

文章编号: 1002-0446(2005)04-0367-06

胶囊内窥镜机器人的外磁场驱动方法

简小云^{1,2}, 梅涛¹, 汪小华¹

(1. 中国科学院合肥智能机械研究所, 安徽 合肥 230031; 2. 中国科学院研究生院, 北京 100039)

摘要: 研究了利用外部磁场驱动胶囊内窥镜机器人的方法. 我们将梯度线圈和匀场线圈进行组合, 通过调整线圈加载电流以及线圈绕可平移病床的旋转来合成空间上梯度均匀、低场强区域可动态调整的驱动磁场, 作用于机器人内置的永磁体, 从而获得期望的驱动力和辅助转矩. 仿真表明组合线圈构成的磁场环境对于驱动相当有利. 我们提出的驱动方法具有良好的可控性和安全性, 为进一步研究梯度磁场驱动适于体内各种腔管的微机器人奠定了基础.

关键词: 胶囊内窥镜机器人; 磁场驱动; 消化道检查; 管道微机器人

中图分类号: TP24 **文献标识码:** B

Driving Method of an Endoscopic Robot Capsule by External Magnetic Field

JIAN Xiao-yun^{1,2}, MEI Tao¹, WANG Xiao-hua¹

(1. Institute of Intelligent Machines, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China;

2. Graduate School of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039, China)

Abstract: This paper deals with the actuation of magnetic endoscopic robot capsule by external magnetic field. We combine the gradient coils with the homogeneous coils, and then adjust their current-loads and rotational movement around a translatable patient bed, so as to compose a particular magnetic field of which the spatial gradient is uniform and the low-intensive area can be adjusted dynamically. The magnetic field acts on the permanent magnet embedded in the capsule, and generates the desired drive force and aiding torque. The simulation indicates that the particular magnetic environment caused by the combined coils is beneficial to drive the robot. The proposed driving method has good controllability and safety, and lays a foundation for studying micro-robots driven by external gradient magnetic field in various tracts.

Keywords: endoscopic robot capsule; magnetic field driving; gastrointestinal inspection; in-pipe micro-robot

1 引言 (Introduction)

随着 MEMS 技术的发展, 人们希望利用微机器人进入人体进行无创伤或微创诊疗. 有线系统由于导线牵扰, 更适于躯体近表或短行程场合. 为便于体内腔管的遍历检查及手术, 人们对无线方式进行了研究. 胶囊内镜^[1,2]是近年发展起来的消化道检查设备, 其基本特征是用微摄像头无线传输检查图像. 以色列 Given Imaging 公司 2000 年研制出 M2A 胶囊并获得美国 FDA 认证, 见图 1. 2002 年日本 RF System 实验室推出了 Norika3. 韩国与中国^[3-4]也在研究类似产品.

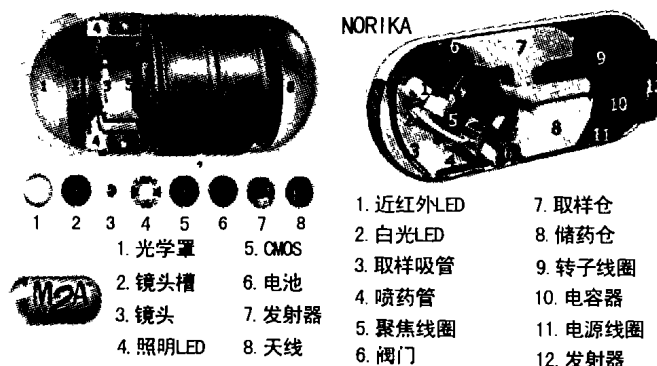


图1 M2A 与 Norika3 无线胶囊内镜

Fig. 1 M2A and Norika3 wireless capsule endoscope

以胶囊内镜为平台建立微机器人系统,可以实现消化道环境(如温度、PH值)的检测,可施药、取样,加入微操作器后可自行或辅助完成特定手术,有极为广阔的发展前景。

目前的胶囊内镜均利用消化道自然蠕动来遍历整个检查区域,并期望最终随排泄物排出,这个过程缓慢而不可控。为实现无线胶囊内镜的功能扩展,必须在现有基础上加入安全有效的驱动控制。

2 驱动方式比较 (Comparisons between drive methods)

