

研究 · 分析 · 实验

导线阵列驱动微磁粒子运动及发热量仿真

洪小雅, 席文明

(厦门大学 物理与机电学院, 福建厦门 361005)

摘要: 磁粒子根据所包裹的外层物质, 可以与细胞产生选择性黏附, 该特性可用于细胞分离、分选、药物运输等。基于载流导线阵列对磁性粒子的微电磁力作用, 当磁粒子和细胞联结在一起时, 便可对细胞进行定位和运动控制。改变不同导线的通电时序, 就可以形成运动的微电磁场, 从而控制微磁粒子运动, 也就控制了细胞的运动。仿真结果证明, 采用导线阵列产生的运动微电磁场, 可以对细胞进行精确定位和运动控制。同时, 也对导线发热量进行了仿真, 结果表明, 在驱动磁粒子运动时, 导线的发热量在允许的范围內。

关键词: 导线阵列; 微电磁场; 磁粒子; 细胞操纵

中国分类号: TM15

文献标识码: A

文章编号: 1001-3830(2007)04-0041-03

Simulation of Manipulating Microparticle with Wire Arrays and Heating of Wires

HONG Xiao-ya, XI Wen-ming

Department of Mechanical Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, China

Abstract: The magnetic particle can produce selective adhesion to cell according to the wrapping layer, and this feature can be used for the cell separation, selection and medicine transportation, etc. Based on the micromagnetic force of conducting wire array to the magnetic particle, the positioning and sport controlling of cell can be performed if it is combined to magnetic particle. A moving microelectromagnetic field is formed by changing the electrying orders of the current-conducting wires to manipulate the movement of the magnetic particle, i.e. the cell. The simulation results indicated that the cell can be positioned and manipulated exactly by the microelectromagnetic field created by the electrical wire arrays, and the output calories of electric current is within the scope allowed in driving the particle.

Key words: wire array; microelectromagnetic field; magnetic particle; cell manipulating

1 引言

对微粒子进行精确的定位操作在生物领域内有着极其重要的作用。现有的细胞操作方法有激光镊子^[1]、磁分离技术^[2]、电泳技术^[3]、微流控技术^[4]等。较常使用的活体细胞分离方法是激光镊子诱捕, 但这种方法需要体积较大的激光和光学子系统, 成本高, 而且激光的高能量会造成细胞的未知伤害。磁分离技术主要利用永磁体的磁场吸引磁粒子^[2], 进行细胞操作, 这种方法的缺点是磁粒子定位精确度不好、很难集成在芯片上。基于载流导线阵列代替永磁体, 形成可控的运动磁场, 进行磁粒

子的精确定位。利用 MEMS 技术将导线阵列溅射在硅片上, 可以制作集成化的细胞操纵芯片, 与激光镊子相比结构简单、体积小、携带方便。

本文仿真了通电交叉导线的磁场强度分布情况、磁粒子的驱动力大小以及模型的温度场分布, 验证了导线阵列驱动微磁粒子的可行性。实验结果显示, 如果将细胞和磁粒子联结, 改变载流导线阵列的电流方向, 就可以精确控制磁粒子的定位, 从而实现与磁粒子黏附在一起的细胞精确定位。

2 磁粒子控制模型的建立

根据电磁场理论, 磁粒子的磁化强度可表示为

$$M = \chi_m H \quad (1)$$

式中, χ_m 是粒子的磁化率, H 是磁场强度。从 (1) 式可以看出, 磁化强度和磁场强度在同一方向且呈

收稿日期: 2006-09-25 修回日期: 2006-12-04

作者通信: Tel: 0592-8840418

E-mail: xyhong 0909@yahoo.com.cn

磁性材料及器件 2007年8月

41

正比关系。假设 N 表示单位体积内总的磁性原子数，每一磁性原子的磁偶矩是 m ，则 M 可写成

$$M = Nm \quad (2)$$

假设磁粒子为球体，且磁粒子在悬浮液中的数量很少，可以不考虑磁粒子间的相互作用，则作用在磁粒子上的磁力可写成

$$\mathbf{F} = \nabla U = \nabla (\mathbf{m} \cdot \mathbf{B}) \quad (3)$$

式中 U 为磁场能量， \mathbf{B} 为磁感应强度。根据矢量计算，可以将上式写成

$$\mathbf{F} = \mathbf{B} \times (\nabla \times \mathbf{m}) + \mathbf{m} \times (\nabla \times \mathbf{B}) + (\mathbf{B} \cdot \nabla) \mathbf{m} + (\mathbf{m} \cdot \nabla) \mathbf{B} \quad (4)$$

