

文章编号 1004-924X(2008)08-1500-08

基于 TMS320DM642 和 S3C2410 的细胞注射装置控制系统

于保军^{1,2}, 杨志刚¹, 周广禄³

(1. 吉林大学 机械科学与工程学院, 吉林 长春 130025; 2. 长春工业大学 机电工程学院, 吉林 长春 130012; 3. 哈尔滨工业大学(威海) 计算机学院, 山东 威海 264209)

摘要:为解决目前细胞注射装置普遍采用的在显微镜下手动操作的机构效率低下、响应速度慢等问题,提出了基于 DSP 和 ARM 嵌入式系统的细胞注射装置。该装置利用基于 TMS320DM642 的图像处理子系统完成图像的采集、处理并将处理的结果保存在特定的存储器内;同时,基于 S3C2410 的控制子系统完成人机交互、宏/微双精度微动台控制等功能,并利用 TMS320DM642 的 HPI 接口进行 DSP 与 ARM 处理器的数据交互。模拟结果表明,系统控制自动定位精度达到 $0.1\ \mu\text{m}$,提高了系统运动精度,图像处理速度达到 11 frame/s。

关键词:细胞注射装置;宏/微双精度微动台;视觉伺服控制;HPI 接口

中图分类号:TP391;TP273 **文献标识码:**A

Control system for cell injection device based on TMS320DM642 and S3C2410

YU Bao-jun^{1,2}, YANG Zhi-gang¹, ZHOU Guang-lu³

(1. *Institute of Mechanical Science and Engineering, Jilin University, Changchun 130025, China;*
2. *College of Mechatronic Engineering, Changchun University of Technology,*
Changchun 130012, China; 3. *School of Computer Science and Technology,*
Harbin Institute of Technology at Weihai, Weihai 264209, China)

Abstract: In order to improve the low efficiency and the low velocity of common cell injection device in manual operation machine at present, a cell injection device based on DSP and ARM was presented. An image processing subsystem based on TMS320DM642 was used to accomplish image sampling and processing, and the results were stored to a special RAM. The control subsystem based on S3C2410 was designed to have man-machine conversation and control macro-micro dual-drive table, and the HPI interface of TMS320DM642 was utilitted to transfer data between DSP and ARM. The experimental results indicate that the positioning precision of the system is $1\ \mu\text{m}$, which improves the motion precision of the system, and obtains the velocity of image processing of 11 frame/s.

Key words: cell injection device; macro-micro dual-drive; vision servo control; HPI interface

收稿日期:2007-12-21;修订日期:2008-02-01.

基金项目:国家自然科学基金重点资助项目(No. 50735002)

1 引言

随着数字信号处理技术、网络技术的飞速发展和后 PC 机时代的到来,嵌入式系统成为当前高科技发展的焦点之一。而这些嵌入式产品的核心——处理器决定了产品的设计和性能。在 32、64 bit 嵌入式处理器市场中,ARM 占有 79.5% 的份额^[1]。32 bit ARM 处理器具有高性能、低功耗、低成本的特点。TI 公司的 TMS320 系列的 DSP 处理器由于功能强大,加上接口方便、软件可用资源丰富、编程方便、稳定性好、精度高等优点,在国内的 DSP 市场中占有非常大的份额,应用越来越广泛,已经成为嵌入式高速计算平台的主要实现工具^[2]。为了充分利用二者的优点,在本系统中,由 ARM 实现整个系统的协调控制和网络功能,由 DSP 芯片来执行复杂的图像处理运算,然后通过 HPI 接口实现 ARM 嵌入式处理器和 DSP 之间的高速数据、信息交换。利用课题组自行研制的一种宏/微双驱动精密定位微动台进行控制方法研究。该微动台的宏动部分由混合式步进电机、滚珠丝杠组成;微动部分由压电驱动器构成,显微镜、CCD、图像采集芯片构成视觉位置传感器。兼备了混合式步进电机的大行程和压电陶瓷响应快、位移分辨率高等优点。微动部分的压电微驱动器以高频响应动态补偿系统的定位误差,与传统静态补偿相比,缩短了系统的稳定时间。

