

基于 msp430 的生物反馈式括约肌的研制

员青琳 颜德田 韦红雨 姜萍萍

摘要 肛门失禁是一种困扰人们多年的疾病,患者虽无生命危险,但非常痛苦。为了更好地医治它,研制了一种新型的生物反馈式人工括约肌装置。介绍了反馈式肛门括约肌装置的总体结构和各部分的工作原理,以及 msp430 单片机的主要性能,给出了控制部分的电路实现和斜率 A/D 转换的软件实现。

关键词 括约肌 A/D 转换 msp430 反馈

中图分类号 R318.14

文献标识码 A

文章编号 1002-3208 (2004) 01-0024-03

Development of a Constrictor with Biological Feedback Function Based on msp430 Micro-Controller YUAN Qinglin, YAN Detian, WEI Hongyu, JIANG Pingping. Shanghai Jiaotong University, 200030

[Abstract] Anus incontinence is a disease which always troubles patients. Patients having this disease are very distressing in daily life, even they can survive. So, we have developed a new type of artificial constrictor with biological feedback to solve this problem. In this article, we introduce the overall structure of the equipment and the principle of its components, and main characteristics of msp430 micro-controller as well. Finally it is given the electric circuit of the control part and the software implementation of the gradient A/D conversion.

[Key words] Constrictor A/D conversion Msp430 Feedback

人们一直试图为肛门直肠括约肌功能丧失即难治性肛门失禁的患者寻找一种合理的替代方式以解决排便的失控问题,从肠管折叠到各种自体转移肌瓣的替代方式均不能获得满意的效果。近年来,国际上有借鉴于人工膀胱颈部括约肌改良后应用于肛门括约肌功能丧失病人的报道,但也仅限于实验/观察阶段的研究。受此启发,我们着手研制新型配备有生物反馈功能的泵式肛门括约肌装置。

1 结构设计及作用原理

1.1 结构设计

本装置主要由 3 个部分组成。

(1) 可填充的条形囊袋状袖套 以硅橡胶为材料,制成 12cm × 1.5cm 的条形囊袋,一端封闭,另一端接入一内径为 2mm 的硅胶管,囊壁厚 0.5mm,囊袋内可经硅胶管注入生理盐水,其最大容量为 5mL;囊袋粘连于一厚 0.7mm 的硅胶板上作为衬垫,如图 1。在衬垫的制作中,衬以梭形网状纤维加固,以增强衬垫的强度。在使用中,该囊状袖套包围体内直肠末端的一部分,并用铆钉铆紧。当向

囊袋内注入生理盐水时,囊袋膨胀,直肠被压紧,粪便得以控制;反之,抽出囊袋内生理盐水时,直肠被放开,进行排便。

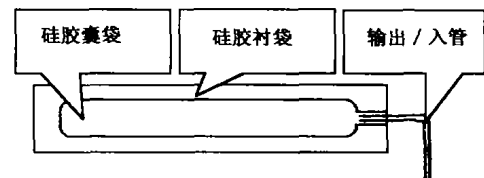


图 1 可填充条形囊袋状袖套

(2) 微电机 采用直径为 10mm 的微型电机,通过一机械装置固定于注射器的末端。在微泵的两端加上极性相反的电压,可以实现囊袋的进水和抽水。

(3) 生物反馈装置 生物反馈装置是与泵式括约肌系统相配套的单元之一,其功能是当安置有泵式括约肌部位肠管以上的肠腔内容物贮积到一定量使肠管扩张到预先调定的压力值时,立刻发出报警讯号,提醒患者开放人工泵式括约肌排便。在电路实现中,生物反馈装置由控制电路和传感器组成。

1.2 作用原理

正常人排便控制十分重要的环节是肛管压力的维持,而其 70% ~ 80% 的压力支承由内括约肌完成。后者是平滑肌组织,由直肠压力感受器、肠壁

作者单位:上海交通大学 820 研究所 (上海 200030)