因为不考虑磁粒子间的相互作用，第一和第三项可以略去，同样磁粒子不产生电流，第二项也为零，由 (1)、(2) 和 (4) 式得磁场对磁粒子产生的吸引力为

$$\mathbf{F} = (\mathbf{m} \cdot \nabla) \mathbf{B} = V \chi_m (\mathbf{H} \cdot \nabla) \mathbf{B} \quad (5)$$

式中， V 为磁粒子体积。则磁粒子沿 x 、 y 方向受到的力 F_x 、 F_y 可表示为

$$F_x = V \chi_m (H_x \frac{\partial}{\partial x} + H_y \frac{\partial}{\partial y}) B_x \quad (6)$$

$$F_y = V \chi_m (H_x \frac{\partial}{\partial x} + H_y \frac{\partial}{\partial y}) B_y \quad (7)$$

式中， H_x 为磁粒子所在位置沿 x 方向的磁场强度， H_y 为磁粒子所在位置沿 y 方向的磁场强度。根据等式 (6)、(7)，磁力的大小与磁粒子本身的参数、磁场强度以及磁场的梯度有关。

3 微电磁驱动力仿真

假设现有导线阵列如图 1 所示，1、2、3、4 为底层导线，5、6、7、8 为顶层导线，两导线层之间用 Si_3N_4 绝缘。如果要在点 D 位置形成局部微磁场，则对导线 2、3、6、7 通如图电流。磁粒子在电磁力的作用下运动到局部磁场的中心。在局部磁场中心磁粒子只受到一个与导线阵列平面垂直的力。

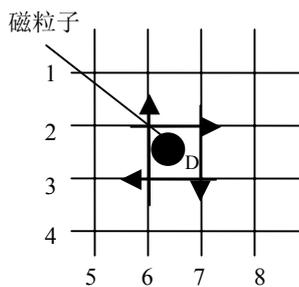


图 1 导线阵列模型的俯视图

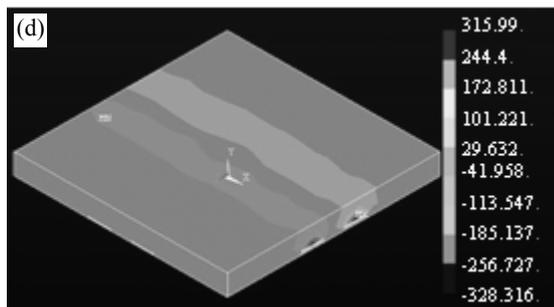
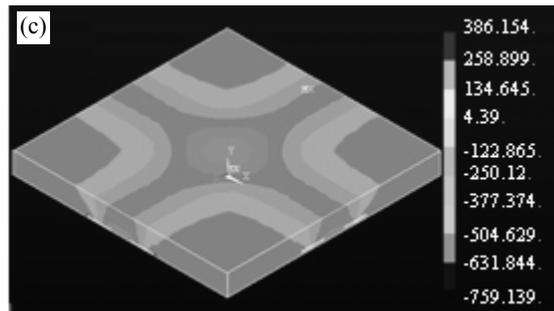
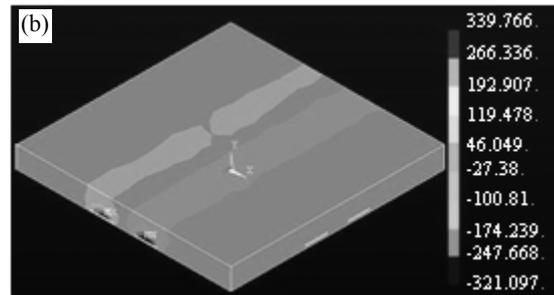
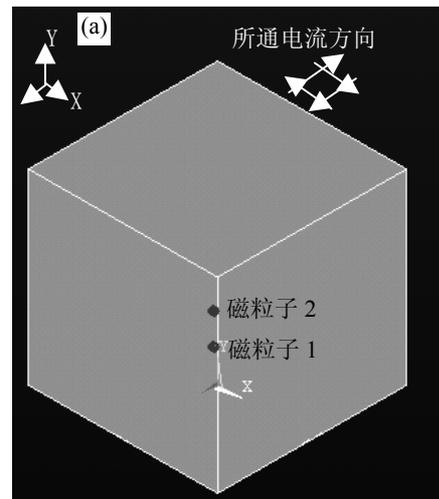


