



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104188725 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 10

(21) 申请号 201410424738. 0

(22) 申请日 2014. 08. 26

(71) 申请人 中国科学院电工研究所
地址 100190 北京市海淀区中关村北二条 6 号

(72) 发明人 刘建华 王厚生 王秋良 程军胜
李献 昌锟 李毅 李兰凯

(74) 专利代理机构 北京科迪生专利代理有限责
任公司 11251

代理人 关玲

(51) Int. Cl.
A61B 19/00 (2006. 01)
H01F 7/02 (2006. 01)

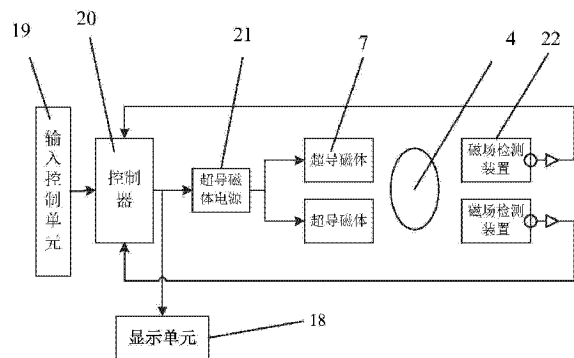
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种心脏磁导航手术系统的磁场发生装置

(57) 摘要

一种心脏磁导航手术系统的磁场发生装置, 八个超导磁体 (7) 对称布置在以正六面体四个斜对角线形成的四轴斜交坐标轴上。导航区域 (4) 的中心位于四轴斜交坐标系的原点, 导航区域 (4) 内有超导磁体 (7) 产生的均匀磁场。导管 (23) 前端内装有永磁环 (24), 永磁环 (24) 的在导航区域 (4) 内受到均匀磁场施加的扭矩而与磁场方向平行; 通过输入控制单元 (19) 输入方向指令给控制器 (20), 控制器 (20) 再将指令转化为控制信号给超导磁体电源 (21), 通过改变八个超导磁体 (7) 中电流的大小来调整导航区域 (4) 内的磁场方向, 从而控制导管 (23) 的端部方向, 实现对导管 (23) 导航。



1. 一种心脏磁导航手术系统的磁场发生装置,其特征在于,所述的磁场发生装置包括上支撑架(1)、下支撑架(2)、立柱(3)、中心柱(6)、超导磁体(7)、超导磁体电源(21)、磁场检测装置(22)、输入控制单元(19)、控制器(20)、显示单元(18)、导航区域(4),以及导管(23);所述的上支撑架(1)和下支撑架(2)为两个同轴放置的环形机械结构,上支撑架(1)和下支撑架(2)通过四根立柱(3)固定在一起,四根立柱(3)沿环向均匀布置,且与环形机械结构的轴心平行;上支撑架(1)和下支撑架(2)与四根立柱(3)所构成的八个结合点在几何结构上位于正六面体的八个顶点上;八个结合点上分别装有八个中心柱(6),八个中心柱(6)长度相等且均有螺纹,八个中心柱(6)对称布置在以A轴、B轴、C轴和D轴所构成的四轴斜交坐标轴上,坐标原点位于上支撑架(1)、下支撑架(2)和四个立柱(3)所组成结构的中心点,相邻两个坐标轴之间的夹角为 70.5° ;八个超导磁体(7)分别安装在八个中心柱(6)上,超导磁体(7)的两端用紧固螺母(5)固定;八个超导磁体(7)距离四轴斜交坐标系原点的距离相等;位于同一坐标轴的两个超导磁体(7)为一对,一对超导磁体(7)串联连接,使得一对超导磁体(7)通电后产生的磁场方向相同;八个超导磁体(7)分为四对,分别布置在四轴斜交坐标系的四个轴上;导航区域(4)为八个超导磁体(7)所包围的区域内部的一个球状区域,八个超导磁体(7)在导航区域(4)内产生方向可调的均匀磁场,导航区域(4)的中心位于四轴斜交坐标系的原点;导航区域的直径小于磁场检测装置到原点的距离;所述的磁场检测装置(22)安装在中心柱(6)端部中心位置;所述的输入控制单元(19)的输出连接控制器(20)的输入,控制器(20)的输出与显示单元(18)连接;控制器(20)同时也和四个超导磁体电源(21)连接,磁场检测装置(22)检测的磁场信息反馈至控制器(20);每台所述的超导磁体电源(21)的输出连接至位于同一坐标轴的一对超导磁体(7);所述的导管(23)为可移动部件,与其它部分无机械接触;导管(23)前端内装有永磁环(24),导管(23)的工作区域为导航区域(4)内部,导管(23)移动至导航区域(4)内时,超导磁体(7)产生的磁场开始对导管(23)导航。

