



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103930024 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 16

(21) 申请号 201280044517. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 09. 13

A61B 5/06 (2006. 01)

H01F 5/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

13/232536 2011. 09. 14 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 03. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/054756 2012. 09. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/038354 EN 2013. 03. 21

(71) 申请人 麦迪盖德有限公司

地址 以色列海法

(72) 发明人 D·塞特尔 L·索比 I·卡瑞弗

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理

有限公司 11280

代理人 王勇 王博

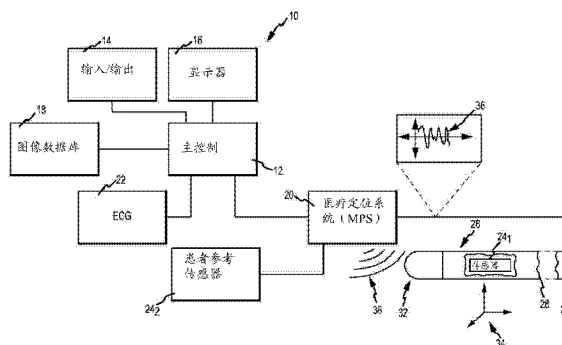
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

使用柔性印刷电路制造小型电磁线圈的方法

(57) 摘要

一种细长型医疗设备(26), 包括传感器(24<sub>1</sub>), 其被配置为探测其中设置有该设备(26)的电磁场的一个或多个特性。传感器(24<sub>1</sub>)包括形状为矩形的电绝缘基板(48)和设置在基板(48)上的图案化导电迹线(50a)。图案化迹线(50a)包括以较小间距布置的多个彼此平行的斜线段。基板(48)被缠绕为圆柱形, 从而形成能够用作微电磁传感器(52a)的立体螺旋。医疗定位系统(110)响应于来自传感器(52a)的信号来确定传感器(52a)的位置和/或方向。



1. 一种包含具有近端部分和远端部分的主体的细长型医疗设备,包括:  
设置在所述远端部分的传感器,所述传感器包括:
  - ( i ) 电绝缘基板 ;以及
  - ( ii ) 设置在所述基板上且具有起始引线和结束引线的导电迹线,所述基板和迹线被配置为在所述起始引线和结束引线之间形成多个线匝,所述传感器被配置为探测电磁场的特性并生成指示所述特性的信号,所述引线被配置为电连接至定位系统。
2. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述基板包括柔性印刷电路板(PCB)。
3. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述导电迹线的至少一部分以蛇形的图案设置在所述基板上。
4. 根据权利要求 3 所述的设备,其中所述图案包括具有中间弯曲段的前进段和返回段。
5. 根据权利要求 4 所述的设备,其中所述图案被配置为使得所述前进段和返回段相对于纵向轴成角度。
6. 根据权利要求 4 所述的设备,其中所述前进段和返回段是平行的。
7. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述图案包括多个前进段,所述图案被配置为使得所述段的横向相对端对准且电连接。
8. 根据权利要求 7 所述的设备,其中所述图案被配置为使得所述前进段相对于轴成角度。
9. 根据权利要求 1 所述的设备,进一步包括具有分别耦合至所述起始引线和结束引线的一对导体的电线,所述电线延伸通过所述设备至设备的所述近端部分。
10. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述基板包括柔性塑料材料,该柔性塑料材料选自包括以下的组:聚酰亚胺、聚醚醚酮(PEEK)、聚酯、聚对苯二甲酸乙二酯和它们的组合。
11. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述引线位于所述传感器的远端和所述传感器的近端中之一。
12. 根据权利要求 11 所述的设备,其中所述引线位于所述传感器的所述近端。
13. 根据权利要求 1 所述的设备,其中所述基板包括多个层,其中所述多个层的至少一部分包含被配置为用于所述传感器的所述导电迹线。
14. 根据权利要求 13 所述的设备,其中所述层中的至少一个包括被配置为增强感应灵敏度的铁磁材料。
15. 一种制造细长型医疗设备的方法,包括下述步骤:  
提供电绝缘的柔性基板;  
在所述基板上制造导电迹线,所述迹线具有起始引线和结束引线 ;以及  
将所述基板变形为预定的形状,以使得所述迹线形成被配置为探测电磁场的一个或多个特性并生成指示该特性的信号的传感器。
16. 根据权利要求 15 所述的方法,其中所述制造迹线的步骤包括下述子步骤:  
从包括连续迹线和具有多个单独段的非连续迹线的组中选择用于该迹线的图案。
17. 根据权利要求 15 所述的方法,进一步包括下述步骤:  
固定所述基板的轴向延伸的边缘。
18. 根据权利要求 17 所述的方法,其中所述固定步骤选自包括以下的组:微焊接、微熔

接、微胶合和微通孔。

19. 一种细长型医疗设备,包括:

具有近端部分和远端部分的主体,所述主体在所述远端具有轴;以及

设置在所述远端部分的、纵向延伸的传感器,所述传感器包括:

( i ) 电绝缘的柔性基板;以及

( ii ) 设置在所述基板上且具有起始引线和结束引线的的一个或多个导电迹线,所述引线被配置为电连接至被配置为生成电磁场的定位系统;

其中,所述基板和迹线被配置成传感器,该传感器被配置为探测该电磁场的一个或多个特性并响应于该特性生成指示信号,所述信号被配置为由所述定位系统使用以根据所述信号确定所述传感器在坐标系中的位置。

20. 根据权利要求 19 所述的设备,其中所述引线位于所述传感器的所述近端部分,所述设备进一步包括具有耦合至所述起始引线和结束引线的一对电导体的电线,所述电线延伸通过所述设备至所述设备的所述近端部分。

## 使用柔性印刷电路制造小型电磁线圈的方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2011 年 9 月 14 日提交的美国专利申请 no. 13/232, 536 的优先权, 其通过引用包含于此, 如同在此全部陈述一样。

### 技术领域

[0003] 本申请涉及使用柔性印刷电路制造作为位置传感器的具有电磁线圈的导管或其它细长型医疗设备的方法。

### 背景技术

[0004] 许多医疗程序要求将专用的医疗设备引入至人体内部和 / 或周围, 例如心脏内和 / 或周围。特别地, 多个医疗程序要求将包括但不限于导管、扩张器和针的专用设备引入至某些区域, 例如进入心房或心室以接近心脏的内表面, 或进入围绕心脏的心包囊以接近心脏的心外膜或外表面。导管、导丝、以及接入鞘或导引器用于医疗程序已有多年。