图 2 三维仿真模型及仿真结果：(a)三维仿真模型及截面高度 $y = 10 \mu\text{m}$ 磁场强度，(b):X, (c):Y, (d):Z 分量分布

建立三维模型分析磁粒子所受的微电磁力，模型如图 2a 所示。磁力分析时，Si 基底的磁场强度对微磁粒子的磁力影响甚微，可不考虑。模型总长为 $300 \mu\text{m}$ ，总宽为 $300 \mu\text{m}$ ，培养液高度为 $300 \mu\text{m}$ 。坐标原点位于模型底面，即交叉网格导线的正中心。

仿真参数如下：Au 导线宽度为 $10 \mu\text{m}$ ，设导线

高度为 $0.5\mu\text{m}$ ，相邻导线的间距为 $10\mu\text{m}$ ，导线所通电流为 4mA ， Si_3N_4 绝缘层厚度为 $1\mu\text{m}$ ，磁粒子半径 $4\mu\text{m}$ 。同时对导线 2、3、6、7 通电流，所通电流方向如下：导线 2 的电流沿 X 轴正向，导线 3 的电流沿 X 轴负向，导线 6 的电流沿 Z 轴负向，导线 7 的电流沿 Z 轴正向。图 2b 显示了导线平面 $10\mu\text{m}$ 高处磁场强度沿 X 方向分量，此处磁场强度为两平行 Z 轴导线所产生，在两平行 Z 轴导线间形成了一个磁场强度变化梯度，并且在导线中间平面的磁场强度为零，根据 (6) 式，处于两导线中的磁粒子会自动向导线中间平面移动。图 2d 显示磁场强度沿 Z 方向分量，此磁通密度由两平行 X 轴导线所产生，在两平行 X 轴导线间同样形成了磁场强度变化梯度，并且两导线中间平面的磁场强度为零，根据 (7) 式，处于两导线中的磁粒子，会自动向两导线中间平面移动。根据等式 (6)、(7)，磁粒子处于导线之间会自动向导线网格中心位置移动。根据图 2b、d 所示现象，就可以使处于网格中的磁粒子，在微电磁力的作用下向网格中间位置移动。图 4c 是四根导线产生的 Y 向磁场强度，可以看出在该方向上，磁场强度远远大于图 2b、d 中的磁场强度，但是它们的方向不同，这样，当磁粒子处于网格区域时，图 2b、d 所示的磁场使磁粒子向网格中心移动，而图 2b 所示的磁场使磁粒子向网格表面运动，整个载流导线阵列使磁粒子定位在网格区域的中心表面位置。不同高度磁粒子受力如表 1 所示。表 1 中， F_x 、 F_y 、 F_z 表示的是磁粒子沿 X、Y、Z 轴方向受到的力。一个在液体中运动的物体会受到一个与其速度反方向的液体阻力，这个力的大小与物体的几何形状、速度以及液体的内摩擦力有关，液体的内摩擦力可用粘滞系数 η 来表征。在本文中，假设细胞是一个半径为 R 的球体，在培养液中以速度 v 运动，根据斯托克斯 (Stokes) 方程，推导出细胞受到的粘滞力为 $F_1 = 6\pi \cdot \eta \cdot v \cdot R$ 。细胞不运动时，无粘滞力作用，在外力作用下，细胞开始加速运动，受到的粘滞力逐渐增大，当粘滞力与驱动磁力平衡时，细胞就匀速运动。

表 1 不同高度磁粒子受力情况 (网格中心为坐标原点)

	X/ μm	Y/ μm	Z/ μm	F_x/nN	F_y/nN	F_z/nN
磁粒子 1	-6	50	0	0.04	-1.40	0
磁粒子 2	-6	100	0	0.08	-1.96	0