2. 按照权利要求1所述的磁场发生装置,其特征在于,所述的超导磁体(7)包括制冷机(8)、低温容器(9)、冷屏(10)和超导线圈(11);低温容器(9)为圆筒形结构的密闭容器,沿低温容器(9)的中轴线方向有一温孔贯穿低温容器(9);所述的制冷机(8)安装在低温容器(9)的上端,制冷机(8)的一级冷头(12)位于低温容器(9)内部;冷屏(10)为圆筒形结构,沿轴向方向有一通孔,该通孔与低温容器(9)的温孔同轴;冷屏(10)置于低温容器(9)内部,通过拉杆固定在低温容器(9)的上端盖下部,同时冷屏(10)的上端面与制冷机(8)的一级冷头(12)的下端面通过螺栓紧固在一起;所述的超导线圈(11)为圆柱形结构,沿中心轴有一通孔;超导线圈(11)置于冷屏(10)内部,通过拉杆固定在低温容器(9)的上端盖下部,同时超导线圈(11)的上端面与制冷机(8)的二级冷头(13)的下端面通过螺栓紧固在一起。

3. 按照权利要求2所述的磁场发生装置,其特征在于,所述的超导线圈(11)包括中心筒(14)、端板(16)、绝缘板(17)和双饼(15);中心筒(14)为金属圆管结构,两端加工有螺纹;所述的双饼(15)、端板(16)和绝缘板(17)均为圆饼状结构,双饼(15)、端板(16)和绝缘板(17)的轴心线有圆形通孔,通孔的直径与中心筒(14)的外径相同;双饼(15)与绝缘板(17)同轴,交替布置,双饼(15)与绝缘板(17)的上下两端放置端板(16);中心筒(14)穿过双饼(15)、绝缘板(17)和端板(16)的通孔,端板(16)两侧用螺栓紧固。

4. 按照权利要求 3 所述的磁场发生装置,其特征在于,所述的双饼(15)为高温超导带材绕制。

5. 按照权利要求 3 所述的磁场发生装置,其特征在于,所述的双饼(15)为 YBCO 带材绕制。

6. 按照权利要求 1 所述的磁场发生装置,其特征在于,所述的导管(23)前端内的永磁环(24)磁矩的方向与永磁环(24)的中心轴平行,且指向导管(23)端部;永磁环(24)在导航区域(4)内受到均匀磁场施加的扭矩,使得永磁环(24)的磁矩与均匀磁场平行,从而使永磁环(24)与外磁场平行;永磁环(24)受到的扭矩为 $T_m = M \cdot B \cdot A_m \cdot L_m \cdot \sin(\theta)$,

其中:M 为永磁环(24)的磁矩幅值,B 为永磁环(24)所在位置的磁场强度幅值, A_m 为永磁环(24)的截面积, L_m 为永磁环(24)的轴向长度, θ 为永磁环(24)的磁矩矢量 M 跟永磁环(24)所在位置的磁场强度 B 之间的夹角。

7. 按照权利要求 6 所述的磁场发生装置,其特征在于,所述的永磁环(24)的制作材料为钕铁硼。

8. 按照权利要求 6 所述的磁场发生装置,其特征在于,所述的导管(23)前端内装有三个永磁环(24)。

9. 按照权利要求 1 所述的磁场发生装置,其特征在于,所述的输入控制单元(19)为指令输入单元;介入医生根据手术需要输入指定的三维磁场方向,输入控制单元(19)将所输入的模拟控制量转化为控制器(20)能识别的数字量,送入控制器(20);控制器(20)将三维的磁场方向转化为实际控制需要的四轴方向控制量,并施加响应的控制策略,然后将控制量分别传给四个超导磁体电源(21);所述的超导磁体电源(21)每台对位于同一坐标轴的一对超导磁体(7)串联供电,一对超导磁体(7)通电后产生的中心磁场方向一致;八个超导磁体(7)产生四个斜交轴方向上的电磁场,超导磁体(7)产生的磁场通过磁场检测装置(22)进行检测,检测的磁场信息反馈至控制器(20),以实现闭环控制,使超导磁体(7)产生的磁场方向和介入医生输入的磁场方向相一致;控制器(20)将检测的磁场信息经过处理后,送给显示单元(18),控制器同时将输入控制单元(19)输入磁场方向传送给显示单元(18),显示单元(18)实时显示指定磁场方向和导航区域(4)内的实测磁场方向。