[0005] 已知通过使用基于电磁场的定位系统来确定这种医疗设备的位置, 典型地, 这涉及对医疗设备装备电磁场感应传感器。一种已知的制造这种传感器的方法涉及将电线缠绕成环形形状并将得到的结构(即, 传感器)放置在医疗设备中。这种传感器之后连接至医疗设备中的电线, 以将所探测的信号传送至定位系统以用于进一步处理。然而, 鉴于这种传感器必须具有较小的尺寸以适应典型的医疗设备, 因而制造这种传感器比较复杂, 占用了设备中不期望的径向空间量, 和 / 或制造方法比期望的更昂贵。

[0006] 因此, 需要改进的小型电磁场感应传感器及其制造方法。

### 发明内容

[0007] 本文所描述、描绘以及要求的方法和装置的优点包括微电磁场线圈传感器, 其适用于医疗设备, 降低了构造的复杂度和成本, 并且更薄, 因而占用较小的径向空间量。

[0008] 本说明书涉及一种被配置为与定位系统一起使用的细长型医疗设备。该设备包括具有近端部分和远端部分的主体。该设备进一步包括设置在所述远端部分、至少在远端处关于主体纵向延伸的传感器组件。该传感器组件包括 ( i ) 电绝缘基板 ; 和 ( ii ) 设置在基板上的具有导电迹线的感应线圈, 其中所述迹线包括起始引线和结束引线。在一个实施例中, 基板可为柔性印刷电路板 (PCB), 其中导电迹线被图案化以使得当其被缠绕为圆柱形状时, 形成被配置为用作电磁场传感器的立体螺旋线圈。线圈被配置为生成指示其中设置有该线圈的电磁场的一个或多个特性的信号。起始引线和结束引线被配置为电连接至定位系统, 而定位系统被配置为确定至少线圈的位置。

[0009] 另一方面, 提供了一种制造细长型医疗设备的方法, 该方法包括多个步骤。第一步涉及提供电绝缘的柔性基板。下一步涉及在基板上制造导电迹线, 所述迹线具有起始引线和结束引线。该方法进一步包括将基板变形为期望的形状, 例如大致的圆柱形状, 以使得迹线形成立体感应线圈。在一个实施例中, 该方法进一步包括固定(即, 机械连接)基板的轴

向延伸的边缘的步骤,由此设置出上述期望的形状。固定步骤可为选自包括以下的组:微焊接、微熔接、微胶合和借由微通孔的耦合。

[0010] 根据本文所描绘、描述以及要求的结构、系统和方法,提供了这些和其它益处、特征和性能。

### 附图说明

[0011] 图 1 是包含 MPS 使能的细长型医疗设备的系统的图解方框视图,其中医疗设备具有使用柔性印刷电路形成的小型电磁场传感器的实施例。

[0012] 图 2 是在导管室环境中的图 1 的系统的图解视图。

[0013] 图 3-7 是图 1 的传感器的第一实施例的多个视图。

[0014] 图 8-9 分别是图 1 的传感器的第二实施例的顶视图和等距视图。

[0015] 图 10 是医疗定位系统(MPS)的典型实施例的示意性方框视图,如以图 1 中的方框形式示出。

### 具体实施方式

[0016] 现在参考附图,其中多个视图中相同的附图标记用于表示相同的元件,图 1 是系统 10 的图解方框视图,其为可以使用诸如导管的位置感应细长型医疗设备的典型医疗系统(包括医疗定位系统)。

[0017] 诸如导管的医疗设备可被配置为实施各种追踪、导航、定向和其它定位功能,这种设备被配置为允许定位系统确定其位置和 / 或方向。如在背景技术中所描述的,在基于电磁场的定位实施例中,这种设备典型地被配置为包括一个或多个诸如场感应线圈的传感器。能够读取位置大范围地增强了功能性。举一个例子,需要降低患者在 X 射线下的暴露,例如可用在现场荧光透视中,至少用于在患者身体内引导医疗设备的目的。可以通过提供以下医疗设备来满足这一需求,其包括被配置为与能够确定设备在三维空间中的位置的外部(即,患者身体外部)定位系统协同工作的定位传感器。借由该位置信息,导航系统可以将医疗设备的表示叠加在先前获得的患者身体中兴趣区域的图像(或一系列图像)、或者重建研究器官的几何结构的 3D 图像上。临床医师可使用叠加的图像以用于导航目的,而不需全时段使用荧光透视。因此,通过提供具有位置感应能力的医疗设备,荧光透视的使用可被显著地降低(并且由此所伴随的患者在 X 射线下的暴露也被显著降低)。基于关于医疗设备获得的位置信息可以执行许多其它功能。

[0018] 然而,场感应传感器的传统实施存在多个挑战。典型的构造技术涉及将电线缠绕为环形形状并在设备中安装绕线传感器的步骤。考虑到典型的侵入式医疗设备的小尺寸(即,直径),传统技术复杂,且比期望的更加昂贵。另外,这种线圈典型地比期望的占用更多的空间(即,在径向方向上)。如下文将更加详细描述,通过使用柔性印刷电路制造小型电磁场感应传感器来克服一个或多个这些挑战。

[0019] 在详细描述基于柔性印刷电路的感应线圈之前,先概要地描述具有这种线圈的医疗设备的示例性系统。仍参考图 1,所示的系统 10 包括具有多个输入 / 输出机构 14 的主电子控制单元 12 (例如,一个或多个处理器),显示器 16,可选图像数据库 18,诸如医疗定位系统(MPS) 20 的定位系统,心电图(ECG)监视器 22,分别被标识为 24<sub>1</sub> 和 24<sub>2</sub> 的一个或多

个 MPS 传感器(即,示出为患者参考传感器(PRS),例如 PRS 可包括三个线圈 / 传感器),以及 MPS 使能的细长型医疗设备 26,其自身包括一个或多个上述 MPS 定位传感器,示例地示出为具有一个这种传感器 24<sub>1</sub>。传感器 24<sub>1</sub> 的一个实施例由柔性印刷电路构造,将结合图 3-9 进行描述。如图示,细长型医疗设备 26 包括主体 28(例如,轴),包括近端部分 30 和远端部分 32。应当理解,如参考本文的医疗设备所使用的,“远”表示进入人体内感兴趣区域的一端,而“近”表示设置在人体外部由临床医师手动操作或通过诸如机器人控制自动操作的相对一端。

[0020] 输入 / 输出机构 14 可包括与基于计算机的控制单元进行交互的常规装置,例如,键盘、鼠标、写字板、脚踏开关、或开关等。显示器 16 也可包括常规装置。