我们有必要从能量角度选择驱动方式。传统的驱动方式是在机器人内部集成全部驱动系统,包括激励源和执行机构,其能量消耗集中在内部,因而车载电源及外部射频供能将无法满足其总体能量需求。而外部驱动方式是利用外场激励机器人内部执行机构,由于激励的消耗在外部,因此可以有效地减小机器人本体能量消耗。

最有效的激励外场显然是磁场。日本名古屋大学的 Toshio Fukuda^[5]等人制作的微机器人利用外磁场驱动下的磁致伸缩合金机构实现微管道内爬行。但外场激励形式单一,单纯依靠材料形变难以完成多种驱动动作要求。

外磁场对磁性物体有力和转矩两种作用,这种直接磁力或磁转矩作用可以视作外磁场激励的特殊形式,而且更为简便有效。

日本东北大学 Sendoh^[6]等人提出了一种利用外场磁转矩的驱动方式。它是由类似三轴亥姆霍兹线圈提供空间旋转磁场,控制加载电流以调整磁场强度的大小及方向,以磁转矩的方式作用于胶囊内嵌磁体,在胶囊表面螺旋纹推动下旋进。Norika3 胶囊也可以轴向旋转,它内置电磁线圈,由受检者所穿外套提供旋转磁场。但其旋转设计是为了增加视野以减少漏检,由于外场旋转方向单一而且不均匀,转换为旋进时驱动效果不佳。

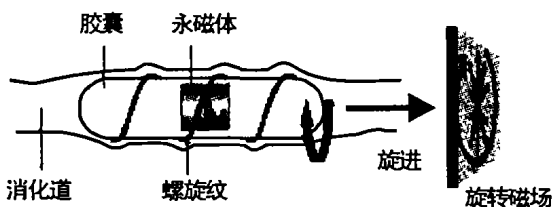


图2 利用磁转矩的旋进式驱动

Fig.2 The capsule spins forward in rotating magnetic field

然而旋进方式有一定缺陷:螺旋纹使得吞咽、排出不便并可能在消化道蠕动时造成损伤;消化道多为长筒状薄壁,多凹槽、皱襞,旋进可能使消化道部分扭转导致疼痛或损伤;消化道各段直径不一,和胶囊接触状况也不同,同时消化道内容残渣可能堵塞螺旋纹间隙,因此难以保证旋进的效率。

因此我们尝试直接利用外场磁力驱动。大多利用本体执行机构进行的驱动,如蠕动式、轮式、履带式、冲击式、旋进式等,必然依赖与被检体之间的摩擦来行进。而直接磁力引导则有望减小这种摩擦,采用药物抑制部分消化道蠕动及保证良好润滑将会有利于驱动,这与驱动的安全性考虑相一致;无需集成执行机构也使得机器人得到简化。

3 组合线圈^[7] (Combined coils)

首先分析外磁场对磁体的力作用。外加磁感应强度为 B , 磁介质磁化强度为 M , 体积为 V , ∇ 为梯度算符, 则磁力 F 与磁转矩 T 为对磁介质整个体积的积分, 其式为:

$$F = \int_V (M \nabla) B dv \quad T = \int_V M \times B dv \quad (1)$$

在微机器人内部嵌入 NdFeB 磁体, 其磁化方向沿机器人纵向行进。考虑到内嵌磁体较小, 假设外磁场在其内部均匀分布, 于是:

$$F = V(\nabla B)M \quad T = VM \times B \quad (2)$$

其中磁场梯度张量:

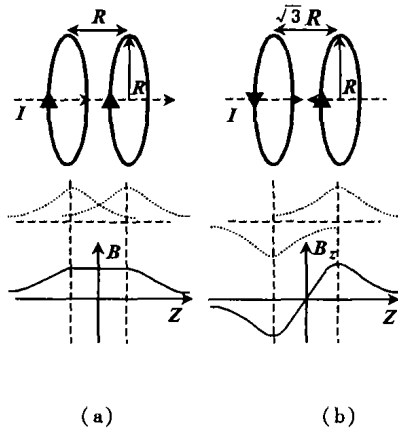
$$\nabla B = \begin{bmatrix} g_{xx} & g_{xy} & g_{xz} \\ g_{yx} & g_{yy} & g_{yz} \\ g_{zx} & g_{zy} & g_{zz} \end{bmatrix}$$

$$g_{ab} = \frac{\partial B_a}{\partial b} \quad a, b = x, y, z \quad (3)$$

永磁体磁化强度可视为常量, 机器人的驱动就是要构造合适的空间磁场分布。一般外加磁场的梯度随作用距离急剧变化, 机器人的微小位移也可能造成受力的突变, 使得定位、控制和安全性能恶化。同时磁场的转矩作用也不可忽视, 驱动过程中受到的较大扭转力也是潜在危险。

