

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2016.11.017

医学信号处理与医学仪器

基于多功能数据采集卡低频电磁场发生器的研制

朱汉明¹, 许伟成², 白文芳²

1. 暨南大学物理系暨南大学思源实验室, 广东广州 510632; 2. 广东省人民医院/广东省医学科学院广东省老年医学研究所康复医学科, 广东广州 510080

【摘要】目的:为研究低频电磁场细胞生物学效应, 根据亥姆霍兹线圈原理设计制作实验用低频交变电磁场发生器。**方法:**利用计算机、数据采集卡、功率放大器和亥姆霍兹线圈等组成均匀磁场发生器, 将数据采集卡产生的波形信号调理并放大后, 驱动亥姆霍兹线圈产生均匀可控的磁场, 通过计算机实时显示和储存磁场频率、场强、作用时间及波形等参数, 用于磁场定量干预实验研究。**结果:**该仪器产生的磁场输出波形包括正弦波、三角波和方波, 频率为0~500 Hz, 磁感应强度在0~10 mT范围内连续可调, 可调精度0.1 mT, 可设置不同输出模式(输出时间、间歇时间等), 持续工作2 h无热辐射。**结论:**该实验研制的低频交变电磁场发生器可满足实验设计要求, 输出不同波形, 实时显示记录作用频率、场强和作用时间等。

【关键词】低频电磁场; 发生器; 物理治疗; 数据采集卡

【中图分类号】R312; TM154

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)11-1168-06

Design of low frequency electromagnetic field generator based on multifunction data acquisition card

ZHU Hanming¹, XU Weicheng², BAI Wenfang²

1. Siyuan Laboratory, Department of Physics, Jinan University, Guangzhou 510632, China; 2. Department of Rehabilitation Medicine, Institute of Geriatric Medicine, Guangdong Academy of Medical Sciences, Guangdong General Hospital, Guangzhou 510080, China

Abstract: Objective To study on the cell biological effect in low frequency electromagnetic field by designing a low frequency alternating electromagnetic field generator based on the principle of Helmholtz coil. **Methods** The uniform electromagnetic field generator was composed of a computer, data acquisition card, power amplifiers and Helmholtz coil. After processing and magnifying the waveform signal produced by the data acquisition card, the Helmholtz coil was driven to generate uniform adjustable magnetic fields. Parameters of electromagnetic field, such as field frequency, field intensity, intervention time and waveform were real-time displayed and stored in computer for the quantitative experimental study of magnetic field intervention. **Results** The output waveform of the generator includes sine wave, triangular wave and square wave, with the frequency of 0-500 Hz. The continuously adjustable magnetic induction intensity was 0-10 mT, with an adjustable precision of 0.1 mT. The generator which could work continuously for 2 h without thermal radiation had different output modes to be set, such as output time and time interval. **Conclusion** The generator can meet different research requirements, including different kinds of output waveforms, real-time displaying and recording the frequency, field intensity and intervention time.

Keywords: low frequency electromagnetic field; generator; physical therapy; data acquisition card

前言

随着生物电磁学理论不断发展, 电磁场(Elec-

tromagnetic Fields, EMF)的应用领域不断扩大, 已渗入到许多交叉领域与新兴学科。EMF作为临床康复医学常用的物理治疗因子, 其细胞生物学效应为临床磁疗提供了理论依据, 在临床上有着广泛的应用前景。不少研究发现, 特定参数的低频EMF不仅可以促进多种干细胞增殖分化^[1-3]、减轻炎症反应、促进细胞分泌生长因子和组织再生^[4-6], 还可以促进神经突起的

【收稿日期】2016-09-17

【基金项目】国家青年自然科学基金(81301680); 广东省科技计划项目(2012B061700059, 2016A020214014)

【作者简介】朱汉明, 硕士, 实验师, E-mail: zhhm126@126.com

【通信作者】白文芳, 硕士, 主治医师, 研究方向: 电磁场与干细胞应用与转化, E-mail: freedombwf1008@126.com

发生,提高中枢神经损伤后运动功能的恢复等^[7]。

不同的磁场类型、磁场频率、场强大小和方向性等产生的生物效应不同,作用于全身或局部效果也不同。目前国内外用于生物学效应研究的低频电磁场发生装置多采用脉冲形式,也有采用稳恒磁场和低频交变磁场的形式^[8-10],但由于负载线圈的电感特性,难以实现含有多频率成分的方波、三角波等磁场波形。为满足低频电磁场细胞生物学效应实验研究需求,本研究拟设计制作一种基于多功能数据采集卡控制的磁场发生器。

