1}$  的坐标与更精确的位置  $P_{R2}$  的坐标的比值的比向量  $[rx, ry, rz]$  可以通过将  $P_{R1}$  的坐标除以  $P_{R2}$  的相应坐标获得,使得  $rx = (x_{R1}/x_{R2})$ 、 $ry = (y_{R1}/y_{R2})$  且  $rz = (z_{R1}/z_{R2})$ 。对目标电极位置的更精确的估计  $P_{T1}$  然后通过通过将  $P_{T1}$  除以比向量  $[rx, ry, rz]$  获得,因此给出了点  $P_{T2} = (x_{T2}, y_{T2}, z_{T2})$ , 其中  $x_{T2} = (x_{T1}/rx)$ 、 $y_{T2} = (y_{T1}/ry)$  且  $z_{T2} = (z_{T1}/rz)$ 。选择地,目标探头的位置可以使用乘法性和加法性因数的组合修正。

[0069] 在目标探头和贴片 32、34 和 36 之间的测量到的阻抗可能随时间受到例如贴片的升起或皮肤上增加的湿度的因素影响。这样的因数可能因此在位置测量内引入误差。例如,贴片可能部分地从皮肤升起因此增加了该贴片处的电阻。对于这样的阻抗变化的补偿通过在实时基础上生成和应用修正因数来提供,以此参考阻抗测量被周期地重复。来自参考测量的修正因数可以然后应用于目标测量。因阻抗的变化因数而在  $P_{T1}$  的计算值内的变化也将反应在对  $P_{R1}$  的计算值的变化中。因此,获得的修正因数将提供用于阻抗的变化因数的补偿。参考阻抗的持续测量也可以用于检测和补偿例如因患者呼吸的器官运动。

[0070] 在替代的实施例中,目标探头 22 也用作参考探头 42。目标探头 22 定位在已知的位置且用于生成修正因数。随后,目标探头被移动以进行希望的医疗过程,且目标探头的基于阻抗的位置测量使用测量到的修正因数被修正。在此实施例中可以建立修正协议,以此目标探头以规则的间隔返回到已知的参考位置,或返回到新的参考位置,以生成最新的修正因数。替代地,阻抗变化可以通过在前述的 2005 年 7 月 8 日提交的美国专利申请 No 11/177,861 中描述的方法修正。

[0071] 以上描述的方法提供了确定目标探头 22 的点位置的方式。在本发明的进一步的实施例中,可以使用另外的目标电极以提供用于确定目标探头 22 的完整的三维定向的方式。

[0072] 系统 20 代表了本发明的实施例,因为它可以用在用于诊断或处理例如心律不齐的心脏情况的基于导管的过程中。系统可以使用于生成心脏图(例如心电图,其中在导管上

的电极交替地使用以用于位置感测和用于测量在心脏组织内生成的电势)。导管位置可以叠加在此图上或叠加在另一个心脏图像上。系统 20 也可以使用在脉管内疾病的诊断或处理中,其可能涉及血管成形术或动脉斑块旋切术。系统 20 的原理在已作必要的修正后也可以应用在用于诊断或处理其他身体结构的位置感测系统内,其他身体结构例如脑、脊骨、骨关节、膀胱、胃肠道、前列腺和子宫。

[0073] 因此,将认识到的是,以上描述的实施例通过例子引用,且本发明不限制于特别地示出和以上所描述的。而是本发明的范围包括以上描述的多种特征的组合和子组合以及它们的变化和修改,本领域技术人员在阅读了前述描述时将想到这些,且这些未在现有技术中披露。



