

文章编号 1004-924X(2009)03-0576-07

应用磁传感器阵列定位跟踪消化道诊疗胶囊

郑小林, 李 金, 侯文生, 何 金
(重庆大学 生物工程学院, 重庆 400030)

摘要:为实现对消化道微型诊疗装置在人体内的实时定位与跟踪,建立了一种基于三轴磁传感器阵列的磁目标实时定位跟踪系统。该系统使用磁偶极子模型作为永磁体的磁场分布模型,用 4×4 的三轴磁传感器阵列检测固定在电子胶囊中的永磁体产生的磁场,通过控制电路和USB接口适配器,将检测出的磁场信号传入计算机,使用非线性最优化方法由磁场信号解出电子胶囊的位置和姿态信息,最后由定位软件实时显示定位结果并保存数据。实验结果表明,该系统对于距离传感器阵列平面150 mm的电子胶囊,平均定位精度 <7 mm,平均定向精度 $<6^\circ$;同时,该系统能够对距离传感器阵列平面60~220 mm的模拟肠道内运动的电子胶囊实现实时跟踪;并且该系统对人体、织物、塑料等非磁性介质不敏感,基本上能够满足消化道微型诊疗装置在人体内的实时定位与连续跟踪的要求。

关键词:定位; 实时跟踪; 磁传感器; 磁场检测; 微型诊疗装置

中图分类号:TP212.13; TM936; R318.6 **文献标识码:**A

Localizing and tracking of medical capsule in human by magnetic sensor array

ZHENG Xiao-lin, LI Jin, HOU Wen-sheng, HE Jin

(*Bioengineering College of Chongqing University, Chongqing 400030, China*)

Abstract: A localizing and tracking system based on magnetic sensor array is proposed to realize the real time localizing and tracking of the micro diagnosis and treatment devices in human Gastrointestinal tract (GI tract). This localizing system uses magnetic dipole model as mathematic model for magnetic field of permanent magnet and uses a 4×4 three axis magnetic sensor array to measure the magnetic field. A control circuit and an USB adaptor are used to transport the signal to the computer, then, the position and posture parameters of the magnetic object are computed by a nonlinear optimization method. Finally, a program is developed to display and save the localization result in real time. The real experimental results show that the average localization error is less than 7 mm, the average orientation error is less than 6° when the capsule is 150 mm away the sensor array plane. At the same time, this localizing system is able to track the capsule that moves among a simulated intestinal tract. Moreover, the localization error is not sensitive to glass, plastic, clothes, water and human body. It is conclusion that this localizing system is able to realize the real time localizing and tracking of the micro diagnosis and treatment devices in human GI tract.

Key words: localization; real time tracking; magnetic sensor; magnetic measurement; micro diagnosis and treatment device

收稿日期:2008-05-15; 修订日期:2008-06-25.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 30700160); 重庆市自然科学基金资助项目(No. CSTC2006BA5005)

1 引言

无创介入式消化道微型诊疗装置可以被应用于人体消化道图像采集与传输、靶向释药、体液采集、消化道生理参数提取等方面^[1-2],对微型诊疗装置在体内的实时定位与跟踪在其实际应用中具有重要意义。目前常用的定位方法有医学成像定位^[1]、超声定位^[2]、射频信号定位^[3]、电磁定位^[4-5]、磁标记物定位^[6-8]等。医学成像定位法是利用X光成像或放射性同位素闪烁成像等技术获得受试者的腹部图像,并从图像中找出微型诊疗装置的位置^[1],其缺点是需要借助昂贵的医学影像设备、成本高、便携性和实时性差。超声定位方法是在体外选取若干点,安放超声探头,当胶囊通过探测点时发出信号^[2],从而指示出胶囊的位置,缺点是定位精度低、实时性差。以色列M2A胶囊使用射频信号定位方法,通过胶囊内窥镜发出的射频信号来求解胶囊的空间位置,能实现对胶囊的实时定位与连续跟踪,平均定位精度可达到37.7 mm^[3],但由于射频信号在人体内的衰减非常快,而且数学关系很复杂,因此,运算量非常大,且定位精度不高。