取 $\eta = 1.005\text{mPa} \cdot \text{s}$ ， $R = 6\mu\text{m}$ ，把表 1 磁粒子 2 受到的 X 方向力代入粘滞力计算公式，即 $F_1 = F_x$ ，得 $v_x = 26.4\mu\text{m/s}$ 。同样把表 1 磁粒子 2 受到的 Y 方向力代入粘滞力计算公式，即 $F_1 = F_y$ ，得 $v_y = 1724.3\mu\text{m/s}$ 。如果把细胞黏附在磁粒子上，总体所受到的培养液粘滞力会增大几倍，运动速度将下降。仿真表明，可通过微电磁力来驱动磁粒子运动，从而使磁粒子定位在通电网格区域的中心。在仿真过程中发现，磁粒子高度增高受力急剧衰减，为了增加磁粒子的微电磁力，需对参数进行优化。

4 通电导线温度场分析

根据电磁理论，无限长通电导线在距离它位置 r 处产生的磁场强度

$$B = \frac{\mu I}{2\pi r}, \text{ 且 } H = \frac{B}{\mu}$$

假设细胞为球体，半径为 R ，则

$$V = \frac{4}{3}\pi R^3$$

所以，更确切地说，磁粒子在载流导线阵列中所受到磁力大小与磁粒子的半径 R 、磁化率 χ_m 、载流电流大小以及位置 r 有关。可对具体参数进行设置，增加磁粒子的驱动磁力。在实验中，较易控制的是载流电流大小和磁粒子的半径大小。磁力与载流电流呈平方关系，磁力与磁粒子半径呈 3 次方关系。载流电流会产生热效应，使周围温度升高，对磁粒子黏附物质的特性以及细胞产生影响。

磁力分析表明，Si 基底的磁场强度对微磁粒子的磁力影响甚微，仿真时可以不考虑，进行温度分析时，Si 基底对温度的分布有着很大的影响，不可忽略。

仿真参数：模型总长为 $300\mu\text{m}$ ，总宽为 $300\mu\text{m}$ ，Si 基底厚度为 $2000\mu\text{m}$ ，培养液高度为 $300\mu\text{m}$ 。初始温度为 25°C 。由于模型的体积较小，没有考虑辐射作用。空气的自然对流系数取 8。铝导线和培养液的热导率分别为 $236\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ 、 $1000\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ ^[6]。

图 3a 的载流电流为 4mA ，通电 300s 后，载流导线位置温度最高，为 28.78°C ，在正常温度范围内，对细胞特性不会产生影响。图 3b 的载流电流为 8mA ，通电 300s 后，载流导线位置温度最高，为 40.141°C ，超过 37°C ，对细胞特性会产生一定

(下转 58 页)

代入 $\mu'=1000$ 求得: $N=3.4$ 匝, 取 $N=4$ 匝。

功率容量 50W, 根据 (6) 式有:

$$NA_e \geq \frac{\sqrt{2}V}{2\pi f_{\min} B_{\max}} = \frac{\sqrt{2}\sqrt{25 \times 50}}{2\pi \times 10 \times 10^6 \times 100 \times 10^{-4}} \text{mm}^2 = 79.9 \text{mm}^2$$

求得: $N \geq \frac{79.9}{A_e} = \frac{79.9}{18.4} = 4.3$, 取 $N=5$ 匝。

最后验证传输线的长度是否超过 $\lambda/8$ 。

$$l = Nl_w = 5 \times [4.6 \times 2 + (7.8 - 3.6) \times 2] = 88 \text{mm}$$

$$\frac{\lambda}{8} = \frac{v}{8f_{\max}} = \frac{3 \times 10^8 \times 10^3}{8 \times 500 \times 10^6} = 75 \text{mm}$$

不满足 $l < \lambda/8$ 。改取 $N=4$, $l = Nl_w = 4 \times [4.6 \times 2 + (7.8 - 3.6) \times 2] \text{mm} = 70.4 \text{mm}$ 。所以 $l < \lambda/8$ 成立, 设计完成。

4 结语

本文从传输线变压器理论出发, 分析了功率合

.....