1 亥姆霍兹线圈的设计

亥姆霍兹(Helmholtz)线圈具有结构简单、磁场区域大且均匀度高的特点,是磁生物效应研究中的理想装置。Helmholtz线圈是磁场的直接生成者,不仅决定了生物学效应研究中的磁场环境构建,其阻抗特性等也决定了功率放大电路的设计和磁场参数的指标达成。因此,有必要首先对Helmholtz线圈的结构、阻抗特性、磁场分布规律等进行简要的阐明。

Helmholtz线圈是将一对匝数、半径、绕线厚度等相同的载流线圈同轴平行放置并通以同方向电流,当线圈间距等于线圈半径时,两个线圈的总磁场在轴的中点附近的较大范围内是均匀的,两线圈中心对称点的磁感应强度为:

$$B_0 = \frac{N\mu_0 IR^2}{(R^2 + d^2)^{3/2}} \quad (1)$$

其中, R 为线圈半径; $d=R/2$ 为两平行线圈中心对称点到单个线圈中心点的距离; N 为单个线圈匝数; I 为通过线圈的电流; μ_0 为真空磁导率。

在线圈的设计上,要充分考虑它的均匀磁场范围、阻抗特性以及与功率放大电路的阻抗匹配。考虑到实际研究应用的需要,将 R 定为 0.1 m ,将 $R=0.1\text{ m}$, $d=0.05\text{ m}$ 代入(1)式可得: $B_0=0.009 NI(\text{mT})$,取 $NI=1\ 200$ 安匝时,最大磁场约为 10.8 mT 。由于线圈为大电感负载,在一定驱动电压下,通过线圈的电流大小受线圈感抗和信号频率影响很大,线圈设计时要综合考虑电感、频率、线径、匝数等参数,线圈的电感 L 可用空心圆柱线圈^[11]的近似计算公式得到:

$$L = 2\pi\mu_0 n_c^2 R_1^5 T(p, q) \quad (2)$$

其中:

$$T(p, q) = \int_0^\infty U^2(1, p, x)(qx + e^{-qx} - 1)dx \quad (3)$$

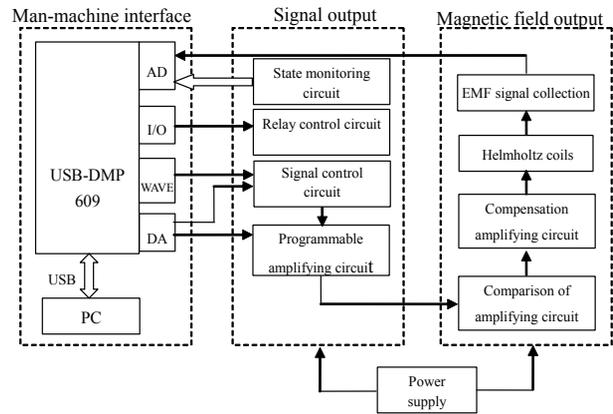
n_c 为线圈匝流密度, R_1 为线圈内半径, $T(p, q)$ 为线圈的形状函数,可通过线圈尺寸查表获得。

由于制作工艺上的考虑,最终线圈参数确定为:

线径 1.2 mm ,匝数 600 ,直流电阻约 $6\ \Omega$,单个线圈电感近似计算结果为 123 mH ,实验测得电感约为 106 mH (50 Hz 正弦),输出 50 Hz 正弦波磁场时,线圈最大电流为 1.2 A ,磁感应强度最大约为 12 mT 。

2 磁场发生器的组成及原理

为了获得更好的操作性和良好的人机界面,该仪器使用了济南三凯电子仪器的USB-DMP609多功能数据采集卡实现磁场发生器的波形输出和实时数据采集功能。使用者通过友好的程序界面设置磁场刺激参数,由数据采集卡输出相应不同波形和强度的磁场波形曲线,输出信号经过调理放大后驱动亥姆霍兹线圈产生均匀电磁场,并在计算机上实时测量显示仪器输出的磁场强度,整个系统的设计框图如图1所示。