基于永磁体空间磁场检测的磁定位方法是利用永磁体产生的磁场有其特定的分布规律这一特点,将永磁体固定在微型诊疗装置上,通过检测目标永磁体的空间磁场来逆求出微型诊疗装置的位置和姿态信息^[8]。基于这一原理,本文设计制作了可用于消化道微型诊疗装置体内定位的磁定位装置,使用三轴磁传感器阵列检测永磁体的空间磁场,通过USB接口传入计算机,并利用这些数据建立非线性方程组,最后使用非线性最优化方法求出目标永磁体的位置和姿态信息。与其他定位方法相比,该方法有着定位精度高,制作和运行成本低,便携性好,对人体无毒副作用,并且能实现实时定位与连续跟踪等优点。

2 磁定位的数学模型

当源点到场点的距离远大于永磁体的尺寸时,可将永磁体磁源近似为磁偶极子,进而用磁偶极子模型来计算场点处的磁感应强度。设永磁体的坐标为 (x_0, y_0, z_0) ,磁偶极矩为 $\mathbf{m}(m_x, m_y,$

$m_z)$,场点 p 的坐标为 (x, y, z) ,源点到场点的矢径为 \mathbf{r} , \mathbf{m} 与 z 轴正方向的夹角为 θ , \mathbf{m} 在 xoy 平面上的投影与 x 轴正方向的夹角为 ϕ ,如图1所示。设磁偶极矩的大小为 m ,则有: $m_x = m \sin \theta \cos \phi, m_y = m \sin \theta \sin \phi, m_z = m \cos \theta$ 。根据磁偶极子模型,场点 p 处的磁感应强度 \mathbf{B} 的矢量表达式为^[9]:

$$\mathbf{B}(\mathbf{m}, \mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi r^5} [3(\mathbf{r} \cdot \mathbf{m})\mathbf{r} - r^2 \mathbf{m}] \quad (1)$$

通过对空间多个已知坐标点的磁场的检测,就能通过式(1)建立方程组,进而求解出永磁体的位置和姿态参数。

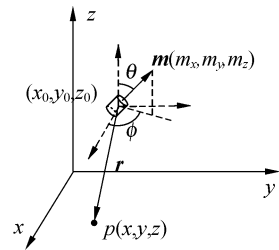


图1 永磁体位置和方向定义

Fig. 1 Coordinate system for magnet position

通过对多种尺寸和规格的小型圆柱钕铁硼永磁体的测量实验表明,当场点与源点的距离大于8倍永磁体尺寸时,磁偶极子模型成立。

3 磁定位系统设计

体内微型诊疗装置的磁定位系统组成如图2,主要由磁传感器阵列、控制电路、USB接口适配器,以及定位系统软件等部分组成。

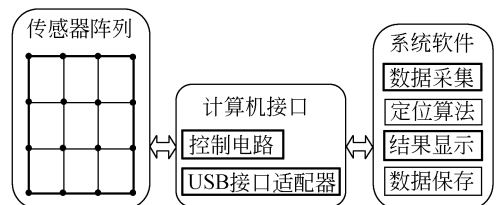


图2 磁定位系统组成

Fig. 2 Block diagram of magnetic localizing system

3.1 磁传感器阵列

磁传感器使用美国PNI公司的SEN-S65磁传感器,其最大测量范围为 ± 11 G,最高灵敏度

为 0.15 mG,使用一个驱动 IC,PNI11096 和 3 个磁传感器 SEN-S65 即构成一个三轴磁传感器模块,其实物如图 3 所示。

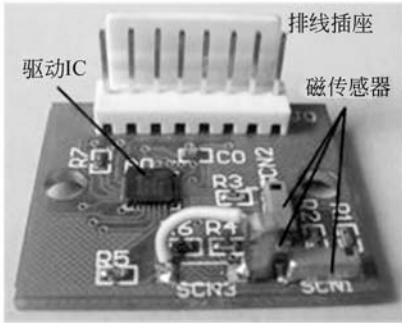


图 3 三轴磁传感器模块

Fig. 3 Module of 3-axis magnetic sensor

理论上增加测点数目能够提高定位的精度和抗干扰能力^[6-7],但同时也会增加系统复杂度,硬件开销以及定位运算的时间,综合考虑精度及成本以及被测目标的运动范围后选择如图 4 所示的 16 测点的传感器排列方式,图中黑色圆点代表传感器模块的位置,16 组传感器模块位于同一个平面上。