作者简介:员青琳 (1978—),女,上海交通大学硕士。

神经节细胞和内括约肌构成了排便控制十分重要的环节即内括约肌松弛反射（见图 2）。其作用不但维持肛管高压状态，且当直肠内大便充盈时通过反射而使内括约肌松弛，结合由中枢神经运动支配的横纹肌松弛及运动支配的横纹肌组织外括约肌、腹肌群共同参与下排便。本装置的原理也基于此点。

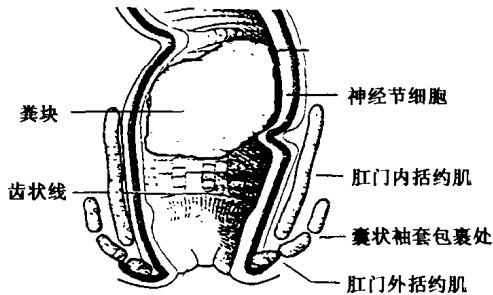


图 2 生理示意图

1.2.1 扩散硅压力传感器 PT14 扩散硅压力传感器采用矩形双岛微机械结构的新型扩散硅力敏电阻全桥型传感器，它首次解决了半导体扩散硅压力传感器的非线性补偿和过压保护问题，同时显著提高了灵敏度和稳定性。在应用中，置于体外的 PT14 传感器通过一三通接口把肠道扩张的压力转换成电压，这一微小电压通过仪器放大器连接到 msp430 单片机。实验证明 PT14 压力传感器线性良好，符合要求。它的主要性能指标^[1]如下：

量程 $\pm 20 \sim \pm 100 \sim 10\text{kPa}$

满程输出 $60 \sim 100\text{mV}/5\text{V}$

输入桥压或电流 $3 \sim 12\text{V}$ （或 $1 \sim 3\text{mA}$ ）

非线性 $5 \times 10^{-4} \sim 2 \times 10^{-3}\text{F.S.}$

1.2.2 控制电路部分 控制电路主要包括 A/D 转换电路及电机控制部分。控制部分的核心是 TI 公司的低功耗单片机 msp430，它可用电池工作且可应用很长时间，具有 16 位 RISC 结构，CPU 中的 16 个寄存器和常数产生器，使该单片机具有最高的代码效率。数字控制的振荡器可使器件从低功耗方式迅速唤醒，在少于 $6\mu\text{s}$ 内达到激活方式。其性能指标^[2,3]如下。

(1) 低电源电压范围： $1.8 \sim 3.6\text{V}$

(2) 特低功耗 低工作电流： $1.6\mu\text{A}$ @ 4kHz ， $2.2\mu\text{A}$ @ 1MHz ， 2.2V 。

(3) 5 种节电方式 等待方式： $0.8\mu\text{A}$ ；RAM 保持的断电方式： $0.1\mu\text{A}$ 。

(4) 由等待方式唤醒： $6\mu\text{s}$ 最大。

(5) 16 位 RISC 结构，150ns 指令周期。

(7) 基本时钟模块配置：

多个内部电阻，一个外部电阻，32kHz 晶体，谐振器，外部时钟源。

(8) 加外部元件可构成单斜率 A/D 转换器。

(9) 具有 3 个俘获/比较寄存器的 16 位定时器。

(10) 串行在板编程。

(11) 安全熔丝的程序代码保护。

由于整个装置的体积要求很小，没有采用专门的 A/D 转换芯片把采集到的传感器的模拟信号转化为数字信号。而是利用 msp430 系列单片机的内置模拟比较器和 16 位定时器模块，外接一个电阻和电容，利用外接电容的充放电来实现斜率 A/D 转换^[4]。连接电路如图 3 所示。