[0021] 在使用感兴趣区域成像的导航应用中可使用医疗设备 26。因此,系统 10 可选地包括图像数据库 18。图像数据库 18 可被配置为存储有关患者身体的图像信息,例如围绕医疗设备 26 的目标部位的感兴趣区域和 / 或沿预期设备 26 到达目标部位所穿过的导航路径的多个感兴趣区域。数据库 18 中的图像数据可包括已知的图像类型,包括(1)在过去各个独立时间获得的一个或多个三维静态图像;(2)由图像获取设备实时获得的多个相关二维图形(例如,由 X 射线成像装置获得的荧光图像,例如图 2 中以示例性方式示出的),其中图像数据库用作缓冲器(实时荧光透视);和 / 或(3)定义影像回放(CL)的相关二维图像的序列,其中该序列中的每个图像具有与之关联的至少一个 ECG 定时参数,足以允许根据从 ECG 监视器 22 获得的实时 ECG 信号回放该序列。应当理解,前述内容仅是示例,并不意在进行限制。例如,图像数据库 18 还可以包括三维图像数据。进一步地,应当理解,可通过任意已知的或今后发展的成像方式来获取图像,例如 X 射线、超声、计算机断层扫描、或核磁共振等,以及 MPS 自身生成的 3D 几何图形。

[0022] MPS20 被配置为用作定位系统,因此其被配置为关于一个或多个 MPS 位置传感器 24<sub>i</sub> (其中 i=1 ~ n) 确定位置(定位)数据,并输出各个位置读数。位置读数各自包括相对于参考坐标系 34 的位置和方向(P&O)中的至少一个或两者,坐标系 34 可以是与 MPS20 关联的三维参考坐标系。例如,P&O 可被表述为在与磁场发生器或发射机相关的磁场中,磁场传感器(例如,传感器 24)的位置(即,在三个轴 X、Y 和 Z 上的坐标)和方向(即,转动、横摆和俯仰)。

[0023] MPS20 基于采集和处理从磁场传感器 24<sub>i</sub> 接收到的信号(例如,信号 36),来确定在参考坐标系 34 中的各个 P&O 读数,其中传感器被设置在可控的低强度电磁场 38 中。从电磁层面来看,这些传感器产生在存在于变化的磁场中的传感器上诱发的电压。因而,传感器 24<sub>i</sub> 被配置为探测其中设置有该传感器的磁场的一个或多个特性,并生成相应的指示信号(例如,示出一个信号 36),该信号可以进一步被 MPS20 处理以获得传感器的各个 P&O。

[0024] 图 1 示出了另一 MPS 传感器,即,患者参考传感器(PRS) 24<sub>2</sub>,若其提供在系统 10 中,则被配置为提供患者身体的位置参考,以允许对总的患者身体移动、成像系统移动和 / 或呼吸引起的移动进行移动补偿。PRS24<sub>2</sub> 可附着至患者的胸骨柄、胸部上的稳定部位、或位置相对稳定的其它部位。与 MPS 传感器 24<sub>1</sub> 类似,PRS24<sub>2</sub> 被配置为探测其中设置有该传感器的磁场的一个或多个特性,且其中 MPS20 提供指示 PRS 在参考坐标系 34 中的位置和方向的 P&O 读数。

[0025] 心电图(ECG)监视器 22 被配置为借由使用多个 ECG 电极(未示出)连续地探测心

脏器官的电定时信号, ECG 电极可外部附着至患者身体的外侧。此外, 定时信号通常对应于心动周期的特定阶段。通常, 通过控制单元 12 使用 ECG 信号用于存储在数据库 18 中的先前采集的图像序列的 ECG 同步回放(影像回放)。ECG 监视器 22 和 ECG 电极皆可包括常规元件。

[0026] 图 2 是合并至典型导管室中的系统 10 的图解视图。系统 10 示出为合并至荧光成像系统 40 中, 荧光成像系统 40 可包括商用荧光成像元件。MPS20 包括磁发射机组件(MTA) 42 和磁处理芯 44 以确定位置(P&O)读数。MTA42 被配置为在标识为移动箱 46 的预定三维空间内、在患者胸腔中或周围生成磁场。如上所述的 MPS 传感器  $24_1$  被配置为感应磁场的一个或多个特性, 并且当传感器在移动箱 46 中时, 各自生成相应信号以提供至磁处理芯 44。处理芯 44 响应于这些探测信号并被配置为针对移动箱 46 中的每个 MPS 传感器  $24_1$  计算相应的 P&O 读数。因此, MPS20 能够在三维空间中实时追踪每个传感器  $24_1$ 。下文将结合图 8 更加详细地描述 MPS20 的一个典型实施例。

[0027] 图 3 是感应线圈组件 47a 的顶视图, 其可用作图 1 中示出的医疗设备 26 的传感器  $24_1$ 。示出了处于制造的初始阶段(即, “平坦”图案)的组件 47a。在经过进一步处理之后, 最终成型的线圈组件 47a 可设置在设备 26 的远端部分(即, 图 1 中的远端部分 32)。线圈组件 47a 包括柔性印刷电路, 下文中会更详细地描述。在示意性实施例中, 线圈组件 47a 包括电绝缘的、较柔软的基板 48 和设置(即, 印刷)在基板 48 的第一表面上的导电迹线 50a。然而, 应当理解, 平坦图案仅是示例性的, 并不旨在进行限制。可选实施例可包括目前已知的或今后发展的用于在基板上形成导电迹线的其它方法, 包括在诸如圆形或曲面表面(即, 实际为立体表面)的非平坦基板上形成这种迹线。

[0028] 基板 48 通常形状为矩形, 具有纵向方向(即, 长尺寸)和横向方向(即, 较短尺寸)。如图示, 基板 48 具有表示为 A、B、C 和 D 的角部。然而, 可以理解, 基于确定的迹线图案和传感器最终形状, 基板可采用多种形状和尺寸, 下文将更详细地进行描述。

[0029] 迹线 50a 以一定图案来布置, 该图案被设置成当基板 48 被折叠或形成为最终形状时(最佳地如图 5 所示)创建传感器 52a。迹线 50a 包括起始引线 54 和结束引线 56, 这些引线被配置为提供耦合至 MPS20 的信号。迹线 50a 在起始引线 54 和结束引线 56 之间是电连续的。可以理解, “起始”和“结束”表示仅是示例性的, 并不旨在进行限制。进一步地, 虽然示出迹线 50a 被布置为引线 54、56 均位于同一纵向端(例如, 线圈组件 47a 的纵向近端), 但其它变型也是可以的(例如, 两个引线可以均位于线圈组件 47a 的纵向远端, 或引线 54、56 可以分别位于线圈组件 47a 的纵向近端和远端)。在一个示意性实施例中, 迹线 50a 的至少一部分以大体蛇形的图案布置并设置在基板 48 上, 包括多个前进段 58, 多个返回段 59 以及多个中间桥段 60。前进和返回段 58、59 通常是相对于基板 48 的横向斜线, 彼此平行且彼此相隔预定间隔 62。如图示, 在迹线图案上, 间隔 62 是恒定的。图中还示出, 前进和返回段 58、59 被布置为与真正的横向参考线成一角度 64。该角度 64 可被选择为当基板被折叠时便于形成感应线圈。