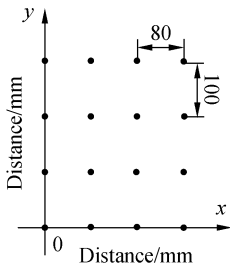


图 4 磁传感器阵列排布方式

Fig. 4 Magnetic sensor arrangement

3.2 控制电路

控制电路主要实现 16 组传感器模块的片选及数据传输线的多路复用。控制电路原理如图 5 所示,由计算机输出的 4 位选通信号 $S_0 \sim S_3$ 作为 16 选 1 译码器 74HC154 的编码信号和多路复用器 CD4067 的通道选择信号。74HC154 的输出作为传感器模块的片选信号,使得同一时刻只有 1 个传感器模块被选通;5 块 CD4067 则分别实现 2 个 SPI 的数据信号 MOSI 和 MISO,1 个 SPI 时钟信号 CLK,1 个传感器采集状态信号 DRDY 和

1 个传感器复位信号 RESET 的多路复用。

因为所使用的集成电路芯片以及磁传感器的功耗都很小,所以无需外接电源,直接通过计算机 USB 接口供电。此外所设计的控制电路还能够通过级联的方式扩展为 32 个通道。

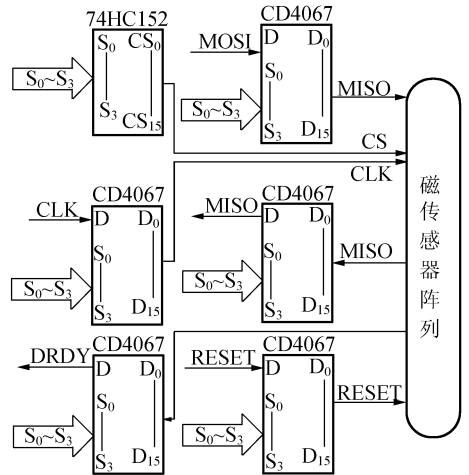


图 5 控制电路原理示意图

Fig. 5 Diagram of control circuit

3.3 基于 USB 的计算机接口

传感器模块的输出信号是 SPI 标准的串行信号,使用武汉吉阳光电生产的 USB-SPI 接口适配器 GY7502 实现传感器模块与计算机的通信,并利用 GY7502 提供的两个 I/O 口分别作为传感器模块的复位信号和采集状态信号的传输线。但因为 GY7502 只提供了 2 个片选信号,不足以选通 16 个传感器模块,因此还使用了一块北京中泰研控生产的 USB 数据采集模块 USB7310,利用它的开关信号输出功能产生 4 位数据选通信号。

磁定位系统软件由 VC.net 编程实现,使用了模块化的设计方式和 VTK 以及多线程技术。软件主要包括数据采集、定位计算、结果显示、数据保存等功能模块。数据采集过程中对数据进行实时的预处理,按原则去除异常值后求均值,将预处理后的数据传给定位算法模块,由其计算出磁目标的位置和姿态参数,并在电脑屏幕上显示出 1 个可随意拖放的三维视图和 2 个二维视图,最后将数据保存成文件。磁定位系统实验平台如图 6 所示。