一种心脏磁导航手术系统的磁场发生装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗器械装置,特别涉及一种用于介入式心脏磁导航系统的磁场发生装置。

背景技术

[0002] 心脏介入手术目前在临床上已得到了广泛应用。目前能实施心脏介入手术的医院多采用手动式插管技术。其工作原理是医生站在病人身边在 X 光机成像的引导下手工操作导管实现的,在插管的过程中,通过回拉导丝使导管的头端实现一定的转向或弯曲而进入目标。采用手动插管式心脏介入手术可以诊治大部分心血管疾病,但是对于一些复杂病例,手动插管式心脏介入手术系统在导向能力和定位精度方面还有待提高。由于介入医生位于导管床旁间断或者地在 X 光照射下工作,虽然有防辐射衣服,身体也难免受到小剂量 X 射线的损伤,加之防辐射服非常笨重,会使介入医生在手术过程中十分不适。此外,手动式心脏介入手术还具有操控速度慢、手术时间长以及定位精度低等缺点。文献【Sabine Ernst, et al., Initial Experience With Remote Catheter Ablation Using a Novel Magnetic Navigation System: Magnetic Remote Catheter Ablation, Circulation, March 30, 2004】给出了一种永磁式磁导航心脏介入手术系统。其工作原理是利用磁场来引导导管的行进方向,并通过自动推进器使导管自动快速到达所需要的位置。该永磁式磁导航系统还与心脏标测系统相结合,使得介入医生可以远离手术台完成大部分心血管介入手术,避免 X 光照射。其核心部件是两个可转动的永磁铁形成的半球形磁体,半球形磁体在病人心脏部位产生球形匀场区。导管端部内装有永磁铁块,通过调整匀场区磁场的方向就可以调整导管端部的前进方向。永磁式磁导航心脏介入手术系统虽然实现了介入医生能在远离手术台的条件下完成心血管介入的愿望,但是由于永磁式磁导航心脏介入手术系统的磁场是由永磁铁来产生的,磁场方向的改变是通过旋转半球形永磁体来实现的,受旋转空间的限制,永磁式磁导航心脏介入手术系统只能对大部分的心血管疾病实施诊治,对一些难以进入或者定位的病例还难以治疗。此外,由于受到机械惯性以及磁场强度的限制,其导航的响应速度不会太快,导航精度也会受到一定的限制。采用常规电磁铁来实现心脏磁导航介入手术可以提高手术操作系统的速度和操作精度,但是其体积和功耗都巨大,这都限制了基于常规电磁铁的磁导航心脏介入手术系统的大范围应用。

发明内容

[0003] 本发明的目的是克服现有永磁式磁导航心脏介入手术系统中磁场发生装置的不足,提出一种用于磁导航心脏介入手术系统的磁场发生装置。本发明具有磁场定向快和磁场强度高的优点。