利用组合线圈可以得到均匀的磁场强度或均匀的场强梯度。最简单的匀场线圈是亥姆霍兹线圈, 见图 3(a), 它是一对半径为 R 、相距 $L = R$ 并通同向电流的电流环, 能够形成极为均匀的轴向磁场, 其径向分量可以忽略。最简单的梯度线圈是麦克斯韦对, 见图 3(b), 其半径为 R , 相距 $L = \sqrt{3}R$, 通反向电流, 能够形成中心场强为零的均匀梯度, 且轴向梯度为

径向的两倍. 非轴对称的线圈, 例如方形线圈的合理组合也能够达到同样效果.



(a) (b)
I——加载电流, R——为半径

图 3 亥姆霍兹线圈(a)及麦克斯韦对(b)

Fig. 3 Helmholtz coils (a) and Maxwell pair (b)

梯度线圈的中心附近为低场区, 机器人在该区域所受转矩可以忽略. 远离中心时场强增大且方向有所改变, 可能导致机器人产生不必要的扭转. 抑制这种扭转有两种方案: 一是设计线圈系统与病床(受检者)可在三维方向相对平移, 使机器人始终位于线圈中心; 二是增加匀场线圈以调整目标位置场强. 图 4 为利用组合线圈实现低场区偏移及辅助定向图, 其中外层线圈为麦克斯韦对, 内层为亥姆霍兹线圈; 大箭头为电流方向, 电流由纸面外从箭头端进入纸面; 小箭头为轴向磁场变化图. 将两种方案结合起来共同调整微机器人的所在位置为低场区.

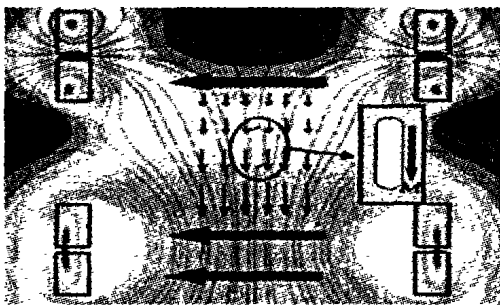


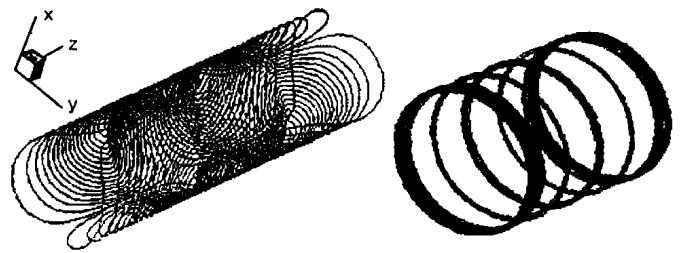
图 4 组合线圈实现低场区偏移及辅助定向

Fig. 4 Use combined coils to change the position of low-intensity area and restrict the orientation of robot

与磁共振成像 MRI (magnetic resonance image) 梯度线圈相同, 实际应用的梯度线圈有多种形式(见图 5、图 6)和设计方法^[8]. MRI 梯度线圈按与主磁场的相对方向可划分为纵向和横向两种. 设 MRI 主磁场沿 z 方向, 则只需考虑对成像有作用的 g_b ($b = x, y, z$) 分量. 线圈的导线分布一般是根据梯度要求模

拟理想表面电流^[9]形成, 其中 g_z 由纵向梯度线圈产生, 其梯度的形成原理类似于麦克斯韦对; g_x, g_y 由横向梯度线圈产生, 导线多为流线型分布. 与 MRI 不同, 我们计算磁力作用时需要全面考虑所有梯度分量的贡献.

通过组合线圈得到的均匀场强或均匀梯度随着加载电流线性变化, 而且在较大范围内有很高的均匀度, 这为电流控制胶囊运动提供了便利条件.

