

交变励磁三维遥测定位方法研究

郭旭东, 颜国正, 何文辉

(上海交通大学电子信息与电气工程学院, 200240, 上海)

摘要: 为了确定口服式生理参数检测胶囊进入人体消化道后的空间位置, 提出了基于微粒群算法的交变励磁定位新方法. 在人的体表布置2个圆柱状励磁线圈, 通入时分正弦信号, 同时在胶囊内封装3个相互正交的感应线圈. 由定位模型建立以胶囊位置为变量的六元高次非线性方程组, 运用改进的微粒群算法对其求解, 由此实现胶囊位置的遥测. 实验表明: 磁定位方法正确可行, 模型精度高, 与传统算法相比, 具有收敛速度快、精度高的优良性能. 该方法不需要昂贵的大型专门设备, 定位系统结构简单, 能实现微型化和集成化, 也可应用于其他非导磁环境中的位置遥测.

关键词: 定位; 遥测; 励磁线圈; 时分信号; 感应线圈; 微粒群算法

中图分类号: R318.6; TM930.1 **文献标识码:** A **文章编号:** 0253-987X(2007)06-0717-05

New Telemetric Three-Dimensional Positioning Method of Alternating Current Excitation

Guo Xudong, Yan Guozheng, He Wenhui

(School of Electronics and Information Technology, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: In order to determine the three-dimensional (3D) position of a detecting microcapsule in the gastrointestinal tract, a novel positioning method is presented based on alternating magnetic field and particle swarm optimization (PSO) algorithm. In telemetering two cylindrical energizing coils are located on the abdomen. Both coils are excited by time-sharing sinusoidal signal, and three induction coils whose axes are orthogonally mounted are sealed in the microcapsule. According to Biot-Savart law and Lenz law, a positioning model describing the relation between the induced electromotive force and the 3D position is derived. Then the position and orientation of the microcapsule are calculated via a nonlinear equation system by the improved PSO algorithm. The experiment shows that the positioning method is correct and the model has high precision. The PSO algorithm succeeds in solving high dimension problems, and its precision and performance are superior to conventional algorithms. The positioning method needs not special and expensive apparatus, and the miniaturization and integration can be easily realized.

Keywords: positioning; telemetric; energizing coil; time-sharing signal; induction coil; particle swarm optimization algorithm

口服式胶囊状微型无创诊查装置可由口腔进入人体消化道, 检测消化道压力、温度、pH值, 实现无创诊查技术. 由于诊查胶囊进入人体后不可见, 医生无法将检测的生理参数与位置对应起来, 这就需要在体外监测胶囊在消化道内的位置, 即定位问题.

对胶囊定位的难点在于: 胶囊处于人体消化道内, 必须找到一种非接触式遥测方法; 定位装置的体内部分放置在胶囊内, 必须微型化; 定位方法不能影响人体健康; 定位系统要求轻便, 基本上不能影响被检测者的正常生活. 目前, 国外的研究进展为: 以色

列的 M2A 内镜胶囊的定位通过检测胶囊体发射的射频信号强度实现,但定位精度不理想^[1];日本的 NORIKA 内窥镜胶囊的定位采用电机转子原理,定位精度能控制在 5 mm 以内,但定位装置体积大,无法用于生理参数胶囊^[2];美国的 Smartpill 胶囊的定位仍未解决^[3]。

本文提出了采用交变磁场进行三维定位的新方案,该定位方案涉及到一个高维高次非线性定位方程组的求解问题,本文采用微粒群寻优方法成功地解决了方案中多局部极值的高维优化问题。

1 磁定位系统的方案及原理

1.1 交变磁场的定位方案

我们已研制的口服式胶囊状微型无创诊查装置^[4]的尺寸为 $\varnothing 9\text{ mm} \times 23\text{ mm}$,外观如图 1 所示。

微型诊查胶囊处于人体消化道内,考虑到人体介质的非导磁性,采用了磁定位方案。定位系统的硬件设计如图 2 所示。由波形发生器产生正弦波信号,通过时序控制电路,使 2 个线圈分时励磁。当线圈被激励时,位于人体内的三维感应线圈输出与磁场强度大小对应的电信号。信号处理电路将输出信号放大、滤波、AD 转换,再由无线发射电路将数据传输到体外,由体外的接收装置接收、处理和显示。