EMF: Electromagnetic fields

图1 系统设计框图

Fig.1 Functional block diagram of the system

仪器可进行设置的参数如下:磁场波形、磁场频率、磁场强度、输出持续时间、间歇时间和仪器工作的总时间等。

2.1 多功能数据采集卡

USB-DMP609多功能数据采集卡是采用32位ARM内核作为主控系统的低价USB2.0总线16位AD数据采集板卡,具有16路单端模拟量输入,高达42k板载FIFO存储系统,内部时钟触发高速连续采样(采样率达 250 kHz),具有高分辨率、高速采集性能。具有2路12位DA输出、开关量16路输入/输出,且该卡板载程控模拟波形发生器,可输出正弦波、三角波、方波等模拟波形,满足系统的设计要求。

另外,该仪器通过采集卡实现了正弦波、三角波、方波等多波形可选输出,DA输出电压到程控放

大模块起到波形幅值的自动控制,多路AD数据采集不仅可对输出磁场大小的信号进行实时采集,还可用于系统各个模块的工作状态监测,开关量(I/O)输入输出控制继电器实现信号的切换和功率放大模块的模式切换。

2.2 信号输出控制

由于计算机 windows 系统无法实现精确定时和 USB 传输速率的限制,为了更好地满足实时性,系统增加了单片机和数控开关作为实时控制单元。单片

机采用低价高速的 51 内核单片机 STC15W408AS,该系列单片机自带 8 路高速 A/D 转换。单片机通过采样采集卡 DA 输出口发送的模拟电压值,实现接收计算机端发送的控制命令,简化了硬件设计。数控开关采用 CD4052 芯片,CD4052 是一个差分 4 通道数字控制模拟开关,有 A、B 两个二进制控制输入端和 INH 禁止端,具有低导通阻抗和很低的截止漏电流。通过控制 CD4052 数字开关的 0、1 通道,实现信号的输出与截止(图 2)。

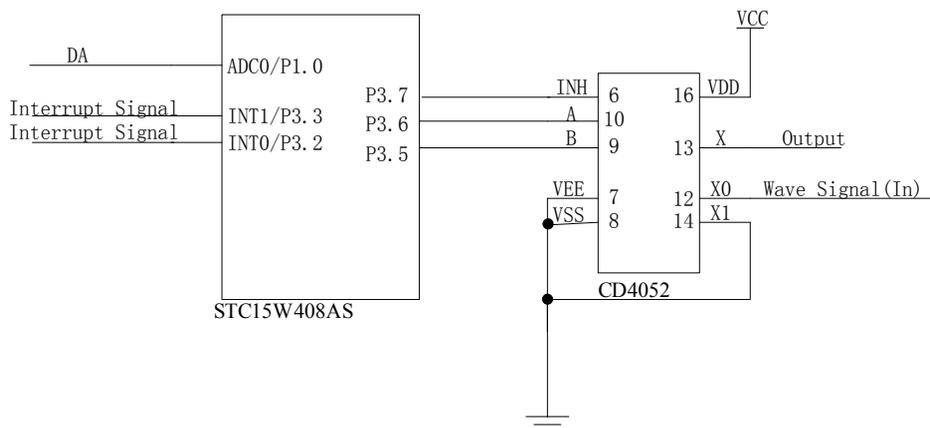


图2 信号控制电路图

Fig.2 Signal control circuit

利用程控放大器 VCA810 能够实现 -40~40 dB 的线性增益控制,增益控制准确度 ± 1.5 dB,有效增益的控制范围为 -2~0 V,为了配合采集卡 DA 只能输出正