2 系统组成结构

图 1 为系统的组成示意图。

系统中的压电微动台是由压电精密驱动器构成的 XYZ 三自由度微动平台,主要利用了压电驱动器在精密驱动方面的优点制作而成,微动台的位移精度为 0.1 μm ,用于注射针的移动定位。数字图像采集系统主要由显微镜和 CCD 摄像机组成两级放大系统,获得细胞注射的实时现场图像数据。DM642 系统负责图像的采集和处理,并将处理结果的相关数据、信息存入 HPI 接口指定的 RAM 区域。S3C2410 通过 DM642 的 HPI 接口读写 DM642 系统处理的数据、信息并进行步进电机和压电驱动器的控制从而完成整个系统的视觉反馈控制。

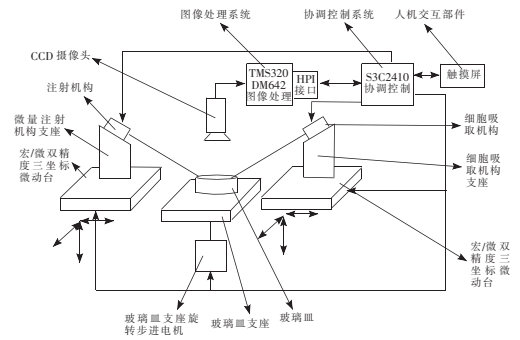


图 1 系统的组成示意图

Fig. 1 Framework of cell injection system

3 协调控制系统及动作机构设计

3.1 宏/微双精度微动台

宏/微双重驱动微操作系统是实现大行程、高精度定位的一种有效手段^[3-5],本系统的宏/微双精度三坐标微动台(以下简称微动台)的宏动部分由精密级的导轨和滚珠丝杠组成,由步进电机驱动。

混合式步进电机驱动器的输入信号采用共阳极接线方式,将输入信号的电源正极连接到该端子上,将 S3C2410 的 IO 端口输出的控制信号连接到对应的信号端子上。脉冲信号响应频率为 15 kHz,图 2 为电机驱动器与电机的连接图。

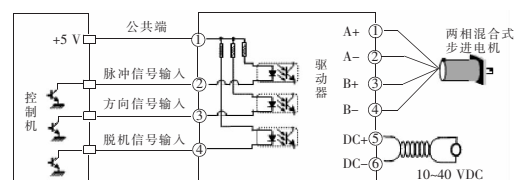


图 2 电机驱动器与电机的连接图

Fig. 2 Link of motor driver and motor

微动台的宏动部分的丝杠行程是 78 mm,导程为 0.5 mm。理论上,螺旋副的相对运动关系可以用式(1)计算。 P 为丝杠的导程, l 为 XYZ 3 个方向上的移动最小分辨率。最小转动角度即为电机的步距角 $\beta=0.9^\circ$ 。

$$l = \frac{P}{360} \beta. \quad (1)$$

通过计算得到宏动台理论位移的最小分辨率为 0.001 25 mm。

玻璃皿旋转机构由步进电机直接驱动,旋转精度为步进电机的步距角即: $\alpha=0.9^\circ$

微动台微动部分的工作原理是:当压电晶体置于外电场中时,晶体会发生变形,形变的大小和外电场强的大小成正比,此现象被称为逆压电效应,可描述为:

$$S = s^E T + dE, \quad (2)$$

式中, S 为应变, s^E 为弹性常数, T 为应力, d 为压电常数, E 为电场强度。利用压电陶瓷的逆压电效应产生的微位移可获得纳米级分辨率,其步进式工作原理如图 3,在一个平行槽形轨道内,放置了一个步进式直线驱动机构(以下简称驱动机构)。驱动机构由三部分构成:用于箝位的压电叠堆 A、C;用于直线驱动的压电叠堆 B;三者呈“工”字形布置,并连接成一个整体。在时序控制电压信号作用下,驱动机构动作过程如下:

- (1) 压电叠堆 A 得电伸长并顶紧轨道,形成箝位。
- (2) 压电叠堆 B 得电伸长。
- (3) 压电叠堆 C 得电伸长并顶紧轨道,形成箝位。
- (4) 压电叠堆 A 失电,与轨道松开。
- (5) 压电叠堆 B 失电收缩。压电叠堆 C 失电, C 与轨道松开。至此,驱动机构向右前进了一个步长。循环步骤(1)~(5)步,驱动机构可不断向右运动(步进),如果改变时序控制信号,则驱动装置可实现向左运动^[6-9]。