图 1 微型介入式胶囊样品

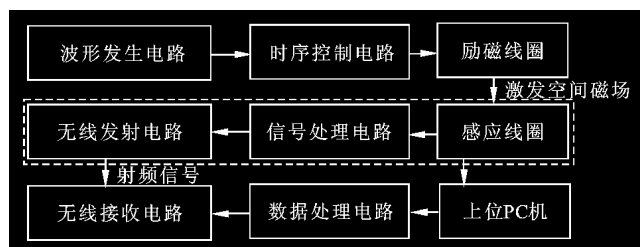


图 2 定位系统组成框图

定位装置相对于人体的示意图如图 3 所示。首先,在人体上建立基准坐标系 $o-xyz$,以人体肚脐为坐标原点 o , z 轴正方向垂直于体表指向体内, x 轴正方向平行于脊柱指向头部, y 轴正方向平行于体

表且垂直于脊柱。2 个励磁线圈布置在体表 xoy 平面,同时在体内的胶囊内封装 3 个相互正交的感应线圈,在感应线圈上建立动坐标系 $o'-x'y'z'$,选取 3 个感应线圈的轴线方向为 x' 、 y' 、 z' ,3 个轴线的交点为原点 o' 。由于三维感应线圈与胶囊固连为一体,因此感应线圈中心 o' 即为所需求解的胶囊位置坐标。

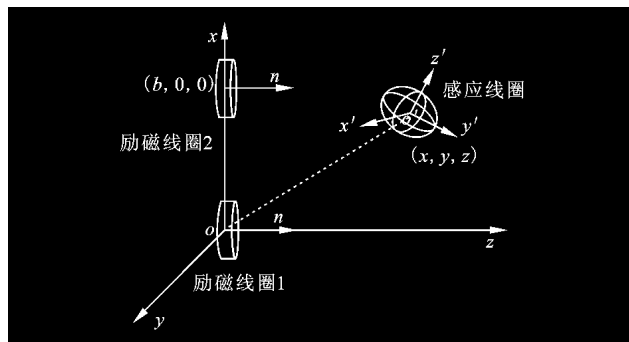


图 3 定位方案示意图

1.2 定位模型及实现原理

密绕的励磁线圈在空间产生的磁场可近似为多匝圆环电流磁场的叠加。若励磁线圈 1 的匝数为 n ,半径为 a ,激励电流为 I ,处于 xoy 平面,取圆心为坐标原点,根据图 3 的坐标系 $o-xyz$,则在空间点 $P(x, y, z)$ 产生的磁场分量 H_{1x} 、 H_{1y} 、 H_{1z} 由毕奥-萨伐尔定律推导得到

$$\left. \begin{aligned} H_{1x} &= \frac{nIa^2}{4(R^2 + a^2)^{3/2}} \left(\frac{3xz}{R^2 + a^2} + \frac{105a^2(x^3z + xy^2z)}{8(R^2 + a^2)^3} \right) \\ H_{1y} &= \frac{nIa^2}{4(R^2 + a^2)^{3/2}} \left(\frac{3yz}{R^2 + a^2} + \frac{105a^2(y^3z + x^2yz)}{8(R^2 + a^2)^3} \right) \\ H_{1z} &= \frac{nIa^2}{4(R^2 + a^2)^{3/2}} \left(2 - \frac{3(x^2 + y^2)}{R^2 + a^2} + \frac{15a^2(x^2 + y^2)}{2(R^2 + a^2)^2} - \frac{105a^2(y^2 + x^2)^2}{8(R^2 + a^2)^3} \right) \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中: $R = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$ 。

由于在实际应用中,诊查胶囊与励磁线圈中心的矢径 r 在几厘米到几十厘米之间变动,励磁线圈半径 a 为厘米数量级,在几千赫兹的励磁频率下,电磁波波长 λ 与 r 、 a 满足关系式 $\frac{r-a}{\lambda} \ll 1$,即电磁场具有静态场的特点,可以采取静态电磁场方法进行计算^[4]。因此,把 $I = I_m \sin \omega t$ 代入式(1),可得正弦交流激励下励磁线圈在近区的磁场强度表达式。