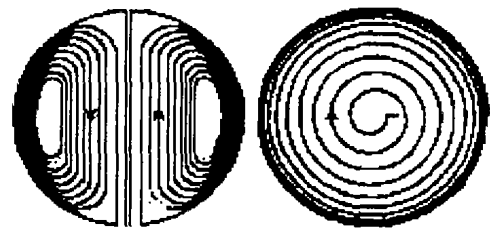


(a) 横向线圈

(b) 纵向线圈

图 5 MRI 柱面梯度线圈

Fig. 5 Cylindrical gradient coils



(a) 为横向线圈

(b) 为纵向线圈

图 6 MRI 平面梯度线圈

Fig. 6 Planar gradient coils of MRI

4 驱动磁场 (Actuating magnetic field)

驱动磁场可由上述各种梯度线圈与匀场线圈组成. 不同形式的梯度线圈之间的区别主要在于梯度张量各分量之间的关系不同. 虽然轴对称线圈并不是最好的结构选择, 但由于分析思路一致, 为便于描述, 本文假设驱动系统全部采用轴对称线圈构成, 并将轴线与人体平行的线圈称为轴向线圈, 与人体正交的称为径向线圈.

对于多匝多层亥姆霍兹线圈, 设 i 为其轴向, 忽略径向分量后, 其磁感应强度可记为:

$$B_i = \kappa_i I \quad (4)$$

其中 κ_i 为与线圈几何参数有关的常量, I 为线圈加载电流. 特别指出, 对于亥姆霍兹圆环电流, κ_i 等于 $8.9912 \times 10^{-7} / R$.

如图 7 所示, 设柱坐标下点 P 为多匝多层麦克斯韦对作用区域内的某点, 则其磁感应强度为:

$$B = \lambda I(2z\hat{z} - \rho\hat{\rho}) \quad (5)$$

其中 $\hat{z}, \hat{\rho}$ 分别为坐标轴向和径向的单位向量, λ 为与线圈几何参数有关的常量. 特别的, 对于理想麦克斯韦对, λ 等于 $4.0294 \times 10^{-7} \times /R^2$.

由(5)式可以看到, 单轴纵向梯度线圈不但产生轴向梯度分量 g_z , 还有径向梯度分量 g_{xx}, g_{yy} . 实际上, 单独考虑驱动磁场, 则线圈作用区域为无源区, 根据 Maxwell 静磁场方程得到:

$$\nabla \cdot B = 0 \quad \nabla \times B = 0 \quad (6)$$

$$\Rightarrow g_{xx} + g_{yy} + g_{zz} = 0 \quad g_{ab} = g_{ba} (a \neq b) \quad (7)$$

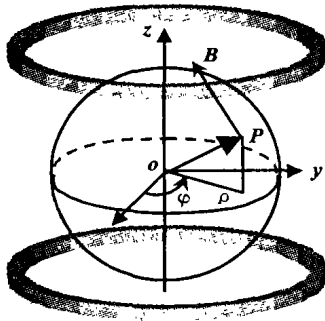


图 7 柱坐标系下的 z 轴纵向梯度线圈
Fig. 7 z-axis longitudinal gradient coils under cylindrical coordinate

设 M 一定, 若仅改变组合线圈加载电流, 由于梯度各分量的较大相关性, 我们可能无法获得任意方向的磁力. 为此, 采用 xz 二轴梯度线圈(内部)与 yz 二轴匀场线圈(外部)的组合, 如图 8 所示. 病床在 x 轴线圈内部放置, 并可沿 x 轴平移; 径向线圈可绕 x 轴旋转.

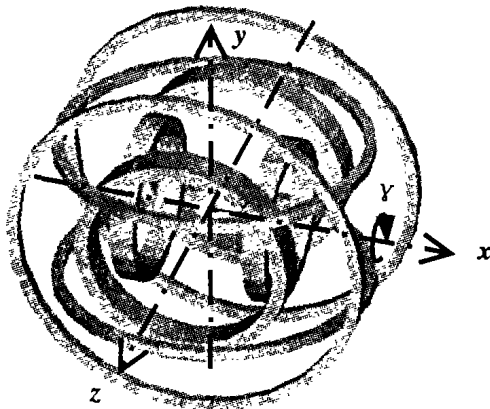


图 8 二轴梯度线圈与二轴匀场线圈的组合
Fig. 8 2-axis gradient coils combined with 2-axis homogenous coils