电压值的特点,在 VCA810 的增益电压控制端前增加了一个反向放大的电路(图 3)。

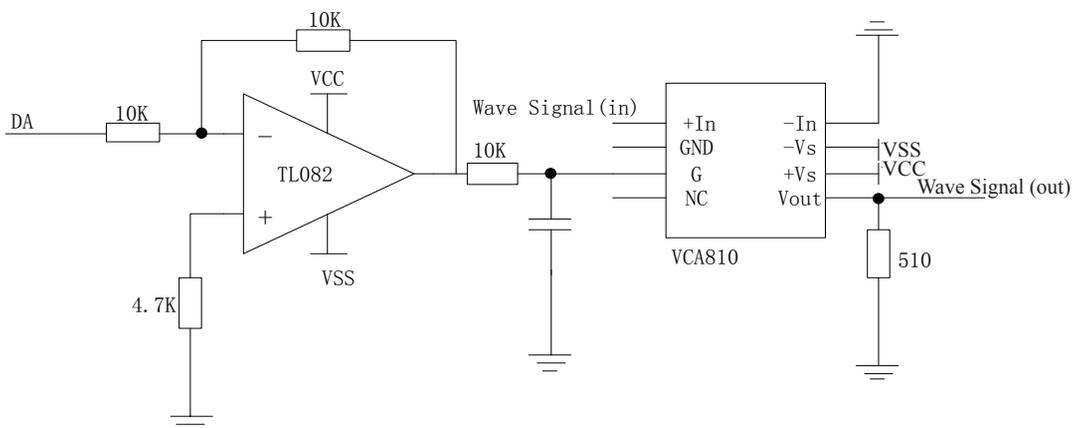


图3 程控放大电路原理图

Fig.3 Schematic diagram of programmable amplifying circuit

2.3 磁场输出模块

由于 Helmholtz 线圈的电感效应,使用通用的功率放大电路驱动线圈产生方波、三角波等磁场时,将会发生很大的失真和畸变,并不适合产生非正弦的

磁场波形。本设计采用一种能对电感负载及输出电流相位进行补偿的反馈式结构的放大电路^[12],使其能够适用于较大幅值的各种波形磁场的产生,原理框图如图 4 所示。电路使用了美国 APEX 公司的

PA93作为核心元件,该器件连续输出电流可达8 A,安全工作区内没有二次击穿的限制,通过选择合适的限流电阻可实现任何负载下的安全工作区,特别适合于驱动感性负载等大电流负载^[13]。

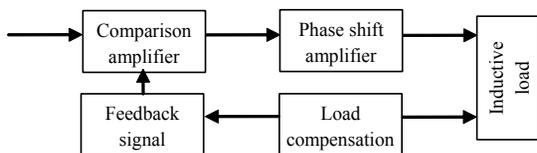


图4 负载及相位补偿功率放大电路原理图

Fig.4 Functional block diagram of load compensation, phase compensation and power amplifying circuit

2.3.1 负载补偿 对感性负载进行补偿,可以大大降低功率放大器的内部功耗,增强对较高频率和较大幅值的电流的带载能力,电路如图5所示。其中 R_L 和 L 是亥姆霍兹线圈的等效电阻和电感, R_1 、 R_2 为补偿电阻, R_f 为反馈取样电阻, C 为补偿电容,各参数间满足以下关系: $R_f=1\ \Omega$; $R_2=R_L+R_1+R_f$; $L/R_2=R_2C$ 。

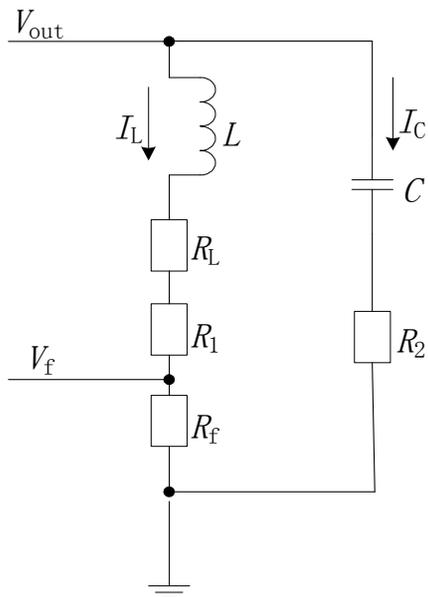


图5 负载补偿电路

Fig.5 Load compensation circuit

假设无负载补偿,此时高压功放PA93的输出电压和耗散功率分别为:

$$V_{out} = I_L(R_L + j\omega L) \quad (4)$$

$$P_{in} = \frac{2}{\pi} V_s I_{Lp} - \frac{1}{2} I_{Lp}^2 R_L \quad (5)$$

式中, I_{Lp} 为 I_L 的峰值, V_s 为功放电源电压(80 V)。由式(5)可知,当 $I_{Lp} = \frac{2V_s}{\pi R_L}$ 时, P_{in} 达到最大值