[0004] 本发明装置包括上支撑架、下支撑架、立柱、中心柱、超导磁体、超导磁体电源、磁场检测装置、输入控制单元、控制器、显示单元、导航区域,以及导管。

[0005] 所述的上支撑架和下支撑架为两个同轴放置的环形机械结构,上支撑架和下支撑

架通过四根立柱固定在一起,四根所述的立柱沿环向均匀布置且与环形机械结构轴心平行。上支撑架和下支撑架与四根立柱所构成的八个结合点在几何结构上位于正六面体的八个顶点上。在上支撑架和下支撑架与立柱的八个结合点处分别装有八个中心柱,八个中心柱长度相等且均有螺纹,八个中心柱对称布置在以 A 轴、B 轴、C 轴和 D 轴所构成的四轴斜交坐标轴上,坐标原点位于上支撑架、下支撑架和四个立柱所组成结构的中心点,相邻两个坐标轴之间的夹角为 70.5° 。超导磁体共有八个,分别安装在八个中心柱上,超导磁体的两端用紧固螺母固定。位于同一坐标轴的两个超导磁体为一对,八个超导磁体分为四对。一对超导磁体串联连接,使得一对超导磁体通电后产生的磁场方向相同。磁场检测装置安装在中心柱端部中心位置,磁场检测装置用来检测超导磁体产生的磁场强度是否满足设定要求。导航区域为八个超导磁体所包围的区域内部的一个球状区域,八个超导磁体在导航区域内产生方向可调的均匀磁场,导航区域中心位于四轴斜交坐标系的原点。导航区域的直径小于磁场检测装置到原点的距离。每台所述的超导磁体电源的输出连接至位于同一坐标轴的一对超导磁体。导管为可移动部件,与本发明装置中其它部分无机械接触。导管的前端内装有三个永磁环。导管的工作区域为导航区域内部,导管移动至导航区域内时,超导磁体产生的磁场开始对导管进行导航。

[0006] 所述的输入控制单元的输出连接控制器的输入,控制器的输出与显示单元连接;控制器的输出同时与四个超导磁体电源连接,每个超导磁体电源为一对超导磁体供电。超导磁体通电后在导航区域产生电磁场,磁场检测装置将检测的磁场信息反馈至控制器。所述的输入控制单元为指令输入单元,由介入医生根据手术需要输入指定的三维磁场方向,输入控制单元将介入医生输入的模拟控制量转化控制器能识别的数字量,送入控制器。控制器将三维的磁场方向转化为实际控制需要的四轴方向控制量,并施加响应的控制策略,然后将控制量分别传给四个超导磁体电源。每台所述的超导磁体电源对位于同一坐标轴的一对超导磁体串联供电,一对超导磁体通电后产生的中心磁场方向一致。八个超导磁体产生四个斜交轴方向上的电磁场。由于磁场是矢量场,通过调整四对超导磁体上的励磁电流,就可以产生一定强度的任意方向上的稳态磁场。超导磁体产生的磁场通过磁场检测装置进行检测,检测的磁场信息反馈至控制器,以实现闭环控制,使超导磁体产生的磁场方向跟介入医生输入的磁场方向相一致。控制器将检测的磁场信息经过处理后,送给显示单元,控制器同时将输入控制单元输入磁场方向传送给显示单元,显示单元实时显示指定磁场方向和导航区域内的实测磁场方向。

[0007] 所述的超导磁体包括制冷机、低温容器、冷屏和超导线圈。低温容器为圆筒形结构的密闭容器,沿低温容器的中轴线方向有一温孔贯穿低温容器。所述的制冷机安装在低温容器的上端,制冷机的一级冷头位于低温容器内部。冷屏为圆筒形结构,沿轴向方向有一通孔,该通孔与低温容器的温孔同轴。冷屏置于低温容器内部,通过拉杆固定在低温容器的上端盖下部,同时冷屏的上端面与制冷机的一级冷头的下端通过螺栓紧固在一起。所述的超导线圈为圆柱形结构,沿中心轴有一通孔。超导线圈置于冷屏内部,通过拉杆固定在低温容器的上端盖下部,同时超导线圈的上端面与制冷机的二级冷头的下端通过螺栓紧固在一起。

[0008] 所述的超导线圈包括中心筒、端板、绝缘板和双饼。中心筒为金属圆管结构,两端加工有螺纹。所述的双饼、端板和绝缘板均为圆饼状结构,双饼、端板和绝缘板的轴心线有

圆形通孔,通孔的直径与中心筒的外径相同。双饼与绝缘板同轴,交替布置。双饼与绝缘板的上、下两端放置有端板;中心筒穿过双饼、绝缘板和端板的通孔,端板两侧用螺栓紧固。

[0009] 所述的双饼为高温超导带材绕制,更进一步的,绕制双饼的高温超导带材为 YBCO 带材。

[0010] 所述的导管前端内装有三个永磁环,永磁环磁矩的方向与永磁环中心轴平行,且指向导管端部。永磁环的在导航区域内受到均匀磁场施加的扭矩,使得永磁环的磁矩与均匀磁场平行,永磁环与外磁场平行。永磁环受到的扭矩为 $T_m = M \cdot B \cdot A_m \cdot L_m \cdot \sin(\theta)$,