假设病床(受检者躺置方向)沿 x 轴, 则 x, z 轴梯度线圈在同一直角坐标系下的磁感应强度为:

$${}^*B = g_z(2x\hat{x} - y\hat{y} - z\hat{z}) \quad (8)$$

$${}^*B = g_z(2zz\hat{z} - x\hat{x} - y\hat{y})$$

进而根据(4)式将 P 点磁感应强度及梯度写为:

$$B = gEq + h \quad \nabla B = gE \quad (9)$$

其中 E 表示三阶单位阵, 且:

$$g = [2g_z - g_z \quad -g_z - g_z \quad 2g_z - g_z]^T$$

$$h = [0 \quad h_y \quad h_z]^T \quad (10)$$

$$q = [x \quad y \quad z]^T$$

式中 $g_i = \lambda_i I_i$ 为第 i 轴梯度线圈产生的梯度分量, $h_i = \kappa_i I_i$ 为第 i 轴亥姆霍兹线圈产生的场强. g, h 与线圈几何参数和加载电流有关, 对于确定线圈正比于加载电流.

C 为横向线圈绕 x 轴顺时针旋转 γ 角度的变换矩阵, 其式为:

$$C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma & \sin\gamma \\ 0 & -\sin\gamma & \cos\gamma \end{bmatrix} \quad (11)$$

旋转后:

$$gE(C^T M) = C^T F / V \quad (12)$$

$$M \times [C(gEq + h)] = T / V \quad (13)$$

设:

$$M = [a \quad b \quad c]^T \quad (14)$$

$$F / V = [d \quad e \quad f]^T$$

磁化强度 M 为机器人的姿态, q 为机器人的相对空间位置, F 及 T 为期望驱动力, 机器人的驱动要通过调整 γ, g, h 以及轴向相对位置 x 来获得合适的空间磁场分布. 由(8)式求解 γ :

$$\begin{bmatrix} a(2g_z - g_z) \\ (bc\cos\gamma - c\sin\gamma)(-g_z - g_z) \\ (b\sin\gamma + c\cos\gamma)(2g_z - g_z) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d \\ e\cos\gamma - f\sin\gamma \\ e\sin\gamma + f\cos\gamma \end{bmatrix} \quad (15)$$

当 $b = c = 0$ 时, γ 无意义, 磁力位于 x 轴;

当 $bc \neq 0$ 时, 解得:

$$\gamma = \frac{k}{2}\pi - \frac{1}{2}\text{atan2}(2bcd + 2abf + 2ace, b^2d - c^2d + 2abe - 2acf) \quad (16)$$

式中 atan2 为二参数反正切函数. γ 在 $[-\pi/2, \pi/2)$ 内可取到相差 $\pi/2$ 的两个解, 相对于梯度线圈两个轴线所确定的平面, 一个解所得磁力使机器人与该平面夹角增大, 可视作斥力; 另一个使得夹角减小, 视作吸力. 对于直线平移情况, 旋转 γ 角后 M

与该平面垂直或平行. 一般为保证控制的平稳性只应用斥力或吸力其中一种.

只要 $C^T M$ 不包含恒零项就可以获得任意方向磁力. 将 γ 值代入(15)式得到 g_x, g_z 取值要求, 这里不作赘述. 当 $C^T M$ 包含恒零项时无法得到任意力, 但直线驱动不受影响: $a=0$ 时, 磁力局限于 yz 平面, $b=c=0$ 时, 磁力局限于 x 轴; 若要调整姿态, 可以主动移动低场区使机器人发生扭转而脱离受限状态. 总体来说, 驱动不会受到影响.

匀场线圈用来径向移动低场区及辅助调整姿态, 驱动并不要求提供任意的转矩: 直线行进时要求 $T=0$, 即场强 $C(gEq+h)$ 为零或与 M 平行; 辅助调整姿态时 T 与 M 垂直, 场强 $C(gEq+h)$ 只需位于 T 确定的垂面而与 M 相异. 由于 $C(gEq+h)$ 可取到任意值, 这些情况方程(13)都必然有解.

由此, 利用组合线圈, 通过加载电流的变化、横向线圈的旋转以及病床与线圈系统的相对平移, 理

论上可以获得控制微机器人的有效驱动力.