经过坐标旋转变换,励磁线圈 1 在坐标系 $o'-$

$x'y'z'$ 的 3 个磁场强度分量 $H_{1x'}$ 、 $H_{1y'}$ 、 $H_{1z'}$ 为

$$\begin{bmatrix} H_{1x'} \\ H_{1y'} \\ H_{1z'} \end{bmatrix} = \mathbf{R}_z(\alpha) \mathbf{R}_y(\beta) \mathbf{R}_x(\gamma) \begin{bmatrix} H_{1x} \\ H_{1y} \\ H_{1z} \end{bmatrix} \quad (2)$$

式中: $\mathbf{R}_z(\alpha)$ 、 $\mathbf{R}_y(\beta)$ 、 $\mathbf{R}_x(\gamma)$ 为坐标旋转变换矩阵。

设 3 个感应线圈匝数均为 N , 根据楞次定律, 轴向为 x' 、 y' 、 z' 的感应线圈相对励磁线圈 1 的感应电动势 $e_{1x'}$ 、 $e_{1y'}$ 、 $e_{1z'}$ 分别为

$$\begin{aligned} e_{1x'} &= -NS\mu_0 \frac{dH_{1x'}}{dt}; & e_{1y'} &= -NS\mu_0 \frac{dH_{1y'}}{dt} \\ e_{1z'} &= -NS\mu_0 \frac{dH_{1z'}}{dt} \end{aligned} \quad (3)$$

式中: S 为感应线圈的横截面积; μ_0 为真空磁导率。

由于励磁线圈 2 在基准坐标系中的坐标为 $(b, 0, 0)$, 因此只需进行简单的坐标平移变换, 将式(1)中的 x 替换为 $x-b$, R 替换为 R' , $R' = ((x-b)^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$, 即可得到 $H_{2x'}$ 、 $H_{2y'}$ 、 $H_{2z'}$ 与感应线圈方位 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$ 的函数关系式。

由 2 个励磁线圈周期性的分时励磁, 可得到感应线圈方位与感应电动势的 6 个关系式, 构成 6 个非线性方程组, 求解出方程组的 6 个未知数 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$, 也就确定了胶囊在基准系中的位置。

2 微粒群定位算法

2.1 高维高次非线性定位方程组

为了实现胶囊位置的遥测, 必须求解定位非线性方程组, 其形式如下

$$\begin{bmatrix} e_{1x'} \\ e_{1y'} \\ e_{1z'} \\ e_{2x'} \\ e_{2y'} \\ e_{2z'} \end{bmatrix} = -NS\mu_0 \frac{dI}{dt} \begin{bmatrix} H_{1x'} \\ H_{1y'} \\ H_{1z'} \\ H_{2x'} \\ H_{2y'} \\ H_{2z'} \end{bmatrix} \quad (4)$$

将式(3)代入式(4), 可知式(4)是一个表达式非常复杂的高维高次非线性方程组。将式(4)右边的项移到左边, 将左边的多项式记为

$$\begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \\ f_5 \\ f_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_{1x'} \\ e_{1y'} \\ e_{1z'} \\ e_{2x'} \\ e_{2y'} \\ e_{2z'} \end{bmatrix} + NS\mu_0 \frac{dI}{dt} \begin{bmatrix} H_{1x'} \\ H_{1y'} \\ H_{1z'} \\ H_{2x'} \\ H_{2y'} \\ H_{2z'} \end{bmatrix} \quad (5)$$

定义目标优化函数为

$$f = (f_1^2 + f_2^2 + f_3^2 + f_4^2 + f_5^2 + f_6^2)^{1/2} \quad (6)$$

目标函数式(6)达到最小值时的 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$, 即为定位非线性方程组(4)的解。由此, 把非线性方程组的求解问题转化为对目标函数式(6)最小值的寻优问题。

由式(4)可知, 目标函数式(6)具有变量多、不单调的特点, 其函数值随自变量的变化而频繁振荡, 含有多个局部极值点, 因此增加了寻优问题的难度。若采用传统的确定类搜索寻优方法, 容易陷入问题的局部极值, 所得到的最终解的质量与选取的初始值有很大关系, 因此必须找到一种收敛速度快、不依赖于初值的全局优化算法。