[0011] 其中:M 为永磁环的磁矩幅值,B 为永磁环所在位置的磁场强度幅值, A_m 为永磁环的截面积, L_m 为永磁环的轴向长度, θ 为永磁环的磁矩矢量 M 跟永磁环所在位置的磁场强度 B 之间的夹角。这样通过调整导航区域内均匀磁场的方向就可以控制导管的端部方向。

[0012] 本发明的有益效果是:通过改变八个超导磁体中的电流可以方便而且快速的改变导航区域的磁场方向和强度,省去了永磁式磁导航设备中用来改变磁场方向的机械轴承部分,既提高了磁导航系统的响应速度,又降低了设备噪声,使患者处于一个相对舒适的就医环境。此外,由于本发明的磁导航装置不受旋转空间的限制,通过控制超导磁体电流可以产生任意三维方向的磁场,使得对导管的导航方向没有死角,可以方便地对锐角分枝血管或者是血管结构变异较大的部位进行导航控制,扩展了介入式心脏手术的适用范围,也提高了手术成功率。

附图说明

[0013] 图 1 为本发明装置的整体示意图。图中:1 上支撑架,2 下支撑架,3 立柱,4 导航区域,5 紧固螺母,6 中心柱,7 超导磁体;

[0014] 图 2 为本发明装置的超导磁体 7 在轴线所在平面上的剖视图。图中:8 制冷机,9 低温容器,10 冷屏,11 超导线圈,12 制冷机的一级冷头,13 制冷机的二级冷头;

[0015] 图 3 为本发明装置的超导线圈 11 在轴线所在平面上的剖视图。图中:14 中心筒,15 双饼,16 端板,17 绝缘板;

[0016] 图 4 为本发明装置的电气连接图。图中:19 输入控制单元,20 控制器,18 显示单元,21 超导磁体电源,22 磁场检测装置,4 导航区域,7 超导磁体;

[0017] 图 5 为本发明装置的导管示意图。图中:23 导管,24 永磁环。

具体实施方式

[0018] 以下结合附图和具体实施方式进一步说明本发明。

[0019] 本发明装置包括上支撑架 1、下支撑架 2、立柱 3、中心柱 6、超导磁体 7、超导磁体电源 21、磁场检测装置 22、输入控制单元 19、控制器 20、显示单元 18、导航区域 4,以及导管 23。

[0020] 如图 1 所示,所述的上支撑架 1 和下支撑架 2 为两个同轴放置的环形机械结构。上支撑架 1 和下支撑架 2 通过四根立柱 3 固定在一起。四根立柱 3 沿环向均匀布置,并与环形机械结构的轴心平行。上支撑架 1 和下支撑架 2 与四根立柱 3 所构成的八个结合点在几何结构上正好位于正六面体的八个顶点上。八个结合点上分别装有八个中心柱 6,八个中心柱 6 的长度相等且均有螺纹。八个中心柱 6 对称布置在以 A 轴、B 轴、C 轴和 D 轴所构成的

四轴斜交坐标轴上,坐标原点位于上支撑架 1、下支撑架 2 和四个立柱 3 所组成结构的中心点,相邻两个坐标轴之间的夹角为 70.5° 。超导磁体 7 共有八个,分别安装在八个中心柱 6 上。超导磁体 7 的两端用紧固螺母 5 固定。八个超导磁体 7 距离四轴斜交坐标系原点的距离相等。位于同一坐标轴的两个超导磁体 7 为一对,一对超导磁体 7 串联连接起来,使得一对超导磁体 7 通电后产生的磁场方向相同。八个超导磁体 7 分为四对分布在四轴斜交坐标系的四个轴上。导航区域 4 为八个超导磁体 7 所包围的区域内部的一个球状区域,八个超导磁体 7 在导航区域 4 内产生方向可调的均匀磁场,导航区域 4 中心位于四轴斜交坐标系的原点。磁场检测装置 22 安装在中心柱 6 靠近导航区域 4 的端部中心位置,磁场检测装置 22 用来检测超导磁体 7 产生的磁场强度是否满足设定要求。导航区域 4 的直径小于磁场检测装置 22 到原点的距离。

[0021] 所述的上支撑架 1 和下支撑架 2 可以是矩形、椭圆形或其它形状,但要满足支撑超导磁体 7 所需要机械强度,同时满足八个超导磁体 7 在空间上沿四轴斜交坐标轴对称分布的要求。