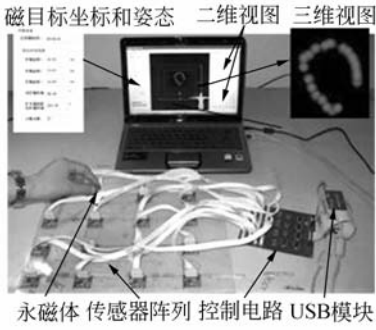


图 6 磁定位实验平台

Fig. 6 Experimental magnetic localizing system

3.4 定位算法

式(1)中的磁感应强度 \mathbf{B} 可分解为空间直角坐标系下沿 3 个坐标轴方向的分量, 如式(2):

$$\begin{cases} B_x = \frac{\mu_0}{4\pi r^5} [3(\mathbf{r} \cdot \mathbf{m})(x - x_0) - r^2 m \sin \theta \cos \phi] \\ B_y = \frac{\mu_0}{4\pi r^5} [3(\mathbf{r} \cdot \mathbf{m})(y - y_0) - r^2 m \sin \theta \sin \phi] \\ B_z = \frac{\mu_0}{4\pi r^5} [3(\mathbf{r} \cdot \mathbf{m})(z - z_0) - r^2 m \cos \theta] \end{cases} \quad (2)$$

由 16 组传感器模块采集到的数据即可构造出 48 个非线性方程, 组成一个超定的非线性方程组, 设目标优化函数为:

$$E = E_x + E_y + E_z, \quad (3)$$

其中 E_x, E_y, E_z 分别定义为:

$$\begin{cases} E_x = \sum_1^n (B_x - \hat{B}_x)^2 \\ E_y = \sum_1^n (B_y - \hat{B}_y)^2 \\ E_z = \sum_1^n (B_z - \hat{B}_z)^2 \end{cases}, \quad (4)$$

式(4)中 B_x, B_y, B_z 是测量值, $\hat{B}_x, \hat{B}_y, \hat{B}_z$ 是按式(2)求出的计算值, 则使目标函数 E 最小的参数 $(x_0, y_0, z_0, \phi, \theta, m)$ 就是该问题的最小二乘解。求解非线性方程组的优化算法有很多, 如共轭梯度法、Gauss-Newton 法、单纯形法、模拟退火法、遗传算法等。这些算法各有优缺点, 其中单纯形法不需要计算目标函数的梯度, 但速度较慢, 且是局部收敛的; 基于梯度的方法通常运算速度较快, 但也是局部收敛的; 模拟退火法, 遗传算法是全局收敛的, 但运算速度相对较慢^[10]。

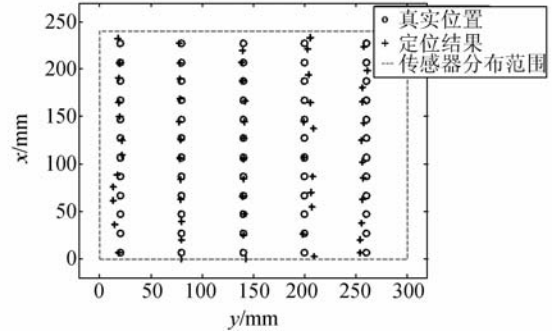
经过大量仿真计算和实验后综合考虑运算速

度和定位精度后决定选用 Gauss-Newton 法作为定位算法, 因为仿真结果表明该算法在初始值到真实值的距离 < 200 mm 的情况下, 基本都能收敛于真实值, 并且计算速度较快, 一次定位计算所需的时间在 0.5 s 以内。

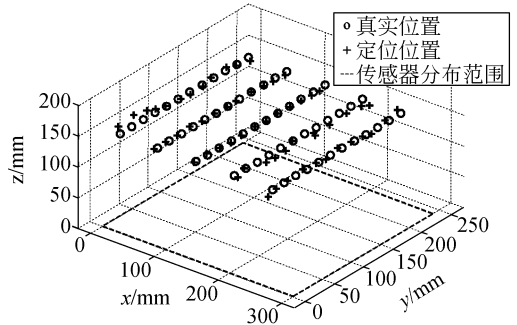
4 实验研究

4.1 定位试验

在如图 6 所示的实验平台上, 在电子胶囊可能的运动范围内选取 60 个点作为被测位置, 将内置了 $\phi 8 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$ (其中 ϕ 为圆柱永磁体的直径, h 为高度) 的圆柱 N35 钕铁硼永磁体的电子胶囊分别放在每个点, 并记录下坐标和姿态, 然后采集传感器数据, 用磁定位软件进行定位并保存结果, 以检验磁定位系统的定位和定向精度。



