



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106420056 B

(45) 授权公告日 2023. 11. 03

(21) 申请号 201610955263.7

(22) 申请日 2016.11.03

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106420056 A

(43) 申请公布日 2017.02.22

(73) 专利权人 中国人民解放军总医院
地址 100853 北京市海淀区复兴路28号

(72) 发明人 王卫东

(74) 专利代理机构 北京京万通知识产权代理有限公司 11440
专利代理师 齐晓静

(51) Int. Cl.
A61B 34/20 (2016.01)

(56) 对比文件

- CN 101918803 A, 2010.12.15
- CN 101069640 A, 2007.11.14
- CN 101578064 A, 2009.11.11
- CN 103637803 A, 2014.03.19
- CN 104055520 A, 2014.09.24
- CN 1168625 A, 1997.12.24
- CN 1525833 A, 2004.09.01
- WO 2007125037 A1, 2007.11.08

审查员 张路南

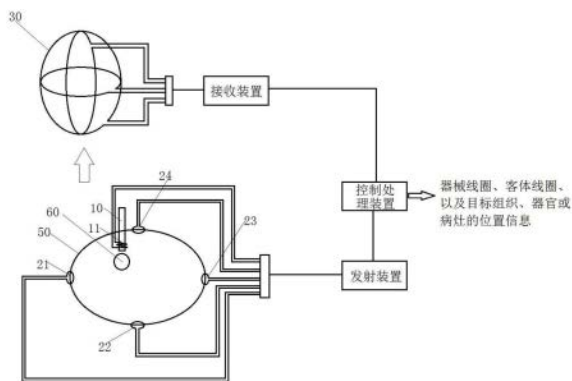
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

器械以及器械的定位与引导装置及其方法

(57) 摘要

一种器械的定位与引导装置,其包括:坐标线圈组、多个客体线圈、器械线圈;所述坐标线圈组构成磁场坐标系;每个客体线圈相对于客体上的目标组织、器官或病灶的位置可通过医学影像确定;每个客体线圈在所述磁场坐标系中的位置可以通过每个坐标线圈分别感应由该客体线圈发射的磁场的强度来确定,或者通过该客体线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场强度来确定;所述器械线圈形成在器械上;所述器械线圈在所述磁场坐标系中的位置可以通过每个坐标线圈分别感应由该器械线圈发射的磁场来确定,或者通过该器械线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场来确定;由此定位与引导所述器械。



1. 一种器械,用于测量其周围组织的磁导率,以确定器械是否到达预定目的位置,其包括:设置在器械上的器械线圈、磁导率线圈;

所述器械线圈用于产生磁场;所述磁导率线圈用于感应磁场穿过器械周围的组织、器官或病灶后的磁场强度;所述磁场强度用于计算所述周围的组织、器官或病灶的磁导率,通过磁导率来确定器械周围是具体哪个器官或组织,以达到定位或引导手术器械的目的。

2. 一种器械的定位与引导装置,其包括:坐标线圈组、多个客体线圈、器械线圈;

所述坐标线圈组包括至少三个坐标线圈,由此构成一个至少为三维的磁场坐标系;

所述多个客体线圈至少为三个,用于被附着到客体上;所述多个客体线圈形成为可穿戴装置而附着在客体上,或粘附在客体上;每个客体线圈相对于客体上的目标组织、器官或病灶的位置可通过医学影像确定;每个客体线圈在所述磁场坐标系中的位置可以通过每个坐标线圈分别感应由该客体线圈发射的磁场的强度来确定,或者通过该客体线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场强度来确定;

所述器械线圈形成在器械上;所述器械线圈在所述磁场坐标系中的位置可以通过每个坐标线圈分别感应由该器械线圈发射的磁场来确定,或者通过该器械线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场来确定;在所述器械上进一步包括磁导率线圈;所述磁导率线圈用于测量所述器械线圈所发出的磁场穿过所述目标组织、器官或病灶后到达所述磁导率线圈的强度,由此确定所述目标组织、器官或病灶的磁导率,通过磁导率来确定器械周围是具体哪个器官或组织,以确定器械是否到达预定目的位置;