[0022] 所述的立柱 3 可以具有一定的弧度或其它装饰性外表,但要满足支撑超导磁体 7 所需要机械强度,同时满足八个超导磁体 7 在空间上沿四轴斜交坐标轴对称分布的要求。

[0023] 如图 2 所示,所述的超导磁体 7 包括制冷机 8、低温容器 9、冷屏 10 和超导线圈 11。低温容器 9 为圆筒形结构的密闭容器,沿低温容器 9 的中轴线方向有一温孔贯穿低温容器 9。所述的制冷机 8 安装在低温容器 9 的上端,制冷机 8 的一级冷头 12 位于低温容器 9 内部。冷屏 10 为圆筒形结构,沿轴向方向有一通孔,该通孔与低温容器 9 的温孔同轴。冷屏 10 置于低温容器 9 内部,通过拉杆固定在低温容器 9 的上端盖下部,同时冷屏 10 的上端面与制冷机 8 的一级冷头 12 的下端面通过螺栓紧固在一起。所述的超导线圈 11 为圆柱形结构,沿中心轴有一通孔。超导线圈 11 置于冷屏 10 内部,通过拉杆固定在低温容器 9 的上端盖下部,同时超导线圈 11 的上端面与制冷机 8 的二级冷头 13 的下端面通过螺栓紧固在一起。

[0024] 如图 3 所示,所述的超导线圈 11 包括中心筒 14、端板 16、绝缘板 17 和双饼 15。中心筒 14 为金属圆管结构,两端加工有螺纹。所述的双饼 15、端板 16 和绝缘板 17 均为圆饼状结构,双饼 15、端板 16 和绝缘板 17 的轴心线有圆形通孔,该通孔的直径与中心筒 14 的外径相同。双饼 15 与绝缘板 17 同轴,交替布置,双饼 15 与绝缘板 17 的上、下端放置端板 16,中心筒 14 穿过双饼 15、绝缘板 17 和端板 16 的通孔,端板 16 两侧用螺栓紧固。

[0025] 所述的双饼 15 为高温超导带材绕制,更进一步的,绕制双饼 15 的高温超导带材为 YBCO 带材。

[0026] 由于本发明装置在四轴上结构相同,电气连接也相同,这里仅以 A 轴为例进行说明。如图 4 所示,输入控制单元 19 的输出连接控制器 20 的输入,控制器 20 的输出与显示单元 18 连接;控制器 20 同时也和四个超导磁体电源 21 连接,磁场检测装置 22 检测的磁场信息反馈至控制器 20。所述的输入控制单元 19 为指令输入单元,由介入医生根据手术需要输入指定的三维磁场方向,输入控制单元 19 将介入医生输入的模拟控制量转化为控制器 20 能识别的数字量,送入控制器 20。控制器 20 将三维的磁场方向转化为实际控制需要的四轴方向控制量,并施加响应的控制策略,然后将控制量分别传给四个超导磁体电源 21。每台所述的超导磁体电源 21 对位于同一坐标轴的一对超导磁体 7 串联供电,一对超导磁体

7 通电后产生的中心磁场方向一致。八个超导磁体 7 产生四个斜交轴方向上的电磁场。由于磁场是矢量场,通过调整四对超导磁体 7 上的励磁电流,便可产生一定强度的任意方向上的稳态磁场。超导磁体 7 产生的磁场通过磁场检测装置 22 进行检测,检测的磁场信息反馈至控制器 20,以实现闭环控制,使超导磁体 7 产生的磁场方向跟介入医生输入的磁场方向相一致。控制器 20 将检测的磁场信息经过处理后,送给显示单元 18,控制器 20 同时将输入控制单元 19 输入磁场方向传送给显示单元 18,显示单元 18 实时显示指定磁场方向和导航区域 4 内的实测磁场方向。