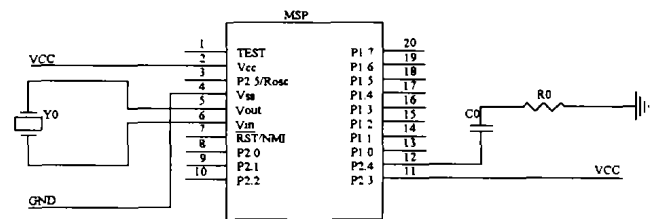


图 3 A/D 应用电路

其中 V_{in} 连接传感器的输出。其转换精度主要由基准电压来决定，它可由芯片内部或外部提供。如果对精度要求较高，可以外接一个精密的基准电压源，内部基准电压受很多因素的影响，不适用于要求高的场合；而电容的大小可影响 A/D 转换的分辨率，如选择的电容值太大（大于 100nF ），会影响 A/D 转换的精度；如太小（小于 30nF ），则要影响输入模拟信号的动态测量范围；时钟频率也直接影响到 A/D 转换的精度和分辨率。时钟频率增加一倍，A/D 转换的精度和分辨率几乎提高一位。但是，如果时钟频率选得过高，则对系统的其他外设的要求也提高，达不到提高性价比的要求。在电源电压为 3V ，外部晶振 32kHz 、电容为 100nF 、电阻为 $8.2\text{k}\Omega$ 的情况下，运用一定的算法处理，得 msp430f1121 的 A/D 转换精度为 9 位，已经符合该项目的要求。

电机控制电路由对称的两个三极管 S8050、两个可控硅 97A6、两个普通二极管通过 74LS04 六反相器与 msp430f1121 连接组成，如图 4 所示。

当 msp430 输出相应的高低电平时，可以控制

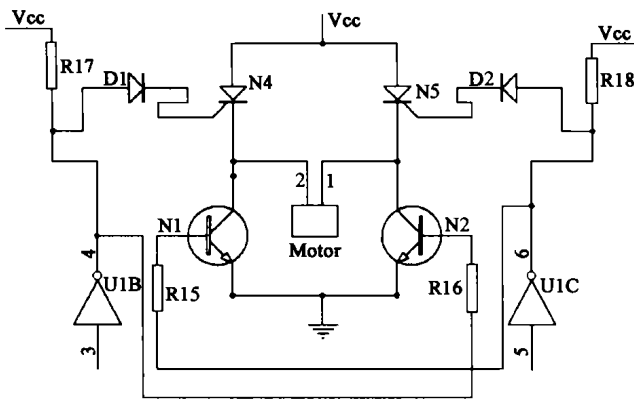


图 4 电机控制电路

电机实现正反转，从而实现袖套内的进水和抽水操作。当反相器输入 3 为高、5 为低时，N1、D2、N5 导通，N2、D1、N4 截止，电流从 Vcc 经 N5，从电机的 1 端流入 2 端流出，经 N1 接地，从而实现电机正转；反之，若 3 为低、5 为高时，实现电机反转。反相器输入高低电平由单片机 msp430 根据应用来提供。

1.3 人工泵式肛门括约肌整体结构

可填充条形囊袋袖套一端的硅胶管经过一三通接口分别与电机和 PT14 压力传感器连接（图 5）。当与 PT14 压力传感器连接时，传感器感受来自肠道壁的压力，并由控制电路将其转换为数字信号；当与电机连接时，通过电机的正反转，可以实现囊袋内的进水和抽水，从而实现对整个过程的控制。

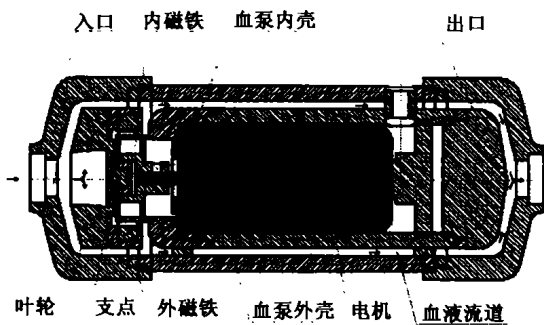


图 5 人工泵式肛门括约肌整体结构

2 功能的软件实现

首先，设置 msp430 的 I/O 端口，中断允许等功能；采集传感器的模拟信号，通过斜率 A/D 转换为数字信号；判断传感器传过来的压力是否达到预先规定的阈值，如达到，控制蜂鸣器响，然后系统进入低功耗状态直至外部按钮按下，执行电机控制程序，否则继续采集模拟信号。以下给出了斜率