通过所述器械线圈在所述磁场坐标系中的位置、客体线圈在所述磁场坐标系中的位置、所述客体线圈相对于所述目标组织、器官或病灶的位置,可以确定所述器械线圈与所述目标组织、器官或病灶的相对位置,由此定位与引导所述器械。

3. 根据权利要求2所述的器械的定位与引导装置,其特征在于:所述磁场坐标系为正交坐标系。

4. 根据权利要求2所述的器械的定位与引导装置,其特征在于:所述医学影像为CT或磁共振。

器械以及器械的定位与引导装置及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械,并涉及器械的定位与引导。

背景技术

[0002] 现有的器械的定位和引导是通过医学影像来进行的,以CT为例,在进行手术时,行进一步器械,都需要再次CT成像,以确定器械是否达到预定位置,操作起来十分复杂,而且CT的辐射剂量较大,不适于多次测量。由于这些不变,很难在器械介入客体的过程中连续实时地了解器械在客体中的位置或器械与目标位置的相对位置。

发明内容

[0003] 鉴于上述问题,本发明首先要提出一种器械和方法,其能够实时地测量其周围组织的磁导率,由此确定器械是否到达预定目的位置。

[0004] 本发明还要提出器械的定位与引导装置和方法,其能够在器械介入过程中连续实时地确定器械的位置的装置。

[0005] 本发明的器械,其包括:器械线圈、磁导率线圈;所述器械线圈用于产生磁场;所述磁导率线圈用于感应磁场穿过器械周围的组织、器官或病灶后的磁场强度;所述磁场强度用于计算所述周围的组织、器官或病灶的磁导率。

[0006] 本发明的器械的定位与引导装置,其包括:坐标线圈组、多个客体线圈、器械线圈;所述坐标线圈组包括至少三个坐标线圈,由此构成一个至少为三维的磁场坐标系;所述多个客体线圈至少为三个,用于被附着到客体上;每个客体线圈相对于客体上的目标组织、器官或病灶的位置可通过医学影像确定;每个客体线圈在所述磁场坐标系中的位置可以通过每个坐标线圈分别感应由该客体线圈发射的磁场的强度来确定,或者通过该客体线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场强度来确定;所述器械线圈形成在器械上;所述器械线圈在所述磁场坐标系中的位置可以通过每个坐标线圈分别感应由该器械线圈发射的磁场来确定,或者通过该器械线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场来确定;通过所述器械线圈在所述磁场坐标系中的位置、客体线圈在所述磁场坐标系中的位置、所述客体线圈相对于所述目标组织、器官或病灶的位置,可以确定所述器械线圈与所述目标组织、器官或病灶的相对位置,由此定位与引导所述器械。

[0007] 本发明的测定客体的目标组织、器官或病灶的磁导率的方法,其包括:将设置器械线圈和磁导率线圈器械送至目标位置;通过向所述器械线圈通电而向外发出磁场;通过所述磁导率线圈而感应所述磁场穿过所述目标组织、器官或病灶后到达所述磁导率线圈的强度,由此确定所述目标组织、器官或病灶的磁导率。

[0008] 本发明的器械的定位与引导装置进行定位和引导器械的方法,其包括以下步骤:将多个客体线圈附着在客体上;通过医学影像方法确定目标器官或组织或病灶相对于客体线圈的位置;通过每个坐标线圈分别感应由该客体线圈发射的磁场的强度或者通过该客体线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场强度来确定每个客体线圈在所述磁场坐标系中

的位置;通过每个坐标线圈分别感应由该器械线圈发射的磁场或者通过该器械线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场来确定所述器械线圈在所述磁场坐标系中的位置;通过所述目标器官或组织或病灶相对于客线圈的位置、客体线圈在所述磁场坐标系的位置、所述器械线圈在所述磁场坐标系中的位置来确定目标器官或组织相对于器械线圈的位置关系,由此对器械进行定位或引导。

[0009] 优选地,所述磁场坐标系为正交坐标系。

[0010] 优选地,在所述器械上进一步包括磁导率线圈;通过向所述器械线圈通电而向外发出磁场;通过所述磁导率线圈而感应所述磁场穿过所述目标组织、器官或病灶后到达所述磁导率线圈的强度,由此确定所述目标组织、器官或病灶的磁导率。