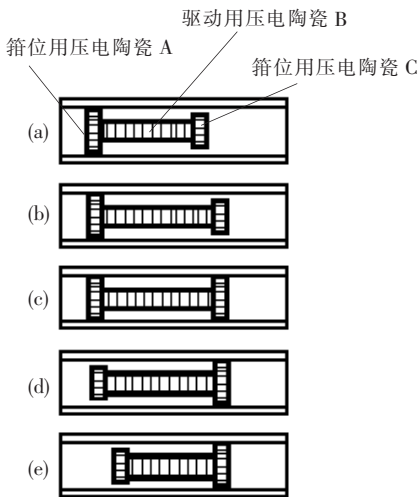


图 3 步进式运动原理图

Fig. 3 Principle of step motion

3.2 细胞微量注射机构

微量注射机构主要是完成对细胞的定量液体注射,机构的结构示意图如图 4 所示。

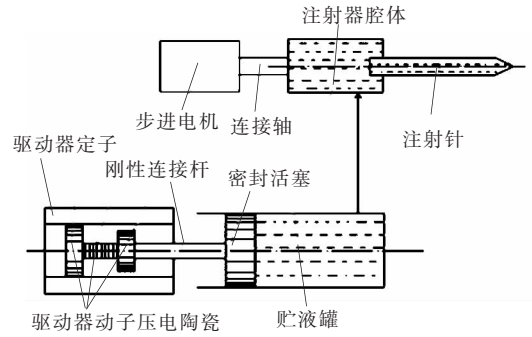


图 4 微量注射机构结构示意图

Fig. 4 Structure sketch of micro injection

注射机构动作过程如下:首先 S3C2410 的 IO 端口通过驱动电路按照时序给的压电驱动器供电,使其按照要求方向运动,当压电驱动器向如图所示的右方运动时,推动刚性杆,由此推动密封活塞对贮液罐中的液体加压,产生所需的压力,液体通过管路进入注射器腔体中,同时将注射器腔体中的液体通过注射针喷射出去,达到对细胞进行液体注射的目的。

计算微针的临界喷射压强及系统产生的压强由于是在微观条件下,注射针内液体的流动特性与宏观条件下有所不同,微针的结构如图 5 所示。

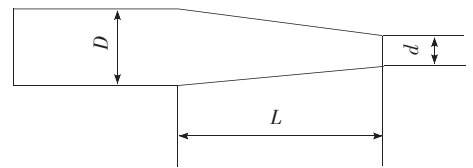


图 5 微针尖端的结构示意图

Fig. 5 Diagram of micro needle

由文献[11]可知,微针临界喷射压强为:

$$p_1 = p_0 + \frac{4\sigma \cos \alpha}{9.8d}, \quad (5)$$

其中: $\tan \alpha = \frac{D-d}{2L}$; p_1 : 临界注射压强; σ : 液体的表面张力; p_0 : 标准大气压强

文献[11]的计算和试验表明,液体的临界喷射压强一般在 0.2~0.3 MPa 之间。

本文使用的直线步进式压电驱动器最大能产

生 20 N 的压力,根据压强计算公式:

$$p = \frac{F}{A} = \frac{F}{\pi\left(\frac{d}{2}\right)^2} \quad (6)$$

当密封活塞直径 $d=5$ mm 时,计算得到压强是 1.02 MPa,满足注射压力的需要。

3.3 细胞吸取机构及动作流程

在细胞操作动作过程中,首先是利用细胞吸取机构来吸住被选定细胞以便后续的注射操作。细胞吸取机构如图 6 所示

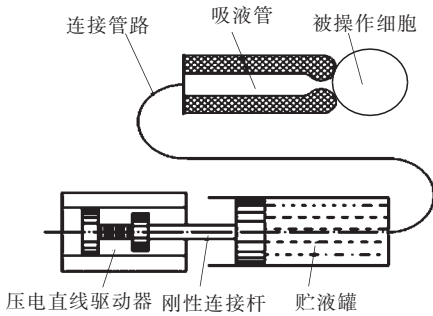


图 6 细胞吸取机构示意图

Fig. 6 Structure sketch of cell imbibition

在操作过程中,首先将贮液罐中充满培养液,然后驱动压电直线驱动器的动子向图 6 所示的右方运动,推动贮液罐的密封活塞运动,将培养液充满管路和吸液管,然后直线压电驱动器停止运动。当操作者选中被操作细胞后,由微动台带动细胞吸取机构靠近被操作细胞,当距离很小时,驱动图 6 所示的压电直线驱动器向图 6 所示左方运动,此时在吸液管端部产生一定的吸力吸住细胞,其吸力的大小可以通过调整压电直线驱动器的驱动电压来调整。

3.4 DM642 与 S3C2410 的接口设计

本文选用 S3C2410 中时序最接近 HPI 接口时序的外部 I/O 接口同 DM642 进行连接,其硬件连接电路如图 7 所示。工作中 S3C2410 只需要寻址 HPI 接口的 3 个寄存器,根据对这 3 个寄存器的寻址关系,将主机的两根地址线(A2, A3)分别接到 DSP 的(HCNTLO, HCNTLI),就可以在编程时使地址线出现要求的高、低电平完成对不同寄存器的访问。本文用 S3C2410 的外部 I/O 接口 BANK5 来同 DM642 相连,将 BANK5 的片选信号 nGCS5 接到 HPI 接口的片选信号 $\overline{\text{HCS}}$,只要对 BANK5 进行操作,就可以产生相应的片

选信号。由于 S3C2410 没有 HR/W 信号,所以选用 A4 来代替该信号和 HPI 口的 HR/W 相接,从而选择 HPI 口处于写状态还是读状态。将 S3C2410 的信号线 nOE 和 nWE 分别接到 HPI 口的 $\overline{\text{HDS1}}$ 和 $\overline{\text{HDS2}}$,使它们和 nGCS5 一起组成数据闸门信号 $\overline{\text{HSTROBE}}$ (内部信号)。 $\overline{\text{HRDY}}$ 为 DSP 就绪指示信号,由 DSP 产生。所有读写操作都必须在 $\overline{\text{HRDY}}$ 信号有效时进行。将 $\overline{\text{HRDY}}$ 信号接到 S3C2410 的 nWAIT(等待信号)上面,这样在 DSP 没有准备好数据的时候可以延长 RAM 的读写周期,使 ARM 处于等待 DSP 就绪的状态。 $\overline{\text{HINT}}$ 信号是 HPI 口的中断信号,将该中断信号接到 S3C2410 上的外部中断信号 EINT19 上,由其产生来自 DSP 的中断信号。

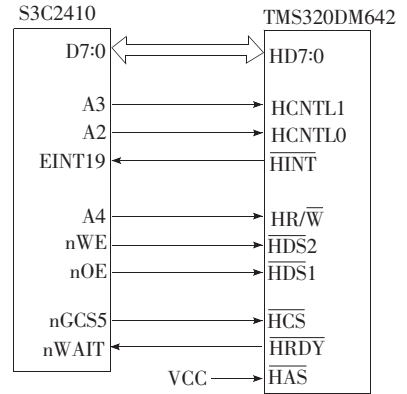


图 7 S3C2410 与 TMS320DM642 硬件接口

Fig. 7 Interface of S3C2410 and TMS320DM642

DM642 在完成图像的目标识别等工作后,将图像利用 H264 标准压缩存储在 HPI 接口指定的存储区, S3C2410 通过接口读取数据,解压缩后将图像显示在触摸屏上。

4 视觉伺服控制算法研究

用 DSP 芯片 TMS320DM642、CCD、显微镜头进行图像采集,采用基于运动规划和区域内动态模板匹配技术实现。模板匹配时对图像进行直方图均衡、二值化、微操作工具边缘的检测、细化等预处理^[10]。

根据微动台的用途以及末端执行工具的不同,将末端执行工具的形状制作为含有位置信息的模板。控制系统第一次运行的时候用此模板进

行整个视频采集窗口的模板匹配,用获得的执行工具位置作为系统的初始化定位点。同时由于细胞存在于培养液中,其形状和位置在跟踪过程中会发生改变。因此,采用每次匹配之前采集上一次匹配位置的图像作为本次匹配的模板进行模板匹配的做法来解决环境信息变化的目标定位问题。