5 仿真与结论 (Simulation and conclusion)

我们利用 ANSYS 对轴对称线圈构造的磁场分布进行了两组仿真(图 9), 第 1 组(左)采用二轴梯度线圈, 而第 2 组(右)采用如图 7 所示线圈. 由于病床的平移必然能够保证 $x=0$, 不失一般性我们选择 $[y=R\cos30^\circ, z=R\sin30^\circ, x=0]$ 为磁感应强度显示路径, 其中 R 为机器人离开线圈中心的距离. 第 2 组仿真利用匀场线圈将低场区移至路径终点, 即机器人所在区域, 移动范围可至消化道最外围(这里设为 $R=0.15m$). 图中 A、B 显示磁感应强度, 横轴为离中心点的距离 $S(m)$, 纵轴为磁感应强度 $B(T)$. 图中 C、D 显示梯度张量的 $g_a(a=x,y,z)$ 分量, 横轴为坐标轴 (m) , 纵轴为梯度(分量)值 (T/m) , 其他各分量与其类似不再列出.

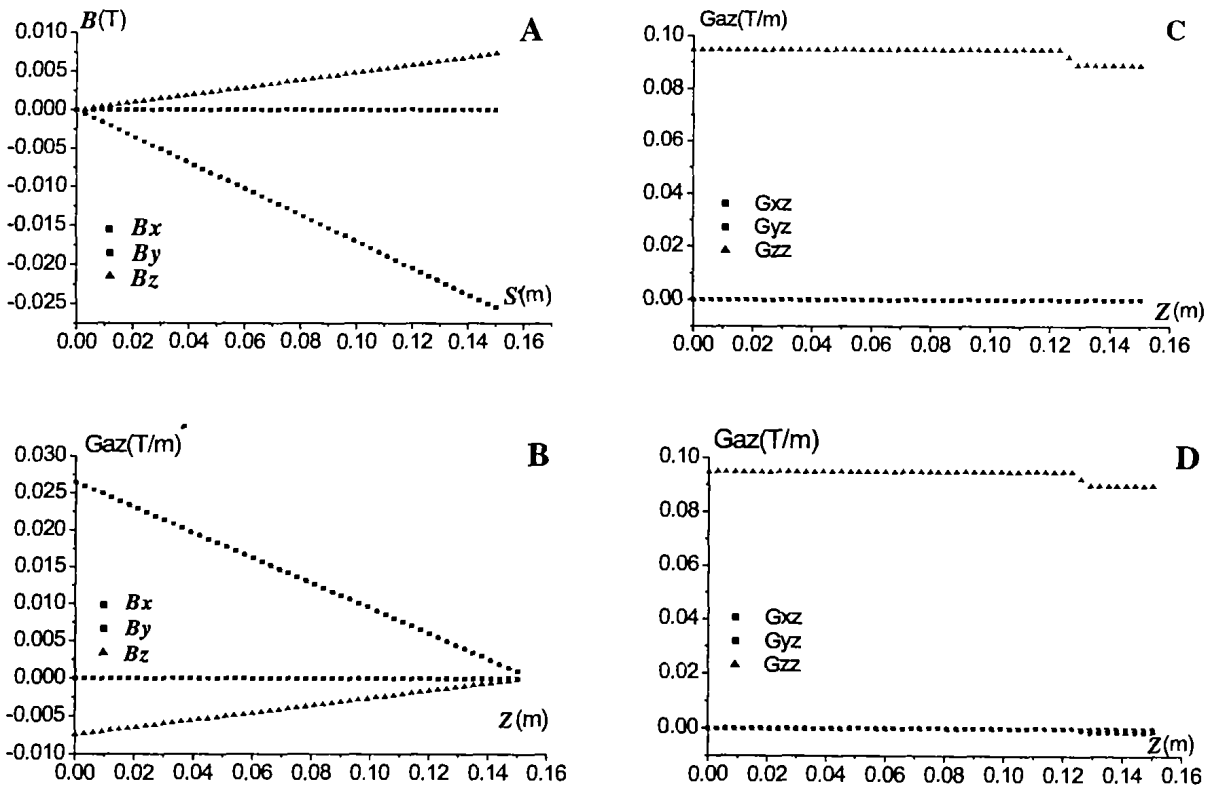


图 9 磁感应强度及梯度分布

Fig. 9 Flux density distribution and gradient tensor distribution

两组仿真中 $\gamma=0$, 线圈尺寸及其截面总电流(单组匝数 \times 单匝电流)如表 1 所列, X_m 表示沿 x 轴的 Maxwell 对, 依此类推.