$P_{max} = \frac{2V_s^2}{\pi^2 R_L}$ 。在 R_L 上串联补偿电阻(R_1+R_f),即可减少 P_{in} , R_1 越大, P_{in} 越小。但由式(4)又可看出, R_1 的取值还要受到 V_{out} 和信号频率的制约,因此 R_1 的取值不能太大,此处取 $R_1=42.5\ \Omega$,此时,功放的最大耗散功率约为26 W,对应的峰值电流约为1.2 A。

2.3.2 移相补偿 受负载电感的影响,如果信号放大后直接驱动负载,将会造成反馈电压 V_f 的相位落后于信号电压 V_{in} ,其相位差也将随频率改变而变化,对于方波、三角波等含有多频率成分的信号,负载电流将会出现严重失真,无法获得相应的磁场波形。移相补偿电路可以有效的消除负载电流相位差,从而获得与输入信号较小失真的磁场波形。电路原理图如图6所示,图中 C_p 为相位补偿电容, R_p 为高频补偿电阻。

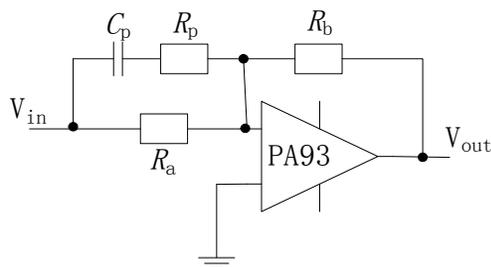


图6 移相补偿电路

Fig.6 Phase shifting compensation circuit

暂不考虑 R_p ,则PA93放大倍数为:

$$K = \frac{R_b}{R_a // \frac{1}{j\omega C_p}} = \frac{R_b}{R_a} (1 + j\omega R_a C_p) \quad (6)$$

此时 V_f 与 V_{in} 的相位差为 $\arg(\frac{1 + j\omega R_a C_p}{1 + j\omega L/R_2})$,该项等

于0时即可求出 $C_p = \frac{L}{R_2 R_a}$ 。

需要注意的是, C_p 的引入将带来微分效应,使输出出现高频失真。为了防止失真,可在 C_p 上串联一个电阻 R_p ,此时PA93的放大倍数变为:

$$K = \frac{R_b}{R_a // (R_p + \frac{1}{j\omega C_p})} = \frac{R_b}{R_a} (1 + \frac{j\omega R_a C_p}{1 + j\omega R_p C_p}) \quad (7)$$

由上式可看出,引入 R_p 可以减小微分效应,降低频率对放大倍数 K 的影响,且频率越高作用越明显。通过Multisim仿真软件对电路进行仿真,各电路参数最终取值为: $R_p=100\ \Omega$; $R_a=10\ \text{k}\Omega$; $C_p=0.22\ \mu\text{F}$ 。

3 磁场输出测试

该装置磁场发生的部分采用Helmholtz线圈以获

得较大范围和均匀度的磁场,功率放大部分采用了一种相位补偿电路,能够较好地还原输出多频率成分的磁场波形,并可以对磁场输出间歇时间进行调控,实现如图7所示的磁场输出模式。