(a) 二维显示
(a) 2D plot



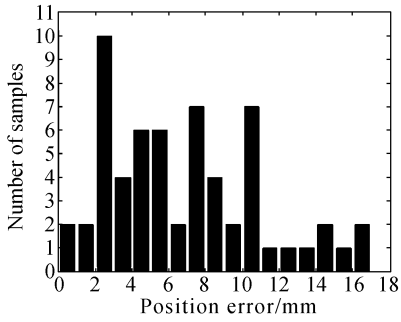
(b) 三维显示
(b) 3D plot

图 7 定位实验结果

Fig. 7 Experiment results

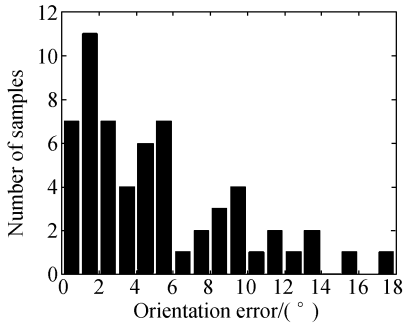
永磁体距离磁传感器平面 150 mm 时的定位实验结果用 Matlab6.5 绘制如图 7。最大定位

误差为 16.14 mm,平均定位误差为 6.80 mm,最大定向误差为 17.95°,平均定向误差为 5.12°,定位和定向误差分布情况如图 8。



(a) 定位误差分布

(a) Position error distribution



(b) 定向误差分布

(b) Orientation error distribution

图 8 定位和定向误差分布

Fig. 8 Error distributions of position and orientation

4.3 介质影响实验

在定位实验中,在传感器阵列与磁目标间分别放置玻璃、人体、铜板、织物、水和薄铁板等不同

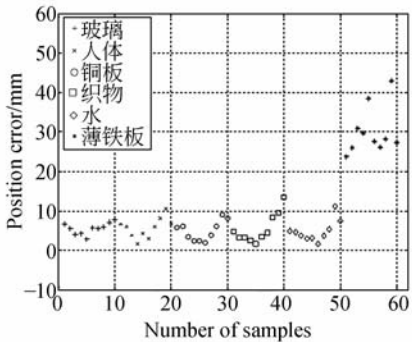


图 9 不同介质对定位误差的影响

Fig. 9 Influences of different medium materials on position errors

的介质材料后,再进行定位实验以检验介质对定位跟踪结果的影响。图 9 为对距离传感器阵列平面 150 mm 的 10 个点进行介质影响实验后得到的定位误差分布,可以看到,人体、水等介质对定位精度影响很小,而薄铁板对定位精度的影响就很大。

4.2 轨迹跟踪实验

在如图 10 所示的实验平台上进行轨迹跟踪实验,以检验磁定位系统对运动目标的轨迹跟踪能力。照片中用虚线标出的即为模拟肠道,它距离传感器阵列所在平面最近处为 6 cm,最远处为 22 cm,与人体实验中的情况相仿,用恒流泵拖动内置了永磁体的电子胶囊沿模拟肠道缓慢移动,并用磁定位系统对其进行实时跟踪。