[0011] 优选地,所述多个客体线圈形成为可穿戴装置而附着在客体上。

[0012] 优选地,所述医学影像方法为CT或磁共振。

[0013] 通过本发明的器械或者器械的定位与引导装置,可以连续实时地确定器械介入到客体中的位置,为手术、术后复查等提供方便。

附图说明

[0014] 图1为本发明的器械的结构示意图;

[0015] 图2为本发明的器械的定位与引导装置一种实施方式的机构示意图;

[0016] 图3为本发明的器械的定位与引导装置另一种实施方式的机构示意图;

[0017] 图4为图2、3中用到的器械的结构示意图;

[0018] 图5为器械线圈、客体线圈以及目标组织、器官或病灶在磁场坐标系中的相对位置示意图。

具体实施方式

[0019] 下面,结合附图1-4对本发明进行详细说明。

[0020] 如图1所示为本发明的器械,例如其可以是导管、内窥镜、消融装置等要介入到人体或动物体内的医疗器械。器械10包括器械线圈11、磁导率线圈12。器械线圈用于产生磁场,连接于发射装置,有发射装置为其供电,由此在线圈内产生磁场。磁导率线圈12用于感应磁场穿过器械周围的组织、器官或病灶后的磁场强度,磁导率线圈12连接于接收装置,检测磁导率线圈12中的感应电流;通过检测到的磁场强度计算出周围的组织的磁导率。磁导率的具体计算为现有技术,本发明人只是将其应用到医疗器械上,通过计算磁导率,确定器械周围是具体哪个器官或组织,达到定位或引导手术器械的目的。

[0021] 在具体使用时,将设置器械线圈11和磁导率线圈12的器械送至目标位置;通过向器械线圈11通电而使其向外发出磁场;通过磁导率线圈12而感应磁场穿过目标组织、器官或病灶后到达磁导率线圈12的强度,由此确定目标组织、器官或病灶的磁导率。

[0022] 图2、3为本发明的器械的定位与引导装置的两种实施方式。

[0023] 本发明的器械的定位与引导装置包括坐标线圈组30、多个客体线圈21、22、23、24、器械线圈11。

[0024] 坐标线圈组30包括至少三个坐标线圈,由此构成一个至少为三维的磁场坐标系。每个坐标线圈在通电时均能够形成磁场,每个坐标线圈的磁场方向与其他坐标线圈的磁场

方向均不相同,每个坐标线圈对应于磁场坐标系中的一个轴。

[0025] 多个客体线圈21、22、23、24用于被附着到客体50上。多个客体线圈21、22、23、24可形成为可穿戴装置,例如背心、帽子、绑带等,从而附着在客体上,也可以是直接粘附在客体身上。客体50可以是人或者动物。每个客体线圈21、22、23、24相对于客体50上的目标组织、器官或病灶60的位置可通过医学影像确定。例如是通过CT、磁共振。每个客体线圈21、22、23、24在磁场坐标系中的位置可以通过每个坐标线圈分别感应由该客体线圈21、22、23、24发射的磁场的强度来确定(图2),或者通过该客体线圈21、22、23、24分别感应由每个坐标线圈发射的磁场强度来确定(图3)。

[0026] 如图2所示,每个客体线圈被连接至发送装置,由发送装置为其供电,产生磁场。具体地,通过控制处理装置控制,按照一定顺序顺次使得客体线圈21、22、23、24工作;例如,首先是客体线圈21工作,此时控制处理装置控制三个坐标线圈分别感应客体线圈21的磁场。三个坐标线圈连接至接收装置,感应外部磁场。三个坐标线圈可以是顺次工作,也可以是同时工作,由接收装置的端口数决定。当接收装置仅有一个端口是,三个线圈时分复用该端口,当接收装置有三个端口时,则可并行接收。

[0027] 如图3所示,每个客体线圈被连接至接收装置,感应外部磁场。三个坐标线圈被连接至发送装置产生磁场。具体地,在控制处理装置的控制下,选通一个客体线圈21,三个坐标线圈分别顺次通电,记录下每个坐标线圈在该客体线圈的感应值,由此确定该客体线圈21在磁场坐标系中的位置。然后选通下一个客体线圈22,重复以上步骤。以此类推,完成每个客体线圈的定位工作。

