



多功能瘢痕治疗仪的研制

创伤、手术后切口或创面愈合时常伴有瘢痕形成、增生和挛缩，目前瘢痕预防和治疗的方法主要有手术治疗、加压治疗、硅胶薄膜敷贴、放射治疗、冷冻治疗、药物治疗等。目前普遍认为较有效的疗法是压力治疗[1][2][3]；低温治疗可使病灶细胞、组织坏死，能有效抑制瘢痕增生，而且能止痒[4]。现有的瘢痕治疗仪主要基于超声治疗、中频电治疗、音频治疗、射频治疗、微波治疗和激光治疗，但临床应用时疗效不佳。我们研制出一种集按摩、加压、冷疗等作用于一体的多功能智能瘢痕治疗仪，报告如下。

1 仪器结构与原理

多功能瘢痕治疗仪主要由电动加压按摩单元、制冷单元、温度和压力检测单元、A/D转换单元、单片机控制单元、显示单元、电源调整单元等组成。其工作原理是：通过步进电机实现对瘢痕部位的加压及按摩，改变电机脉冲频率来改变电机的转速，不同的转速达到不同的按摩效果，改变电机的直线距离来改变压力。通过半导体制冷片实现对瘢痕的冷疗；用单片机(89C52)完成压力、温度的控制与显示。本治疗仪的技术参数为：压力可调范围：0~10 kPa；温度可调范围：0~30 ℃。其总体功能结构框图见图1。

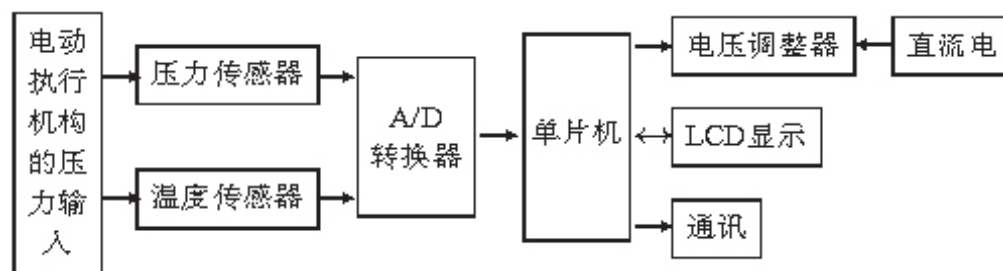


图1 总体功能结构框图

2 加压按摩单元设计和原理

持续加压可使局部组织缺血，降低组织代谢率，减少成纤维细胞含量，扩大细胞间隙，有利于胶原束分散和规律分布，从而抑制瘢痕增生。从理论上讲，持续施以与毛细血管压力(3.5 kPa)相近的压力可使胶原纤维重新排列，局部相对贫血，从而抑制瘢痕增生。早期瘢痕使用压力约0.2 kPa，后期的硬瘢痕则需要0.35~4.00 kPa压力[5]。大量的临床实践也表明对瘢痕进行早期按摩能有效抑制瘢痕增生，因为早期增生性瘢痕毛细血管形成快而多，表现为新生儿期活跃特点，毛细血管脆弱容易破坏，采用特定手法按摩，可有效破坏

毛细血管形成，阻断瘢痕处营养供给，从而抑制瘢痕增生。

步进电机是纯粹的数字控制电动机，它将电脉信号转变成角位移，即给一个脉冲信号，且就转动一个角度，因此非常适合于单片机控制。我们选用四相反应式步进电动机。其转子和定子表面都分布有小齿，且齿距相同，形状相似。反应式步进电动机运动的动力来自于电磁力，在电磁力的作用下，转子被强行推动到最大磁导率(或者最小磁阻)的位置，并处于平衡状态。对四相步进电机来说，当某一相的磁极处于最大磁导位置时，另外三相必须处于非最大磁导位置。错齿的存在是步进电机能够旋转的前提条件，即当某一相处于对齿状态时，其他相必须处于错齿状态。如果给处于错齿状态的相通电，则转子在电磁力的作用下，将向磁导率最大(或磁阻最小)的位置转动即向趋于对齿状态转动，步进电动机就是基于这一原理实现转动。其工作方式有单四拍、双四拍之分，其中双四拍通电时间长，消耗的电功率大，当然，获得的电磁转矩也大[6]。

我们选用步距角为 1.8° ，12 V四相步进电机。并可通过软件法、硬件法对步进电机进行脉冲分配，从而实现步进电机的调速。选用UCN5804B集成电路芯片作为四相步进电动机的单极性驱动。由内部定时中断来控制步进电机的脉冲分配。软件算法如下：由于步进电机的转速 V 为50~200转/min，晶振为 $f=24\text{ M}$ ，电机步距角 θ 为 1.8° 。由以上数据可以计算出各参数：

每秒钟转速 $V_s = V \div 60$ ；旋转一周的步数 $B = 360 / \theta$ ；每秒钟多少步 $S = V_s \times B = \frac{V \times 60}{\theta}$ ；MCU的机器周期为 $F = f / 12$ ；所以，延时数为： $A = F / S = 720\,000 \div V$ ； $V \in [50, 200]$ ； $A \in [3600, 14400]$ 。因为，延时数 A 在0~65535内，所以我们采用16位内部定时器对步进电机进行控制。流程见图2。