[0030] 在一个实施例中, 预定间隔 62 可以比迹线在纵向方向上的宽度小, 并且优选地小许多, 从而定义较小的间距(即, 迹线的段之间的间隔 62 小于迹线自身的宽度)。在一个实施例中, 迹线 50a 的宽度可以是约几微米的量级, 而预定间隔可以小于约 5 微米。然而可以理解, 根据期望的探测特性, 在迹线宽度、间隔(即, 间隔 62)、角度 64、前进和返回段的数

量、具有导电迹线的层的数量等方面可以有大量范围的配置。

[0031] 图 4 是大体沿图 3 中的线 4-4 的线圈组件 47a 的横截面视图。如图示,基板 48 具有预定厚度,该厚度可以是几微米的量级。基板 48 可包括柔性印刷电路中所使用的本领域已知的常规材料,例如,选自包括以下的组中的柔性塑料材料:聚酰亚胺、聚醚醚酮(PEEK)、聚酯、聚对苯二甲酸乙二酯或它们的组合。在一些实施例中,基板 48 可包括可从杜邦公司购买的 **KAPTON®** 或 **MYLAR®** 材料。应当理解可以进行各种变型。导电迹线 50a 可包括诸如铜的导电材料,但基于期望的电学特性,诸如铂或金或其组合(例如,镀有铂、金或银的铜)的其他导电材料也是可用的。可使用常规方法和材料以在基板 48 上形成(“印刷”)合适图案(迹线 50a)。此外,虽然未示出,但也可在导电迹线图案 50a 上设置电绝缘覆层。

[0032] 图 5 是被缠绕、折叠或以其它方式形成期望的最终形状以制造传感器 52a 的、图 3 中线圈组件 47a 的等距视图。在图 5 中,最终期望的形状是圆柱形,在径向横截面上具有圆形形状。在该实施例中,折叠的线圈组件 47a 沿轴 66 纵向延伸。然而可以理解,其它形状也是可能的(例如,在径向横截面上为椭圆形)。由此形成的线圈响应于通过传感器 52a 的投射区域传播的变化的磁场。在这点上,传感器 52a 将探测磁场的一个或多个特性,且生成指示其的信号。

[0033] 使用柔性印刷电路制造小型电磁线圈的方法包括多个步骤。第一步涉及提供电绝缘基板,例如,如上所述。下一步涉及以预定图案在基板上制造导电迹线,例如,如上所述。此后的步骤涉及将柔性基板折叠成期望的形状并之后将基板固定为该形状。在示意性实施例中,固定步骤可以涉及将纵向延伸的边缘彼此粘合,例如,将边缘 BD 和 AC 粘合在一起。该步骤将角部 C 连接至角部 D,将角部 A 连接至角部 B。该步骤可实施为机械连接边缘 BD 和 AC,从而将基板固定为期望的形状。可根据常规技术来实施固定步骤,包括但不限于借由微通孔的微熔接、微焊接、微胶合等。

[0034] 如图 5 中的假想线所示,制造传感器 52a 的方法可以涉及使用具有相应于传感器 52a 的最终期望形状的形状的主体部分 68。主体部分 68 可包括最终传感器的一部分,例如,用作支撑构件(例如,功能类似于传统的线圈芯)。在主体 68 为线圈芯的情况下,其可包括常规材料,包括磁场可透过材料以增大探测灵敏度或包括可用作机械支撑结构的任何其它材料。可选地,主体 68 自身可为医疗设备主体的一部分,例如导管轴或其层。进一步地,可选地,主体 68 可以可替换地用于暂时制造辅助(例如,类似心轴),其在将基板固定为期望的形状这一步骤完成之后可被移除。可参考于 2010 年 12 月 30 日提交的序列号为 12/982,120 的美国申请(下文中称为“120 申请”),其说明书细节涉及传感器芯,该申请处于共同审理中且同属于本申请的受让人。“120 申请的全部内容通过引用包含于此。

[0035] 图 6 是图 5 中示出的传感器 52a 的横截面视图。图 6 示出传感器 52a(如形成的)与主体部分 68 之间的关系。例如,传感器 52a 设置于主体 68 的径向外侧。

[0036] 图 7 是图 5 的放大等距视图,更详细地示出了传感器 52a。迹线图案的配置使得当基板 48 被折叠成期望的形状时,桥部分 60 大体上彼此面对。在最终形式中,迹线 50a 形成具有基本包围横截面区域的立体蛇形线圈。传感器 52a 包括介于起始和结束引线之间的多个线匝。因而,传感器 52a 被配置为用作微电磁感应线圈(传感器)。

[0037] 如图 7 进一步示出的,迹线 50a 可被配置为,在最终配置中起始引线 54 和结束引线 56 位于传感器 52a 的同一纵向端(例如,近端),从而简化了探测的电信号至 MPS20 的耦



合(最佳地如图 1 所示为探测信号 36)。图 7 进一步示出了电线 70 被配置为将传感器 52a 连接至设备 26 的近端(且使用另一电线段连接至 MPS20)。电线 70 可包括分别耦合至起始引线 54 和结束引线 56 的一对导线  $70_1$ 、 $70_2$ , 其在医疗设备 26 内延伸至设备的近端部分 30。电线 70 可包括非屏蔽双绞线(TP)电线或可选的屏蔽双绞线电线, 或本领域中已知的任意其他功能等价的信号电线。为电绝缘的目的, 电线 70 中可包括聚合物、PTFE、和 / 或其他合适的材料中的一种或多种。

[0038] 图 8 是感应线圈组件 47a 的顶视图, 其可用作图 1 中示出的医疗设备 26 中的传感器  $24_1$  或  $24_2$ 。组件 47b 被示出处于制造的初始阶段(即, “平坦”图案)。除非另有说明, 否则, 组件 47b 可与上述组件 47a 相同, 且可以与用于将组件 47a 配置到感应传感器 52a 中相同的方式配置到传感器 52b 中。

[0039] 组件 47b 包括基板 48 和包括多个前进段 74 的迹线图案 50b。除了下文所描述的, 迹线 50b 可以与迹线 50a 的配置基本相同。迹线图案 50b 的段 74 最初是电隔离的, 但随后在基板 48 被折叠时电连接以形成传感器 52 的电连续线圈。

[0040] 图 9 是被缠绕、折叠或以其它方式形成期望的最终形状以制造传感器 52b 的、图 8 中线圈组件 47b 的等距视图。连接原理涉及对准点 a-a'、b-b' 等, 且随后在点 a-a'、b-b' 等处电连接分离的段 74。在所有独立段 74 被电连接之后, 中心传感器 52b 产生, 如上所述。起始和结束引线分别被标识为 54、56。正如传感器 52a, 起始和结束引线 54、56 可以与上述相同的方式连接至电线 70。