该仪器产生的磁场可输出波形包括正弦波、三角波和方波,频率在0~500 Hz,磁感应强度在0~10 mT

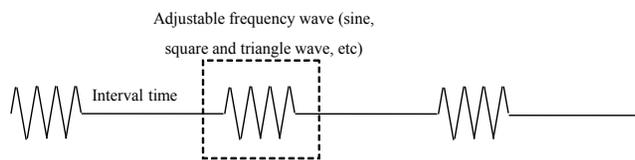


图7 磁场输出模式

Fig.7 Output mode of magnetic field

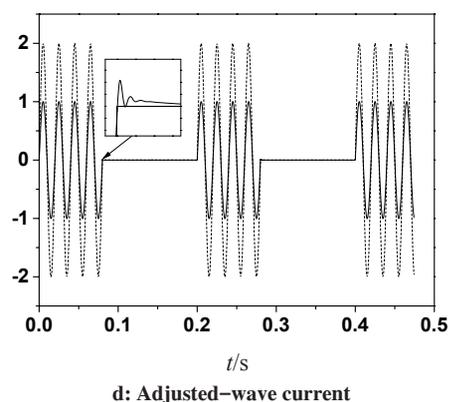
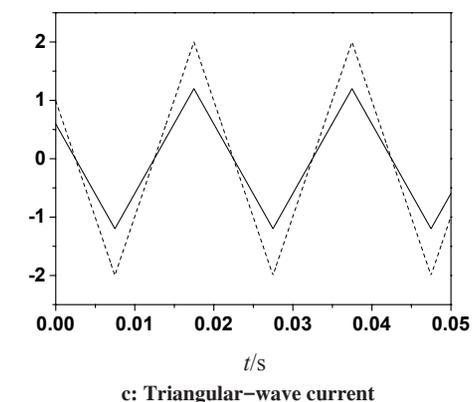
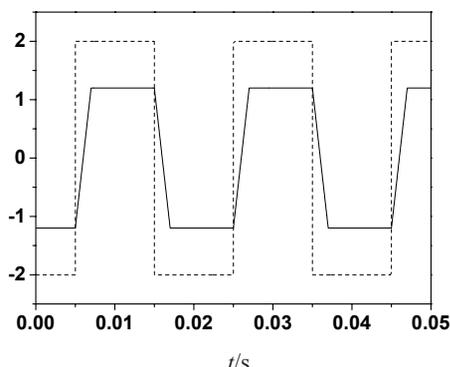
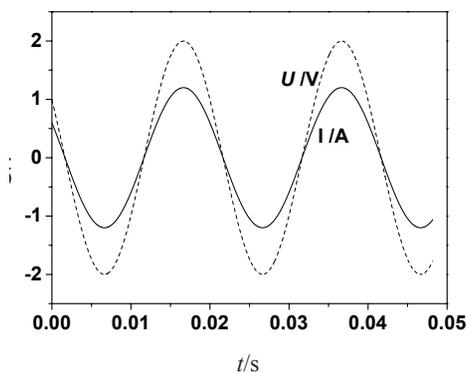


图8 负载电流波形

Fig.8 Waveform of load current

范围内连续可调,可调精度0.1 mT,可设置不同输出模式(输出时间、间歇时间等),持续工作2 h无热辐射。

由于Helmholtz线圈产生的磁场与通过线圈的电流成正比,测试中通过数字示波器测量1 Ω采样电阻 R_s 两端的电压作为磁场强度的输出波形。图8给出了输入信号为50 Hz的正弦波、三角波和方波信号时,相应的输出负载电流波形情况,其中,图8d是间歇输出模式下输出负载电流的波形情况。虚线对应输出信号电压U(V),实线对应负载输出电流I(A)。从图8中可以看出,对于正弦波和三角波,输出波形和相位与输入基本吻合,对于方波,其上升沿和下降沿略变宽。从图8d中可以看出,在间歇输出模式下,当停止输入信号时,负载电流能够较快地收敛为0,较圆满地实现了从输入电压信号到相同波形电流输出的转换。

4 结论

本文介绍了一种基于多功能数据采集卡的低频电磁场发生器,实现了正弦波、三角波和方波等波形的磁场发生。对于各种波形,在0~50 Hz频率范围内最大输出电流可达到1.2 A,磁场约为12 mT,负载

输出电流波形跟踪良好,获得了较好的磁场波形。仪器持续工作2 h后,波形输出稳定,无明显热辐射,对Helmholtz线圈以恒流电源驱动测量,在中心区域磁感应强度的不均匀性优于5%,稳定性和精度均满足细胞生物学实验研究的要求。