[0028] 器械线圈11形成在器械10上。器械线圈11在磁场坐标系中的位置可以通过每个坐标线圈分别感应由该器械线圈11发射的磁场来确定,或者通过该器械线圈11分别感应由每个坐标线圈发射的磁场来确定。

[0029] 如图2所示,通过发送装置为器械线圈11供电,使其向外发送磁场,同时,通过控制处理装置控制接收装置自三个坐标线圈测量感应电流,由此确定器械线圈11的位置。

[0030] 图3与图2类似,只是换由器械线圈11来感应三个坐标线圈分别发出的磁场来确定位置。

[0031] 通过器械线圈11在磁场坐标系中的位置、客体线圈21、22、23、24在磁场坐标系中的位置、客体线圈21、22、23、24相对于目标组织、器官或病灶60的位置,可以确定器械线圈11与目标组织、器官或病灶60的相对位置,由此定位与引导所述器械。

[0032] 通过医学影像可以测得客体线圈21、22、23、24与目标组织、器官或病灶的距离 l_1 、 l_2 、 l_3 、 l_4 ;每个客体线圈在磁场坐标系中的坐标分别为 (x_1, y_1, z_1) 、 (x_2, y_2, z_2) 、 (x_3, y_3, z_3) 、 (x_4, y_4, z_4) ;假设目标组织、器官或病灶60的坐标为 (x_t, y_t, z_t) ;求解下列方程组的最小二乘解,可解出目标组织、器官或病灶60的 (x_t, y_t, z_t) ;

$$[0033] \quad (x_t - x_1)^2 + (y_t - y_1)^2 + (z_t - z_1)^2 = l_1^2;$$

$$[0034] \quad (x_t - x_2)^2 + (y_t - y_2)^2 + (z_t - z_2)^2 = l_2^2;$$

$$[0035] \quad (x_t - x_3)^2 + (y_t - y_3)^2 + (z_t - z_3)^2 = l_3^2;$$

$$[0036] \quad (x_t - x_4)^2 + (y_t - y_4)^2 + (z_t - z_4)^2 = l_4^2;$$

[0037] 当然,也可以使用其他方法求解出 (x_t, y_t, z_t) ,本发明只是一最小二乘法为例进行说明,但不限于最小二乘法。

[0038] 器械线圈11在磁场坐标系中测得的坐标为 (x, y, z) 。

[0039] 由于 (x_t, y_t, z_t) 已经解出,其与具体坐标 (x, y, z) 的相对位置很容易算出。

[0040] 本申请中的控制处理装置控制发射装置的工作、接收装置的工作;控制处理装置还可以根据接收装置收到的电流强度计算出在磁场坐标系中的坐标位置;控制处理装置可进一步连接有显示器或者影像装置,将客体线圈的位置、器械线圈的位置、以及目标组织、器官或病灶的位置显示在该显示器上,以更方便地进行位置引导。