仿真结果显示 B 及梯度张量分量的分布与(9)式的结果相符合; 由图可以看出, 组合线圈形成的磁场在较大范围内保持良好的线性. 在该范围内任

一点的梯度值与该点位置无关. 加入匀场线圈后对磁场梯度影响微小, 但在所选路径的终点有效地实现了低场环境. 仿真所采用的线圈形式、结构并非最优方案. 实际运用需要选择适当的线圈形式, 如柱面或平板式, 并合理安排结构和散热方式, 以形成紧凑、高效的驱动系统. 另外, 去掉电池采用无线供能将有利于降低驱动线圈要求.

在良好润滑的情况下, 如果机器人没有被卡死, 我们可以认为所需最大驱动力约等于重力. 据称量, M2A 的质量约为 3.2g, 里面包含两节电池, 内嵌约 1.8g (246mm^3) NdFeB 磁体后质量约 5g, 磁体磁化强度约 10^6A/m . 据计算和实验测量验证, 吸起这 5g 的磁性胶囊至少需要 0.2T/m 的梯度.

表 1 仿真中线圈参数
Table 1 Simulation parameters

	X_m	Z_m	Y_h	Z_h
内/外径 (10^{-2}m)	60/72	80.6/92.6	62/70	72/80
宽度 (10^{-2}m)	10	15	10	10
截面总电流	组 1	27026.6	46533.4	—
	组 2			19071.2 -6339.5

MRI 梯度线圈由于对梯度上升时间有较高要求, 目前不达到要求. 而将梯度线圈用于低速驱动时, 对梯度随时间的变化没有太多限制, 仅对线圈机械强度、功耗和散热、驱动电源以及人体安全等有要求. 只要线圈能够承受足够大的电流, 就能得到足够大的梯度, 而且单就驱动微机器人所需磁场而言尚不足对人体安全构成威胁.

综上所述, 我们认为利用组合线圈形成的空间梯度磁场驱动体内微机器人是可行的. 调整线圈加载电流和旋转角度以及病床的平移可以获得有效的驱动磁场: 驱动不依赖机器人与人体组织之间的摩

擦行进; 场强及其梯度随加载电流线性变化; 均匀梯度避免了由于位移造成的受力突变; 空间均匀梯度保证了机器人的抗扰动能力; 动态低场区抑制了驱动时的非愿望扭转. 因此我们提出的驱动方法具有良好的可控性和安全性.

参考文献 (References)

- [1] Iddan G, Meron G, Glukovsky A, *et al.* Wireless capsule endoscopy [J]. *Nature*, 2000, 405(6785): 417.
- [2] Meron G D. The development of the swallowable video-capsule (M2A) [J]. *Gastrointest Endosc*, 2000, 52(6): 812-819.
- [3] 付国强, 梅涛, 孔德义, 等. 无线微型机器人肠道内窥镜系统中图像采集与无线传输子系统的设计 [J]. *光学精密工程*, 2002, 10(6): 614-618.
- [4] Meng Q H, Mei T, Pu J X, *et al.* Wireless robotic capsule endoscopy: state-of-the-art and challenges [A]. *Proceedings of the 5th World Congress on Intelligent Control and Automation [C]*. USA: IEEE, 2004. 5561-5565.
- [5] Fukuda T, Hosokai H, Ohyama H, *et al.* Giant magnetostrictive alloy (GMA) applications to micro mobile robot as a micro actuator without power supply cables [A]. *Proceedings of the 1991 IEEE Micro Electro Mechanical Systems [C]*. USA: IEEE, 1991. 210-215.
- [6] Sendoh M, Ishiyama K. Fabrication of magnetic actuator for use in a capsule endoscope [J]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2003, 39(5): 3232-3234.
- [7] 张宝裕, 刘恒基. 磁场的产生 [M]. 北京: 机械工业出版社, 1987.
- [8] Turner R. Gradient coil design; a review of methods [J]. *Magnetic Resonance Imaging*, 1993, 11(7): 903-920.
- [9] 储岳森, 郑杰, 鲍胜浩. 核磁共振成像系统梯度线圈的设计 [J]. *上海交通大学学报*, 1996, 30(7): 34-39.

作者简介:

- 简小云 (1979-), 男, 硕士研究生. 研究领域: 特种机器人.
梅涛 (1962-), 男, 研究员, 博士生导师. 研究领域: 机电系统及特种机器人.
汪小华 (1975-), 男, 博士. 研究领域: 特种机器人.