【参考文献】

- [1] BAI W F, XU W C, FENG Y, et al. 50 Hz electromagnetic fields facilitate the induction of rat bone mesenchymal stem cells to differentiate into functional neurons[J]. *Cytotherapy*, 2013, 15(8): 961-970.
- [2] BAI W F, ZHANG M S, HUANG H, et al. Effects of 50 Hz electromagnetic fields on human epidermal stem cells cultured on collagen sponge scaffolds[J]. *Int J Radiat Biol*, 2012, 88(7): 523-530.
- [3] ZHANG M, LI X, BAI L, et al. Effects of low frequency electromagnetic field on proliferation of human epidermal stem cells: an *in vitro* study[J]. *Bioelectromagnetics*, 2013, 34(1): 74-80.
- [4] 张鸣生, 吴博, 白文芳, 等. 低强度电磁场促进鼠表皮干细胞移植修复皮肤缺损的实验研究[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2011, 33(4): 250-253.
- ZHANG M S, WU B, BAI W F, et al. The effects of low intensity electromagnetic fields on the reconstruction of full skin loss wounds grafted with human epidermal stem cells [J]. *Chinese Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2011, 33(4): 250-253.
- [5] LI X, LIANG L, ZHAO P, et al. The effects of adenoviral transfection of the keratinocyte growth factor gene on epidermal stem cells: an *in vitro* study[J]. *Mol Cells*, 2013, 36(4): 316-321.
- [6] 冯玉, 白文芳, 许伟成, 等. 低频电磁场促进骨髓间充质干细胞移植修复大鼠脊髓损伤的实验研究[J]. *中国组织工程研究*, 2013, 32(17): 5819-5826.
- FENG Y, BAI W F, XU W C, et al. Low-frequency electromagnetic fields enhance the recovery of spinal cord injured rats undergoing bone mesenchymal stem cell transplantation [J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2013, 32(17): 5819-5826.
- [7] CROWE M J, SUN Z P, BATTOCLETTI J H, et al. Exposure to pulsed magnetic fields enhances motor recovery in cats after spinal cord injury[J]. *Spine*, 2003, 28(24): 2660-2666.
- [8] 王之魁, 樊庆文, 王德魔, 等. 基于亥姆霍兹线圈的均匀磁场发生器设计分析及应用[J]. *医疗卫生装备*, 2014, 35(10): 1-3.
- WANG Z K, FAN Q W, WANG D H, et al. Design and application of uniform magnetic field generator based on Helmholtz coils[J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2014, 35(10): 1-3.
- [9] 成波, 黄曦, 兰同汉, 等. 基于微控制器的极低频磁场发生装置的设计[J]. *计算机与数字工程*, 2007, 35(11): 111-113.
- CHENG B, HUANG X, LAN T H, et al. Design of extremely low frequency magnetic field generator based on the microcontroller [J]. *Computer & Digital Engineering*, 2007, 35(11): 111-113.
- [10] 瞿明明, 文峻, 杨继庆, 等. 磁致热疗肿瘤用磁场发生装置的研制[J]. *中国医学装备*, 2012, 9(1): 36-38.
- ZHAI M M, WEN J, YANG J Q, et al. Design of sine wave magnetic device for magnetic-induced tumor hyperthermia [J]. *China Medical Equipment*, 2012, 9(1): 36-38.
- [11] 吴素文. 空心圆柱线圈的电感计算表[J]. *郑州大学学报(工学版)*, 2003, 24(3): 106-112.
- WU S W. Inductance tables of air-cored cylindrical coil [J]. *Journal of Zhengzhou University: Eng Sci*, 2003, 24(3): 106-112.
- [12] 谢晓霞, 张权. 功率因数提高的Multisim仿真和实验分析[J]. *现代电子技术*, 2015, 156(1): 150-152.
- XIE X X, ZHANG Q. Multisim simulation and experiment analysis for improvement of power factor [J]. *Modern Electronic Technique*, 2015, 156(1): 150-152.
- [13] 李福良. 基于PA85的新型压电陶瓷驱动电源[J]. *压电与声光*, 2005, 27(4): 392-394.
- LIF L. A new power supply for piezoelectric ceramic based on PA85 [J]. *Piezoelectrics and Acoustooptics*, 2005, 27(4): 392-394.

(编辑:薛泽玲)