A/D 转换在 msp430 上实现的程序。

```

Init_charge    MOV.B # 10H, &CACTL1 ; 第一次充电
               MOV.B # 08H, &CACTL2 ;
               MOV.B # 02H, &P1DIR ;
               MOV.B # 02H, &P1OUT ;
               CALL # DELAY ; 延时
Init_decharge  MOV.W # 0204H, &TACTL ; 第一次放电
               MOV.W # 4924H, &CCTL1 ;
               MOV.B # 02H, &CACTL1 ;
               MOV.B # 08H, &CACTL2 ;
               BIS.B # 20H, &TACTL ; 开始计数
               BIC.B # 02H, &P1OUT ; 开始放电
Init_wait      BIT.B # 0001H, &CCTL1 ; 捕获
               JZ Init_wait ;
               MOV.B &CCR1, R8 ; 获捕到，结果存入 R8
               BIC.B # 0001H, &CCTL1 ; 清除获捕结果
AD_charge      MOV.B # 00H, &CACTL1 ; 第二次充电
               MOV.B # 0CH, &CACTL2 ;
               BIS.B # 02H, &P1OUT ;
               CALL # DELAY ;
AD_decharge    MOV.W # 0204H, &TACTL ; 第二次放电
               MOV.W # 5924H, &CCTL1 ;
               MOV.B # 08H, &CACTL1 ;
               MOV.B # 0CH, &CACTL2 ;
               BIS.B # 20H, &TACTL ;
               BIC.B # 04H, &P1OUT ;
AD_wait        BIT # 0001H, &CCTL1 ;
               JZ AD_wait ;
               MOV.W &CCR1, R9 ; A/D 转换计数值存入寄存器
               BIC.W # 0001H, &CCTL1 ;
               JMP Init_charge ;
DELAY          MOV.W # 07H, R15 ;
Large_loop     MOV.W # 0FFFH, R14 ;
Small_loop     DEC R14 ;
               JNZ Small_loop ;
               DEC R15 ;
               JNZ Large_loop ;
               RET
    
```

3 结束语

适用于临床的肛门失禁专用人工括约肌系统，结合特殊设计的生物反馈装置，组成一集直肠充盈状态报警、可按需要人工控制的代肛门括约肌装置。存在的问题是虽然医用硅胶材料在我国医学临床上长期应用，已证明是对人体无害的一种良好材料，但长期置于体内，其磨损、老化、生物相容性感染等问题尚需作进一步观察及改进。

(下转第 46 页)

表 2 病例 1 剂量统计表

区域	采样点数	10%低剂量/点数	10%高剂量/点数	区域平均剂量值/cGy
肿瘤 1	28974	503.89 (2897)	806.09 (2897)	641.64
肿瘤 1 包容盒剩余部分	270402	18.62 (27040)	615.17 (27040)	238.99

4 结 论

此算法可自动完成靶点的排布任务, 无需人工参与, 并且运算时间大大减少 (主要是减少了人工的试探以及根据计算机的计算结果作出判断的时间)。同时, 所采用的理论比较成熟, 降低了技术风险及计算的随意性。但是运算量很大, 对计算机的配置要求比较高, 需要进一步的优化和改进。

参考文献

- 1 吴敏金. 图像形态学. 上海科学技术文献出版社, 1991

(上接第 26 页)

经过动物实验, 整套报警器的效果较好, 如果该套装置使用于临床, 将会造福于人类, 产生巨大的社会效益。

参考文献

- 1 PT14 系列扩散硅压力传感器资料数据手册

(上接第 32 页)