[0027] 导管 23 为可移动部件,与本发明装置中其它部分无机械接触。导管 23 的前端内装有永磁环 24。导管 23 的工作区域为导航区域 4 内部,导管 23 移动至导航区域 4 内时,超导磁体 7 产生的磁场开始对导管 23 进行导航。如图 5 所示,所述的导管 23 前端内装有三个永磁环 24,永磁环 24 磁矩的方向与永磁环 24 中心轴平行,且指向导管 23 端部。永磁环 24 的在导航区域 4 内受到均匀磁场施加的扭矩,使得永磁环 24 的磁矩与均匀磁场平行,从而使得永磁环 24 与外磁场平行。永磁环 24 受到的扭矩为 $T_m = M \cdot B \cdot A_m \cdot L_m \cdot \sin(\theta)$,

[0028] 其中:M 为永磁环 24 的磁矩幅值,B 为永磁环 24 所在位置的磁场强度幅值, A_m 为永磁环 24 的截面积, L_m 为永磁环 24 的轴向长度, θ 为永磁环 24 的磁矩矢量 M 跟永磁环 24 所在位置的磁场强度 B 之间的夹角。这样通过调整导航区域 4 内均匀磁场的方向就可以控制导管 23 的端部方向。

[0029] 所述的永磁环 24 的制作材料为钕铁硼。

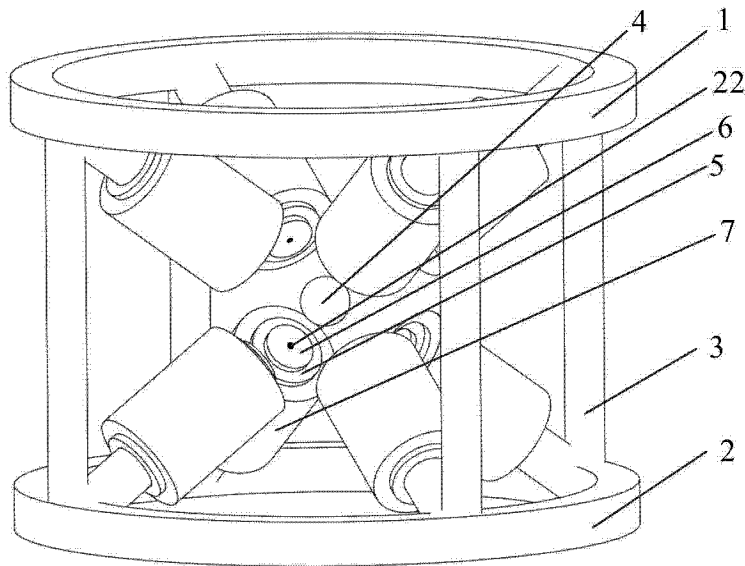


图 1

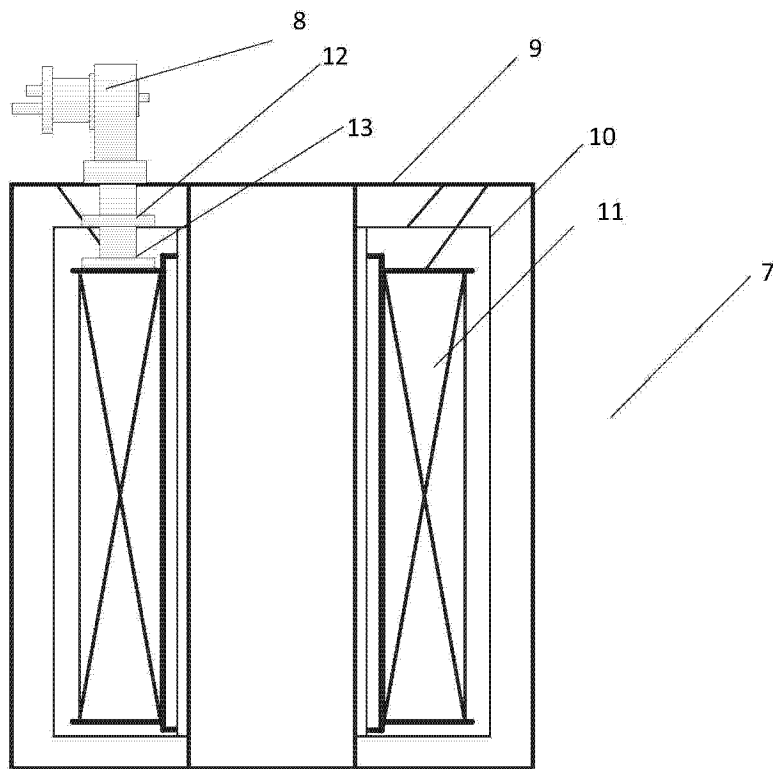


图 2

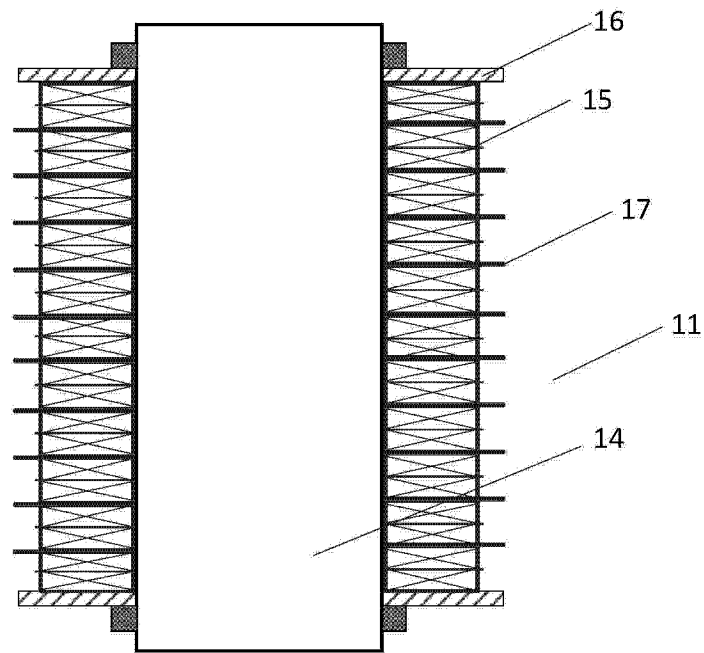


图 3

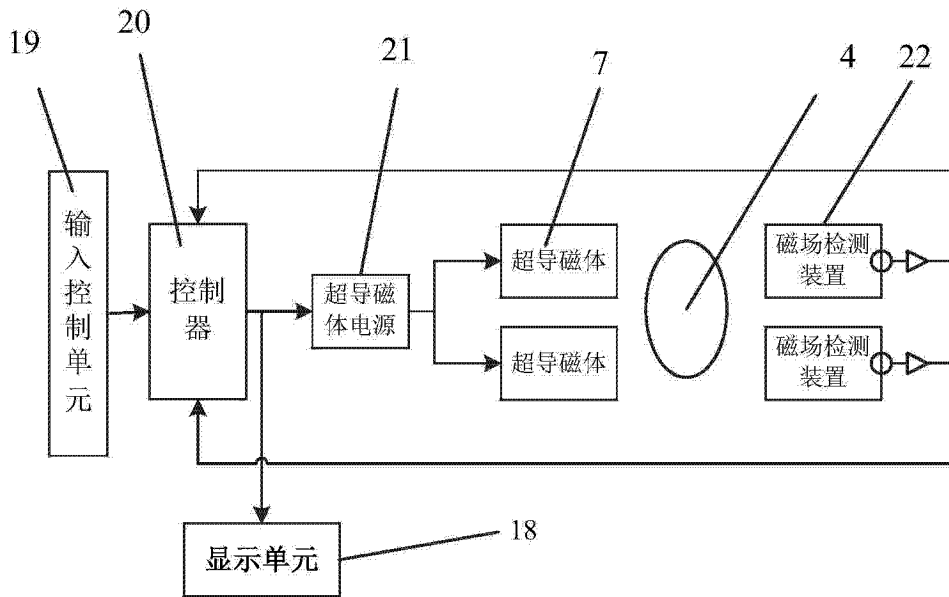


图 4

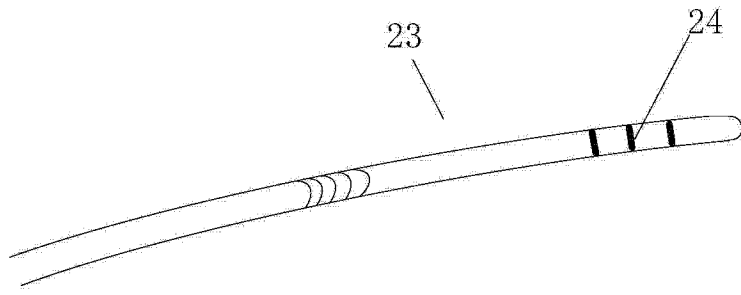


图 5