[0041] 如在图 3-7 的实施例中, 结束引线 56 可设置在传感器 52b 的与起始引线 54 相同的轴向端上。这可以通过以下来实现: 相对于与结束引线交叉或介于其上的“线圈”(段 74) 电隔离返回的结束引线, 以使其到达与起始引线 54 相同的端部。在示意性实施例中, 结束引线 56 通过通孔 76 并在基板 48 的相对侧(即, 相对于其上形成段 74 的一侧)上路由。可选地, 返回 / 结束引线 56 可在段 74 上延伸, 但返回 / 结束引线 56 需被恰当地电隔离。传感器 52b 包括介于起始和结束引线之间的多个线匝。

[0042] 在另一实施例中, 可通过增加线圈的数量来提高磁场灵敏度(传感强度), 例如在印刷电路板上增设层(即, 每一层贡献由段 74 形成的一定数量的“线圈”, 且可以本领域已知的方式电连接至上层和下层上形成的线圈)。此外, 也可通过增设一层铁磁材料来提高灵敏度(传感强度), 这与对传统感应线圈配置一个铁磁材料的芯具有相同的效果。

[0043] 对于上述未提及的设备 26 的其它部分, 本领域已知有用于构造医疗设备的多种方法, 这些方法都可用于制造包括本发明的传感器 52a 和 / 或传感器 52b 的医疗设备 26。

[0044] 使用柔性印刷电路构造技术提供了一种简单且低廉的制造小型电磁场感应线圈的方法。此外, 根据本发明的感应线圈也比使用传统技术制造的感应线圈更薄(即, 在径向方向上, 在使用其的医疗设备中占用更少的空间)。

[0045] 图 10 是 MPS20 的典型实施例的示意性框图, 被标识为 MPS110。MPS110 可参见以上提及的美国专利 No. 7, 386, 339, 下文再现了该专利的部分, 其至少部分地概要描述了可从 Haifa, Israel 的 MediGuide Ltd 购买且现在由 St. Jude Medical, Inc 拥有的 gMPS™ 医疗定位系统。应当理解, 可以进行变型, 例如, 还可参见名称为 MEDICAL POSITIONING SYSTEM 的美国专利 No. 6, 233, 476, 该专利的全部内容也通过引用包含于此。另一种典型的基于磁场的 MPS 是可从 Biosense Webster 购买的 Carto™ 系统, 其总体地在诸如名称为 “Intrabody

Measurement”的美国专利 No. 6, 498, 944 和名称为“Medical Diagnosis, Treatment and Imaging Systems”的美国专利 No. 6, 788, 976 中示出和描述, 这两份专利的全部内容通过引用包含于此。因而, 下述说明仅是示例性的而并不意在进行限制。

[0046] MPS 系统 110 包括位置和方向处理器 150、发射机接口 152、多个查找表单元  $154_1$ 、 $154_2$  和  $154_3$ 、多个数字 - 模拟转换器 (DAC)  $156_1$ 、 $156_2$  和  $156_3$ 、放大器 158、发射机 160、多个 MPS 传感器  $162_1$ 、 $162_2$ 、 $162_3$  和  $162_N$ 、多个模拟 - 数字转换器 (ADC)  $164_1$ 、 $164_2$ 、 $164_3$  和  $164_N$  以及传感器接口 166。可以理解, 包括柔性印刷电路的传感器 24 可用于 MPS 传感器  $162_1$ 、 $162_2$ 、 $162_3$  和  $162_N$  中的一个或多个。

[0047] 发射机接口 152 连接至位置和方向处理器 150 以及查找表单元  $154_1$ 、 $154_2$  和  $154_3$ 。DAC 单元  $156_1$ 、 $156_2$  和  $156_3$  分别连接至查找表单元  $154_1$ 、 $154_2$  和  $154_3$  中相应的一个并连接至放大器 158。放大器 158 进一步连接至发射机 160。发射机 160 也被标记为 TX。进一步地, MPS 传感器  $162_1$ 、 $162_2$ 、 $162_3$  和  $162_N$  分别被标记为  $RX_1$ 、 $RX_2$ 、 $RX_3$  和  $RX_N$ 。模拟 - 数字转换器 (ADC)  $164_1$ 、 $164_2$ 、 $164_3$  和  $164_N$  分别连接至传感器  $162_1$ 、 $162_2$ 、 $162_3$  和  $162_N$  并连接至传感器接口 166。传感器接口 166 进一步连接至位置和方向处理器 150。

[0048] 每个查找表单元  $154_1$ 、 $154_2$  和  $154_3$  生成一个循环数字序列并将其提供至相应的 DAC 单元  $156_1$ 、 $156_2$  和  $156_3$ , DAC 单元依次将其转换为相应的模拟信号。每个模拟信号对应于不同的空间轴。在该实施例中, 查找表  $154_1$  和 DAC 单元  $156_1$  生成用于 X 轴的信号, 查找表  $154_2$  和 DAC 单元  $156_2$  生成用于 Y 轴的信号, 查找表  $154_3$  和 DAC 单元  $156_3$  生成用于 Z 轴的信号。

[0049] DAC 单元  $156_1$ 、 $156_2$  和  $156_3$  提供其相应的模拟信号至放大器 158, 放大器 158 放大信号并提供放大后的信号至发射机 160。发射机 160 提供可被 MPS 传感器  $162_1$ 、 $162_2$ 、 $162_3$  和  $162_N$  探测的多轴电磁场。MPS 传感器  $162_1$ 、 $162_2$ 、 $162_3$  和  $162_N$  中的每一个探测电磁场, 生成各个电模拟信号并将信号提供至连接至其的相应 ADC 单元  $164_1$ 、 $164_2$ 、 $164_3$  和  $164_N$ 。ADC 单元  $164_1$ 、 $164_2$ 、 $164_3$  和  $164_N$  中的每一个将输送至其的模拟信号数字化, 将其转换为数字序列并将其提供至传感器接口 166, 传感器接口 166 将数字提供至位置和方向处理器 150。位置和方向处理器 150 分析所接收到的数字序列, 确定出 MPS 传感器  $162_1$ 、 $162_2$ 、 $162_3$  和  $162_N$  中的每一个的位置和方向。位置和方向处理器 150 进一步确定失真事件并据此更新查找表  $154_1$ 、 $154_2$  和  $154_3$ 。