2.2 改进的微粒群算法

微粒群优化算法是 Kennedy 和 Eberhart 于 1995 年提出的一种新的进化计算算法^[5-6]。

假设在 D 维搜索空间中, 有 m 个微粒组成一个微粒群, 其中第 i 个微粒的空间位置为 $x_i = (x_{i1}, x_{i2}, x_{i3}, \dots, x_{iD})$, $i=1, 2, \dots, m$, 将它代入目标函数可以计算出相应的适应值, 根据适应值可衡量 x_i 的优劣。将第 i 个微粒所经历的最好位置称为其个体历史最好位置, 记为 $p_{si} = (p_{si1}, p_{si2}, p_{si3}, \dots, p_{siD})$, 同时每个微粒各自的飞行速度 $v_i = (v_{i1}, v_{i2}, v_{i3}, \dots, v_{iD})$, $i=1, 2, \dots, m$, 所有微粒经历过的位置中的最好位置称为全局历史最好位置, 记为 $p_g = (p_{g1}, p_{g2}, p_{g3}, \dots, p_{gD})$, 相应的适应值为全局历史最好适应值 f_g 。对每一代微粒, 根据如下方程迭代^[7]

$$v_i = \omega v_i + c_1 r_1 (p_{si} - x_i) + c_2 r_2 (p_g - x_i) \quad (7)$$

$$x_i = x_i + v_i \quad (8)$$

式中: ω 为惯性权值; c_1 和 c_2 均为正常数, 称为加速系数; r_1 和 r_2 为在 $[0, 1]$ 范围内变化的随机数。

标准的微粒群算法很难同时满足搜索范围、收敛速度和收敛精度的要求。为了使算法具有更优良的性能, 对其进行了改进。主要的做法是: 将搜索分为 2 个阶段, 在初始阶段, 将 ω 取较大值, 使算法能在全局范围内搜索, 迅速找到一个非精确的全局最优解; 然后, 进入第 2 个阶段, 以非精确全局最优解为中心产生一个邻域, 并将 ω 取较小值, 使算法能在小范围内精确搜索, 从而达到更高的收敛精度。

2.3 定位算法的实现

程序实现的步骤如下。

(1) 初始化微粒群, 用随机函数发生器产生每个个体的初始空间位置和初始速度。

(2) 设置惯性权值 ω_1 和 ω_2 、加速系数 c_1 和 c_2 、

允许的最大迭代次数、允许的适应值误差 ϵ_1 和 ϵ_2 , 以及阶段标志 f_{lag} . 初始阶段惯性权值取为 ω_1 , f_{lag} 取 0.

(3) 将当前代每个微粒的位置代入目标优化函数, 计算其适应值. 将当前代个体微粒的适应值与个体历史最好适应值进行比较, 更新个体历史最好适应值和个体历史最好位置.

(4) 比较当前代所有个体的历史最好适应值, 更新全局历史最好适应值和全局历史最好位置.

(5) 根据当前代微粒的个体历史最好位置、全局历史最好位置、惯性权值、加速系数, 计算新一代的微粒速度.

(6) 判断新一代的微粒速度是否超过了速度上限 v_{max} 和下限 v_{min} : 若没有越界, 则更新微粒位置, 转步骤(7); 若微粒新的速度大于 v_{max} , 则令新一代微粒速度等于 v_{max} ; 若微粒新的速度小于 v_{min} , 则令新一代微粒速度等于 v_{min} , 然后用修正后的微粒速度更新微粒位置.

(7) 判断当前代的全局历史最好适应值是否小于 ϵ_1 , 且 f_{lag} 是否为 0: 若不是则直接转步骤(8); 若是, 则在微粒群当前的全局历史最好位置附近产生领域, 在领域内重新产生一群微粒, 惯性权值取为 ω_2 , f_{lag} 取 1, 转步骤(3).

(8) 判断当前代的全局历史最好适应值是否小于允许误差 ϵ_2 , 或者迭代次数是否超过允许迭代次数: 若 2 个条件均不满足, 则将新一代微粒群的位置和速度作为当前代微粒群的位置和速度, 转步骤(3); 若满足条件之一, 则停止搜索, 此时微粒群的全局历史最好位置即为寻优结果.

3 实验结果及分析

3.1 模型验证

首先验证定位模型的正确性和精度.