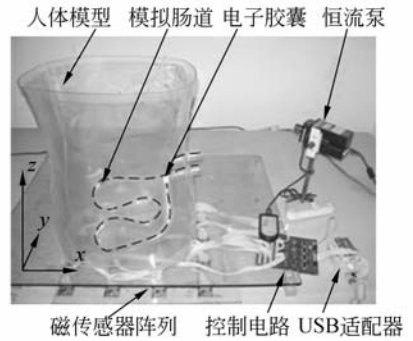


图 10 轨迹跟踪实验

Fig. 10 Locus tracking experiment

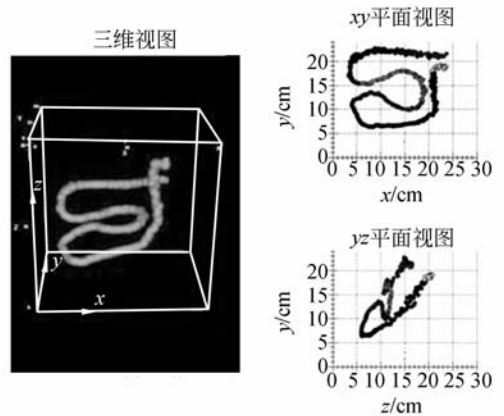


图 11 轨迹跟踪实验结果

Fig. 11 Results of locus tracking experiments

图 11 为轨迹跟踪实验的结果,在三维视图中用球体,在二维视图中用圆形来代表计算出的电子胶囊的位置。定位系统每 2 s 左右即可采集完 1 组数据并计算和显示出 1 个点的位置。可以

看到三维视图球体所形成的轨迹与模拟肠道的形状基本相符。

5 结 论

实验表明该定位系统能够对距离传感器平面 60 mm 至 220 mm, 内置了 $\phi 8 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$ 圆柱形 N35 钕铁硼永磁体的电子胶囊实现实时定位和连续跟踪, 平均定位精度 $< 7 \text{ mm}$, 并且对织物、人体等介质不敏感。该定位系统一次定位需要的数据采集时间 $< 2 \text{ s}$, 定位算法运算时间 $< 0.5 \text{ s}$, 而人体小肠的蠕动频率 $< 18 \text{ 次/min}$, 平均

运动速度约为 0.5 mm/s ^[6], 因此该定位系统能够满足对消化道微型诊疗装置在体内的实时定位与跟踪的要求。

基于永磁体空间磁场检测的磁定位系统成本低、精度高、便携性好, 并且无需磁屏蔽室, 只要系统工作时附近没有大尺寸铁磁性物质运动即可。该方法具有一定的通用性, 还可应用于其他需要在不可见状态下进行非接触测量的领域。

今后研究工作中需要解决磁定位系统参考坐标系与受试者解剖特征点匹配, 图像融合等问题, 并对该系统的参数进一步优化, 进而将该定位系统应用到动物实验以及人体实验中去。

参考文献:

- [1] 梁学领, 郑小林, 侯文生, 等. 消化道微型诊疗胶囊核医学图像定位系统设计[J]. 中国医学影像技术, 2006, 22(10): 1592-1594.
LIANG X L, ZHENG X L, HOU W SH, *et al.*. A design for locating the micro-medical device in human alimentary canal using nuclear imaging technology[J]. *China Journal of Medical Imaging Technology*, 2006, 22(10): 1592-1594. (in Chinese)
- [2] 姜萍萍, 颜国正, 王文兴. 人体全消化道微型介入式诊查系统研制[J]. 机器人技术及应用, 2003(4): 33-35.
JIAN P P, YAN G ZH, WAN W X. Researches on invasive micro-system for whole GI tract physiological parameters monitoring[J]. *Robot Technology and Application*, 2003(4): 33-35. (in Chinese)
- [3] FISCHER D, SCHREIBER R, LEVI D, *et al.*. Capsule endoscope: the localization system[J]. *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America*, 2004(14): 25-31.
- [4] 姜萍萍, 颜国正, 郭旭东, 等. 用于体内胶囊式遥测系统的电磁跟踪定位方法[J]. 光学精密工程, 2007, 15(8): 1247-1252.
JIANG P P, YAN G ZH, GUO X D, *et al.*. Electro-magnetic tracking system for capsule-typed telemetric device[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15(8): 1247-1252. (in Chinese)
- [5] 李鸿炜, 颜国正, 胡芳芳. 微型胃肠道介入式诊疗装置的便携定位系统设计[J]. 光学精密工程, 2008, 16(3): 492-499.
- [6] LI H W, YAN G ZH, HU F F. Portable positioning system for micro gastrointestinal invasive diagnosing device[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(3): 192-499. (in Chinese)
- [7] WANG X N, MENG M Q, HU C. A localization method using 3-axis magnetoresistive sensors for tracking of capsule endoscope [C]. *Proc. of the 28th IEEE EMBS*, 2006: 2522-2525.
- [8] HU C, MENG M Q, -H, Mandal M. Efficient Linear Algorithm for Magnetic Localization and Orientation in Capsule Endoscopy [C]. *Proc. of the 2005 IEEE, 27th EMBC*, 2005: 162-167.
- [9] 侯文生, 郑小林, 彭承琳, 等. 体内微型诊疗装置磁定位简化模型的实验研究[J]. 仪器仪表学报, 2005, 26(9): 895-897.
HOU W SH, ZENG X L, PENG CH L, *et al.*. Study of simplified magnetic location model for micro medical device inside human body[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2005, 26(9): 895-897. (in Chinese)
- [10] 冯慈璋. 电磁场[M]. 北京: 高等教育出版社, 1983.
FENG C ZH. *Electromagnetic Field*[M]. Beijing: Higher Education Press, 1983. (in Chinese)
- [11] 樊叔维, 张兴志. 全局优化算法自适应模拟退火-遗传算法的研究[J]. 光学精密工程, 1999, 7(4): 16-21.
FAN SH W, ZHANG X ZH. Study of the global optimal method self adaptation simulated annealing genetic algorithm[J]. *Opt. Precision Eng.*, 1999, 7(4): 16-21. (in Chinese)