[0041] 本申请中的器械线圈、磁导率线圈、客体线圈优选为磁偶极子线圈,即线圈在纵向上的尺寸远远大于线圈的直径的尺寸。

[0042] 如果将图1所示的器械应用到图2或3中,则还可以通过磁导率进一步验证器械的位置。

[0043] 使用本发明的器械的定位与引导装置进行定位和引导器械时,将多个客体线圈(至少3个,图2、3中为4个)附着在客体上;通过医学影像方法确定目标器官或组织或病灶相对于客体线圈的位置(即距离) l_1, l_2, l_3, l_4 ;通过每个坐标线圈分别感应由该客体线圈发射的磁场的强度(通过电流来反应)或者通过该客体线圈分别感应由每个坐标线圈发射的磁场强度(通过电流来反应)来确定每个客体线圈在所述磁场坐标系中的位置 (x_1, y_1, z_1) 、 (x_2, y_2, z_2) 、 (x_3, y_3, z_3) 、 (x_4, y_4, z_4) 。具体操作时,控制处理装置控制发射装置,每次选通一个客体线圈向外发射磁场,同时控制处理装置控制接收装置自3个坐标线圈接收感应磁场,并计算该接收的磁场的强度对应的坐标。顺次对每个客体线圈进行操作,即可确定每个客体线圈的位置 (x_1, y_1, z_1) 、 (x_2, y_2, z_2) 、 (x_3, y_3, z_3) 、 (x_4, y_4, z_4) 。或者控制处理装置控制发射装置,选通第一个坐标线圈使其向外发射磁场,同时控制处理装置对应地控制接收装置自客体线圈接收感应磁场,并计算该接收的磁场的强度对应的坐标分量;然后选通第二个坐标线圈,进行对应操作,得到第二个坐标分量,接下来是选通第三个坐标线圈,得到第三个坐标分量;由此确定该客体线圈的坐标。顺次对每个客体线圈进行操作,即可确定每个客体线圈的位置 (x_1, y_1, z_1) 、 (x_2, y_2, z_2) 、 (x_3, y_3, z_3) 、 (x_4, y_4, z_4) 。控制处理装置控制发射装置驱动器械线圈使其向外发射磁场,同时控制处理装置控制接收装置自每个坐标线圈分别接收感应磁场的强度,从而计算出器械线圈的坐标 (x, y, z) ;或者控制处理装置控制发射装置选通第一个坐标线圈向外发射磁场,同时控制处理装置控制接收装置自该器械线圈接收感应磁场的强度,由此计算得到第一坐标分量 x ;然后控制处理装置通过发射装置选通第二个线圈向外发射磁场,同时控制处理装置控制接收装置自该器械线圈接收感应磁场的强度,由此计算得到第二坐标分量 y ;接下来控制处理装置通过发射装置选通第三个线圈向外发射磁场,同时控制处理装置控制接收装置自该器械线圈接收感应磁场的强度,由此计算得到第三坐标分量 z ,由此确定器械线圈在磁场坐标系中的位置 (x, y, z) ;通过所述目标器官或组织或病灶相对于客线圈的位置、客体线圈在所述磁场坐标系的位置、所述器械线圈在所述磁场坐标系中的位置来确定目标器官或组织相对于器械线圈的位置关系,由此对器械进行定位或引导。

[0044] 线圈(磁偶极子)在磁场中的位置的测定,属于现有技术,因此本申请中不再赘述器械线圈和客体线圈在磁场坐标系中具体如何计算。

[0045] 通过本发明的装置或者方法,只要让附着了客体线圈的客体处于磁场坐标系中即可连续实时地计算出安装了器械线圈的器械与目标组织、器官或病灶的相对位置关系,即

使客体处于移动状态,由于器械线圈与客体线圈是同步移动的,其在磁场坐标中的相对位置不发生变化,因此不会影响检测结果,使得器械的定位可以在客体的移动过程中连续实时地进行,例如在病人的转移过程中。