实验平台如图 4 所示. 自行设计了三维可动支架, 将感应线圈固定在支架的支撑杆上, 可任意变换空间位置, 并可由支架的刻度直接获得感应线圈的三维空间坐标. 感应线圈为圆柱状, 外径为 8 mm, 内径为 6 mm, 轴向长 6.2 mm, 采用直径为 0.08 mm 的漆包线绕制了 962 匝. 励磁线圈也为圆柱形, 外径为 40 mm, 轴向长 10 mm, 采用直径为 0.18 mm 的漆包线绕制了 400 匝. 感应线圈的输出与后级信号处理电路采用屏蔽线连接, 有效地降低了电磁场干扰.

在实验中, 调节三维支架变换感应线圈的三维

位置, 并记录感应电动势的值. 将实测的感应电动势值与定位模型计算值比较, 验证定位模型的精度. 根据实际定位需要, 使励磁线圈中心与感应线圈中心的距离在 0.03~0.4 m 之间变动, 共测试了 60 个位置.

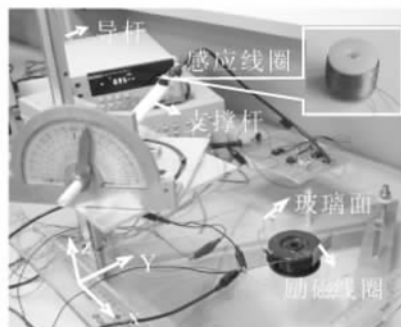


图4 实验装置

为了衡量模型误差, 引入如下表达式

$$\Delta = \left| \frac{e - e'}{e} \right|$$

式中: Δ 为相对误差; e 为实测的感应电动势; e' 为由模型计算的感应电动势.

误差分布如图 5 所示, 最大相对误差为 0.058, 82% 样本点的相对误差在 0.03 以内, 平均相对误差为 0.017. 由此可见, 模型精度较好, 能满足定位的需要. 误差的来源主要是由于线圈绕制不均匀带来的, 此外, 感应电动势测量电路和三维可动支架也会引入测量误差.

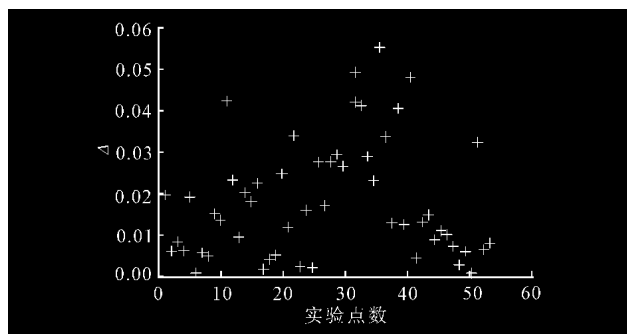


图5 误差分布

3.2 算法验证

为了验证微粒群算法在定位方案中的有效性, 进行了如下实验.

由于在定位中, 我们关注的是胶囊在基准坐标系中的三维位置坐标 (x, y, z) , 而对于方位角并不关心, 因此不妨设 $\alpha = \beta = \gamma = 0$, 考查励磁线圈在 3 个正交的感应线圈上产生感应电动势的情况.

根据式(4)的数学模型, 先将一组样本点 $(x_0,$

$y_0, z_0, 0, 0, 0$)代入式(4),得到对应的 $(e_{1x'}, e_{1y'}, e_{1z'}, e_{2x'}, e_{2y'}, e_{2z'})$,然后将 $(e_{1x'}, e_{1y'}, e_{1z'}, e_{2x'}, e_{2y'}, e_{2z'})$ 的值作为已知量代入式(4),将3个位置坐标和3个方位角作为未知量,构成六元非线性方程组,采用微粒群算法求解此方程组,得到 $(x_1, y_1, z_1, \alpha_1, \beta_1, \gamma_1)$.将求解得到的 $(x_1, y_1, z_1, \alpha_1, \beta_1, \gamma_1)$ 值与样本点 $(x_0, y_0, z_0, 0, 0, 0)$ 比较,验证算法的定位精度和收敛速度.

三维位置精度表示为

$$\Delta x = |x_1 - x_0|; \quad \Delta y = |y_1 - y_0|$$

$$\Delta z = |z_1 - z_0|; \quad \Delta r = (\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2)^{1/2}$$

式中: Δx 、 Δy 、 Δz 分别表示 x 、 y 、 z 方向的位置误差; Δr 表示合成位置误差. x_1, y_1, z_1 是在实验中通过定位方案及定位算法确定的胶囊三维位置坐标; (x_0, y_0, z_0) 是三维位置坐标的真值.