(上接 43 页)

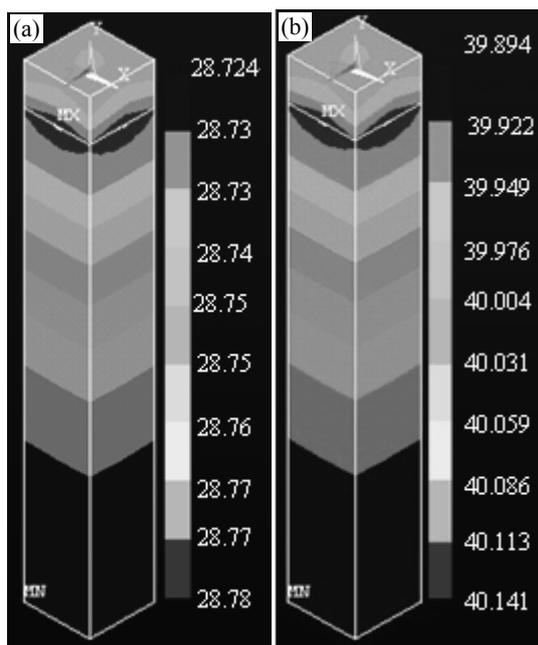


图 3 模型温度场的分布: (a)通电电流 4mA, 通电时间 300s, (b)通电电流 8mA, 通电时间 300s

的影响。比较图 3a、b, 可知在通电时间一样的情况下, 增大电流, 温度急剧升高。人体细胞的生活环境温度要在人体的正常体温范围内, 过低过高都会对细胞造成伤害, 所以不可随意增大载流电流以达到增大驱动力的目的。如果要增大载流电流以增大驱动力, 就要考虑安装散热系统加速热量的传递, 使温度保持在允许的范围。

成/分配器的结构和工作原理, 得到不同的性能指标对应的传输线和磁芯的不同要求。利用程序可以方便地进行各种功率合成/分配器以及传输线变压器的设计。

参考文献:

- [1] 张纪纲. 射频铁氧体宽带器件[M]. 北京: 科学出版社, 1986.
- [2] 马翼川, 余国文, 卢益民. [J]. 宁夏大学学报(自然科学版), 2000, 21(2):129-132.
- [3] Donald E Groff, Jonathan P. [J]. Microwaves & RF[J], 1990, 100-108.
- [4] 张海枝. [J]. 现代电子技术, 1998, 7:15-17.
- [5] 牛忠霞, 张秀钢, 杜晓燕. [J]. 现代电子技术, 2003, 17: 94-97.
- [6] 应伟士, 沈秀英. [J]. 华东师范大学学报(自然科学版), 1997, 4: 44-50.

作者简介: 覃荣震(1982-), 男, 广西梧州市人, 硕士研究生, 研究方向为射频宽带大功率功率合成/分配器。

5 结论

用 Ansys 软件仿真了微交叉导线阵列通电时产生的微磁力, 仿真结果表明, 这种方法是可行的。同时, 也用 Ansys 软件仿真通电导线的温度场分布情况, 实验表明, 虽然可以通过增大电流的方法增加磁粒子的驱动力, 但是电流不可随意增大, 要考虑到与磁粒子黏附物质以及细胞的特性。

参考文献:

- [1] Chiou P Y, Wong W, Liao J C, et al. [J]. IEEE, 2004, 21-24.
- [2] Choi J W. Magnetic particle separators and integrated biofilters for magnetic bead-based biochemical detection system [D]. The University of Cincinnati, 2000.
- [3] Yi C Q, Li C W, Ji S L, et al. Micro fluidics technology for manipulation and analysis of biological cells[D]. Hong Kong: City University of Hong Kong, 2006.
- [4] 高键, 殷学锋, 方肇伦. [J]. 化学进展, 2004, 16(6): 975-983.
- [5] 格雷戈里 T. A. 科瓦奇[美]. 微传感器与微执行器[M]. 北京: 科学出版社, 2003.
- [6] 刘志刚, 王建话, 耿英三, 等. [J]. 西安交通大学学报, 2003, 37(6): 622-625.

作者简介: 洪小雅(1982-), 女, 厦门大学机电系研究生, 主要研究方向为细胞操纵芯片的研究。