[0050] MPS110 也可被配置为包括移动补偿功能, 例如以补偿呼吸引起的移动和其它患者身体移动, 与申请号为 12/650, 932、名称为“Compensation of Motion in a Moving Organ Using an Internal Position Reference Sensor”的美国专利中的描述大体相同, 该专利的全部内容通过引用包含于此。

[0051] 可以理解, 如上所述, 包括主控制 12 的系统 10 可包括本领域已知的常规处理装置, 其能够执行存储在关联存储器中的预编程指令, 所有实施依据本文描述的功能。进一步地, 这种系统可为具有 ROM、RAM、非易失性和易失性 (可修改) 存储器的组合的类型, 从而可存储软件并允许存储和处理动态生成的数据和 / 或信号。

[0052] 虽然上文以一定程度的特殊性描述了本发明的多个实施例, 但在不背离本发明的精神或范围的情况下, 本领域技术人员可对所公开的实施例进行多种替换。所有的方向参考 (例如, 近、远、正、负、上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶、底、高、低、垂直、水平、顺

时针和逆时针) 仅用于标识目的以助于阅读者理解本发明, 并不意在限制, 特别是对于本发明的位置、方向或使用。连接参考(例如, 附着、耦合、连接等) 被广义地解释, 可包括元件连接之间的中间构件和元件之间的相对移动。同样地, 连接参考并不必须指两个元件直接连接并且彼此之间相对固定。上述说明书中包含的或说明书附图中示出的所有内容应被解释为仅是示意性的而非限制性的。在不背离所附权利要求所定义的本发明的精神的情况下, 可对细节或结构进行修改。