作者简介:



郑小林 (1956—), 男, 四川自贡人, 博士, 教授, 博士生导师, 1982 年、1987 年、1995 年分别于重庆大学获学士、硕士和博士学位, 主要研究方向为生物医学信号处理及 BioMEMS 和生物传感器。E-mail: zxl@cqu.edu.cn



侯文生 (1968—), 男, 重庆人, 博士, 教授, 1991 年于西南师范大学获学士学位, 1998 年、2001 年分别于重庆大学获硕士和博士学位, 主要研究方向为医学信号检测与医学图像处理。E-mail: hws21cn@yahoo.com.cn



李 金 (1979—), 男, 河北唐山人, 博士, 2001 年、2004 年、2008 年分别于重庆大学获学士、硕士和博士学位, 主要研究方向为生物医学信息检测与处理。E-mail: jinlijin@hotmail.com



何 金 (1979—) 男, 重庆人, 在读硕士研究生, 2001 年于重庆大学获得学士学位, 主要研究方向为生物医学信号检测与处理。E-mail: hjalloy@sina.com

● 下期预告

透射式旋转对称光学系统中的偏振像差分析

张 颖, 赵慧洁, 邢 辉, 程 宣

(北京航空航天大学 仪器科学与光电工程学院 精密光机电一体化技术教育部重点实验室, 北京 100191)

为了控制透射式旋转对称光学系统中的偏振效应, 提高系统的光学性能, 对该系统中的偏振像差进行了分析。首先, 在偏振像差理论的基础上, 通过偏振光线追迹的方法导出该系统偏振像差的计算公式。然后, 对影响偏振像差的因素进行了分析, 提出了透射式旋转对称光学界面产生的偏振像差的影响因子。最后对一望远物镜进行了偏振像差分析: 入射角为 18.77° 时所产生的偏振像差是入射角为 7.86° 时的 5.5 倍; 镀有膜系 Layers2 时的偏振像差比镀有 MgF_2 膜时减小了约 30%; $\lambda=1.1 \mu\text{m}$ 时的偏振像差约为 $\lambda=0.55 \mu\text{m}$ 时的 10 倍。分析结果表明, 对于具有宽光谱、大入射角、大视场等特点的透射式旋转对称光学系统, 要想提高其光学性能, 必须控制偏振像差。尽可能减小入射角的大小, 将薄膜设计和光学设计结合起来、通过减小偏振分离的方式来降低系统中的偏振效应, 是控制光学系统中的偏振像差的有效措施。