第一次模板匹配获得相关信息后,以后的匹配识别不在整个视频采集窗口中进行,而是根据上一次识别的执行工具的位置和目标位置的距离,估算出电机移动的方向。在上次识别的位置点上向电机移动的方向上给出一个大于此次电机在一个识别时间内走的距离的矩形,然后就在这个矩形内进行执行工具的位置识别,减少了计算量从而大大加速了动态识别的速度。图 8 为基于图像的直接视觉伺服控制系统示意图。

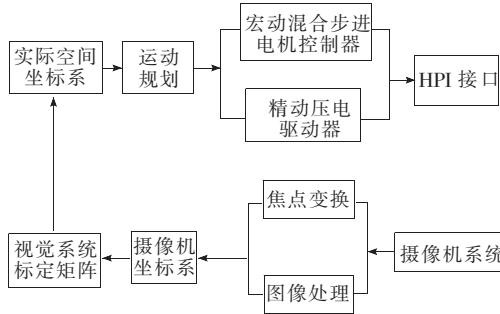


图 8 图像的视觉伺服控制系统示意图

Fig. 8 Block diagram of vision server control system

如图 9 所示,字母 M 所在矩形区域为模板, R 所在矩形区域为系统所用的模板匹配区域, S 所在矩形区域为摄像头采集的图像区域, $F_x(k), F_y(k)$ 是模板相对于 S 区域的左下角的 x, y 方向距离, $S_x(k), S_y(k)$ 是 R 区域相对于图像的左上角的距离, $x(k), y(k)$ 是要求的执行工具相对于图像左上角的距离。 $C_x(k), F_y(k)$ 为模板匹配后模板左下角相对于 R 区域左下角的 x, y 方向的距离。 $d_x(k), d_y(k)$ 为执行工具与目标点在 x, y 方向上的距离, $d(k)$ 为执行工具与目标点间的直线距离。图中一些常量介绍如下: N_x, N_y 为模板中执行工具相对于模板左、上两边的距离; R_x, R_y 为 R 区域的宽和高; $\Delta x, \Delta y$ 为模板匹配后,所确认的下一匹配起始点 $S_x(k+1), S_y(k+1)$ 与模板左下角的距离; width, height 为图像的宽和高; x_0, y_0 为目标点与 S 区域左上角 x, y 方向上的距离;

系统启动后在第一帧整幅图像中利用模板匹配搜索执行工具位置,此时没有 R 区域参与运算。模板匹配时: $S_x(1) = 0, S_y(1) = 0$ 。匹配完毕后,得到两个数值 $F_x(1), F_y(1)$ 。

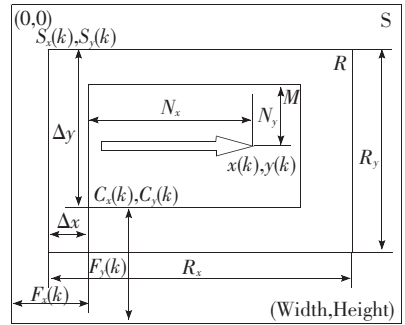


图 9 运动估算匹配示意图

Fig. 9 Sketch diagram of motion match

由于模板匹配中进行了大量的数值运算,如果每次都在整幅图像中通过模板匹配搜索执行工具的位置,匹配的速度会非常慢,因此在第一帧的图像中找到执行工具的位置 $F_x(1)$ 和 $F_y(1)$ 后,由工作台的运行情况可知,在两次模板匹配之间,工作台在某个方向上的最大位移 $x_d(k)$ 或 $y_d(k)$ 不会超过一个数值 σ , 即 $x_d(k) < \sigma, y_d(k) < \sigma$ 。