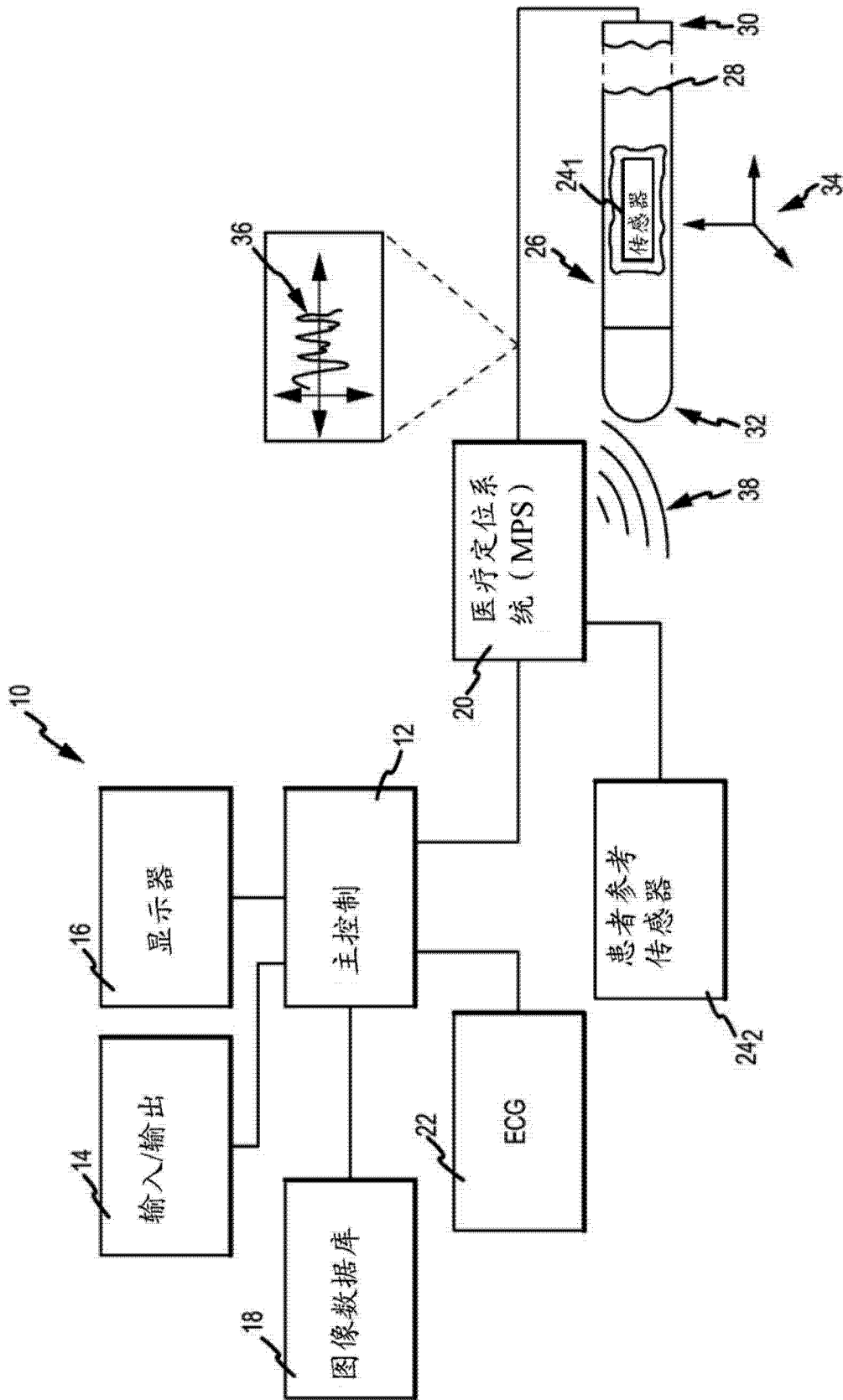


图 1

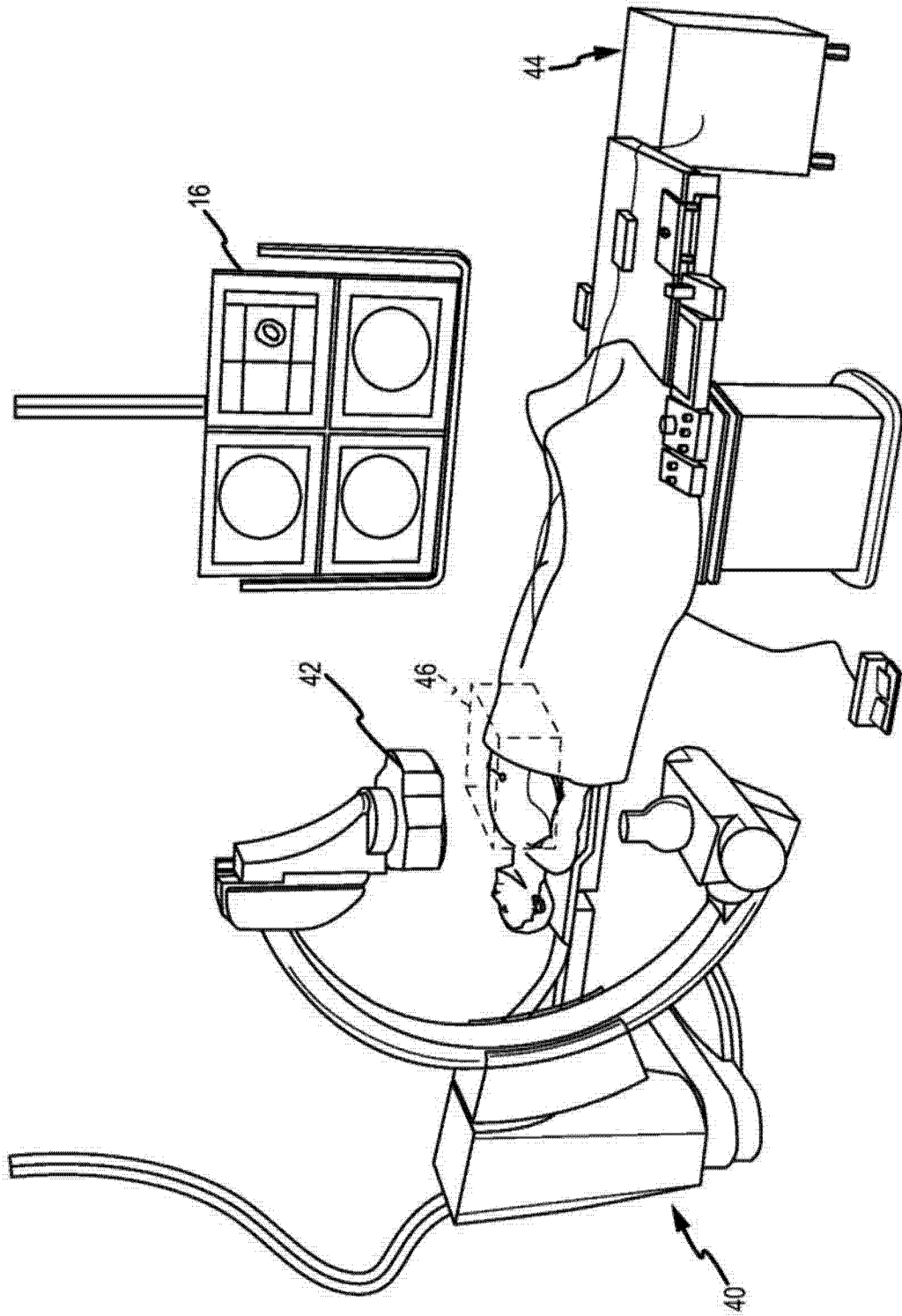


图 2

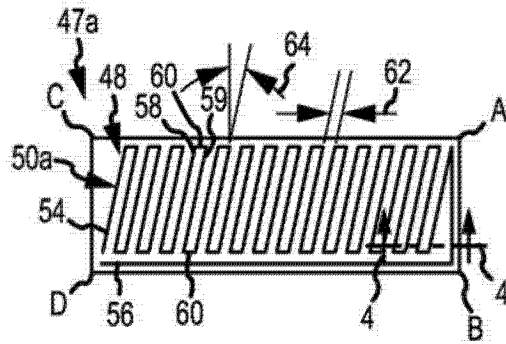


图 3

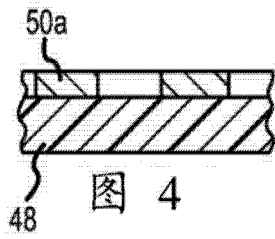


图 4

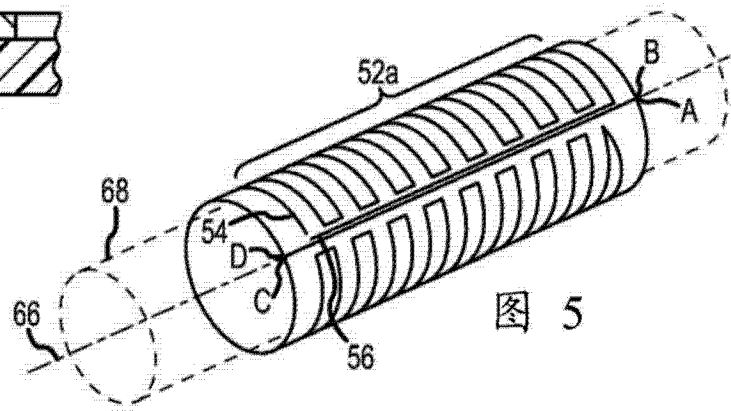


图 5