参考文献

- 1 Lansman JB, Hallam TJ. Single stretch-activated ion channels in vascular endothelial cells as mechanotransducers. *Nature Lond.* 1987, 325: 811 - 812
- 2 Olsen SP, Clapham DE, Davies PF. Hemodynamic shear stress activates a K^+ current in vascular endothelial cells. *Nature*, 1988, 331: 168 - 170
- 3 Davies PF. Flow-mediated endothelial mechanotransduction. *Physiol Rev*, 1995, 75: 519 - 560
- 4 Gordon EL, Danielsson PE, Nguyen TS, Winn HR. A comparison of primary cultures of rat cerebral microvascular cells to aortic endothelial

- 2 Matiz AH, Andrew Wu. Treatment planning of stereotactic convergent gamma-ray irradiation using Co^{60} sources. *Medical Dosimetry*, 1998, 23: 169 - 175
- 3 崔屹. 图像处理与分析. 数学形态学方法及应用. 北京 科学出版社, 2000
- 4 Nelder J A, Mead R A. A simplex method for function minimization. *Compute J*, 1965, 7: 308 - 313
- 5 舒华忠, 鲍旭东. 立体定向放射外科治疗的方案优化. *世界医疗器械*, 2000, 6 (12): 20 - 25
- 6 舒华忠, 严玉龙, 鲍旭东等. 立体定向放射外科中的 γ -刀治疗规划的优化. *东南大学学报*, 1997, 27 (4): 19 - 25

(2002-10-28 收稿)

- 2 胡大可. MSP430 系列超低功耗 16 位单片机原理与应用. 北京航空航天大学, 2000
- 3 TI 最新特低功耗微控制器系列资料数据手册
- 4 许化杰, 明健. 用 msp430 实现斜率 A/D 转换. *电子产品世界*, 2001. 7b, 26

(2002-09-09 收稿, 2002-10-08 修回)

cells. *In Vitro Cell Dev Biol.* 1991, 27A: 312 - 326

- 5 Hamill OP, Marty A, Neher E, Sakmann B, Sigworth FJ. Improved patch-clamp techniques for a high-resolution current recording from cells and cell-free membrane patches. *Pflug Arch*, 1981, 391: 85 - 100
- 6 Hutcheson IR, Griffith TM. Heterogeneous populations of K^+ channels mediate EDRF release to flow but not agonists in rabbit aorta. *Am J Physiol*, 1994, 266: H590 - 596
- 7 Ranjan V, Diamond SL. Fluid shear stress induces synthesis and nuclear localization of c-fos in culture human endothelial cells. *Biochem Biophys Res Commun.* 1993, 196 (1): 79 - 84

(2003-10-20 收稿)

(上接第 36 页)

- 4 马立平. 由多指标向少数几个综合指标的转化——主成分分析法. *北京统计*, 2000, 126 (8): 35 - 37
- 5 董艳国, 林晓. 主成分分析在学生体形与身体素质综合评价中的应用. *体育学刊*, 2002, 9 (4): 74 - 75
- 6 向华, 鲁卫平. 主成分分析法在疾病防治中的应用. *生物数学学报*, 1999, 14 (3): 375 - 378
- 7 孙尚拱. 形体老化与疾病的非线性主成分分析. *数理统计与管理*, 2002, 21 (4): 51 - 55
- 8 张耀奇, 潘扬, 王天山等. 术类中药及其相关成药质量的主成

分分析. *南京中医药大学学报*, 1997, 13 (3): 149 - 150

- 9 邹懿玉, 林鸿洲. 主成分分析在经济预测中的应用. *数理统计与管理*, 1995, 14 (1): 7 - 10
- 10 吴黎军, 林兢, 刘永强等. 主成分分析和聚类分析在保险数据分析中的应用乌鲁木齐保险市场影响因素分析. *新疆大学学报 (自然科学版)*, 2002, 19 (2): 193 - 195
- 11 谢光柏, 陶新民, 姚文均等. 正常青壮年膝屈伸肌等速肌力测试研究. *中国康复医学杂志*, 1997, 12 (4): 158 - 162

(2003-03-27 收稿, 2003-06-09 修回)