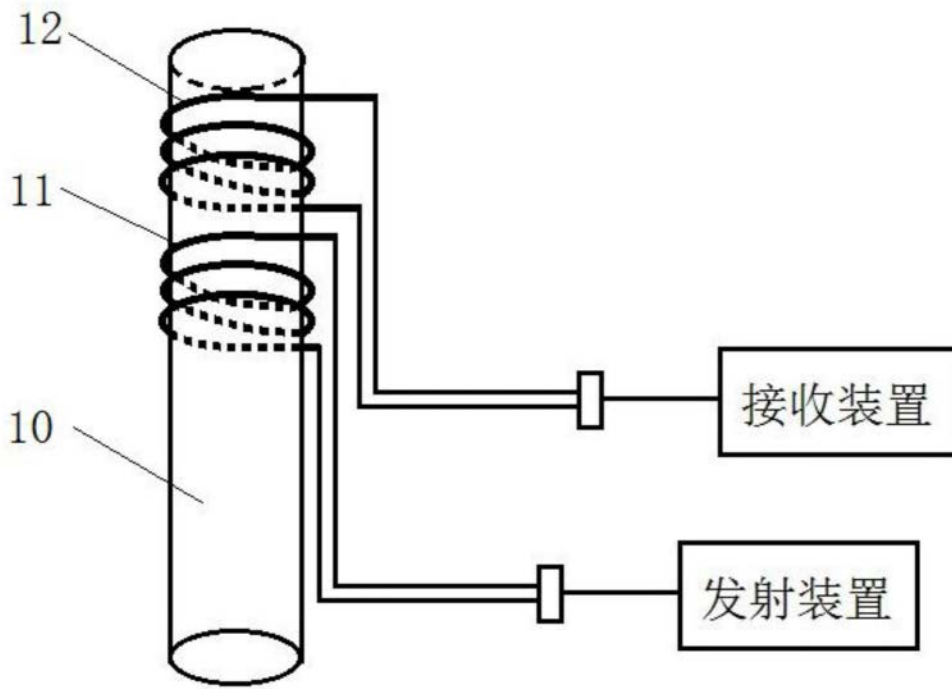


图1

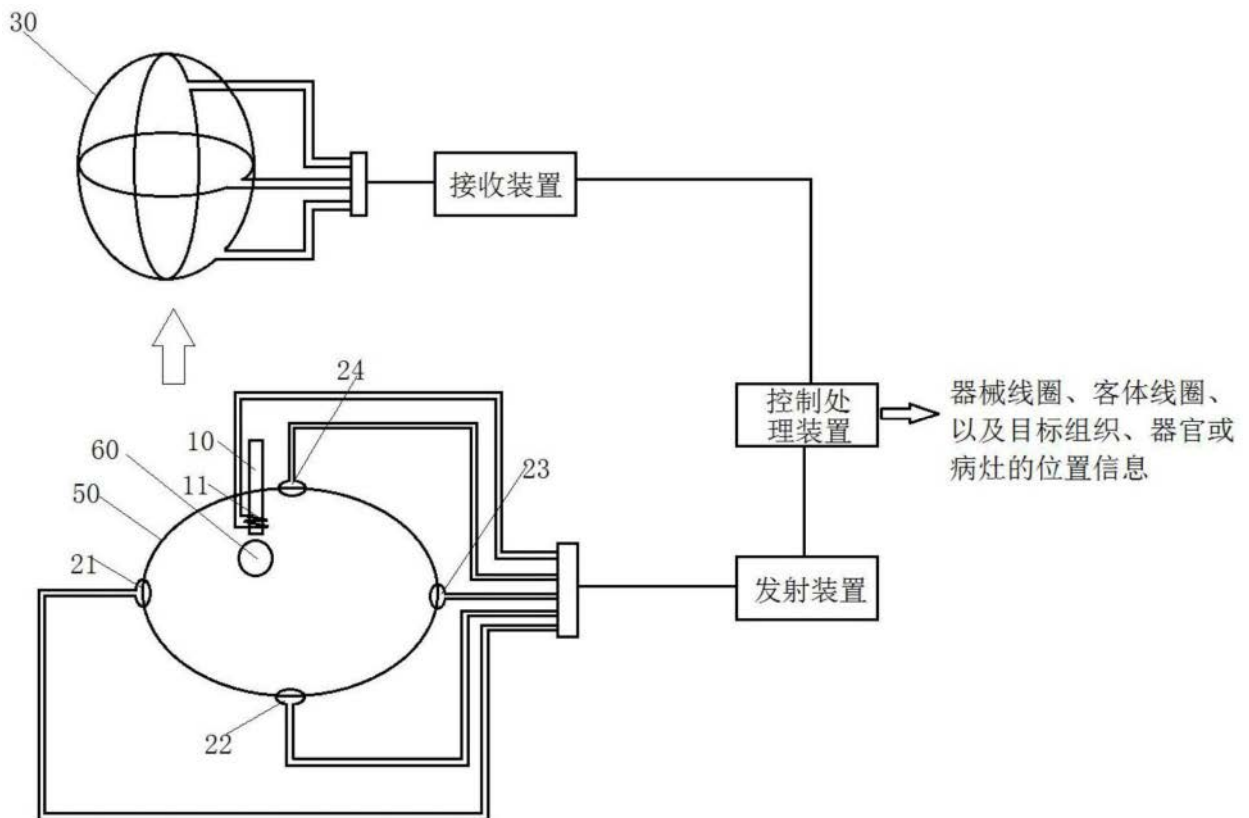


图2

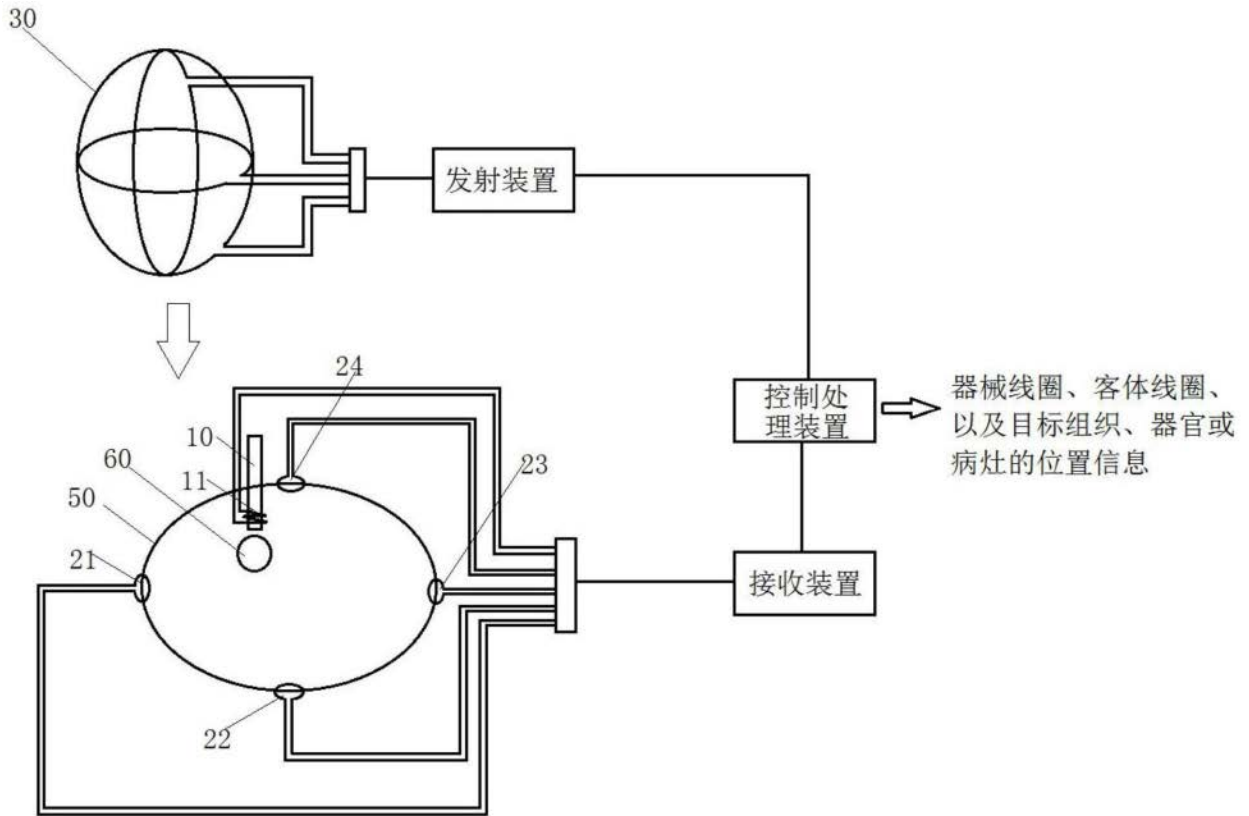


图3

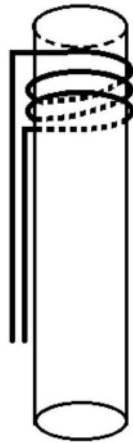


图4

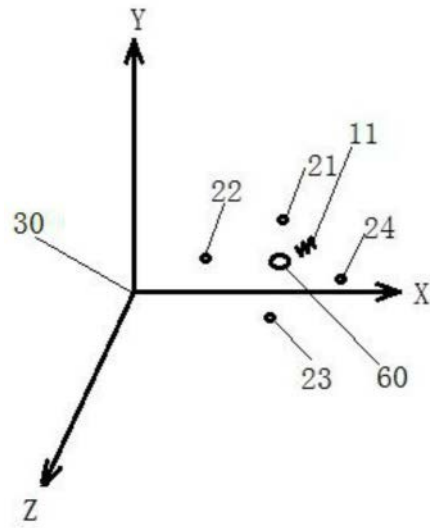


图5