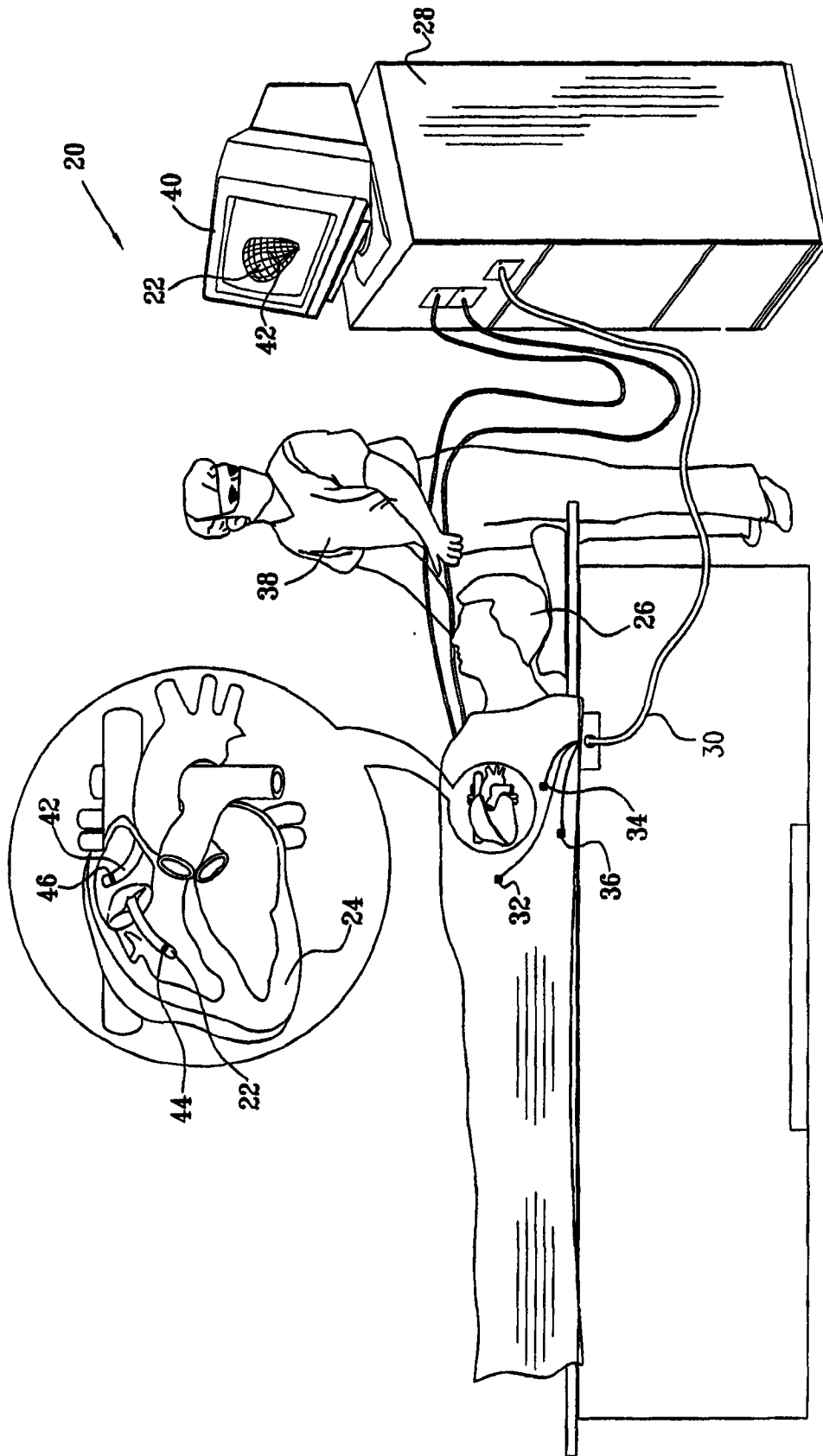


图 1

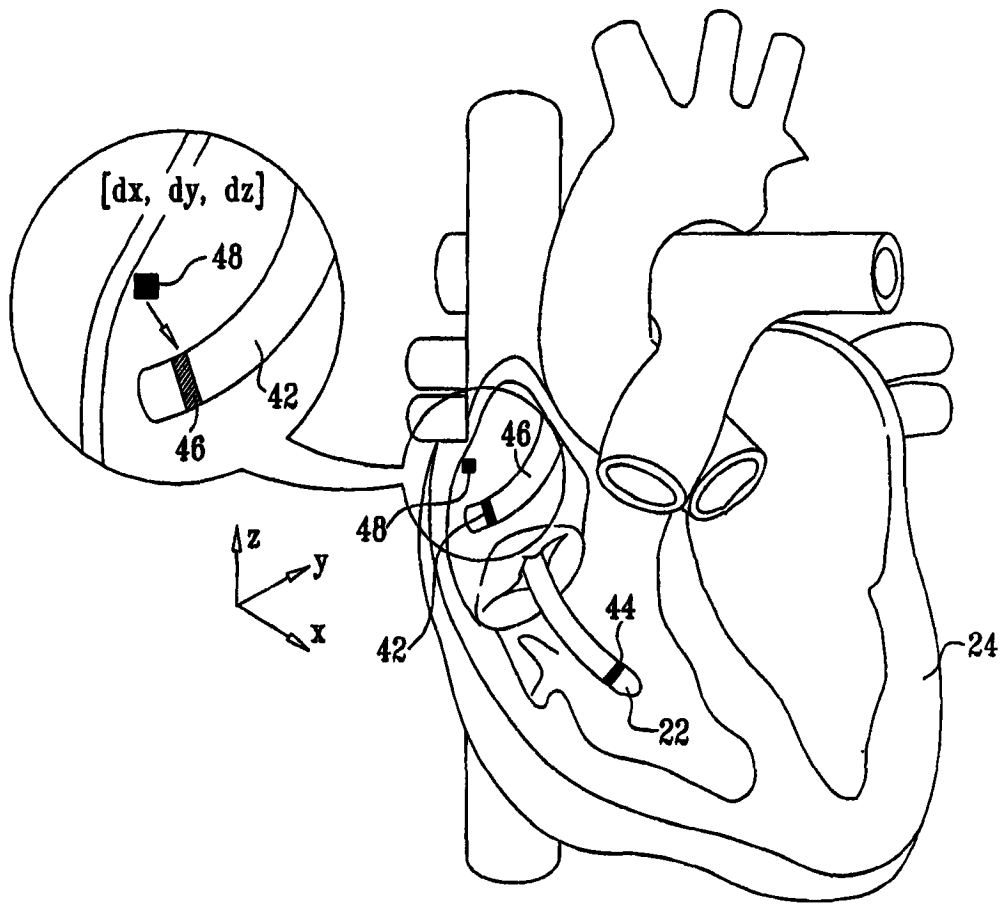


图 2