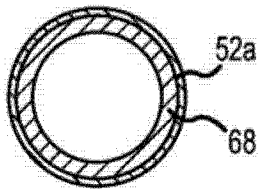


图 6

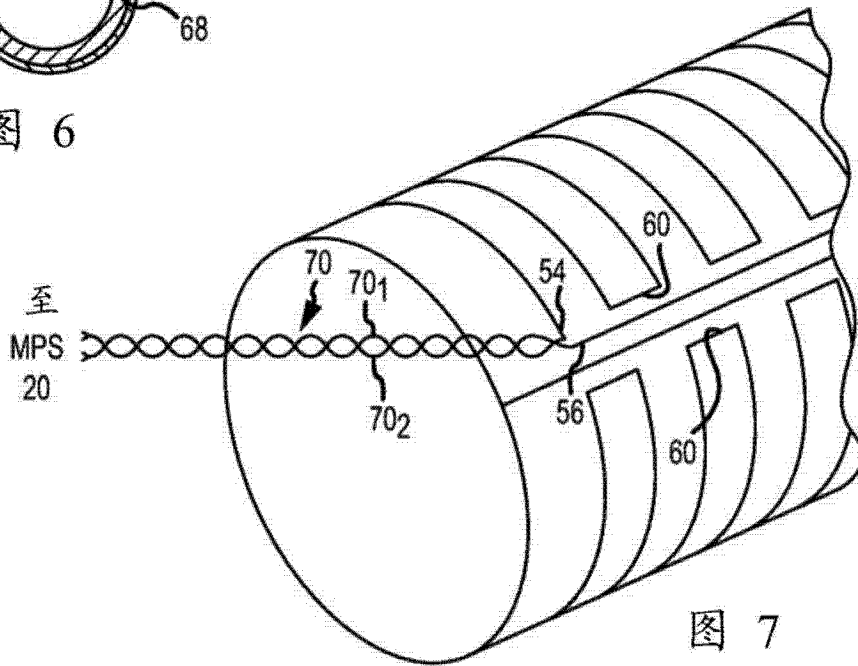


图 7

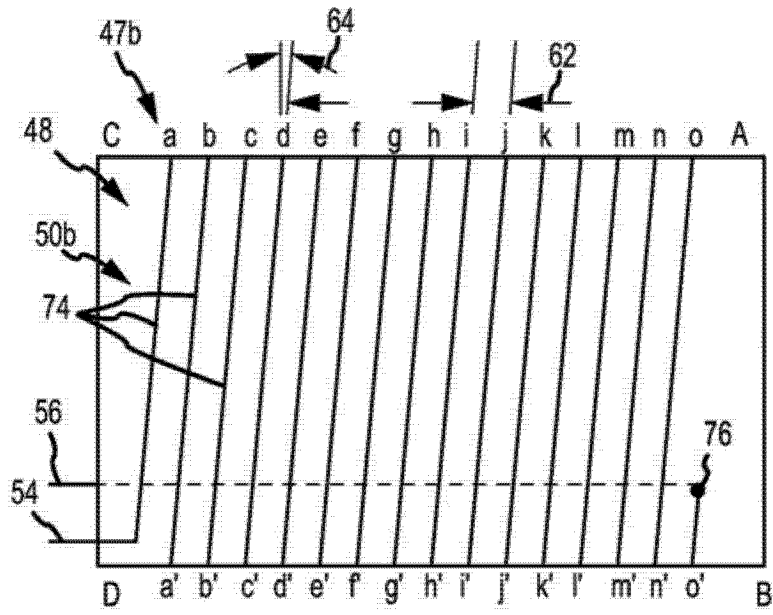


图 8

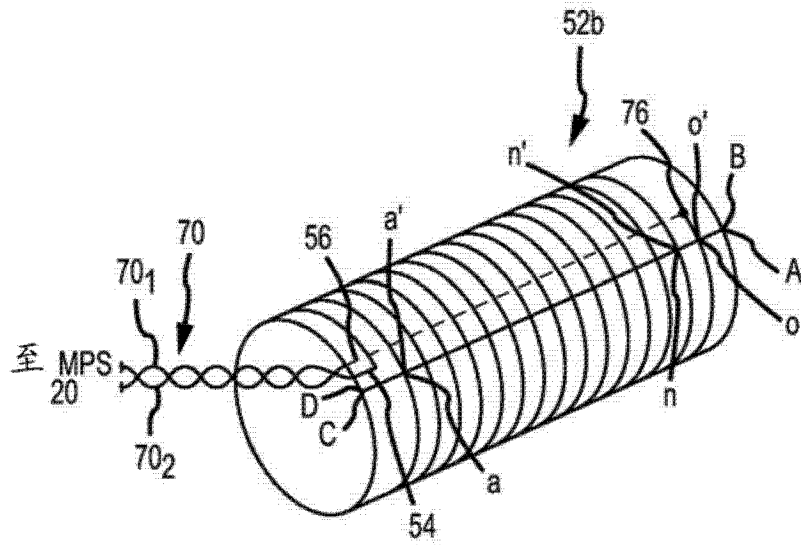


图 9

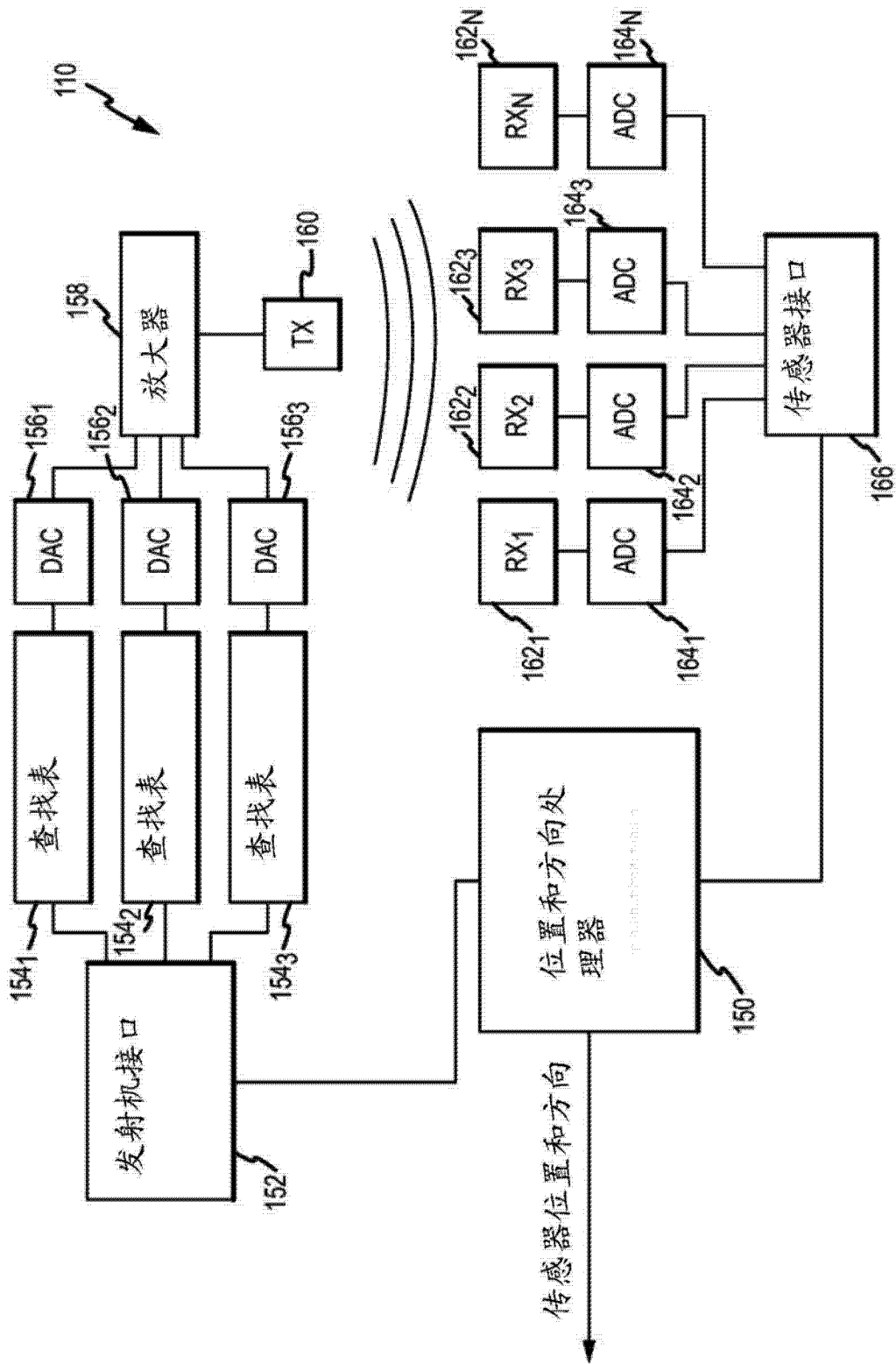


图 10