通过对随机选取的50个样本点进行实验,其位置误差分布如图6所示,算法收敛的迭代次数分布如图7所示.

由实验可知,最大的合成位置误差为1.12 cm,合成误差主要分布在1~8 mm之间.这说明微粒群算法在求解定位的高维、多局部极值问题中取得了较好的应用效果,克服了传统算法容易陷入局部,且依赖于初始值的缺陷.

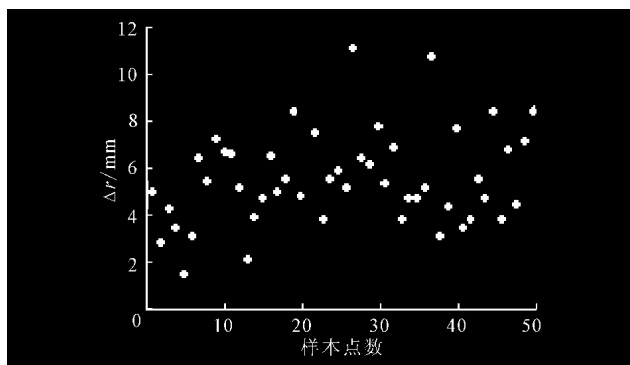


图6 样本点合成位置误差分布图

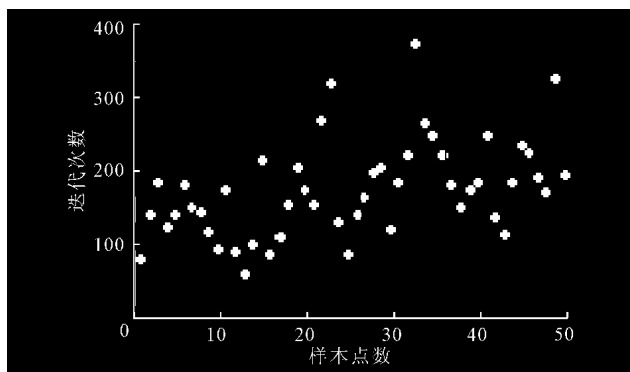


图7 样本点收敛迭代次数

由图7可知,改进的微粒群算法能在较少的迭代次数内收敛到所需的精度,基本不受问题多峰值和多维数的影响,成功地求解出6个位置和方位变量,实现了定位.在实验中所采用的标准微粒群算法,虽然多次调整算法的参数,并将迭代次数增加到2 000次,也无法搜索到最优解.

4 结 论

基于微粒群算法的交流励磁定位方案实现了不可见状态下的三维位置遥测,它对所有植入式医疗装置在人体内的空间位置进行连续跟踪,也可应用于其他非导磁环境下对目标物空间方位的遥测.由于定位方案不需要大型设备,故可以实现便携式应用.定位系统的开发目前还处于初级实验阶段,下一步的工作是继续完善系统硬件设计,使定位装置从实验室走向临床应用.

参考文献:

- [1] Jacob H, Levy D, Shreiber R, et al. Localization of the given M2A ingestible capsule in the given diagnostic imaging system[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2002, 55(5):135-141.
- [2] Uehara A, Hoshina K. Capsule endoscope NORIKA system[J]. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 2003, 12(5): 227-234.
- [3] Thomas S. SmartPill redefines “noninvasive” [J]. *Buffalo Physician*, 2006, 40(3): 13-14.
- [4] Wang Wenxing, Yan Guozheng, Sun Fang, et al. A non-invasive method for gastrointestinal parameter monitoring [J]. *World J Gastroenterol*, 2005, 11(4):521-524.
- [5] Kennedy J, Eberhart R C. Particle swarm optimization [C]//*Proceeding of 1995 IEEE International Conference on Neural Networks*, Piscataway, USA: IEEE, 1995:1942-1948.
- [6] Eberhart R C, Kennedy J. A new optimizer using particle swarm theory [C]//*Proceedings of the Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science*, Piscataway, USA: IEEE, 1995:39-43.
- [7] Parsopoulos K E, Vrahatis M N. Recent approaches to global optimization problems through particle swarm optimization [J]. *Natural Computing*, 2002, 1(2/3): 235-306.

(编辑 刘杨)