这样可以根据当前执行工具所在的位置参数、模板的宽、高和 σ 值来确定下一次模板匹配的被匹配区域的大小和位置,即图中的 R 区域,此时 R 区域的大小比整幅图像要小得多,可以缩短模板匹配的运算时间。根据前面的介绍可知第二次模板匹配的起始点坐标 $S_x(2) = F_x(1) - \Delta x, S_y(2) = \text{height} - F_y(1) - \Delta y$ 。匹配后,可以得到:

$$\begin{aligned} F_x(2) &= C_x(2) + S_x(2), \\ F_y(2) &= \text{height} - [S_y(2) + R_y - C_y(2)], \\ x(2) &= F_x(2) + N_x, \\ y(2) &= \text{height} - F_y(2) - N_y, \\ d_x(2) &= x(2) - x_0, \\ d_y(2) &= y(2) - y_0. \end{aligned}$$

综合以上各式可以得到:

$$\begin{aligned} d_x(2) &= C_x(2) + F_x(1) - \Delta x + N_x - x_0, \\ d_y(2) &= \text{height} - F_y(1) - \Delta y + R_y - C_y(2) - N_y - y_0, \\ d(2) &= \sqrt{d_x(2)^2 + d_y(2)^2} \end{aligned}$$

可以根据 $d_x(2), d_y(2)$ 的正负判断执行工具与 (x_0, y_0) 点的方位关系,根据 $d_x(2), d_y(2)$ 的大小

判断该走哪个方向的驱动器。

根据实际情况可知,第 k 次的模板匹配及相关参数的取得只与第 $k-1$ 次的模板匹配结果有关,从而得到如下的运算公式:

$$d_x(k) = C_x(k) + F_x(k-1) - \Delta x + N_x - x_0,$$

$$d_y(k) = \text{height} - F_y(k-1) - \Delta y +$$

$$R_y - C_y(k) - N_y - y_0,$$

$$d(k) = \sqrt{d_x(k)^2 + d_y(k)^2}.$$

当 $d(k)$ 的数值小于系统所确定的数值 δ 时,即认为执行工具已经到达目标点。

5 细胞实际操作过程

细胞操作是一个非常复杂的过程,根据需要一般操作过程如图 10 所示。

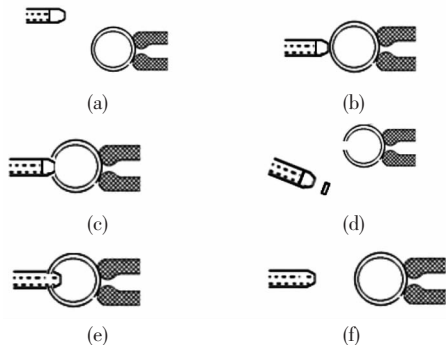


图 10 细胞操作过程示意图

Fig. 10 Cell operation process

图 10(a)表示利用细胞吸取机构吸住指定的细胞,图 10(b)表示细胞注射机构带动注射针走向细胞。在注射针到达细胞膜处后先顶住细胞膜向细胞内凹进一定的距离,如图 10(c)所示,然后驱动图 4 中的步进电机旋转,将注射针前进方向上的细胞膜切下。注射针后退离开细胞,将切下的细胞膜带出,驱动图 4 的驱动器动子,将注射针尖内的细胞膜推出,如图 10(d)。然后,注射针回到注射位置进行操作,如图 10(e)、(f)。

6 实验研究与系统测试

利用此微动台来模拟生程中的细胞注射来测试系统的稳定及可靠性,图 11 为利用注射针跟踪白色微粒的实验,其中图 11(a)为注射针针尖模

板,注射针运动的目标点为微粒的最左侧点,已经用程序在其上作了十字叉标志,如图 11(b)所示。

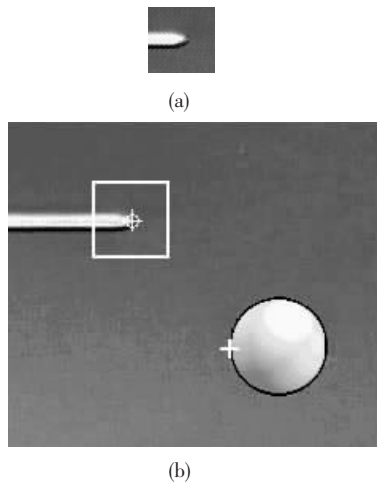


图 11 微粒目标模拟跟踪实验

Fig. 11 Simulation track test of particulate

图 12 为上述设备及算法在微型计算机中利用图像采集卡采集图像并用 Visual C++ 编程进行目标跟踪的曲线图,从图中可以看出,在 96 s 附近曲线的变化开始变缓慢,也就是从这一刻起系统由宏动驱动切换到了微动驱动。