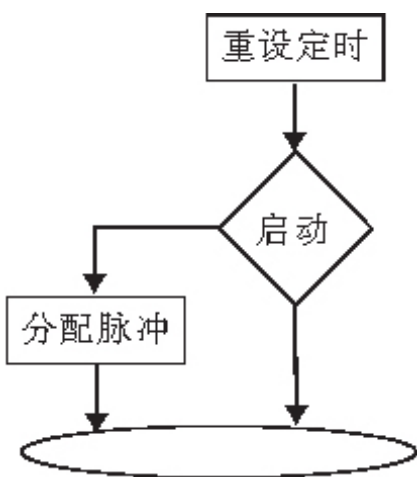


图2 步进电机控制流程

3 制冷单元设计与原理

低温治疗可使病灶细胞、组织变性，甚至坏死，能有效抑制瘢痕增生，而且能止痒。半导体制冷片具有体积小、机构简单、启动快、控制灵活等优点，特别在小体积、小负荷的制冷场合，使用半导体制冷有其独好的好处。并且，改变电流方向可以用来制冷或制热。在产冷量20 W以下，温差不超过 50°C 时，半导体制冷的效率高于压缩式制冷，在小型医疗仪器中具有广泛临床应用价值。半导体制冷原理是建立在“珀尔贴”效应上，即某种材料通上直流电之后，其两端有温差产生，所以又称温差电制冷，半导体制冷制或称热电制冷。由于半导体的制冷效果在很大程度上取决于热端的散热。为了达到更好的制冷效果，其冷端应加储冷板，热端应加散热板，并且应在制冷片与储冷板之间、制冷片与散热板之间涂导热硅脂，以填补空隙，改善接触。为了不让热端的热串到冷端，储冷板和散热板之间应当用隔热材料充填，其厚度在 $25\sim 30\text{ mm}$ 为宜，并在热端加风扇以加快散热。我们选用TEC1系列5 V，2.5 A的半导体片作为制冷元件，选用ULN2803A作为继电器驱动管。其

温度控制电路如图四，通过继电器对半导体制冷片进行制冷、制热、停的控制。原理如下：当KM1断开时，制冷片没有供电；当KM1接通，KM2断开时，电流从KM2的4脚流入，13脚流出(制冷)；当KM1接通，KM2接通时，电流从KM2的13脚流入，4脚流出(制热)(图3)。

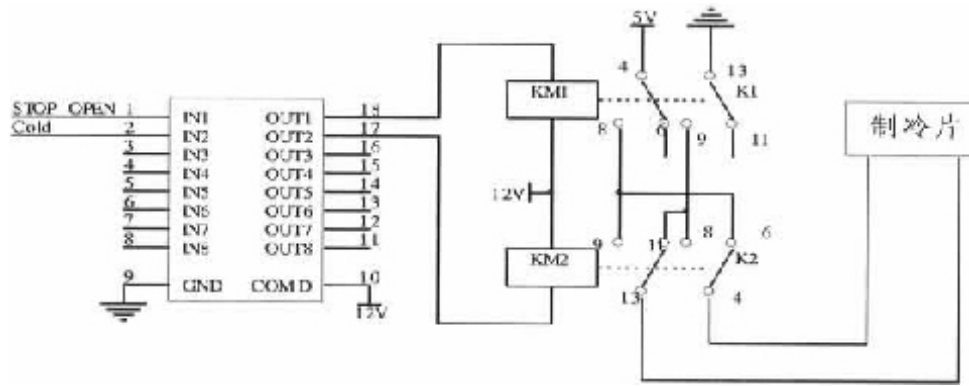


图3 温度控制电路图

4 传感检测

在传感检测单元中，我们选用AD590温度传感器，HA7324运算放大器，ADC0832模数转换器，A0512S电平转换器。通过AD590将温度的变化转换成电流变化，用HA7324将电流的变化转化成电压的变化，并经过差动放大后得到输出电压与摄氏温度的关系， $V_0=T/10$ 伏，温度单位为度。由于ADC0832为5 V电压，而HA7324等运算放大器需要 ± 12 V，所以用A0512S对电平进行转换，将5 V直流转换成 ± 12 V直流。

5 结论

目前该仪器已具有按摩、加压、制冷、显示等功能，临床初步研究表明，该治疗仪使用方便，性能稳定，可有效的抑制创伤导致的瘢痕形成，而且对增生期瘢痕有显著的抑制作用，并可减轻由于瘢痕增生导致的瘙痒。

参考文献:

- [1] 吴宗耀. 烧伤瘢痕的防治难点[J]. 中华烧伤杂志, 2004, 20(2): 67-8.
Wu ZY. Critical aspects in the treatment of postburn scars[J]. Chin J Burns, 2004, 20(2): 67-8.
- [2] 李志清, 王甲汉, 任加良, 等. 鹧鸪油对烫伤大鼠创面的愈合作用[J]. 第一军医大学学报, 2004, (11): 1255-6.
Li ZQ, Wang JH, Ren JL, et al. Effects of topical emu oil on wound healing in scalded rats[J]. J First Mil Med Univ/Di Yi Jun Yi Da Xue Xue Bao, 2004, (11): 1255-6.
- [3] Brissett AF, Sherris DA. Scar contractures, hypertrophic scars, and keloids[J]. Facial Plast Surg, 2001, 17(2):263-72.
- [4] 向建光, 钱春丽, 周风霞, 等. 冷冻联合得宝松局部注射治疗瘢痕疙瘩36例[J]. 中国煤炭工业医学杂志, 2002, 5(11): 1109-10.

[5]刘青山, 冯 丽, 沈菊彬, 等. 压力衣综合治疗烧伤后增生性瘢痕的疗效观察[J]. 贵阳医学院学报, 2000, 25(4): 370-1.

Liu QS, Fen L, Shen JB, et al. Curative effect of resilience cloth integrating treatment in hyperplastic scar by burn[J]. J Guiyang Med Coll, 2000, 25(4): 370-1.

[6]王明晓. 电动机的单片机控制[M]. 北京航空航天大学出版社, 2003. 181-208.

[回结果列表](#)