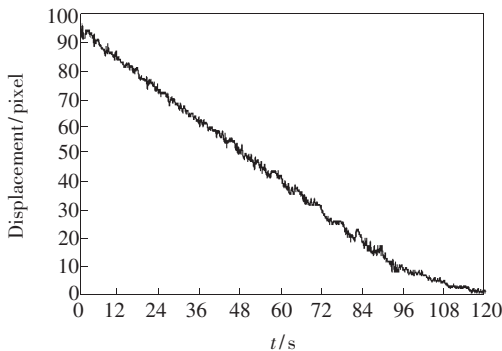


图 12 微机系统的目标跟踪曲线图

Fig. 12 Curve of object trace with PC

图 13 为 S3C2410 芯片从 HPI 接口读取的数据,并经过 TCP/IP 协议上传至计算机形成的目标跟踪曲线,从图中可以看出在时间 24.5 s 附近系统由宏动驱动切换到了微动驱动。通过比较可以看出利用本系统可以大大提高系统的目标跟踪速度。根据测试的结果,此微动台获得了满意的跟踪、识别以及定位精度和定位时间。

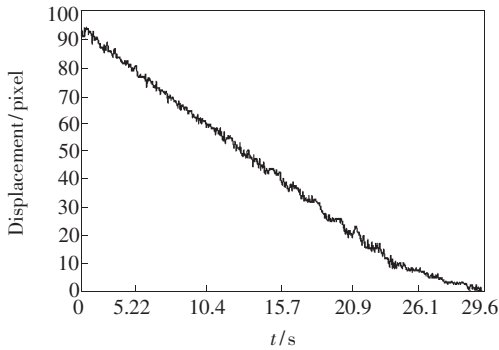


图 13 本文系统的目标跟踪曲线图

Fig. 13 Curve of object trace with proposed system

7 结 论

(1) 本文充分利用了 DM642 的高速运算性

能和 S3C2410 的协调控制性能,使细胞注射装置的应用研究更加实用化。

(2) 同样的图像处理算法,利用 PC 和 VC++ 开发的程序处理速度为 3 frame/s,利用本文的图像处理系统可以达到 11 frame/s。系统控制定位精度达到 $0.1 \mu\text{m}$ 。

(3) 系统的大部分工作由两个微处理器协调完成,降低了人为干扰因素,提高了系统控制精度和操作成功率。

(4) 目前本项目处于研究制造阶段,许多器件的加工工艺需要改进,对于不同的液体的注射参数还需要进一步试验来补充。从实验曲线可以看出系统的运动部件的运动存在一定的抖动,这需要在系统的图像配准和控制算法中加以改进。

参考文献:

- [1] 田泽. ARM9 嵌入式开发实验与实践 [M]. 北京:北京航空航天大学出版社,2006:1-4.
TIAN Z. *ARM9 Embedded System Development Experiment and Practice* [M]. Beijing: Beijing University of Aviation and Press,2006:1-4. (in Chinese)
- [2] 李方慧. TMS320C6000 系列 DSPs 原理与应用 [M]. 北京:电子工业出版社,2003:8-11.
LI F H. *The Theory and Application of TMS320C6000 Serial DSPs* [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry,2003:8-11. (in Chinese)
- [3] CHEN O J, WOLFGANG H. Development of 4 DOF planar macro-micro manipulators system [C]. *The IEEE 28th Annual Conference on Industrial Electronics, Sevilla, 2002*.
- [4] 节德刚,刘延杰,孙立宁,等. 一种宏微双重驱动精密定位机构的建模与控制 [J]. *光学精密工程*,2005,13(4):171-178.
JIE D G, LIU Y J, SUN L N, et al.. Modeling and control of a macro-micro dual-drive ultra-precision positioning mechanism [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2005,13(4):171-178. (in Chinese)
- [5] 孙立宁,董为,杜志江,宏/微双重驱动机器人系统的研究现状与关键技术 [J]. *中国机械工程*,2005,16(1):89-93.
SUN L N, DONG W, DU ZH J. State of the art and key technologies of macro/micro dual manipulator system [J]. *Mechanism Engineering of China*, 2005,16(1):89-93. (in Chinese)
- [6] 杨树臣,刘建芳,杨志刚,等. 外驱动双向推力型压电步进精密驱动器研究 [J]. *光学精密工程*,2006,14(8):652-657.
YANG SH CH, LIU J F, YANG ZH G, et al.. Study on outer driving precision PZT linear step actuator [J]. 2006, 14(8):652-657. (in Chinese)
- [7] 刘国嵩,杨志刚,曾平,等. 新型压电步进式二维精密驱动器 [J]. *光学精密工程*,2006,14(8):602-606.
LIU G S, YANG ZH G, ZENG P, et al.. Novel sophisticate stepping 2-DOF piezoelectric actuator [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2006,14(8):602-606. (in Chinese)
- [8] 华顺明,曾平,王忠伟,等. 新型二维压电移动机构 [J]. *吉林大学学报(工学版)*,2004,34(4):587-591.
HUA SH M, ZENG P, WANG ZH W, et al.. New planar locomotive device using bimorph [J]. *J. Jilin University (Engineering and Technology Edition)*, 2004,34(4):587-591 (in Chinese).
- [9] 李欣欣,卢全国,杨志刚,等. 蠕动式精密直线驱动器 [J]. *吉林大学学报(工学版)*,2003,33(4):20-24.
LI X X, LU Q G, YANG ZH G, et al.. Precision linear actuator of piezoelectric based on wriggle principle [J]. *J. Jilin University (Engineering and Technology Edition)*, 2003,33(2):20-24. (in Chinese)

- [10] 刘连臣,卢桂章,翁春华,等. 微操作机器人及其显微视觉伺服控制系统的研究[J]. 高技术通讯,2001(6):51-56. LIU L CH, LU G ZH, WENG CH H, *et al.*. Research on micro-manipulation robot and its micro-visual servo control system[J]. *High-Technology Communication*, 2001(6):51-56. (in Chinese)
- [11] 刘天军,侯丽雅,章维一. 细胞微量注射装置的研究[J]. 机械工程学报,2004,40(5):161-164. LIU T J, HOU L Y, ZHANG W Y. Research on the device of cell medicine microinjection[J]. *Chin. Journal of Mechanical Eng.*, 2004, 40(5):161-164. (in Chinese)

作者简介:于保军(1970—),男,吉林长春人,博士研究生,讲师,研究方向为压电驱动与控制、机器视觉、机电一体化等。
E-mail: yubaojun_2168@163.com

通讯作者:杨志刚(1956—),男,吉林长春人,博士生导师,研究方向为压电驱动与控制。

● 下期预告

微电铸工艺中含 N'N-二乙基硫脲时 金属铜填洞机理

张 涛¹, 吴一辉², 杨建成¹, 张 平², 刘永顺²

(1. 天津工业大学 机械电子学院, 天津 300160;

2. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所 应用光学国家重点实验室, 吉林 长春 130033)

为了研究含 N'N-二乙基硫脲添加剂的微电铸工艺金属铜填洞机理,采用线性伏安法、循环电压电流溶出法(CVS)、扫描电镜(SEM)以及 XRD 测量法研究了 N'N-二乙基硫脲对微电铸工艺电化学行为的影响,并借助塔菲尔方程,研究了微电铸铜反应过程中的电极动力学参数。结果表明,当微电铸铜工艺中加入 N'N-二乙基硫脲添加剂时,产生活性极化,提高了铜离子还原时所需的活化能,金属离子的放电速度从 2.2214 mA/cm^2 降低到约 0.076 mA/cm^2 ,这样增加了反应时的过电位,促使电极表面晶核成型速度增加,晶体成长速度由 $2.57 \mu\text{m}/\text{min}$ 降低到约 $0.17 \mu\text{m}/\text{min}$,铜离子的平滑能力提高约 50%。这样可以有效地减小微电铸时的边沿效应,使金属铜具有良好的填充微型孔洞的能力。本实验通过微电铸工艺成功地将金属铜填充入宽为 $10 \mu\text{m}$,深宽比为 4:1 的微型凹槽中,且镀层内没有空洞、空隙以及细缝等缺陷。